

С. С. Яшин

ОТОАКУСТИЧЕСКАЯ ЭМИССИЯ КАК МЕТОД ДИАГНОСТИКИ

Научный руководитель: канд. биол. наук, доц. Е.Л. Овчинников

Кафедра медицинской физики, математики и информатики

Самарский государственный медицинский университет, Самара

Резюме. Вязкоупругие свойства органа слуха легко моделируются с биофизической точки зрения соответствующими модулями и объясняют клинические проявления эффекта. В работе представлено биофизическое моделирование процессов, происходящих при возникновении отоакустической эмиссии. При анализе параметров ответа выявлено их изменение в соответствии с изменением свойств системы среднего и внутреннего уха, таких, как упругость и вязкость.

Ключевые слова: отоакустическая эмиссия на частоте продукта искажения (ПИОАЭ), реактивное упругое сопротивление, реактивное вязкое сопротивление.

Resume. The viscoelastic properties of the auditory organ are easily modeled from the biophysical point of view by the corresponding modules and explain the clinical manifestations of the effect. The paper presents biophysical modeling of the processes occurring when otoacoustic emission occurs. Analysis of parameters revealed the answer to change according to changes in physical properties of the middle and inner ear, such as elasticity and viscosity.

Keywords: otoacoustic emission distortion product (DPOAE), reactive elastic resistance, reactive viscous resistance.

Актуальность. Функциональное состояние среднего и внутреннего уха в современной клинической практике оценивается показателями отоакустической эмиссии [1]. Этот эффект представляет собой возникновение в ушах звуков как реакция на звуковую стимуляцию. Один из её видов – отоакустическая эмиссия на частоте продукта искажения (ПИОАЭ) – представляет собой ответ на стимуляцию битональным звуком, включающий ощущение дополнительного, третьего, тона. Считается, что он является суммарным результатом акустических преобразований в проводящей системе среднего уха и механических процессов во внутреннем. При сравнительном анализе параметров ПИОАЭ выявлено соответствие изменения показателей ПИОАЭ изменениям физических характеристик системы среднего и внутреннего уха, таких, как упругость и вязкость. Обсудим эффект отоакустической эмиссии на частоте продукта искажения на уровне звукопроводения с биофизической точки зрения.

Цель исследования: анализ функции внутреннего и среднего уха с позиции изменения их свойств, как колебательных систем, по регистрации ПИОАЭ.

Методы исследования: математическое моделирование, клинический, инструментальный метод.

1. Орган слуха как вязкоупругая система

Среднее ухо, как колебательная система, в норме обладающая упругостью, отвечает на звуковую стимуляцию в соответствии со своим реактивным сопротивлением. Внутреннее ухо, имеющее такие элементы звукопроводения, как пери-, эндо- и кортилимфа, на звуковые колебания реагирует преимущественно в соответствии с реактивным сопротивлением вязкости. При патологии ответ усложняется за счёт изменений условий звукопроводения и/или звуковосприятия: изменения реактивных сопротивлений или появлением дополнительных. Барабанная

перепонка, являясь нелинейной структурой [2, 3], в ответ на стимул битональным звуком с частотами f_1 и f_2 ($f_1 < f_2$), по Гельмгольцу [4, 5], порождает третью гармонику (комбинационный тон) частотой $f = 2f_1 - f_2$. На её амплитуду оказывают влияние структуры, связанные с барабанной перепонкой: слуховые косточки, мышцы и сухожилия среднего уха, жидкости и мембраны внутреннего. Механические свойства этих структур в первом приближении легко моделируются конструкцией из одного активного и двух реактивных модулей: упругого и вязкого элементов, соединённых последовательно (т.н. модели Максвелла, рис. 1).

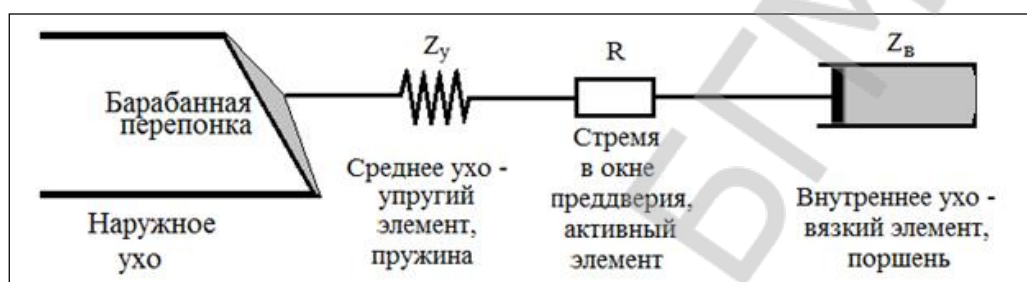


Рисунок 1 – моделирование структур среднего и внутреннего уха активным R и реактивными (упругим Z_y и вязким Z_v) модулями.

2. Активный модуль слуховой системы

Модуль R, по сути, является активным сопротивлением, которое возникает при движении стремени в окне преддверия улитки. При переменной силе $F_a = F_{a,o} \sin(\omega t)$ (с частотой f , циклической, или круговой, частотой $\omega = 2\pi f$ и амплитудным значением $F_{a,o}$), пропорциональной скорости, $F_a = r v$, где r – коэффициент трения, имеем скорость $v = v_o \sin(\omega t)$ с амплитудой $v_o = F_{a,o} / r$. На таком модуле колебания точки приложения силы и её скорости имеют одинаковую частоту и совпадают по фазе (фазовый сдвиг $\varphi = 0$).

Положительные значения мощности за всё время действия силы означают, что механическая энергия полностью и необратимо превращается в другие виды (в тепло) и рассеивается. Такое сопротивление называется активным (резистансом).

3. Среднее ухо как упругий модуль

Слуховые косточки среднего уха совершают механические колебания, и само среднее ухо может моделироваться упругим модулем – пружиной (модель Гука). Для такого элемента, по закону Гука $\sigma = E\varepsilon$, механическое напряжение $\sigma = F_y/S$ прямо пропорционально относительной деформации $\varepsilon = \Delta l / l_o$, где E – модуль упругости материалов среднего уха, S – средняя площадь поперечного сечения, l_o – длина элемента в ненапряженном состоянии, Δl – его абсолютная деформация при действии силы F_y , или, что то же самое, смещение колеблющихся точек от положения равновесия.

При таком подходе легко показать, что упругое реактивное сопротивление Z_y (или, как принято его называть, сопротивление жёсткости) в таком элементе $Z_y = F_{y,o} / v_o = K / \omega$ обратно пропорционально частоте звуковой волны и зависит от геометрии и упругих свойств самого элемента.

4. Внутреннее ухо как вязкий модуль

Наличие жидкостей и подвижных мембран во внутреннем ухе допускает его моделирование вязким элементом (моделью Ньютона), для которого по формуле Ньютона сила вязкого (жидкого) трения $F_v = \eta S_{\parallel} \Delta v / \Delta z$, где η – коэффициент вязкости жидкости (перилимфы), S_{\parallel} – площадь соприкасающихся её слоёв, $\Delta v / \Delta z$ – градиент скорости при поперечной координате модуля z . Вязкое реактивное сопротивление (или, как принято его называть, сопротивление массы) при этом $Z_v = F_{v,0} / v_o = k \eta \omega$ прямо пропорционально частоте и зависит от геометрии и вязких свойств элемента.

5. Реальное ухо как целостный вязкоупругий модуль

Для такой системы, как реальное ухо, в котором все виды сопротивлений существуют одновременно, можно определить общий импеданс и установить фазовое соотношение приложенной силы и скорости движения частиц структур уха.

Биоматематическое решение такого примера ограничим нахождением минимума импеданса и резонансной частоты: этого окажется достаточным, так как, по нашему предположению, резонансная частота – это та частота, на которой эффект отоакустической эмиссии становится наиболее выраженным. Для амплитудных значений сил имеем:

$$\begin{cases} F_{a,0} = r v_o, \\ F_{y,0} = \frac{K}{\omega} v_o, \\ F_{v,0} = k \eta \omega v_o. \end{cases}$$

При изменении частоты звуковой волны можно добиться того, чтобы в системе $F_y = F_v$. В этом случае общий импеданс $Z = r$ становится минимальным, частота при этом, называемая резонансной, равна $\omega_p = \sqrt{\frac{K}{k \cdot \eta}}$,

Таким образом, резонансная частота прямо пропорциональна квадратному корню жёсткости структур среднего уха и обратно пропорциональна квадратному корню вязкости структур внутреннего уха [6, 7].

По величине ответного сигнала барабанной перепонки и, соответственно, по показателям отоакустической эмиссии на частоте продукта искажения можно судить о локализации патологии и характере нарушения звукопроводения и звуковосприятия, а также косвенно судить о качестве слуха [8-10].

6. Клиническое приложение

В качестве клинического примера нами были отобраны 5 пациентов с болезнью Меньера, которым проводилось измерение отоакустической эмиссии на частоте продукта искажения по стандартной схеме: на частотах 1, 2, 4 и 6 кГц. Покажем наиболее репрезентативный клинический случай болезни Меньера у пациентки Р., 64 лет (рис.2).

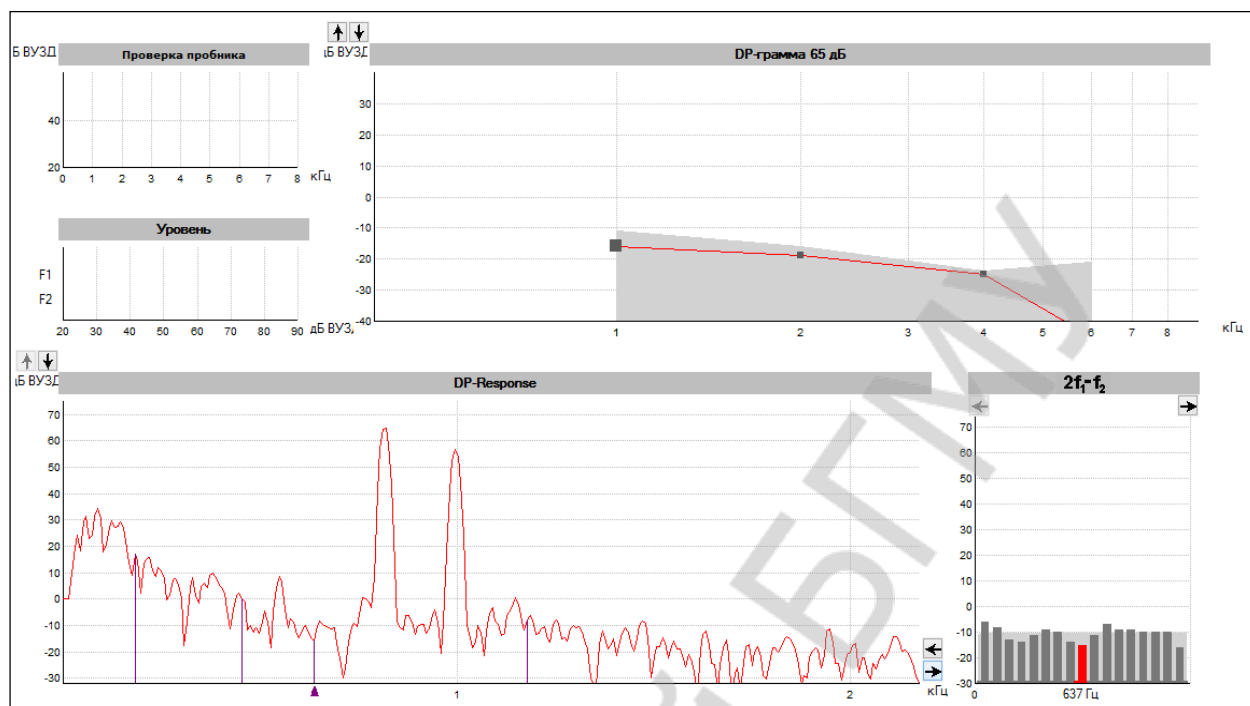


Рисунок 2 – DP-грамма пациентки Р., 64 лет, болезнь Меньера, правое ухо.

Наибольший интерес в контексте данного исследования представляет сдвиг резонансной частоты в сторону уменьшения. Регистрация эмиссии проводилась на частоте Гельмгольца, при этом график позволяет зафиксировать отдельные значения интенсивности на каждой отдельной частоте. Проекция частоты Гельмгольца на реальный график оказывается на «восходящем колене» пика, что свидетельствует о ее сдвиге, то есть об увеличении вязкости перилимфы при болезни Меньера (рис. 3).

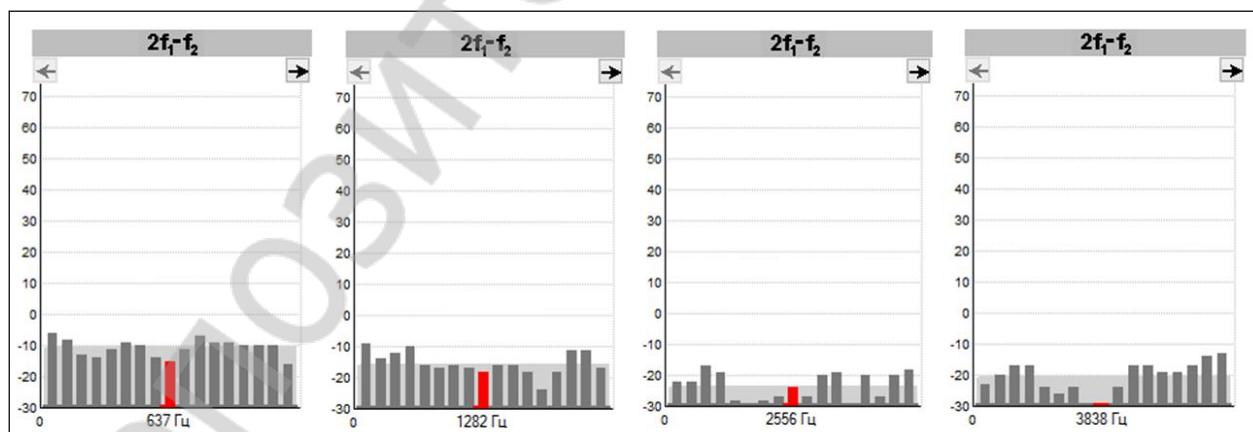


Рисунок 3 – DP-грамма пациентки Р., 64 лет, болезнь Меньера, правое ухо. Интенсивность ОАЭ на резонансных частотах.

Обсуждение. Показан принцип изменений реактивных сопротивлений структур среднего и внутреннего уха. Регистрация ПИОАЭ благодаря своей высокой частотной специфичности и чувствительности к изменению условий звуковосприятия и звукопроводения в системе среднего и внутреннего уха может быть использована в клинической практике для облегчения диагностического поиска. Наглядно показан способ верификации болезни Меньера.

Выводы:

На основании измерения показателей отоакустической эмиссии можно определять не только вязкоупругие свойства уха, но и проводить диагностику изменений звукопроводения и звуковосприятия. Определенные в работе критерии сдвига резонансной частоты позволяют инструментально подтверждать болезнь Меньера.

S. S. Yashin

OTOACOUSTIC EMISSION AS DIAGNOSTIC METHOD

Scientific Head – PhD, ass. prof. E. L. Ovchinnikov

Department of Medical Physics, Mathematics and Informatics

Samara State Medical University, Samara

Литература:

1. Альтман Я.А., Таварткиладзе Г.А.. Руководство по аудиологии. М: ДТК Пресс, 2003, с. 215-223.
2. Волобуев А.Н. Основы медицинской и биологической физики. М.: Изд. Самарский Дом печати, 2008, с. 272.
3. Гельфанд С.А. Слух: введение в психологическую и физиологическую акустику. М.: 4. Медицина, 1984, с. 57-60.
4. Руленкова Л.И., Смирнова О.И. Аудиология и слухопротезирование. М.: Академия, 2003, с. 116-119.
5. Тарасов Д.И, Федорова О.К., Быкова В.П.. Заболевания среднего уха. М.: Медицина, 1988, с. 30-33.
6. Яшин С.С., Ширьязданов Р.У. Отоакустическая эмиссия: биофизическое обоснование феномена. В книге: Студенческая наука и медицина XXI века: традиции, инновации и приоритеты. Студенческая весна СамГМУ - 2016 X Всероссийская (84-я Итоговая) студенческая научная конференция с международным участием : сборник материалов. Самарский государственный медицинский университет; Студенческое научное общество. 2016. С. 407.
7. Ширьязданов Р.У., Яшин С.С. Отоакустическая эмиссия: клиническое приложение. В книге: Студенческая наука и медицина XXI века: традиции, инновации и приоритеты. Студенческая весна СамГМУ - 2016 X Всероссийская (84-я Итоговая) студенческая научная конференция с международным участием : сборник материалов. Самарский государственный медицинский университет; Студенческое научное общество. 2016. С. 397.
8. Минаева Т.И., Овчинников Е.Л., Яшин С.С. Тембр тонов как качество слуха: визуализация состояния и динамики изменения. Наука и инновации в медицине. 2018. № 1 (9). С. 59-65.
9. Овчинников Е.Л., Яшин С.С., Минаева Т.И. Мониторинг-контроль шумовой опасности окружающей среды. Наука и инновации в медицине. 2018. № 1 (9). С. 69-72.
10. Овчинников Е.Л., Еремин С.А., Еремина Н.В., Ведин Н.Г., Хохлова Н.Ю. Способ определения и расчета линейных параметров наружного слухового прохода уха человека. Патент на изобретение RUS 2194434 20.04.2001