

УДК 534.75

DOI: [10.20535/2312-1807.2017.22.2.96834](https://doi.org/10.20535/2312-1807.2017.22.2.96834)Найда С. А., д.т.н., OrCID [0000-0002-5060-2929](https://orcid.org/0000-0002-5060-2929)e-mail: [sa.naida@aae.kpi.ua](mailto:sa.naida@aae.kpi.ua)Найда М. С., OrCID [0000-0003-1709-9716](https://orcid.org/0000-0003-1709-9716)e-mail: [naida.nik@gmail.com](mailto:naida.nik@gmail.com)

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

## МЕТОД УНІВЕРСАЛЬНОГО АУДИОЛОГІЧНОГО СКРИНІНГУ НОВОНАРОДЖЕНИХ

У роботі запропонована нова методика скринінга слуху новонароджених на основі наступних результатів дослідження слуху: отримана формула для параметра норми середнього вуха - умова оптимізації його акустомеханической системи на максимум смуги пропускання в мовному діапазоні частот 500 ÷ 4000 Гц, інваріант вуха, безрозмірний параметр норми його стану; встановлено особливе місце звуку "а" в слуху - мовленнєвій системі людини; виявлено уроджений дефект середнього вуха і його зв'язок з мутованим геном *WFS1*, який, і білки подібного роду, синтезуються в дуже невеликих кількостях у внутрішньому вусі; виявлено місце знаходження сенсора акустичного рефлексу на барабанній перетинці і його роль в захисті слухових центрів мозку від великих інтенсивностей звуку; виміряно за допомогою багаточастотного тимпанометра величину "щільності" ( $\approx 41$  дБ) між аудіограмами повітряної і кісткової провідності при повному руйнуванні ланцюга слухових кісточок; відкрита формула частотно-часової залежності викликаної отоакустической емісії і визначені параметри норми завитки, що робить отоакустическую емісію ефективним експрес-методом об'єктивної диференціальної діагностики слуху, особливо у новонароджених; встановлено, що розподіл спектру звуку на частотні інтегруючі групи, що є однією з найважливіших властивостей слуху, відбувається в завитці внутрішнього вуха, а не в сенсоневральній системі, як до сих пір вважалося (це має принципове значення для індивідуального налаштування слухових апаратів і оптимального кодування звуку в кохлеарному імпланті); показано, що форма стимулу викликаної отоакустической емісії в зовнішньому слуховому проході має вигляд імпульсної функції середнього вуха, а не короткого (широкосмугового) звукового імпульсу, як при подачі в "калібрувальну" камеру з жорсткими стінками; встановлено, що амплітуда викликаної отоакустической емісії характеризує стан середнього вуха, а частотно-часова залежність - завитки внутрішнього вуха.

Бібл. 16, рис. 3.

**Ключові слова:** середнє вуха; резонансна частота середнього вуха; формула для параметра норми середнього вуха; імпеданс

**Вступ.** У підручнику [1] серед методів дослідження звукового аналізатора як найважливіший називається анамнез. Він же залишається таким і по теперішній час, і є найменш інструментально забезпеченим. Нагадаємо, що анамнез (від грецького *anamnesis* - спогади) – дані, одержані шляхом розпитування хворого і його близьких про умови життя, перенесених захворюваннях, розвитку картини хвороби.

Основним показником нормального слуху в [1] називаються аудіограми повітряної і кісткової провідності – залежності порогу слуху від частоти. Цей метод відноситься до суб'єктивних методів діагностики, тому що потребує участі пацієнта і заглушеного приміщення. Здавалося б, що він дає індивідуальне значення, але сказати,

що воно нормальне, можна тільки з великою похибкою  $\pm(10 \div 15)$  дБ (крайні значення відрізняються в 20 ÷ 30 разів). Це тому, що за "аудиометричний нуль" приймається середній поріг чутності кожного тону, одержаному для великої кількості молодих людей зі здоровим слухом у віці 18 ÷ 30 років.

Вуха вагітної дає об'єктивний анамнез. Цей же метод придатний і для масового обстеження молодших школярів.

Завдяки тому, що отримання формули для параметра норми середнього вуха людини [2] дозволяє об'єктивно визначати індивідуальний "аудиологічний нуль" з точністю в 20 ÷ 30 разів більшою, з такою ж точністю, ще на функціональному рівні, визначаються втрати слуху. Це дає підстави досліджувати слух кожного новонародженого



безпосередньо в пологовому будинку. Метою роботи є запропонувати метод такого дослідження.

**Акустичні засоби скринінгу слуху.** В роботі [3] була запропонована конструкція електроакустичного мосту, яка була покладена в основу побудови акустичних імпедансометрів. Вона представляє собою реєстрацію акустичного опору слухового каналу і середнього вуха, або оберненої величини в одиницях еквівалентного об'єму. Оскільки слух при цьому не приймає участі, то імпедансометрія є об'єктивним методом, особливо придатним для новонароджених та дітей раннього віку, де суб'єктивний метод просто непридатний. Є два види акустичної імпедансометрії – тимпанометрія і акустична рефлексометрія (АР). При тимпанометрії вимірюється залежність еквівалентного об'єму від вимушеної зміни тиску в герметично закритому слуховому каналі. Це дозволяє відокремити його об'єм від еквівалентно об'єму середнього вуха, який на стандартній зондовій частоті 226 Гц характеризує гнучкість барабанної перетинки.

Перед тимпанометрією, а також вимірюванням отоакустичної емісії, отоларинголог оглядає вуха за допомогою отоскопа. Навіть незначні зміни з боку барабанної порожнини відбиваються на барабанній перетинці. Для отоскопії потрібні лобний рефлектор і вушні лійки різних розмірів, залежно від віку хворого і ширини слухового проходу. Користування отоскопом вимагає практики і навичок, а діагностування – високої кваліфікації отоларинголога.

За допомогою сучасного відеотоскопа можна побачити незначні зміни в стані досліджуваного вуха, а головне записати зображення в цифровій формі на носії, і потім задокументувати його, і використовувати в телемедицині. Це значно знижує вимоги до кваліфікації оператора, але вимагає знання отриманої формули для параметра норми середнього вуха [2], щоб застосувати кількісні діагностичні параметри.

АР основана на зміні еквівалентного об'єму вуха у відповідь на тональний акустичний стимул на частотах 500, 1000, 2000, 4000 Гц (мовленнєвий діапазон слуху) інтенсивністю вище порогової (80 ÷ 90 дБ).

Новий напрям об'єктивної діагностики – ехоскопія вуха – був запропонований і розрахований на кафедрі акустики та акустоелектроніки КПІ ім. І. Сікорського [4]. Але в той час вважалося, що при нормальному стані середнього вуха барабанна перетинка добре поглинає звукову енергію і лише невелика її частина відбивається назад у слуховий прохід. Генератора і одночасно приймача тоді відшукати не вдалось.

Виявилось, що велика міжсуб'єктна розбіжність даних в клінічній практиці може перебивати відхилення від норми. Цей факт і склав основну проблему діагностики слуху.

В 1996 р. в США та Канаді була прийнята універсальна програма скринінгу слуху новонароджених. Нагадаємо, що в 1961 р. угорсько-американський фізик Г.Бекеші був удостоєний Нобелівської премії по фізіології і медицині “за відкриття фізичних механізмів сприйняття подразнень завитки”. Зазначимо, що Г.Бекеші досліджував експериментально і середнє вуха людини, але на ізольованій скроневій кістці, в якій технологічний отвір шунтував барабанну порожнину. Його висновок був той, що середнє вуха людини являє собою фільтр нижніх частот, а його гранична частота дорівнює частоті механічного резонансу барабанна перетинка – слухові кісточки. Прийшло рішення створити математичну модель живого середнього вуха, щоб в неї ввійшли тільки вимірювані тимпанометрією параметри [5].

**Модель середнього вуха людини.** В якості моделі середнього вуха була вибрана аналогова електрична схема гучномовця з ящиком-резонатором і трубкою (отвором) в передній стінці (рис.1) [5].

В такій моделі барабанна порожнина, в якій знаходяться слухові кісточки і від якої відходить слухова труба, є не просто об'ємом, а акустичним трансформатором, що разом з трубою перетворює середнє вуха в акусто-механічну систему двох зв'язаних резонансних ланцюгів, елементом зв'язку яких є саме барабанна порожнина. Це є вирішальним кроком до розгляду біофізичної системи.

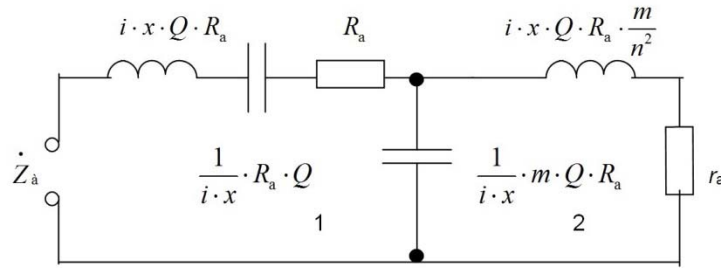


Рис.1. Модель середнього вуха людини на основі електроакустичних аналогій:  $x = f / f_{p1}$  – відносна частота;  $Q$  – добротність механічної коливальної системи середнього вуха;  $m = V_{б.п} / V_{б.пор}$ ;  $n = (f_{p2} / f_{p1})$ ;  $f_{p1}$  – резонансна частота коливань барабанної перетинки,  $f_{p2}$  – резонансна частота коливань барабанної порожнини і слухової труби,  $V_{б.п}, V_{б.пор} \approx 0.9 \text{ см}^3$  – еквівалентні об'єми барабанної перетинки та порожнини,  $\dot{Z}_a = R_a + iX_a$  - комплексний акустичний імпеданс середнього вуха;  $r_a$  – акустичний опір втрат у другому контурі

В теорії смугових фільтрів в радіотехніці - зв'язаних ланцюгів з однаковою резонансною частотою – безрозмірним параметром, який характеризує систему, є фактор зв'язку:

$$A = k_{зв} \cdot Q, \quad (1)$$

де  $k_{зв} < 1$  - коефіцієнт зв'язку,  $Q$  - добротність системи.

Випадок  $A = 1$  називають режимом критичного зв'язку. Якщо  $A < 1$ , резонансні криві мають єдиний максимум на резонансній частоті одиночного контуру. Якщо  $A > 1$  резонансні криві стають двогорбими.

Займаючись оптимізацією широкосмугових п'єзоперетворювачів для ультразвукових медичних сканерів в мегагерцовому діапазоні частот на основі авторської методики зв'язаних контурів, парціальні частоти яких можна змінювати [6], було помічено, що максимальна ширина смуги частот досягається при такій же умові  $A = 1$ , а її значення може досягати 100% від верхньої парціальної частоти.

Щоб дізнатись, яке значення  $A$  одержує в створеній природою системі – вусі людини, праву частину формули (1) було виражено через об'єм барабанної порожнини  $V_{б.пор}$ , еквівалентні об'єми на частоті 226 Гц та на резонансній частоті  $f_p$ :

$$A = \frac{V(f_p)}{V(226)} \cdot \frac{1}{\sqrt{1 + V_{б.пор} / V(226)}} = 1. \quad (2)$$

Виявилось, що ця величина дорівнює одиниці, і вона є параметром норми стану середнього вуха.

Із залежності акустичного опору від частоти одержано, що частота механічного резонансу дорівнює  $\approx 660$  Гц для чоловіків та  $\approx 1000$  Гц для жінок і дітей, тоді як до цього вважалась однаковою і рівною  $\approx 1000$  Гц. Другою резонансною частотою середнього вуха і одночасно частотою чверть-хвильового резонансу слухового каналу є частота  $\approx 2500$  Гц. Це є частоти першої (у чоловіків), другої (у жінок і дітей) найбільш виступаючих та третьої формант звуку "а" мови, встановлені експериментально [7]. Таким чином була відкрита особлива роль звуку "а" в мові і слуху. З ним дитина народжується, ним вона спілкується з матір'ю і його було запропоновано як новий метод - записувати при народженні, щоб діагностувати стан слуху у новонароджених та слідкувати за розвитком слуху і в подальшому.

Наведемо приклад визначення параметру норми за допомогою високочастотного клінічного імпедансометра AT235h фірми Interacoustics (Данія), який крім стандартної зондової частоти 226Гц, має частоти 678, 880 і 1000Гц. Графічне зображення залежності еквівалентного об'єму від зміни відносного тиску повітря – тимпанограма – друкується на стрічці принтером приладу (рис.2). Крім того, окремо друкуються значення наступних величин: об'єм зовнішнього слухового проходу – *ear volum (EV)*; еквівалентний об'єм у максимумі тимпанограми – *compliance*; відносний статичний тиск, що відповідає максимумові тимпанограми – *pressure (P)*; градієнт (G). Для нашого випадку чоловічого вуха ( $f_p \approx 678$  Гц, рис.2) фактор зв'язку для правого вуха згідно (2)

дорівнює  $A_{np} = \frac{0.64}{0.79} \cdot \frac{1}{\sqrt{1+1/0.79}} = 0.53$ , а для лівого  $A_n = \frac{0.29}{0.51} \cdot \frac{1}{\sqrt{1+1/0.51}} = 0.33$ , що свідчить про наявність порушень в середньому вусі в обох випадках.

Важливо відзначити, що був встановлений варіант формули [8], який пов'язує між собою об'єм слухового каналу, барабанної порожнини,

гнучкість барабанної перетинки і "градієнт" стандартної (226 Гц) тимпанограми (в мілілітрах), який вказується, але не використовується, в деяких одночастотних тимпанометрах, що відкриває перспективу і їх використання:

$$\frac{EV / V(226)}{\sqrt{(V(226) / G) - 1}} = 1, \quad (3)$$

де  $V(226)$  - еквівалентний об'єм середнього вуха у максимумі тимпанограми при  $\Delta p_{ст} = 0$ .

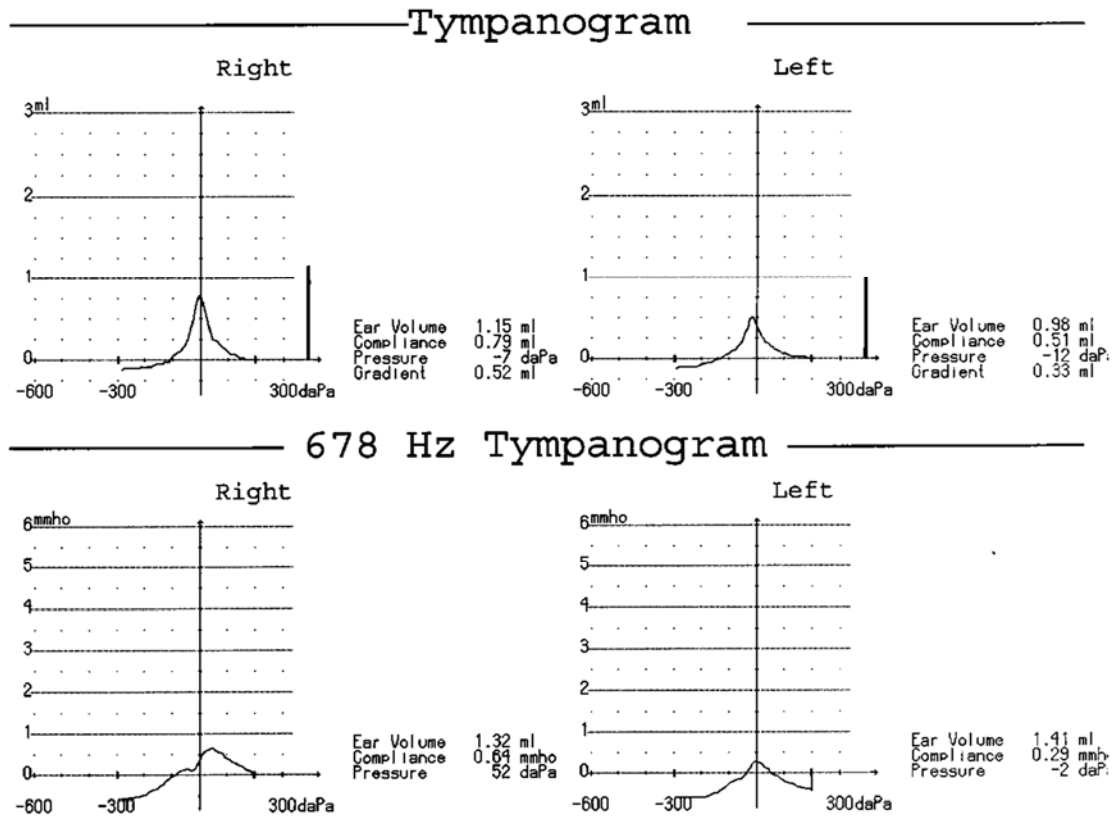


Рис.2. Тимпанограми середнього вуха чоловіка: 226 Гц (зверху), 678Гц (знизу)

Більш того, встановлено співвідношення між параметрами стандартної тимпанограми, площею барабанної перетинки і кутом при вершині утвореного конуса  $\theta$ , що відкриває перспективу і для кількісної отоскопії:

$$\begin{aligned} \Delta p_{ст1} \cdot V(226) &= \\ &= \frac{\pi}{32} \rho c_0^2 \cdot d_c^3 [(V(226) / V_1) - 1] \sin \theta, \quad (4) \end{aligned}$$

де  $V_1$  - еквівалентний об'єм при  $\Delta p_{ст1}$ ;  $d_c = \sqrt{4 \cdot S_{6,n} / \pi}$  - середній діаметр барабанної перетинки, яка має невелику еліптичність; де  $\rho = 12 \text{ кг/м}^3$ ,  $c_0 = 342 \text{ м/с}$  - питома вага повітря і швидкість звуку в ньому.

Розглянемо, як проходить звук через барабанну перетинку. Із формули для параметра норми середнього вуха (2) впливає принцип відбиття звуку від барабанної перетинки: максимальний коефіцієнт проходження і мінімальний коефіцієнт відбиття по енергії однакові, тобто рівні половині. Звідси впливає ще один метод визначення параметра норми - по вимірюванню коефіцієнта відбиття на частоті першого резонансу. Еквівалентний вираз цього принципу зв'язує між собою швидкість звуку в повітрі, вказану частоту, еквівалентний об'єм і площу барабанної перетинки.

Аналізуючи тимпанограми жінки, яка також проводила вивчення спектру звуків "а" і "у", була звернута увага на те, що в правому вусі  $A = 1$ ,

а в лівому  $A = 1.6$  [9]. При цьому гнучкість барабанної перетинки була в 2,15 рази меншою ніж в правому, так що втрата слуху на частоті 226 Гц  $6.6\text{дБ} \ll 10\text{дБ}$ , і суб'єктивною аудіометрією не виявляється. Резонансні частоти і еквівалентні об'єми на цих частотах співпадали. Це можна пояснити тільки тим, що площа барабанної перетинки в лівому вусі в  $\sqrt{2.15} = 1.46$  рази менше, ніж в здоровому. Так було виявлено об'єктивну характеристику вродженого дефекту слуху, викликаного мутуванням геном WFS1 (wolfram in ER transmembrane glycoprotein), білок якого в невеликій кількості утворюється тільки в завитці внутрішнього вуха. Як встановила міжнародна група дослідників методом суб'єктивної аудіометрії [10], цей ген відповідає за незвичний тип глухоти – зменшену здатність чути низькочастотні звуки. Припускається, що в виникненні і розвитку слуху задіяно біля 50 генів, лише 20 із яких ідентифіковано [11]. Вчені виявили, що діти, які одержали від своїх батьків мутовану версію WFS1, поступово втрачають здатність чути низькочастотні звуки. З часом ситуація погіршується до такого ступеню, що їм необхідно використовувати слухові апарати.

Припускається, що існує зв'язок між мутаціями в WFS1 і більш розповсюдженою формою втрати слуху, при якій втрачається здатність чути звуки високої частоти.

Важливо відмітити, що досліджуючи втрати слуху у декількох поколінь суб'єктивним методом, дослідники могли фіксувати вже патологічні зміни, тоді як метод по тимпанограмам обох вух фіксує іще функціональні зміни, що дає надію втрутитись в процес. Крім того, перевагою його є швидкість проведення тесту.

Знайшовши параметр норми середнього вуха, можна знайти і параметр норми внутрішнього вуха (завитки). Розглянемо, як це зробити.

**Метод скринінгу слуху на основі реєстрації сигналів отоакустичної емісії.** Отоакустична емісія (ОАЕ) зараз вважається основним методом скринінгу слуху новонароджених. Вона, по даним Д.Кемпа [12], який вперше спостерігав і описав її в 1978 році [13], покладена в основу біля 100 програм в США. Основним параметром вважається її наявність або відсутність. І тільки в 30% випадків він спостерігав кореляцію між рівнем ОАЕ і аудіометричним порогом, що дуже мало для клінічного використання. Але дуже велика кореляція спостерігається між існуванням ОАЕ і аудіометричним порогом “в нормальному діапазоні”. В роботі [14] Д.Кемп писав: “Але і че-

рез двадцять років після першої реєстрації в Королівському національному госпіталі Лондона багато професіоналів по слуху сприймають ОАЕ як невідому “нову технологію”... Технічна складність багатьох наукових статей по ОАЕ затрудняє їх сприйняття. Коментарі, які викладають помилкові і неточні ідеї про ОАЕ без наукового обґрунтування додають до проблеми”.

Хоча посилання на піонерську роботу Д.Кемпа [13] зустрічаються майже у всіх статтях по ОАЕ емісії, аналіз результатів її відсутній. Зокрема той, що при відсутності втрати слуху в середньому вусі, що встановлювалось порівнянням аудіограм кісткової і повітряної провідностей, і наявності втрат на частотах 0,25; 0,5; 1; 2; 4; 6 кГц в обох вухах трьох молодих пацієнтів до 120 дБ ОАЕ при малій інтенсивності стимулу була відсутня, а при його збільшенні її рівень різко збільшувався до рівня такого ж, як в усі без втрат. Це – феномен підсиленого наростання гучності (рекруїтмент), який в суб'єктивній аудіометрії вважається основним показником кохлеарної (завиткової) патології. Оскільки при скринінгу слуху новонароджених задається нелінійний стимул 84 дБ, то основна патологія не фіксується. Не згадується вона і в роботі Д.Кемпа 2002 р. [12]. В ній іще говориться: “Взагалі відповіді ОАЕ несуть велику кількість інформації про стан, активність і оточення зовнішніх волоскових клітин (ЗВК), яку ми не можемо інтерпретувати. Тим не менше ОАЕ забезпечує єдине неінвазивне вікно в завитці і самою своєю присутністю підтверджує досинаптичну функцію завитки. І якщо ми зможемо вивчити, як вилучати визначені дані про статус ЗВК із даних ОАЕ, тоді її клінічна важливість буде значно підсилена”.

Вказана ціль була досягнута в роботі [15], де було звернено увагу на те, що викликана ОАЕ (ВОАЕ) у відповідь на широкосмуговий імпульс на частотах максимуму має форму імпульсної функції (ІФ) ідеального фільтру з прямокутною амплітудно-частотною характеристикою:

$$| \Phi(t) | = \Delta f_i \cdot \frac{\sin[\pi \cdot \Delta f_i \cdot (t - t_{3i})]}{[\pi \cdot \Delta f_i \cdot (t - t_{3i})]} \times \cos(\omega_{p_i} \cdot (t - t_{3i})) \quad (5)$$

де  $\Delta f_i$  - смуга пропускання фільтра з резонансною частотою  $f_{p_i}$  посередині,  $\Delta t_i$  - інтервал часу між першими нулями огинаючої,  $t_{3i}$  - час затримки  $i$  - того максимуму. У прикладі ВОАЕ (рис.3) [12] при  $t_{31} = 4$  мс середня частота  $f_{p1} = 2,5$  кГц, а при  $t_{32} = 10$  мс,  $f_{p2} = 1$  кГц, тобто  $t_{3i} \cdot f_{p_i} \approx 10$ . Це частоти першого і другого резонансів середнього

вуха. З цього слідує перший важливий висновок: BOAE характеризує всі відділи вуха, а для їх диференціації потрібна формула (2) для параметра норми середнього вуха.

З форми відгуку на тональне клацання з рівнем звукового тиску 50 дБ з частотою заповнення 1; 1,5; 2; 4 і 6 кГц [16] також показано, що:

1) в інтервалі частот  $1 \div 4$  кГц:

$$t_{zi} \cdot f_{pi} \approx 12 \div 20; \quad (6)$$

2) амплітуда BOAE і акустичного стимулу в лінійному режимі зв'язані співвідношенням:

$$p_{BOAE} \approx p_{ст} / 32; \quad (7)$$

3) поперечна складова звукового тиску на мембрану Рейснера завитки внутрішнього вуха лю-

дини  $p_{\perp}$  приблизно дорівнює  $p_{\parallel} / K_{підс}$  від продольної складової хвилі стискання  $p_{\parallel}$ . Тут  $K_{підс}$  - коефіцієнт підсилення тиску на частоті резонансу. Раніше вважалося, що  $K_{підс} \approx 20 \div 30$ . Треба вказати на те, що  $p_{\perp}$  у вестибулярному каналі завитки виникає із-за її кривизни з радіусом  $r(x)$ :

$$\frac{\partial p_{\perp}}{\partial r} = -\rho \frac{u^2}{r(x)}, \quad (8)$$

де  $\rho \frac{\partial u}{\partial t} = -\frac{\partial p}{\partial x}$ ,  $x$  - координата вздовж вісі завитки,  $u$  - швидкість руху частинок в хвилі стискання;  $p$  - її звуковий тиск;  $\rho$  - густина рідини в каналах завитки.

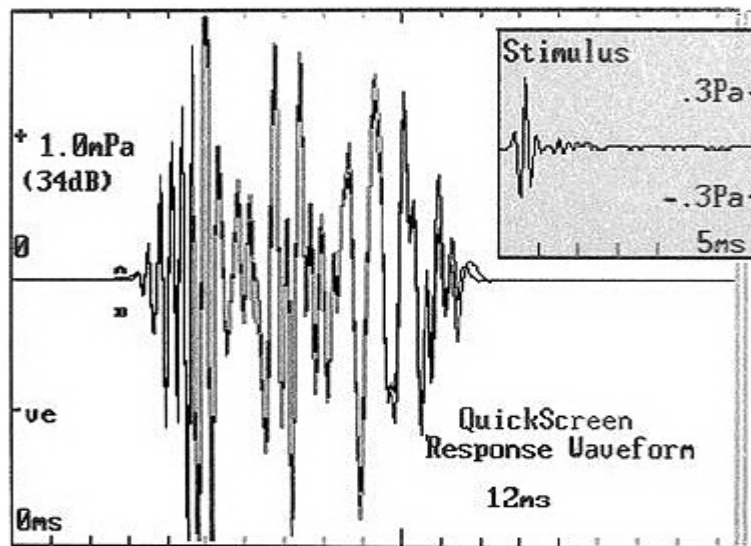


Рис.3. Сигнал отоакустичної емісії, що отриманий на здоровому вусі новонародженого у відповідь на стимул у вигляді клацання, рівень еквівалентного піку якого 84 дБ рівня звукового тиску [12]

Розраховане на основі формули (2) для параметра норми середнього вуха значення  $K_{підс} = 115$  (41 дБ) свідчить, що BOAE в середне вуха виходить із завитки через кругле вікно, так як ослаблення в цьому випадку:

$$S_{б.п} / S_{кр.вікн} \approx 32 \ll 115 = K_{підс}. \quad (9)$$

Також важливо відмітити, що  $S_{б.п} / S_{кр.вікн}$  не залежить від частоти, звідки слідує, що частотно-часовий спектр BOAE співпадає зі спектром електричних сигналів, які поступають через слухові нерви в слухові відділи центральної нервової системи (ЦНС). Таким чином, розподіл спектру звуку на частотні інтегруючі групи (критичні смуги), який являє собою одну із найбільш важливих властивостей слуху людини, відбувається в акустичному слуховому аналізаторі.

**Новий метод дослідження слуху новонароджених.** На основі вище викладеного, запропонуємо новий метод універсального аудіологічного скринінгу новонароджених, який буде включати в себе:

1. Визначення за допомогою широкопasmового акустичного вушного ехо-спектрометра безрозмірного параметра середнього вуха, рівність якого одиниці (фактор норми) означає відсутність в ньому уроджених дефектів і втрат слуху. Відношення імітансу на частотах зондового сигналу до імітансу на резонансній частоті ( $f_{p1} \approx 660$  Гц у чоловіків та  $f_{p1} \approx 1000$  Гц у жінок, та дітей) в децибелах дає криву «аудіологічного»

нуля для окремого пацієнта, аналогічну статистику кривій для суб'єктивного аудіометра, при тому зі значно вищою точністю.

Значення імітансу на резонансній частоті дає: мінімальний коефіцієнт відбиття та максимальний коефіцієнт проходження звуку по енергії, рівний 0.5; коефіцієнт підсилення тиску в ланцюзі слухових кісточок, рівний 115 (41 дБ) незалежно від статі, що дорівнює щільності між аудіограмами повітряної і кісткової провідності; важільне відношення слухових кісточок, рівне 5.8; значення площі барабанної перетинки – різне для чоловічого та жіночого вуха.

2. У випадку, коли параметр норми одного вуха дорівнює одиниці, другого більше одиниці, а значення імітанса на резонансній частоті і самі частоти однакові (вроджений дефект вуха), втрати слуху в ньому визначаються як  $20\lg V_{np}(226)/V_n(226)$ . При цьому дефект при суб'єктивній аудіометрії не може бути виявлений.

Вимірювання іпсилатерального АР в цьому випадку показує, що для вуха з дефектом його поріг збільшується, а амплітуда зменшується не лише на частоті 500 Гц, як можна було чекати, але і на частоті 1000 Гц, що вказує на існування автономної нервової системи слизової оболонки барабанної перетинки і її участь в іннервації внутрішньовушних м'язів. Це пояснює ті факти, що АР найбільш чутливий з усіх тестів для визначення порушень в середньому вусі; реєстрацію АР застосовують для оцінки результатів стапедопластики, коли позитивний АР вказує не лише на практично повне відновлення трансформованого апарату середнього вуха, але і на збереження адаптаційної захисної функції середнього вуха.

3. Вимірювання акустичного рефлексу внутрішньо вушних м'язів на частотах 500, 1000, 2000, 4000 Гц, що дає криву частотної залежності передавальної функції середнього вуха, а не внутрішнього, як раніше вважалося, коли деякі прилади оснащувалися до 40 тестами акустичного рефлексу для визначення місця і величини втрат слуху, що вважалося основною проблемою використання акустичного рефлексу в універсальних програмах скринінгу слуху новонароджених. Встановлення авторами місця його виникнення призводить до висновку, що і виникнення суб'єктивного вушного шуму відбувається при порушеннях середнього вуха. Цей вивід підтверджується літературними даними про велику ефективність його лікування електричною і акустичною стимуляцією [17].

4. Визначення найбільш виступаючої форманти звука «а» (для дитячого та жіночого голосу це друга форманта ( $\approx 1000$  Гц), а для чоловічого

перша - ( $600 \div 700$  Гц) у матері і у дитини. Було вперше встановлено, що вона близька до резонансної частоти середнього вуха в нормі  $f_{p1}$ . Це створює основу для нового експрес метода контролю вуха.

5. Визначення частотно-часового спектру ВОАЕ при стимуляції середнього вуха в нормі короткими звуковими імпульсами. Імпульсна функція має вигляд, коли спочатку передається ВЧ максимум спектру ( $\approx 2600$  Гц), а потім НЧ (700 Гц або 1000 Гц) при добротності максимумів  $Q \approx 1.6$ , рівній добротності максимумів частотної залежності зміщення базиллярної мембрани в локальній точці на ній в експериментах Г.Бекеші. В результаті на частотно-часовому спектрі відбувається загострення на частотах формант, що і забезпечує розбірливість мови.

Крім того, оскільки для дітей стан слуху пов'язаний з розвитком мови і слуховий апарат рекомендується призначати відразу після виявлення дефекту слуху, і краще до 6 місяців, коли дитина починає говорити, то потреба в апаратах з максимумом на 1000 Гц значно більше, чим з 700 Гц. Якщо характеристики вуха і слухового апарату співпадають, то його використання приведе до посилення контрасту. У разі, якщо функціонування зовнішніх волоскових клітин порушується, тобто локальний зворотний зв'язок в завитці істотно ослабляється, то формантна структура звуків, зокрема "а", вже не виділяється. Якщо ж контрастність початкового звуку посилена, то формантна структура залишається навіть при істотному послабленні зворотного зв'язку. Це може бути використано для поліпшення сприйняття звуків пацієнтами з сенсоневральною туговухістю.

Рівність всіх формант звука «а» матері і дитини дає метод дослідження спектра плачу новонароджених, і використання його як паспорта в подальшому спостереженні за розвитком слуху і мови.

**Висновки.** Запропоновано об'єктивний метод дослідження слуху, який дозволяє вимірювати втрату слуху буквально з дня народження. Основою його є отримання авторами формули для параметру норми середнього вуха людини і принципу відбиття звуку від барабанної перетинки, а також встановлення рівності формант звуку "а" - першої ( $\approx 700$  Гц у чоловіків), другої ( $\approx 1000$  Гц у жінок і дітей) і третьої ( $\approx 2500$  Гц у тих і інших) нижній і верхній резонансним частотам вуха.



Головною перевагою розробленого методу універсального аудіологічного скринінгу новонароджених є повне виключення можливості лікар-

ської помилки, т.я. використовуються кількісні показники стану середнього (2-4) та внутрішнього (6,7) вуха людини.

Надійшла до редакції 27 березня 2017 р.

УДК 534.75

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

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

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

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

Национальный технический университет Украины

«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»

## МЕТОД УНИВЕРСАЛЬНОГО АУДИОЛОГИЧЕСКОГО СКРИНИНГА НОВОРОЖДЕННЫХ

*В работе предложена новая методика скрининга слуха новорожденных на основе следующих результатов исследования слуха: получена формула для параметра нормы среднего уха – условие оптимизации его акустомеханической системы на максимум полосы пропускания в речевом диапазоне частот 500 ÷ 4000 Гц, инвариант уха, безразмерный параметр нормы его состояния; установлено особое место звука “а” в слухо-речевой системе человека; обнаружено врожденный дефект среднего уха и его связь с мутированным геном WFS1, который и белки подобного рода синтезируются в очень небольших количествах во внутреннем ухе; обнаружено место нахождения сенсора акустического рефлекса на барабанной перепонке и его роль в защите слуховых центров мозга от больших интенсивностей звука; измерено с помощью многочастотного тимпанометра величину “щели” (≈ 41 дБ) между аудиограммами воздушной и костной проводимости при полном разрушении цепи слуховых косточек; открыта формула частотно-временной зависимости вызванной отоакустической эмиссии и определены параметры нормы улитки, что делает отоакустическую эмиссию эффективным экспресс -методом объективной дифференциальной диагностики слуха, особенно у новорожденных; установлено, что разделение спектра звука на частотные интегрирующие группы, представляющее собой одно из важнейших свойств слуха, происходит в улитке внутреннего уха, а не в сенсоневральной системе, как считалось ранее (это имеет принципиальное значение для индивидуальной настройки слуховых аппаратов и оптимального кодирования звука в кохлеарном импланте); показано, что форма стимула вызванной отоакустической эмиссии в наружном слуховом проходе имеет вид импульсной функции среднего уха, а не короткого (широкополосного) звукового импульса, как при подаче в “калибровочную” камеру с жесткими стенками; установлено, что амплитуда вызванной отоакустической эмиссии характеризует состояние среднего уха, а частотно - временная зависимость – улитки внутреннего уха.*

Библ. 16, рис. 3.

**Ключевые слова:** среднее ухо; резонансная частота среднего уха; формула для параметра нормы среднего уха; импеданс

UDC 534.75

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

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

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

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

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"

## METHOD OF UNIVERSAL AUDIOLOGICAL SCREENING OF NEWBORNS





The article presents the new technique of screening of hearing of newborns on the basis of the following results of a research of hearing: the formula for the parameter of a norm of a middle ear – a condition of optimization of its acoustic - mechanical system on a bandpass range maximum in the speech range of the frequencies of  $500 \div 4000$  Hz, an ear invariant, the dimensionless parameter of a norm of its status is received; the special place of a sound "and" in hearing - speech system of the person is set; it is revealed congenital defect of a middle ear and its communication with the mutated gene of WFS1 which and proteins of this sort are synthesized in very small amounts in an inner ear; the location of a sensor of an acoustic reflex on an eardrum and its role in protection of acoustical cents of a brain against a sound of big intensity is revealed; it is measured by means of a multifrequency tympanometer value of "slot" ( $\approx 41$  dB) between audiograms of air and bone conductivity in case of final fracture of a circuit of acoustical stones; the formula of time-and-frequency dependence of called otoacoustic emission is open and parameters of a norm of a snail are determined that does otoacoustic emission effective the express - method of objective differential diagnostics of hearing, especially at newborns; it is set that division of an audio spectrum into the frequency integrating groups, the representing one of the most important properties of hearing, occurs in a snail of an inner ear, but not in sensorineural system as it was read earlier (it has basic value for individual preference of hearing aids and optimum coding of a sound in a cochlear implant); it is shown that the form of an incentive of called otoacoustic emission in outside acoustical pass has an appearance of impulse function of a middle ear, but not short (broadband) sound pulse, as in case of submission in the "gauge" camera with rigid walls; it is set that amplitude of called otoacoustic emission characterizes a status of a middle ear, and it is frequency - temporal dependence – snails of an inner ear.

Ref. 16, fig. 3.

**Keywords:** middle ear; resonant frequencies of the middle ear; formula for the middle ear norm parameter; impedance; tympanometry

#### References:

- [1]. L. A. Zarytskyi, Khvoroby vukha, nosa i horla [Diseases of the ear, nose and throat], Derzhmedvydav URSR, Kyiv, 1961. 422 p.
- [2]. S. A. Naida, "Formula serednoho vukha liudyny v normi. Vidbyvannia zvuku vid barabanno peretyny [Formula human middle ear normal. Reflection of sound from the eardrum]," Akustychnyi visnyk, No.3, pp.46-51, 2002.
- [3]. F. Zwislocki, "Some measurements of the impedance of the eardrum," The Journal of the Acoustical Society of America, V. 29, pp.349–356, 1957.
- [4]. V. S. Didkovskiy, S.A. Naida, "Building-up principles of auditory echoscope for diagnostics of human middle ear," Radioelectronics and Communications Systems, V. 59, No. 1, pp. 39-46, 2016. DOI: [10.3103/S0735272716010039](https://doi.org/10.3103/S0735272716010039).
- [5]. S. A. Naida, "Matematicheskaya model srednego uha cheloveka [Mathematical model of the human middle ear]," Elektronika i svyaz, No. 15, pp.49-50, 2002.
- [6]. S. A. Naida, "Model zviazanykh konturiv u teorii novykh shyrokosmuhovykh elektroakustychnykh prykladiv dlia medytsyny, i v teorii slukhu [Model related units in the new theory broadband electroacoustic devices for medicine, and in theory hearing]," Naukovi visti NTUU "KPI", No. 1, pp. 94-99, 2004.
- [7]. Sergey Naida, "New possibilities of the tympanoplasty after the discovery of the formula for the middle ear norm parameter," Proc. of IEEE XI-th Int. Conf. Perspective technologies and methods in MEMS design (MEMSTECH 2015), pp. 96-101, 2-6 September 2015, Lviv - Polyana, Ukraine.
- [8]. S. A. Naida, "Pro spivvidnoshennia mizh parametramy standartnoi (226 Hts) tympanohramy vukha i ploshcheiu barabanno peretyny [On the relation between the parameters of the standard (226 Hz) tympanohramy ears and the area of the eardrum]," Naukovi Visti NTUU "KPI", No. 6, pp. 121-125, 2003.
- [9]. Sergey Naida, "About the Efficiency and Costs Ratio of the Hearing Screening of the Newborns," Proc. of IEEE XI-th Int. Conf. Perspective technologies and methods in MEMS design (MEMSTECH 2015), pp.61-65, 2-6 September 2015, Lviv - Polyana, Ukraine.
- [10]. A. C. Goncalves, T.D. Matos, H.R. Simoes-Teixeira, Machado M. Pimenta, M. Simao, O.P. Dias, M. Andrea, G. Fialho, H. Caria, "WFS1 and non-syndromic low-frequency sensorineural hearing loss: a novel mutation in a Portuguese case," Gene, V. 538, No. 2, pp. 288–291, 2014. DOI: [10.1016/j.gene.2014.01.040](https://doi.org/10.1016/j.gene.2014.01.040).



- [11]. T. G. Markova, A. V. Polyakov, "Uspekhi geneticheskogo testirovaniya i voprosy profilaktiki nasledstvennyh narushenij sluha [Advances in genetic testing and the prevention of hereditary hearing impairment]," Vestnik otorinolaringologii, No. 4, pp.7-10, 2007.
- [12]. D. T. Kemp, "Otoacoustic emissions, their origin in cochlear function, and use," *Br. Med. Bull.*, V. 63, pp. 223-241, 2002. DOI: [10.1093/bmb/63.1.223](https://doi.org/10.1093/bmb/63.1.223).
- [13]. D. T. Kemp "Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system," *Journal of the Acoustical Society of America*, V. 64, No. 5, pp. 1386-1391, 1978. DOI: [10.1121/1.382104](https://doi.org/10.1121/1.382104)
- [14]. D. T. Kemp, *Understanding and using otoacoustic emissions*, U.K., Otodynamics Ltd, 1997. 12 p. ISBN: [1901739007](https://www.isbn-international.org/product/9781901739007).
- [15]. S. A. Naida, "Otoakusticheskaya ehmissiya – impulsnaya funkciya uha, klyuch k optimalnomu kodirovaniyu zvuka v ulitkovom implantate [Otoacoustic emission is the pulse function of the ear, the key to optimal coding of sound in the cochlear implant]," *Dopovidi Natsionalnoi akademii nauk Ukrainy*, No. 5, pp. 174-180, 2005.
- [16]. YU. K. Sokolov, V. G. Bazarov, B. YA. Limar, A. I. Radchenko, A. I. Cybulko, "Audiometriya po vyzvannoj otoakusticheskoy ehmissii i perspektivy ee ispol'zovaniya v diagnostike zabolevanij preddverno-ulitkovogo organa [Audiometry for induced otoacoustic emission and the prospects for its use in the diagnosis of pre-tyrosine organ disease]," *Zhurnal vushnykh, nosovykh i horlovykh khvorob*, No. 2, pp. 38-45, 1990. URL: <https://ukrhealth.net/vushnij-shum-i-jogo-likuvannya/>.