

УДК 534.771

**С.А. Найда**<sup>1</sup>, д-р.техн.наук, **Н.В. Богданова**<sup>1</sup>, канд.техн.наук, **Е.Р. Кирильчик**<sup>1</sup>,  
**С.И. Толкач**<sup>2</sup>, канд.мед.наук

<sup>1</sup>Национальный технический университет Украины “Киевский политехнический институт”,  
ул. Политехническая, 16, г. Киев-56, 03056, Украина.

<sup>2</sup> Институт педиатрии, акушерства и геникологии НАМН Украины,  
ул. Платона Майбороды 8, г. Киев, 04050, Украина.

## **Способ экспресс-контроля нормы акустомеханической системы среднего уха человека и компьютерный ушной эхоскоп для его реализации**

*Предложен новый способ контроля нормы системы среднего уха человека и компьютерный ушной эхоскоп для его реализации. В основу способа положено измерение коэффициента отражения звукового импульса от барабанной перепонки как функции частоты, и преобразовании его в безразмерный параметр - фактор нормы. Ушной эхоскоп, в отличие от существующих акустических импедансометров, дает возможность оценивать состояние слуховой системы не только качественно, но и количественно. Библ. 9, рис. 3.*

**Ключевые слова:** импедансометрия, тимпанометрия, среднее ухо, эхоскоп.

### **Введение**

Для диагностики заболеваний среднего уха давно применяется метод импедансной аудиометрии. Этот метод стал уже стандартным и используется практически всеми практикующими аудиологами [1-5].

Схема измерения комплексного импеданса была использована и при попытке создания слухового эхоскопа. Принцип его состоит в том, что импульс звуковых колебаний определенной частоты, посылаемый в наружное ухо, отражается от барабанной перепонки и принимается микрофоном. По коэффициенту отражения, который для нормального уха должен быть мал, можно было бы определить характер нарушения в среднем ухе. Однако, ошибка эксперимента при такой схеме состояла в том, что не было выполнено главное условие эхолокации (это понятие и употребляется автором), а именно: наличие достаточной пространственной базы для разделения излученного и отраженного импульсов. Вместо этого говорится о задержке электрического эхо-сигнала. Наблюдавшиеся через время, значительно большее, чем необходимо для эхо-локации барабанной перепонки, импульсы получили название эха Кэмпса, или отоакустической эмиссии [6]. Она связана с от-

ражением звукового импульса во внутреннем ухе. Приборы для регистрации отоакустической эмиссии выпускались сначала единственной фирмой Otodynamic (Англия), которая долгие годы была защищена от конкуренции патентами ее основателя Дэвида Кэмпса. Открытие отоакустической эмиссии отвлекло внимание от идеи слухового эхоскопа. Этому же способствовало и появление реактансной аудиометрии [5]. Недостатком обеих разновидностей импедансной аудиометрии является то, что необходимо из измеряемого импеданса вычитать импеданс участка наружного уха между зондом и барабанной перепонкой. При наличии флуктуаций барабанной перепонки и усреднении двух значений импеданса точность невысока.

Целью работы является предложить новый способ диагностики среднего уха человека и прибор для его реализации – ушной эхоскоп. При этом, в отличие от акустического импедансометра, прибор не должен содержать пневмосистему. Это позволит использовать его для скрининга слуха новорожденных, и кроме того, он позволит 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.

### **1. Возможности импедансной аудиометрии в диагностике и восстановлении слуха**

В [5] об импедансной аудиометрии говорится: “Этот метод стал уже стандартным и используется практически всеми практикующими аудиологами. Вместе с тем он продолжает развиваться. Так, недавно разработано новую разновидность импедансной аудиометрии - реактансную аудиометрию”. Суть ее состоит в записи частотной характеристики импеданса барабанной перепонки в диапазоне частот от 125 Гц

до  $8 \div 10$  кГц: тональный сигнал частоты, которая автоматически меняется, подводится к микротелефону, а звук в наружном слуховом проходе принимается миниатюрным микрофоном. Телефон с микрофоном расположены в электроакустическом зонде – таком же, как и у обычных импедансных аудиометров. Полученная кривая показывает, на каких частотах звуковая энергия проникает через барабанную перепонку в среднее ухо, а на каких она отражается от перепонки в наружный слуховой проход – благодаря ее высокому акустическому импедансу (реактансу, от которого методика и получила свое название). Считается, что эта методика очень информативна, т.к. характеризует передаточную функцию среднего уха во всем частотном диапазоне, в отличие от тимпанометрии, в которой используется лишь одна частота зондирующего тона (обычно 226Гц).

Следует заметить, что такая интерпретация не учитывает следующих фактов: передаточную функцию характеризует полный импеданс, а реактивная компонента – только упругие и инерционные свойства барабанной перепонки вместе со слуховыми косточками; в тимпанометрии также используется ряд частот 226, 660, 800 и 1000 Гц.

Самый распространенный в настоящее время способ определения импеданса уха состоит в следующем (рис. 1).

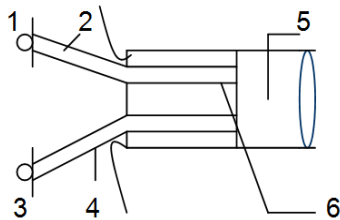


Рис. 1. Схема акустического импедансометра

В наружный слуховой проход вставляется зонд, в состав которого входит: звукоизлучатель в виде миниатюрного телефона 1 со звукопроводной трубкой 2, создающий измерительный (зондовый) сигнал; микрофон – датчик 3 измерительного сигнала с зондовой трубкой 4. Наружный слуховой проход 5 закрывается вкладышем 6, сквозь который пропущены трубки 2 и 4. Обозначим  $p_2$  – звуковое давление на входе звуковой трубки 2;  $p_k$  и  $p_y$  – соответственно звуковые давления, измеренные посредством микрофона 3 в калибровочной полости и в наружном слуховом проходе реального уха;  $z_2, z_k, z_y$  – соответственно импедансы трубки 2,

калибровочной полости и уха. Согласно методу электроакустических аналогий [7], акустический импеданс калибровочной полости равен:

$$z_k = 1 / i\omega C_k = \rho_0 c_0^2 S^2 / i\omega V_k, \quad (1)$$

где  $C_k = V_k / \rho_0 c_0^2 S^2$  – механическая гибкость;  $S$  – поперечное сечение отверстия в полости;  $\omega$  – круговая частота зондового сигнала. Выражение (1) справедливо без учета сопротивления излучения, что возможно, если размеры отверстия в камере значительно меньше длины звуковой волны на данной частоте. При импедансных измерениях уха основная частота  $f = 226$  Гц, объем калибровочной полости  $V = 1 \text{ см}^3 = 10^{-6} \text{ м}^3$ ,  $S = 1 \text{ см}^2 = 10^{-4} \text{ м}^2$  дают значение:

$$|z_k| = 1 \text{ кг/с} = 1000 \text{ ак.Ом}, \quad (2)$$

где  $\lambda = 1,5 \text{ м} \gg 10^{-2} \text{ м}$ . Аналогично (1)

$$z_y = 10^{-6} / V_y (\text{м}^3) = 10^3 / V_y (\text{см}^3) \text{ ак.Ом}.$$

Т.е., если импедансометр рассчитан на измерение импеданса в пределах  $5000 \div 200$  ак.Ом, то пределы измерения в единицах эквивалентного объема будут  $0,2 \div 5,0 \text{ см}^3$ . Внутренние диаметры трубок 2 и 4 выбираются малыми, чтобы обеспечить выполнение условий:  $z_2 = z_4 \gg z_y, z_k$ .

Далее, для калибровочной полости  $p_k / p_2 = z_y / z_2$ , и для уха  $p_y / p_k = z_y / z_2$ , откуда  $p_y / p_k = z_y / z_k$  или:

$$z_y = z_k p_y / p_k. \quad (3)$$

В современных импедансометрах импеданс уха  $z$  разделяется на импеданс  $z_n$  наружного слухового прохода и импеданс среднего уха  $z_a$ , которые связаны между собой, в соответствии с методом электроакустических аналогий, соотношением  $1 / z_y = 1 / z_n + 1 / z_a$ , откуда:

$$z_a = \frac{z_y z_n}{z_n - z_y}, \quad (4)$$

или с учетом (1) в единицах эквивалентного объема:

$$V_y = V_n + V_{6.п} \text{ или } V_{6.п} = V_y - V_n. \quad (5)$$

Эквивалентный объем  $V_n$  находится с помощью метода тимпанометрии. Суть его заключается в том, что в наружном слуховом проходе, герметически закрытом специальным ушным вкладышем (рис. 2), с помощью пневмоси-

стемы создается плавное изменение статического давления воздуха от величины, большей нормального атмосферного, до величины, меньшей его. При этом непрерывно регистрируются значения эквивалентного объема.

Приняв для площади барабанной перепонки значение  $S_{б.п} = 64,3 \text{ мм}^2$ , получим значение силы действующей на перепонку:

$$F = p_d \cdot S_{б.п} = 128,6 \cdot 10^3, \text{ Н.} \quad (6)$$

В случае, когда барабанная перепонка утолщена, статическая гибкость будет значительно меньшей, что и указывает на этот вид патологии.

Более обширную информацию дают тимпанограммы для нескольких частот зондового сигнала. Так в [2] использовался сигнал с частотами 660-675 Гц, близкими к резонансной частоте механической системы среднего уха. Это дает возможность хорошо выявлять такое нарушение, как разрыв цепи слуховых косточек.

Как уже упоминалось, существует большой разброс межсубъектных значений импеданса и не существует количественного параметра нормы среднего уха. Для оценки его состояния полученную тимпанограмму сравнивают с тимпанограммами на рис. 2, которые характерны для разных форм патологий среднего уха (классификация по Джергеру) [3]. Эти тимпанограммы получены одночастотными (226 Гц) импедансометрами.

Кривая типа А характерна для нормального состояния системы среднего уха и для отосклеротического анкилоза стремени; кривая типа В - для экссудативного среднего отита; кривая типа С - для нарушений функций слуховой трубы с возникновением вследствие этого отрицательного давления воздуха в полости среднего уха; кривая типа D - для атрофии и рубцовых изменений барабанной перепонки; кривая типа Е - для разрыва цепочки слуховых косточек.

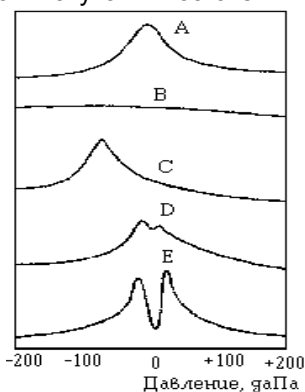


Рис. 2. Основные типы тимпанограмм, характерных для разных форм патологии среднего уха [3]

Таким образом, можно сделать вывод, что импедансной аудиометрии присущ существенный недостаток, который состоит в том, что большой межсубъектный разброс эквивалентного объема среднего уха может перекрывать отклонения от средних значений, которые характерны для нормы и разных видов патологий. Это не позволяет диагностировать патологию только на основании тимпанограммы. Количественного объективного параметра нормы состояния системы среднего уха человека в настоящее время не существует. Кроме того, для получения тимпанограмм используется непрерывные сигналы, а измеряемая величина усредняется во времени, что не позволяет получить изменение эквивалентного объема среднего уха как в процессе быстрых (например, глотательных) движений, так и в процессе более медленных влияний (например, врачебных тестов).

## 2. Компьютерный ушной эхоскоп

В работе предлагается ушной эхоскоп (рис. 3) для диагностики среднего уха человека без участия сенсоневральной системы, который не имеет указанных выше недостатков [7].

В основу способа контроля нормы системы среднего уха, который реализует ушной эхоскоп, положено измерение коэффициента отражения звукового импульса от барабанной перепонки как функции частоты, и преобразовании его в безразмерный параметр - фактор нормы [8], т.е.:

$$A = \frac{V_{эқв}(f_p)}{V_{эқв}(226)} \frac{1}{\sqrt{1 + V_{б.пол} / V(226)}} = 1, \quad (7)$$

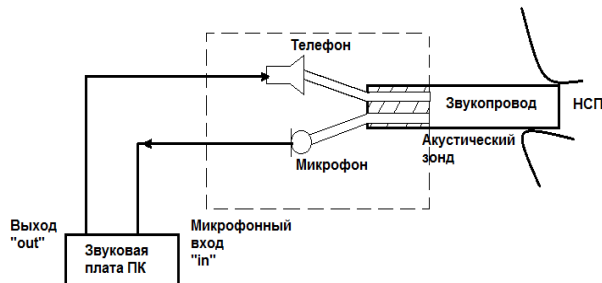
где  $V_{б.пол} \approx 0,9 \text{ см}^3$  - объем барабанной полости [9],  $V_{эқв}(f)$  - эквивалентный объем среднего уха.

Применение импульсных сигналов позволяет путем изменения их частоты и времени следования получить изменение параметра нормы (7) и резонансной частоты  $f_p$  акустомеханической системы среднего уха человека. Частота заполнения звуковых импульсов выбирается равной 660 Гц (для мужчин) или 1000 Гц (для женщин). Эти частоты близки к резонансным частотам среднего уха человека. Длительность импульсов выбирается равной 1,5 периода на выбранной частоте, т.е.:  $\tau_{и} = 1,5/660 = 2,27 \text{ мс}$ , или  $\tau_{и} = 1,5/1000 = 1,5 \text{ мс}$ . Полоса частот такого импульса на уровне 0,707 от максимума равняется:

$$\Delta f = \frac{1}{\tau_{и}} = \frac{660}{1,5} = 440 \text{ Гц} \quad \text{или}$$

$$2\Delta f = \frac{1000}{1,5} = 670 \text{ Гц, т.е. занимает диапазон от}$$

440 до 880 Гц или от 665 до 1335 Гц. Количество посылок и интервалов между ними выбирается в зависимости от интервала изменения процесса, который исследуется.



**Рис. 3. Блок-схема компьютерного ушного эхоскопа**

Компьютерный ушной эхоскоп состоит из (рис.3): гибкого трубчатого звукопровода, один конец которого плотно вставляется в наружный слуховой проход, а в эластичный вход другого вставляется акустический зонд от обычного тимпанометра, но без пневмопривода; миниатюрного телефона и микрофона, которые входят в состав акустического зонда; источника звукового импульса заданной амплитуды, длины и спектра, который представляет записанный в цифровой форме и в реальном времени сигнал, который подается на вход звуковой платы; звуковой платы с аналого-цифровым преобразователем (АЦП), усилителем звукового сигнала с выходом "out" на телефон, входом "in" от микрофона и предварительным усилителем электрического сигнала от микрофона; персонального компьютера; дисплея и принтера.

Полученная в процессе измерений частотная зависимость  $\chi(f)$  коэффициента отражения звукового импульса от барабанной перепонки позволяет определить следующие параметры акустомеханической системы среднего уха человека:

а) отношение значения активной составляющей импеданса  $R$  к значению импеданса воздуха в плоскости барабанной перепонки  $z_n$ :

$$q = R / z_n = \frac{1 + \chi_{\text{мин}}}{1 - \chi_{\text{мин}}};$$

б) добротность по значению  $\chi$  (440 Гц) для мужчин или  $\chi$  (665 Гц) для женщин, т.е.  $\chi$  ( $x=0,665$ ) ( $x=440/660=665/1000$ ):

$$Q = \sqrt{\frac{\chi^2(0,665) \cdot (1+q)^2 - (1-q)^2}{0,71 \cdot (1-\chi^2(0,665))}};$$

в) массу слуховых косточек вместе с барабанной перепонкой и ее гибкость (эквивалентный объем):

$$m_k = \frac{Q \cdot q \cdot z_{п.мех}}{2\pi f_p},$$

где  $z_{п.мех} = \rho_0 \cdot c_0 \cdot S_{б.п.} = 4,2 \cdot 10^2 \text{ кг/с} \cdot \text{м}^2 \cdot S_{б.п.}$ ,

$$m_k = 6,65 \cdot 10^7 \cdot \frac{Q \cdot q \cdot S_{б.п.}}{f_p}, \text{ мг,}$$

$$V_{б.п.} = \frac{1}{Q \cdot q \cdot z_{п.мех} \cdot \omega_p} = \frac{3,47 \cdot 10^{-3}}{Q \cdot q \cdot f_p},$$

для  $S_{б.п.} = 64 \text{ мм}^2$ .

Таким образом, преимущества ушного эхоскопа перед многочастотными импедансометрами, включая реактансные, следующие: отсутствие замкнутого между ушной вставкой и барабанной перепонкой объема внешнего слухового прохода и, как следствие большая точность определения акустического импеданса и дифференциации межсубъектных отклонений различных параметров уха от средних отклонений в результате нарушений в системе среднего уха; значительно меньшие средние по времени уровни звукового давления и полностью цифровая технология прибора от формирования зондирующих импульсов до отображения всей информации на бумажном носителе.

### Выводы

В работе проведен подробный анализ метода импедансной аудиометрии, который применяется для диагностики заболеваний среднего уха. Этот метод стал уже стандартным и используется практически всеми практикующими аудиологами. Вместе с тем он продолжает развиваться. Новой разновидностью его является реактансная аудиометрия.

Отмечается, что недостатком обеих разновидностей импедансной аудиометрии является необходимость вычитания из измеряемого импеданса импеданса участка наружного уха между зондом и барабанной перепонкой. В результате, при наличии флуктуаций барабанной перепонки и усреднении двух значений импеданса, точность метода невысока.

От этого недостатка свободен способ, реализуемый предложенным в работе ушным эхоскопом. Он состоит в наблюдении импульсного звукового сигнала, отраженного от барабанной

перепонки. Генерация сигнала и прием эхосигнала осуществляются телефоном. Необходимая база создается протяженностью жесткой трубки малого диаметра, такого, чтобы в ней сигнал распространялся как плоская волна и мало затухал. Это перспективное, особенно при оперативном восстановлении слуха путем замены косточек и скрининге слуха новорожденных, направление исследований и диагностики слуха.

#### Список использованных источников

1. Ear-canal acoustic admittance and reflectance effects in human neonates. I. Predictions of otoacoustic emission and auditory brainstem responses / D. H. Keefe, Fei Zhao, S. T. Neely [and etc.] // JASA.-2003. - V.113, №1. - P.389-406.
2. *Umberto Cotrona*. Understanding impedance measurement. Denmark / Umberto Cotrona.- Oticon, 1989.
3. *Лисенко О. М.* Сучасні методи та засоби дослідження слуху людини / Лисенко О. М. - К.: КВІЦ, 2002. - 176 с.
4. *Лисовский В. А.* Слуховые приборы и аппараты/ В.А.Лисовский, В. А. Елисеев. - М.: Радио и связь, 1991. – 192с.
5. *Соколов Ю. К.* Американська аудіологія – добрий приклад для України / Ю. К. Соколов, О. В. Соколова. //Аудіологічний вісник. – 1997. -Т.18, № 2.
6. *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.
7. *Найда С. А.* Актуальные направления исследований в области технической акустики / С. А. Найда, В. С. Дидковский. // Электроника и связь. - 1998. - №4. - Ч.3. - С.608-612.
8. *Найда С. А.* Формула середнього вуха людини в нормі. Відбивання звуку від барабанної перетинки / С. А. Найда // Акустичний вісник.-2002.-№ 3.-С.46-51.
9. *Гельфанд А. С.* Слух: введение в психологическую и физиологическую акустику / Гельфанд А. С.: Пер. с англ./ Под ред. О.К.Федоровой. – М.: Медицина, 1984. – 350 с.

Поступила в редакцию 26 марта 2014 г.

УДК 534.771

**С.А. Найда<sup>1</sup>**, д-р техн. наук, **Н.В. Богданова<sup>1</sup>**, канд.техн. наук, **О.Р. Кирильчик<sup>1</sup>**, **С.І. Толкач<sup>2</sup>**, канд. мед. наук

<sup>1</sup>Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», вул. Політехнічна, 16, м. Київ-56, 03056, Україна.

<sup>2</sup>Інститут педіатрії, акушерства та гінекології НАМН України, вул. Платона Майбороди 8, м. Київ, 04050, Україна.

## Спосіб експрес-контролю норми акустомеханічної системи середнього вуха людини і комп'ютерний вушний ехоскоп для його реалізації

*Запропоновано новий спосіб контролю норми системи середнього вуха людини і комп'ютерний вушний ехоскоп для його реалізації. В основу способу покладено вимірювання коефіцієнта відбивання звукового імпульсу від барабанної перетинки як функції частоти, і перетворенні його в безрозмірний параметр - фактор норми. Вушний ехоскоп, на відміну від існуючих акустичних імпедансометрів, дає змогу оцінювати стан слухової системи не тільки якісно, але і кількісно. Бібл. 9, рис. 3.*

**Ключові слова:** імпедансометрія, тімпанометрія, середнє вухо, ехоскоп.

UDC 534.771

**S.A. Naida**<sup>1</sup>, Dr.Sc., **N.V. Bogdanova**<sup>1</sup>, Ph.D., **O.R. Kyrylchyk**<sup>1</sup>, **S.I. Tolkach**<sup>2</sup>, Ph.D.<sup>1</sup>National Technical University of Ukraine "Kiev Polytechnic Institute",  
st. Polytechnique, 16, Kiev-56, 03056, Ukraine.<sup>2</sup>Institute of Pediatrics, Obstetrics and Gynecology of NAMS of Ukraine,  
str. Platona Mayborody 8, Kiev, 04050, Ukraine.

## The method of express-control of the norm of an acoustic mechanical system of the human's middle ear and a computer ear echoscopy for its implementation

*The new way of control of norm of system of a middle ear of the person and computer ear echoscopy for its realization is offered. Measurement of coefficient of reflection of a sound impulse is the basis for a way from an eardrum as frequency function, and its transformation to dimensionless parameter - a norm factor. Ear echoscopy, unlike existing acoustic measuring instruments of an impedance, gives the chance to estimate a condition of acoustical system not only qualitatively, but also quantitatively. References 9, figures 3.*

**Keywords:** *impedancemetry, tympanometry, middle ear, ear echoscopy.*

### References

1. *D. H. Keefe, Fei Zhao, S. T. (2003), "Ear-canal acoustic admittance and reflectance effects in human neonates. I. Predictions of otoacoustic emission and auditory brainstem responses". Neely [and etc.]. JASA. V.113, No1. P.389-406.*
2. *Umberto Cotrona. (1989), "Understanding impedance measurement. Denmark". Umberto Cotrona. Oticon.*
3. *Lysenko O.M. (2002), "Modern methods and tools for the study of human hearing". Kiev: KVIC, p. 176. (Ukr)*
4. *Lisovskiy V.A., Eliseev V.A. (1991), "Hearing instruments and apparatus". Moscow: Radio I svyaz, p. 192. (Rus)*
5. *Sokolov Y. K., Sokolova O. V. (1997), "American Audiology - good example for Ukraine". Audiologichnyi visnyk. Vol.18, No 2. (Ukr)*
6. *Kemp O. T. (1978), "Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system". Journal of the Acoustical Society of America. Vol.64, No 5. Pp.1386-1391.*
7. *Naida S. A. Didkovskiy V.S. (1998), "Recent research directions in the field of engineering acoustics". Electronics and Communications. No 4. P.3. pp.608-612. (Rus)*
8. *Naida S. A. (2002), "Formula of a middle ear of the person in norm. Sound reflection from an eardrum". Acoustic messenger. No 3. Pp.46-51. (Ukr)*
9. *Gelfand A.S. (1984), "Hearing: an introduction to psychological and physiological acoustics". Tr. From eng. Edited by O.K. Fedorova. Moscow Medicina. P. 350. (Rus)*