

## ОТКРЫТИЕ ФОРМУЛЫ СРЕДНЕГО УХА ЧЕЛОВЕКА В НОРМЕ – ФАКТОРА НОРМЫ – ПРОРЫВ В ИССЛЕДОВАНИИ И ДИАГНОСТИКЕ СЛУХА

С.А. НАЙДА

*НТУУ "Киевский политехнический институт", E-mail: naida@fm.com.ua*

Анализируются представления о механо-акустической системе уха (среднем ухе), его модели и проблемы диагностики, существовавшие до недавнего открытия автором формулы среднего уха в норме. Согласно им: 1) передаточная функция уха, которая характеризуется смещением стремечка при постоянном звуковом давлении, имеет характеристики фильтра нижних частот (ФНЧ) (без максимума!), эффективная частота среза и крутизна ската ее имеют существенные межсубъектные отличия; 2) среднее ухо скорее поглощает, чем отражает звуковую энергию; 3) не отмечается разница между параметрами элементов уха у женщин и мужчин; 4) неизвестен характер связи слухового и речевого трактов; 5) межсубъектный разброс параметров уха в норме может превысить отклонение от нормы, что является основной проблемой объективной диагностики слуха.

Формула среднего уха представляет собой равную единице комбинацию гибкости барабанной перепонки, объема барабанной полости, резонансной частоты, активного акустического сопротивления. С медицинской точки зрения она является фактором нормы. Записанная через измеряемые в тимпанометрии эквивалентные объемы она не зависит от площади барабанной перепонки. С физической точки зрения сопротивление потерь таково, что минимальный коэффициент отражения звука по энергии от барабанной перепонки и максимальный коэффициент пропускания равны 0.5. Это соотношение представляет собой принцип отражения звука от барабанной перепонки.

Определяя состояние уха по фактору нормы, автором было установлено, что: 1) первая форманта звука "а" у мужчин ( $\approx 700$ Гц) и вторая форманта у женщин ( $\approx 1000$ Гц) близки к резонансной частоте уха, что генетически передается по мужской и женской линиям; 2) площадь барабанной перепонки у мужчин  $\approx 65$ мм<sup>2</sup>, а у женщин  $\approx 130$ мм<sup>2</sup>; 3) третьи форманты звука "а" у мужчин и женщин одинаковые ( $\approx 2500$ Гц) и совпадают со второй частотой резонанса; 4) значение коэффициента усиления звука в цепи слуховых косточек на первой резонансной частоте одинаковые ( $\approx 115$  или  $\approx 40$ дБ); 5) межсубъектные отклонения от фактора нормы существуют внутри категорий мужчин и женщин, тогда как фактор нормы для обеих категорий равен 1; 6) передаточные функции уха в норме не имеют характеристики ФНЧ; 7) показано, что многочастотная тимпанометрия вместе с рефлексометрией может обеспечить объективную аудиометрию с дифференциацией потери слуха в звукопроводящей и сенсоневральной системах. Это позволит решить острую проблему скрининговых тестов новорожденных.

### ВВЕДЕНИЕ

Обеспокоенность медиков развитых стран мира ухудшением слуха человека со дня рождения и связанной с этим задержкой развития речи, а с ней и психического развития, привела к разработке универсальных программ скрининга слуха новорожденных с первых дней жизни и использованию всего арсенала средств объективной диагностики слуха, очень дорогих и созданных до открытия автором формулы среднего уха [1-5]. Однако проблема дифференциации нарушений между звукопроводящей системой среднего уха и слуховым анализатором (улитка, нервы, отделы мозга) осталась нерешенной. О важности решения проблемы может свидетельствовать тот факт, что в 1996 г. из общей суммы 5.9 миллионов долларов фонда Whitaker на гранты 31 организации для исследования биомедицинской техники для решения медицинских проблем и улучшения здоровья человечества 195009 долларов было выделено доктору философии Shuwan Xue из Medical Center of Duke University на "Электрофизиологические и биомедицинские исследования чувствительности улитки" [6]. Напомним, что "за открытие физических механизмов восприятия раздражения улиткой" в 1961 г. Нобелевская премия по физиологии и медицине была присуждена венгро-американскому физика Георгу Бекеши (Bekesy).

В 1996 г. внедрение единой системы раннего выявления нарушений слуха у детей со дня рождения начато и в России [7]. В большинстве даже экономически развитых стран государственные программы скринингового исследования слуха отсутствуют из-за отсутствия эффективных методов. Существующие методы, кроме того, что они дорогостоящие и требуют квалифицированный персонал, имеют вероятностный характер.

### 1. МНОГОЧАСТОТНАЯ ТИМПАНОМЕТРИЯ

Одним из основных методов объективной диагностики является тимпанометрия – измерение акустической гибкости барабанной перепонки в зависимости от относительного статического давления в герметически закрытом наружном слуховом проходе. На стандартной частоте зондового сигнала 226 Гц акустическая гибкость  $C_a$  связана с величиной эквивалентного объема среднего уха соотношением:

$$V_{\text{ЭКВ}}(226) = \rho \cdot c_0^2 \cdot C_a, \quad (1)$$

где  $\rho = 1.2 \text{ кг/м}^3$ ,  $c_0 = 342 \text{ м/с}$  – удельный вес воздуха и скорость звука в нем,  $C_a$  – в  $\text{м}^5/\text{Н}$ . Графическое изображение эквивалентного объема – тимпанограмма – печатается на ленте принтером прибора. Кроме того, отдельно печатаются значения объема наружного слухового прохода, эквивалентного объема в максимуме тимпанограммы, относительное статическое давление, соответствующее максимуму, градиент, характеризующий ширину тимпанограммы с данным максимумом. Состояние среднего уха определяется только по виду и расположению тимпанограммы. В некоторых импедансметрах имеется возможность определять эквивалентный объем и на других частотах (например, 660, 1000 Гц) или, как в приборе Capella OAE/middle ear analyzer (ver.2.10 Beta) фирмы Madsen Electronics (Дания), на частоте либо 226, либо 1000 Гц. При этом не учитывается, что эквивалентный объем на более высоких частотах не характеризует гибкость среднего уха, а эквивалентный объем наружного слухового прохода может быть в 2 раза больше физического объема. Каждый из печатаемых параметров в отдельности не может характеризовать колебательную систему уха. Сделать это позволяет формула среднего уха [1].

О неправильном понимании высокочастотных тимпанограмм могут свидетельствовать следующие слова в рекламном проспекте импедансного аудиометра АТ235h: “Считается, что тимпанограммы, записанные с помощью тонального сигнала более высокой частоты, в основном лучше подходят для обследования новорожденных, чем тимпанограммы с использованием традиционного тонального сигнала частотой 226 Гц”. Если частота 800 или 1000 Гц совпадает с резонансной, то максимум тимпанограммы даст величину проводимости потерь, а гибкость неизвестна.

На рис.1,а,б приведены тимпанограммы правого и левого женского уха, полученные на частотах 226, 660 и 1000 Гц [3]. Из рис.1,а видно, что на частоте 1000 Гц тимпанограмма имеет 2 максимума одинаковой величины.

Обратим внимание, что согласно общепринятой классификации стандартных тимпанограмм Джергера (1970 г.) такая форма тимпанограммы указывает на атрофию и рубцовые изменения барабанной перепонки. В действительности же она наблюдается только на верхних частотах и объясняется тем, что резонансная частота меньше 1000 Гц, а становится равной 1000 Гц при уменьшении гибкости с увеличением модуля относительного давления. Формула среднего уха имеет следующий вид [1]:

$$A_{\text{пр.}} = \frac{V(f_p)}{V(226)} \frac{1}{\sqrt{1+V_{\text{б.пол.}}/V(226)}} = \frac{1.2}{0.79} \frac{1}{\sqrt{1+1/0.79}} = 1.01, \quad (2)$$

где  $V_{\text{б.пол.}} \cong 1 \text{ см}^3$  – верхняя граница значений объема барабанной полости, т.е. состояние правого среднего уха в норме.

Для левого уха:

$$A_{\text{лев.}} = \frac{1.2}{0.37} \frac{1}{\sqrt{1+1/0.37}} \cong 1.62 \neq 1,$$

т.е. левое ухо имеет дефект. Как показано в [3], это врожденный дефект уменьшения площади барабанной перепонки, которая для правого уха в соответствии с принципом отражения звука от барабанной перепонки равна:

$$S_{\text{б.п.пр.}} = 5.8\omega_p V(f_p)/c_0 = 128 \text{ мм}^2. \quad (3)$$

Этот принцип формулируется следующим образом: наименьшее значение коэффициента отражения звука по энергии от барабанной перепонки и наибольший коэффициент пропускания равны 0.5 (или  $1/\sqrt{2}$  по амплитуде) и достигаются на резонансной частоте. Коэффициент отражения звука по амплитуде:

$$v = \frac{R_a - Z_{\text{в.а.}}}{R_a + Z_{\text{в.а.}}} = \frac{R_a/Z_{\text{в.а.}} - 1}{R_a/Z_{\text{в.а.}} + 1} = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707, \quad (4)$$

откуда после подстановки  $R_a = \rho c_0^2/\omega_p V(f_p)$ ,  $Z_{\text{в.а.}} = \rho c_0/S_{\text{б.п.}}$ , получаем выражение (3). Здесь  $R_a$  - активная составляющая акустического импеданса уха, а  $Z_{\text{в.а.}}$  - акустический импеданс воздуха в площади барабанной перепонки.

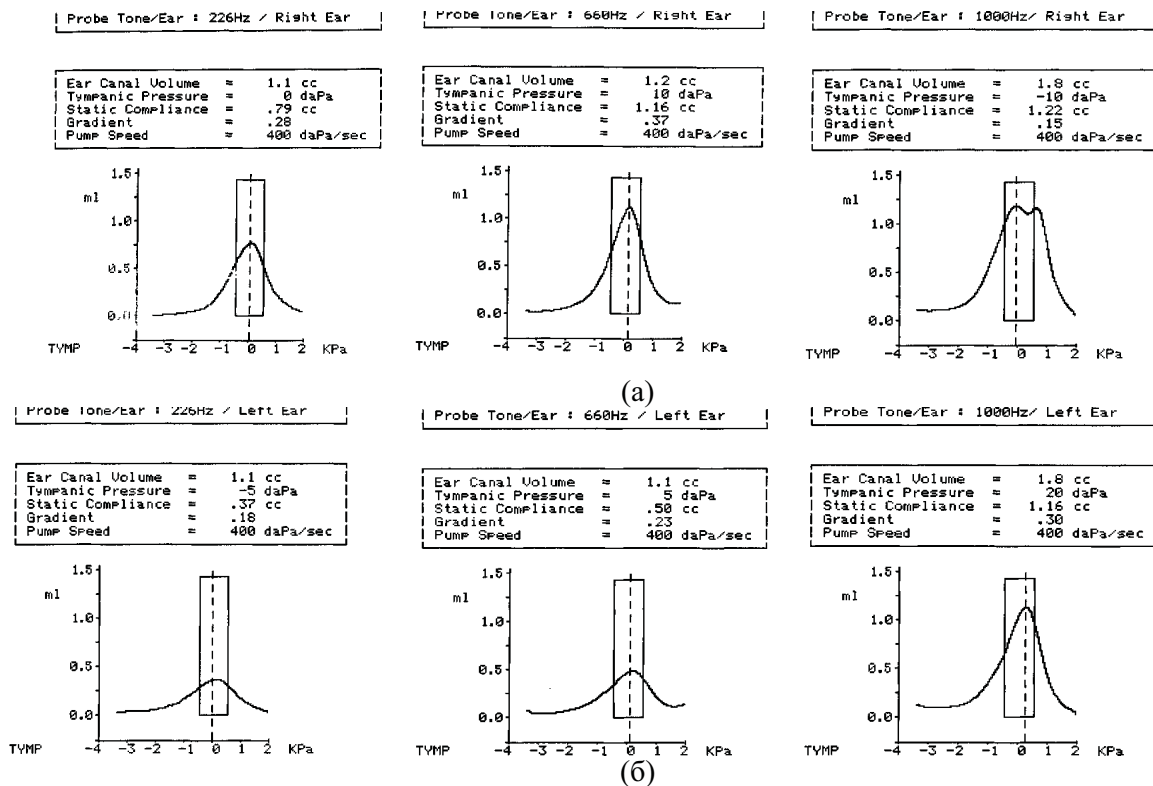


Рис.1

Знание коэффициентов отражения и прохождения имеет принципиальное значение при исследовании уха с помощью систем регистрации отоакустической эмиссии (ОАЭ). Без этого этот метод является малополезным, а в некоторых случаях приводит к принципиальным ошибкам, как например, в [8], где говорится, что “небольшая перфорация барабанной перепонки нарушает передачу стимула к внутреннему уху, а рубцовые изменения перепонки в большой степени влияют на обратную передачу к слуховому проходу”. В действительности же их влияние на прохождение при переходе из одной среды в другую не зависит от направления перехода.

Зависимость  $V_{\text{ЭКВ}}(f)$  представлена на рис.2: 1-для мужского [1], и 2, 3 – для женского уха [3]. Следует отметить, что значение  $V_{\text{ЭКВ}}(1000)$  для мужского уха взято непосредственно из тимпанограммы, т.к. оно не печатается, и учет его не предусмотрен. Из рис.2 четко видно, что резонансная частота женского уха близка к 1000 Гц, а мужского к 700 Гц. Как обнаружено в [3], эти частоты близки ко второй у женщин и детей и первой у мужчин формантам звука “а”.

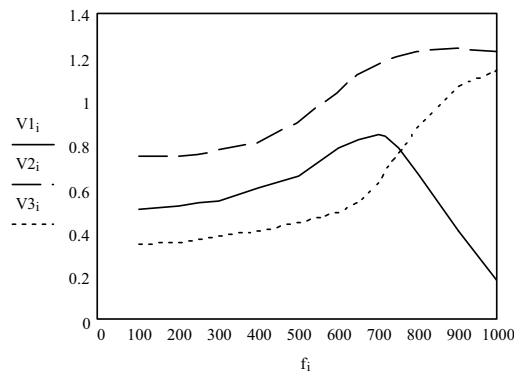


Рис.2

В предшествующих исследованиях среднего уха человека (например, Bekesy, 1960 г.) передаточная функция среднего уха характеризовалась величиной смещения стремени.

Результаты оказались весьма различны. Совпадал лишь общий вывод о том, что передаточная функция среднего уха имеет вид характеристики фильтра нижних частот: постоянство смещения до так называемой критической частоты и быстрый спад выше. Это, по-видимому, может объяснить то, что в дальнейшем резонансные свойства колебательной системы уха не рассматривались.

## 2. АУДИОМЕТРИЯ ПОТЕРЬ СЛУХА В СРЕДНЕМ УХЕ НА ОСНОВЕ ФОРМУЛЫ СРЕДНЕГО УХА

Подробно частотные характеристики передаточной функции рассчитывались в [5] по результатам измерения тимпанограмм. Было получено выражение для частотной зависимости коэффициента усиления давления слуховыми косточками от барабанной перепонки в улитку внутреннего уха в норме и при отклонении от нормы.

В норме:

$$K_{\text{н}} = \frac{K_{\text{ус}}(f)_{\text{н}}}{K_{\text{ус}}(f_{\text{р}})_{\text{н}}} = \frac{\omega \cdot V_{\text{н}}(f)}{\omega_{\text{р}} \cdot V_{\text{н}}(f_{\text{р}})}, \quad (5)$$

$$\text{где } K_{\text{ус}}(f_{\text{р}})_{\text{н}} = \sqrt{\frac{z}{5.8 \rho c_0} \cdot \frac{S_{\text{б.п.}}}{S_{\text{ов.о.}}}} = 115, \quad 20 \lg K_{\text{ус}}(f_{\text{р}})_{\text{н}} = 41 \text{ дБ}, \quad (6)$$

что совпадает со значением порога слышимости по костной проводимости. Оно является выражением индивидуального “аудиологического нуля”. Для женского уха в норме  $V_H(f)/V_H(f_p) = 0.79/1.22 = 0.66$  его кривая будет иметь значения, представленные в табл.1. Потери для левого уха с учетом  $V_L(f_p) = V_{пр}(f_p)$ ,  $V_L(f) \neq V_{пр}(f)$  (табл.1) равны  $20 \lg V_L(f)/V_{пр}(f)$ . Для мужского уха в норме кривая “аудиологического нуля” также представлена в табл.1.

Табл. 1

$f$ , Гц	100	226	660	1000
$20 \lg K_{yc}$ , дБ (женское ухо в норме)	-23.7	-16.7	-4	0
$20 \lg K_{yc}$ , дБ (женское ухо с дефектом)	6.56	6.56	7.3	0
$20 \lg K_{yc}$ , дБ (мужское ухо в норме)	-20.2	-13.3	0	-0.4

Важно заметить, что при субъективной (с участием пациента) аудиометрии слуха отметка 0 дБ на аудиограмме отвечает среднему порогу слышимости каждого тона, получаемому для каждого типа воздушного и костного телефона для отически здоровых людей разного пола в возрасте от 18 до 30 лет. Кривые же представляют значения потери слуха. Предложенный автором метод объективной диагностики обладает следующими преимуществами: 1) он применим к новорожденным со дня рождения; 2) не требует измерения в костном пути звукопроводения; 3) не требует определения и аппаратуры для нахождения “аудиометрического нуля”; 4) требует несколько секунд; 5) позволяет определять не только патологические, но и функциональные (обратимые) нарушения слуха.

Автором было обращено внимание на то, что передаточные функции аналоговых слуховых аппаратов с эмпирическим подбором акустических фильтров, измеренные их производителями [9], напоминают зависимости эквивалентного объема женского среднего уха, представленные на рис.2. Характерной особенностью их является максимум в области 1000 Гц.

### 3. ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СПЕКТРА ЗВУКА “А” ДЛЯ НАБЛЮДЕНИЯ ЗА РАЗВИТИЕМ СЛУХА И РЕЧИ МЛАДЕНЦА

В работе [3] было установлено, что первая форманта звука “а” у мужчин ( $\approx 700$  Гц) и вторая форманта у матери и ребенка ( $\approx 1000$  Гц) являются наиболее выступающими и совпадают с резонансной частотой уха. Поскольку для детей состояние слуха связано с развитием речи и слуховой аппарат рекомендуется назначать сразу после обнаружения дефекта слуха, и лучше до 6 месяцев, когда ребенок начинает говорить, то потребность в аппаратах с максимумом на 1000 Гц значительно больше, чем с 700 Гц. Если характеристики уха и слухового аппарата совпадают, то его использование приведет к усилению контраста.

В случае, если функционирование наружных волосковых клеток нарушается, т.е. локальная обратная связь в улитке существенно ослабляется, как утверждается в [10], то формантная структура звуков, в частности “а”, “с”, уже не выделяется. Если же контрастность исходного звука усилена, то формантная структура остается даже при существенном ослаблении обратной связи. Это может быть использовано для улучшения восприятия звуков пациентами с сенсоневральной тугоухостью.

В [3,4] показано, что форманты звука “а” связаны с обоими резонансами среднего уха. Ниже в табл.2 приведены значения 3 формант звука “а” матери и дочери, полученные

усреднением результатов измерений при произношении громко, нормально, тихо (по три раза) при длительности звука 0.5 и 1 с (18 измерений). Только для матери снимался спектр под нагрузкой.

Табл. 2

	0.5 с			1 с		
	мать	мать (под нагрузкой)	дочь	мать	мать (под нагрузкой)	дочь
$f_1$ , Гц	$670 \pm 16$	$450 \pm 4$	$676 \pm 11$	$680 \pm 6$	$682 \pm 6$	$720 \pm 10$
$f_2$ , Гц	$1085 \pm 10$	$1127 \pm 38$	$1094 \pm 20$	$1126 \pm 8$	$1142 \pm 17$	$1160 \pm 27$
$f_3$ , Гц	$2460 \pm 27$	$2687 \pm 8$	$2525 \pm 35$	$2517 \pm 57$	$2270 \pm 24$	$2472 \pm 21$

Из табл.2 видно, что наилучшим режимом записи звука является режим с длительностью 0.5 с. При этом с учетом точности измерения и функциональных колебаний частоты значения всех трех формант матери и дочери перекрываются. Режим под нагрузкой имеет большую нерегулярность показаний.

Равенства всех формант звука “а” матери и дочери дает метод исследования спектра плача новорожденных “а-у, а-у, а-у” в момент рождения, и использования его как паспорта в дальнейшем наблюдении за развитием слуха, речи и общего развития младенца. Звуки плача являются генетически заданными звуками поиска матери. И, наоборот, ребенок наиболее восприимчив к материнскому голосу, еще находясь в утробе матери, что следует учитывать курящим матерям, у которых курение приводит к понижению голоса. Хорошо известно, что сигнал о вылуплении цыплят из яиц дает им наседка.

Главным преимуществом объективной аудиологии является то, что во всех случаях она сводит возможность врачебной ошибки практически к нулю.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Найда С.А. Формула среднего уха людини в нормі. Відбивання звуку від барабанної перетинки // Акустичний вісник.-2002.-№ 3.-С.46-51.
2. Найда С.А. Математическая модель среднего уха человека // Электроника и связь. - 2002. -№15. -С.49-50.
3. 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.
4. Найда С.А. Об акустических резонансах речевого и слухового трактов и их корреляции // Электроника и связь. –2002. -№ 16.-С.56-58.
5. Найда С.А. Частотные характеристики коэффициента усиления звукового давления слуховыми косточками и акустического рефлекса// Электроника и связь.-2003.-№ 19.-С.11-16.
6. Engineering in Medicine and Biology.–1996. – V.15, № 5.-P.125.
7. Володин И.Н., Таварткиладзе Г.А., Козунь Ю.В. Выявление патологии органа слуха в системе медицинского обеспечения детей раннего возраста// Российский вестник перинатологии и педиатрии. –2000. -№ 5.-С.20-24.
8. Пальчун В.Т., Левина Ю.В., Мельников О.А. Отоакустическая эмиссия: исследование нормы// Вестник оториноларингологии. –1999. -№ 1.-С.5-9.
9. Srwoch G., Kostek B., Cryzewski A. Computer modeling of acoustical elements of hearing aid// Archives of acoustics. –2001. –V.26, №3. - P.203-213.
10. Бабкина Л.И., Молчанов А.П. Особенности отображения частотной структуры сигналов в периферическом отделе слухового анализатора в норме и патологии// Вестник оториноларингологии. –2000. -№ 3.-С.28-30.