

УДК 534.23

С.А. Найда, д.-р. техн. наук, **В.В. Бурыкина**

Национальный технический университет Украины “Киевский политехнический институт”,
ул. Политехническая, 16, г. Киев-56, 03056, Украина.

Акустические мембраны в широкополосных электроакустических трактах приборов для диагностики слуха человека

В работе проанализированы особенности колебаний мембран в составе электроакустических трактов слуховых экоскопов, которые используются для функциональной объективной диагностики нарушений слуха человека. Модель акустической мембраны использована также для нахождения параметров среднего уха человека. Библ. 7, рис. 3.

Ключевые слова: круглая мембрана; эквивалентная гибкость; эквивалентная масса; резонансная частота; микрофон; барабанная перепонка; параметр нормы среднего уха.

Введение

Для диагностики заболеваний среднего уха человека широко применяется метод импедансной аудиометрии. Этот метод стал уже стандартным и используется практически всеми практикующими аудиологами [1]. Вместе с тем он продолжает развиваться. Новой разновидностью его является реактансная аудиометрия.

Импедансометры, в том числе реактансные, обладают следующими недостатками: использование тонального сигнала и, как следствие, значительные средние по времени уровни звукового давления; наличие замкнутого между ушным вкладышем и барабанной перепонкой объема внешнего слухового прохода и, соответственно, небольшая точность определения акустического импеданса и дифференциации межсубъектных отклонений различных параметров уха от средних отклонений в результате нарушений в системе среднего уха; присутствие пневмосистемы, которая не позволяет применять импедансометры для скрининга слуха новорожденных.

Переход на излучение и прием коротких импульсов позволяет, изменяя частоту и время их следования, получать изменение параметра нормы и резонансной частоты как в процессе быстрых (например, глотательных) движений, так и в процессе более медленных влияний (например, врачебных тестов). Такой переход возможен только при использовании в составе диагностических приборов широкополосных электроакустических трактов.

Предложенный метод слуховой экоскопии [2] свободен от выше перечисленных недостатков, и позволяет измерять коэффициент отражения звука за один импульс, т.е. наблюдать процесс в динамике, в течение одной выборки, что дает возможность выделить индивидуальные особенности колебательной системы уха. Эта задача особенно важна при оперативном восстановлении слуха путем замены косточек [3].

Принцип действия экоскопа состоит в излучении коротких звуковых импульсов в трубку малого, по сравнению с длиной звуковой волны на выбранной частоте диаметра, и определении путем сравнения его амплитуды и амплитуды эхо-сигнала коэффициента отражения звука от барабанной перепонки. Определение всех остальных перечисленных выше параметров делается из частотной зависимости коэффициента отражения.

Электроакустический тракт экоскопа состоит из гибкого трубчатого звукопровода, один конец которого плотно вставляется в наружный слуховой проход, а в эластичный вход другого вставляется акустический зонд без пневмопривода; миниатюрного телефона и микрофона. Основным элементом тракта, определяющим его полосу пропускания, является акустическая мембрана, которая входит в состав и телефона и микрофона. Кроме того, модель мембраны можно использовать для описания частотных свойств барабанной перепонки среднего уха, отраженный сигнал от которой мы регистрируем.

Мембраной называется тонкая, равномерно растянутая пленка, обладающая распределенной инерцией и упругостью [4]. Инерция мембраны характеризуется массой единицы площади ρ (в $кг/м^2$), а упругость – силой натяжения τ (в $Н/м$).

С силой τ действует опора на каждую единицу длины закрепленного в ней периметра мембраны, колебания круглой мембраны рассматриваются как результат наложения волн, распространяющихся вдоль радиального и кру-

гового направления. В результате отражения от опор на мембране образуются стоячие волны с пучностями и узлами, представляющие собой неподвижные узловые линии.

Целью статьи является рассмотрение особенностей колебаний круглой мембраны в электроакустических трактах слуховых экоскопов.

1. Особенности колебаний мембран в микрофонах

Уравнение колебаний любой мембраны получается из условия равновесия (инерционной и упругой сил) площади мембраны dS , выведенной из положения равновесия силой $p dS$, где p – давление [4]:

$$\frac{\partial^2 y}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial y}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 y}{\partial \phi^2} + k^2 y = 0, \quad (1)$$

где y – есть амплитуда смещения точки мембраны с координатами (r, ϕ) , $\xi = y(r, \phi)e^{j\omega t}$, $k^2 = \omega^2/c_0^2$, $c_0^2 = \tau/\rho$.

Решение уравнения для ξ представляется в следующем виде:

$$\xi = A \cos n(\phi - \phi_0) \cdot J_n\left(\frac{\omega}{c_0} r\right) \cos(\omega t - \phi),$$

$$n = 0, 1, 2, 3, \dots$$

Это решение должно удовлетворять граничному условию:

$$\xi|_{r=a} = 0, \text{ или } J_n\left(\frac{\omega}{c_0} a\right) = 0. \quad (2)$$

При $n = 0$ ξ от ϕ не зависит, при $n = 1$ имеем две области противофазных колебаний, разделенных узловым диаметром. Для возбуждения этой моды, необходимо, чтобы вынуждающая сила действовала по узловой линии.

Частоты ω_{nq} , на которых условие выполняется, составляет целый ряд собственных частот мембраны, n – порядок функции Бесселя и одновременно – число узловых диаметров, а q – номер корня уравнения, $q - 1$ – число узловых окружностей;

$$f_{nq} = \beta_{nq} \cdot \frac{c_0}{2a}, \quad (3)$$

f_{01} – основная частота мембраны, до которой она колеблется как поршень; $\beta_{01} = 0,7655$, поэтому:

$$f_{01} = \frac{0,3827}{a} \sqrt{\frac{\tau}{\rho}}. \quad (4)$$

Ниже этой частоты мембрана колеблется как поршень. При этом ее эквивалентная масса и гибкость равна:

$$m_{\text{экв}} = \frac{4}{3} m, \quad C_{\text{экв}} = \frac{1}{8\pi\tau}. \quad (5)$$

В микрофонах используются обычно круглые мембраны. При этом в электростатическом преобразователе с поляризацией мембрана в статическом положении под действием силы притяжения мембраны [4]:

$$F_0 = \frac{c_0 U_0^2}{2\delta}, \quad (6)$$

прогнется в сторону неподвижного электрода (δ – зазор между электродами). Причем по мере увеличения прогиб приобретает обостренную форму. При поляризации $H = \frac{\epsilon_0 U_0^2 S}{\pi\tau\Delta^3}$ (Δ – зазор при отсутствии U_0) формы прогиба:

$$y = y_0(1 - \rho^2), \quad (7)$$

где $y = x/\Delta$, $\rho = r/a$ – нормированные переменные.

Реальный преобразователь с прогнутой мембраной замещается преобразователем с плоской мембраной:

$$\delta = -\Delta y_0 / \ln(1 - y_0). \quad (8)$$

При $H = 1$: $\delta \approx 0,9\Delta$.

Этим и ограничивается изогнутость мембраны.

В микрофонах с пленочным пьезоэлементом мембране придается форма купола с постоянной кривизной. В этом случае перемещения пленки в нормальном к поверхности направлении вызывают растяжения и сжатия в тангенциальном [4, 5].

Если к электродам, полученным путем металлизации двух сторон пленки приложить переменное напряжение, то возникающие в результате поперечного пьезоэффекта тангенциальные перемещения приведут к нормальным к поверхности перемещениям и излучению звука (рис. 1).

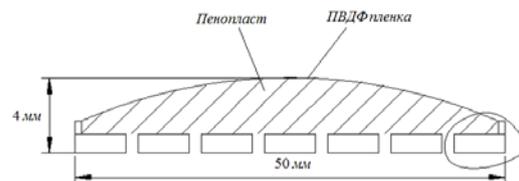


Рис. 1. Микрофон с пленочным пьезоэлементом

Необходимо отметить, что пик нечувствителен к изменениям давления купола, толщине пленки и любым другим легко изменяемым параметрам. Он соответствует наименьшей собственной частоте колебаний жесткой оболочки с такими же размерами как купол (рассчитывается из соотношения размеров к длине волны звука в поливинилиденфториде (ПВДФ), используя традиционную теорию оболочек):

$$x(r) = (\rho - r^2)^{1/2} - (\rho^2 - R^2)^{1/2}. \quad (9)$$

Механическое равновесие между давлением купола и натяжением пленки T дает: $T = p \cdot \rho / 2$, система возмущений прикладываемого потенциала между двумя электродами на поверхности пленки. Поле E перпендикулярное к поверхности пленки вызывает изменение усилия и натяжения в соответствии с обычным уравнением пьезоэффекта:

$$S = \left(\frac{\alpha}{h}\right)T_p + Ed, \quad (10)$$

где $\alpha = (1 - \sigma) / Y_0$; σ – коэффициент Пуассона; Y_0 – модуль Юнга; h – толщина пленки; α – изотропный пьезоэлектрический коэффициент; T_p – дополнительное напряжение к механическому T ; S – дополнительное результирующее растяжение.

Для малых смещений и в предположении $S \ll Ed$:

$$\left(\frac{\alpha}{h}\right)T_p = -Ed, \text{ или } T_p = \frac{h}{\alpha} \cdot Ed = \frac{Vd}{\alpha}, \quad (11)$$

где V – приложенный потенциал.

Рассмотрим элемент $r \dots r + dr$, смещение из положения равновесия $x(r)$ на $\eta(r)$; только осесимметричные.

Возвращающая сила (F_e) за вычетом пьезосилы (F_n) будет равна инерции (F_u), или натяжение пленки за вычетом возбуждающего напряжения равно произведению массы на ускорение:

$$F_e = 2\pi T(\delta r) \left[\begin{array}{l} r \frac{\delta^2 \eta}{\delta r^2} \left[1 + \left(\frac{dx}{dr}\right)^2 \right]^{-1/2} - \\ - r \frac{\delta \eta}{\delta r} \left[1 + \left(\frac{dx}{dr}\right)^2 \right]^{-1/2} \\ + \frac{\delta \eta}{\delta r} \left[1 + \left(\frac{dx}{dr}\right)^2 \right]^{-1/2} \end{array} \right]. \quad (12)$$

Пьезосила определяется как:

$$F_n = \frac{2\pi d \cdot V}{\alpha} (\delta r) \left\{ \begin{array}{l} r \frac{d^2 x}{dr^2} \left(\frac{dx}{dr}\right)^{-3} + \\ + \left[1 + \left(\frac{dx}{dr}\right)^2 \right]^{-3/2} \\ + \left[1 + \left(\frac{dx}{dr}\right)^2 \right]^{-1/2} \end{array} \right\}. \quad (13)$$

Рассмотрим осцилляции вынуждающей силы в виде $V_0 e^{j\omega t}$ и однородную поверхностную плотность Δ . Тогда, инерция:

$$F_u = -2\pi \omega^2 \Delta \left[1 + \left(\frac{dx}{dr}\right)^2 \right]^{1/2} \cdot \eta r(\delta r). \quad (14)$$

После подстановки начального смещения $x(r)$ уравнение (13) приводится к форме:

$$F_n = \frac{2r}{\rho} \frac{dV}{\alpha}, \quad (15)$$

однако, инерция и возвращающая силы остаются в виде сложных функции.

Предположим, что: $R/\rho \ll 1$, после чего динамическое уравнение сводится до членов порядка r^2/ρ^2 :

$$\begin{aligned} r \left(1 - \frac{r^2}{2\rho^2} \right) \frac{\delta^2 \eta}{\delta r^2} + \left(1 - \frac{3r^2}{2\rho^2} \right) \frac{\delta \eta}{\delta r} + \\ + k^2 r \left(1 + \frac{r^2}{2\rho^2} \right) \eta = \frac{2rd \cdot V}{\rho \alpha T} \end{aligned}, \quad (16)$$

$$\text{где } k^2 = \omega^2 \Delta / T = \frac{\omega^2}{c_0^2}.$$

При $r^2/2\rho^2 \ll 1$ уравнение переходит в

$$r^2 \frac{\delta^2 \eta}{\delta r^2} + r \frac{\delta \eta}{\delta r} + k^2 r^2 \eta = \frac{2r^2 d \cdot V}{\rho \alpha T}. \quad (17)$$

Уравнение формы собственных колебаний (правая часть равна 0) переходит в уравнение

(14) при $\frac{d^2 \phi}{dr^2} = 0$ для плоской мембраны, а роль

купола состоит в создании натяжении пленки.

Решением уравнения (17) является хорошо известная функция Бесселя. Накладывая граничные условия фиксированных краев и конечного смещения при $r = 0$, получим

$$\eta(r) = \frac{2Vd}{k^2 \rho \alpha T} \left(1 - \frac{J_0(kr)}{J_0(kR)} \right). \quad (18)$$

2. Барабанная перепонка среднего уха человека как элемент широкополосного электроакустического тракта

Орган слуха человека в анатомическом отношении делится на три отдела: внешнее, среднее и внутреннее ухо; в функциональном — на звукопроводящий и звуковоспринимающий аппараты [1]. Среднее ухо является сложной механоакустической системой. Ее механическая часть образована барабанной перепонкой и прикрепленной к ней последовательной цепью слуховых косточек: молоточка, наковальни и стремени. Акустическая часть образована барабанной полостью и слуховой (евстахиевой) трубой, которая соединяет полость с внешним воздухом.

Барабанная перепонка является воспринимающим механическим элементом уха. Она характеризуется гибкостью (м/Н), которая может измеряться с помощью многочастотного тимпанометра на стандартной частоте зондового сигнала 226 Гц в единицах эквивалентного объема V (см³). Цепь слуховых косточек является передаточным элементом, усиливающим звуковое давление на барабанную перепонку в жидкость улитки. Она характеризуется массой косточек и коэффициентом усиления давления. Масса косточек может быть определена измерением резонансной частоты колебательной системы: барабанная перепонка - слуховые косточки, одновременно с гибкостью. Коэффициент усиления на резонансной частоте может быть определен измерением эквивалентного объема на этой частоте $V(f_p)$. Акустическим элементом среднего уха являются объем барабанной полости и слуховая (евстахиева) труба.

При изучении смещений перепонки у анестезированных (усыпленных) кошек с помощью голографии было, в частности, обнаружено, что при частоте звука $f = 600$ Гц имеются две области максимального смещения, т.е. барабанная перепонка колеблется не как поршень. Эти области прослеживаются до частот около 1500 Гц. На частотах выше 3000 Гц возникает более сложная картина колебаний. Существование такой картины в [6] связывается с концепцией искривленной мембраны по Гельмгольцу. Искривление связано с прикреплением мембраны к косточкам среднего уха. Отличие искривленной мембраны от плоской не рассматривается.

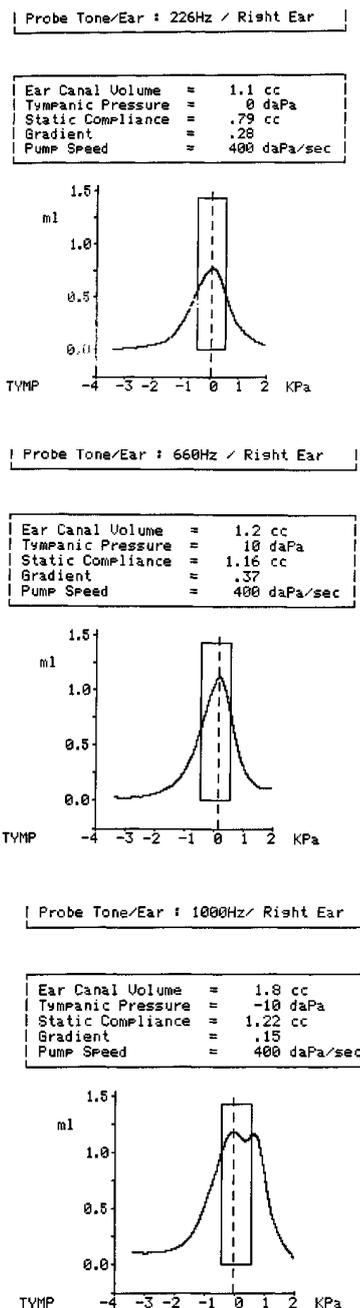


Рис. 2. Изображение тимпанограммы правого женского уха, полученные с помощью многочастотного импедансометра на частотах 226 Гц, 660 Гц, 1000 Гц

Модель плоской мембраны рассматривалась выше, применительно к микрофонам. Свободные колебания такой мембраны описываются волновым уравнением (1). Случай $f > f_{01}$ в микрофонах, по-видимому, не встречается, поэтому он не рассматривается.

В громкоговорителях же, где диффузор представляет собой жесткую систему, он ограничивает область рабочих частот громкоговори-

теля. Для случая плоского диска и $f > f_{01}$ (выражение для f_{01} другое) колебания распределяются по ее поверхности с различными фазами и амплитудами. Колебания диффузора между соседними площадками, разделенными узловой линией, находятся в противофазе, в результате чего происходит резкое ослабление излучения. На частотной характеристике это происходит в виде провала.

Придание диафрагме формы конического диффузора (искривленная пластина) не меняет картины, а лишь продвигает характеристику в область более высоких частот.

Из того факта, что масса звуковой катушки обычно значительно больше распределенной массы диффузора, можно сделать вывод, что распределение колебаний по поверхности диффузора на высоких частотах не зависит от этой массы.

В случае мембраны – барабанной перепонки, роль массы колеблющейся системы играет масса слуховых косточек: молоточка (23 мг), наковальни (27 мг), стремени (2,5 мг) [1].

Оценим собственную частоту для уха человека. Из тимпанограммы правого женского уха $f = 226$ Гц (рис.2) следует, что ее гибкость в единицах эквивалентного объема равна: $V = 0,79 \text{ см}^3$.

Гибкость барабанной перепонки (при площади барабанной перепонки равной $S_{б.п} = 131 \text{ мм}^2$ (радиус $a = 6,46 \text{ мм}$)) равна:

$$C_{б.п} = \frac{V(226)}{\rho_e c_e^2 S_{б.п}} = 3,32 \cdot 10^{-4} \text{ м/Н}, \quad (19)$$

где $\rho_e = 1,2 \text{ кг/м}^3$ – плотность воздуха; $c_e = 340 \text{ м/с}$ – скорость звука в нем; сила натяжения согласно (5) определяется как:

$$\tau = \frac{1}{8\pi C_{б.п}} = 11,99 \text{ Н/м}. \quad (20)$$

Из выражения [7] для резонансной частоты среднего уха, которая согласно рис.3 равна $f_p = 1000$ Гц, получаем суммарную колеблющуюся массу косточек и барабанной перепонки:

$$M_k = \frac{1}{\omega_p^2 C_{б.п}} = 76,32 \text{ мг}. \quad (21)$$

При толщине барабанной перепонки $0,1 \text{ мм}$ и плотности 10^3 кг/м^3 ($M_{б.п} = 6,4 \text{ мг}$) [1], поверхностная плотность $\rho = 0,1 \text{ кг/м}^2$, и тогда по формуле (4) находим основную частоту барабанной перепонки $f_{01} = 648,93 \text{ Гц}$.

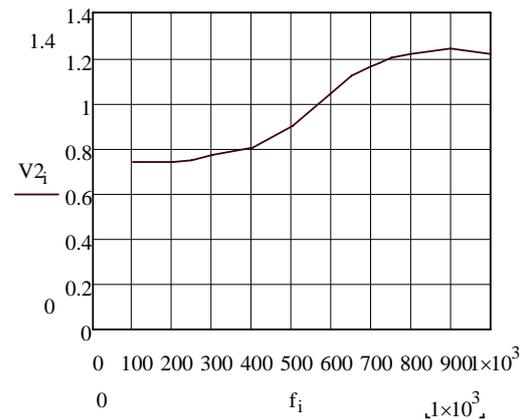


Рис. 3. График частотной зависимости эквивалентного объема правого женского уха

В качестве объяснения, почему у анестезированных кошек наблюдалось появление отдельно колеблющихся частей барабанной перепонки в диапазоне частот до 6 кГц, нам представляется следующее. Как и у человека, у кошек натяжение мембраны регулируется нервной системой, ограждая внутреннее ухо от перегрузок. Причем, у кошек диапазон регулировки, по-видимому, больший, обеспечивая высокую чувствительность. Во время же анестезии натяжение τ минимальное и в силу соотношения (4) частота f_{01} уменьшается.

Выводы

Рассмотрены особенности колебаний мембран в микрофонах, которые входят в состав широкополосных электроакустических трактов аудиологических средств. Обнаружено, что:

поскольку мембрана совершает колебания под действием равномерно распределенной силы, исключая возникновение несимметричных мод ($n > 0$), а также находится в условиях значительного демпфирования, эквивалентными параметрами можно без существенной погрешности пользоваться вплоть до частоты второй симметричной моды ($q = 2$);

в микрофоне с пленочным пьезоэлементом пьезоэффект только создает вынуждающую силу, а на частотные свойства влияния не оказывает.

Для барабанной перепонки, являющейся основным элементом электроакустического тракта импедансометра и слухового эхоскопа, с помощью модели акустической мембраны определены ее гибкость, натяжение, первая собственная частота, масса слуховых косточек.

Полученные результаты хорошо согласуются с экспериментальными данными.

Особенностью прикрепления слуховых косточек к барабанной перепонке является прикрепление по линии несимметричной к ее центру. Тогда, если частота 600 Гц, на которой наблюдались зоны колебаний в виде двух полудисков, больше собственной частоты колебаний свободной мембраны, то линия прикрепления косточек совпадает с узловой линией несимметричной моды и такой характер зон не требует для объяснения концепции искривленной мембраны.

Список используемых источников

1. *Альтман Я.А., Таварткиладзе Г.А.* Руководство по аудиологии. – М.: ДМК Пресс, 2003. -360 с.
2. Пат. 63226 А UA, МПК 7 А61В5/12. Спосіб експрес-контролю норми акусто-механічної системи вуха та комп'ютерний вушний ехо-спектрометр для його реалізації / Найда С.А.; заявник НТУУ "КПІ". - №2003032015 ; заявл. 06.03.2003; опубл. 15.01.2004, Бюл. №1.

3. *V. S. Didkovskiy, S. A. Naida, O. A. Zubchenko*, "Technique for rigidity determination of the materials for ossicles prostheses of human middle ear," *Radioelectronics and Communications Systems*, Vol. 58, No. 3, pp. 134-138, 2015. DOI:10.3103/S073527271503005X.
4. *Вахитов Я. Ш.* Теоретические основы элетроакустики и электроакустическая аппаратура / Вахитов Я. Ш. - М.: Искусство, 1982. -415с.
5. *Акустика: Справ./ Под ред. М. А.Сапожкова.* - М.: Радио и связь, 1989. - 336с.
6. *J. Tonndorf, S. M. Khanna*, "The role of the tympanic membrane in middle ear transmission," *Ann. Otol.*, Vol. 79, pp.743–753, 1970.
7. *S. Naida*, "Acoustic theory problems of speech production in the light of the discovery of the formula for the middle ear norm parameter," *Proc. of IEEE 35th Int. Sc. Conf. Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, pp. 347-350, 21-24 April 2015, Kyiv, Ukraine. DOI: 10.1109/ELNANO.2015.7146907.

Поступила в редакцию 21 октября 2015 г.

УДК 534.23

С.А. Найда, д.-р. техн. наук, **В.В. Бурикіна**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
ул. Політехнічна, 16, м. Київ-56, 03056, Україна.

Акустичні мембрани в широкосмугових електроакустичних трактах приладів для діагностики слуху людини

В роботі проаналізовані особливості коливань мембран у складі електроакустичних трактів слухових ехоскопів, які використовуються для функціональної об'єктивної діагностики порушень слуху людини. Модель акустичної мембрани використано також для знаходження параметрів середнього вуха людини. Бібл. 7, рис. 3.

Ключові слова: *кругла мембрана; еквівалентна гнучкість; еквівалентна маса; резонансна частота; мікрофон; барабана перетинка; параметр норми середнього вуха.*

UDC 534.23

S. Naida, Dr.Sc., **V. Byrukina**

National Technical University of Ukraine "Kiev Polytechnic Institute",
st. Polytechnique, 16, Kiev-56, 03056, Ukraine.

Acoustic Membranes in Broadband Electro-Acoustic Paths of Devices for Diagnostics of Hearing of the Human

In paper features of fluctuations of membranes as a part of electro-acoustic paths of ear - echoscope, which are used for functional objective diagnostics of a hearing disorder of the person, are analyzed. The model of an acoustic membrane is used also for finding of parameters of a middle ear of the human. References 7, figures 3.

Keywords: *round membrane; equivalent flexibility; equivalent weight; resonant frequency; microphone; eardrum; parameter of norm of a middle ear.*

References

1. *Altman, Ya. A., Tavartkiladze, G. A. (2003). Handbook on audiology, DMK Press, Moscow. (Rus)*
2. *Naida, S. A. (2004). Method for monitoring normal parameters of acoustic-and-mechanical system of middle ear and computerized ear-spectrometer for its realization, Pat. 63226 A UA, IPC 7 A61B5/12, Published:15.01.2004. (Ukr)*
3. *Didkovskiy, V. S., Naida, S. A., Zubchenko, O. A. (2015). Technique for rigidity determination of the materials for ossicles prostheses of human middle ear. Radioelectronics and Communications Systems, Vol. 58, No. 3, pp. 134-138, 2015. DOI:[10.3103/S073527271503005X](https://doi.org/10.3103/S073527271503005X).*
4. *Vakhitov, Ya. Sh. (1982). Theoretical bases of electro-acoustics and electro-acoustic equipment, Art, Moscow. (Rus)*
5. *Sapozhkov, M. A. (1989). Acoustics: Reference, Radio and Communications, Moscow. (Rus)*
6. *Tonndorf, J., Khanna, S. M. (1970). The role of the tympanic membrane in middle ear transmission. Ann. Otol., Vol. 79, pp.743–753.*
7. *Naida, S. (2015). Acoustic theory problems of speech production in the light of the discovery of the formula for the middle ear norm parameter. Proc. of IEEE 35th Int. Sc. Conf. Electronics and Nanotechnology (ELNANO), pp. 347-350, 21-24 April 2015, Kyiv, Ukraine. DOI:[10.1109/ELNANO.2015.7146907](https://doi.org/10.1109/ELNANO.2015.7146907).*