

doi: 10.17116/otorino201580659-64

Акустическая импедансометрия: эволюция диагностических возможностей

Член-корр. РАН, проф. В.Т. ПАЛЬЧУН, к.м.н. Ю.В. ЛЕВИНА*, к.м.н. А.Л. ГУСЕВА,
 клин. орд. С.П. ЕФИМОВА, к.м.н. О.М. ДОРОНИНА

Кафедра оториноларингологии (зав. — проф. А.И. Крюков) РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России, Москва, Россия, 117997

Acoustic impedanceometry: the evolution of diagnostic possibilities

V.T. PAL'CHUN, YU.V. LEVINA, A.L. GUSEVA, S.P. EFIMOVA, O.M. DORONINA

N.I. Pirogov Russian National Research Medical University, Moscow, Russia, 117997

В обзоре литературы представлены материалы по измерению акустических характеристик нормального и патологически измененного уха, которые имеют большое значение для дифференциальной диагностики и мониторинга состояния системы слуха при проведении консервативного и хирургического лечения.

Ключевые слова: акустическая импедансометрия, тимпанометрия, широкополосная тимпанометрия, абсорбанс.

The present review of the literature reports the materials concerning the application of the acoustic impedance measurements of normal ears and pathologically changed organs of hearing that are important for the differential diagnostics and monitoring of the hearing system condition during the conservative and surgical treatment.

Keywords: acoustic impedance, tympanometry, broad-band tympanometry, absorbance.

Диагностика слуховых нарушений в современной аудиологии представлена различными методами, позволяющими последовательно проводить дифференциальную диагностику уровня поражения слуховой системы [1, 2]. Современные психоакустические методы широко используются при исследовании состояния слуховой системы больных. Однако эти методы являются субъективными, поскольку исследуемый сам оценивает результат, что не применимо во многих случаях. Так, в вопросах экспертизы трудоспособности, при нарушении сознания вследствие различных заболеваний и травм, при исследовании слуха у детей, в случаях недостаточности психического развития исследуемых, а также при проведении дифференциальной диагностики ведущее значение приобретают именно объективные методы исследования слуха [3–5]. Благодаря научным достижениям последних лет в области физики и клинической аудиологии, большое распространение в практике получил один из таких объективных методов исследования слуха, как акустическая импедансометрия — измерение акустического импеданса (АИ) колебательной системы уха. В настоящее время это исследование занимает важное место в аудиологической диагностике, обеспечивая объективную оценку проводящей системы среднего уха и частично проводящего пути слухового анализатора, предоставляя важную информацию для дифференциальной и топической диагностики нарушений слуха [2–4, 6, 7]. Тем не менее, учитывая широкое разнообразие патологии системы слуха, остается актуаль-

ным внедрение в аудиологическую практику новых диагностических решений для повышения дифференциально-диагностических возможностей исследования, что особенно важно при определении показаний к слухулучшающим операциям [6, 7].

Импеданс (Z) (англ. impedance, от лат. impedio — препятствую) — сопротивление, оказываемое объектом или системой потоку энергии. Этот термин впервые в 1886 г. ввел в практику известный физик и инженер из Великобритании О. Heaviside [8] в своей работе по анализу переменного тока в электрической цепи. Первые исследования акустических измерений в наружном слуховом проходе (НСП) были опубликованы в начале XX века учеными в области телефонии. А. Inglis издал доклад об АИ в наружном слуховом проходе, заслоненном телефонной трубкой [9]. В дальнейшем это исследование было направлено на развитие «искусственного уха», воссоздающего акустические характеристики нормального уха более точно, чем простые замкнутые полости.

В 1938 г. немецкий врач О. Metz [7, 10], оценив значение измерения сопротивления, начал разрабатывать модификацию механического моста применительно к исследованию уха человека для диагностики кондуктивной и нейросенсорной тугоухости. О. Metz работал над определением акустических характеристик нормального и патологически измененного уха, и результаты исследований позволили ему к 1946 г. опубликовать новые данные в диссертации «Акустический импеданс, измеренный на нор-

мальных и больных ушах», явившейся первой работой по измерению АИ [10]. Следует отметить, что созданный О. Metz механический акустический мост не нашел широкого практического применения из-за сложности и трудоемкости его использования для измерения показателей.

В аудиологической практике АИ рассматривается как суммарное сопротивление, оказываемое структурами наружного, среднего и частично внутреннего уха при прохождении звуковой волны к рецепторам улитки. АИ подвижной системы состоит из трех компонентов: массы, жесткости и трения [5]. Частота звука влияет на компонент жесткости и массы. Наибольшее влияние прослеживается в области высоких частот, так как оказываемое массой сопротивление повышается с повышением частоты, в то время как жесткость обратно пропорциональна частоте. Различные структуры среднего и внутреннего уха оказывают влияние на компоненты массы, жесткости, трения. Так, в частности, было доказано, что улитка оказывает большее влияние на компонент трения и меньшее — на жесткость и массу, а слуховые косточки в значительной степени определяют компонент массы [5, 7]. Для диагностики заболеваний среднего уха, повышающих массу системы, используют высокочастотные зондирующие тоны — 678 Гц и выше, а для оценки характеристик жесткости среднего уха достаточно низкочастотного тона 226 Гц [2, 4, 6, 7, 10].

АИ измеряется в Па·с/м, т.е. фактически оценивается величина удельного сопротивления канала, в котором объемная скорость в $1 \text{ м}^3/\text{с}$ создается звуковым давлением в 1 Па. Однако исторически сложилось измерение АИ в акустических Омах ($\text{дин}\cdot\text{с}/\text{м}^2$) или миллиОмах (mohm) [7, 11].

Определение изменения давления в наружном слуховом проходе дало возможность оценить подвижность барабанной перепонки, исследовать функцию евстахиевой трубы при проведении диагностики экссудативного среднего отита. Так, в конце 40-х годов XX века К. Thompson, измеряя импеданс как функцию давления в НСП, показал, что можно подсчитать импеданс среднего уха без искажений со стороны НСП. Для измерения давления в барабанной полости требовалась система герметизации НСП, что подтолкнуло К. Terkildsen и К. Thompson [12, 13] к разработке электроакустического моста. В дальнейшем исследование получило название «тимпанометрия». J. Zwislocki [14, 15] опубликовал серию своих исследований АИ у испытуемых с нормальным и измененным слухом, вызванным патологией среднего уха, разработав первый серийно выпускаемый аппарат для измерения АИ. Технические возможности приборов для измерения АИ в 60-х годах XX века требовали много времени для проведения исследования, что ограничивало использование метода в клинике. Кроме того, первые разработанные приборы обеспечивали регистрацию лишь одного компонента акустического импеданса, что затрудняло диагностику различных видов тугоухости [3, 7].

В современной практике регистрация акустического импеданса проводится во время плавного изменения барометрического давления в НСП, обычно от +200 до —400 мм вод.ст. Кривая, отражающая зависимость податливости от давления, называется тимпанограммой [3, 5]. Как правило, стимулы, используемые при тимпанометрии, представляют собой чистые тоны (возможно использование для стимуляции различных щелчковых сти-

мулов), а анализируется импеданс или адмиттанс в зависимости от настройки используемой аппаратуры. Тимпанограмма отображается в виде графика зависимости величины адмиттанса от давления воздуха в даПа. Акустический адмиттанс — понятие, обратное АИ: легкость прохождения звуковой волны через систему уха. Единицей измерения является Мо (mho) — величина, обратная Ому (ohm). Величины адмиттанса в аудиологии невелики, поэтому на практике используются миллиМо (mmho) [6, 7, 16]. В большинстве современных диагностических приборов (импедансные аудиометры, анализаторы среднего уха) измеряется именно адмиттанс. Американским национальным институтом стандартов (ANSI) в употребление был введен собирательный термин «иммиттанс», объединяющий различные акустические измерения, регистрируемые в НСП человека. Термин иммиттанс образован из двух производных: **И**мпеданс и **а**д**М**ИТ**Т**А**Н**С. Понятие «иммиттанс» характеризует прохождение энергии через систему и является общим термином для импеданса и адмиттанса (или их компонентов), объединяя эти понятия. Иммиттанс не имеет единицы измерения, потому что одновременно относится и к сопротивлению, и к податливости, которые измеряются по-разному [17].

Акустическая импедансометрия включает тимпанометрию, определение статической податливости, акустическую рефлексометрию (регистрацию рефлекса стремной мышцы) и определение физического объема [2, 4, 6, 11].

Первые работы, посвященные тимпанометрии, содержали описание отдельных тимпанограмм, характерных для той или иной патологии [4, 5]. Позднее были разработаны классификации тимпанограмм, из которых наибольшее распространение получила классификация, предложенная J. Jerger, G. Liden в 1970 г. [5, 7, 18]. В ней для наиболее часто встречающихся патологических изменений в системе среднего уха были выбраны буквенные обозначения А, В, С, D [16, 18]. В дальнейшем были предложены другие классификации тимпанограмм, однако до настоящего времени наиболее распространенной для частоты зондирующего сигнала 226 Гц является классификация J. Jerger [1, 4, 16, 18] (рис. 1).

При проведении исследований в большинстве коммерческих аппаратов используется частота 226 Гц, что связано с простотой анализа, так как значение импеданса на этой частоте соответствует объему воздуха в замкнутой полости. Для полости объемом 1 см^3 значение импеданса будет соответствовать 1 миллиОму, следовательно, можно измерить АИ в единицах эквивалентного объема НСП. При использовании других зондирующих частот значения АИ приходится пересчитывать. Полученные на частоте 226 Гц результаты обычно имеют единичный пик, они легко анализируются и интерпретируются. При проведении анализа на частоте 226 Гц возможно оценить давление в барабанной полости, функциональное состояние слуховой трубы, степень подвижности цепи слуховых косточек. При проведении исследования с частотой зондирующего сигнала более высокой частоты, например 678 Гц, могут быть получены дополнительные пики, что позволило выделить ряд новых видов тимпанограмм: тип D характеризует появление атрофических и/или рубцовых изменений в барабанной полости, а тип E — тимпанограмма с двумя пиками — характерен для разрыва цепи слуховых косточек [5, 7, 16]. В современной аудиологии при рутин-

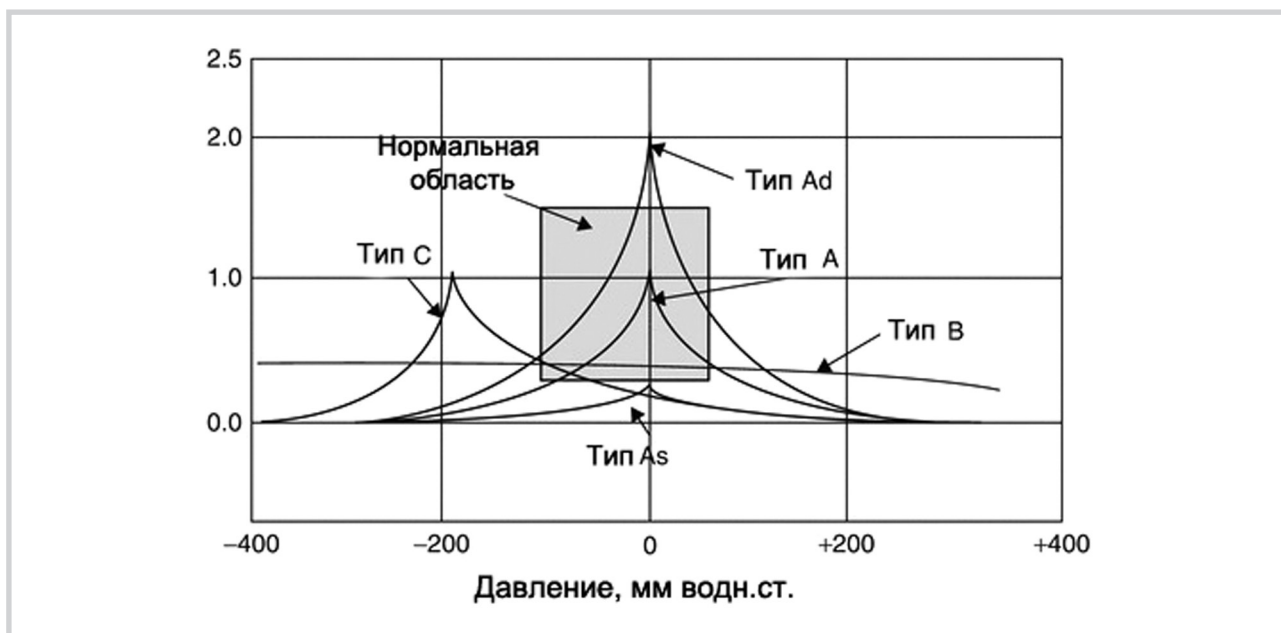


Рис. 1. Классификация типов тимпанометрических кривых по J. Jerger.

ном исследовании обычно оцениваются пиковое давление, объем НСП, амплитуда пика кривой, ширина тимпанометрической кривой [1, 2, 6].

Тимпанометрия широко используется в клинике для определения таких патологий среднего уха, как экссудативный и адгезивный средний отит [19, 20]. Ряд работ посвящен исследованию состояния слуховой функции детей [21, 22], патологической фиксации молоточка и стремени, а также разрыву цепи слуховых косточек [2, 7, 23]. Если барабанная перепонка находится в нормальном состоянии, возникает общий ответ на сигнал частотой 226 Гц [7, 16]. При использовании низкой частоты зондирующего сигнала полученные тимпаногаммы отражают главным образом контролируемые жесткостью компоненты и мало характеризуют компоненты, зависящие от достаточного количества информации о функции среднего уха. Однако в ряде клинических случаев патология барабанной перепонки маскирует истинное состояние системы среднего уха. Например, отосклероз может маскироваться избыточно подвижной барабанной перепонкой. В этом случае, измерение различных компонентов будет более подробно отражать особенности состояния системы среднего уха. Это достигается при использовании высокочастотной стимуляции. Изучение возможности применения высоких частот стимуляции активно разрабатывалось в последние десятилетия во всем мире [24, 25]. Закономерности, получаемые при высокочастотных исследованиях, могут быть использованы для выявления различных патологических изменений среднего уха, однако необходимо учитывать, что на частотах, превышающих 2 кГц, адмиттансная тимпанометрия становится чувствительной к качеству установки датчика в НСП [23, 26—29].

Современные технические возможности позволяют проводить многочастотные измерения, обеспечивающие регистрацию резонансной частоты среднего уха. Поскольку реактанс массы прямо пропорционален частоте, а реактанс жесткости обратно пропорционален частоте, на

некоторых частотах они выравниваются. Таким образом, определяется резонансная частота уха. Возможность ее измерения открывает новые перспективы в разработке диагностических критериев. Клиническое применение многочастотных исследований впервые было продемонстрировано V. Colletti в 1976 г. [30]. Патологические изменения слуховых косточек, влияющие на компоненты массы, приводят к изменению проводимости в цепи системы среднего уха и, как следствие, изменяют проводимость системы.

При проведении исследования резонансной частоты среднего уха у здоровых людей и у пациентов с отосклерозом удалось получить дифференциально-диагностическое значение смещения резонансной частоты. В частности, при отосклерозе резонансная частота смещается в сторону высоких цифр. Таким образом, у пациентов, страдающих отосклерозом, значение резонансных частот выше, чем у здоровых лиц [7, 31]. При хирургических вмешательствах на среднем ухе, осложнившихся нарушением целостности в цепи слуховых косточек, многочастотные исследования выявили смещение резонанса в сторону более низких частот [31—33].

Современные возможности цифровой аппаратуры позволили разработать приборы для регистрации проводимости звуковой энергии в широком диапазоне частот (wideband energy reflectance) [34, 35]. Акустическая энергия, попадающая на барабанную перепонку, частично поглощается средним ухом, а остальная часть отражается обратно в НСП. Отношение отраженной энергии к полной падающей мощности называют коэффициентом отражения энергии или рефлектансом. Измеряется эта величина от 0 (или 0%), что указывает на отсутствие отражения, до 1 (или 100%), при этом отражается вся энергия. Для измерения рефлектанса используется широкополосный стимул (щелчок или chirp-сигнал), поступающий на постоянном уровне 55—60 дБ [36, 37, 38]. Существует несколько различных терминов в литературе для описания

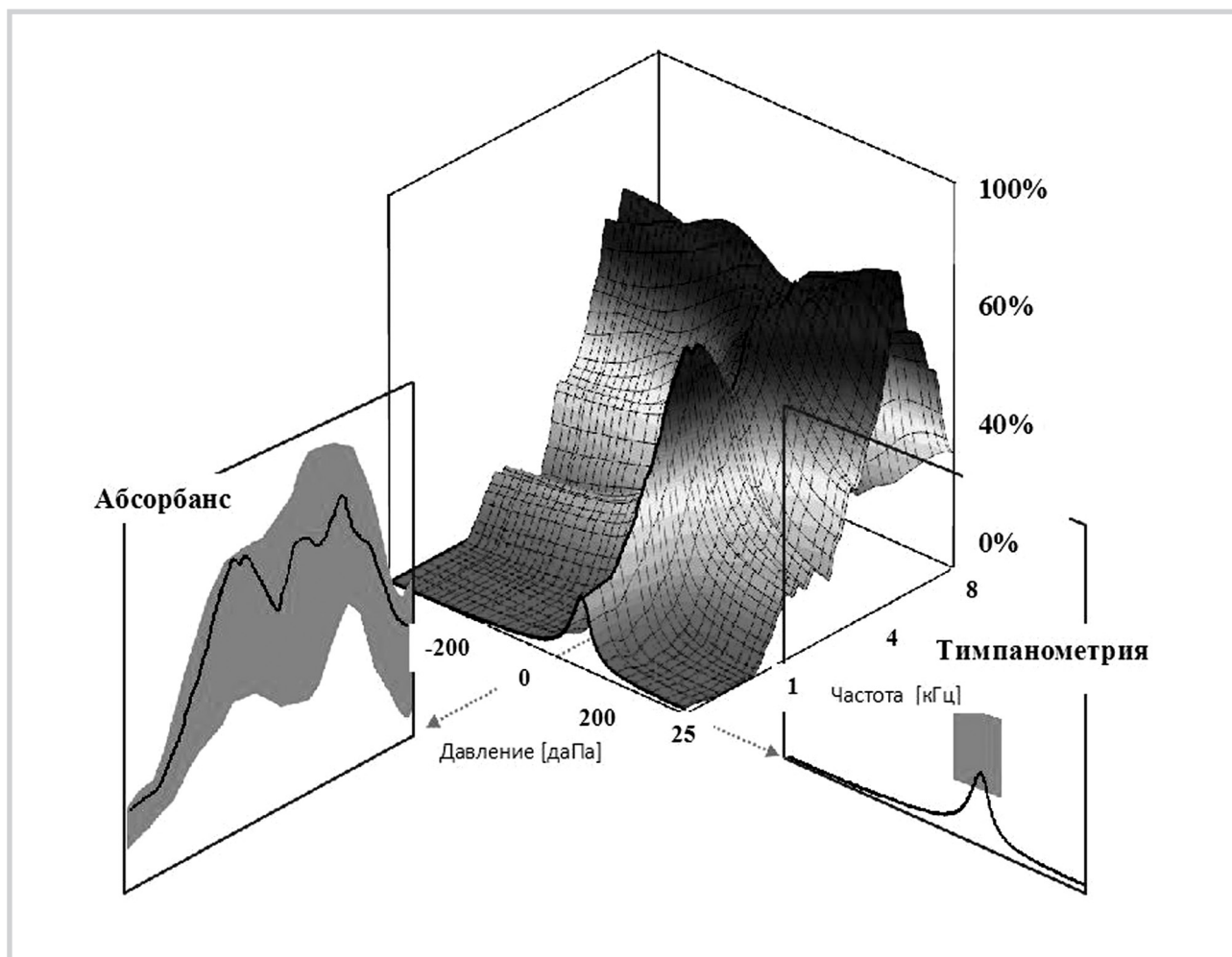


Рис. 2. График широкополосной тимпанометрии.

широкополосных измерений. Например, мощность и энергия рефлектанса и абсорбанса. Абсорбанс определяется как $(1 - \text{энергия рефлектанса})$. Абсорбанс — количество поглощенной структурами уха звуковой энергии, представлен на линейной шкале в диапазоне от 0 до 1,0. Возможность цифровой обработки широкополосного акустического поглощения (абсорбанса) явилось последним достижением в исследовании семейства акустических иммиттансных измерений [7, 36, 38]. Внедрение широкополосных технологий в исследование состояния структур уха позволяет получить больший объем данных об особенностях проведения звуковой энергии при различных патологических состояниях [7, 36, 37].

Впервые высокочастотные измерения до 33 кГц на животных провел J. Allen в 1986 г. [39]. В дальнейшем было разработано применение метода у человека на частотах до 10 кГц [40]. В широкой практике эти измерения стали возможными при использовании нового метода калибровки, который вычисляет импеданс и характеристики самого зонда. В случае, если значения системы зонда известны, характеристики могут быть рассчитаны на основе измеренных уровней звукового давления, генерируе-

мых широкополосным сигналом в НСП [41]. Абсорбанс может быть измерен как в динамическом, так и в статическом режиме с изображением результатов в виде графика зависимости его от частоты [36, 41]. Это дает возможность проводить исследование непосредственно после слухолучающих операций, так как при этом не используется изменение давления в НСП, а также при наличии перфорации барабанной перепонки [42, 43]. Важным преимуществом широкополосной тимпанометрии по сравнению с обычными измерениями импеданса является возможность регистрации данных в диапазоне частот от 226 до 8000 Гц [7, 36, 44] (рис. 2).

Исследования показывают, что многочастотная тимпанометрия является эффективным методом для определения влияния патологии среднего уха на состояние механо-акустической системы, позволяя получить сведения о динамических характеристиках среднего уха, включая резонансную частоту уха. Широкополосная тимпанометрия добавляет много полезных расширений для однокомпонентной низкочастотной тимпанометрии, позволяя использовать зондирующие тоны широкого диапазона, улучшает дифференциальную диагностику состояния

структур уха в раннем детском возрасте, позволяет проводить исследования после хирургических вмешательств в динамике.

Появление подобного метода исследования, несомненно, имеет большое значение для дифференциально-

диагностических исследований в широкой клинической практике, так как стандартные тимпанометрические исследования менее чувствительны при некоторых патологиях среднего уха и лимитируют информацию о его механике.

ЛИТЕРАТУРА

1. Альтман Я.А., Таварткиладзе Г.А. *Руководство по аудиологии*. М.: ДМК Пресс; 2003.
2. Таварткиладзе Г.А. *Руководство по клинической аудиологии*. М.: Медицина; 2013.
3. Таварткиладзе Г.А. *Акустическая импедансометрия. Оториноларингология*. Национальное руководство. Гл. редактор Пальчун В.Т. М.: ГЭОТАР-Медиа; 2009.
4. Stanley A. Gelfand. *Essentials of Audiology, 3rd ed.* Stuttgart NY: Thieme; 2009.
doi: 10.1017/S0022215109991484.
5. Jerger J. Impedance Audiometry-Reply. *J Arch Otolaryngol.* 1971;93(3):339-340.
doi:10.1001/archotol.1971.00770060476024.
6. Кочкин Р.В. *Импедансная аудиометрия*. М.: Мед Лит; 2006.
7. Hunter LL, Navid S. *Acoustic Immittance Measures. Basic and Advanced Practice*. CA: Plural Publishing; 2014.
8. Heaviside O. In Suskind C. *The encyclopedia of electronics*. Princeton, NY: Van Nostrand Reinhold; 1962.
9. Inglis AH, Gray CH, Jenkins RT. A voice and ear for telephone measurements. *The Bell Syst Techn Journ.* 1932;11:293-317.
doi: 10.1002/j.1538-7305.1932.tb03126.x.
10. Metz O. The acoustic impedance measured on normal and pathological ears. *J Acta Otol.* 1946;63:1-254.
11. Стратиева О.В. *Путеводитель по акустической импедансометрии*. Уфа: Башкирский государственный медицинский университет; 2001.
12. Terkildsen K, Tompsen KA. The influence of pressure variations on the impedance of the human eardrum. *J Laryngol Otol.* 1959;73:409-418.
doi: 10.1017/S002221510005550X.
13. Brooks DN. The use of electro-acoustic bridge in the assessment of middle ear function. *J Int Aud.* 1969;8:563-565.
14. Zwislocki JJ. Some impedance measurements on normal and pathological ears. *J Acoust Soc Am.* 1957;29:1312-1317.
doi: 10.1121/1.1908776.
15. Zwislocki JJ. Analysis of the middle-ear function. Part I: Input impedance. *J Acoust Soc Am.* 1962;34:514-1523.
doi: 10.1121/1.1918382.
16. Liden G, Harford E, Hallen O. Tympanometry for the diagnostic of ossicular disruption. *Arch Otolaryngol.* 1974;99:23-29.
doi:10.1001/archotol.1974.00780030027005.
17. American National Standard Institute (ANSI) (1987). American National Standard Specifications for Instruments to Measure Aural Acoustic Impedance and Admittance (Aural Acoustic Immittance), 53.39-1987 (R-2012). NY: American National Standards Institute.
doi: 10.3403/00304401.
18. Jerger J. Clinical experience with impedance audiometry. *J Arch Otolaryngol.* 1970;92:311-324.
doi: 10.1001/archotol.1970.04310040005002.
19. Shanks JE, Lilly DJ, Margolis RH, Wiley TL, Wilson R. Tympanometry. *J Speech Hear Disord.* 1988;53:354-377.
20. Бобошко М.Ю., Лопотко А.И. *Слуховая труба*. СПб.: СпецЛит; 2003.
21. Paradise JL, Smith CG, Bluestone CD. Tympanometric detection of middle ear effusion in infants and young children. *J Pediatrics.* 1976;58:198-210.
22. Таварткиладзе Г.А., Гвелесиани Т.Г., Загорянская М.Е., Румянцева М.Г. *Диагностика нарушенной слуховой функции у детей первого года жизни*. М.: Полиграф сервис; 2001.
23. Hunter LL, Margolis RH. Multifrequency tympanometry: Current clinical applications. *J Audiol.* 1992;1:33-43.
doi: 10.1044/1059-0889.0103.33.
24. Margolis RH, Saly GL, Keefe DH. Wideband reflectance tympanometry in normal adults. *J Acoust Soc Am.* 1999;106:265-280.
doi: 10.1121/1.427055.
25. Sanford CA, Hunter LL, Feeny MP, Nakajima HH. Wideband acoustic immittance: tympanometric measures. *J Ear Hear.* 2013;34:65-71.
doi: 10.1097/AUD.0b013e31829c7250.
26. Liden G, Peterson J, Bjorkman B. Tympanometry. *J Arch Otolaryngol.* 1970;92:248-257.
doi: 10.1001/archotol.1970.04310030038009.
27. Lilly DJ. *Measurement of acoustic impedance at the tympanic membrane*. In J. Jerger Modern Developments in Audiology. NY: Academic Press; 1973.
28. Lilly DJ. Multiple frequency, multiple component tympanometry: new approaches to an old diagnostic problem. *J Ear Hear.* 1984;5:300-308.
doi: 10.1097/00003446-198409000-00007.
29. Keefe DH, Feeney MP. Principles of acoustic immittance and acoustic transfer functions. In: Katz J, Medwetsky L., Burkard R., Hood L. *Handbook of Clinical Audiology*. 2009;125-156.
30. Левина Ю.В., Иванец И.В. Диагностическое значение определения резонансной частоты среднего уха. *Вестник оториноларингологии*. 2002;2:11-15.
31. Colletti V. Multifrequency Tympanometry. *J Audiol.* 1977;16:278-287.
doi: 10.3109/00206097709071839.
32. Funasaka S, Funai H, Kumakawa K. Sweep-frequency tympanometry: Its development and diagnostic value. *J Audiol.* 1984;23:366-379.
doi: 10.3109/00206098409081530.
33. Hudde H. Measurement of the eardrum impedance of human ears. *J Acoust Soc Am.* 1983;3:242-247.
doi: 10.1121/1.388855.
34. Lilly DJ, Margolis RH. Wideband acoustic immittance measurements of the middle ear: introduction and some historical antecedents. *J Ear Hear.* 2013;34:4-8.
doi: 10.1097/AUD.0b013e31829db80f.

35. Liu YW, Sanford CA, Ellison JC, Fitzpatrick DF, Gorqa MP, Keefe DH. Wideband absorbance tympanometry using pressure sweeps: system development and results on adults with normal hearing. *J Acoust Soc Am*. 2008;124:3708-3719.
doi:10.1121/1.3001712.
36. Feeney MP, Sanford CA. Age effects in the human middle ear: Wideband acoustical measures. *J Acoust Soc Am*. 2004;116:3546-3558.
doi: 10.1121/1.1808221.
37. Feeney MP, Grant IL, Marrayott LP. Wideband energy reflectance measurements in adults with middle-ear disorders. *J Speech Lang Hear Res*. 2003;46:901-911.
doi: 10.1044/1092-4388(2003/070).
38. Nakajima HH, Rosowski JJ, Voss SE. Assessment of ear disorders using power reflectance. *J Ear Hear*. 2013;1:48-53.
doi: 10.1097/AUD.0b013e31829c964d.
39. Allen JB. *Measurements of eardrum acoustic impedance*. In Hall J.L., Allen J.B., Hubbard A., Neely S.T., Tubis A. Peripheral auditory mechanisms. NY: Springer-Verlag; 1986.
doi: 10.1007/978-3-642-50038-1.
40. Keefe DH, Simmons JL. Energy transmittance predicts conductive hearing loss in older children and adults. *J Acoust Soc Am*. 2003;114:3217-3238.
doi: 10.1121/1.1625931.
41. Prieve BA, Feeney MP, Stenfelt S, Navid S. Prediction of conductive hearing loss using wideband acoustic immittance. *J Ear Hear*. 2013;1:54-59.
doi: 10.1097/aud.0b013e31829c9670.
42. Voss SE, Rosowski JJ, Merchant SN, Peake WT. Middle-ear function with tympanic-membrane perforations. I. Measurements and mechanisms. *J Acoust Soc Am*. 2001;110:1432-1444.
doi: 10.1121/1.1394195.
43. Voss SE, Merchant GR, Horton NJ. Effects of middle-ear disorders on power reflectance measured in cadaveric ear canals. *J Ear Hear*. 2012;33:195-208.
doi: 10.1097/aud.0b013e31823235b5.
44. Hunter LL, Tubaugh L, Jackson A, Propes S. Wideband middle ear power measurement in infants and children. *J Am Acad Audiol*. 2008;19:309-324.
doi: 10.3766/jaaa.19.4.4.