

УДК 534.121

В.С. Дидковский, С.А. Найда

Национальный технический университет Украины "КПИ", Киев

НЕЛИНЕЙНЫЕ ЭФФЕКТЫ В ВЫЗВАННОЙ ОТОАКУСТИЧЕСКОЙ ЭМИССИИ

В работе на основе модели среднего уха человека в виде связанных контуров проанализированы экспериментальные данные по регистрации сигналов вызванной отоакустической эмиссии (ВОАЭ). Подтвержден путь сигнала ВОАЭ: барабанная перепонка – слуховые косточки – овальное окно – основная мембрана – тимпанальный канал – круглое окно – барабанная полость – барабанная перепонка.

Ключевые слова: диагностика слуха человека, среднее ухо, улитка, нелинейная система, отоакустическая эмиссия.

Введение

Вызванная отоакустическая эмиссия (ВОАЭ) представляет собой звук, появляющийся в закрытом слуховом проходе в ответ на широкополосный (щелчок) или тональный акустический импульс в течение 3 – 12 мс [1]. Считалось, что она представляет собой эхо, до 2005 г., когда [2, 3] было показано, что ВОАЭ является импульсной функцией среднего уха и улитки, выходящей через круглое окно и барабанную полость. Ее форма соответствует корреляционной функции в задаче распространения сигналов вблизи частот формант звука "а", а также форме базовых функций типа "выпуклостей", которые характеризуются сдвигом (задержкой) во времени, положением и сдвигом положения. При этом эффективная полоса пропускания "белого" шума Δf и эффективное шумовое время корреляции Δt связаны соотношением неопределенности $\Delta f \Delta t \geq 1$, где Δt – интервал времени между первыми нулями огибающей. Показано, что в речевом диапазоне частот 500 – 4000 Гц введенная величина добротности практически остается постоянной $Q = f_p / \Delta f = 4,9 \div 5,3$. Это значение в 3,3 раза больше, чем $Q \approx 1,5$ в опытах Бекеша на изолированной височной кости. При этом фаза тональных колебаний изменяется только вблизи резонанса $f \geq f_p$, что указывает на отсутствие медленных бегущих волн. Задержка возникла из-за времени нарастания колебательной скорости при постоянной вынуждающей силе, т.е. энергии волн сжатия неограниченной мощности. При этом время нарастания пропорционально локальной резонансной частоте, а амплитуда поперечной компоненты звукового давления на мембрану Рейснера поддерживается спиральностью улитки.

Хотя почти во всех работах по изучению ВОАЭ имеются ссылки на [1], полученные в ней результаты нигде не анализировались. В частности, тот, что при отсутствии потерь в среднем ухе (устанавливалось по аудиограммам воздушной и костной прово-

димости) и наличии потерь слуха до 120 дБ в обоих ушах 3 молодых пациентов на частотах 250, 500, 1000, 2000, 4000 и 6000 Гц ВОАЭ при малой интенсивности стимула отсутствовала, но при увеличении – скачком увеличивалась до уровня, как и в ухе без потерь. Заметим, что это совпадает с данными Джергера зависимости вероятности присутствия акустического рефлекса (АР) от потерь слуха кохлеарной природы – нулевой до 60 дБ и круто увеличивающейся до 100% – при большей. Это феномен усиленного нарастания громкости (ФУНГ), который в психоакустике является основным показателем поражения улитки.

Поскольку при скрининге слуха новорожденных задается нелинейный стимул 84 дБ УЗД, то эта патология у них не может быть обнаружена.

1. Результаты исследования ВОАЭ

В [4] моноурально исследовалось 8 субъектов (3 мужчины и 5 женщин). Ни один из них не имел в анамнезе трудностей со слухом, и их аудиометрический порог не превышал 10 дБ УЗД на октавных частотах от 250 до 8000 Гц, кроме одного – 15 дБ. Их возраст от 20 до 27 лет. В ОАЭ эксперименте снималась зависимость уровня ОАЭ от уровня стимула. В частности, измерялась частота доминантного пика в области 1000 Гц для стимула длительностью 0,1 мс и уровнем 70 дБ УЗД. В табл. 1 приведена частота пиков в вызванной щелчком ОАЭ. Измерения проводились для уровней ступенями 5 дБ от приблизительно 10 дБ ниже минимального уровня (типично 15 – 30 дБ УЗД) для получения эмиссии, превышающей окружающий шум до максимально возможного уровня. Из табл. 1 видно, что разброс частот 1233–950=283 Гц близок к величине частотной группы. Тональная вспышка имела прямоугольную форму длительностью $6/f$. На рис. 1 видно, что на кривых S1, S2, S5, S6, S7, S8 имеется точка колена, до которой зависимость уровня ВОАЭ линейная, а после которой – насыщение. Этот факт в [4] не обсуждается.

Таблица 1
Частота доминантных пиков ВОАЭ
для всех субъектов [4]

Субъект	Частота, Гц	Субъект	Частота, Гц
S1	988	S5	1160
S2	990	S6	1123
S3	1025	S7	1233
S4	960	S8	950

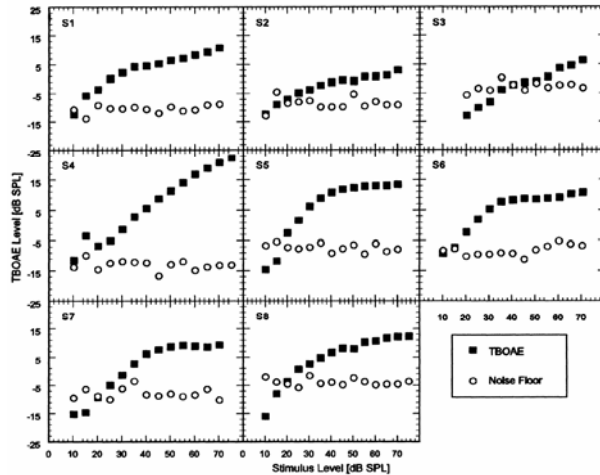


Рис. 1. Уровень ВОАЭ как функция уровня стимула для каждого субъекта [4]

Третий эффект, который экспериментально наблюдался, это сдвиг резонансной частоты от интенсивности стимула [5]. Отоакустическая эмиссия измерялась у 12 взрослых (20 – 25 лет) мужчин. Все субъекты были без каких-либо отоскопических изменений в ушах. Измерялись тимпаногаммы типа А. Порог тональной аудиометрии слуха составлял 10 – 15 дБ. Отклики на 260 повторений стимула усреднялись с “нелинейной” модой стимуляции с поддержанием интенсивности стимула на уровне 65 – 68 дБ. Использовались как отдельные тональные всплески на 5 полуоктавных частотах 1000, 1414, 2000, 2828 и 4000 Гц, так и сконструированные так, чтобы перекрыть такую же полосу частот, как и полоса щелчка от 840 до 4757 Гц. В последнем случае декомпозиция компонент производилась с помощью алгоритма подбора.

В табл. 2 для примера приведены значения частот стимула и резонансных частот из работы [5].

Авторы [5] обращают внимание на то, что распределение энергии для тональных импульсов и щелчков (для использовавшегося уровня стимулов) обнаруживают, что ответы в большей степени одинаковые, что указывает на одинаковый механизм генерации в обоих режимах стимуляции и минимальную степень влияния улитковой нелинейности.

Из примера видно, что это не так. Однако время-частотная функция, предсказываемая линейной теорией (принцип суперпозиции), не дает хорошего соответствия эксперименту, т.к. длительность ОАЭ включает не улитковый вклад среднего уха.

Таблица 2
Значения частот стимула и резонансных частот [5]
(l – для левого уха, r – для правого уха)

Субъект	Резонансная частота, Гц	Частота стимула, Гц	Субъект	Резонансная частота, Гц	Частота стимула, Гц
tfl	1180	1000	skl	1521	1414
	1220	1414		1570	2000
	1782	1414		1114	1000
	1863	2000		1114	1414
	1831	2828		1074	2000
tfr	2780	2828	wal	1245	1000
	2791	4000		1277	1414
	1180	1000		1261	2000
	1270	1414		1896	2000
	1318	2000		1912	2828
mpgl	1790	1414	war	2661	2828
	1814	2000		2718	4000
	1855	2828		1261	1414
	2458	2828		1277	2000
	2523	4000		1660	1414
mpgr	1383	1414	skl	1676	2000
	1383	2000		1692	2828
mpgr	1310	1000	war	2042	2000
	1334	1414		2075	2828
skl	1041	1000	war	1505	1414
	1041	1414		1505	2000

Из табл. 2 видно, что сдвиг частоты, кроме 1000 Гц, может быть большим.

Согласно [6], ВОАЭ является звуком, который возникает в слуховом канале, когда барабанная перепонка получает вибрации, передаваемые в обратном направлении через среднее ухо от улитки. Отсчет ВОАЭ производится с помощью зонда, который глубоко вставлен в ушной канал. На рис. 2 из [6] показан “пример сильной, но в других отношениях типичной ВОАЭ, получаемой здоровым ухом новорожденного в ответ на стимул в форме щелчка, уровень эквивалентного пика которого 84 дБ УЗД (уровня звукового давления) вызывает ВОАЭ, если порог слуха не выше 20 дБ”. Показанная волновая форма ответа в [6] совершенно не анализировалась. Говорится только: “В общем ВОАЭ ответы несут большое количество информации о состоянии, активности и окружении наружных волосковых клеток (НВК), которую мы не можем интерпретировать. Тем не менее ВОАЭ обеспечивает единственное неинвазивное окно на улитку и самим своим присутствием подтверждает пресинаптическую функцию улитки. И если мы сможем изучить, как извлечь определенные данные о статусе НВК из данных ВОАЭ, тогда ее клиническая важность будет значительно усилена”. Указанная цель была достигнута в [7].

В [7] было впервые обращено внимание, что ВОАЭ в ответ на широкополосный импульс на частотах максимума имеет форму импульсной функции (ИФ) идеального фильтра с прямоугольной амплитудно-частотной характеристикой:

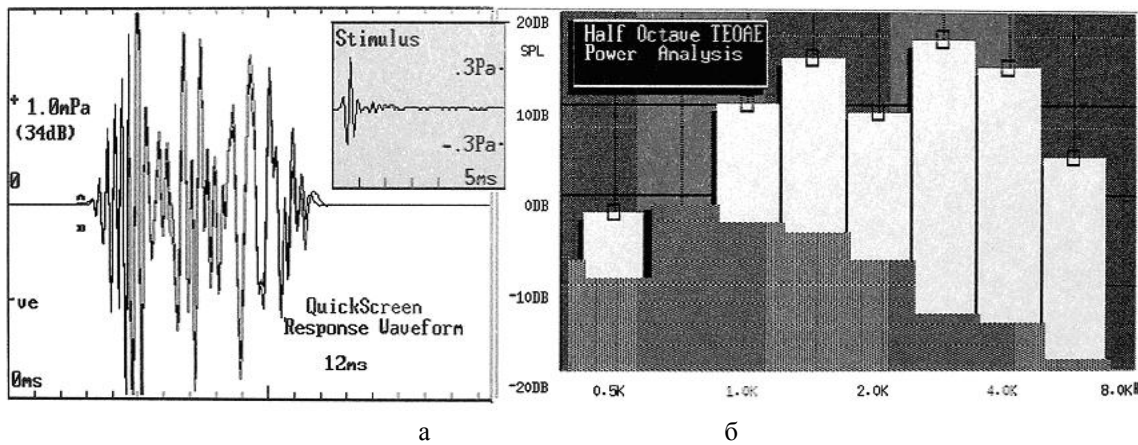


Рис. 2. ВОАЭ здорового уха новорожденного в ответ на стимул в форме щелчка, уровень эквивалентного пика которого 84 дБ УЗД

$$ИФ(t) = \Delta f_i \cdot \frac{\sin[\pi \cdot \Delta f_i \cdot (t - t_{zi})]}{[\pi \cdot \Delta f_i \cdot (t - t_{zi})]} \cdot \cos(\omega_{pi} \cdot (t - t_{zi})), (1)$$

где Δf_i – полоса пропускания фильтра с резонансной частотой f_{pi} посередине; Δt_i – интервал времени между первыми нулями огибающей; t_{zi} – время задержки i -го максимума. Во взятом из литературы примере ВОАЭ при $t_{z1} = 4$ мс средняя частота (определялась непосредственно по периоду колебаний) $f_{p1} = 2,5$ кГц, а при $t_{z2} = 10$ мс, $f_{p2} = 1$ кГц, т.е. $t_{zi} \cdot f_{pi} \approx 10$. Это частоты первого и второго резонансов среднего уха. Из этого следует первый важный вывод: ВОАЭ характеризует все отделы уха, а для их дифференциации нужна формула для параметра нормы среднего уха, полученная с помощью метода электромеханических аналогий [8].

Из формы ответа на тональный щелчок с уровнем звукового давления 50 дБ с частотой заполнения 1; 1,5; 2; 4 и 6 кГц (работа Ю.К. Соколова и др. – ссылка в [7]) у девушки 17 лет показано, что:

1) в интервале частот 1 ÷ 4 кГц $t_{zi} \cdot f_{pi} \approx 12 \div 20$;

2) амплитуда ВОАЭ и акустического стимула в линейном режиме:

$$P_{OAE} \approx P_{ст} / 32 ; (2)$$

3) тремя различными методами было доказано, что поперечная составляющая звукового давления на мембрану Рейснера p_{\perp} приблизительно равна p_{\parallel} / K_{yc} от продольной составляющей волны сжатия p_{\parallel} . Здесь K_{yc} – коэффициент усиления давления на частоте резонанса. Ранее считалось, что $K_{yc} \approx 20 \div 30$. Укажем, что p_{\perp} в вестибулярном канале улитки возникает из-за ее кривизны с радиусом $r(x)$:

$$\frac{\partial p_{\perp}}{\partial r} = -\rho \frac{u^2}{r(x)}, (3)$$

где $\rho \frac{\partial u}{\partial t} = -\frac{\partial p}{\partial x}$; x – координата вдоль оси улитки;

u – скорость движения частиц в волне сжатия; p – ее звуковое давление; ρ – плотность жидкости в каналах улитки.

Рассчитанное на основе формулы значение $K_{yc} = 115$ (41 дБ) [9] показывает, ВОАЭ в среднем ухо выходит через круглое окно, т.к. ослабление в этом случае

$$S_{б.п} / S_{кр.о} \approx 32 \ll 115 = K_{yc}. (4)$$

Отношение $S_{б.п} / S_{кр.о}$ не зависит от частоты, откуда следует, что частотно-временной спектр ВОАЭ совпадает со спектром электрических сигналов, поступающих через слуховые нервы в слуховые отделы центральной нервной системы (ЦНС).

Таким образом, разбиение спектра звука на частотные интегрирующие группы (критические полосы), представляющее собой одно из важнейших свойств слуха, происходит в акустическом слуховом анализаторе, на что впервые обращено внимание в [7].

Заметим, что восприятие высоты тона – субъективной количественной меры его ощущения, физическим коррелятом которого есть частота, происходит в ЦНС. При этом увеличение частоты на одну частотную группу $\Delta f_{гр}$ приводит к возрастанию высоты на одну и ту же величину, равную 100 мел или одному барку. До частоты 500 Гц обе характеристики (мел и герц) совпадают, а, например, при частоте 8 кГц высота тона равна всего 2000 мел. Это позволяет объяснить соотношение $t_{zi} \cdot f_{pi} \approx 12 \div 20$ при изменении частоты от 1 до 4 кГц. Действительно,

$$t_3 \cdot f_{мел} \approx 12 = const. (5)$$

Слуховой анализатор превращает сплошной спектр в дискретный, состоящий из конечного числа составляющих по числу частотных групп, выделяемых средним ухом и устраняющих маскирующий эффект непрерывного шума.

Вне уха необходимость в спектральном анализе возникает во многих случаях, где требуется выделить их на уровне шумов или устранить влияние

мешающих сигналов (артефактов). В самом общем случае функцию спектральной плотности можно определить тремя различными эквивалентными способами: а) с помощью корреляционных функций; б) с помощью финитного преобразования Фурье; в) с помощью фильтрации, возведения в квадрат и усреднения. Первые два по своему характеру являются математическими. Третий подразумевает применение аналоговых устройств [10]. Согласно [10], соотношение (1) является так же взаимной корреляционной функцией в задаче дисперсионного распространения сигнала от начала линии задержки.

В случае улитки щелчок действует звуковым давлением $p_{\perp}(x)$ на все волокна базилярной мембраны одновременно. Эффект же задержки возникает из-за зависимости времени нарастания колебательной скорости от частоты и степени близости ее к резонансной частоте отдельного волокна. Поэтому линия задержки улитки является многоотводной как со стороны входа, так и со стороны выхода на слуховые нервы.

Отметим, что линии задержки используются совместно с внешними смесителями, к выходу каждого из которых подключены интеграторы.

Один из входных сигналов $f(t)$ напрямую поступает на смеситель, а второй $g(t)$ попадает, проходя по линии задержки и поступая на ее отводы. Следовательно, выходной сигнал n -го отвода имеет вид

$$y(\tau_n) = \int f(t)g(t - \tau_n)dt, \quad (6)$$

где $\tau_n = z_n / N$ – время задержки сигнала от входа устройства до n -го отвода. Для получения дискретного набора значений корреляционной функции в ограниченном отрезке времени, соответствующем времени задержки линии, необходим также переключатель. Из сравнения с этой схемой улитки видим, что улитка является уникальным аналоговым корреляционным фильтром, не требующим какой-либо обработки (как на рис. 2, б) или декомпозиции его функции.

Покажем (табл. 3), какую информацию можно получить из рис. 2, а при нелинейном стимуле 85 дБ. Стимул: полтора периода колебаний с частотой 3,5 кГц.

Таблица 3
Анализ сигнала ВОАЭ при нелинейном стимуле 85дБ (длительность – полтора периода колебаний, частота – 3,5кГц)

Номер max, i	t_{zi} , мс	f_i , кГц	Δt_i , мс	$\Delta f = 1/\Delta t$, кГц	$f_i \cdot t_{zi}$	$Q = f_i \cdot \Delta t$
1	5	3,55	1,7	0,59	17,7	11,7
2	7	1,4	2,5	0,4	10	3,5
3	9,5	1,1	4	0,25	10,4	4,4

Обратим внимание, что добротность Q (введена в работе [2]) ВЧ группы у новорожденного $Q = 11,7$ значительно выше, чем НЧ группы $Q \approx 4$,

тогда как у 17 летней девушки (см. выше) при возбуждении тональными вспысками с типовым значением 50 дБ в диапазоне частот $1,22 \div 4$ кГц $Q \approx 7$.

Что касается рис. 2, б, то он должен показывать распределение энергии ВОАЭ по полуоктавным полосам. Посмотрим, так ли это. Обозначим их через нижнюю f_n , среднюю f_{cp} и верхнюю f_b частоты. Для них $f_b / f_n = \sqrt{2}$, $f_{cp} = \sqrt{f_b \cdot f_n} = f_n \sqrt{2}$, $\Delta f / f_{cp} = 0,35$. В верхнем ряду представлены полосы вокруг средних частот от 1 до 5,7 кГц, а в нижнем – определенные из рис. 2:

$$0,84-1-1,18; 1,18-1,41-1,71; 1,7-2-2,36; 2,34-2,73-3,26; 3,3-4-4,73; 4,75-5,68-8; 0,97-1,1-1,34; 1,2-1,4-1,6; 3,4-3,6-3,9.$$

Видно, что две НЧ полосы почти совпадают с приведенными в таблице, ВЧ – шире, а других вообще нет.

2. Особенности нелинейных систем

Особенности изучения нелинейных колебательных систем рассматриваются в [6]. Нелинейные системы невозможно рассматривать в рамках одного общего формального подхода, используя, например, принцип суперпозиции или преобразования Фурье. Если сила, которая действует на систему, разложена в ряд Фурье, то ее влияние на нелинейную систему не будет равно сумме каждого отдельного гармонического слагаемого этого ряда.

Нелинейный характер влияния на систему является очень разнообразным в природе. Примером может быть даже простой осциллятор – масса на конце витой пружины. При сильном растяжении пружина превращается в кусок провода, а при сильном сжатии – в крепкую трубу. В первом и втором случае ее жесткость резко увеличивается по сравнению с начальным состоянием пружины. Очевидно, что при возрастании силы зависимость смещения и колебательной скорости от силы резко переходит к насыщению. Такой осциллятор называют осциллятором с жесткой нелинейностью. Он может служить моделью поперечных волокон органа Корти основной мембраны и зависимостей на рис. 1. Период колебаний увеличивается, а резонансная частота уменьшается, как видно из табл. 2. Для периода колебаний получим выражение:

$$T = T_0 \left(1 + k^2/4\right), \quad (9)$$

где T_0 – период колебаний системы; а $T_0 \cdot (k^2/4)$ – главная добавка к периоду колебаний T_0 .

Из соотношения:

$$\frac{f_{рез}}{f_{ст}} = \frac{1}{1 + k^2/4} \cdot 0,65,$$

следует, что $k = 1,46$.

Явление рекрутмента возникает в нелинейной системе под влиянием вынужденных колебаний в реальных системах, в которых всегда можно выбрать такой промежуток времени после начала возбуждения, по окончании которого в системе будет существовать практически только вынужденное движение. В [6] рассматривается система, где нелинейность связана с нелинейностью восстанавливающей силы F_b , а сила демпфирования – линейна для системы с одной степенью свободы. При гармонической возбуждающей силе имеем такое уравнение движения:

$$m\ddot{x} + R\dot{x} + F_b = F_0 \cos(\omega t), \quad (10)$$

где ω – частота внешней силы.

Введя обозначения:

$$\frac{x}{x_{ст}} = \xi, \quad \omega_0 t = \tau, \quad \frac{\omega}{\omega_{ст}} = \gamma, \quad Q = \frac{K}{R\omega_0}, \quad \omega_0 = \frac{K}{m},$$

$x_{ст} = F_0 / K$ – смещение в системе при статической нагрузке; d – смещение, при котором нелинейная часть восстанавливающей силы равняется линейной;

$\varepsilon = (x_{ст}/d)^2$, получим:

$$\frac{d^2 \xi}{d\tau^2} + \frac{1}{Q} \frac{d\xi}{d\tau} + \xi(1 + \varepsilon \xi^2) = \cos(\gamma \tau). \quad (11)$$

Важная разница между линейной и нелинейной системами состоит в том, что в последней для ряда частот зависимость амплитуды ξ_1 основной частоты от γ^2 становится неоднозначной.

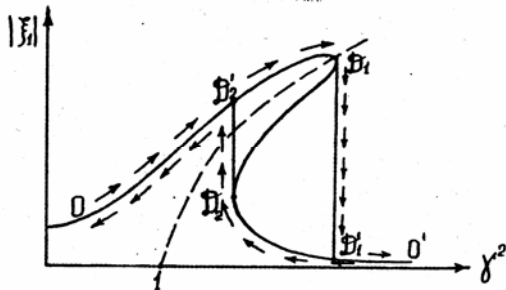


Рис.3. Зависимость амплитуды основной частоты от параметра γ

На рис. 3 для одного γ имеем три значения ξ_1 . Двигаясь со стороны низких частот, приходим к точке D_1 , а потом система скачками переходит в точку D_1' и дальше однозначно по кривой. Двигаясь со стороны высоких частот, приходим в точку D_2 , а потом система скачком переходит в точку D_2' и дальше однозначно по кривой. На участке $D_1 D_2$ невозможно удержать систему. На этом участке наблюдается неустойчивое колебательное движение. При уменьшении нелинейности в системе область нелинейного движения будет уменьшаться до тех пор, пока при некоторой величине ε точки D_1 и D_1' не сбегутся (рис. 2).

Выводы

Акустический слуховой анализатор человека представляет собой корреляционный фильтр со многими входами – поперечными волокнами и выходами наружных волосковых клеток на нервные волокна. Из-за кривизны улитки в вестибулярном канале возникает поперечная составляющая волн сжатия, которая через волокна базилярной мембраны передается в наружные волосковые клетки, вызывая электрический потенциал в нервных волокнах, а также задержанное во времени звуковое давление – ОАЭ. Амплитуда p_{\perp} линейно зависит от интенсивности стимула, а $p_{OAE} \cong p_{\perp}$ на линейной стадии колебаний волокон и достигает насыщения на нелинейной.

Подтвержден путь сигнала ВОАЭ: барабанная перепонка – слуховые косточки – овальное окно – основная мембрана – тимпанальный канал – круглое окно – барабанная полость – барабанная перепонка.

Список литературы

1. Kemp D.T. Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system / D.T. Kemp // *Journal of the Acoustical Society of America*. – 1978. – Vol.64, №5. – P. 1386-1391.
2. Найда С.А. Формула среднего уха у плануванні хірургічного втручання / С.А. Найда // *Наукові вісті НТУУ "КПІ"*. – 2004. – № 3. – С. 90-97.
3. Найда С.А. Спектральний аналіз звуків акустическим слуховим аналізатором / С.А. Найда // *Збірник праць акустичного симпозиума "КОНСОНАНС-2005"*. – К., 2005. – С. 237-242.
4. Epstein M. Inferring basilar – membrane motion from tone – burst otoacoustic emissions and psychoacoustic measurements / M. Epstein, M. Florentine // *JASA*. – 2005. – V.117, №1. – P. 263-274.
5. Identification of otoacoustic emissions components by means of adaptive approximations / W. Jedrzejczak, K.J. Blinowska, W. Konopka, and [etc] // *JASA*. – 2004. – V.115, №5. – P. 2148-2158.
6. Kemp D.T. Otoacoustic emissions, their origin in cochlear function, and use / D.T. Kemp // *British Medical Bulletin*. – 2002. – V. 63. – P. 223-241.
7. Найда С.А. Отоакустическая эмиссия – импульсная функция уха, ключ к оптимальному кодированию звука в улитковом имплантате / С.А. Найда // *Доклады Академии наук Украины*. – 2005. – №5. – С. 172-178.
8. Найда С.А. Формула среднего уха людини в нормі. Відбивання звуку від барабанної перетинки / С.А. Найда // *Акустичний вісник*. – 2002. – № 3. – С. 46-51.
9. Найда С.А. Частотные характеристики коэффициента усиления звукового давления слуховыми косточками и акустического рефлекса / С.А. Найда // *Электроника и связь*. – 2003. – № 19. – С. 11-16.
10. Бендет Дж. Прикладной анализ случайных данных / Дж. Бендет, А. Пирсол. – М.: Мир, 1989. – 450 с.
11. Дідковський В.С. Теоретичні основи акустики / В.С. Дідковський, В.Т. Грінченко, В.Т. Маціпура. – К.: ІЗМН, 1998. – 376 с.

Поступила в редколлегию 30.07.2013

Рецензент: д-р техн. наук, проф. А.Н. Продеус, Национальный технический университет Украины "КПИ", Киев.

НЕЛІНІЙНІ ЕФЕКТИ У ВИКЛИКАНІЙ ОТОАКУСТИЧНІЙ ЕМІСІЇ

В.С. Дідковський, С.А. Найда

В роботі на основі моделі середнього вуха людини у вигляді зв'язаних контурів проаналізовані експериментальні дані по реєстрації сигналів викликаной отоакустичної емісії (ВОАЕ). Підтверджено шлях сигналу ВОАЕ: барабанна перетинка – слухові кісточки – овальне вікно – основна мембрана – тимпанальний канал – кругле вікно – барабанна порожнина – барабанна перетинка.

Ключові слова: *діагностика слуху людини, середнє вухо, завитка, нелінійна система, отоакустична емісія.*

NONLINEAR EFFECTS IN THE EVOKED OTOACOUSTIC EMISSIONS

V.S. Didkovsky, S.A. Naida

On the basis of human middle ear model in the form of coupled contours the experimental data on registration of signals of the evoked otoacoustic emissions (EOAE) are analyzed. The way of EOAE signals is confirmed: eardrum – acoustical stones – oval window – basilar membrane – timpanal channel – round window – drum cavity – eardrum.

Keywords: *diagnostics of personal hearing, middle ear, cochlear, nonlinear system, otoacoustic emissions.*