

УДК 534.64.222:616.24-073

ФОРМУЛА СЕРЕДНЬОГО ВУХА ЛЮДИНИ В НОРМІ. ВІДБИТТЯ ЗВУКУ ВІД БАРАБАННОЇ ПЕРЕТИНКИ

С. А. НАЙДА

Національний технічний університет України "КПІ", Київ

Одержано 09.01.2002 ◊ Переглянуто 26.08.2002

Одержано просту формулу для опису процесу передачі акустичної енергії в середньому вусі людини в нормі. Викладена теорія відкриває перспективу ранньої діагностики захворювань вуха. На основі оригінальної методики розшифровки тимпанограм проведено попередню перевірку справедливості одержаних співвідношень. Визначено, що значення енергетичних коефіцієнтів відбиття від барабанної перетинки і проходження звуку в нормі близькі до 0.5.

Получена простая формула для описания процесса передачи акустической энергии в среднем ухе человека в норме. Изложенная теория открывает перспективу ранней диагностики заболеваний уха. На основе оригинальной методики расшифровки тимпанограм проведена предварительная проверка справедливости полученных соотношений. Показано, что значения энергетических коэффициентов отражения от барабанной перепонки и прохождения звука в норме близки к 0.5.

A simple formula describing the process of the acoustic energy transmission in a normal human middle ear is obtained. Stated theory offers the challenge for early diagnostics of the ear diseases. On the base of the original technique of interpretation of tympanograms the preliminary verification of the obtained relations is made. It is shown that normal values of the power coefficients of reflection from the tympanic membrane and the sound transmission are close to 0.5.

ВСТУП

Серед об'єктивних методів діагностики слуху все більше розповсюдження в клінічній практиці одержує багаточастотна акустична імпедансометрія, в якій стан вуха людини характеризують акустичним імпедансом [1–3]. Одним із різновидів такого підходу можна вважати методику тимпанометрії. У традиційній тимпанометрії на стандартних частотах 226, 660 і 1000 Гц вимірюється специфічна величина, що зветься еквівалентним об'ємом середнього вуха (як буде показано нижче, еквівалентний об'єм однозначно зв'язаний зі значенням модуля акустичного імпедансу середнього вуха). Суть цієї методики полягає в тому, що у зовнішньому слуховому проході, герметично закритому спеціальним вушним вкладишем, створюється плавна зміна статичного тиску повітря від більшого за нормальний атмосферний до меншого за нього. При цьому реєструється сумарне значення фізичного об'єму зовнішнього слухового проходу й еквівалентного об'єму середнього вуха. Щоб одержати еквівалентний об'єм середнього вуха, створюється надлишок статичного тиску $\Delta P_{ст}$ 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) у нормі й при патології дозволяє судити

про ступінь змін в органі слуху й діагностувати деякі його захворювання. Однак велика міжсуб'єктна розбіжність даних, яка спостерігається в клінічній практиці, може перебивати відхилення від норми. Цей факт і складає основну проблему діагностики слуху.

Таке становище стало підставою для досліджень з фізичного й математичного моделювання процесу передачі звуку в системі середнього вуха. Одну з перших математичних моделей середнього вуха людини викладено в [4]. У цій роботі на основі даних, отриманих за допомогою методу електро-механічних аналогій, стверджується, що "передвальна функція середнього вуха має властивості фільтра нижніх частот". Під терміном "передвальна функція" в [4] розуміється відношення зміщення основи однієї з слухових кісточок – стремінця (рис. 1) до тиску в звуковій хвилі біля барабанної перетинки. На сьогодні ця думка є загальноприйнятою. Однак така спрощена інтерпретація не змогла пояснити багатьох властивостей середнього вуха, які були виявлені пізніше експериментальним шляхом. Це стимулювало розробку більш адекватних математичних моделей середнього вуха людини. Наприклад, в роботі [5] таку модель розроблено з використанням методу скінченних елементів. Вона дозволяє відтворити рух ланцюга кісточок і є корисною для детального аналізу механо-акустичних властивостей середнього вуха.

В даній роботі запропоновано математичну мо-

дель процесу передачі акустичної енергії в середньому вусі людини в нормі, побудовану на основі метода електромеханічних аналогій, який є більш простим за метод скінченних елементів. Додатково використовувались уявлення про вухо як про зв'язану коливальну систему. Як результат, основні параметри коливальної системи вуха вдалося зв'язати в один новий інтегральний діагностичний параметр (так званий “фактор зв'язку”). Розроблена модель створює певні можливості для раннього діагностування захворювань звукопровідної системи вуха.

1. ЕКВІВАЛЕНТНА ЕЛЕКТРОМЕХАНІЧНА СХЕМА СЕРЕДЬОГО ВУХА ЛЮДИНИ

Для аналізу коливань барабанної перетинки вуха (див. рис. 1) скористаємось апробованим в електроакустиці методом електромеханічних аналогій [6]. В його основі лежить подібність рівнянь, які описують електричні й механічні явища. При цьому електричним величинам – напрузі, ємності, індуктивності, активному опору, відповідають механічні: сила, гнучкість, маса, активний механічний опір.

З фізичної точки зору барабанна перетинка являє собою тонку, рівномірно розтягнуту плівку, що має розподілені інерцію й пружність, – мембрану. Інерція мембрани характеризується масою одиниці площі γ , а пружність – силою натягу τ . Остання визначається як сила, що діє в площині мембрани на одиницю довжини опори мембрани. Мембрана при розрахунку замінюється простою коливальною системою у вигляді підвішеного на пружині поршня [4]. Еквівалентна маса поршня $m_{\text{екв}}$ й маса мембрани m_m зв'язані співвідношенням

$$m_{\text{екв}} = \frac{4}{3}m_m = \frac{4}{3}\pi a^2\gamma, \quad (1)$$

де a – радіус мембрани. Еквівалентна гнучкість пружини становить

$$C_{\text{екв}} = \frac{1}{8}\pi\tau. \quad (2)$$

Оцінка еквівалентної маси барабанної перетинки при товщині $\delta=0.074$ мм, площі $S_{\text{бп}}=64$ мм² і густині $\rho=1030$ кг/м³ ($\gamma=\delta\rho$) дає значення $m_{\text{екв.бп}}=4\rho\delta S_{\text{бп}}/3\approx 6.3$ мг. До барабанної перетинки прикріплені слухові кісточки: молоточок з $m_{\text{мол}}=25$ мг, коваделко з $m_{\text{к}}=30$ мг, стремінце з $m_{\text{с}}\approx 3\div 4$ мг. Таким чином, сумарна маса кісточок і мембрани складає $m_{\Sigma}\approx 65$ мг.

Розглянемо електромеханічну схему середнього вуха. Середнє вухо людини є складною механо-

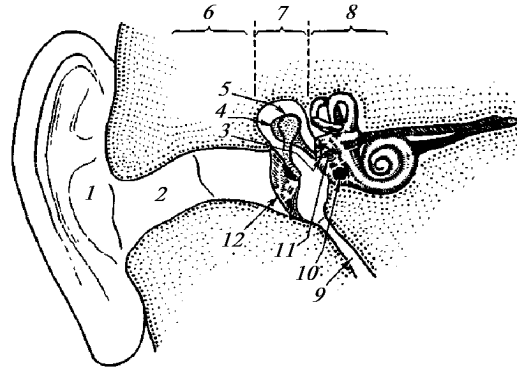


Рис. 1. Будова вуха:

1 – вушна раковина, 2 – зовнішній слуховий прохід, 3 – стремінце, 4 – коваделко, 5 – молоточок, 6 – зовнішнє вухо, 7 – середнє вухо, 8 – внутрішнє вухо, 9 – евстахієва труба, 10 – кругле вікно, 11 – овальне вікно, 12 – барабанна перетинка

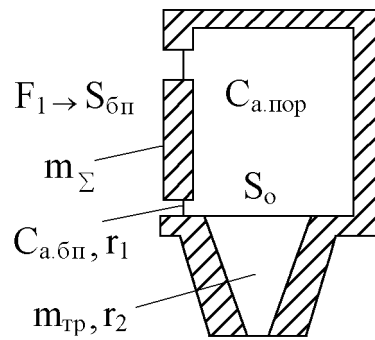


Рис. 2. Механічна модель середнього вуха людини

акустичною системою. Механічна її частина утворена барабанною перетинкою і з'єднаною з нею системою кісточок. Натяг барабанної перетинки може регулюватись відповідними м'язами. Акустична частина утворена барабанною порожниною з об'ємом $V_{\text{пор}}\approx 1$ см³ і з'єднаною з нею евстахієвою трубою. Діаметр отвору з барабанної порожнини в трубу дорівнює $3\div 6$ мм (відповідно, її площа буде $S_o=7\div 28$ мм²). Довжина труби становить $l_{\text{тр}}=37$ мм. Оскільки евстахієва труба з'єднана з носоглоткою отвором малого діаметру, її об'єм визначатимемо як об'єм конуса. При $S_o=28$ мм² для дорослої людини $V_{\text{тр}}=S_o l_{\text{тр}}/3=345$ мм³. Оскільки довжина труби перевищує її діаметр навіть при виході з барабанної порожнини, приєднаною масою можна знехтувати. Маса повітря в трубі, що рухається як одне ціле, дорівнює $m_{\text{тр}}=\rho_{\text{п}}V_{\text{тр}}=4.15\cdot 10^{-7}$ кг. Подібно до того, як це робиться для електроакусти-

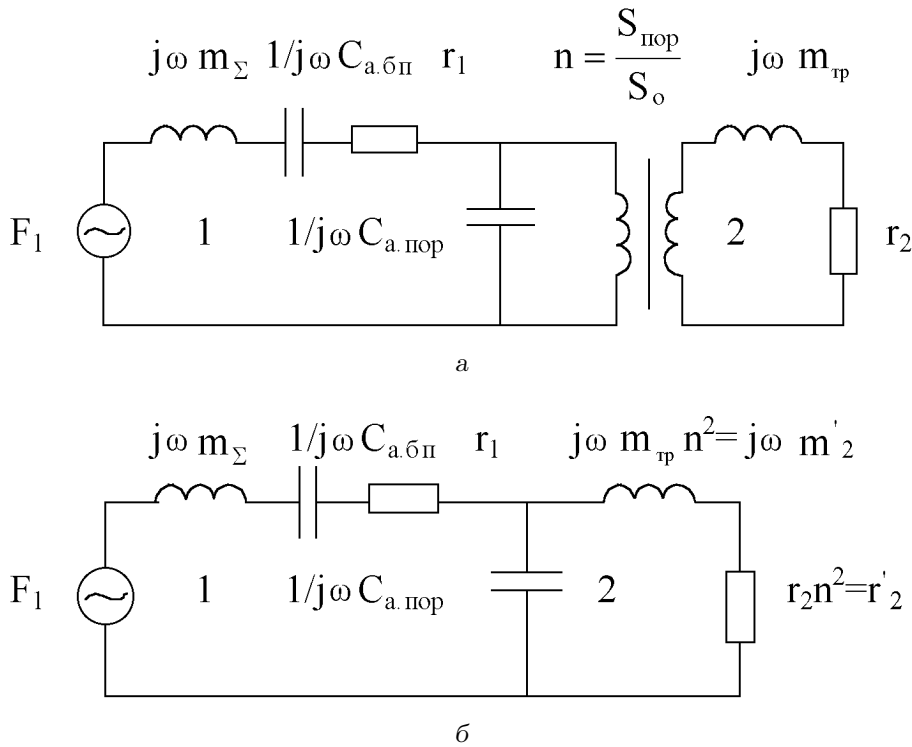


Рис. 3. Повна (а) і зведена (б) еквівалентні схеми середнього вуха людини

чних апаратів, які здійснюють зміну площі перерізу потоку повітря, що коливається, замінимо середнє вуха на його механічну модель – акустичний трансформатор (рис. 2). Тут $S_{бп}$, $S_{пор}$ і S_o – площі барабанної перетинки, барабанної порожнини і отвору із барабанної порожнини в евстахієву трубу відповідно; r_1 – опір втрат внаслідок передачі звукової енергії через ланцюг звукових кісточок у внутрішнє вуха; r_2 – опір втрат повітря, що коливається, на тертя об стінки евстахієвої труби; $m_{тр}$ – маса повітря, що рухається як єдине ціле, в евстахієвій трубі; m_{Σ} – сумарна маса кісточок і барабанної перетинки; $C_{a.пор}$, $C_{a.бп}$ – акустичні гнучкості барабанної порожнини і перетинки відповідно. Одержані таким чином повна і зведена електромеханічні схеми середнього вуха показані на рис. 3.

Відзначимо, що користуватись методом електромеханічних аналогій і представляти схеми в такому вигляді можна лише тоді, коли розміри елементів акустичної системи є малими, у порівнянні з довжиною звукової хвилі. Наприклад, на частоті 1000 Гц (найвищій частоті, що використовується в імпедансометрії) довжина звукової хвилі складає 0.34 м, а відношення $S_{бп}/S_o \approx 2.3 > 2$.

Як видно з рис. 3, зведена еквівалентна схема являє собою два зв'язаних контури. Спільним еле-

ментом для них (елементом зв'язку) є барабанна порожнина. При цьому маса кісточок, гнучкість барабанної перетинки та барабанної порожнини й активна складова акустичного опору створюють послідовний резонансний контур, а гнучкість барабанної порожнини й еквівалентна маса повітря в слуховій трубі – паралельний контур. Особливістю зв'язаної системи вуха є те, що поглинання енергії звуку відбувається у тому ж контурі, в який вона вводиться (у контурі барабанної перетинки). Функція другого контуру зводиться до розширення смуги пропускання вуха.

Порівнявши реактивні компоненти контура 2 для 1000 Гц, бачимо, що $\omega m_{тр} n^2 \ll 1/(\omega C_{a.пор})$. Тут акустична гнучкість барабанної порожнини визначена за відомою формулою [6]:

$$C_{a.пор} = \frac{V_{пор}}{\rho_n c_n^2 S_{пор}^2} = 1.75 \cdot 10^{-3} \text{ м/Н,}$$

($\rho_n = 1.2 \text{ кг/м}^3$ – густина повітря; $c_n = 340 \text{ м/с}$ – швидкість звуку в ньому; $V_{пор} \approx 1 \text{ см}^3$).

Це означає, що m'_2 і r'_2 шунтують $C_{a.пор}$, і остання величина не впливає на резонансну частоту вуха. При цьому парціальна частота контуру 1 ста-

НОВИТЬ

$$f_1 = \frac{1}{2\pi\sqrt{m_\Sigma C_\Sigma}} = 0.8 \text{ кГц}, \quad (3)$$

$$C_\Sigma = \frac{C_{\text{екв}} C_{\text{а.пор}}}{C_{\text{екв}} + C_{\text{а.пор}}},$$

а парціальна частота контуру 2:

$$f_2 = \frac{1}{2\pi\sqrt{m'_2 C_{\text{а.пор}}}} = 2.6 \text{ кГц}, \quad (4)$$

тобто $f_2/f_1 > 3$. Проте помилкою було б розглядати тільки контур барабанної перетинки, нехтуючи системою зв'язаних контурів, як це робилось до цих пір [1]. Цікаво відзначити, що в електроакустиці аналогічна еквівалентна схема описує гучномовець з фазоінвертором, але в ній парціальні частоти обох контурів вибираються близькими.

В теорії електричних зв'язаних ланцюгів безрозмірним параметром, який характеризує систему, є фактор зв'язку [8]:

$$A = k_{\text{зв}} Q, \quad (5)$$

де $k_{\text{зв}}$ – коефіцієнт зв'язку; Q – добротність системи. Значення $A=1$ є оптимальним для одержання максимальної ширини смуги [8]. З теорії електричних ланцюгів, зв'язаних через ємність, у випадку $C_2 \rightarrow \infty$ після заміни ємностей (гнучкостей) на еквівалентні об'єми одержимо

$$k_{\text{зв}} = \frac{1}{(1 + V_{\text{пор}}/V_{\text{бп}})^{1/2}}. \quad (6)$$

Тут $V_{\text{пор}}$ – фізичний об'єм барабанної порожнини; $V_{\text{бп}}$ – еквівалентний об'єм барабанної перетинки. Зауважимо, що ці величини зв'язані з відповідними акустичними гнучкостями співвідношеннями

$$V_{\text{пор}} = \rho_{\text{п}} c_{\text{п}}^2 C_{\text{а.пор}}, \quad (7)$$

$$V_{\text{бп}} = \rho_{\text{п}} c_{\text{п}}^2 C_{\text{а.бп}}.$$

Добротність механічної частини коливальної системи (контур 1) становить

$$Q_{\text{бп}} = \frac{\omega_{\text{р}} m_{\text{а.к}}}{r_1} = \frac{1}{\omega_{\text{р}} C_{\text{а.бп}} r_1}, \quad (8)$$

де $\omega_{\text{р}}$ – її резонансна частота; $m_{\text{а.к}}$ – акустична маса слухових кісточок. Через велику різницю парціальних частот

$$\omega_{\text{р}} = \frac{1}{\sqrt{m_{\text{а.к}} C_{\text{а.бп}}}}. \quad (9)$$

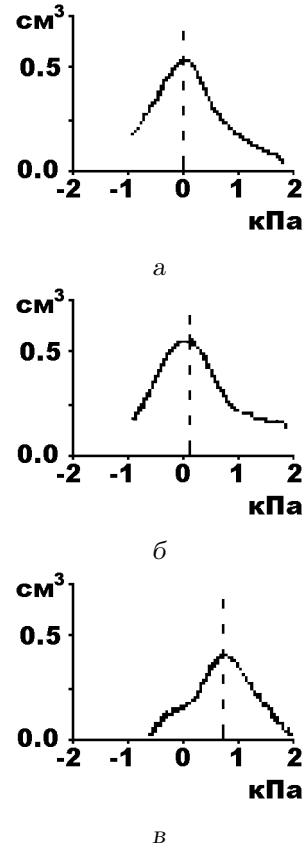


Рис. 4. Тимпанограми, одержані на частотах: а – 226 Гц, б – 660 Гц, в – 1000 Гц

Крім того, добротність акустичної частини системи (контур 2) $Q_{\text{пор}} \gg Q_{\text{бп}}$, звідки

$$Q \approx Q_{\text{бп}}. \quad (10)$$

Модуль акустичного імпедансу механічної частини зв'язаний з еквівалентним об'ємом співвідношенням

$$Z_{\text{а}} = \sqrt{r_1^2 + (\omega m_{\text{а.к}} - 1/(\omega C_{\text{а.бп}}))^2} = \rho_{\text{п}} c_{\text{п}}^2 / (\omega V_{\text{екв}}), \quad (11)$$

де $r_1 = Z_{\text{а}}(\omega_{\text{р}}) = \rho_{\text{п}} c_{\text{п}}^2 / (\omega_{\text{р}} V_{\text{екв}}(\omega_{\text{р}}))$. Після підстановки виразів (6) – (10) у співвідношення (5) одержуємо

$$A = \frac{V_{\text{екв}}(\omega_{\text{р}})}{V_{\text{бп}}} \frac{1}{(1 + V_{\text{пор}}/V_{\text{бп}})^{1/2}}. \quad (12)$$

2. РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Значення $V_{\text{бп}}$ і $V_{\text{екв}}(\omega_{\text{р}})$ знаходились експериментально за тимпанограмами, одержаними на ча-

Таблиця. Еквівалентні об'єми (за даними тимпанограм)

$f, \text{ Гц}$	226	660	1000
$V_{\text{екв}}, \text{ см}^3$	0.54	0.67	0.54 (0.28)
$Z \cdot 10^{-8} \text{ кг}/(\text{м}^4\text{с})$	1.53	0.50	0.41 (0.79)

стотах 226, 660 та 1000 Гц.

Звернемося до тимпанограм середнього вуха людини (рис. 4), які одержані за допомогою клінічного комп'ютеризованого акустичного вушного імпедансометра. Окрім тимпанограм, фіксувались значення еквівалентного об'єму в максимумі тимпанограми і об'єму зовнішнього слухового проходу. Не зупиняючись на питанні, чому значення останнього ростуть від 2.1 до 2.5 і 4.0 см^3 на частотах 226, 660 і 1000 Гц відповідно при незмінному фізичному об'ємі, відзначимо, що всі вони набагато перевищують еквівалентний об'єм самого вуха. Це значно знижує чутливість вимірювань. До речі, цей принциповий недолік притаманний також і реактансному імпедансометру [2], який вимірює акустичний імпеданс системи середнього вуха людини в діапазоні 200 ÷ 8000 Гц (цей прилад ще не одержав розповсюдження у вітчизняній клінічній практиці). Вважається, що отримана за допомогою реактансного імпедансометру частотна залежність імпедансу вказує, на яких частотах звукова енергія проникає через барабанну перетинку, а на яких відбивається у зовнішній слуховий прохід.

В таблиці наведені еквівалентні об'єми вуха як у максимумі тимпанограм, так і при нульовому тиску (в дужках – на частоті 1000 Гц), а також значення Z_a , розраховані за виразом (11). Отримавши значення Z_a на трьох частотах, запишемо систему трьох рівнянь з трьома невідомими і, розв'язавши її, знайдемо резонансну частоту за формулою (9). У нашому випадку ця частота дорівнює 1000 Гц при $\Delta P_{\text{ст}} = +0.72 \text{ кПа}$. Після внесення поправок на чутливість до зміни еквівалентного об'єму, яка для приладу становить $+0.1 \text{ см}^3$, одержуємо $V_{\text{екв,р}}(2\pi \cdot 1000) = 0.54 \text{ см}^3$. Оскільки $Z_a(2\pi \cdot 226) \gg r_1$, можна вважати, що $V_{\text{бп}} \approx V_{\text{екв}}(2\pi \cdot 226) = 0.54 \text{ см}^3$. Підставляючи ці значення у вирази (8) і (11) та взявши з [7] значення $V_{\text{пор}} = 0.9 \text{ см}^3$, одержимо на резонансній частоті 1000 Гц

$$A = \frac{1000 V_{\text{екв,р}}(2\pi \cdot 1000)}{660 V_{\text{екв}}(2\pi \cdot 226)} \times \frac{1}{(1 + V_{\text{бп}}/V_{\text{екв}}(226))^{1/2}} = 0.96 \approx 1. \tag{13}$$

Отже, можна припустити, що формулою середньо-

го вуха людини в нормі є вираз

$$A = \frac{1}{\omega_p C_{\text{а.бп}} r_1} \times \frac{1}{(1 + V_{\text{пор}}/V_{\text{бп}})^{1/2}} = 1. \tag{14}$$

Він зв'язує резонансну частоту механічної коливної системи, акустичні гнучкість барабанної перетинки (еквівалентний об'єм) і активну складову імпедансу з фізичним об'ємом барабанної порожнини. Звернемо увагу на те, що в явному вигляді формула (14), на відміну від маси слухових кісточок, не залежить від площі барабанної перетинки (тобто від віку людини [7]). Дійсно, механічна маса $m_{\text{мех}}$ складає

$$m_{\text{мех}} = m_{\text{а.к}} S_{\text{бп}}^2. \tag{15}$$

З формул (9) і (15) при $S_{\text{бп}} = 64 \text{ мм}^2$ [7] для дорослої людини маємо: $m_{\text{мех}} = 63 \text{ мг}$. Це значення дуже близьке до сумарної маси кісточок [7].

Використаємо значення $r_1 = 0.41 \cdot 10^8 \text{ кг}/\text{см}^4$, при якому $A \approx 1$, для знаходження коефіцієнта відбиття звуку за енергією χ :

$$\chi = \left(\frac{1 - Z_{\text{а.п}}/r_1}{1 + Z_{\text{а.п}}/r_1} \right)^2, \tag{16}$$

де $Z_{\text{а.п}} = \rho_{\text{п}} c_{\text{п}} / S_{\text{б.п}}$ – акустичний імпеданс повітря. Для $S_{\text{бп}} = 64 \text{ мм}^2$, $Z_{\text{а.п}}/r_1 = 0.156$ маємо $\chi = 0.53$, а коефіцієнт проходження звуку за енергією: $w = 1 - \chi = 0.47$. Обидва значення близькі до величини 0.5 з точністю до 6 %. Це суперечить твердженню, що “при нормальному стані елементів середнього вуха барабанна перетинка добре поглинає звукову енергію і лише невелика її частина відбивається назад у слуховий прохід, в результаті чого барабанна перетинка ефективно передає механічні коливання кісточкам середнього вуха” [1]. Очевидно, умовою нормального слуху є максимальна передача акустичної енергії в системі середнього вуха, а це відповідає $\chi = w = 0.5$.

ВИСНОВКИ

1. На основі методу електромеханічних аналогій розроблено математичну модель середнього вуха людини в нормі, яка дозволяє виразити основні параметри коливної системи вуха через один інтегральний фактор зв'язку A .
2. Фізично зрозумілий сенс формули для фактору A дає підставу припустити, що при міжсуб'єктних відхиленнях окремих параметрів вуха людини в нормі його величина залишається

близькою до одиниці, тобто є інваріантом вуха для всіх осіб. З медичної точки зору фактор A може слугувати параметром норми, відхилення якого від одиниці можуть свідчити про появу фізіологічних або патологічних змін у вусі. Це створює перспективу використання тимпанометрії в ранній діагностиці стану середнього вуха.

3. Формула (14), разом з авторською методикою розшифровки тимпанограм, дозволяє використовувати для встановлення зв'язку ступеня відхилень A від одиниці з різними порушеннями слуху тимпанограми, одержані раніше.
4. Висловлено припущення про те, що енергетичні коефіцієнти відбиття від барабанної перетинки і проходження звуку в нормі мають значення, близькі до 0.5.

1. Лисовский В. А., Елисеев В. А. Слуховые приборы и аппараты.– М.: Радио и связь, 1991.– 192 с.
2. Соколов Ю. К., Соколова О. В. Американська аудіологія – добрий приклад для України // Аудіолог. вісн.– 1997.– 18, N 2.– С. 1–57.
3. Лисенко О. М. Сучасні методи та засоби дослідження слуху людини.– К.: КВІЦ, 2002.– 176 с.
4. Фланаган Дж. Л. Анализ, синтез и восприятие речи.– М.: Связь, 1968.– 394 с.
5. Takuji Koike, Hiroshi Wada, Toshimitsu Kobayashi Modeling of the human middle ear using the finite-element method // J. Acoust. Soc. Amer.– 2002.– 111, N 3.– С. 1306–1317.
6. Вахитов Я. Ш. Теоретические основы электроакустики и электроакустическая аппаратура.– М.: Искусство, 1982.– 415 с.
7. Гельфанд А. С. Слух: введение в психологическую и физиологическую акустику.– М.: Медицина, 1984.– 350 с.
8. Баскаков С. И. Лекции по теории цепей.– М.: Изд-во МЭИ, 1991.– 224 с.