

УДК 534.121

С.А. Найда

Национальный технический университет Украины “КПИ”, Киев

ОБ АКУСТИЧЕСКОМ ИМПЕДАНСЕ УХА ЧЕЛОВЕКА В НОРМЕ В РЕЧЕВОМ ИНТЕРВАЛЕ ЧАСТОТ

На основе формулы для параметра нормы среднего уха человека анализируются результаты акустической импедансометрии. Показано, что форма стимула вызванной отоакустической эмиссии (ВОАЭ) в наружном слуховом проходе имеет вид импульсной характеристики среднего уха. Получена формула частотно-временной зависимости ВОАЭ. Определены параметры нормы улитки внутреннего уха человека и путь прохождения сигнала ВОАЭ, что делает ВОАЭ эффективным экспресс-методом объективной дифференциальной диагностики слуха, особенно у новорожденных.

Ключевые слова: среднее ухо человека, метод электромеханических аналогий, связанные контура.

Введение

Среднее ухо человека служит для эффективной передачи звука из воздушной среды наружного слухового прохода в жидкую среду улитки внутреннего уха. В современной клинической аудиологии передаточную функцию среднего уха во всем частотном диапазоне характеризуют механическим импедансом, измеряемым методом одно- или многочастотной тимпанометрии в интервале 226-1000 Гц и реактансной импедансометрии в интервале 0,2-8 кГц. Считается, что полученная в последнем случае кривая частотной зависимости импеданса указывает, на каких частотах звуковая энергия проникает через барабанную перепонку, а на каких отражается в наружный слуховой проход [1]. При этом не обращается внимания на то, что даже нижняя граница интервала измерений 0,2 кг/с почти на порядок больше импеданса воздуха в площади барабанной перепонки, равной приблизительно 64 мм². Из такого соотношения следует, что коэффициент отражения близок к единице во всем слуховом диапазоне частот, что противоречит существующему представлению о согласующей роли среднего уха.

Особенностью обоих указанных методов измерения является расположение миниатюрных телефона и микрофона в электроакустическом зонде,

плотно вставленном в наружный слуховой проход и отделенном от барабанной перепонки объемом в пару кубических сантиметров. Для непосредственного измерения коэффициента отражения в [2] был предложен новый метод – слухового эхоскопа с необходимой временной базой. В работе [3], автора открытия отоакустической эмиссии – Дэвида Кэмпбелла, временной базы не было.

Основной проблемой в объективной диагностике слуха является большое межсубъектное расхождение данных, отклонение которых от некоего среднего значения в норме может перекрывать отклонение от нормы.

В настоящей работе предпринята попытка решения этой проблемы с помощью математической модели среднего уха человека, построенной на основе электромеханических аналогий.

Акустическая импедансометрия среднего уха человека

Речевым является интервал до 4 кГц. Измерение акустического импеданса с помощью многочастотной импедансометрии до 1 кГц позволило автору получить формулу для параметра нормы среднего уха человека, предложить и обосновать объективную аудиометрию звукопроводящей части слухового аппарата [4].

Было, в частности, показано, что в указанном интервале активная составляющая импеданса R_a определяется передачей энергии через цепь слуховых косточек и овальное окно в улитку внутреннего уха через продольные колебания со скоростью

$$v_{ж} = 1500 \text{ м/с}$$

(импеданс $z_{ж} = \rho_{ж} : v_{ж} = 1,5 \cdot 10^6 \text{ Па} \cdot \text{с/м}$).

На частоте резонанса барабанной перепонки и косточек отношение $R_a / Z_{a.в} = \frac{R_a \cdot S_{б.п}}{\rho c_0} = 5,8$ ($S_{б.п}$ - площадь барабанной перепонки; $\rho = 1,2 \text{ кг/м}^3$,

$c_0 = 3,4 \cdot 10^2 \text{ м/с}$ - плотность воздуха и скорость звука в нём). Минимальный коэффициент отражения звука от барабанной перепонки по энергии

$$\chi = \left(\frac{\frac{R_a}{Z_{a.в}} - 1}{\frac{R_a}{Z_{a.в}} + 1} \right)^2 = 0,5$$

что и представляет принцип отражения звука.

Из выполнения формулы для параметра нормы среднего уха при подстановке в неё измеряемых по авторской методике [5] значений эквивалентного объема на резонансной и частоте 226 Гц, объема барабанной полости следует, что система среднего уха является системой двух связанных контуров. При этом собственные частоты колебаний близки к I (~ 700 Гц у мужчин), II (~ 1000 Гц у женщин и детей) и III формантам звука "а" (~ 2600 Гц), что в литературе ранее не было известно.

Из измерений с помощью измерительных мостов известно (например, [6]), что реактивная часть импеданса равна нулю в интервале 1-4 кГц, а активная изменялась от 400 до 1000 ак.Ом. Этому факту соответствует эквивалентная электрическая схема среднего уха (рис. 1) [7].

Среднее ухо человека представляет собой механикоакустическую систему. Механическая ее часть образована барабанной перепонкой и соединенной с ней системой косточек. Натяжение барабанной перепонки может регулироваться соответствующими мышцами. Акустическая часть образована барабанной полостью с объемом $V_{б.пол} \approx 1 \text{ см}^3$ и соединенной с ней слуховой (евстахиевой) трубой. Диаметр отверстия из барабанной полости в трубу равен от 3 до 6 мм, т.е. площадь $S_0 = (7-28) \text{ мм}^2$, а длина трубы $l_{тр} = 37 \text{ мм}$. Поскольку евстахиева труба соединяется с носоглоткой отверстием малого диаметра, ее объем определим как объем конуса, выбрав $S_0 = 28 \text{ мм}^2$ для взрослого человека: $V_{тр} = \frac{1}{3} S_0 l_{тр} = 345 \text{ мм}^3$. Т.к. длина трубы превышает ее диаметр даже при выхо-

де из барабанной полости, присоединенной массой (массой соколеблющегося воздуха) можно пренебречь. Масса воздуха в трубе, движущегося как единое целое, равна $m_{тр} = \rho_0 V_{тр} = 4,15 \cdot 10^{-7} \text{ кг}$. Аналогично тому, как это делается с устройствами электроакустических аппаратов, осуществляющими изменение площади сечения колеблющегося потока воздуха, заменим среднее ухо его моделью - акустическим трансформатором: $S_{б.п}$, $S_{б.пол}$ и S_0 - площадь барабанной перепонки, барабанной полости и отверстия из барабанной полости в евстахиеву трубу соответственно; r_1 - сопротивление потерь в результате передачи звуковой энергии через цепь слуховых косточек во внутреннее ухо; r_2 - сопротивление потерь колеблющегося воздуха на трение о стенки евстахиевой трубы (сопротивлением r_2 по сравнению с r_1 естественно пренебречь); $m_{тр}$ - масса воздуха, движущегося как единое целое в евстахиевой трубе; m_{Σ} - суммарная масса косточек и барабанной перепонки; $m_{б.п}$ - масса барабанной перепонки; $C_{a.б.пол}$, $C_{a.б.п}$ - акустические гибкости барабанной полости и перепонки соответственно.

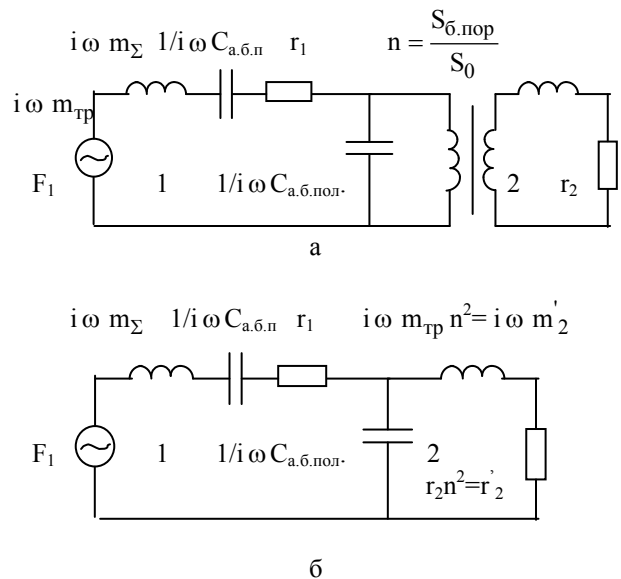


Рис. 1. а - схема полная, б - приведенная схема электрического аналога среднего уха человека

Величина r_1 - это пересчитанная на барабанную перепонку составляющая импеданса круглого окна. Это связано с тем, что смещение стремени на частотах выше 1 кГц становится малым, а колебания барабанной перепонки осуществляются на второй моде свободных колебаний с узлом в моде крепления системы слуховых косточек:

$$f_{02} = \frac{0,878}{a} \sqrt{\frac{\tau}{\rho}} \tag{1}$$

где

$$\tau = \frac{S_{б.п.эф}^2 \cdot \rho \cdot c_0^2}{8\pi \cdot V(226)}, \quad \rho = 10^3 \frac{\text{кг}}{\text{м}^3} \cdot 10^{-4} = 10^{-1} \frac{\text{кг}}{\text{м}^2} -$$

поверхностная плотность мембраны, $S_{б.п.эф}$ – эффективная площадь барабанной перепонки; $V(226)$ – эквивалентный объем барабанной перепонки на частоте 226 Гц.

В этом случае давление у круглого окна равно давлению звука на барабанной перепонке, т.е.:

$$P_{кр.о} = P_{б.п}, \text{ или } z_{м.кр} \cdot \dot{\xi}_{м.кр} = \Gamma_1 \cdot S_{б.п} \cdot \dot{\xi}_{б.п}, \quad (2)$$

где $\dot{\xi}_{м.кр}$, $\dot{\xi}_{б.п}$ – колебательные скорости мембраны круглого окна и барабанной перепонки, $z_{м.кр} = v_{б.пол} \cdot \rho_{ж}$, $v_{б.пол}$ – скорость звука в барабанной части улитки.

Предположим, что и в этом случае принцип отражения звука должен выполняться, т.е.

$$\Gamma_1 = 5,8 \frac{\rho c_0}{S_{б.п.эф}},$$

получим

$$z_{м.кр} = \Gamma_1 \cdot S_{б.п} \cdot \frac{\dot{\xi}_{б.п}}{\dot{\xi}_{м.кр}} = 5,8 \frac{\rho c_0}{S_{б.п}} \cdot S_{б.п} \left(\frac{S_{б.п.эф}}{S_{кр.о}} \right).$$

Взяв

$$\frac{S_{б.п}}{S_{кр.о}} = 20,1 \cdot \frac{S_{ов.о}}{S_{кр.о}} = 20,1 \frac{3,2}{2} = 32,$$

получим значение скорости звука в барабанной полости улитки:

$$v_{б.пол} = 5,8 \frac{\rho c_0}{\rho_{ж}} \cdot \left(\frac{S_{б.п.эф}}{S_{кр.о}} \right), \quad (3)$$

или численно $76 \frac{\text{м}}{\text{с}}$.

Ширина максимума на частоте вблизи 2600 Гц равна $\Delta f = \frac{f}{Q} = \frac{2600}{1,5} = 1730$, т.е. от 1155 до 3485 Гц.

Равенство $R_a = R'_a$ означает, что в ухо при $\rho_{б.п.} = \text{const}$ поступает одинаковая звуковая энергия.

Регистрация сигналов вызванной отоакустической эмиссии

Рассмотрим импульсную характеристику связанной колебательной системы (рис.1), рассмотренной выше. Она представляет собой временную зависимость звукового давления $\rho_{б.п}(f)$ при подаче короткого прямоугольного импульса давления одной полярности. Если длительность импульса значительно меньше всех характерных масштабных интервалов времени, присущих данной колебательной системе, т.е.:

$$\tau_{и} \ll \frac{1}{|\gamma_{к}|}, \quad (4)$$

где $|\gamma_{к}|$ – корни характеристического уравнения, описывающего линейную систему, то реакция системы n -ого порядка (в данном случае $n = 4$) звуковое давление после окончания импульса при $t > \tau_{и}$:

$$p(t) = \Pi_f \sum_{k=1}^2 A_k \exp(\gamma_k t), \quad (5)$$

$$\text{где } \Pi_f = \int_0^{\tau_{и}} p(\xi) d\xi.$$

Короткий импульс возбуждает все колебательные моды, свойственные рассмотренной системе. Амплитуды возбуждаемых мод пропорциональны площади короткого импульса. Для частоты 4 кГц длительность импульса 80 мкс или 100 мкс удовлетворяет условию $\tau_{и} \ll \frac{1}{f} = 250 \text{ мкс}$.

Прежде чем перейти к виду импульсной характеристики среднего уха, отметим некоторые факты.

Как отмечается в [8], при разрушении слуховых косточек низкие звуки воспринимаются плохо или же совсем не воспринимаются, средние и высокие слышатся удовлетворительно. Воздух, содержащийся в барабанной полости, сам по себе тоже проводит звук. Роль овального окна заключается в основной передаче звуковых колебаний лабиринту (его жидкости). Известно, что у пьезокерамических преобразователей ультразвуковых диагностических эхоскопов больших размеров при ударном возбуждении наблюдаются сначала толщинные ВЧ колебания мегагерцового диапазона, а затем поперечные НЧ (паразитные) колебания, что приводит к затягиванию длительности УЗ импульса и уменьшению разрешающей способности [9]. Чтобы устранить последние, элементы пьезопреобразователя разделяют на акустически изолированные, но электрически соединенные полосы.

Аналогично и в импульсной характеристике среднего уха сначала появляются ВЧ колебания в широкой полосе частот вблизи 2600 Гц, а затем в полосе частот вблизи 700 Гц (у мужчин) или 1000 Гц (у женщин и детей). Первые подаются через круглое окно в тимпанальный канал с базилярной мембраной, а вторые через овальное окно в преддверный канал улитки и на базилярную мембрану, которая действует как линия задержки с максимумом колебаний в фиксированной для каждой частоты точке базилярной мембраны.

В [10] приводится решение для мгновенной разности давлений на мембране в вестибулярном (преддверном) и тимпанальном (барабанном) отделе улитки при возбуждении частотой 1000 Гц по длине мембраны. Из него можно получить, что при $x = 0$

$$v_{ср} = 176 \frac{\text{м}}{\text{с}}, \text{ при } x = 22 \text{ мм } v_{ср} = 44 \frac{\text{м}}{\text{с}}.$$

Модель в виде длинной линии подтверждает, что возбуждение распространяется от основания улитки. При этом добротность в резонансной для каждой частоты точке, определённая автором, по измерениям Бекеша в книге [11], и равная $Q=1,6$, близка к $Q \approx 1,6$ на обоих собственных частотах среднего уха [7]. Это означает, что при возбуждении среднего уха коротким импульсом, в результате чего в улитку поступают колебания с такой добротностью, контрастность частотной структуры на формантных частотах, которые являются наиболее информативными, увеличивается до $Q=2,56$, что значительно улучшает разборчивость речи. Однако измерить добротность в стационарном спектре невозможно. В [12], где описываются результаты исследования внутреннего уха с помощью фокусированного УЗ, модулированного частотами речевого диапазона, отмечается, что, малая эффективность методов топической диагностики поражений слухового анализатора, по-видимому, объясняется тем, что в них обычно использовали стационарные звуковые сигналы.

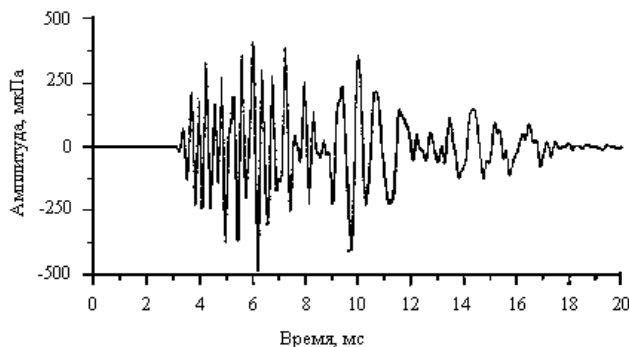


Рис. 2. ВОАЭ нормально слышащего обследуемого в ответ на щелчок $\tau_{ш} = 80$ мкс интенсивностью 40дБ, ограниченного частотами 400÷5000 Гц

Особенно справедливо это замечание при исследовании слуха методом регистрации звуковых сигналов вызванной отоакустической эмиссии (ВОАЭ), которые появляются в наружном слуховом проходе в ответ на акустическую стимуляцию, и регистрируются разработанными для этих целей приборами. На рис.2 приведен пример из [13] осциллограммы задержанной ВОАЭ нормально слышащего обследуемого в ответ на звуковой импульс длительностью 80 мкс и интенсивностью 40 дБ, ограниченный частотами 400-5000 Гц. Фильтр НЧ с частотой среза 40 Гц предусмотрен для того, чтобы устранить сигналы помех биоэлектрического происхождения, связанные с током крови и мышечной деятельностью. Как видно, в пределах задержки 5 – 20 мс имеют место две компоненты: первая компонента, появляющаяся на интервале времени в пределах первых 5-6 мс с момента подачи звукового

стимула, и вторая, в интервале от 5-6 до 20 мс. Считалось, что первая относится к отражательной реакции механической системы среднего уха, а вторая не была ранее известна и именно с ней увязывается понятие сигнала ВОЭ, и именно она характеризует состояние внутреннего уха. В действительности же, как видно из сказанного выше, обе компоненты происходят из среднего уха.

Как видно из осциллограммы на рис. 2 при $t_3 = 4$ мс $f = 2500$ Гц ($f \cdot \tau_3 = 10$), а при $t_3 = 10$ мс $f = 1000$ Гц ($f \cdot \tau_3 = 10$).

На рис. 3 из [14] приведены осциллограммы тональных щелчков. Отметим, что ответы увеличены по сравнению со стимулами в 32 раза. Из рис. 3 четко видно, что длительность сигналов ВОАЭ больше, чем стимулов. Измерив время между максимумами стимула и сигнала ВОАЭ, можно построить зависимость $f \cdot \tau_3$ от частоты, табл.1.

Таблица 1

Зависимость $f \cdot \tau_3$ от частоты

f, кГц	1,0	1,5	2,0	3,0	4,0
$f \cdot \tau_3$	9,4	12,3	13,2	14,4	19,2

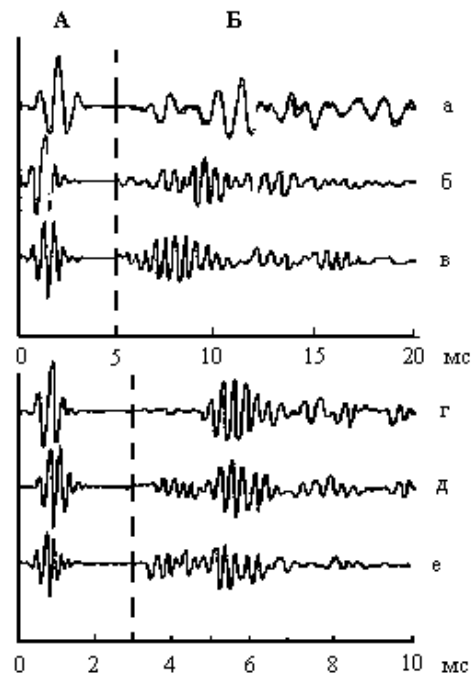


Рис. 3. ВОАЭ у девушки 17 лет в ответ на тональный щелчок с УЗД 50дБ и частотой заполнения 1000 Гц (а); 1500 Гц (б); 2000 Гц (в); 3000 Гц (г); 4000 Гц (д); 6000 Гц (е); А – форма стимулов; Б – форма ответов

Обратим внимание на то, что в интервале $1 \div 4$ кГц: $f \cdot \tau_3 = 9 \div 20$; амплитуда ВОАЭ и стимула связаны соотношением

$$P_{\text{ВОАЭ}} \approx P_{\text{ст}} / 32; \quad (6)$$

колокообразную форму огибающей амплитуды ВOAЭ на указанных частотах; импульсная характеристика имеет форму, характерную для идеального фильтра с прямоугольной АЧХ

$$p(t) = \frac{\sin[\pi \cdot \Delta f \cdot (t - t_3)]}{[\pi \cdot \Delta f \cdot (t - t_3)]} \cdot \cos(\omega_p \cdot (t - t_3)),$$

где Δf - полоса пропускания фильтра с резонансной частотой f_p посредине, а Δt - интервал времени между первыми нулями огибающей, и

$$\Delta f \cdot \Delta t = 1. \quad (7)$$

Считая, что ВOAЭ возникает в результате колебаний волокон основной мембраны, локальное звуковое давление возле которых переносится к круглому и овальному окну быстрыми волнами сжатия, и учтя, что их ослабление на пути к барабанной перепонке через круглое окно $S_{б.п}/S_{кр.о}$ значительно меньше, чем через овальное окно и цепь слуховых косточек K_{yc} , т.е. $S_{б.п}/S_{кр.о} \ll K_{yc}$, коэффициент трансформации давления стимула $p_{ст}$ в цепи «барабанная перепонка – слуховые косточки – овальное окно – основная мембрана – тимпанальный канал – круглое окно – барабанная полость – барабанная перепонка на резонансной частоте равен

$$\begin{aligned} P_{OAЭ} / P_{ст} &= K_{yc} \cdot (1 / K_{yc}) (S_{кр.о} / S_{б.п}) = \\ &= (S_{кр.о} / S_{б.п}) = 1 / 32, \end{aligned} \quad (8)$$

т.е. совпадает с измеренным для случая тональных щелчков (6). В случае широкополосных щелчков вместо $p_{ст}$ нужно взять звуковое давление импульсной характеристики среднего уха $p(t)$, наблюдаемое в первые 3мс при усилении в 32 раза меньшем, чем при наблюдении ВOAЭ.

Соотношение (8) справедливо для среднего и внутреннего уха в норме и линейного режима преобразования.

Как отмечают авторы [14], с увеличением стимулов до 50-60 дБ УЗД амплитуда ВOAЭ нарастала пропорционально уровню стимула, а в дальнейшем ее прирост уменьшался или вообще прекращался, происходило «насыщение» амплитуды, т.е. отмечалась существенно нелинейная зависимость между амплитудой ответов и стимулов. При одинаковых УЗД стимулов наибольшая амплитуда ответов наблюдалась, как правило, при частоте заполнения 1500 и 2000 Гц, реже 1000 и 3000 Гц и снижалась с повышением частоты заполнения. С учётом шага по частоте это подтверждает значения 1000 и 2500 Гц, полученные из рис.2.

Считая, что спектр ВOAЭ соответствует спектру импульсной функции среднего уха, приходим к выводу, что и спектр микрофонных потенциалов также ей соответствует.

Из электрических явлений улитки известен микрофонный эффект. Электрический потенциал можно отвести с помощью электрода, помещенного около круглого окна или введённого в один из каналов улитки. Оказывается, что этот потенциал довольно точно воспроизводит форму воздействующего на ухо сигнала. Микрофонный эффект возникает, вероятно, как результат электрохимической деятельности волосковых клеток в качестве «преобразователя» при их изгибе. По ним и суммационным потенциалам осуществляется механизм положительной обратной связи на выходе периферической слуховой системы [15].

В опытах, проводимых В.Ф.Ундрицом на кошках, было выяснено, что улитка является живым микрофоном, который трансформирует звуковую энергию в электрическую. При таких исследованиях телефон настолько точно восстанавливал характер используемых звуковых колебаний, что можно было различить высоту звука, его тембр, и даже отдельные слова, использованные для звукового воздействия на ухо животных. Из этого можно сделать вывод, что передаточная функция среднего уха кошки и его строение такие же, как и человека. Полученные амплитудные характеристики колебаний стремечка уха кошки при уровне звукового давления 120 дБ у барабанной перепонки в точности напоминают аналогичные характеристики уха человека, полученные на физиологических препаратах, и совпадают с точностью 24% количественно.

Выводы

1. Импедансометры, включая 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).

2. Формула для параметра нормы среднего уха представляет условие оптимизации его акустомеханической системы на максимум полосы пропускания в речевом диапазоне частот 500-4000 Гц, инва-

риант уха, безразмерный параметр нормы его состояния.

3. Получена формула частотно-временной зависимости ВОАЭ и определены параметры нормы улитки, что делает ВОАЭ эффективным экспресс-методом объективной дифференциальной диагностики слуха, особенно у новорожденных.

4. Показано, что форма стимула ВОАЭ в наружном слуховом проходе имеет вид импульсной характеристики среднего уха.

5. Частотно-временной анализ сложного звука происходит уже в среднем ухе.

6. Импульсная характеристика ВОАЭ имеет максимумы на резонансных частотах среднего уха вида $\sin x / x$, характерные для идеального фильтра с прямоугольной АЧХ с полосой $\Delta f = 1 / \Delta t$ (Δt - интервал времени между нулями $\sin x, x \neq 0$); это дает объективный параметр нормы внутреннего уха $Q = f_p \cdot \Delta t$, который в речевом диапазоне $500 \div 4000$ Гц равен $4,9 \div 5,3$.

7. Максимальная амплитуда ВОАЭ для тональных щелчков равна

$$P_{\text{ОАЭ}} = P_{\text{ст}} \cdot (S_{\text{кр.о}} / S_{\text{б.п}}) = P_{\text{ст}} / 32.$$

8. Установлен путь сигнала ВОАЭ: барабанная перепонка - слуховые косточки - овальное окно - основная мембрана - тимпанальный канал - круглое окно-барабанная полость-барабанная перепонка.

Список литературы

1. Соколов Ю.К. Американська аудіологія – добрий приклад для України / Ю.К. Соколов, О.В. Соколова // Аудіологічний вісник. – 1997. - Т.18, № 2.
2. Найда С.А. Эхоскопия уха-новое направление исследования и диагностики слуха / С.А. Найда, В.С. Дидковский, Н.В. Чернецкая // Электроника и связь. -1997. - №2. -С.261-265.
3. Kemp O.T. Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system / O.T. Kemp // Journal of the Acoustical Society of America. – 1978. – Vol.64, №5.-P.1386-1391.

4. Найда С.А. Объективная аудиометрия на основе формулы среднего уха – новый метод исследования и дифференциальной диагностики слуха / С.А. Найда // Электроника и связь. – 2004. – № 23. – С. 66 – 70.

5. 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 НГУУ "КПІ". - №2003032015; заявл. 06.03.2003; опубл. 15.01.2004, Бюл. №1.

6. Основы аудиологии и слухопротезирования / [Базаров В.Г., Лисовский В.А., Мороз Б.С., Токарев О.П.]. – М.: Медицина, 1984. – 256 с.

7. Найда С.А. Математическая модель среднего уха человека / С.А. Найда // Электроника и связь. -2002. - №15. -С.49-50.

8. Популярная медицинская энциклопедия / [Петровский В.Б.]. – М.: Советская энциклопедия, 1979. – 703 с.

9. Найда С. А. П'єзоелектричні перетворювачі медичних ультразвукових сканерів: Навч. посібник / С.А. Найда, В.С. Дідковський. – К.: НМЦВО, 2000. – 178с.

10. Peterson L.C., Bogert V.P. A dynamical theory of the cochlea // JASA. – 1950. – Vol. 22.– P. 368-381.

11. Шиффман Х.Р. Ощущение и восприятие / Х.Р.Шиффман. – СПб.: Питер, 2003. – 928 с.

12. Розенблюм А.С. Новые методы диагностики нарушений слуха / А.С. Розенблюм, Е.М. Цирюльников – Л.: Ленинградский восстановительный центр ВОГ, 1986. – 50 с.

13. Katz J. Handbook of clinical audiology / J. Katz. – Baltimore: Williams&Wilkins, 1994. – 839 p.

14. Аудиометрия по вызванной отоакустической эмиссии и перспективы ее использования в диагностике заболеваний преддверно-улиткового органа / Ю.К. Соколов, В.Г. Базаров, Б.Я. Лимар [и др.] // Журнал вушних, носових і горлових хвороб. – 1990. – № 2. – С. 38 – 45.

15. Бабкина Л.Н. Биофизика / Л.Н. Бабкина, А.И. Лопотко, А.П. Молчанов. – М: РАН, 1996. – 220 с.

Поступила в редколлегию 29.06.2012

Рецензент: д-р техн. наук, проф. В.С. Дидковский, Национальный технический университет Украины “Киевский политехнический институт”, Киев.

ПРО АКУСТИЧНИЙ ІМПЕДАНС ВУХА ЛЮДИНИ В НОРМІ В МОВНОМУ ІНТЕРВАЛІ ЧАСТОТ

С.А. Найда

На основі формули для параметра норми середнього вуха людини аналізуються результати акустичної імпедансометрії. Показано, що форма стимулу викликаного отоакустичної емісії (ВОАЕ) у зовнішньому слуховому проході має вигляд імпульсної характеристики середнього вуха. Отримана формула частотно-часової залежності ВОАЕ. Визначені параметри норми завитки внутрішнього вуха людини та шлях проходження сигналу ВОАЕ, що робить ВОАЕ ефективним експрес-методом об'єктивної диференціальної діагностики слуху, особливо в немовлят.

Ключові слова: середнє вуха людини, метод електромеханічних аналогій, зв'язані контури.

ABOUT THE ACOUSTIC IMPEDANCE OF THE EAR OF THE HUMAN IN NORM IN THE VOICE FREQUENCY INTERVAL

S.A. Naida

On the basis of the formula for argument of norm of a middle ear of the human acoustic impedance observed data are analyzed. It is demonstrated that the form of incentive caused otoacoustic emissions in an external acoustic duct looks like a middle ear pulse response. The formula of time-and-frequency dependence caused otoacoustic emissions is gained. Arguments of norm of a cochlea of an interior ear of the person and a trajectory of signal passage caused otoacoustic emissions that makes caused otoacoustic emissions effective the express – method of objective differential preliminary treatment of audition, especially at newborns are spotted.

Keywords: a middle ear of the human, a method of the electromechanical analogy, connected a circuit.