

Импедансная аудиометрия

Глава, посвящённая акустической импедансометрии (в зарубежной литературе более распространены термины **импедансная аудиометрия** и **иммиттансная аудиометрия**) - объективному методу аудиологического исследования.

Начнём издалека. Рассмотрим физические основы метода, понятия импеданса, адмиттанса и их составляющих, узнаем, что понимают под терминами иммиттанс и комплианс. Затем обратимся к практическому применению методики измерения акустического импеданса – от статической импедансометрии до многочастотной тимпанометрии, изучим клиническую интерпретацию полученных данных. В заключение остановимся на физиологии акустического рефлекса, особенностях его регистрации и алгоритме расшифровки результатов тестирования.

Методы исследования слуха, основанные на **оценке** испытуемыми **ощущений**, возникающих при предъявлении им звуковых сигналов (субъективная аудиометрия) по праву доминируют в клинике. По сути, это психоакустические тесты. Именно в особенностях ощущения скрыты безграничные возможности изучения различных сторон и проявлений слуха.

Однако существует ряд ситуаций, при которых использование субъективных показателей невозможно или нежелательно. В частности, объективные методики приобретают особенное значение при исследовании слуха у детей, в случаях недостаточности психического развития исследуемых, при нарушении сознания вследствие различных заболеваний и травм. В ходе проведения военной, трудовой, судебно-медицинской экспертизы также часто возникает необходимость объективной оценки состояния слуховой функции без участия в этом процессе испытуемого.

Одним из методов **объективной** оценки слуха, получившим в последнее время широкое распространение в клинической аудиологии, является акустическая импедансометрия – измерение акустического импеданса среднего уха.

Физические основы и базовые понятия акустической импедансометрии

Импеданс – сопротивление, оказываемое объектом или системой, потоку энергии.

Сам термин был придуман известным британским физиком и инженером Оливером Хэвисайдом (Heaviside) в 1886 году. Однако его исследования были связаны отнюдь не с акустикой, а с разработкой теории электрической цепи.

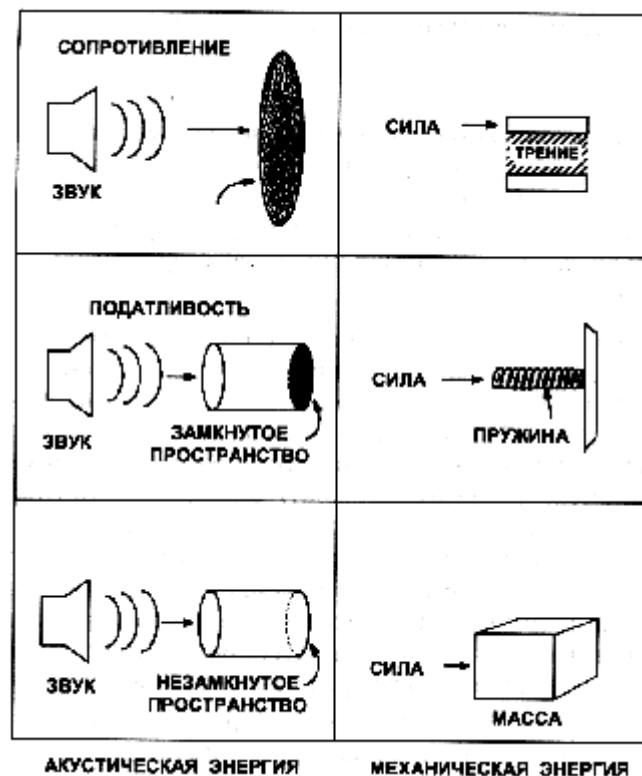


Oliver Heaviside (1850-1925)

В 1919 году А. Г. Вебстер (Webster) перенес положения электрической теории на механические и акустические системы.

Тип элемента	Система		
	электрическая	механическая	акустическая
Резистивный	Резистор (R)	Трение (Rm)	Мелкоячеистый экран (Ra)
Реактивный (жесткость)	Конденсатор (C)	Пружина (Cm)	Замкнутая полость (Ca)
Реактивный (инерция)	Индуктор (L)	Масса (Mm)	Открытая труба (Ma)

Т.о., существуют определенные аналогии между эквивалентными элементами электрических, механических и акустических систем. Вначале рассмотрим некоторые аспекты механического импеданса.



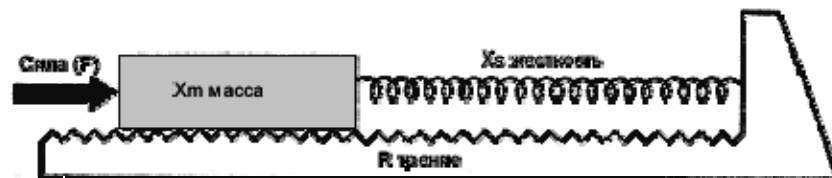
Механический импеданс (Z_m) можно определить как отношение силы, приложенной к объекту, (F) к результирующей скорости (V):

$$Z_m = F/V.$$

На его величину оказывают влияние 3 фактора - *трение, масса и жёсткость системы*. Поэтому импеданс представляет собой результат взаимодействия резистивных и реактивных компонентов:

1. резистанса R ,
2. реактанса массы (положительного реактивного сопротивления) X_m ,
3. реактанса жесткости (отрицательного реактивного сопротивления) X_s .

Эти компоненты относятся соответственно к трению, массе и жесткости.



Трение на рисунке изображено гребенчатой поверхностью, по которой движется блок (масса). Часть энергии, приложенной к системе, трение рассеивает - превращает в тепло. **Резистанс** (R) не зависит от частоты и находится в одной фазе с приложенной силой.

Реактанс (X), напротив, обеспечивает накопление энергии системой. Он состоит из двух компонентов – реактанса массы и реактанса жесткости. Реактанс массы (X_m) обусловлен массой системы. Поскольку масса обладает свойством инерции, то приложение силы F к массе M - mass приводит к ускорению массы, согласно формуле:

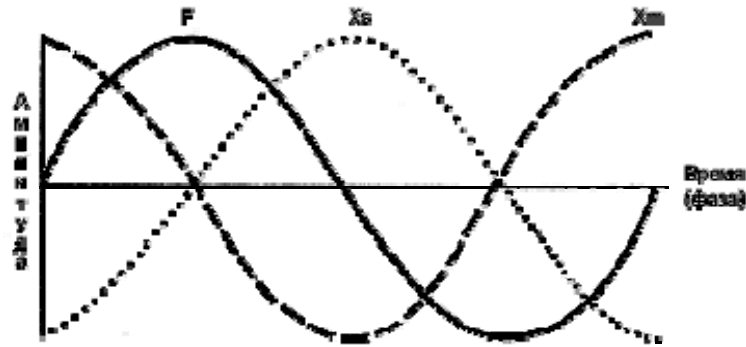
$$F = MA,$$

где A —ускорение.

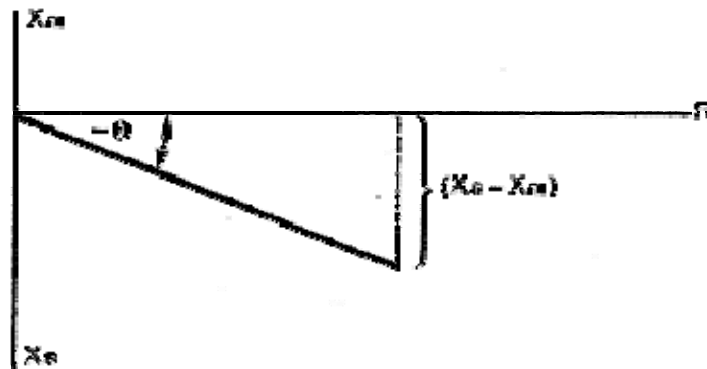
Если применяемая сила изменяется по синусоиде (что и происходит при действии звуковых колебаний), то X_m будет связан с частотой по формуле:

$$X_m = M \cdot 2\pi f,$$

где f — частота. Т.о., **величина реактанса массы X_m прямо пропорциональна частоте** (оказывает максимальное сопротивление току энергии на высоких частотах). Для диагностики заболеваний среднего уха, повышающих массу системы, используют высокочастотные зондирующие тоны - 678 Гц и выше. Т.к. ускорение опережает силу на четверть цикла, то X_m опередит приложенную силу по фазе на 90° .



Реактанс массы называют также положительным реактивным сопротивлением и откладывают по оси у вверх.



Реактанс жесткости представлен на рисунке в виде пружины. Жесткость пружины обозначается S - stiffness. Приложенная сила сжимает (смещает) пружину согласно формуле:

$$F = SD,$$

где D — величина смещения. Если применять синусоидальный стимул, то X_s будет связан с частотой по формуле:

$$X_s = S/2\pi f.$$

Другими словами, **величина реактанса жесткости X_s обратно пропорциональна частоте** (максимальное сопротивление току энергии проявляется на низких частотах). Для оценки характеристик жесткости среднего уха используют низкочастотный зондирующий тон 226 Гц. Поскольку смещение отстает от силы на четверть цикла, то X_s отстает от приложенной силы по фазе на 90° , поэтому его также называют отрицательным реактивным сопротивлением. Откладывается X_s по оси у вниз.

Поскольку компоненты жесткости и массы различаются по фазе на 180° , то общий реактанс системы равен разнице между ними ($X_s - X_m$). Поскольку X_s в норме превышает X_m , то общий реактанс (X_t - total) системы будет иметь отрицательный знак (отрицательный фазовый угол ϕ на рисунке).

Итак, общий импеданс системы – совокупность резистивных и реактивных компонентов:

$$Z = \sqrt{R^2 + (X_s - X_m)^2} \quad \text{или} \quad Z = R + iX_t,$$

где i – корень из -1 , показывает, что величина общего реактанса не может быть получена путём прямого сложения X_s и X_m , т.к. они являются противоположно направленными векторами.

Переходя к зависимости от частоты, получаем:

$$Z = \sqrt{R^2 + (S/w - Mw)^2},$$

где w (круговая частота) соответствует $2\pi f$. Следовательно, зависимость полного импеданса от частоты существенна. Поскольку реактанс массы прямо пропорционален частоте, в то время как реактанс жесткости обратно пропорционально ей, на некоторой частоте они должны сравниться. Это и будет **резонансная частота системы**, на которой компоненты реактивного сопротивления взаимно погашают друг друга, оставляя только компонент R . Вследствие того, что полный импеданс на резонансной частоте среднего уха обусловлен лишь трением, создаются оптимальные условия для прохождения звуков, их отражение минимально.

Поскольку акустическая система лишь частный случай механической, а звук представляет собой, по сути, механические колебания, распространяющиеся в упругих средах в виде волн; да и сам орган слуха относится к механорецепторам, вполне логично перенести рассмотренные выше закономерности на человеческое ухо.

Акустический импеданс (Z_a) – суммарное сопротивление, которое оказывают структуры среднего уха, при прохождении звуковой волны.

Если состояние механической колебательной системы характеризуется смещением и колебательной скоростью отдельных материальных точек под влиянием действия механических сил, то акустические системы можно описать, пользуясь объёмными смещениями, объёмными скоростями (U) и давлением (P) как внешним воздействием на систему. По этой причине в самом простом виде АИ можно определить как отношение звукового давления к объёмной скорости:

$$Z_a = P/U.$$

Выражается АИ в $\text{Па} \cdot \text{с}/\text{м}$, т.е. величиной удельного сопротивления канала, в котором объёмная скорость в $1 \text{ м}^3/\text{с}$ создаётся звуковым давлением в 1 Па . Однако исторически сложилось выражение АИ в акустических Омах ($\text{дин} \cdot \text{с}/\text{м}^5$) или миллиОмах (mohm).

Оказалось, что удобнее представлять результаты измерений сопротивления среднего уха в единицах акустического адмиттанса, и современное диагностическое оборудование (импедансные аудиометры, анализаторы среднего уха) *измеряет именно адмиттанс*.

Акустический адмиттанс (Y_a) - понятие, обратное АИ. Его можно определить, как лёгкость прохождения звуковой волны через систему. Выражается в Mo (mho), который является зеркальной копией Om 'а (ohm). В аудиологии величины адмиттанса невелики, поэтому на практике используются *миллиМо* (mmho). Однако при тимпанометрии адмиттанс чаще оценивается с помощью единиц эквивалентного объёма (см^3 или мл), но об этом позже.

Для остальных компонентов импеданса также имеются соответствующие им эквиваленты, обозначающие, по сути, обратную величину (см. таблицу).

Z – акустический импеданс (acoustic impedance)	Y – акустический адмиттанс (acoustic admittance)
R – резистанс (resistance)	G – кондуктанс (conductance)
X – реактанс (reactance)	B – сусцептанс (susceptance)
X_m – реактанс массы (положительный) (mass reactance)	B_m – сусцептанс массы (положительный) (mass susceptance)
X_s – реактанс жёсткости (отрицательный) (stiffness reactance)	B_s – сусцептанс жёсткости или <i>комплианс</i> (отрицательный) (compliant susceptance)

В последнее время всё чаще употребляется термин акустический **иммиттанс**, а сам метод стали называть иммиттансной аудиометрией. Слово иммиттанс (immittance) было образовано из двух производных: **импеданс** (impedance) и **адмиттанс** (admittance). Понятие «иммиттанс» обозначает прохождение энергии через систему и является общим термином для импеданса и адмиттанса (или их компонентов), объединяя эти понятия.

Раз уж речь зашла о терминологии, нельзя не упомянуть о **комплиансе**. Сегодня под этим термином понимают *сусцептанс жесткости*. Ранее комплианс трактовался более широко и

обозначал, по сути, импеданс/адмиттанс уха (в зависимости от применяемой аппаратуры). Дело в том, что старые «однокомпонентные» приборы измеряли величину Z/Y на единственной частоте 226 (220) Гц. Поскольку импеданс нормального уха на низких частотах в основном определяется жесткостью (англ. – compliance), то результаты этих измерений обозначали как «комплианс». В данном случае это справедливо. Однако термин «комплианс» не следует употреблять применительно к высоко- и многочастотной тимпанометрии (здесь вышеупомянутые соотношения не действуют), а также при патологии уха, сопровождающейся повышением массы системы. Вместе с тем, это понятие до сих пор широко распространено. Кстати, иногда под комплиансом понимают эквивалентный объём наружного слухового прохода (см. ниже). Т.о., ситуация с терминами довольно запутанная: в старых источниках слова комплианс-адмиттанс-иммиттанс употребляются как синонимы, что не совсем точно.

Продолжив сопоставление импеданса и адмиттанса, обратимся к формулам:

$Z = P / U$	$Y = U / P$
Прямая запись:	
$Z = R + iX$	$Y = G + iB$
Уравнение для вычислений:	
$Z = \sqrt{R^2 + X^2}$	$Y = \sqrt{G^2 + B^2}$

В целом соотношения между компонентами импеданса и адмиттанса можно представить следующим образом. Абсолютные величины соответствующих параметров не меняются – меняется лишь знак (реактанс жесткости, а, следовательно, и общий реактанс, в норме - величина отрицательная, сусцептанс при этом, напротив, положительный). Зависимости величин компонентов от частоты также сохраняются: сусцептанс массы прямо пропорционален частоте, сусцептанс жесткости – обратно пропорционален. Кондуктанс от частоты не зависит.

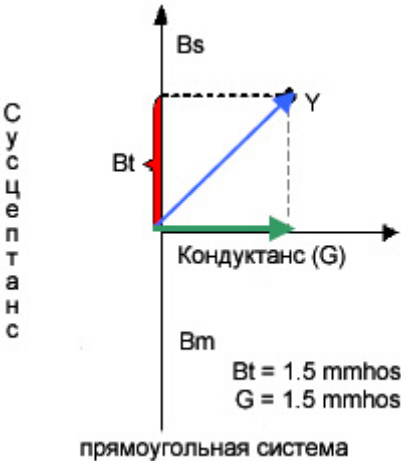
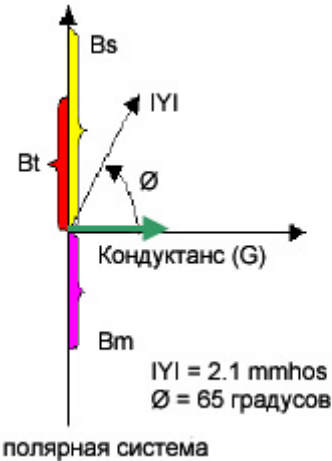
Математически адмиттанс можно выразить двумя способами: в прямоугольной или полярной системах координат. В прямоугольной системе адмиттанс выражается как сумма кондуктанса и общего сусцептанса:

$$Y = G + jB_t$$

где j равен $\sqrt{-1}$ и указывает на то, что кондуктанс и сусцептанс не могут быть объединены путём простого сложения, поскольку они являются векторами, действующими в противоположных направлениях.

В полярной системе адмиттанс выражается с помощью его *величины* и *угла фазового смещения*. Угол образуется вектором адмиттанса и горизонтальной осью и обозначается как фазовый угол ϕ или ψ :

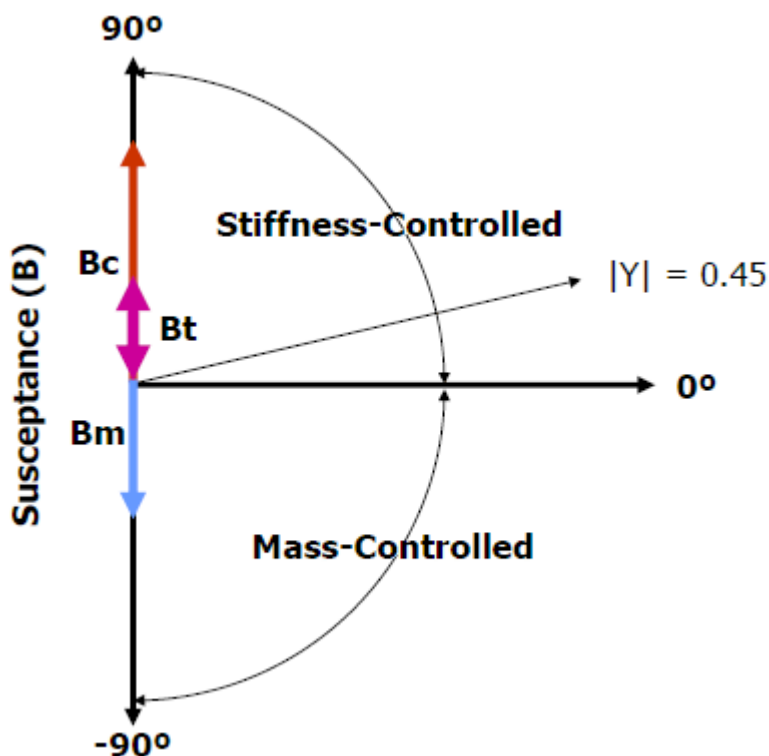
$$|Y| \angle \phi \text{ или } \psi$$



Для понимания многочастотной многокомпонентной тимпанометрии важно знать, как меняются соотношения между компонентами адмиттанса - жесткостью и массой - при изменении частоты зондирующего тона в норме.

На рисунке susceptance жесткости отложен по оси ординат от нулевой отметки вверх, susceptance массы – вниз, conductance расположен по оси абсцисс. Адмиттанс системы ($|Y|$) представлен как *вектор* суммы conductance и общего susceptance.

Сusceptance массы прямо пропорционален, а susceptance жесткости обратно пропорционален частоте. Поэтому, с возрастанием частоты, общий susceptance изменяется от положительных значений (когда система контролируется жесткостью - “stiffness-controlled”), до нуля (резонанс) и далее становится отрицательным (когда система контролируется массой - “mass-controlled”). Итак, на низких частотах, когда система контролируется жесткостью, общий susceptance положительный; на высоких, когда система контролируется массой – отрицательный, на резонансной частоте равен нулю.

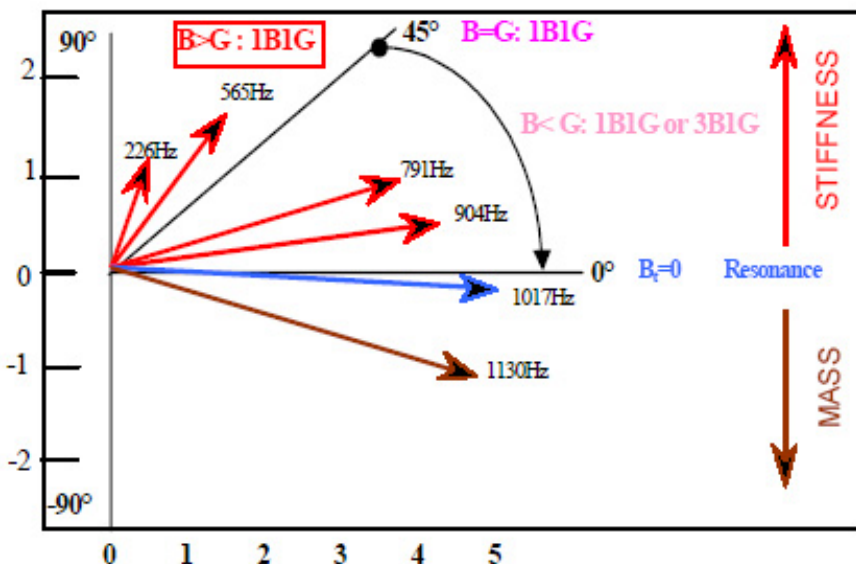


Резонанс среднего уха достигается, когда значения susceptance жесткости и массы становятся равными, т.е. общий susceptance составляет 0 мМо. У человека резонансная частота обычно измеряется с помощью тимпанометрии и варьирует от 630 до 2000 Гц. Её среднее значение 900 Гц (подробнее об этом в разделе о многочастотной тимпанометрии).

Вот как выглядят те же соотношения на примере многочастотной тимпанометрии, при использовании зондирующих тонов разных частот. На низких частотах (в данном случае 226 и 565 Гц) susceptance превышает conductance ($B > G$) и вектор адмиттанса лежит между 45° и 90° . По мере повышения частоты, susceptance увеличивается и в определенный момент становится равным conductance ($B = G$). Это соответствует фазовому углу 45° .

При дальнейшем возрастании частоты (в данном случае 791 и 904 Гц), conductance начинает превышать susceptance ($B < G$), т.е. значения фазового угла находятся между 45° и 0° .

На резонансной частоте (в данном случае 1017 Гц) общий susceptance становится нулевым ($B_t = 0$). Когда susceptance массы и жесткости становятся равными, conductance (обусловленный трением) остается единственным компонентом, определяющим адмиттанс системы.



Клиническое применение акустической импедансометрии

Акустическая импедансометрия – комплекс клинических тестов, основанных на измерении импеданса среднего уха.

Акустический импеданс – важный параметр, использовавшийся для подгонки акустической аппаратуры (например, телефонов) под человеческое ухо. Для его измерения Уэтцман (Waetzmann) модифицировал механический мост, разработанный Шустером (K. Schuster) в 1934 году для измерения абсорбции звука строительными материалами. Мост Шустера, в свою очередь был, по сути, акустическим вариантом моста Уитстоуна (электрический мост для измерения резистанса - сопротивления в цепи).

В 1938 году немецкий врач, еврей по национальности, Отто Метц (Otto Metz) покинул, спасаясь от гонений, нацистскую Германию и нашел работу в университетской клинике Копенгагена - Rigshospitalet. Здесь ему и попался на глаза журнал с работой Уэтзмана. Надо сказать, что когда Метц ещё только начинал заниматься отоларингологией, он понял, что методы разграничения кондуктивной и перцептивной тугоухости недостаточно точны и поэтому искал возможности объективной оценки состояния барабанной перепонки и среднего уха. Метц решил, что измерение АИ можно применить для *оценки состояния среднего уха в клинике*. На его счастье профессор физики Университетского института биофизики д-р В. Торсен лично бывал у Уэтзмана в Бреслау и видел мост в действии.



Dr. Otto Metz (1905 – 1993)

В сотрудничестве с профессором Торсеном и инженером Тигесеном, в 1939 году Метц начал разрабатывать модификацию *механического* моста Шустера. Проводя интенсивное изучение АИ человеческого уха, он определил акустическую абсорбцию и фазовые характеристики нормального и патологического уха. Уже в 1942 году Метц опубликовал первые результаты своих исследований в издании Датского общества Отологии.

В октябре 1943 года, когда нацисты собирались интернировать всех евреев, проживавших в Дании, Отто Метцу удалось бежать в Швецию. Свои исследования он продолжил в университетской клинике Лунда.

После возвращения в Копенгаген, Метц сформулировал основные принципы импедансометрии в своей диссертации «Акустический импеданс, измеренный на нормальных и больных ушах» (1946). Это была первая работа по систематическому измерению акустического импеданса, выполненная с помощью механического моста.

Т.о., пониманием клинической ценности акустической импедансометрии, как метода оценки состояния звукопроводящего аппарата, мы обязаны прозорливости д-ра Метца. Однако, созданный им механический акустический мост был неудобен для практического использования.

Работа, выполненная в конце 40-х Томсеном (K. A. Thomsen), продемонстрировала, что, измеряя импеданс как функцию давления в НСП, можно подсчитать импеданс среднего уха без искажений со стороны НСП.

Зависимость между изменением давления в НСП и остротой слуха была продемонстрирована Ван Дишеком ещё в 1930-х с помощью изобретенного им устройства - пневмофона, которое обеспечивало изменение воздушного давления в среднем ухе. Логично было предположить, что значение импеданса при изменении давления в НСП также будет меняться.

Д-р Кнуд Теркильдсен (Knud Terkildsen) из Rigshospitalet первым понял недостатки механического импедансного моста. В частности то, что при его использовании невозможно достичь герметизации НСП. Поэтому давление в НСП одновременно с измерением акустического импеданса определить было невозможно.

Для того, чтобы достичь этого и измерить давление в барабанной полости требовалась система герметизации НСП. Это подтолкнуло Теркильдсена и инженера Скотта-Нильсена (Scott-Nielsen) из Центра слуха Копенгагена к разработке *электроакустического* моста. В 1959 году Terkildsen и Thomsen, опубликовали первые результаты, полученные с использованием прототипа моста.¹ Этот метод исследования с легкой руки Х. Андерсона получил в дальнейшем название «тимпанометрия».

В 1960 году Terkildsen и Scott-Nielsen опубликовали описание электроакустического моста, и с этого же времени началось их плодотворное сотрудничество с Полем Мадсеном (Poul Madsen), владельцем компании Madsen Electronics², позволившее сделать из лабораторной установки промышленно выпускаемый прибор (ZO61).



Scott-Nielsen и Terkildsen с прибором «ZO61»

В 1961 году на аудиологическом конгрессе в Париже Томсен провел презентацию импедансометрии. Её посетили лишь 25 человек. Вначале распространение информации о новом методе диагностики шло медленно. Однако усилия Теркильдсена, Мэдсона и Скотта-Нильсена, которые выступали с семинарами по всему миру, как, впрочем, и появление в 1960-х первого доступного клинического оборудования, дали результат: на импедансометрию обратили внимание, появилось большое количество исследований и научных статей, касающихся влияния различных патологических факторов на показатели импедансометрии.

Между тем, Джозеф Звислоцкий (Zwislocki) в США, пошел другим путем. Начиная с 1957 г, он опубликовал серию исследований АИ на барабанной перепонке у испытуемых с нормальным слухом и с патологией среднего уха. Основываясь на концепции Шустера, Звислоцкий разработал первый серийно выпускаемый *механический* акустический мост. С 1962 года его стала выпускать американская компания Grason-Stadler.



Джозеф Звислоцкий

В целом, эти ранние исследования Zwislocki продемонстрировали, что показатели АИ:

1. Ниже нормы при разрыве цепи слуховых косточек;
2. Выше нормы при клиническом отосклерозе;
3. Значительно выше нормы при остром воспалении и хронических заболеваниях среднего уха.

¹ Современная аппаратура для измерения акустического иммитанса основана на использовании именно электроакустического импедансного моста.

² В настоящее время компания входит в состав датской фирмы “GN Otometrics”.

Как в любой другой механической системе, импеданс среднего уха обусловлен его жесткостью, массой и трением.



Здесь представлена модификация блока-схемы среднего уха, разработанной на основе модели Дж. Звислоцкого. Верхний ряд прямоугольников символизирует направление потока энергии от барабанной перепонки к улитке, а прямоугольники внизу — пути оттока энергии из системы. Первый прямоугольник слева представляет собой полости среднего уха, существенно влияющие на жесткость системы. Следующие два прямоугольника («барабанная перепонка, молоточек» и «барабанная перепонка разобщенная») следует рассматривать вместе. Первый представляет часть звуковой энергии, переданной от барабанной перепонки к молоточку. Он включает инерцию молоточка, эластичность барабанной перепонки, мышцы, напрягающей барабанную перепонку, и связок молоточка, а также трение, обусловленное натяжением этих структур. Прямоугольник «барабанная перепонка разобщенная» соответствует части энергии, отведенной от системы, когда барабанная перепонка колеблется независимо (разобщено) от молоточка, что бывает при воздействии высоких частот. Прямоугольник, обозначенный «наковальня», символизирует собой эффективную массу наковальни и жесткость поддерживающих ее связок. Потеря энергии в двух косточковых сочленениях представлена в виде прямоугольников «наковальне-молоточковое сочленение» и «наковальне-стременинное сочленение». Последний прямоугольник символизирует влияние стремени, улитки и окна улитки. Соединение стремени, а также мембраны окна улитки влияет на компоненту жесткости.

Систему среднего уха можно представить следующим образом:

- ✓ Жесткость – компоненты трансформируют вибрацию в колебательные движения, наподобие сжатия и растяжения пружины
 - Барабанная перепонка, мембрана круглого окна, связки слуховых косточек, сухожилия и мышцы среднего уха – механическая пружина
 - Замкнутые воздухоносные полости в наружном слуховом проходе и среднем ухе – акустическая пружина
- ✓ Масса (инерция) – компоненты двигаются по инерции как одно целое без сжатий и растяжений
 - Слуховые косточки, ненатянутая часть барабанной перепонки, перилимфа – механическая масса
 - Узкий просвет адитуса и системы воздухоносных клеток сосцевидного отростка – акустическая масса
- ✓ Трение
 - Барабанная перепонка, сухожилия и связки – механическое трение
 - Вязкость перилимфы и слизистой выстилки барабанной полости – акустическое трение

Итак, АИ складывается из величин импеданса наружного слухового прохода, барабанной перепонки и цепи слуховых косточек.

Наибольшее значение в этом комплексе имеет сопротивление **барабанной перепонки**, в связи с чем нередко АИ отождествляют с импедансом барабанной перепонки. Указание на то, что акустическое сопротивление нарастает при повышении внутрилабиринтного давления, подтверждения не получило.

Место импедансной аудиометрии в аудиологической практике

Начиная с 1970-х годов, акустическая импедансометрия широко применяется для оценки состояния структур звукопроводящего и звукопринимающего аппаратов.

Вначале производилась только статическая регистрация АИ (сейчас этот метод имеет лишь историческое значение). Позже появилась возможность динамической регистрации АИ - тимпанометрия (на данный момент это наиболее популярный тест). С помощью измерения АИ стали также оценивать акустический мышечный рефлекс и функцию слуховой трубы. Несколько лет назад на смену классической монокомпонентной тимпанометрии пришла многочастотная. При этом диагностические возможности метода существенно расширились.

Классификация тестов, применяемых при акустической импедансометрии



Современный импедансный аудиометр позволяет оценить:

- ✓ давление в барабанной полости (внутрибарабанное давление - ВБД),
- ✓ функциональное состояние слуховой трубы,
- ✓ целостность и степень подвижности барабанной перепонки (перфорации, рубцы, гипермобильность);
- ✓ целостность и степень подвижности цепи слуховых косточек (разрыв цепи слуховых косточек, фиксация стремени, рубцы);
- ✓ наличие патологического отделяемого в барабанной полости,
- ✓ наличие перилимфатической фистулы,
- ✓ состояние *звукопринимающих* структур внутреннего уха, слухового и лицевого нервов, центральных слуховых путей и ядер VII и VIII пар на уровне продолговатого мозга и моста.

Тест	Оцениваемые параметры	Применение
Тимпанометрия	Объём наружного слухового прохода Давление пика (ВБД) Пик комплианса Резонанс среднего уха Форма, ширина и градиент тимпанометрической кривой	✓ Диагностика заболеваний среднего уха ✓ Выявление перфораций ✓ Выявление тубарных дисфункций ✓ Выявление серных пробок и инородных тел НСП
Тесты функции слуховой трубы	Смещение пика давления после проведения «нагрузочных» проб	✓ Выявление тубарных дисфункций (окклюзия и зияние слуховой трубы)
Тест перилимфатической фистулы	Появление говокружения и/или нистагма при изменении давления	✓ Выявление перилимфатической фистулы
Акустическая рефлексометрия	Измерение колебаний импеданса при сокращении внутрибарабанных мышц Порог, латентный период, нарастание амплитуды и распад акустического рефлекса (АР)	✓ Диагностика поражений среднего и внутреннего уха, слухового и лицевого нервов, центральных слуховых путей и ядер VII и VIII пар на уровне продолговатого мозга и моста

В настоящее время производством аппаратуры для импедансной аудиометрии занимается ряд компаний. Традиционно высокому качеству продукции фирм, стоявших у истоков внедрения метода в клиническую практику – GSI (Grason-Stadler Inc.) из США и GNOtometrics (бывш. Madsen Electronics) из Дании составляют конкуренцию «молодые» производители – датская компания Interacoustics и немецкая MAICO.



*Портативный импедансометр MT10
(Interacoustics, Дания)*



*Зонд и ушные вкладыши
(Interacoustics, Дания)*

давления при тимпанометрии, частоты зондирования, частоты стимуляции, увеличения интенсивности стимулирующего тона при регистрации AP). Они предназначены для выполнения научных исследований и сложной дифференциальной диагностики. Ими оснащаются крупные клиники и специализированные центры. В настоящее время на рынке представлены т.н. *анализаторы среднего уха*: Interacoustics AZ 26, MADSEN Zodiac 901 и GSI TymStar (на фото).

В соответствии с международными стандартами (ANSI S3.39-1987 и IEC 1027-1991), выпускаемое оборудование подразделяется на 4 класса.

Наиболее просто устроенные *скрининговые* тимпанометры 4-го класса имеют минимальный набор тестов (НЧ-тимпанометрия, ипси-АР) и, как правило, полностью автоматизированы. Отличаются небольшими размерами и легкостью транспортировки. Применяются для ориентировочного обследования. Все тимпанометры снабжены дисплеями, на которых отражаются результаты тестирования в реальном времени. Предусмотрена способность сохранения результатов тестирования в памяти прибора. Также часто имеется возможность распечатки тимпанограмм. Производятся модели: Interacoustics MT 10, MADSEN Tym-Screen, GSI 37 AutoTym, MAICO Quicktym MI 20 и Race Car-Tympanometer MI 22.

Поликлинические (диагностические) модели 2-3 классов имеют расширенный набор тестов. Как правило, все они реализованы в *автоматическом* режиме (НЧ-тимпанометрия, тест поиска AP, тест распада AP). Предусмотрена регистрация контралатерального рефлекса. Имеется компьютерный интерфейс. Из-за возможности проведения простейшей (скрининговой) тональной пороговой аудиометрии эти аппараты часто называют *импедансными аудиометрами*. Их примеры: Interacoustics AT 235 (h), MADSEN OTOflex 100, GSI 38 AutoTym, MAICO MI 24, 26 и 34.

Клинические модели 1 класса относятся к высшему ценовому сегменту. Имеется возможность проведения многокомпонентной, многочастотной и высокочастотной тимпанометрии. Часто предусмотрен вариант *ручной* установки параметров тестирования (диапазона, направления и скорости изменения



Статическая импедансометрия

Статическая регистрация АИ, измерение его абсолютных значений.

Сама по себе статическая регистрация величин импеданса даёт мало надёжные диагностические сведения. Это связано с большим межсубъектным разбросом цифровых данных. Индивидуальные колебания величины АИ, свойственные норме и различным видам патологии, перекрывают друг друга.

В настоящее время большинство авторов придерживается мнения о нецелесообразности измерения импеданса в статическом режиме или же считает возможным использовать этот показатель лишь для повторных измерений, т.е. в динамике у одного и того же больного, либо при сравнении данных от больного и здорового уха. Общие закономерности, на основании которых оцениваются результаты теста все те же: АИ ниже нормы при разрыве цепи слуховых косточек; как правило выше нормы при клиническом отосклерозе; значительно выше нормы при остром воспалении и хронических заболеваниях среднего уха; не изменяется при сенсоневральной тугоухости.

Вследствие ряда технических особенностей измерения и калибровки величина АИ в норме не только характеризуется большой неустойчивостью и индивидуальными колебаниями, но и варьирует в значительных пределах в исследованиях разных авторов – от нескольких сотен до нескольких тысяч акустических Омов.

Исследованиями акустического импеданса в СССР занимался выдающийся отечественный аудиолог Борис Михайлович Сагалович. Он долгие годы возглавлял Лабораторию патофизиологии и акустики Московского НИИ Уха, горла и носа. В 1988 г им совместно с А. Н. Петровской были подготовлены методические рекомендации «Импедансометрия как метод дифференциальной и ранней диагностики тугоухости».



Борис Михайлович Сагалович (1923 - 2002)

По данным Б.М. Сагаловича и А.А. Дроздова (1973, 1975), величина АИ составляет для взрослых лиц в среднем:

- ✓ 425+-31 акустических Омов на частоте 250 Гц,
- ✓ 270+-26 акустических Омов на частоте 500 Гц,
- ✓ 260+-25 акустических Омов на частоте 1000 Гц,
- ✓ 100+-25 акустических Омов на частоте 2000 Гц,
- ✓ 60+-14 акустических Омов на частоте 3000 Гц.

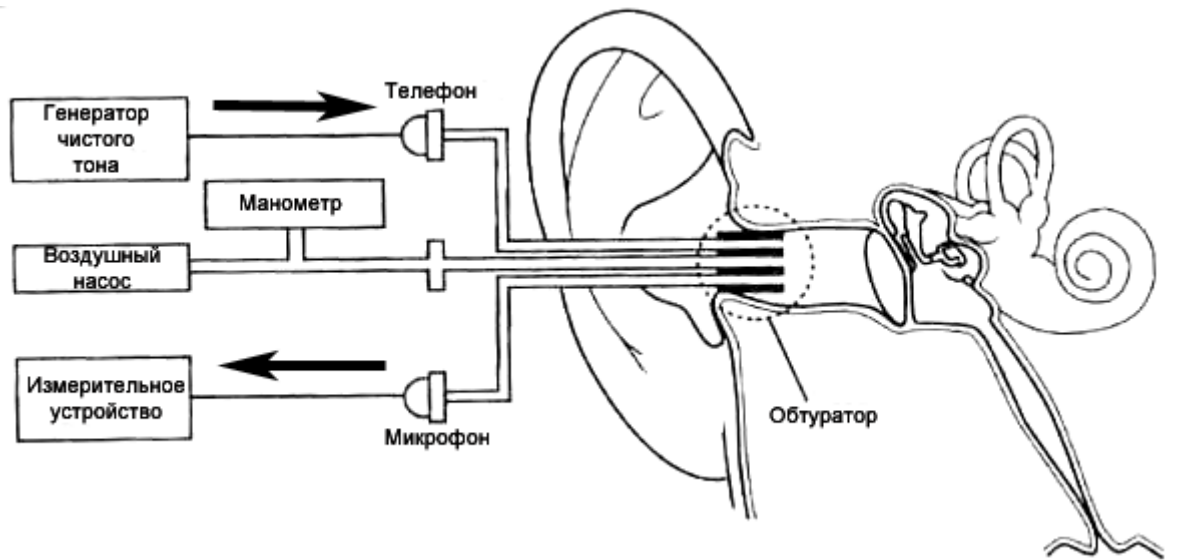
С возрастом, каких-либо закономерных сдвигов этого показателя не наблюдается. Однако у детей от 2 до 8 лет можно заметить выраженное его повышение на всех частотах.

В последние годы появились сообщения о разработке метода **регистрации энергетического рефлектанса в широком диапазоне частот** (wideband energy reflectance). По сути, это усовершенствованная статическая импедансометрия. Авторы получили данные, позволяющие надеяться на то, что с помощью нового теста улучшится диагностика заболеваний среднего уха (в т.ч. отосклероза и разрыва цепи слуховых косточек). Также имеется возможность регистрации акустического рефлекса.

Динамическая импедансометрия Тимпанометрия

Тимпанометрия – измерение акустического иммиттанса как функции давления воздуха в наружном слуховом проходе – НСП (ANSI, S3.39 – 1987). Иными словами, регистрация АИ, которая проводится во время плавного изменения барометрического давления в НСП.

Дело в том, что уровень *звукового* давления (УЗД) является функцией объема замкнутой полости. Т.е. звук, излучаемый в герметически замкнутую полость, производит различные УЗД, в зависимости от объема полости. НСП при проведении теста герметически закрывается obturator (зондом) с ушным вкладышем. Для обеспечения герметичности используется набор вкладышей различной формы и размеров. Зонд соединен с пневматическим блоком (воздушный насос), посредством которого изменяется давление в наружном слуховом проходе; со звуковым генератором, подающим сигнал в слуховой проход и с микрофоном, принимающим отраженный сигнал. В получившуюся замкнутую полость подается звук определенной частоты – «зондирующий» тон. При традиционной монокомпонентной тимпанометрии используют тон частотой 220 или 226 Гц, интенсивностью 85 дБ УЗД. Подаваемый звук вызывает вибрацию барабанной перепонки. В норме большая часть звуков проходит в среднее ухо, меньшая – отражается от перепонки. Микрофон регистрирует УЗД, отраженный барабанной перепонкой и стенками слухового прохода.



Особенность динамической импедансометрии заключается в том, что регистрация УЗД производится на фоне постепенного изменения давления воздуха в НСП.

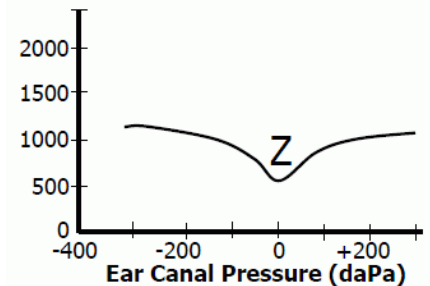
Как правило, в начале теста в НСП создается повышенное давление (+200 мм вод.ст.), затем оно снижается до -400 мм вод.ст. со скоростью 150-600 мм вод. ст. в секунду, поэтому тестирование занимает от 1 до 4 секунд³. Оптимальным направлением перепада давления, производимого в НСП, является его изменение от (+) к (-). В противном случае на тимпанометрической кривой появляются дополнительные зубцы. Кстати при перепаде давления от (-) к (+) амплитуда пика кривой всегда выше. При предъявлении высокого положительного давления воздуха в НСП, барабанная перепонка вдавливается в полость среднего уха, что неизбежно ведет к ограничению её подвижности - увеличивается натяжение (жесткость) барабанной перепонки. Образуется полость, которая с акустической точки зрения состоит только из наружного слухового прохода. Большая часть энергии зондирующего тона отражается, создавая относительно высокий уровень звукового давления в полости НСП, что и фиксируется микрофоном зонда. Таким путем устанавливают *эквивалентный объем наружного слухового*

³ Важно провести исследование быстро. Длительная регистрация (35 – 90 с) характеризуется неустойчивостью записи, т. к. можно ожидать появления искажений за счёт глотательных движений, дыхания, мышечных подёргиваний и др. С уменьшением времени записи тимпанограмма приобретает более стабильный вид. Чем выше скорость, тем выше амплитуда пика тимпанограммы.

прохода. Это первый показатель, который определяется при проведении тимпанометрии. Он служит точкой отсчета, от которой начинается формирование тимпанометрической кривой.

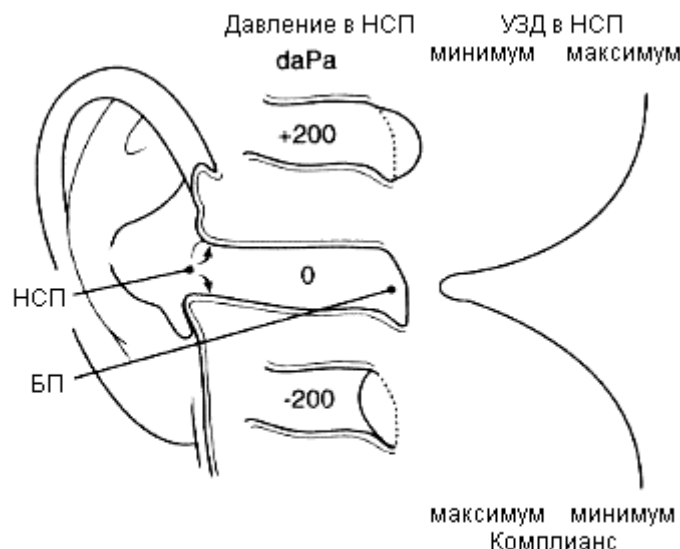
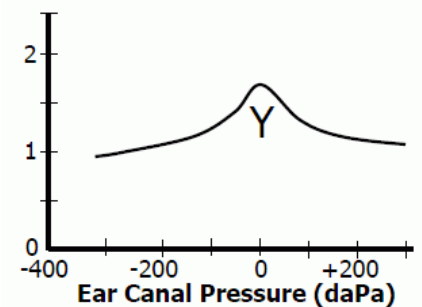
Далее тимпанометр измеряет (в дБ) изменения УЗД во время плавного понижения давления воздуха в НСП⁴ и автоматически переводит их в единицы эквивалентного объема – см³ или мл. Обратите внимание: при тимпанометрии измеряется не абсолютное значение АИ - за акустический импеданс или комплианс (адмиттанс) принимают показатели эквивалентного объема.

Результаты измерений представляются в виде графика – *тимпанограммы*, где по оси ординат откладываются показатели эквивалентного объема (мл или см³), а по оси абсцисс – изменения давления воздуха в НСП (декаПаскали – daPa или мм вод.ст.).⁵ В зависимости от того, какой параметр (импеданс *Z* или адмиттанс *Y*) регистрируется, тимпанограмма будет содержать отрицательный или положительный зубец соответственно.



Рассмотрим подробнее соотношения между давлением воздуха в НСП с одной стороны и УЗД в НСП с комплиансом с другой стороны.

При постепенном понижении давления воздуха в НСП от уровня +200 daPa, *подвижность* барабанной перепонки и системы слуховых косточек увеличивается. Прохождение звука в среднее ухо становится менее затрудненным из-за снижения сопротивления барабанной перепонки, т.е. происходит снижение импеданса и повышение адмиттанса. Всё большее количество звуковой энергии проходит в среднее ухо, всё меньшее отражается – УЗД в НСП снижается. Самый низкий импеданс (и максимальная акустическая проводимость) будет, когда давление с обеих сторон барабанной перепонки выравнивается. В этом состоянии, полость, реагирующая на предъявленный звук, представляет собой *наружный слуховой проход и среднее ухо*. Этот показатель соответствует внутрибарабанному давлению (ВБД).



В обычных условиях давление воздуха в НСП равно атмосферному давлению в окружающей среде. Давление воздуха в барабанной полости также примерно соответствует атмосферному за счёт вентиляционной функции слуховой трубы. Поэтому *давление пика* в норме составляет от -150 и +50 мм вод. ст. Однако при снижении внутрибарабанного давления

⁴ Импедансометр производит вычитание измеренного в НСП (отраженного) давления из заранее известного значения УЗД тестового тона. Т.о. получают значение прошедшей в среднее ухо звуковой энергии. Её количество прямо пропорционально комплиансу системы.

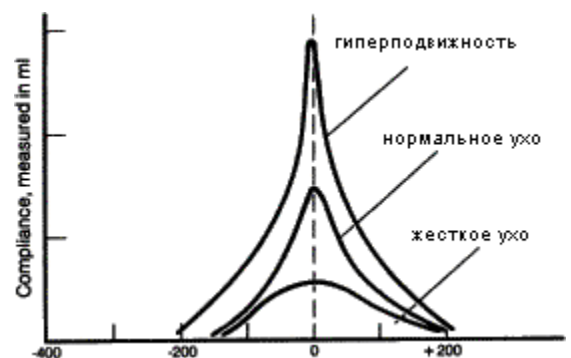
⁵ 1 daPa = 1.02 mm H₂O

(например, из-за дисфункции слуховой трубы), равновесие давлений по обе стороны барабанной перепонки может быть достигнуто лишь при разрежении воздуха в наружном слуховом проходе. Барабанная перепонка получит возможность колебаться с максимальной амплитудой, когда давление в НСП станет равным давлению воздуха в среднем ухе (т.е. пониженным). В результате пик тимпанограммы закономерно сместится в сторону отрицательных значений, причем величина смещения будет соответствовать значению отрицательного давления в барабанной полости.

Продолжение понижения давления воздуха в НСП вновь приведет к ухудшению подвижности барабанной перепонки и, следовательно, снижению акустической проводимости.

Т.о., при последовательном изменении давления воздуха в НСП и регистрации комплианса (адмиттанса), в норме получается график зависимости комплианса от давления (тимпанограмма) – симметричная кривая, пик которой соответствует давлению в обтурированной части наружного слухового прохода, равному атмосферному.

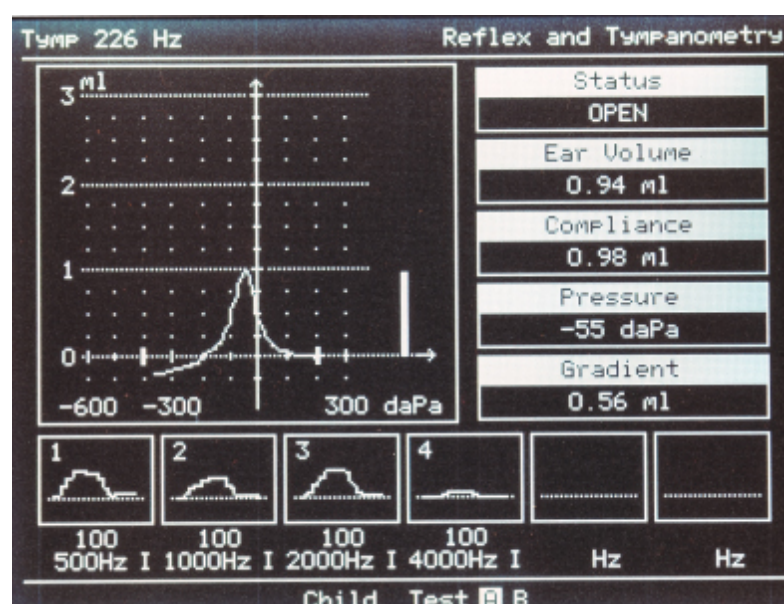
При патологии среднего уха, сопровождающейся повышением жесткости и/или массы системы (фиксация подножной пластинки стремени, наличие жидкости в среднем ухе, адгезивный процесс) будет отражаться гораздо большее количество звуковой энергии, чем в норме – значение УЗД, регистрируемого в НСП, увеличивается. Т.е. адмиттанс в этом случае снижается. Это будет сопровождаться уплощением тимпанограммы. Наоборот, при разрыве цепи слуховых косточек и атрофических рубцах барабанной перепонки (либо её гиперподвижности) податливость резко возрастает, пик комплианса на тимпанограмме будет высоким.



В ряде случаев возможны **ошибки** при проведении тимпанометрии. Их источником может быть отсутствие герметизации слухового прохода, искривление слухового прохода с отражением звука от его стенок.

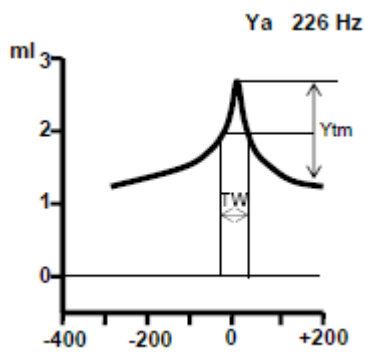
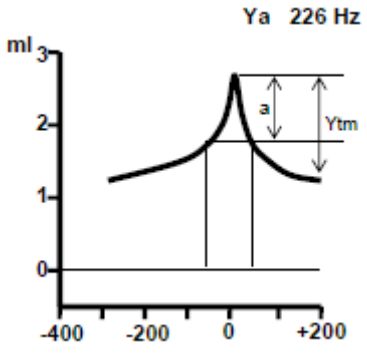
Не следует забывать перед тестированием проводить отоскопию – слуховой проход должен быть свободным (серные массы необходимо предварительно удалять).

На дисплее тимпанометра результаты тестирования могут выглядеть следующим образом.



Клиническая интерпретация данных монокомпонентной низкочастотной тимпанометрии (Y-226 Hz)

Существуют качественные (морфология тимпанограмм) и количественные характеристики тимпанограмм. Их обозначение и критерии оценки могут различаться в зависимости от производителя регистрирующей аппаратуры.

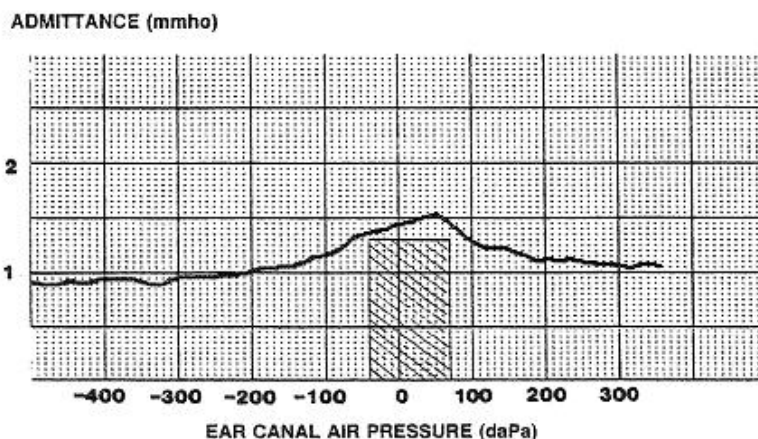
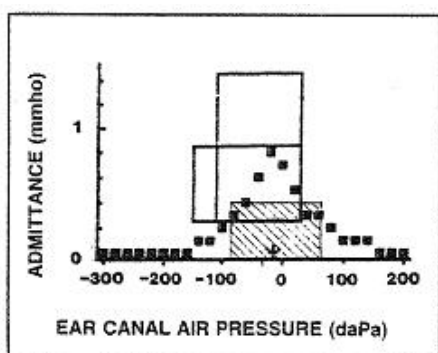
Характеристика	Интерпретация
Объём наружного слухового прохода Ear (canal) volume - ECV	Выражается в мл ⁶ или см ³ , представляет собой объём воздушного пространства от ушного вкладыша до барабанной перепонки, измеренный при давлении в НСП +200 мм вод. ст. В норме от 0.2 до 2 мл. Снижение объёма НСП может говорить о наличии серной пробки, инородного тела, неправильной установке вкладыша; повышение объёма (неопределяемый объём) – о наличии перфорации, неплотно вставленном вкладыше, зиянии слуховой трубы.
Пик комплианса (статический адмиттанс или компианс) Compliance (Peak Y)	Выражается в мл, см ³ или mmho. Представляет собой амплитуду (высоту) пика тимпанометрической кривой. Выявляется, когда давление в барабанной полости и НСП выравнивается. Характеризует степень податливости системы среднего уха: зависимость прямая - возрастает при повышении адмиттанса. Может отсутствовать. По разным данным - от 0.3 до 1.7 mmho у взрослых и от 0.25 до 1.55 mmho у детей.
Давление пика Tympanometric Peak Pressure (TPP)	Выражается в daPa. Давление, на котором регистрируется пик комплианса. Является непрямым показателем внутрибарабанного давления. В норме от +50 до -100 и даже -150 daPa. По рекомендациям ASHA не входит в перечень оцениваемых при тимпанометрии параметров (низкая диагностическая ценность).
Ширина тимпанограммы Tympanometric width (TW) 	Измерение тимпанометрического градиента по Лидену. Считается наиболее удачным из предложенных вариантов оценки градиента. Выражается в daPa. Ширина тимпанометрической кривой на уровне 50% амплитуды пика комплианса. Является показателем наличия экссудата с средним ухе. Увеличение ширины кривой может указывать на наличие жидкости в барабанной полости у детей. В идеале этот показатель должен подсчитываться аппаратом автоматически, однако можно пользоваться и специальными шаблонами, позволяющими сравнить TW с нормой (см. ниже).
Градиент тимпанограммы Tympanometric gradient (GR) 	Другой способ оценки тимпанометрического градиента. Применяется реже, чем измерение ширины тимпанограммы. Отношение величины a к амплитуде пика комплианса (Y_{tm}) – a/Y_{tm} , где величина a определяется исходя из значения ± 50 daPa от пика давления. Поскольку коррелирует со статическим адмиттансом, новой информации не даёт. Иногда градиентом называют <i>ширину тимпанограммы</i> .

⁶ Миллилитры можно выразить в mmho. Для полости объемом 1 см³ при нормальном барометрическом давлении на уровне моря на частоте зондирующего тона 226 Гц акустический адмиттанс равен 1 акустическому мМо. Для того, чтобы получить значение адмиттанса на другой частоте применяют формулу $Y = Vf / 226$, где V – эквивалентный объём, f – интересующая частота.

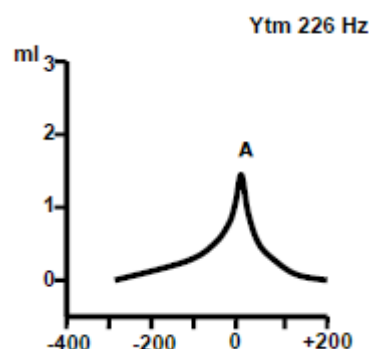
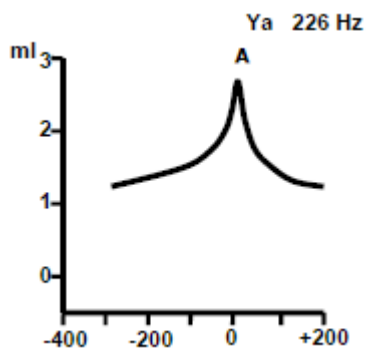
	Peak Y (mmho или см ³)		ECV (см ³)		TW (daPa)	
	среднее	90% диапазон	среднее	90% диапазон	среднее	90% диапазон
Дети (3-5 лет)	0.5	0.2-0.9	0.7	0.4-1.0	100	60-150
Взрослые	0.8	0.3-1.4	1.1	0.6-1.5	80	50-110

(Цит. по The Guidelines for Screening for Hearing Impairments and Middle Ear Disorders. Asha, 1990)

Ниже приведены примеры шаблонов для измерения ширины тимпанограммы. Это заштрихованные прямоугольники. Их ширина соответствует максимальному значению ширины для каждой возрастной группы – 150 daPa у детей (верхний рисунок) и 110 daPa у взрослых (нижний рисунок). Шаблон располагают на уровне, соответствующем половине расстояния от основания до пика тимпанограммы. Если шаблон свободно размещается в пределах тимпанограммы и не накладывается на неё, имеет место увеличение ширины тимпанограммы (см. нижний рисунок).



Тимпанограмма может быть компенсированная (нормализованная) – Y_{tm} , при построении которой аппарат учитывает объем наружного слухового прохода. При этом график чертится от нулевой отметки. На некомпенсированной (ненормализованной) тимпанограмме Y_a представлен полный эквивалентный объем, и она «приподнята» над нулевой линией на величину объема НСП.



Чаще всего результаты исследования оценивают по морфологии тимпанограмм. На форму тимпанограммы могут влиять частота зондирующего сигнала, скорость и направление изменения давления в слуховом проходе, границы изменения давления, чувствительность регистрирующего устройства и другие факторы. Разные авторы выделяют от 3 до 15 типов тимпанограмм.



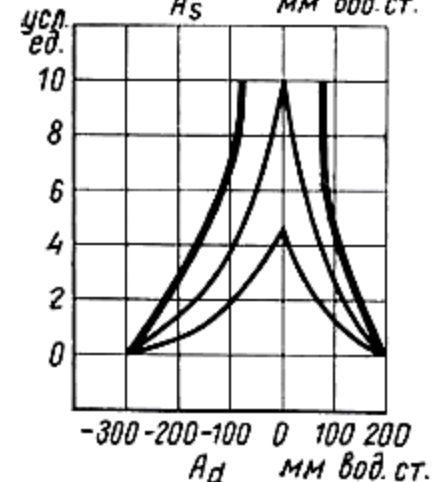
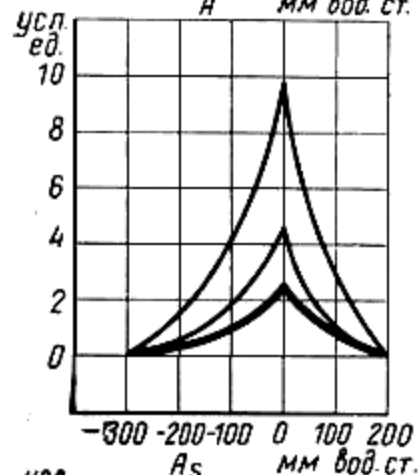
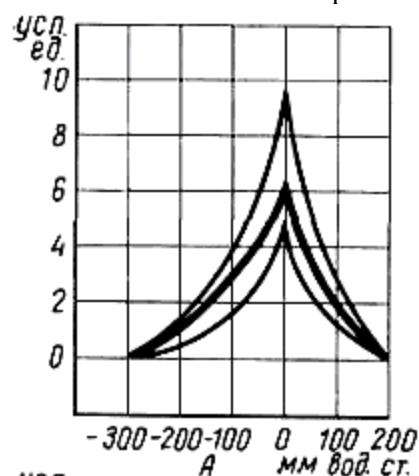
James Jerger

Впервые классифицировал типы тимпанометрических кривых в соответствии с наиболее распространённой патологией среднего уха Лиден (Liden G.) в 1962 г. Этим типам он присвоил буквенные обозначения А, В, С и D. Позже другими авторами были предложены свои варианты. Однако, наиболее распространенной сейчас является **классификация** известного американского аудиолога Джеймса Джергера (James Jerger), разработанная им в 1970 году.

Джергер познакомился с импедансометрией в 1960 году. После Международного конгресса по аудиологии года в Бонне он заехал в Копенгаген. Здесь ему продемонстрировали ZO61 - «импедансометр» Эвертсена (Ewertsen). Джергер остался под большим впечатлением от увиденного и предрек методу большое будущее. Первый импедансометр Madsen ZO61, появившийся в США был приобретен именно Джеймсом Джергером.

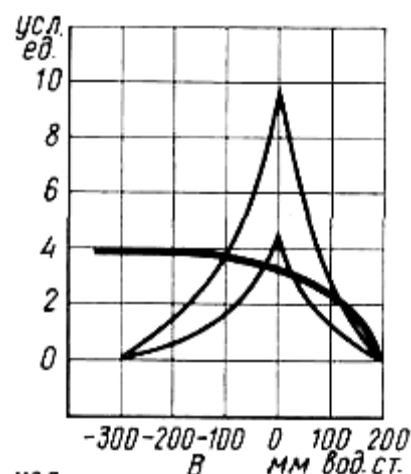
✓ **Тип А** выявляется в норме и при некоторых случаях отосклероза (на ранней стадии). Регистрируется симметричная кривая, пик давления которой находится в диапазоне от -150 до +100 daPa, пик комплианса 0.2 - 2.5 mmhos.

- **Тип As** (shallow) регистрируется при повышении жесткости системы среднего уха. Пик давления также находится в диапазоне от -150 до +100 daPa, а вот пик комплианса меньше 0.2 mmhos. Тимпанограмма за счет снижения амплитуды зубца и сглаженности его пика принимает несколько уплощенный вид. Данный тип встречается при клейком ухе, утолщенной либо рубцово измененной барабанной перепонке, а также при фиксации подножной пластинки стремени (в т.ч. вследствие отосклероза).
- **Тип Ad** (deep) выявляют при повышенной подвижности барабанной перепонки (атрофические рубцы, гипотонус) и нарушении целостности (разрыве) цепи слуховых косточек или врожденном отсутствии некоторых её элементов. Пик давления находится в диапазоне от -150 до +100 daPa, а вот пик комплианса больше 2.5 mmhos. При этом значения адмиттанса часто превышают рабочий диапазон импедансометра, и тимпанограмма может приобретать «разомкнутый» вид.

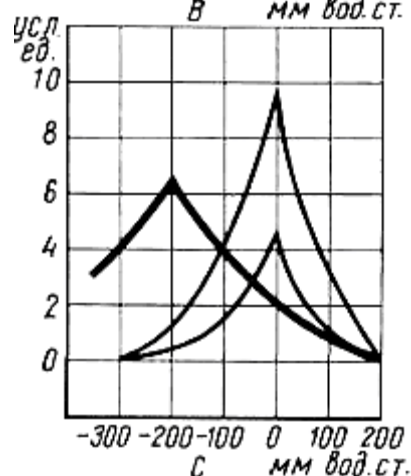


- ✓ **Тип В** представляет собой уплощенную кривую, иногда имеющую нисходящую форму (снижение амплитуды в направлении от отрицательных значений давления к положительным), но всегда без выраженного пика. Тимпанограммы этого типа следует оценивать, исходя из показателей объема наружного слухового прохода.

- **Тип В (при нормальном объеме НСП)** чаще всего регистрируется при средних отитах. Патологическое отделяемое (транссудат, экссудат), скапливающееся в барабанной полости при остром или хроническом катаральном, экссудативном, гнойном средних отитах практически несжимаемо. Поэтому изменение давления в obturated НСП не приводит к изменению жесткости системы среднего уха. Чувствительность метода при наличии экссудата в полости среднего уха составляет 90-95%. При адгезивных средних отитах, когда барабанная перепонка тесно прилегает к медиальной стенке барабанной полости (или срастается с ней) и не реагирует на изменение давления в НСП также будет регистрироваться тип В. Дифференцировать адгезивный и экссудативный средний отит, которые дают сходные тимпанограммы, можно при помощи обычной отоскопии.



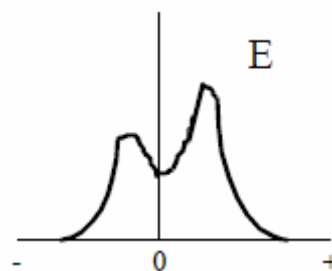
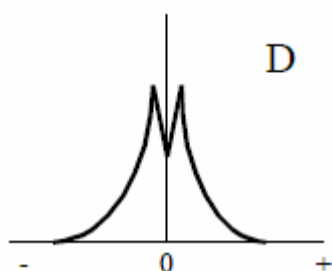
- **Тип В (при сниженном объеме НСП)** может быть связан с тем, что НСП obturated серной пробкой или инородным телом. Также он выявляется, если ушной вкладыш вставлен неправильно и упирается в стенку НСП, что часто бывает у детей.



- **Тип В (при увеличенном объеме НСП)** выявляется при перфорациях барабанной перепонки, когда не удается создать необходимое давление в слуховом проходе при перфорации барабанной перепонки, а также при неплотно вставленном ушном вкладыше и синдроме зияния слуховой трубы. Кривые, как правило, расположены на более высоком уровне акустической проводимости.

- ✓ **Тип С** характеризуется смещением пика давления менее -150 daPa, зубец всегда регистрируется, но его амплитуда может быть снижена. Этот тип соответствует значительному отрицательному давлению в барабанной полости и может указывать на нарушение вентиляционной функции слуховой трубы, кроме того данный тип характерен для начальной и конечной стадии среднего отита.

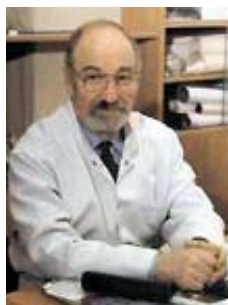
При высокой частоте зондирующего тона (660/678 Гц), дополнительно используемой в ряде импедансометров, идентифицируются еще два типа кривых, возникающих при снижении резонансной частоты тимпано-оссикулярной системы (доминирование массы): **Д** – тимпанограмма с двумя близко расположенными и достаточно острыми пиками (характерна для состояний, ведущих к потере эластичности барабанной перепонки, прежде всего - атрофические рубцы) и **Е** – тимпанограмма с двумя (реже более) пиками, достаточно далеко отстоящими друг от друга и имеющими закругленные вершины (наблюдается при разрыве цепи слуховых косточек).



Если повышение статического адмиттанса зафиксировано «случайно», при отсутствии выраженных жалоб и заметного снижения слуха, то скорее всего в этом случае имеет место патология барабанной перепонки.

Описаны два варианта кривых типа D и E - **Dc** и **Ec**. Эти кривые указывают на наличие отрицательного давления в полостях среднего уха. Однако при наличии кривой типа Dc данное состояние сочетается с атрофическими и рубцовыми изменениями барабанной перепонки, а при типе E - с разрывом цепи слуховых косточек.

В нашей стране, помимо уже упоминавшегося Б. М. Сагаловича, импедансометрией успешно занимались ряд ученых. В их числе Г. А. Таваркиладзе (кандидатская работа, написанная им ещё в 1977 году, называется «Акустическая импедансометрия и тубосонометрия в аудиологической диагностике»), С. Н. Хечинашвили и другие.



Анатолий Игнатьевич Лопотко

Анатолий Игнатьевич Лопотко, бессменный заведующий Лабораторией слуха и речи СПб ГМУ им. ак. И. П. Павлова участвовал в разработке первого отечественного импедансометра в 1966 г. Для обозначения тимпанометрии он предложил термин «импедансobarометрия», как более точно отражающий суть метода, а в 1980 году опубликовал оригинальную классификацию типов импедансobarограмм (ИБГ).

У здоровых лиц преимущественно имеют место ИБГ **типа «А»**, характеризующиеся тем, что минимальное значение акустического импеданса устанавливается при давлении в слуховом проходе в пределах ± 50 мм вод. ст. относительно атмосферного, боковые ветви ИБГ достаточно симметричны.

ИБГ **типа «В»** имеют уплощенную форму и значительное смещение минимума импеданса в сторону отрицательных давлений. Такие ИБГ регистрируются при значительном нарушении подвижности тимпанальной системы, в частности при адгезивных, экссудативных средних отитах.

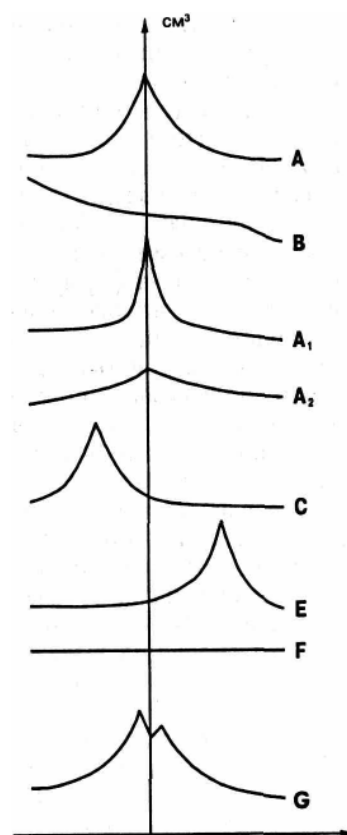
ИБГ **типа «С»** по форме аналогична нормальной ИБГ типа «А», но минимум импеданса смещен в сторону отрицательных давлений (ВБД составляет менее -50 мм вод. ст.). ИБГ типа «С» считаются характерными для нарушения функции слуховой трубы.

ИБГ **типа «D»** — уплощенной формы, с наклоном в сторону положительных давлений; встречаются достаточно редко, при нарушении подвижности барабанной перепонки на фоне избыточного ВБД, например в некоторых случаях экссудативных средних отитов.

ИБГ **типа «Е»** похожа по форме на ИБГ типа «А», но имеет минимум импеданса в области положительных давлений (смещена вправо более, чем на +50 мм вод. ст.); выявляются в некоторых случаях дисфункции слуховой трубы, в частности при клапанной непроходимости.

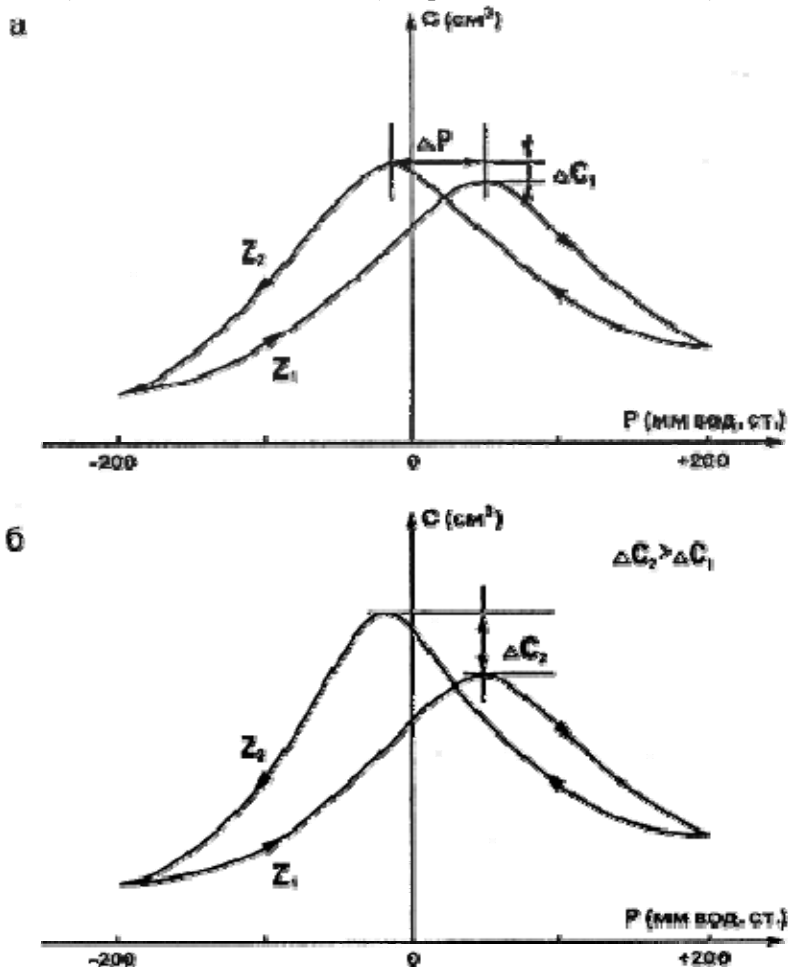
ИБГ **типа «F»** представляет собой прямую линию, параллельную оси абсцисс (минимум импеданса не определяется). Такой тип ИБГ имеет место при перфорации барабанной перепонки или при ее полной неподвижности.

Кроме описанных основных типов ИБГ, различают еще два варианта ИБГ типа «А», также имеющих минимум импеданса в области ± 50 мм вод. ст. ИБГ **типа «А₁»** характеризуется значительным перепадом значений акустического импеданса и более острым углом наклона ветвей (быстрым уменьшением, а затем увеличением значений акустического импеданса), что имеет место при гиперподвижности тимпанальной системы, например при разрыве цепи косточек



или при адгезивных отитах с атрофическими рубцами на барабанной перепонке. ИБГ типа «А₂» представляет собой уплощенный вариант типа «А»; встречается при ухудшении подвижности барабанной перепонки.

Пик тимпанограммы (уровень максимальной податливости) может несколько смещаться в зависимости от направления изменения давления в слуховом проходе. Если давление уменьшается от максимального положительного значения к отрицательному (прямое направление тимпанометрии), то в норме это приводит к небольшому смещению пика в зону отрицательных давлений. Если давление, наоборот, увеличивается от отрицательного к максимальному положительному значению (обратное направление тимпанометрии), то происходит сдвиг пика в сторону положительных давлений. Эти смещения выражены тем больше, чем выше скорость изменения давления в наружном слуховом проходе. А. И. Лопотко и соавт. (1990), называя данное явление **гистерезисом**, выявляют смещение пика тимпанограммы не только по давлению (в горизонтальной плоскости), но и по податливости (в вертикальной плоскости).



Идеализированная схема [Лопотко А. И., 1980] импеданс-барометрического гистерезиса в норме (а) и патологии (б).

По оси абсцисс — изменение давления в наружном слуховом проходе в мм вод. ст., по оси ординат — изменение податливости барабанной перепонки в единицах эквивалентного объема (см³): Z₁ — ИБГ, полученная при изменении давления в слуховом проходе от отрицательного к положительному; Z₂ — ИБГ при изменении давления в обратном направлении в пределах + 200 мм вод. ст.; dP — сдвиг пиков ИБГ в горизонтальной плоскости (по давлению); dC — сдвиг пиков ИБГ в вертикальной плоскости (по податливости).

По мнению авторов, наибольшие изменения в показателях гистерезиса отмечаются при супрастapedальном парезе лицевого нерва, сенсоневральной тугоухости, отосклерозе, резидуальном отите с атрофическими рубцами барабанной полости.

Оценка функционального состояния слуховой трубы

Функцию слуховой трубы можно оценить, исходя из данных тимпанометрии. Основным показателем при этом будет уровень внутрибарабанного давления (ВБД). Как уже отмечалось, величина давления пика соответствует уровню внутрибарабанного давления, которое напрямую зависит от эффективности вентиляционной функции слуховой трубы. При поражениях слуховой трубы давление пика (и ВБД) смещается в сторону отрицательных значений, становясь менее -150 мм вод. ст. (по Лопотко - менее -50 мм вод. ст.). При этом регистрируется тимпанограмма типа С.

В зависимости от величины ВБД выделяют следующие степени проходимости слуховой трубы (по А. И. Лопотко):

0 степень (норма) — ВБД составляет от -50 до +50 мм вод.ст.;

I степень — от -51 до -100 мм вод.ст.;

II степень — от -101 до -150 мм вод.ст.;

III степень — от -151 до -200 мм вод.ст.;

IV степень — от -201 мм вод.ст. и менее.

Следует отметить, что при нарушении функции трубы может выявляться не только отрицательное давление в барабанной полости, но и положительное, а иногда и нормальное. С другой стороны, по данным С. Н. Хечинашвили смещение зубца тимпанограммы в сторону отрицательных значений может быть обусловлено не только тубарной дисфункцией, но и индивидуальными особенностями натяжения барабанной перепонки, повышением тонуса внутрибарабанных мышц. Поэтому, если пациенты предъявляют жалобы, позволяющие заподозрить у них тубарную дисфункцию, целесообразно проведение дополнительных **нагрузочных тестов** с последующим повторением тимпанометрии.

Обычно используются пробы Тойнби и Вальсальвы. При хорошей функции слуховой трубы после проведения пробы Тойнби (тест дефляции), как правило, отмечается смещение тимпанограммы влево, в сторону отрицательного давления; после нескольких простых глотков тимпанограмма смещается к исходному уровню. Повторное исследование после пробы Вальсальвы (тест инфляции) регистрирует в норме значительное смещение тимпанограммы вправо, в сторону положительного давления, которое после серии глотательных движений постепенно уменьшается. При отрицательных или сомнительных результатах данных тестов возможно проведение пробы Тойнби на фоне повышенного давления в слуховом проходе (до +500 мм вод. ст.), а пробы Вальсальвы — на фоне пониженного давления (-300 мм вод. ст.). Это приводит к более выраженным сдвигам величины ВБД.

Широко используется **инфляционно-дефляционный тест**, или тест компрессии—декомпрессии Блюстоуна. После проведения тимпанометрии повышают давление в наружном слуховом проходе до +200 мм вод. ст. (инфляция), после чего просят пациента сделать несколько глотков. В норме при этом барабанная перепонка смещается внутрь, и во время глотаний воздух выходит через слуховую трубу в носоглотку. Если проходимость трубы хорошая, то повторная тимпанометрия после описанного теста выявляет небольшое отрицательное давление в барабанной полости. Следом за этой процедурой давление в наружном слуховом проходе понижают до -200 мм вод. ст. (дефляция) и опять просят обследуемого сделать несколько глотков. При этом барабанная перепонка оттягивается наружу, что приводит к созданию относительного вакуума и проникновению воздуха из носоглотки в барабанную полость через слуховую трубу в момент глотаний. При условии хорошей проходимости слуховой трубы повторная тимпанометрия выявляет небольшое положительное давление в барабанной полости. Автор отмечает, что положительный результат инфляционно-дефляционного теста позволяет говорить о хорошей вентиляционной функции слуховой трубы, в то время как отрицательный результат вовсе не обязательно означает наличие тубарной дисфункции.

При перфорированной барабанной перепонке также проводится инфляционно-дефляционный тест (С. D. Bluestone). При этом в среднем ухе сначала создают положительное давление, достаточное для самопроизвольного (пассивного) открытия слуховой трубы. Избыточное давление, сохраняющееся в среднем ухе после пассивного открытия и последующего закрытия трубы, обозначают как «давление закрытия». Затем просят испытуемого совершить несколько «сухих» глотков с интервалом около 20 с, что приводит к дальнейшему выравниванию давления. Давление, сохраняющееся в среднем ухе после пассивного и активного ее открытия,

называют *остаточным*. Следующим этапом создают отрицательное давление в барабанной полости, которое затем выравнивается с помощью глотков.

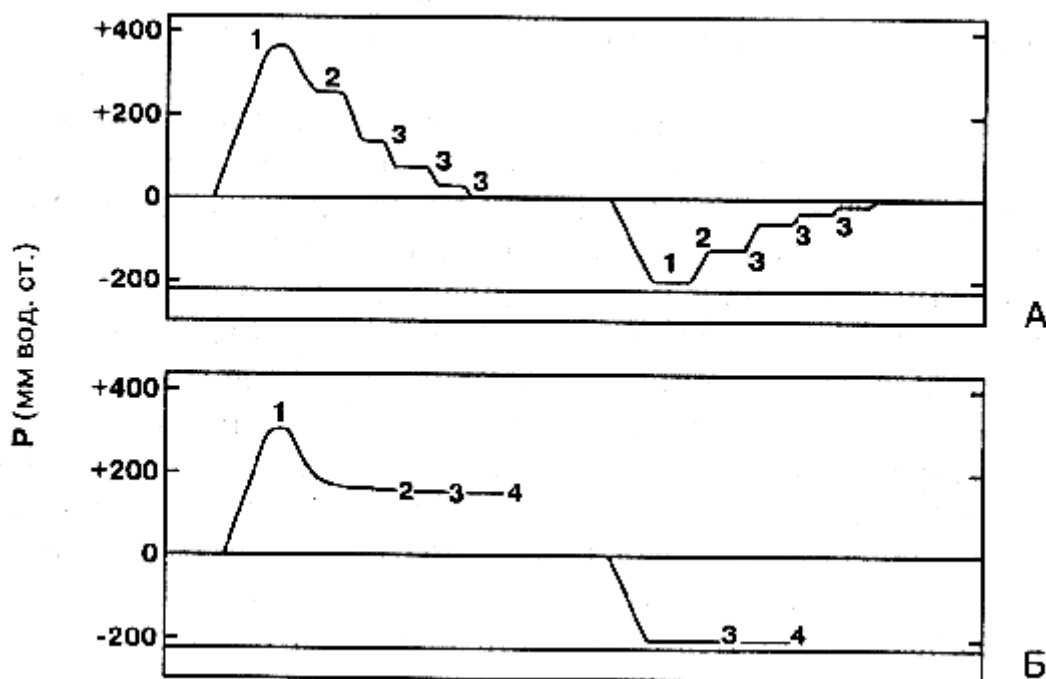
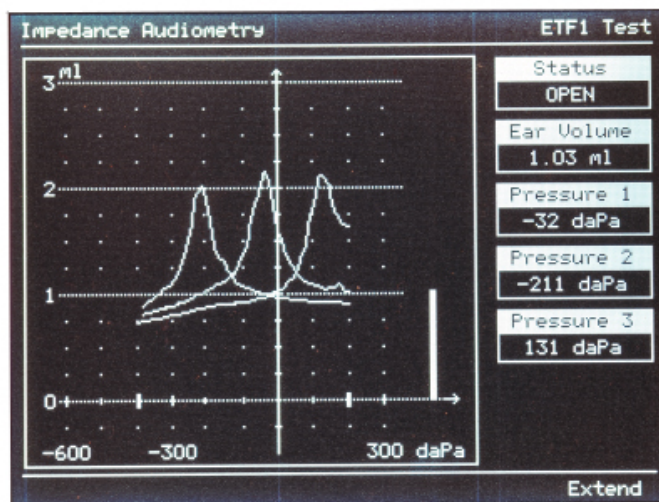


График изменения давления в среднем ухе при проведении инфляционно-дефляционного теста [по С. D. Bluestone, 1980]: А — у здорового взрослого человека с травматической перфорацией барабанной перепонки; Б — у ребенка после тимпаностомии по поводу экссудативного среднего отита: 1 — давление открытия; 2 — давление закрытия; 3 — момент глотка; 4 — остаточное давление

В современных импедансометрах реализованы 2 вида тестов, оценивающих функцию слуховой трубы (ETF – Eustachian Tube Function). ETF1 предназначен для непрофорированных барабанных перепонки и основан на опыте Уиллиамса (Williams), ETF2 применяется при наличии перфорации и заключается в повторной тимпанометрии после проведения опыта Тойнби.



Если при проведении стандартной тимпанометрии (изменении давления в НСП от +200 до -400 мм вод. ст.) возникает головокружение или появляется нистагм, это может означать наличие перилимфатической фистулы (признак Хэннеберта – Hennebert). Однако диагностическая ценность данного теста весьма спорна.

Всё вышеперечисленное справедливо в отношении традиционной тимпанометрии. В настоящее время стало широко доступно оборудование, способное регистрировать не только тимпанограмму адмиттанса Y (по сути суммарную кривую), но и кривые отдельных компонентов адмиттанса – сусцептанса B и кондуктанса G . Этот вид исследований получил название *многокомпонентная тимпанометрия*. Также предлагается производить измерения, используя зондирующие тоны разных частот – *многочастотная тимпанометрия*. Клиническая интерпретация этих данных сложнее и будет рассмотрена ниже.

Многочастотная и многокомпонентная тимпанометрия

Оптимальной с точки зрения соотношения чувствительности и помехоустойчивости является частота 500/668 Гц. На наиболее часто используемой частоте 220/226 Гц тимпанограмма заметно теряет в чувствительности, а на частоте 1000 Гц на ней с выраженным постоянством проявляется искажение в виде дополнительного зубца в области максимума. При нарастании частоты до 2000 – 3000 Гц наряду с искажением резко снижается чувствительность записи.

Частота 220 или 226 Гц зондирующего тона, применяемого при стандартной тимпанометрии, первоначально была выбрана из-за простоты калибровки, а не потому, что давала максимальную диагностическую информацию. Дело в том, что на этой частоте значение импеданса численно равно объему воздуха в замкнутой полости. Поскольку для полости объемом 1 см³ значение импеданса на частоте 226 Гц будет равно 1 миллиОму, то можно измерить АИ в единицах эквивалентного объема (наружного слухового прохода). При использовании других частот для зондирования, значения АИ приходится пересчитывать по формуле (см. выше).

У взрослого человека адмиттанс в норме обусловлен жесткостью, поэтому использование низкочастотного зондирующего тона является вполне оправданным. При этом два других компонента адмиттанса – масса и трение – практически не оказывают влияния на измеряемую величину. Отсюда часто результаты Y-226 обозначают как *комплианс* (жесткость).

Удобной частота 226 Гц оказалась и при регистрации акустического рефлекса. Т.к. изменения АИ, обусловленные сокращением стременной мышцы, чрезвычайно малы, их можно пропустить из-за фазового смещения, которое наблюдается в области РЧ. Поскольку частота 226 Гц заведомо ниже РЧ, влияние фазовых смещений при регистрации АИ минимально.

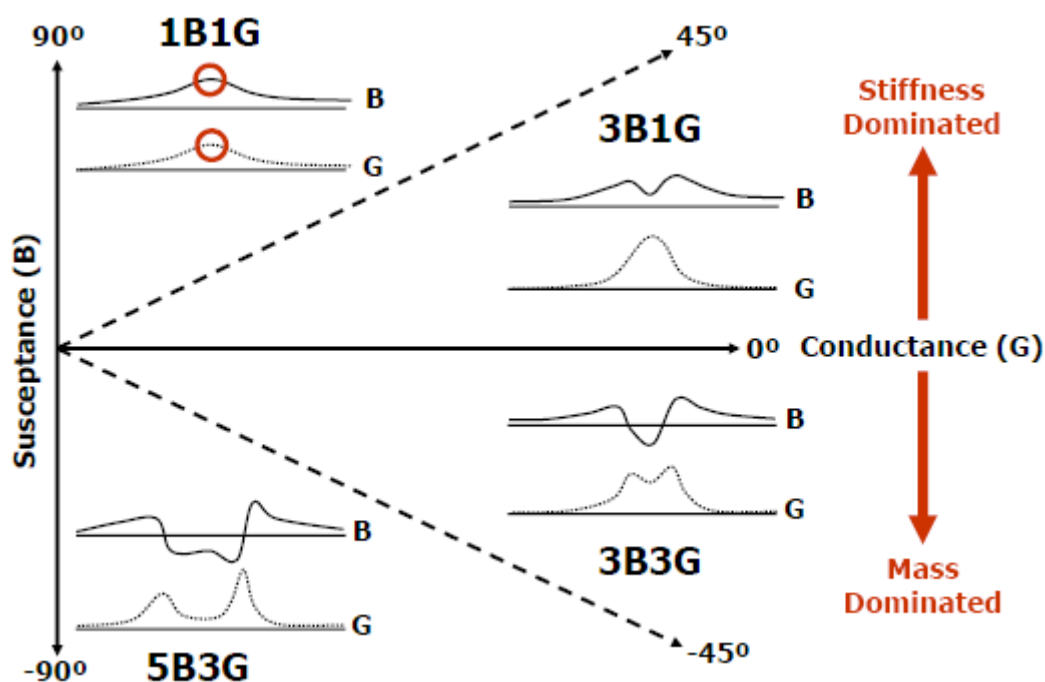
С появлением серийно выпускаемых тимпанометров, использующих компьютерные технологии, стала возможной регистрация тимпанограмм на разных частотах (**многочастотная тимпанометрия**). Также стало возможным получать В/Г тимпанограммы для отдельных компонентов адмиттанса – сусцептанса и кондуктанса (**многокомпонентная тимпанометрия**).⁷

Y 226 Hz	Многочастотная тимпанометрия
Преимущества <ul style="list-style-type: none">▪ Быстрое и простое проведение теста▪ Несложная интерпретация результатов▪ Надежная помощь в выявлении заболеваний и состояний среднего уха у взрослых и детей (в возрасте > 7 мес.)<ul style="list-style-type: none">○ Наличие жидкости в среднем ухе○ Наличие перфорации барабанной перепонки○ Снижение внутрибарабанного давления○ Зияющая слуховая труба	Преимущества <ul style="list-style-type: none">▪ Более высокая надежность при обследовании новорожденных▪ Возможность дифференцировки латеральной фиксации цепи слуховых косточек и фиксации стремени; нормы и отосклероза, разрыва цепи слуховых косточек и гиперподвижной барабанной перепонки▪ Дает дополнительную информацию о состоянии среднего уха (резонансная частота - РЧ, F45°)
Ограничения <ul style="list-style-type: none">▪ Не подходит для новорожденных и младенцев до 7 месяцев (см. ниже в разделе о многочастотной тимпанометрии)▪ Один и тот же тип тимпанограммы может выявляться при различных заболеваниях▪ Границы нормы и патологии могут перекрываться▪ Поражения барабанной перепонки могут <i>маскировать</i> медиально расположенную патологию (цепи слуховых косточек)	Ограничения <ul style="list-style-type: none">▪ Более сложная интерпретация результатов▪ Отсутствие нормативов для детей▪ Широкие границы нормальных показателей РЧ▪ Низкая диагностическая ценность тимпанограмм кондуктанса у новорожденных▪ Низкая доступность аппаратуры с возможностью проведения МЧТ (высокая стоимость)

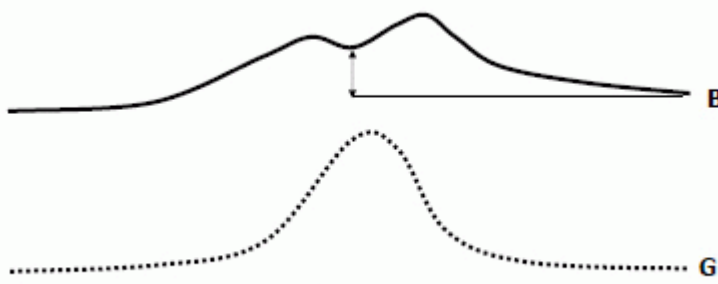
⁷ Поскольку кондуктанс совпадает по фазе с предъявляемым зондирующим тоном, а сусцептанс не совпадает (имеет сдвиг по фазе), то появляется возможность, анализируя фазу отраженного тона, отдельно зарегистрировать кондуктанс и сусцептанс.

В норме Y-226 тимпанограмма (при использовании низкочастотного зондирующего тона) имеет один пик. Тимпанограммы, зарегистрированные на более высоких частотах, напротив, часто имеют множественные пики и их интерпретация до некоторых пор была затруднена. Более глубокому пониманию закономерностей получаемых при тимпанометрии результатов мы обязаны группе бельгийских ученых. Ванхьюз, Кретен и Ван Кэмп (Vanhuyse V. J., Creten W. L., & Van Camp K. J.) из Биофизической лаборатории университета Антверпена в 1975 году изучили тимпанометрические кривые для частоты 675 Гц в норме и при различных заболеваниях и разработали модель, позволяющую предсказать форму тимпанограмм сусцептанса и кондуктанса. Позже она была распространена и на многочастотную тимпанометрию.

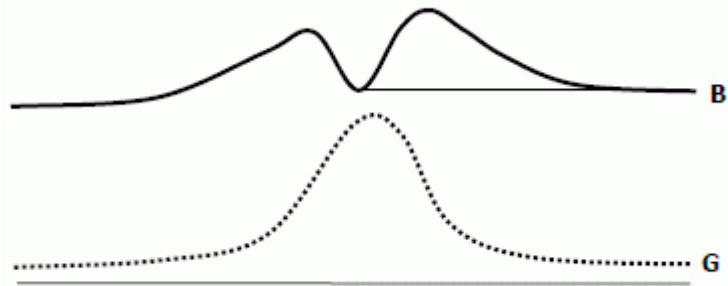
Модель Ванхьюза подразделяет тимпанограммы по числу пиков или экстремумов на тимпанограммах сусцептанса (B) и кондуктанса (G); при этом на частоте 675 Гц выделяют 4 типа тимпанограмм. Типы обозначаются по количеству пиков B и G тимпанограмм. Например, тип 1B1G имеет 1 пик на тимпанограмме сусцептанса и 1 – на тимпанограмме кондуктанса. Тип 1B1G регистрируется в случаях, когда преобладает жесткость. Абсолютное значение сусцептанса больше величины кондуктанса при любом значении давления в НСП. Фазовый угол адмиттанса находится между 90° и 45° . У здорового испытуемого при стандартной низкочастотной тимпанометрии (на тимпанограмме адмиттанса) регистрируется 1B1G тип.



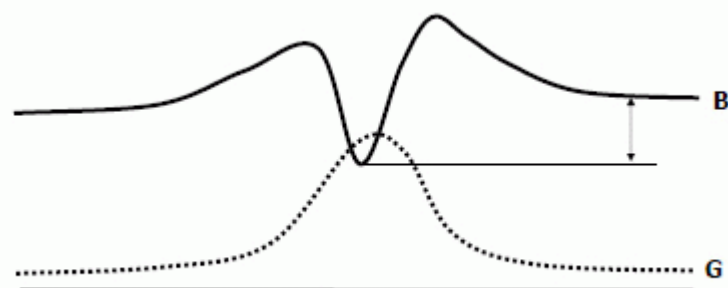
Тип 3B1G имеет 3 экстремума на тимпанограмме сусцептанса (2 пика по сторонам от зубца, расположенного в центре) и 1 пик на тимпанограмме кондуктанса. Тимпанограмма адмиттанса также имеет 1 пик. При регистрации этого типа либо в системе доминирует жесткость, либо имеется резонанс, т.е. фазовый угол адмиттанса находится между 45° и 0° . При этом типе сусцептанс все еще больше кондуктанса при крайних значениях давления, однако это соотношение меняется на пике давления. Центральный зубец на тимпанограмме сусцептанса регистрируется при том же давлении, на котором возникает пик на тимпанограмме адмиттанса. Система среднего уха контролируется жесткостью, если центральный зубец тимпанограммы сусцептанса **выше** положительного «хвоста».



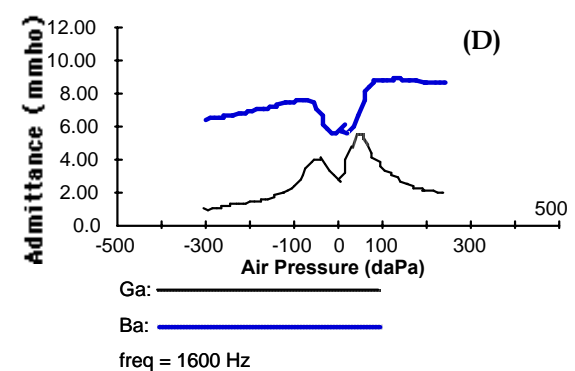
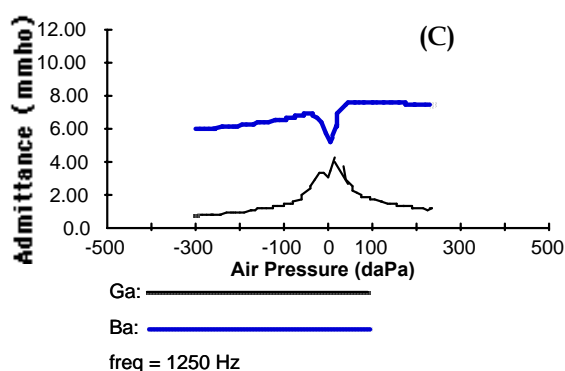
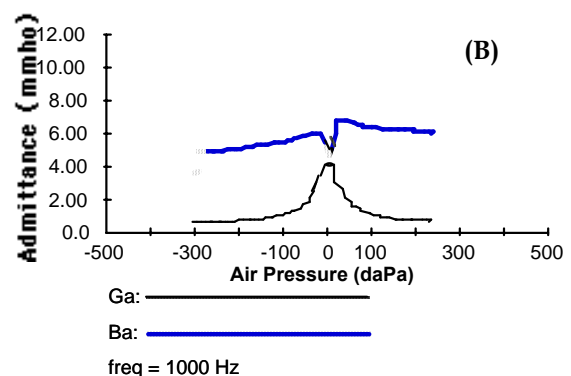
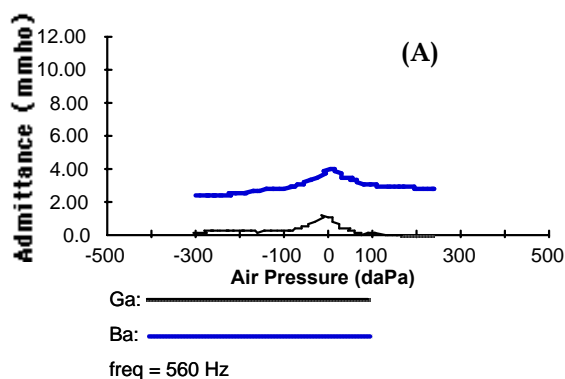
При 3B3G типе на тимпанограммах susceptанса и кондуктанса имеется по 3 пика. Тимпанограмма адмиттанса также будет иметь 3 пика, т.е. будет содержать зубец. Если регистрируется данный зубец, система находится в состоянии резонанса либо контролируется массой, т.е. фазовый угол адмиттанса находится между 0° и -45° . Это обратное вращение приводит к появлению глубокого зубца на тимпанограмме susceptанса. **Система находится в резонансе, когда центральный зубец на тимпанограмме В находится на уровне положительного «хвоста»** (при этом susceptанс равен нулю).



Напротив, система контролируется массой, когда центральный зубец располагается ниже положительного «хвоста» (susceptанс при этом отрицательный).



При 5B3G типе тимпанограмма susceptанса имеет 5 пиков, а тимпанограмма кондуктанса 3 пика. На тимпанограмме адмиттанса также будет 3 пика. При этом типе система среднего уха контролируется массой, а фазовый угол адмиттанса находится между -45° и -90° .



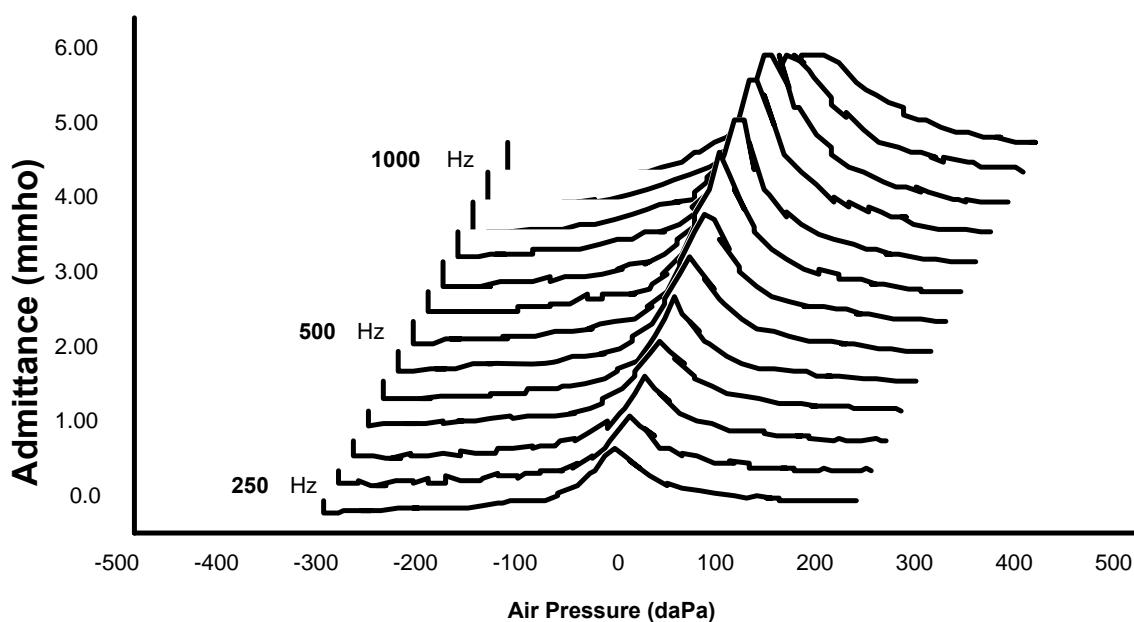
Интерпретацию модели Ванхьза можно расширить, рассматривая соотношение между тимпанограммами сусцептанса и кондуктанса при возрастании частоты зондирующего тона (см. рис. выше). При заболеваниях частота зондирующего тона, при котором регистрируется тот или иной тип тимпанограммы, может смещаться выше или ниже относительно нормы. Например, при патологии, сопровождающейся повышением жесткости, такой, как отосклероз, когда резонансная частота смещается вверх, следует ожидать появление соответствующих типов тимпанограмм на более высоких, по сравнению с нормой, частотах.

Модель Ванхьюза также демонстрирует, как можно определить резонансную частоту (РЧ) системы, анализируя тимпанограммы сусцептанса, полученные на различных частотах зондирующего тона. Вспомним, что в полярной системе координат, резонансная частота среднего уха соответствует нулевому значению угла фазы. Таким образом, резонансную частоту можно вычислить по значению фазового угла, который в свою очередь можно определить посредством многочастотной тимпанометрии.

Многочастотную тимпанометрию можно проводить двумя способами.

При первом методе (sweep frequency – SF) величина адмиттанса измеряется на фиксированных уровнях давления. На каждом шаге последовательно подают зондирующие тоны, частота которых изменяется в направлении от низких частот к высоким.

При втором методе (sweep pressure – SP) происходит непрерывное снижение давление в НСП (на высоких частотах рекомендуется именно это направление изменение давления во избежание появления дополнительных зубцов на тимпанограмме) на постоянной скорости, например, 125 daPa/c, в то время, как частота зондирующего тона остаётся постоянной. Затем переключаются на следующую зондирующую частоту. Делается столько измерений, сколько используется частот (см. рисунок).



Клиническая интерпретация данных многокомпонентной многочастотной тимпанометрии

Клиническое применение многочастотной тимпанометрии впервые было продемонстрировано Колетти (Colletti) в 1976 г.

На практике МЧТ сейчас чаще применяется для дифференциально-диагностических целей. Например, при отоклерозе форма тимпанограмм часто соответствует норме и лишь измерение РЧ позволяет заподозрить фиксацию стремени. Также иногда возникает необходимость дифференцировать разрыв цепи слуховых косточек от гиперподвижности барабанной перепонки (например, при наличии атрофических рубцов). В обоих этих случаях будут регистрироваться высокоамплитудные (иногда «разорванные») НЧ-тимпанограммы. МЧТ позволяет прояснить эту небезразличную для больного ситуацию. Ведь в случае выявления разрыва пациенту может быть предложено оперативное лечение, а гиперподвижность часто является вариантом нормы и лечения не требует.

Параметры, оцениваемые при многокомпонентной многочастотной тимпанометрии:

Конфигурация тимпанограмм (типы Ванхьюза). Модель Ванхьюза подразделяет тимпанограммы по числу пиков или экстремумов на тимпанограмме сусцептанса (В) и кондуктанса (G); при этом на частоте 678 Гц выделяют 4 типа тимпанограмм (см. выше).

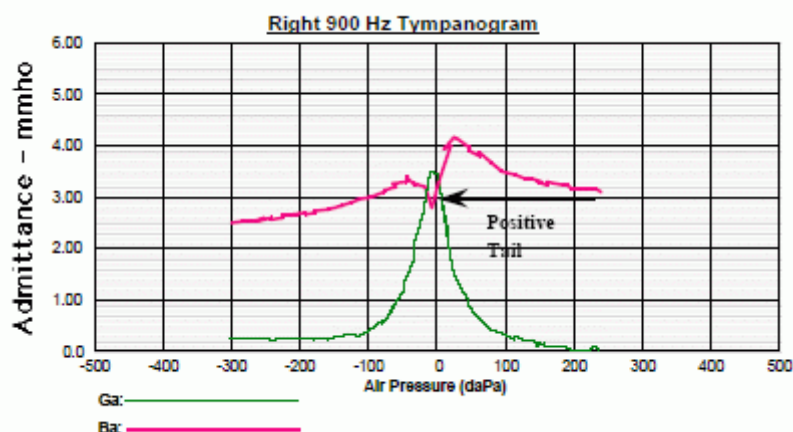
- Число пиков и зубцов не должно превышать 5-ти для тимпанограмм сусцептанса и 3-х для тимпанограмм кондуктанса.
- Расстояние (в даПа) между крайними пиками/зубцами на кривой кондуктанса не должно превышать аналогичный показатель для сусцептанса.
- Расстояние (в даПа) между крайними пиками/зубцами не должно превышать 75 даПа для тимпанограмм с 3-мя пиками (3B3G) и 100 даПа для тимпанограмм с 5-ю пиками (5B3G).

Частоты	Адмиттанс Y		Сусцептанс В	
	Среднее значение, Гц	Диапазон 90%, Гц	Среднее значение, Гц	Диапазон 90%, Гц
226	0.65	0.32-1.28	0.59	0.30-1.11
355	1.60	0.62-3.50	1.23	0.54-2.90
450	2.10	0.77-4.88	1.33	0.49-2.32
560	2.75	0.95-5.33	1.10	-0.22-2.17
630	3.07	1.14-5.64	0.65	-1.69-1.88
710	3.34	1.33-5.83	0.14	-2.94-1.49
800	3.57	1.53-6.04	-0.34	-3.84-1.30
900	3.81	1.82-6.76	-1.30	-4.40-0.73
1000	3.97	1.75-6.78	-1.95	-5.71-0.21

Резонансная частота (РЧ) – частота, на которой общий сусцептанс равен нулю. РЧ можно оценить по тимпанограмме сусцептанса. Если вершина зубца находится на одном уровне с положительным хвостом, значит общий сусцептанс равен нулю, и система находится на резонансной частоте. Она прямо пропорциональна жесткости среднего уха и обратно пропорциональна массе. Поэтому РЧ системы среднего уха может смещаться вверх или вниз, по сравнению со здоровым ухом, при различной патологии. Согласно последним работам, может быть несколько резонансных пиков в одной системе среднего уха. Единого представления о нормальном значении РЧ среднего уха взрослого человека в норме на сегодняшний день нет. Данные разных исследователей значительно отличаются друг от друга.

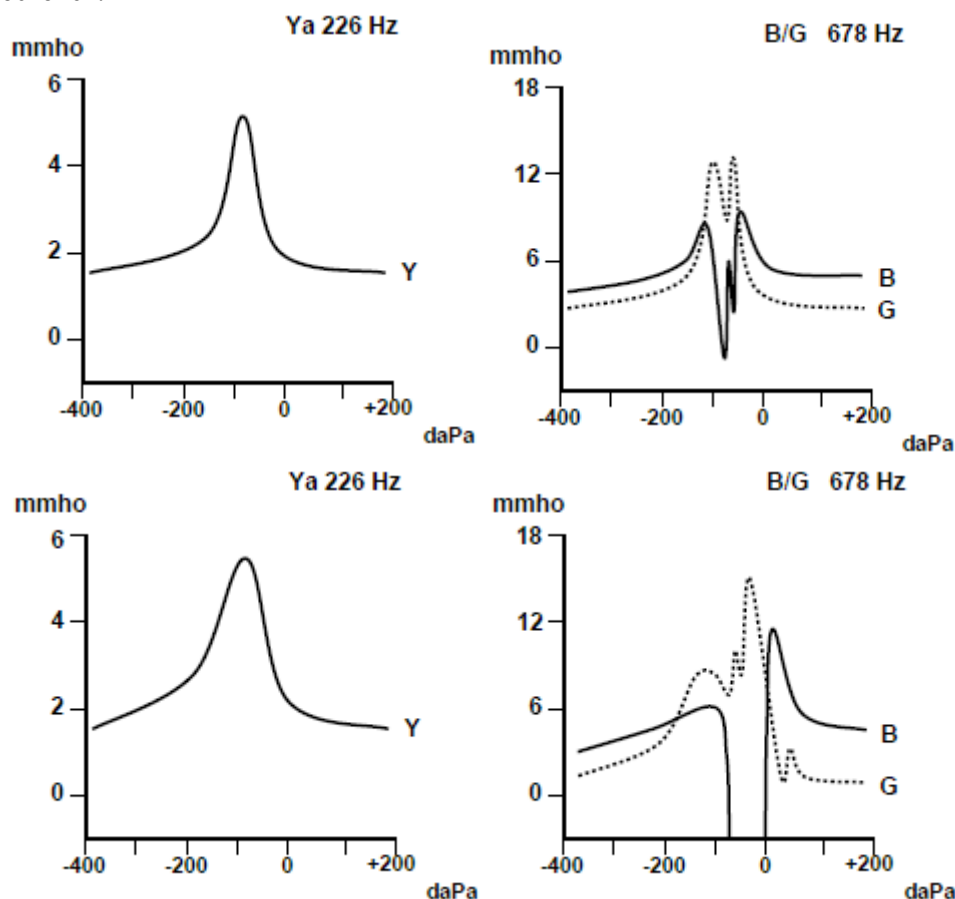
	Margolis, Goycoolea (1993) взрослые	Shahnaz, Polka (1997) взрослые
Среднее значение, Гц (SF)	1135	894
Диапазон 90%, Гц (SF)	800 - 2000	630 - 1120
Среднее значение, Гц (SP)	990	615
Диапазон 90%, Гц (SP)	630-1400	400-870

При прочих равных условиях на величину РЧ будут оказывать влияние такие факторы, как направление изменения давления в НСП, способ проведения теста (переключение давления или частоты). Данные в таблице получены при изменении давления от (+) к (-).

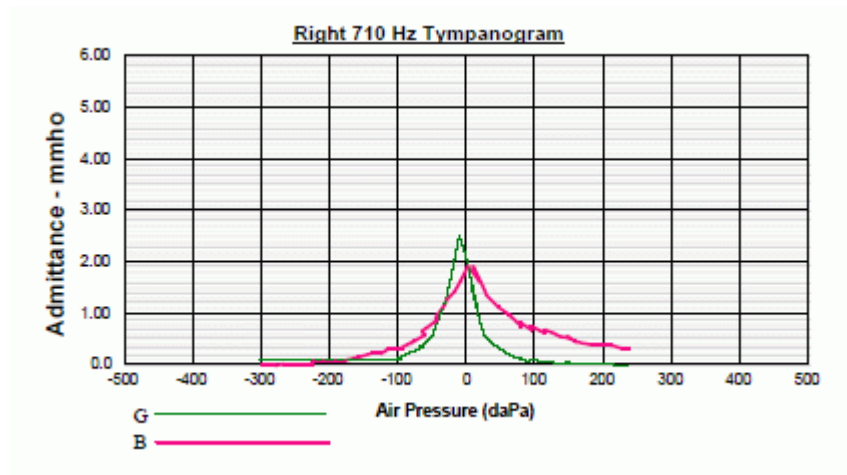


При патологических процессах, сопровождающихся увеличением массы системы (таких как разрыв цепи слуховых косточек), резонансная частота смещается в сторону низких частот – уменьшается. При патологических процессах, сопровождающихся увеличением жесткости системы (таких как отосклероз), резонансная частота смещается в сторону высоких частот – возрастает.

Следующие тимпанограммы демонстрируют возможности дифференциальной диагностики с применением МЧТ. По НЧ-тимпанограммам сложно различить патологию барабанной перепонки и дефект цепи слуховых косточек (медиа́льно расположенный дефект маскируется патологией барабанной перепонки). При использовании зонда 678 Гц картина становится более ясной: в первом случае – рубец барабанной перепонки, во втором – разрыв цепи слуховых косточек.



Частота, соответствующая фазовому углу 45 градусов. Этот параметр также может смещаться при различных заболеваниях среднего уха. Предварительные данные свидетельствуют о том, что частота, соответствующая фазовому углу 45 градусов (F_{45°), может служить лучшим показателем для дифференцировки нормы и случаев поражения цепи слуховых косточек (например, вследствие отосклероза), чем РЧ. При этом требуется провести измерения на гораздо меньшем количестве частот. Этот параметр также можно оценить по тимпанограммам сусцептанса и кондуктанса. F_{45° - частота, на которой компенсированный (в соответствии с объемом НСП) сусцептанс становится равным кондуктансу.



Среднее значение, Гц	615
Диапазон 90%, Гц	400-870

(по данным Shahnaz & Polka [1997], полученным у взрослых)

Высокочастотная тимпанометрия

Высокочастотная тимпанометрия (ВЧТ) отличается от обычной (низкочастотной - НЧТ) тимпанометрии использованием зондирующего тона более высокой частоты – 678 или 1000 Гц.

В последние годы сложилось представление о недостаточной надежности НЧТ при применении этого теста у новорожденных и младенцев, возраст которых меньше 7 месяцев. По данным ряда авторов, в этой возрастной группе при патологии среднего уха была обнаружена **низкая чувствительность** теста (**высокая частота ложноотрицательных результатов**). Нередки случаи регистрации тимпанограмм типа А (по классификации Джергера/Лидена) при отоскопически и интраоперационно верифицированном экссудате в среднем ухе. Некоторые исследователи связывают данный факт с повышенной податливостью стенок НСП у новорожденных, хотя в последнее время это объяснение подвергается обоснованной критике.

Также при использовании зонда частотой 226 Гц были выявлены **ложноположительные результаты** (тимпанограммы типа В при интактном ухе).

В процессе роста в первые месяцы жизни в наружном и среднем ухе новорожденного происходит ряд изменений, влияющих на механические свойства уха и отражающиеся на конфигурации тимпанограмм:

- Увеличение размеров НСП, барабанной полости и сосцевидного отростка
- Изменение расположения барабанной перепонки
- Растяжение фиброзного (барабанного) кольца
- Повышение упругости (натяжение капсулы) суставов цепи слуховых косточек
- Более тесное соединение стремени с круговой связкой
- Формирование костной части НСП

В отличие от среднего уха взрослых, которое на низких частотах представляет собой систему, контролируемую жесткостью, *среднее ухо новорожденных контролируется массой*⁸, его резонансная частота (РЧ) ниже. На НЧ-тимпанограммах часто появляются зубцы, кривые могут приобретать «сложную» конфигурацию, что затрудняет их интерпретацию.

Из-за более низкой РЧ среднего уха новорожденных, при тимпанометрии и акустической рефлексометрии применяют зондирующие тоны более высоких, чем обычно, частот (660/678 и 1000 Гц). По данным исследователей, применение МЧТ, либо зондирующих тонов высоких частот позволяет с большей точностью выявить экссудацию в среднем ухе. Причем оптимальной для проведения тимпанометрии у новорожденных и младенцев до 7-месячного возраста является частота 1000 Гц. На сегодняшний день остается много неясного относительно чувствительности и специфичности ВЧТ у новорожденных. Для того, чтобы получить нормативные показатели suscетпанса, кондуктанса и адмиттанса необходимы дальнейшие исследования.

Рекомендуется использовать ВЧТ в комплексном аудиологическом обследовании новорожденного при любом нарушении слуха, причем оптимально дополнить её исследованием СВП и ОАЭ. Применение ВЧТ в рамках аудиологического скрининга новорожденных оправдано при выявлении нарушений регистрации СВП и ОАЭ.

Тимпанометрия в детской аудиологической практике чаще всего используется для *определения* наличия *экссудата* в среднем ухе. Хорошим дополнением к тимпанометрии является регистрация АР. Его наличие является надежным признаком отсутствия патологии на уровне среднего уха.

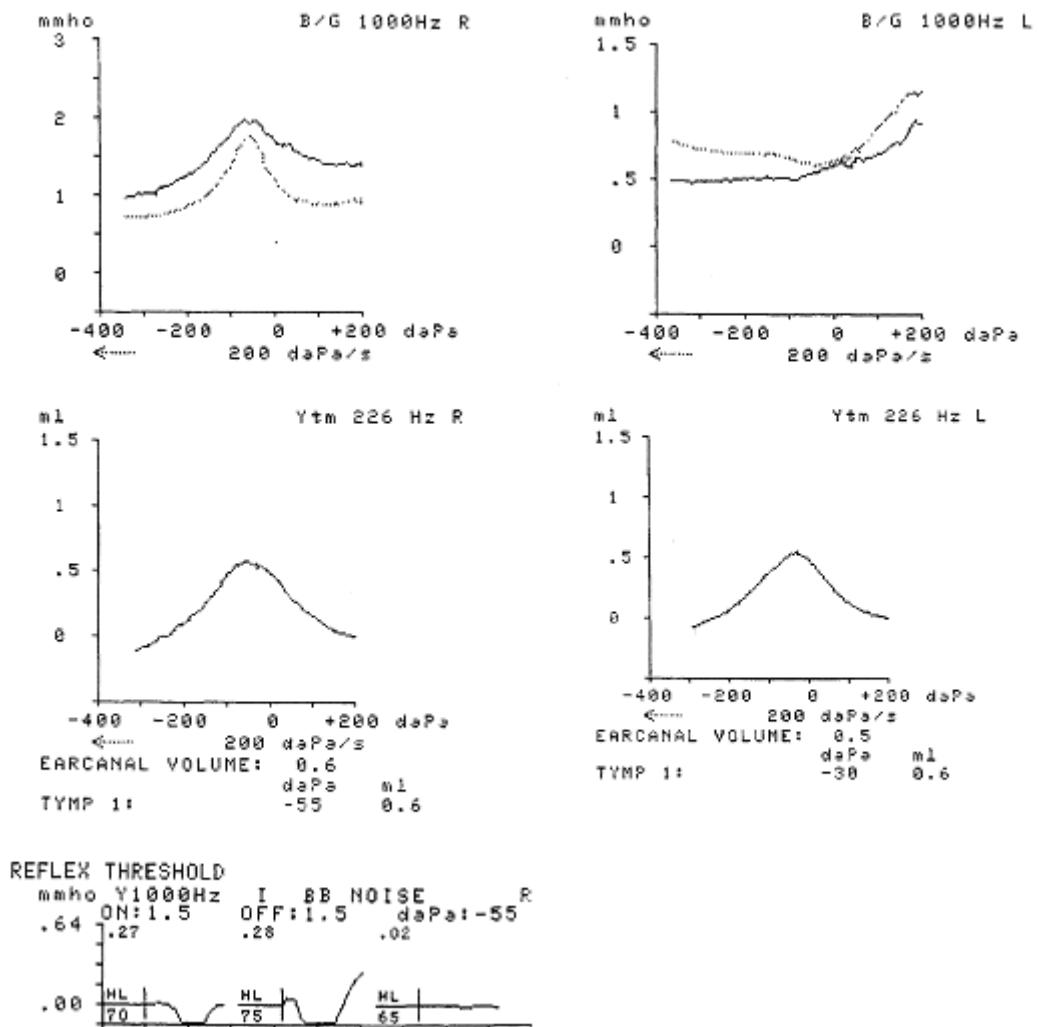
⁸ Увеличение массы связано в определенной степени с наличием мезенхимальной ткани и амниотической жидкости в среднем ухе новорожденных.

Клиническая интерпретация данных ВЧТ

Учитывая высокую вариабельность формы ВЧ-тимпанограмм, морфологической классификации (подобно схеме Лидена-Джергера для Y-226) для ВЧТ не существует – она была бы неинформативна.

На основании уже имеющихся данных предложено 2 диагностических критерия.

1. Наличие пиков и зубцов на тимпанограмме является нормой, плоская же тимпанограмма может быть признаком наличия экссудата в среднем ухе. В частности, тимпанограмма, полученная на частоте 1000 Гц и содержащая 2 пика, как и тимпанограмма 678 Гц с пиком, располагающимся на уровне давления более -100 даПа, являются показателями нормального среднего уха.
2. Количественная оценка сусцептанса/адмиттанса, их сравнение с нормой. Существует большой разброс данных по этому вопросу. Временным для тона 1000 Гц можно считать диапазон 0.2-1.0 мМо – если адмиттанс ниже, то есть вероятность патологии среднего уха. Однако, для точной количественной диагностики ещё слишком мало информации.



На рисунке результаты обследования 3-х месячного ребенка. На правом ухе получена ОАЭ. Данные ВЧ-тимпанометрии (тимпанограмма сусцептанса – непрерывная линия, тимпанограмма кондуктанса – пунктирная линия) и НЧ- тимпанометрии в норме, АР на широкополосный шум регистрируется с УЗД 70 дБ. На левом ухе не удалось зарегистрировать ОАЭ, поэтому была выполнена обычная Y-226 тимпанометрия, которая не показала отклонений от нормы. Однако, при проведении ВЧ-тимпанометрии были найдены признаки поражения среднего уха (отсутствие пика на тимпанограмме и значение сусцептанса < 1 мМо).

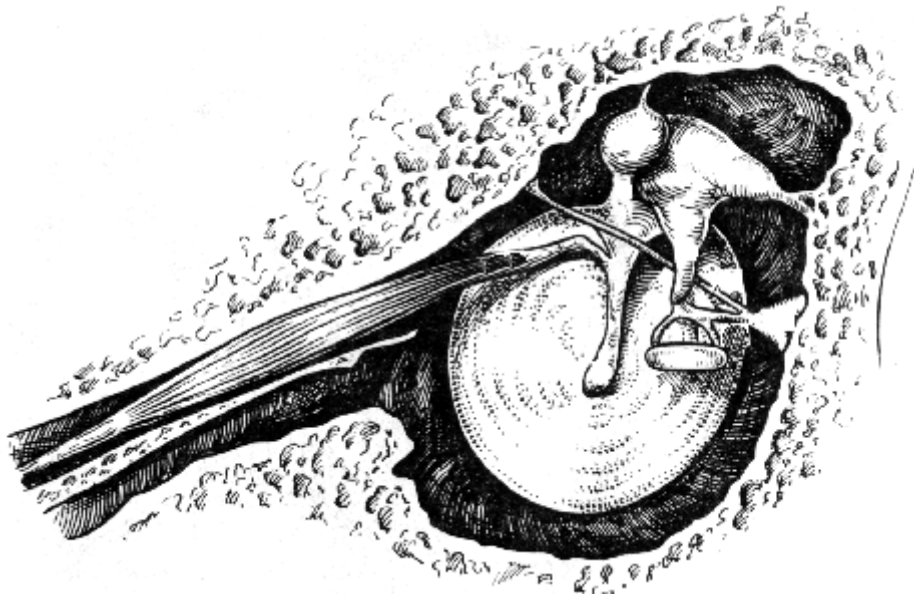
Акустическая рефлексометрия

Среднее ухо содержит две мышцы, прикрепляющиеся к цепи слуховых косточек — мышцу, напрягающую барабанную перепонку и стременную.

Стременная мышца (*M. stapedius*) — самая маленькая в организме: ее средняя длина — 6,3 мм, а площадь поперечного сечения — 4,9 мм². Мышца полностью заключена в пирамидальный выступ (*eminentia pyramidalis*) на задней стенке барабанной полости и берет начало от стенок своего собственного канала. Ее сухожилие выходит через верхушку пирамидального выступа и далее идет горизонтально до прикрепления к задней поверхности шейки стремени. Таким образом, при своем сокращении стременная мышца тянет стремя назад. Стременная мышца иннервируется стремениной ветвью VII (*лицевого*) черепного нерва, отходящей от него непосредственно вблизи самой мышцы.

Мышца, напрягающая барабанную перепонку (*M. tensor tympani*) располагается в костном полуканале непосредственно над слуховой трубой, от которой она отделена тонкой костной перегородкой. Мышца начинается от хряща слуховой трубы, от стенок собственного канала, части основной кости, прилегающей к стенке канала. При своем выходе из канала сухожилие этой мышцы делает поворот вокруг маленького крючкообразного выступа на промоториуме (*processus cochleariformis*), пересекает барабанную полость в латеральном направлении и прикрепляется к вершине рукоятки или шейке молоточка. При сокращении мышцы, напрягающей барабанную перепонку, рукоятка молоточка смещается кпереди и внутрь. Эта мышца иннервируется одноименной веткой мандибулярного нерва (3-я ветвь V — *тройничного* — черепного нерва), волокна которой проходят через *ganglion oticum*.

Обе внутрибарабанные мышцы полностью заключены в костные каналы и связаны с цепью слуховых косточек соответствующими сухожилиями. Это, по мнению Г. фон Бекеша, позволяет избежать искажений звука, возникающих при мышечных сокращениях. При гистологическом исследовании мышц среднего уха найдены как поперечнополосатые, так и гладкие волокна. Что не удивительно, поскольку указанные мышцы, функционирующие при звуковом раздражении произвольно, у некоторых людей могут сокращаться по их желанию.



Известно, что некоторые мышцы сокращаются в ответ на звук. Рефлекторное сокращение мышц ушной раковины, например, называется *pinna reflex*. Прэйер (Preyer, 1879) подробно изучал этот феномен у грызунов. Гораздо большее значение имеют сокращения мышц барабанной полости в ответ на звуковые раздражения. Впервые двустороннее сокращение мышц, напрягающей барабанную перепонку, при воздействии на одно ухо звуком большой интенсивности было обнаружено в конце 19 века в ходе экспериментов на собаках. Позже (в начале 20-го века) было показано, что стременная мышца кошек и кроликов также отвечает на интенсивную звуковую стимуляцию.

Первым сокращения стремениной мышцы у человека наблюдал через перфорированную барабанную перепонку Люшер (Luscher) в 1929 г. Изучением акустического рефлекса также

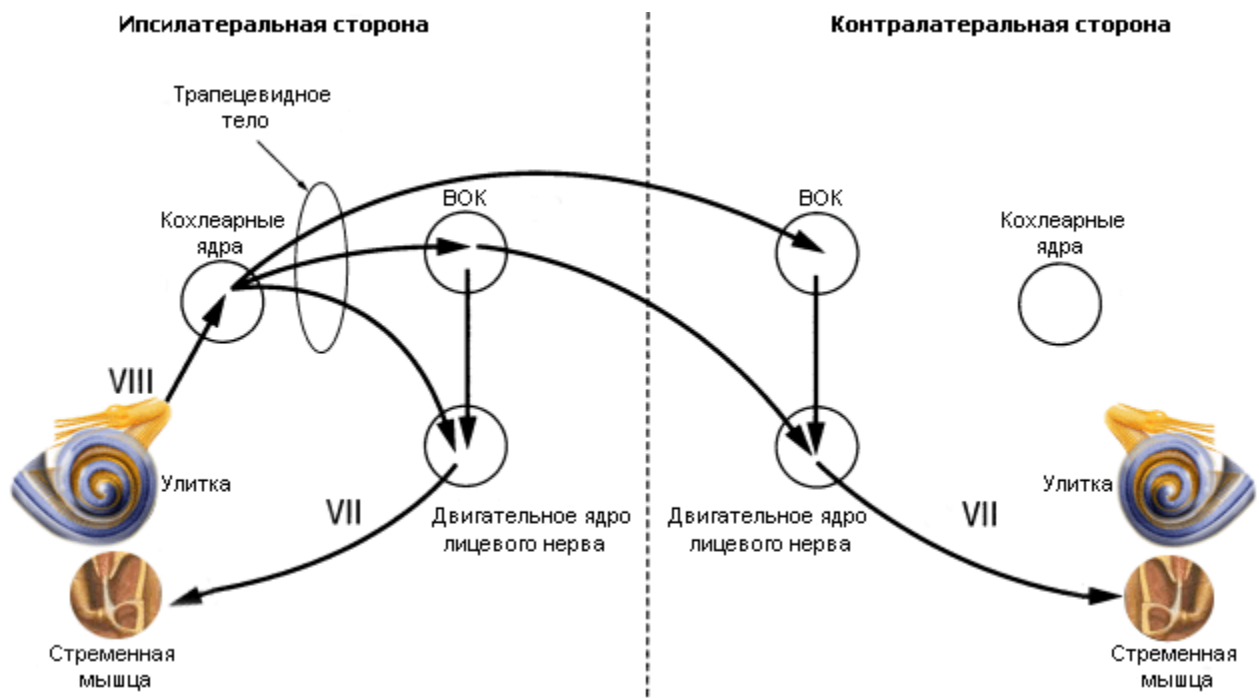
занимались Политцер, Кобрак, Линдсей, Лоренте де Но, Филип, Холлпайк и другие известные ученые.

Сокращение мышц барабанной полости в ответ на *интенсивную звуковую* стимуляцию получило название *акустического (мышечного) рефлекса* - АР. Он носит безусловный характер.

Дуга акустического рефлекса

Афферентной (сенсорной) ветвью дуги является слуховой нерв, заканчивающийся в вентральном улитковом ядре, связанном с верхним оливарным комплексом (ВОК) обеих сторон через трапецевидное тело. Эти двусторонние связи обуславливают рефлекторный ответ с обеих ушей, если даже стимулируется только одно ухо. Эфферентный (двигательный) путь дуги простирается от медиального добавочного ядра ВОК до двигательного ядра лицевого нерва (для стременного рефлекса) и двигательного ядра тройничного нерва (для тимпанального рефлекса).

Т.о. интенсивный звук (в качестве сенсорного стимула) передается трансформационным аппаратом среднего уха в улитку, где воспринимается слуховым рецептором, кодируется в последовательность нервных импульсов и по слуховому нерву (афферентный центростремительный путь) достигает слуховых центров ствола мозга (ассоциативные центры) – вентральные кохлеарные ядра, верхнеоливарный комплекс (ВОК), трапецевидное тело. Здесь происходит переключение сигнала на двигательные ядра лицевого и тройничного нервов. По ним эфферентные центробежные нервные импульсы достигают соответствующих мышц и вызывают их сокращение.



Патологический процесс может локализоваться на любом участке рефлекторной дуги.

Физиологическое значение АР

Вследствие особенностей иннервации, мышца, напрягающая барабанную перепонку, сокращается также при раздражении окончаний тройничного нерва в полости носа, при движении глазных яблок и закрывании глаз, работе некоторых мышц лица и шеи, раздражении воздушной струей области глазницы, тактильной и электрической стимуляции околоушной области и наружного уха. Причём во всех этих случаях сокращение происходит не изолированно, а сочетании со стременной мышцей. Изолированное сокращение мышцы, напрягающей барабанную перепонку (*тимпанальный рефлекс*), можно вызвать лишь при электрической стимуляции языка.

Порог рефлекса *m. stapedii* несколько ниже, чем порог рефлекса *m. tensoris tympani*. Проведенные исследования показали, что латентный период сокращения у *m. stapedii* оказался более коротким, чем у *m. tensoris tympani*. При изолированной патологии мышцы, напрягающей барабанную перепонку, рефлекс ещё может регистрироваться, а при поражении стременной

мышцы всегда отсутствует. Вообще принято считать, что акустический рефлекс у человека является главным образом, если не исключительно, результатом сокращения стременной мышцы; мышца, напрягающая барабанную перепонку отвечает только на особенно интенсивные звуки. Поэтому иногда АР называют *стремненным* или *стапедальным*.

АР в норме всегда выявляется с обеих сторон (*бинаурально*), даже при изолированной стимуляции одного уха. Различают *ипсилатеральный* АР, когда рефлекс регистрируется в стимулируемом ухе, и *контралатеральный* рефлекс, выявляемый при стимуляции противоположного уха. Рефлекс может быть вызван звуковым сигналом, подаваемым как через воздух, так и через кость.

Сокращение мышц увеличивает *жесткость* цепи косточек и барабанной перепонки. Стременная мышца тянет головку стремени кнаружи и кзади, а *m. tensor tympani* — тянет барабанную перепонку внутрь и кпереди, поэтому с первого взгляда может показаться, что они являются антагонистами. Однако действие этих мышц заключается в том, чтобы уменьшить количество энергии, проводимое цепью косточек, и таким образом по отношению к слуху их функции синергичны. Поскольку жесткость обратно пропорциональна частоте (см. механический импеданс), следует ожидать, что АР влияет на процесс передачи звука в среднем ухе в большей степени на низких частотах. Экспериментальные данные подтвердили эти предположения. По данным разных авторов, влияние рефлекса было наибольшим при воздействии звуков с частотой до 2000 Гц (низко- и среднечастотных) и незначительным при звуках более высокой частоты. Пороги восприятия низких звуков при действии АР увеличиваются не менее, чем на 10 дБ (максимально до 45 дБ). Причем это повышение начинает фиксироваться при интенсивности звукового стимула не менее 100 дБ. С повышением интенсивности звука возрастает влияние АР на ослабление входящих акустических сигналов.

Существует много теорий и предположений о значении АР.

Поскольку рефлекс регистрируется при относительно высоком уровне стимула, а его величина растет по мере увеличения уровня стимула, следует ожидать, что главное назначение АР состоит в защите улитки от повреждающей стимуляции. Происходит сокращение интратимпанных мышц и уменьшение колебаний цепи слуховых косточек. Эта **«защитная теория»** имеет слабые места, так как латентный период и адаптация дают слишком замедленный ответ на внезапно поступающий звук и неэффективны против пролонгированных звуков. Кроме того, звуки, достаточно интенсивные, чтобы вызвать АР, в природе фактически отсутствуют. Тем не менее защита, оказываемая АР, является благотворным моментом, если не главной задачей. Перлманом описана гиперacusia, обусловленная параличом лицевого нерва. Защитная функция мышц барабанной полости показана и экспериментами Като (1913). Кролики, у которых мышцы барабанной полости были перерезаны, под воздействием громкого звука теряли слух быстрее, чем кролики с функционирующими тимпанными мышцами.

Т.о., рефлекторные сокращения мышц барабанной полости представляют собой «автоматический контроль громкости», правда ограниченной эффективности. Чувствительность уха изменяется в зависимости от интенсивности раздражителя. Сокращение мышц предохраняет внутреннее ухо от чрезмерных звуковых раздражителей. С другой стороны, для звуков малой интенсивности, которые не вызывают сокращения мышц, чувствительность остается высокой.

«Аккомодационная теория» рассматривает мышцы как механизм, благодаря которому звукопроводящий аппарат как бы приспособляется для максимальной передачи звуковой энергии. Согласно **«фиксирующей теории»**, внутрибарабанные мышцы способствуют удержанию косточек в правильном положении и соответствующей ригидности, особенно при действии звуками высокой частоты, когда ускорение звуковых колебаний большое.

По данным Simmons тонус мышц среднего уха сглаживает частотный ответ кондуктивной системы. Также он полагает, что модуляции мышечного тонуса повышают «слуховое внимание» путем изменения интенсивности и частотных характеристик окружающих звуков. Эта модуляция аналогична постоянному движению наружных глазных мышц, участвующих в зрении.

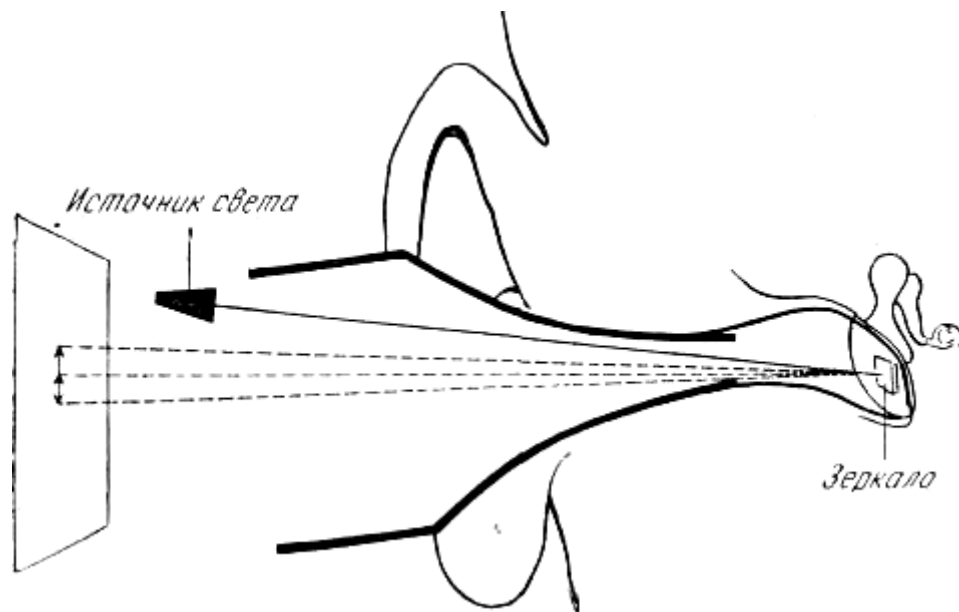
Поскольку рефлекс главным образом ослабляет низкочастотные звуки и поскольку большинство из собственных физиологических звуков организма — низкие по частоте, АР должен способствовать уменьшению внутреннего шума живого организма. Благодаря снижению маскирующего действия низкочастотных звуков, происходит улучшение восприятия высоких частот, что повышает динамический диапазон слуховой системы.

Рефлекс можно зафиксировать различными **методами**.

Анатомическое положение сухожилия стремени — позади верхнезаднего квадранта pars tensa. Когда перфорация локализуется в этой области, сухожилие мышцы стремени становится непосредственно видимым. Для того, чтобы более ясно наблюдать движение сухожилия рекомендуется небольшое увеличение. Метод непосредственной визуальной регистрации сокращений стремени мышца через перфорированную барабанную перепонку имеет ряд существенных ограничений. Во-первых, необходимо собственно наличие перфорации, во-вторых, визуально оценить сокращения m. stapedius из-за особенностей анатомического строения бывает непросто, в-третьих, затруднена количественная оценка результатов. Т.о. данный способ весьма субъективен.

Исследования функции мышц барабанной полости у человека *in vivo* фактически являются исследованиями вторичного действия мышц на барабанную перепонку.

Генрих Кобрак (1947) прикреплял на барабанную перепонку маленькое зеркало и с его помощью регистрировал движения барабанной перепонки, вызванные сокращениями мышц.



Terkildsen также исследовал активность мышц среднего уха непрямым методом, наблюдая изменения воздушного давления в наружном слуховом проходе в ответ на стимуляцию звуком. Сокращение стремени мышца приводит к смещению барабанной перепонки кнаружи, в то время как сокращение напрягающей барабанную перепонку мышца смещает ее внутрь. Движения барабанной перепонки в свою очередь приводят к изменениям давления в наружном слуховом проходе. Terkildsen, таким образом, мог судить о природе мышечной активности путем наблюдения за воздушным давлением в слуховом проходе во время звуковой стимуляции. В большинстве его исследований было обнаружено выпячивание барабанной перепонки, что предполагает большую активность стремени мышца.

На сегодняшний день основное значение при регистрации акустического рефлекса (АР) имеют измерения акустического импеданса на поверхности барабанной перепонки с использованием импедансного моста. Механический мост при изучении АР впервые был применен Отто Метцем в Дании, а усовершенствован и внедрен в клиническую практику Джозефом Звислоцким в США. Позже Terkildsen и Nielsen разработали электроакустический импедансный мост. С тех пор почти во всех исследованиях АР стали использовать именно этот метод. Принцип его простой: поскольку сокращение внутрибарабанных мышц делает систему среднего уха жесткой, то импеданс увеличивается (рефлекс в основном действует на компонент жесткости импеданса). Это изменение акустического импеданса и измеряется с помощью моста.

Все данные, приведенные ниже, будут касаться АР, зафиксированного посредством измерения акустического импеданса.

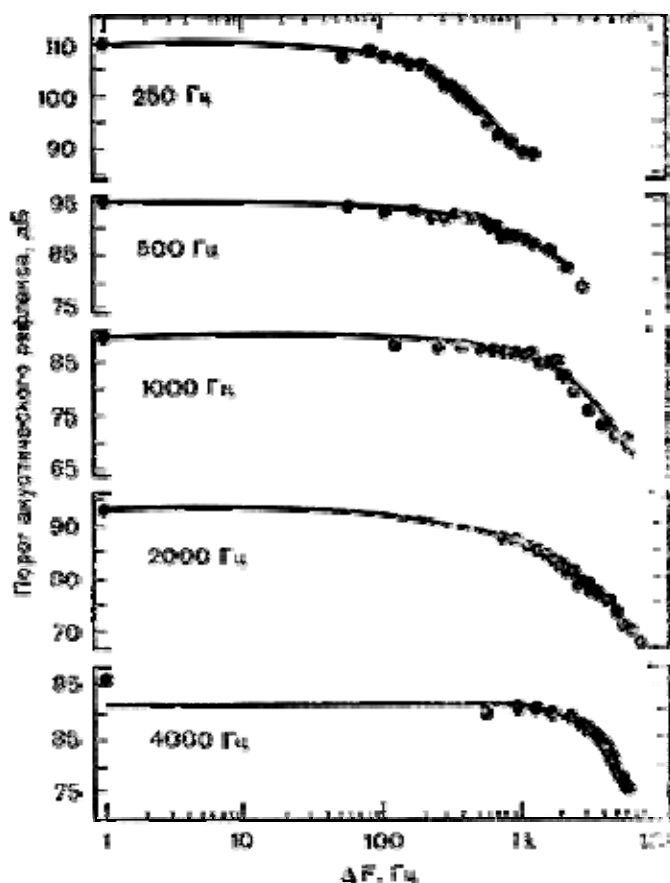
Параметры АР

Различают ряд количественных параметров АР. Они имеют важное *практическое* значение, поскольку одновременно являются и *диагностическими критериями*.

1) Порог АР

АР появляется в ответ на звуковую стимуляцию. Минимальная интенсивность звука, способная вызвать сокращение стременной мышцы, которое можно зафиксировать с помощью импедансометрии, является порогом АР. Он рассчитывается в дБ нПС 20 мкПа или УЗД.

По данным разных исследователей порог АР в ответ на чистые тоны от 250 до 4000 Гц находится в пределах 80—90 дБ УЗД⁹. Порог рефлекса ниже, когда возбуждающим стимулом служит *широкополосный шум*, в среднем он составляет 75 ± 5 дБ. Более низкий порог рефлекса для шума, чем для чистого тона, предполагает, что АР имеет отношение к широкому спектру частот стимула. Flottrop и соавт. исследовали эту зависимость, измеряя пороги АР, вызванные широкополосными шумами и сложными тонами. Они обнаружили, что расширение полосы частот не вызывает отклонения величины порога от его значения при стимуляции чистым тоном до тех пор, пока не будет превзойдена определенная полоса частот. В этой точке происходит перелом, после которого расширение полосы частот приводит к более низкому порогу рефлекса. Т.о. существует *критическая полоса* для АР, выше которой расширение полосы спектра приводит к более низким порогам. Ширина критических полос увеличивается параллельно увеличению центральной частоты стимуляции. Важно заметить, что критическая полоса частот для АР значительно шире, чем *психоакустические критические полосы*.



Ширина критических полос для порогов АР на частотах 250—4000 Гц.

Черные кружки слева соответствуют порогу рефлекса в ответ на воздействие чистых тонов (Popelka et al.)

⁹ По данным Б. М. Сагалаева (1978) порог АР для тональных стимулов составляет 70-90 дБ над уровнем $2 \cdot 10^{-5}$ Па.

Наиболее низкие пороги регистрируются при бинауральной стимуляции. Они повышаются на 3 – 6 дБ при ипси- и на 6 – 12 дБ при контралатеральной стимуляции (Brooks D., 1974). Разница между порогами ипси- и контралатеральных АР в зависимости от частоты составляет от 2 до 10 дБ, в среднем 5 дБ (т.е. при ипсилатеральной стимуляции АР вызывается при меньшей интенсивности стимула, чем при контралатеральной).

Различают *абсолютный* и *относительный* пороги АР. Всё вышесказанное относилось к абсолютному порогу. Относительным порогом АР называют по сути разницу между абсолютным порогом АР и порогом слышимости у данного пациента (на частоте регистрации АР). Он измеряется в дБ над ПЧ пациента. Этот показатель используется при выявлении рекруитмента по данным акустической рефлексометрии (см. ниже).

2) Латентный период АР

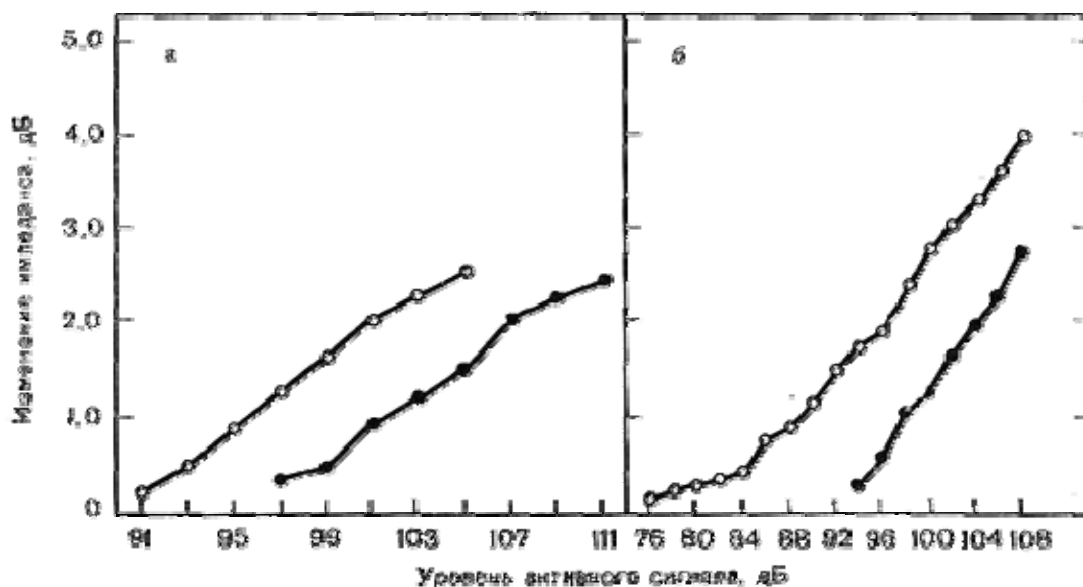
Акустический рефлекс возникает не одновременно с активирующим сигналом. Время между подачей звукового стимула и началом сдвига импеданса называют *латентным периодом АР*. Его продолжительность зависит как от интенсивности, так и от частоты стимула. Metz обнаружил, что латентный период уменьшается от 150 мс до 40 мс при повышении уровня сигнала 1000 Гц от 80 дБ до 100 дБ над порогом слуха. Moller сообщил, что латентный период имеет диапазон от 25 до 130 мс для чистых тонов 500 и 1500 Гц. Как правило, латентный период был короче при 1500 Гц, нежели при 500 Гц. Латентный период АР короче при шумовых сигналах (порядка 20 мс), чем при чистых тонах.

Эти данные получены при измерениях акустического импеданса. Они характеризуют скорее величину латентного периода механического ответа среднего уха, чем время нервной передачи по рефлекторной дуге. Электромиографический ответ стременной мышцы у человека имеет латентный период всего лишь 12 мс, а электромиографический «порог» АР ниже примерно на 6 дБ.

Hung и Dallos сообщили, что у некоторых обследуемых выявлялась «*релаксация латентного периода*» в начале АР, т.е. перед увеличением импеданса происходило его снижение. Очевидно, этот факт отражает частичную релаксацию стременной мышцы перед ее сокращением.

3) Нарастание (повышение амплитуды) АР

Амплитуда АР определяется величиной сдвига импеданса в момент подачи стимула и зависит от интенсивности звука. Увеличение силы подаваемого звука вызывает повышение амплитуды АР.



Нарастание рефлекса как функция уровня звукового давления для частоты 1000 Гц (а) и широкополосного шума (б) (Silman et al.).

Светлые кружки — у здоровых, темные — у больных.

Соотношение между интенсивностью стимула и амплитудой АР называется функцией нарастания рефлекса. Повышение амплитуды АР происходит *линейно* для чистых тонов примерно до 120 дБ УЗД. Для широкополосного шума функции достаточно линейны приблизительно до 110

дБ УЗД. На более высоких уровнях УЗД наблюдается *насыщение* рефлекторного ответа, линейность нарушается. При дальнейшем увеличении интенсивности сигнала можно наблюдать уменьшение амплитуды рефлекса.

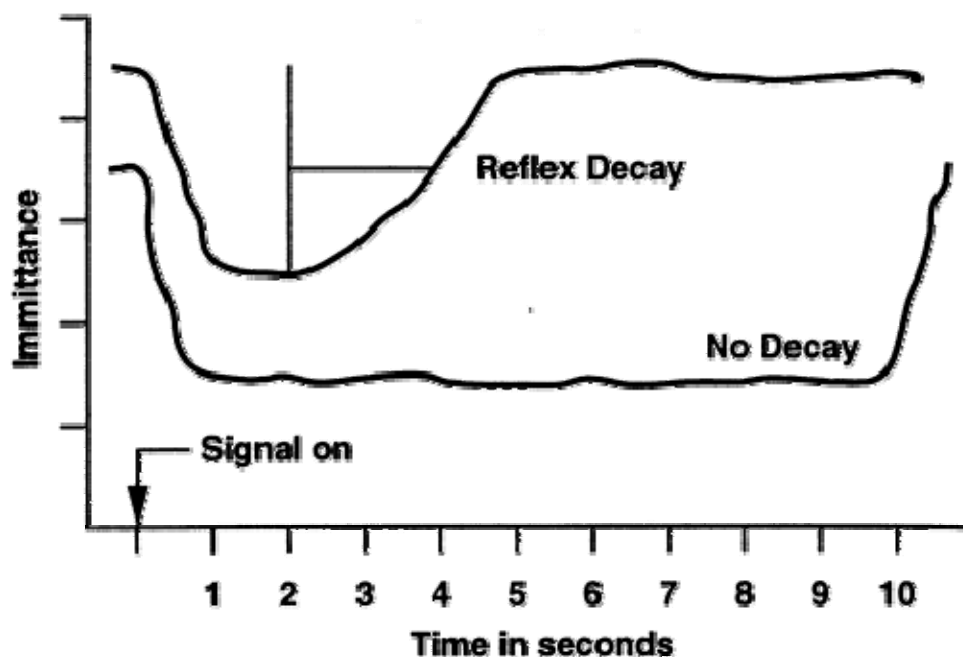
Flottrop и соавт. установили большие изменения импеданса на частоте 250 Гц, чем на 4000 Гц. Другие исследователи установили, что наибольшие изменения импеданса вызывает тон 2000 Гц; также есть данные, что максимальные ответы вызываются тоном 1000 Гц и широкополосным шумом. Поэтому четкое соотношение между активирующей частотой и амплитудой АР остается до конца нерешенным моментом.

4) Временные параметры АР

Временная суммация относится к зависимости между длительностью стимуляции и интенсивностью, когда время наблюдения составляет менее 1 с. Это легче представить на примере. Предположим, что у обследуемого порог для тона продолжительностью 200 мс оказался равным 18 дБ. Сохранится ли порог на 18 дБ, если тот же тон будет воздействовать в течение лишь 20 мс? Установлено, что если подавать тон длительностью 20 мс, порог изменится до 28 дБ. Это подтверждает общее положение психоакустических исследований, заключающееся в том, что когда сигнал укорачивается в 10 раз (например, с 200 до 20 мс), уровень его должен быть увеличен на 10 дБ, чтобы возместить 10-кратное снижение длительности. По данным Б. С. Мороза (1977), при уменьшении длительности стимула от 1000 до 10 мс, пороги АР повышаются в среднем на 30 дБ.

Зависимость между временем действия и интенсивностью стимула условно называется временно-интенсивностной зависимостью. Временная суммация наблюдается как *в отношении порога*, так и *величины АР*. Однако оказалось, что изменение интенсивности, необходимое для противодействия заданному снижению длительности стимула, для АР больше. Снижение длительности тона в 2000 Гц со 100 до 10 мс возмещается, по сообщению разных исследователей, увеличением уровня стимула примерно на 15-25 дБ. Величина временной интеграции увеличивается с увеличением частоты, что является общим во всех исследованиях.

Рассмотрим стимулы продолжительностью в несколько секунд и более. По мере того как стимуляция продолжается, степень мышечного сокращения и амплитуда АР постепенно снижаются до нулевого уровня. Это явление называется *затуханием (распадом)* рефлекса или *адаптацией*. Сохранение амплитуды ответа на одном уровне в норме можно наблюдать как минимум на протяжении 10-15 с. Затем амплитуда АР начинает постепенно понижаться, причём тем быстрее, чем выше частота стимула. Поэтому оценивать явление неустойчивости амплитуды, обозначаемое термином «распад рефлекса», нужно исходя из *частоты* стимулирующего сигнала. При широкополосном шуме время действия АР максимально – 120-150 с. Адаптация рефлекса увеличивается по мере роста частоты тонального стимула: для тона 500 Гц время действия АР в среднем равно 120 с, для тона 2000 Гц – 44 с, а для тона 4000 Гц всего 16 с.



Методика акустической рефлексометрии

Регистрация реакции м. stapedius в ответ на звуковую стимуляцию получило название **акустическая рефлексометрия**. В клинической практике для оценки АР применяется методика измерения АИ в герметизированном НСП при звуковой стимуляции уха. Как правило, регистрация АР производится после проведения тимпанометрии. Для регистрации АР в НСП создается то давление, при котором был зарегистрирован пик комплианса (этим обеспечивается максимальная подвижность трансформационного аппарата среднего уха). В отличие от тимпанометрии, при акустической рефлексометрии используются 2 тона – *стимулирующий* (вызывает сокращение стременной мышцы) и *зондирующий* (используется для оценки изменения АИ с помощью электроакустического моста).

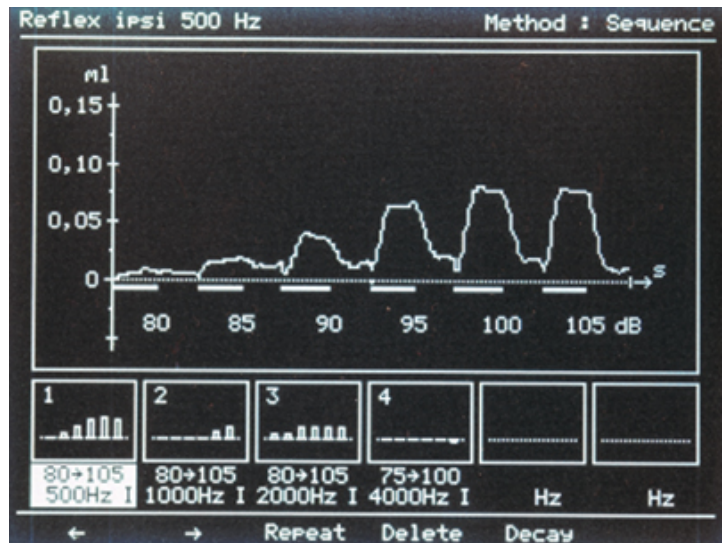
В качестве зондирующего тона рекомендуется использовать стимулы частотой 500 Гц (при них амплитуда рефлекса максимальна и есть возможность применения стимулов частотой до 4000 Гц), однако по ряду причин чаще для этой цели применяется частота 226 Гц.

В современной аппаратуре предусмотрена установка фиксированных значений частот стимулирующего тона, а также возможность их плавной регулировки. Оптимальной с точки зрения чувствительности и устойчивости АР является частота стимулирующего сигнала 500-1000 Гц.

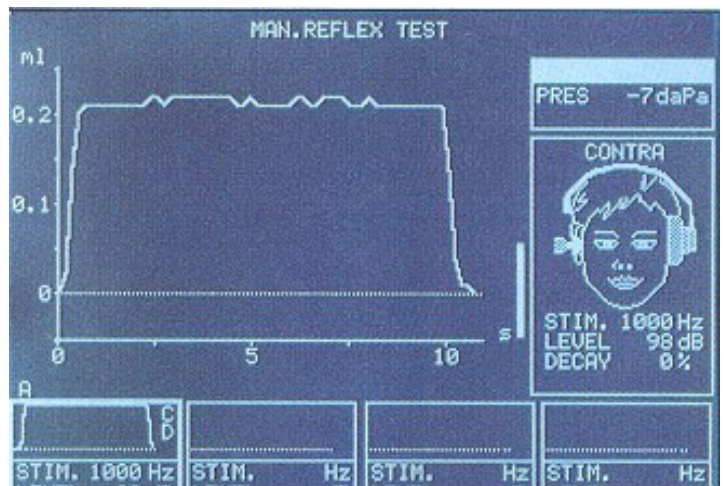
Следует избегать совпадения частоты стимулирующего и зондирующего сигналов, т.к. при этом возникают медленные колебания, отражающие феномен биений. Эффективно также использование в качестве стимулов широко- и узкополосных шумов.

Интенсивность зондирующего тона не должна превышать порога АР (чаще она составляет 85 ± 3 дБ).

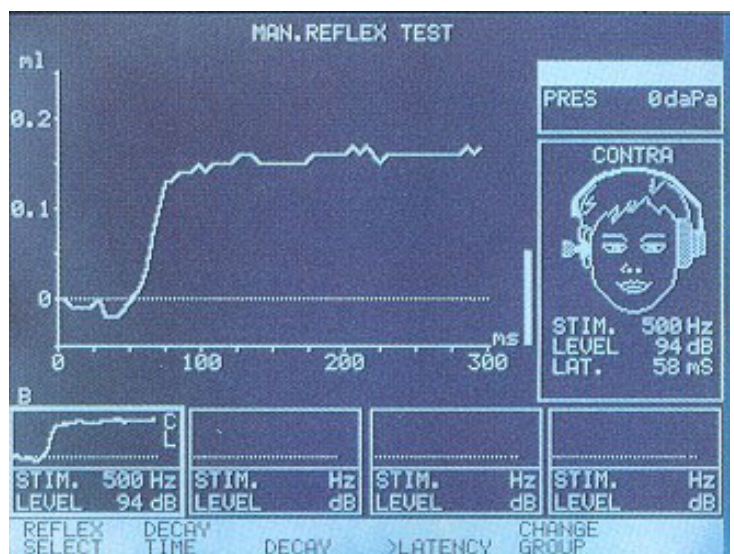
Ипсилатеральным принято называть рефлекс, зарегистрированный в стимулируемом ухе (т.е. когда и зондирующий, и стимулирующий тон подаются в одно и то же ухо).



Автоматическая регистрация АР на разных частотах при увеличении амплитуды стимула

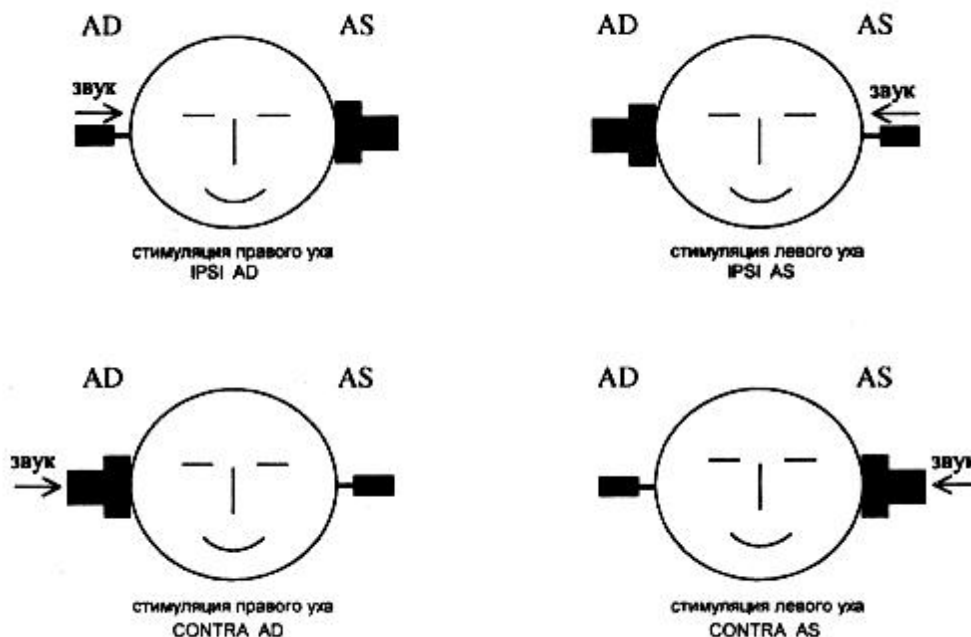


Проведение reflex decay - теста



Определение латентного периода АР

Контралатеральным рефлекс называется, когда производится звуковая стимуляция одного уха, а рефлекс регистрируется в противоположном (на стимулируемое ухо надевают наушник, а в исследуемое ухо вставляют зонд). Сторона АР определяется по стороне стимулируемого уха.¹⁰ Например, если сигнал подается в правое ухо и АР регистрируется с правого уха – это правый ипсилатеральный АР (ипси-АР), если сигнал подается в правое ухо, а АР регистрируется в левом – это *правый* контралатеральный АР (контра-АР).



Артефакты чаще возникают при ипсилатеральной акустической стимуляции. Это объясняется тем, что в данной ситуации одно и то же ухо является объектом воздействия зондирующего тона (на его частоте измеряется акустическая проводимость) и звукового стимула, с помощью которого вызывается акустический рефлекс. С этого же уха регистрируются изменения параметров зондирующего тона, на основании чего и осуществляется регистрация акустического рефлекса. АР считается зарегистрированным, если после подачи звукового стимула импеданс повышается более, чем на 0,05 мл. Результатом исследования является кривая, отражающая зависимость амплитуды адмиттанса (в мл или см³) от времени (в с или мс), а также распечатка количественных параметров АР.

При акустической рефлексометрии регистрируются следующие показатели:

1. *Порог АР¹¹*. Чаще оценивается в автоматическом режиме (режим «поиска рефлекса»), при постепенном возрастании частоты звукового стимула. Частоты, как правило, имеют фиксированные значения (500, 1000, 2000 и 4000 Гц). Могут также использоваться широкополосные, ВЧ- и НЧ-шумы. Интенсивность при этом возрастает шагами по 1-5 дБ (от уровня 70-80 дБ до 105-120 дБ). Для каждой частоты звукового стимула формируется последовательный ряд кривых. Т.о. по результатам этого теста можно оценить и *нарастание амплитуды АР*. В некоторых моделях импедансометров предусмотрена возможность ручной установки частоты и амплитуды стимула.
2. *Латентный период (ЛП) АР* – выражается в миллисекундах (мс).
3. *Тест распада АР (reflex decay test)*. Проводится при стимуляции исследуемого уха тональными сигналами частотой 500 и 1000 Гц¹² длительностью не менее 10 с и интенсивностью 10 дБ над порогом АР на данной частоте. В норме в течение 10 с амплитуда рефлекса остается постоянной или уменьшается менее, чем на 50%. Существуют две количественные характеристики, применяемые для оценки теста распада АР: время (в секундах), в течение которого амплитуда рефлекса уменьшается в два раза по сравнению с начальным значением (*время полураспада*), и процент снижения амплитуды АР за 10 секунд.

¹⁰ В некоторых аппаратах принято обозначение АР по стороне установки регистрирующего зонда.

¹¹ В самом простом случае определяют *наличие* АР на разных частотах (в скрининговых импедансометрах имеется соответствующий автоматический режим, шаг повышения амплитуды может составлять 10-20 дБ).

¹² Использование стимулов частотой > 1000 Гц может привести к ложноположительным результатам – в этом случае ускоренный распад АР может наблюдаться при кохлеарных поражениях и даже в норме.

Диагностическое значение АР

- Объективная и дифференциальная диагностика заболеваний среднего и внутреннего уха. Выявление поражений слухового и лицевого нервов, центральных слуховых путей и подкорковых центров слуха на уровне продолговатого мозга и моста.
- Используется для объективного выявления рекрутмента (ФУНГ).
- Применяется для объективной оценки порогов слышимости, комфортной громкости и дискомфорта. Это важные показатели, используемые при подборе слухового аппарата (СА), поэтому их оценка особенно важна при детском слухопротезировании.
- Оценка результатов стапедопластики. Сохранность АР после операции указывает не только на практически полное восстановление трансформационного аппарата среднего уха, но и на сохранность адаптационно-защитной функции мышц барабанной полости. Кстати, тимпанометрию и акустическую рефлексометрию применяют *не ранее, чем через месяц* после реконструктивной операции на ухе.
- Скрининговый интраоперационный тест при вживлении кохлеарного импланта (КИ) – регистрация контралатерального АР говорит о правильной установке и функционировании КИ).

Нормальный АР

Регистрируются ипси- и контралатеральные рефлексы с обеих ушей. Пороги, ЛП, динамика нарастания амплитуды АР соответствуют вышеуказанным нормальным показателям. Тест распада рефлекса отрицательный. Ипси-АР с нормальным значением порога (85 дБ) может быть зарегистрирован лишь у отологически здоровых лиц (отсутствие поражений среднего уха, слухового и вестибулярного нерва, слуховых центров ствола головного мозга). Исключение составляют случаи перцептивной тугоухости легкой степени с явлениями ФУНГа. При легкой кондуктивной тугоухости и умеренной перцептивной тугоухости на стороне стимуляции АР может быть зарегистрирован, однако его амплитуда будет выше. Нормальный контра-АР будет регистрироваться при любой степени кохлеарной тугоухости противоположного уха.

AD		AS
+	Ипси	+
+	Контра	+

АР при кондуктивной тугоухости

При *патологии трансформационного аппарата среднего уха* (тимпанограммы типов В, С, D) ипси-АР больного уха перестает регистрироваться при кондуктивной тугоухости уже ≥ 10 дБ, поэтому акустическая рефлексометрия является весьма чувствительным тестом, позволяющим верифицировать «кондуктив». Контра-АР больного уха (который регистрируется в здоровом ухе) исчезает при потере слуха ≥ 30 дБ, что обусловлено повышением ПС больного уха из-за патологии трансформационного аппарата. Ипси-АР здорового уха остается без изменений, контра-АР здорового уха (который регистрируется в больном ухе) исчезает при потерях слуха ≥ 20 дБ. Это связано с нарушением подвижности звукопроводящих структур среднего уха – на самом деле АР в больном ухе есть, но аппаратурой не может быть зарегистрирован). Т.о. при кондуктивной тугоухости 30 дБ и более можно зарегистрировать лишь ипси-АР здорового уха.

AD		AS (б)
+	Ипси	- (> 10 дБ)
- (> 30 дБ)	Контра	- (> 20 дБ)

При *отосклерозе* (тимпанограмма типа As) АР чаще отсутствует, либо его порог значительно повышен (до 110-130 дБ). Также он может быть двухфазным или обратным по фазе. Это объясняют нарушением движения слуховых косточек вследствие фиксации стремени, либо сокращением мышцы, напрягающей барабанную перепонку. При начальных стадиях отосклеротического процесса можно зарегистрировать т.н. «on-off» рефлекс, обусловленный изменением мышечного тонуса в начале и в конце акустической стимуляции.



При *разрыве цепи слуховых косточек* (тимпанограммы типов Ad и E) ипси-АР больного уха и контра-АР здорового уха отсутствуют, контра-АР больного уха можно зарегистрировать, если потеря слуха не превышает 30 дБ. Такая комбинация обусловлена тем, что сокращение стременной мышцы не может быть зафиксировано импедансометром – повышение жесткости наружных элементов трансформационного аппарата (в частности барабанной перепонки) при разрыве цепи слуховых косточек не происходит. При разрывах, расположенных медиальнее места прикрепления сухожилия стременной мышцы (например, при переломе передней ножки стремени) действуют закономерности, характерные для кондуктивной тугоухости - полного выпадения рефлекса может и не быть.

AD		AS (б)
+	Ипси	-
- (>30дБ)	Контра	-

АР при сенсоневральной тугоухости

Акустическая рефлексометрия является ценным диагностическим тестом, применяющимся, наряду с другими аудиометрическими методиками, для топической диагностики нарушений слуха. В частности, имеется возможность разграничения кохлеарных и ряда ретрокохлеарных нарушений (тимпанограммы типа А).

АР при кохлеарных нарушениях

При нарушениях звуковосприятия, обусловленных патологическим процессом в периферическом рецепторе в улитке наблюдаются следующие закономерности при регистрации АР. При потерях слуха менее 50 дБ регистрируются нормальные пороги АР, при потерях от 50 до 90 дБ происходит постепенное повышение порогов. При снижении слуха > 90 дБ АР перестает регистрироваться. Все сказанное относится к ипси- и контра-АР больного уха. Контра-АР здорового уха регистрируется при любом снижении слуха, т.к. трансформационный аппарат больного уха в норме.

AD		AS (б)
+	Ипси	±
±	Контра	+

Громкость — это субъективное восприятие интенсивности акустического стимула; при прочих равных условиях громкость увеличивается по мере нарастания уровня стимула. Нарушение соотношения «интенсивность—громкость» наблюдается у больных с патологией *улитки*. Динамический диапазон слуха у них сжимается за счет повышения порога слышимости при нормальном или слегка повышенном пороге дискомфорта. Поскольку интенсивность сигнала усиливают над *измененным* порогом пораженного уха, громкость нарастает ускоренным темпом по сравнению с нормой. Это явление называется *рекруитментом* громкости (в отечественной литературе – ФУНГ). Его можно объективно оценить с помощью АР.

Пороги АР у больных с патологией внутреннего уха с нарушением функции громкости, как правило не претерпевают значительных отклонений от нормы. Если они и повышаются, то не более, чем на 10-15 дБ. Учитывая повышение порогов слышимости у данных больных, интервал между порогом слышимости и порогом АР сужается. Данное уменьшение интервала и является проявлением рекруитмента. Другими словами, происходит закономерное снижение *относительного порога* АР. Если в норме для шумового стимула величина относительного порога АР составляет 70 дБ, то у больных с поражением улитки – от 20 до 40 дБ. Т.е. АР вызывается звуком, уровень которого всего на 20-40 дБ выше порога слышимости.

Другим критерием нарушения функции громкости по данным акустической рефлексометрии является увеличение по сравнению с нормой величины прироста амплитуды рефлекса при надпороговой стимуляции.

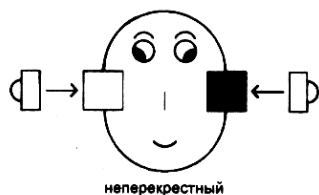
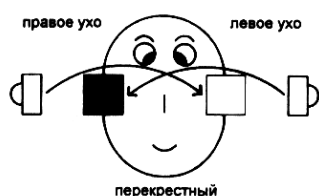
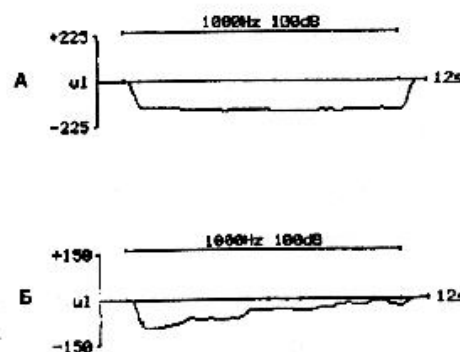
Согласно данным Г. А. Таварткиладзе (1977), ФУНГ лучше всего выявляется в том случае, когда для вызова сокращения стременной мышцы используют тональные стимулы частотой 3 и 4 кГц.

АР при ретрокохлеарных нарушениях

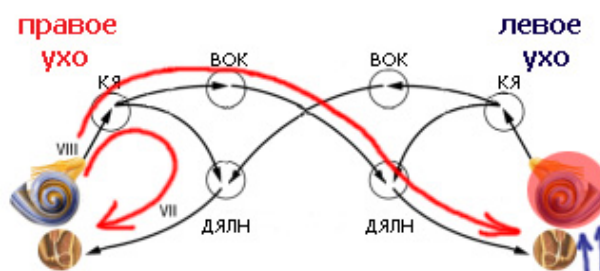
К ретрокохлеарным структурам, поражение которых можно обнаружить с помощью акустической рефлексометрии, относят слуховой нерв (n. vestibulocochlearis), слуховые центры продолговатого мозга и моста – кохлеарные ядра, трапецевидное тело, верхние оливы. Также в данном случае будут иметь значение двигательное ядро и ствол лицевого нерва (n. facialis).

При ретрокохлеарных поражениях, в отличие от патологии улитки фиксируют повышение как абсолютных, так и относительных порогов АР - рекруитмент для них не характерен. Поэтому, несмотря на формально одинаковые показатели (диагональный тип АР), пороги АР при ретрокохлеарных поражениях будут гораздо выше. Кроме того, при данном виде патологии АР чаще выпадает. Отсутствие рефлекса при относительно небольших сенсоневральных потерях слуха требует детального обследования по поводу возможной ретрокохлеарной патологии.

Также для дифференциальной диагностики лабиринтного и ретролабиринтного поражения большое значение имеет *тест распада АР*. Сокращение времени полураспада АР до 6-10 с (либо снижение амплитуды рефлекса за 10 с на 50-70%) считают характерным для неопухолевых поражений ствола VIII нерва. Полураспад в течение 1,5 с (либо снижение амплитуды на 90-100%) патогномоничен для опухоли VIII пары ЧМН – вестибулярной шванномы (акустической невриномы).

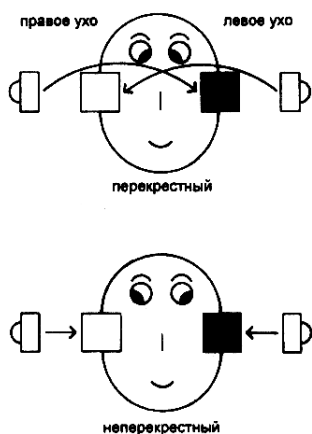


При поражениях *слухового нерва* ипси- и контра-АР больного уха исчезают. Это, так называемый *диагональный тип* АР, характерный для поражения афферентной части рефлекторной дуги (выраженное одностороннее кохлеарное поражение, а также односторонняя патология ствола слухового нерва). Чувствительность акустической рефлексометрии при диагностике поражений слухового нерва - более 70%.

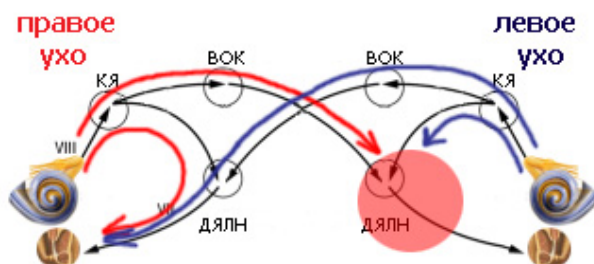


AD		AS (б)
+	Ипси	-
-	Контра	+

<input type="checkbox"/>	норма	<input checked="" type="checkbox"/>	патология	<input checked="" type="checkbox"/>	отсутствует
--------------------------	-------	-------------------------------------	-----------	-------------------------------------	-------------

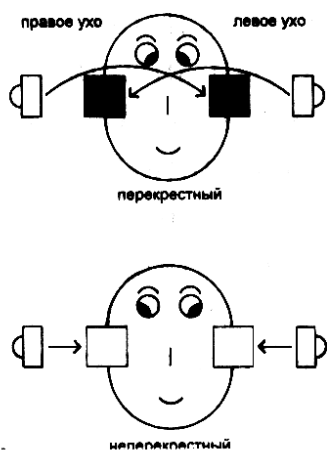


При поражении ядер или ствола *лицевого нерва* выпадают рефлексы на стороне поражения: ипси-АР большого уха и контра-АР здорового уха. Это *вертикальный* тип АР. Наряду с вариантом поражения эфферентной части рефлекторной дуги (лицевого нерва), он может выявляться при легких степенях кондуктивной тугоухости (потери слуха не > 20 дБ).

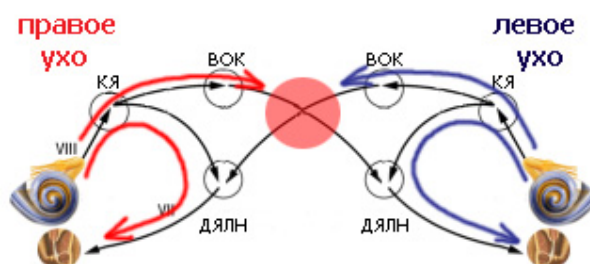


AD		AS (б)
+	Ипси	-
+	Контра	-

<input type="checkbox"/>	норма	<input checked="" type="checkbox"/>	патология	<input checked="" type="checkbox"/>	отсутствует
--------------------------	-------	-------------------------------------	-----------	-------------------------------------	-------------



При патологии *ствола мозга* на уровне трапециевидного тела с вовлечением перекреста проводящих путей, регистрируются лишь ипси-АР обоих ушей. Оба контра-АР отсутствуют, т.к. нервные импульсы не переходят на противоположную сторону. Этот вариант соответствует *горизонтальному* типу АР с вовлечением центральной части рефлекторной дуги.



AD		AS (б)
+	Ипси	+
-	Контра	-

Объемные процессы ствола, захватывающие оба перекрестных и один из неперекрестных путей, характеризуются отсутствием всех рефлексов, за исключением ипси-АР на здоровой стороне. Данный вариант похож на ситуацию с умеренной степенью односторонней кондуктивной тугоухости.

AD		AS (б)
+	Ипси	-
-	Контра	-

Полное отсутствие АР (ипси- и контралатеральных) наблюдается при двустороннем кондуктивном поражении, начиная с умеренной степени; двусторонней перцептивной тугоухости значительной степени; двустороннем поражении слухового нерва; при патологических процессах, одновременно вовлекающих как ипси- так и контралатеральные проводящие пути. Также могут иметь место различные сочетания вышеперечисленных нарушений.

AD		AS (б)
-	Ипси	-
-	Контра	-

Объективная оценка порогов слышимости, комфортной громкости и дискомфорта с помощью АР

Производится на основании порогов АР для стимулов различного спектрального состава. Эта информация может быть использована при контроле точности порогов слышимости (ПС), комфорта и дискомфорта, найденных с помощью тональной пороговой аудиометрии. Что особенно актуально у детей, людей старческого возраста, лиц с нарушением психики, а также при слухопротезировании данных категорий пациентов. Важное значение эта методика имеет при проведении трудовой, военной, судебной экспертиз, т.е. в ситуациях, когда необходимо получить достоверную диагностическую информацию, не зависящую от воли и желания испытуемого.

При односторонней кондуктивной тугоухости для регистрации контралатерального АР со здорового уха интенсивность звукового стимула на пораженном ухе необходимо повысить на величину, примерно равную костно-воздушному интервалу (КВИ) на аудиограмме.

Существует несколько экспериментальных формул для расчета среднего порога слышимости и порогов слышимости для отдельных частот при СНТ. Они основаны на сравнении порогов АР в ответ на чистые тоны и широкополосный шум. По методике W. Niemeyer, G. Sesterhenn (1974) средний порог слышимости у больных с СНТ определяют по формуле¹³:

$$ПС_{\text{сред}} = ПАР_{\text{сред}} - 2,5 \cdot (ПАР_{2000} - ПАР_{\text{ш}}) \text{ (дБ)}, \text{ где}$$

ПС_{сред} – средний порог слышимости (для тонов 500-4000 Гц);

ПАР_{сред} – средний порог рефлекса (для тонов 500-4000 Гц);

ПАР₂₀₀₀ – порог рефлекса на тон 2000 Гц;

ПАР_ш – порог акустического рефлекса на широкополосный шум.

Погрешность подсчета ПС по данной формуле составляет не более 10-15 дБ.

В норме пороги АР на 20±5 дБ ниже порогов дискомфорта и в среднем на 10-20 дБ выше порогов комфортной громкости. При СНТ эти соотношения уменьшаются пропорционально степени потери слуха.

Особенности регистрации АР у новорожденных

1. Желательно использование зондирующего тона частотой 660/678 или 1000 Гц.
2. Проведение ипсилатеральной стимуляции.
3. Использование в качестве стимулов тонов 1000, 2000 Гц или широкополосного шума.

При соблюдении этих условий АР у новорожденных должен регистрироваться.

Необходимо заметить, что результаты акустической импедансометрии нужно интерпретировать на *основании всего комплекса* аудиометрических тестов (тональной пороговой, надпороговой и речевой аудиометрии, регистрации СВП и ОАЭ), данных анамнеза, эндоскопии ЛОР-органов, отоневрологического обследования и ряда дополнительных методик (КТ, МРТ и других). В целом, это достаточно информативный, простой и надежный тест. Причем его диагностические возможности, как выясняется, еще далеко не исчерпаны.

Библиография

1. Альтман Я. А., Таварткиладзе Г. А. Руководство по аудиологии. - М.: ДМК Пресс, 2003. - 360 с.: ил.

¹³ При расчете порога слышимости для конкретной частоты (как правило, в диапазоне от 500 до 4000 Гц) вместо ПАР_{сред} и ПАР₂₀₀₀ берутся значения порога АР для нужной частоты.

2. Базаров В. Г., Лисовский В. А., Мороз Б. С., Токарев О. П. Основы аудиологии и слухопротезирования. - М.: Медицина, 1984. - 256 с.
3. Бобошко М. Ю., Лопотко А. И. Слуховая труба. - СПб.: СпецЛит, 2003. - 360 с.
4. Гельфанд С. А. Слух: введение в физиологическую и психологическую акустику: Пер. с англ. - М.: Медицина, 1984 - 352 с., ил.
5. Кобрак Г. Г. Среднее ухо: Пер. с англ. - М.: Медгиз, 1963. - 456 с.
6. Козлов М. Я., Левин Л. Т. Детская сурдоаудиология. - Л.: Медицина, 1989. - 224 с.
7. Левина Ю.В., Иванец И.В. Диагностическое значение определения резонансной частоты среднего уха // Вестн. оторинолар. - №2. - 2002. - С. 11-13.
8. Руководство по оториноларингологии / Под ред. И.Б. Солдатова. - М.: Медицина, 1997.
9. Сагалович Б. М., Петровская А.Н. Импедансометрия как метод дифференциальной и ранней диагностики тугоухости. Метод. рекомендации. М., 1988.
10. Стратиева О. В. Путеводитель по акустической импедансометрии. - Уфа: Башкир. гос. мед. ун-т., 2001. - 140 с.
11. Таварткиладзе Г. А., Гвелесиани Т. Г. Клиническая аудиология. - М.: Святигор Пресс, 2003. - 75 с.
12. 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.
13. Тарасов Д. И., Наседкин А. Н., Лебедев В. П., Токарев О. П. Тугоухость у детей. - М.: Медицина, 1984. - 239 с.
14. Тарасов Д. И., Федорова О. К., Быкова В. П. Заболевания среднего уха. - М.: Медицина, 1988. - 288 с: ил.
15. Тугоухость / Под ред. Н. А. Преображенского. - М.: Медицина, 1978. - 440 с. ил.
16. Хечинашвили С. Н. Вопросы аудиологии. - Тбилиси: Мецниереба, 1978. - 192 с.

17. American National Standards Institute (1988). Specifications for instruments to measure aural acoustic impedance and admittance (aural acoustic immittance) (ANSI S3.39-1987). New York: ANSI.
18. American Speech-Language-Hearing Association. (1990). The Guidelines for Screening for Hearing Impairments and Middle Ear Disorders. Asha, 32 (Suppl. 2), 17-24.
19. Beagley, H. A. Audiology and Audiological Medicine / Ed. - Oxford University Press, 1981. - V. 1.
20. Beery, Q. C., Andrus, W. S., Bluestone, C. D. & Cantekin, E. I. (1975). Tympanometric pattern classification in relation to middle ear effusions. Ann Otol Rhinol Laryngol 84: 56-64.
21. Bess, F. H., Humes, L. E. Audiology: The Fundamentals / Ed. - 2nd Edition. - Williams & Wilkins, 1995.
22. Brooks, D.N. (1969). The use of electro-acoustic bridge in the assessment of middle ear function. International Audiology , 563-565.
23. Campbell, K. C.: Immittance Audiometry: Essential Audiology for Physicians. Singular Publishing Group Inc; 1998.
24. deJonge, R.R. (1986). Normal tympanometric gradient: A comparison of three methods. Audiology 25, 299-308.
25. Feeney, P. (2005). Wideband energy reflectance. The ASHA Leader, pp. 6-7, 24.
26. Feldman, A. S., Wilber, L. A.: Acoustic Impedance and Admittance. In The Measurement of Middle Ear Function. Baltimore, Md: Lippincott Williams & Wilkins; 1976.
27. Gelfand, S. A. Essentials of Audiology. N-Y, Stuttgart 1997.
28. Gerber, S., ed. The Handbook of Pediatric Audiology. Washington, DC: Gallaudet University Press; 1996.
29. Hall, J. W., Mueller, H. G.: Immittance measurements In: Audiologists' Desk Reference. Vol 1. San Diego, Calif: Singular Publishing Group Inc; 1997:175-234.
30. Himelfarb, M. Z., Popelka, G. R. & Shanon, E. (1979). Tympanometry in normal neonates. J Speech Hear Res 22: 179-191.
31. Hocke, T., Eiber, A., Vorwerk, U., Pethe, J., Muhler, R., von Specht, H. & Begall, K. (2000). Resonant frequency pattern in multifrequency tympanograms: results in normally-hearing subjects. Audiology 39: 119-124.
32. Holte, L., Margolis, R. H., Cavanaugh, R. M. Jr. (1991). Developmental changes in multifrequency tympanograms. Audiology; 30:1-24.

33. Hunter, L. L. & Margolis, R. H. (1992). Multifrequency tympanometry: Current clinical application. *Am J Audiol* 1: 33-43.
34. Jerger, J. (1970). Clinical experience with impedance audiometry. *Arch Otolaryngol* : 311-324.
35. Jerger J. F., Nothorn J. L. *Clinical Impedance Audiometry* / Ed. 2nd ed. Thieme, Stuttgart, 1980.
36. Katz, J. L.: *Handbook of Clinical Audiology*. 3rd ed. Baltimore, Md: Lippincott Williams & Wilkins; 1989.
37. Kei, J., Allison-Levick, J., Dockray, J., et al. (2003). High-frequency (1000 Hz) tympanometry in normal neonates. *JAAA*; 14 (1):20-28.
38. Koebse, K.A., & Margolis, R.H. (1986). Tympanometric gradient measured from normal preschool children. *Audiology* , 149-157.
39. Liden, G., Harford, E., & Hallen, O. (1974). Automatic tympanometry in clinical practice. *Audiology* 13, 126-139.
40. Liden, G., Peterson, J., & Bjorkman, B. (1970). Tympanometry. *Archives of Otolaryngology*, 248-257.
41. Lilly, D. J. (1984). Multiple frequency, multiple component tympanometry: new approaches to an old diagnostic problem. *Ear Hear* 5: 300-8.
42. Lilly, D. (2005). The evolution of aural acoustic-immittance measurements. *The ASHA Leader*, pp. 6, 24.
43. Margolis, R. H., Goycoolea, H. G. (1993). Multifrequency tympanometry in normal adults. *Ear Hear*; 14(6): 408-413.
44. Margolis, R. H. & Heller, J. W. (1987). Screening tympanometry: Criteria for medical referral. *Audiology* 26,197-208.
45. Metz, O. (1946). The acoustic impedance measured on normal and pathological ears. — *Acta Otol.*, Suppl. 63.
46. Metz, O. (1952). Threshold of reflex contractions of muscles of the middle ear and recruitment of loudness. — *Arch. Otol.*, 55, 536—593.
47. Popelka, G. R. (Ed.). (1981). *Hearing assessment with the acoustic reflex*. New York: Grune & Stratton.
48. Purdy, S. C., Williams, M. J. (2000). High frequency tympanometry: A valid and reliable immittance test protocol for young infants. *New Z Audiol Soc Bulletin*; 10:9-24.
49. Shanks, J. E., Lilly, D. J., Margolis, R. H., Wiley, T. L., & Wilson, R. H. (1988). Tympanometry. *Journal of Speech and Hearing Disorders* 53, 354-377.
50. Shanks, J. E., Shelton (1991). Basic principles and clinical applications of tympanometry. *Otolaryngol Clin North Am*, 24, 299-328.
51. Sutton, G., Baldwin, M., Brooks, D., et al.: Tympanometry in neonates and infants under 4 months: A recommended test protocol. 2002; *The Newborn Hearing Screening Programme*, UK, 2002.
52. Van Camp, K. J., Creten, W. L., Van do Heyning, P. H., Decraemer, W. F., & Vanpeperstraete, P. M. (1983). A search for the most suitable immittance components and probe tone frequency in tympanometry. *Scandinavian Audiology* j, 27.34.
53. Van Camp, K. J., Margolis, R. H., Wilson, R. H., Creten, W. L. & Shanks, J. E. *Principles of tympanometry*. Rockville, Md: American Speech-Language Hearing Association Monographs; 1986:24.
54. Van Camp, K. J., Raman, E. R. & Creten, W. L. (1976). Two-component versus admittance tympanometry. *Audiology* 15: 120-7.
55. Vanhuysse, V. J., Creten, W. L. & Van Camp, K. J. (1975). On the W-notching of tympanograms. *Scand Audiol* 4: 45-50.
56. Wiley, T. L., Oviatt, D. L., & Block, M. G. (1987). Acoustic-immittance measures in normal ears. *Journal of Speech and Hearing Research* 30,161-170.
57. Wilson, R. H., Margolis, R. H.: Acoustic-reflex measurements. In Musiek M. E., Rintelmann W. F., (eds.), *Contemporary Perspectives in Hearing Assessment*. Boston, MA: Allyn and Bacon, 1999.
58. Zwislöcki, J. (1962). Analysis of the middle-ear function. Part I: Input impedance. — *J. Acoust. Soc. Amer.*, 34, 1514—1523.

© Все права на использованные иллюстрации принадлежат их правообладателям.

© Составление Р. В. Кочкин, 2006.