

СПЕКТРАЛЬНИЙ АНАЛІЗ ЗВУКОВ АКУСТИЧЕСКИМ СЛУХОВЫМ АНАЛИЗАТОРОМ

С.А. НАЙДА

НТУУ "Киевский политехнический институт",

E-mail: naida@fm.com.ua

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. В последних реализациях системы MATLAB находят применение техника вейвлет-преобразований при представлении импульсных сигналов, определенных в ограниченном интервале времени и содержащих разрывы.

Автором показано [2], что вызванная отоакустическая эмиссия (ВОАЭ) в ответ на короткий (широкополосный) звуковой импульс является импульсной функцией слухового канала, среднего уха и улитки внутреннего уха. Ее форма соответствует корреляционной функции в задаче распространения дисперсионных сигналов вблизи частот формант звука "а", а также форме базовых функций вейвлет-представлений типа "выпуклости", которые характеризуются сдвигом (задержкой) во времени, положением и сдвигом положения. При этом эффективная полоса пропускания "белого" шума и эффективное шумовое время корреляции связаны соотношением неопределенности $\Delta F \cdot T \cong 1 \geq 0,5$, а отношение ее к средней частоте выпуклости $\Delta F / F_{\text{ср}} \cong 0,2$ совпадает со значением, полученным для частотных (критических)

интегрирующих групп, измеренных по громкости звука. Это указывает на то, что разбиение на частотные группы, которое является основным свойством слуха, происходит не в центральной нервной системе, как считалось ранее, а в акустическом слуховом анализаторе. Он 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

$$\frac{\partial p_{\perp}}{\partial r} = -\rho \frac{u^2}{r(x)}, \text{ где } \rho \frac{\partial u}{\partial t} = -\frac{\partial p}{\partial x},$$

которая через волокна базилярной мембраны передается в наружные волосковые клетки, вызывая электрический потенциал в нервных волокнах, а также задержанное во времени звуковое давление – отоакустическую эмиссию (ОАЭ) (x - координата вдоль оси улитки). Амплитуда p_{\perp} линейно зависит от интенсивности стимула, а $p_{\text{ОАЭ}} \cong p_{\perp}$ на линейной стадии колебаний волокон и достигает насыщения на нелинейной.

Вестибулярный канал действует аналогично одноэлектродному импланту, на который подается электрический сигнал, пропорциональный $p_{\text{ОАЭ}}(f, t)$.

Акустическая система слухового анализатора является уникальным корреляционным фильтром – своего рода патентом природы.

Обращается в докладе внимание на: 1) некорректность выбора в одной работе в качестве стимула ВОАЭ вместо короткой тональной вспышки суммы полуоктавных полос пяти частот, перекрывающих интервал от 4757 Гц до 840 Гц и имеющих общую длительность $\cong 16$ мс; 2) то, что вейвлет-преобразование фактически является финитным преобразованием Фурье.

Открытие в 2002 г. автором формулы среднего уха в норме и принципа отражения звука от барабанной перепонки ([1] и приводимая там литература) позволила в дальнейшем впервые: 1) установить соотношение между параметрами стандартной (226Гц) тимпанограммы уха, площадью барабанной перепонки и углом при вершине образуемого ею конуса; 2) обнаружить врожденный дефект среднего уха, вызванный мутированным геном WFS1, белок которого в малых количествах образуется в улитке внутреннего уха; 3) установить вариант формулы среднего уха, связывающий между собой объемы наружного слухового прохода, барабанной полости, гибкость барабанной перепонки и указываемый в некоторых тимпанометрах, но не используемый "градиент" (в миллилитрах); 4) установить наличие на барабанной перепонке рецептора звукового

давления; 5) выявить механизм защитной роли акустического рефлекса (АР) через автономную обратную связь между барабанной перепонкой и слуховой трубой; 6) показать, что функциональные колебания слуховой чувствительности, измеряемой у индивидуума через определенные интервалы времени (стандартные отклонения σ в дБ) имеют максимум на частоте 1000 Гц у нормально слышащих и, наоборот, минимум у больных отосклерозом и нейросенсорной тугоухостью I группы (снижение порога в среднем 25 дБ в диапазоне 125-2000 Гц и 60 дБ на частоте 4000 Гц).

Дальнейшим шагом стал поиск параметров нормы внутреннего уха [2], используя эффект вызванной отоакустической эмиссии (ВОАЭ), впервые зарегистрированной в 1978 г. Д.Т.Кемпом и исследуемый им до последнего времени ([3] и приводимая там литература).

Согласно [3], ВОАЭ является звуком, который возникает в слуховом канале, когда (парадоксально) 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.1 из [3] 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 [3] 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 улитке 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 [2], чем и работа Д.Кемпа 1978 г. была переведена в разряд открытий эффекта ВОАЭ.

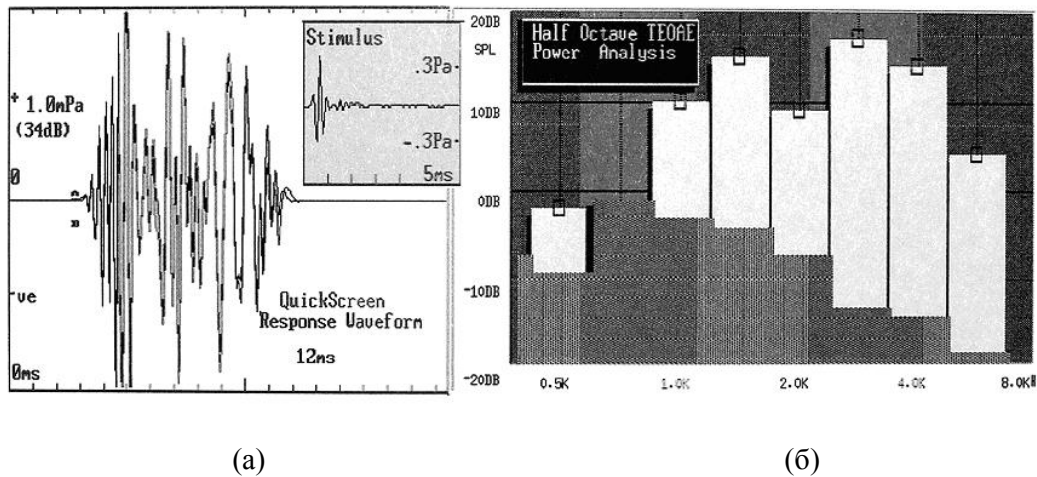


Рис.1

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

костной проводимости) и наличии потерь слуха до 120 дБ в обоих ушах трех 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 отсутствия АР от потерь слуха **кохлеарной** природы: нулевой – до 60 дБ и круто увеличивается до 100% - при большей. Это феномен усиленного нарастания громкости (рекруитмент), который в психоакустике является **основным** показателем поражения улитки. Почему то в [3] этот диагноз не упоминается.

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

В [2] было обращено внимание, что ВОАЭ в ответ на широкополосный импульс на частотах максимума имеет форму импульсной функции (ИФ) идеального фильтра с прямоугольной амплитудно-частотной характеристикой

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

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 - того 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 среднего уха.

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 [2]) у девушки 17 лет показано, что: 1) в интервале частот $1 \div 4$ кГц $t_{zi} \cdot f_{pi} \approx 12 \div 20$; 2) амплитуда ВОАЭ и акустического стимула в **линейном** режиме

$$p_{ОАЭ} \approx p_{ст} / 32; \quad (2)$$

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 $r(x)$

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

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) [1] показывает, ВОАЭ в среднее ухо выходит через круглое окно, т.к. ослабление в этом случае

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

Важно отметить, что $S_{б.п}/S_{кр.о}$ 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 [2].

Здесь же укажем, 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 Δf_{ep} 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,

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

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.

Как же происходит спектральный анализ сигналов в акустической части слухового анализатора? Вне уха необходимость в таком 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 [5]. Согласно [5], 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 с применением аналоговых устройств 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.1,б) или декомпозиции [6] его функции – своего рода **патент природы**.

Покажем (таблица 1), какую информацию можно получить из рис.1,а даже при нелинейном стимуле 85 дБ. Стимул: полтора периода колебаний с частотой 3,5 кГц.

Обратим внимание, что добротность Q (введена автором в [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 вспышками с типовым значением 50 дБ в диапазоне частот $1,22 \div 4$ кГц $Q \approx 7$. Отмеченный факт интересно было бы проверить у лиц, у которых формула среднего уха указывает на врожденный дефект среднего уха.

Таблица 1

Номер максимума, i	t_{zi} , мс	f_i , кГц	Δt_i , мс	$\Delta f = 1 / \Delta t$, кГц	$f_i \cdot t_{zi}$	$Q = f_i \cdot \Delta t_i$
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

Что касается рис.1,б, то он вдобавок к ненужности, еще ошибочен. Он якобы показывает распределение энергии ВОАЭ по полуактавным полосам. Обозначим их через нижнюю f_n , среднюю f_{cp} и верхнюю частоты. Для них $f_e / f_n = \sqrt{2}$, $f_{cp} = \sqrt{f_e \cdot f_n} = f_n \sqrt{2}$, $\Delta f / f_{cp} = (\sqrt{2} - 1) / \sqrt{2} = 0,35$. В верхнем ряду представлены полосы вокруг средних частот от 1 до 5,7 кГц, а в нижнем – определенные из рис.1:

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.

Интересно отметить, что временная зависимость ВОАЭ совпадает с формой базовых функций вейвлет-представления типа “выпуклостей”, которые характеризуются сдвигом во времени, положением и сдвигом положения [7]. Они используются при представлении импульсных сигналов, определенных в ограниченном интервале времени и содержащих разрывы, в задачах интерполяции, реконструкции сигналов, трехканального мультиплексирования, очистки сигнала от шума. Подчеркнем, что этот

метод основан на финитном преобразовании Фурье (ПФ) оконной функции $x(t)$, которое можно рассматривать как ПФ заданной на бесконечном интервале функции $v(t)$, умноженной на прямоугольное окно $u(t) = 1$ при $0 \leq t \leq T$ и $u(t) = 0$ в остальных случаях

$$v(f) = T \cdot \left(\frac{\sin(\pi \cdot f \cdot t)}{\pi \cdot f \cdot t} \right) \cdot e^{-j \cdot \pi \cdot f \cdot t} \quad (7)$$

Преобразование Фурье функции $x(t)$ есть свертка ПФ функций $u(t)$ и $v(t)$

$$x(f) = \int_{-\infty}^{\infty} u(\alpha) v(f - \alpha) d\alpha \quad (8)$$

Этот метод широко используется при визуализации изображений в медицине, когда для компенсации всевозможных искажений и несовершенств приемного устройства выбирается вид оконной функции [8]. При этом для частотно-временной формы сигнала должно выполняться соотношение неопределенности

$$\Delta f \cdot \Delta t \geq 1, \quad (9)$$

где Δf - эффективная шумовая ширина спектра, а $\Delta t / 2$ - эффективное время корреляции. Для **слухового анализатора** $\Delta f \cdot \Delta t = 1$, т.е. базовые функции обладают свойством **одновременного оптимального** разрешения по частоте и времени. Полученное в [6] значение $\Delta f \cdot \Delta t \approx 14$ относится не к ВОАЭ, а к стимулу длительностью ≈ 12 мс.

ЛИТЕРАТУРА

1. Найда С.А. Открытие формулы среднего уха человека в норме – фактора нормы– прорыв в исследовании и диагностике слуха// Збірник праць акустичного симпозиума “КОНСОНАНС-2003”. – Київ, 2003. – С.145-150.
2. Найда С.А. Отоакустическая эмиссия – импульсная функция уха, ключ к оптимальному кодированию звука в улитковом имплантате// Доклады Академии наук Украины. -2005. -№5. –С.172-178.
3. Kemp D.T. Otoacoustic emissions, their origin in cochlear function, and use// British Medical Bulletin.-2002. - V.63. -P.223-241.
4. Фланаган Дж.Л. Анализ, синтез и восприятие речи: Пер. с англ./ Под. ред. А.А. Пирогова. –М.: Связь, 1968.- 394 с.
5. Бендет Дж., Пирсол А. Прикладной анализ случайных данных. Пер. с англ. — М.: Мир, 1989. — 450 с.
6. Jedrzejczak W., Blinowska K.J. Identification of otoacoustic emissions components by means of adaptive approximations// JASA.-2004. - V.115, №5.-P.2148-2158.
7. Дяконов В.П. MATLAB 6/6.1/6.5+Simulink 4/5 в математике и моделировании. Полное руководство пользователя – М.: СОЛОН-Пресс, 2003.– 576 с.
8. Физика визуализации изображений в медицине: В 2-х томах. Т. 2: Пер. с англ. /Под ред. С. Узбба. – М.: Мир, 1991.– 408 с.