

АНАМНЕЗ НАСЛЕДСТВЕННОГО СНИЖЕНИЯ СЛУХА У ДЕТЕЙ

С.А. НАЙДА

НТУУ "Киевский политехнический институт",

E-mail: naida@fm.com.ua

Приведены расчеты слухового анализатора отдельного человека, основанные на формуле среднего уха человека (параметре нормы) и принципе отражения звука от барабанной перепонки, установлении генетической связи между формантами звука "а" и резонансными частотами уха; доказательства: характера наследственного дефекта слуха; наличия на барабанной перепонке рецептора звукового давления; защитной роли акустического рефлекса через автономную обратную связь; разбиения звука на частотные (критические) полосы в улитке, а не в мозге; того, что отоакустическая эмиссия возникает из-за спиральности улитки, являющейся универсальным корреляционным фильтром – своего рода патентом природы; формул внутреннего уха; связи между объективными и субъективными характеристиками слуха – закона сохранения генетического кода слухового анализатора. Предложено прогнозировать наследственные (врожденные) дефекты слуха, сравнивая оба уха матери ребенка в роддоме.

ВВЕДЕНИЕ

Слуховая система человека содержит звукопроводящий аппарат (наружное ухо, среднее ухо, овальное и круглое окна и жидкость внутреннего уха) и звуковоспринимающий аппарат (чувствительные волосковые клетки улитки, слуховой нерв, нервные проводящие пути и центры слуха в головном мозге). Считается, что слуховой анализатор начинается с окончаний слухового нерва в улитке, а нарушения в указанных аппаратах до этого места сказываются на АЧХ передаточной функции.

Среди методов исследования звукового анализатора как важнейший называется анамнез, хотя он и является наименее инструментально обеспеченным. Напомним, что анамнез (от греческого *anamnesis* - воспоминания) – данные, полученные путем расспроса больного и его близких об условиях жизни, перенесенных заболеваниях, развитии картины болезни.

Основным показателем нормального слуха обычно служат аудиограммы воздушной и костной проводимости – зависимости порога слуха от частоты. Метод аудиометрии относится к субъективным методам диагностики, т.к. нуждается в участии пациента. Казалось бы, что он дает индивидуальное значение, но сказать, что это норма, можно только с большой погрешностью $\pm(10 \div 15)$ дБ (крайние значения отличаются в $20 \div 30$ раз!). Это происходит из-за того, что в качестве "аудиометрического нуля" используется средний порог слышимости каждого тона, полученный для большого количества молодых людей со здоровым слухом в возрасте $18 \div 30$ лет.

Рассмотрим, какие методы объективной диагностики можно использовать для определения "аудиометрического нуля", и проанализируем данные полученные с их помощью на основе формулы среднего уха.

1. ИМПЕДАНСОМЕТРИЯ

Одним из основных методов объективного исследования слуха является метод акустической импедансометрии [1]. Суть его состоит в измерении модуля акустического сопротивления Z_a (импеданса или акустической проводимости $Y_a = 1/Z_a$ (адмитанса) среднего уха, обусловленных изменением относительного давления воздуха в герметически закрытом наружном слуховом проходе. Считается, что

$$Z_a = \sqrt{R_a^2 + (\omega \cdot M_a - 1/\omega \cdot C_a)^2} = \frac{\rho \cdot c_0^2}{\omega \cdot V(\omega)}, \quad (1)$$

где R_a - акустическое активное сопротивление; C_a - акустическая гибкость барабанной перепонки, барабанной полости, слуховой трубы; M_a - масса слуховых косточек; $\rho = 1,2 \text{ кг/м}^3$ $c_0 = 340 \text{ м/с}$ - плотность воздуха и скорость звука в нем; $V(\omega)$ - эквивалентная емкость среднего уха.

Стандартной методикой измерения акустического адмитанса уха является тимпанометрия – измерение эквивалентного объема в зависимости от относительного давления в наружном слуховом проходе (НСП), создаваемого пневмосистемой импедансометра.

Воспользовавшись методом электромеханических и электроакустических аналогий для расчета среднего уха, автором обращено внимание на то [2], что система среднего уха такая же, как акустическая система громкоговорителя в закрытом корпусе с отверстием (короткой трубкой) в передней стенке, т.н. фазоинвертором. Упругость объема воздуха в барабанной полости резонирует на какой-то частоте с массой воздуха в отверстии или трубке. При этом подвижная система барабанной перепонки и слуховых косточек ведет себя как последовательный резонансный контур, а слуховой трубы и барабанной полости, являющейся элементом связи, - как параллельный. Система связанных контуров характеризуется так называемым фактором связи

$$A = k_{CB} \cdot Q, \quad (2)$$

и имеет 2 собственные частоты, где k_{CB} - коэффициент связи, а Q - добротность системы. Условие $A=1$ является условием оптимизации системы на максимум ширины полосы пропускания уха в речевом диапазоне частот 500÷4000 Гц.

Тимпанограммы обеих ушей матери – студентки, проводившей также измерения спектров звуков “а” и “у” своих, дочери и мужа – приведены на рис. 1.

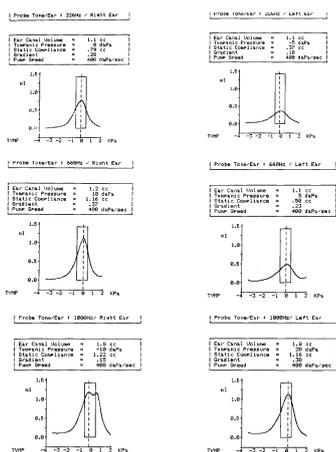


Рис.1.

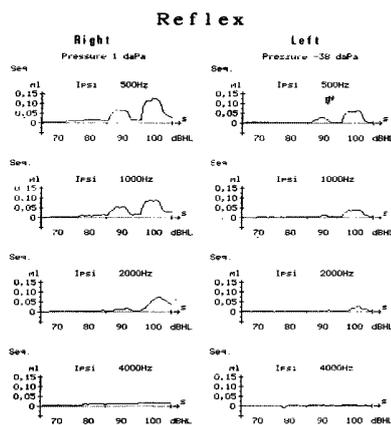


Рис.2

Согласно стандарту ISO в тимпанометрии используется только стандартная зондовая частота 226Гц, на которой эквивалентный объем калибровочной камеры совпадает с ее физическим объемом. Как видно из таблиц возле тимпанограмм среднего уха, эквивалентный объем НСП (ear canal volume) при изменении зондирующей частоты

от 226 до 1000 Гц увеличивается от $1,1 \text{ см}^3$ до $1,8 \text{ см}^3$, хотя физический объем остается постоянным, что свидетельствует о добавлении эквивалентного объема звукопроводящих трубок, которые идут к миниатюрному микрофону.

Наличие 2-х одинаковых максимумов на частоте 1000 Гц на тимпанограмме правого уха и одного, близкого по величине максимума для левого, свидетельствует, что резонансная частота левого в точности равна 1000 Гц, а правого ≈ 950 Гц, т.к. при $f_p < 1000$ Гц увеличение $|\Delta P_{\text{ст}}|$ приводит к уменьшению гибкости и увеличению частот до 1000 Гц.

Формула среднего уха человека в норме имеет вид [3]:

$$A = \frac{V(f_p)}{V(226)} \frac{1}{\sqrt{1 + V_{\text{б.пол}}/V(226)}} = 1, \quad (3)$$

Таким образом, для правого уха $A \approx 1,03$, а для левого $A \approx 1,6 \neq 1$, где $V_{\text{б.пол}} = 1 \text{ см}^3$.

Видно, что: правое ухо находится в норме, а левое нет; $V(f_p) = 1,2(1,16) \approx \text{ear canal volume} \approx 1,1 \text{ см}^3$ для обеих ушей.

Четкий физический смысл формулы среднего уха в норме, являющейся инвариантом уха человека и связывающей в безразмерный параметр четыре величины, свидетельствует о том, что она выражает некий фундаментальный закон функционирования слуховой системы. Она проверялась нами также для частотной зависимости значений резистивности и реактанса импеданса среднего уха для случаев [9]: 1 – разрыва цепи слуховых косточек; 2 – нормы; 3 – отосклероза, по данным Zwislocki (1961), полученным с помощью модифицированного акустического моста, позволяющего проводить измерения без шунтирующего действия НСП.

Как было показано для мужского уха [4]

$$Z_{\text{в.а}}/R_a = \omega_p \cdot V(\omega_p) / (S_{\text{б.п}} \cdot c_0) = 0,172, \quad (4)$$

при $f_p = 700$ Гц и $S_{\text{б.п}} = 64 \text{ мм}^2$, где $Z_{\text{в.а}}$ – акустический импеданс воздуха в площади барабанной перепонки; $S_{\text{б.п}}$ – площадь барабанной перепонки. Подстановка этой величины в выражение для коэффициента отражения от барабанной перепонки по энергии дает

$$\alpha = \left(\frac{1 - Z_{\text{в.а}}/R_a}{1 + Z_{\text{в.а}}/R_a} \right)^2 = 0,5. \quad (5)$$

Следовательно, принцип отражения звука от барабанной перепонки можно сформулировать следующим образом: минимальное значение коэффициента отражения по энергии и максимальное значение коэффициента пропускания равны 0,5.

Из (4) для женского уха в норме следует $S_{\text{б.п.пр}} = 128 \text{ мм}^2$.

Из $\omega_p^2 = 1/M_{\text{мех}} C_{\text{мех}}$, $C_{\text{мех}} = C_a/S_{\text{б.п}}^2$, $C_a = V(226)/\rho \cdot c_0^2$, $\omega_{\text{р.пр}}^2 \approx \omega_{\text{р.л}}^2$, следует $S_{\text{б.п.л}}^2/S_{\text{б.п.пр}}^2 \approx V_{\text{л}}(226)/V_{\text{пр}}(226) = 0,468$, или $S_{\text{б.п.л}} = 87,5 \text{ мм}^2$.

Такое поведение – постоянство I резонансной частоты – возможно только в механо-акустической системе.

Показано [9], что на частоте I резонанса вся звуковая мощность, прошедшая через барабанную перепонку, проходит в улитку, так что коэффициент усиления звукового давления в цепи слуховых косточек

$$K_{yc} = P_{ж}/P_{б.п} = \sqrt{z_{ж}/R_a \cdot S_{об.о}} = 115, \quad (6)$$

или $20\lg K_{yc} = 20\lg 115 \approx 41$ дБ, где $P_{б.п}$ – акустическое давление у барабанной перепонки; $P_{ж}$ – акустическое давление вблизи овального окна, $z_{ж} = 1.5 \cdot 10^6$ Па·с/м – удельные импедансы барабанной перепонки и жидкости, $S_{об.о}$ – площадь овального окна. Это значение совпадает с величиной “щели” между аудиограммами воздушной и костной проводимости при полном разрушении цепи косточек (40 дБ).

Значения $V_n(226)$, $V_n(660)$, $V_n(f_p)$ при $A=1$ представляют значения для “аудиологического нуля” отдельного индивидуума, а отношение аналогичных значений для уха с потерями к $V_n(226)$, $V_n(660)$, $V_n(f_p)$ дает аудиограмму потерь. Для левого уха (рис.1) $20\lg(0,37/0,79) = 6,6$ дБ, что меньше величин точности определения “аудиологического нуля” при субъективной аудиометрии как среднего для большого количества отически здоровых молодых людей ≈ 10 дБ. Следовательно, в левом ухе наблюдается врожденный дефект.

По данным [5], предполагается, что в возникновение и развитие слуха вовлечены более 65 генов. За потерю способности слышать НЧ звуки отвечает мутированный ген WFS1. Дети, получившие от своих родителей мутированную версию WFS1, постепенно теряют способность слышать НЧ звуки. Считается, что открытие гена WFS1 и белка, синтезированного с его матрицы, позволяет получить более полную информацию о развитии внутреннего уха, т.к. WFS1 и белки подобного рода синтезируются в очень небольших количествах только во внутреннем ухе – области зачастую недоступной для исследований. Похоже, что с мутацией WFS1 связан и обнаруженный врожденный дефект. Его можно рассматривать, как механизм приспособления для поддержания неизменной резонансной частоты.

На рис.2 приведены значения ипсилатериального АР на частотах 500, 1000, 2000, 4000 Гц. Видно, что при врожденном дефекте левого уха амплитуда АР уменьшается, а порог сдвигается в сторону больших уровней звукового давления (УЗД) не только на НЧ, как можно было ожидать из-за уменьшения коэффициента усиления на ≈ 7 дБ на частоте 226 Гц, но и на частоте резонанса ≈ 1000 Гц, где он одинаков для обеих ушей. Из этого следует только один вывод, что возникновение АР связано с существованием на барабанной перепонке рецепторов звукового давления, автономной нервной системы, а также обратной связи между ней и перепончато-хрящевым отделом слуховой трубы, ответственной за процессы выравнивания статического давления в среднем ухе, основной функцией которого считается “оптимизация передачи звука и защита структур внутреннего уха” [6].

2. ВЫЗВАННАЯ ОТОАКУСТИЧЕСКАЯ ЭМИССИЯ (ВОАЭ)

Показано [10], что форма стимула ВОАЭ в НСП имеет вид импульсной функции (ИФ) среднего уха со следующими друг за другом максимумами на высокой (≈ 2600 Гц) и низкой (≈ 1000 Гц для женщин и детей) резонансных частотах, а не короткого (широкополосного) звукового импульса, как в калибровочной камере с жесткими стенами. Эти частоты совпадают с наиболее выступающей II и III формантами звука “а”,

igraющого ключевую роль в разборчивости речи и благодаря этому занимающего особое место в слухо-речевой системе человека [8]. Звуковое давление в максимумах стимула усиливается в 115 раз и через стремя овального окна подается в улитку внутреннего уха. В вестибулярном канале от стремени распространяется прямая (без отражения) звуковая волна сжатия. Обусловленная спиральностью улитки поперечная к оси компонента звукового давления составляет величину $1/K_{yc}$ от продольной (т.е. равна амплитуде стимула) и вызывает в мембране Рейсснера возле базилярной мембраны (БМ) медленную поперечную волну. Ее максимальная амплитуда равна амплитуде поперечной компоненты и не зависит от состояния волосковых клеток БМ. Локальные колебания звукового давления возле волокон БМ быстрыми волнами сжатия сносятся как к овальному, так и к круглому окну, через которую и барабанную перепонку они возвращаются в НСП. Поскольку коэффициент ослабления их через цепь косточек в $115/(S_{б.п}/S_{кр.о})$ ($S_{кр.о}$ - площадь круглого окна) раз больше, чем через круглое окно, то амплитуда колебаний в НСП будет определяться соотношением

$$P_{ОАЭ}/P_{ст} = S_{кр.о}/S_{б.п} \approx 1/32, \quad (7)$$

где $P_{ОАЭ}$, $P_{ст}$ - амплитуда ВОАЭ и стимула.

Экспериментальное подтверждение соотношения для стимула в виде тонального щелчка находим в работе [7] как факт, без какого-либо обсуждения.

Форма импульса ВОАЭ с двумя максимумами имеет вид:

$$P_{ОАЭ} = P_{ст} \sum_{i=1}^2 \sin[\pi \cdot \Delta f_{i \text{эфф}} \cdot \Delta t_i] / [\pi \cdot \Delta f_{i \text{эфф}} \cdot \Delta t_i] \cos \omega_i t, \quad (8)$$

где $\Delta f_{i \text{эфф}}$ - эффективная полоса пропускания фильтра с колокообразной АЧХ, средней частотой f_i и нулевой, либо строго линейной ФЧХ; t_{zi} - время задержки этой частоты относительно начала стимула; $|\Delta t_i|$ - половина интервала времени между первыми нулями огибающей $0 \leq |t - t_{zi}| \leq \Delta t_i$

$$\Delta f_{i \text{эфф}} \cdot \Delta t_i = \pm 1, \quad Q = f_i / \Delta f_{i \text{эфф}} = f_i \cdot \Delta t_i. \quad (9)$$

Из примеров только одной осциллограммы ВОАЭ, найденной в литературе, автором получено, что в речевом диапазоне частот $Q = 5 \div 6$, тогда как в опытах Г.Бекеша с улиткой на изолированной височной кости $Q = 1,6$, т.е. в 3-4 раза меньше. Этот результат совпадает с частотной зависимостью ширины частотных групп, полученной в экспериментах по измерению зависимости уровня громкости полосы белого шума (субъективной характеристики слуха) от ее ширины (Цвикер Э., Фельдкеллер Р., 1971). Из этого следует, что громкость определяется не сенсоневральным трактом, как считалось ранее, а акустической частью слухового анализатора.

Параметры

$$P_{ОАЭ} \approx P_{ст}/32, \quad t_{zi} \cdot f_i \approx 12, \quad Q = f_i \cdot \Delta t_i, \quad (10)$$

являются параметрами нормы внутреннего уха при параметре нормы среднего $A=1$.

Амплитуда ВОАЭ увеличивается линейно с увеличением амплитуды стимула до 50-60дБ УЗД, а в дальнейшем ее прирост уменьшается или вообще прекращается, т.е. наблюдается нелинейная зависимость между амплитудой ответов и стимулов [7]. Аналогично существование порога АР (небольшого скачка уменьшения адмитанса среднего уха в ответ на подачу тонального импульса $\tau_{и} \approx 1$ с на частотах аудиометрического ряда 500, 1000, 2000, 4000 Гц) и увеличение выше порога его

амплитуды до насыщения, что указывает на один и тот же механизм возникновения этих явлений. Поэтому и частотная зависимость амплитуды АР является индикатором состояния слухового анализатора в речевом диапазоне частот.

ВЫВОДЫ

Благодаря тому, что формула среднего уха позволяет объективно определять индивидуальный “аудиометрический нуль” с точностью в $20 \div 30$ раз большей, чем аудиометрия, с такой же точностью, еще на функциональном уровне, определяются потери слуха. Это дает основания предложить прогнозировать врожденные дефекты слуха, исследуя слух каждой беременной женщины в роддоме. Ухо беременной дает объективный анамнез. Этот же метод годится и для массового обследования младших школьников.

ЛИТЕРАТУРА

1. Базаров В.Г., Лисовский В.А., Мороз Б.С., Токарев О.П. Основы аудиологии и слухопротезирования. – М.: Медицина, 1984. – 256 с.
2. Найда С.А. Математическая модель среднего уха человека // Электроника и связь. -2002. -№15. -С.49-50.
3. Найда С.А. Формула середнього вуха людини в нормі. Відбивання звуку від барабанної перетинки // Акустичний вісник.-2002.-№ 3.-С.46-51.
4. Найда С.А. Об акустических резонансах речевого и слухового трактов и их корреляции // Электроника и связь. –2002. -№ 16.-С.56-58.
5. Маркова Т.Г., Поляков А.В. Успехи генетического тестирования и вопросы профилактики наследственных нарушений слуха// Вестник оториноларингологии. -2007. - №4. -С.7-10.
6. Бернар Арс. Механизм выравнивания перепадов давления в среднем ухе// Журнал вушних, носових і горлових хвороб. – 2003. -№ 4. –С.67-72.
7. Соколов Ю.К., Базаров В.Г., Лимар Б.Я., Радченко А.И., Цыбулько А.И. Аудиометрия по вызванной отоакустической эмиссии и перспективы ее использования в диагностике заболеваний преддверно-улиткового органа// Журнал вушних, носових і горлових хвороб. – 1990. -№ 2. –С.38-45.
8. Найда С.А. О генетической связи между формантами звука “а” и “у” и резонансной частотой среднего уха в норме // Электроника и связь. –2002. -№ 17.-С.7-11.
9. Найда С.А. Частотные характеристики коэффициента усиления звукового давления слуховыми косточками и акустического рефлекса// Электроника и связь.-2003.- № 19.-С.11-16.
10. Найда С.А. Отоакустическая эмиссия – импульсная функция уха, ключ к оптимальному кодированию звука в улитковом имплантате//Доклады Академии наук Украины. -2005. -№5. –С.172-178.