

УДК 534.121

С.А. Найда

Национальный технический университет Украины
"Киевский политехнический институт", Киев

ПРИНЦИПЫ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ ДИНАМИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ СРЕДНЕГО УХА ЧЕЛОВЕКА

В работе показано, что индивидуальные частотные зависимости порога слышимости представляют усредненные во времени значения порога, которые характеризуют патологические нарушения слуха. Предложенная дифференциация нарушений с помощью тимпанометрии и формулы для параметра нормы среднего уха не требует участия пациента.

Ключевые слова: диагностика слуха человека, среднее ухо человека, динамическая система, тимпанограмма.

Введение

В 2005 г. почти одновременно появились работы [1] и [2]. В [1] изложены основные (вводные) понятия о явлении динамического хаоса в нелинейных системах. Отмечается, что открытие хаотических режимов в нелинейных системах, моделируемых детерминированными соотношениями, явилось одним из важнейших достижений науки второй половины XX столетия. Оказалось, что хаотическим колебаниям (явлениям), которые возникают согласно регулярным законам, присущ не "бесформенный" хаос, а хаос со скрытым порядком. Этот порядок связан с понятием фрактальной структуры. Особо отмечается тот факт, что явление детерминированного хаоса было обнаружено в системах с малым числом степеней свободы. В книге рассматриваются многочисленные примеры из области нелинейной механики, связанные с понятием устойчивости систем.

Целью данной работы является показать, на примере слуховой системы человека, соответствие строгого расчета динамической системы условиям эксперимента.

1. Акустомеханическая система среднего уха человека

Обратимся к рассмотрению слуховой системы человека. Одновременно с математической моделью среднего уха человека [3] на основе связанных контуров появилась и модель с использованием метода конечных элементов [4], которая использует усредненные механические параметры слуховых косточек и тканей среднего уха и вообще не годится для рассмотрения индивидуальных характеристик.

В 60-е годы прошлого столетия известный советский физик-теоретик М.А. Леонтович сказал, что для физика важна не столько сама математическая модель, сколько конкретные физические условия.

Анализируя современную научную литературу по слуху, можно обнаружить, что в ней утвердился стиль, признаком которого является отсутствие вообще какого-либо алгоритма решения задачи.

Поэтому при создании модели среднего уха [3] использовался метод решения задачи, на который указывается в работе лауреата Нобелевской премии по физике за 1965г. Р. Фейнмана [5]. Известно, что явление отражения, преломления и рефракции света можно описать на основе уравнения Максвелла. В [5] говорится о принципе наименьшего времени Ферма: "По мере развития науки нам хочется получить нечто большее, чем просто формулу. Сначала мы наблюдаем явления, затем с помощью измерений получаем числа и, наконец, находим закон, связывающий эти числа. Но истинное величие науки состоит в том, что мы можем найти такой способ рассуждения, при котором закон становится очевидным".

Порядок развития науки к принципу Ферма взят из истории. Клавдий Птолемей составил таблицу углов отклонения света в воде для целого ряда углов падения из воздуха. Таблица была составлена еще в 140 г. нашей эры, и велась до 162 г. никто не смог найти такого закона, который связал бы эти два угла.

Закон был установлен голландским математиком В. Снеллем:

$$\sin Q_i = n \cdot \sin Q_r,$$

где Q_i, Q_r – углы падения и преломления, а n – показатель преломления (здесь $n = 1,33$).

Сам же принцип, наглядно объясненный закон поведения света, был предложен в 1650 г. и получил название принципа наименьшего времени, или принципа Ферма: свет выбирает из всех возможных путей, соединяющий две точки, тот путь, который требует наименьшего времени для его прохождения.

В случае уха измеряемых величин было много и поэтому даже попыток установления закона не предпринималось.

Из теории цепей известно [6], что расширить полосу пропускания можно не за счет уменьшения добротности, а взяв многоконтурную колебательную систему.

Простейшим примером являются двухконтурные связанные цепи с одинаковой резонансной частотой, в которых для связи используются реактивные элементы.

Важным параметром связанной колебательной системы является так называемый фактор связи [6]:

$$A = k_{св} \cdot Q, \quad (1)$$

где $k_{св}$ – коэффициент связи контуров; Q – добротность механической колебательной системы среднего уха.

Случай $A = 1$ называют режимом критической связи.

При разработке широкополосных пьезоэлектрических преобразователей для приборов ультразвуковой интроскопии было показано, что это условие является условием оптимизации на максимум ширины полосы пропускания и при разных частотах связанных контуров. При этом саму полосу можно было сдвигать в обе стороны от частоты механического резонанса пьезопреобразователя, меняя параметры вспомогательных элементов.

Из усредненных кривых порога слышимости следует, что в области 500 – 4000 Гц (речевой диапазон) чувствительность максимальна и почти постоянная. Естественно было предположить, что указанные условия выполняются и в этом случае, т.е.

$\frac{f_v}{f_n} = 8$ раз, для отдельного индивидуума. В качестве

модели была выбрана модель громкоговорителя в закрытом ящике с отверстием (трубкой) в передней стенке (т.н. фазоинвертор).

Было показано, что если отношение площади барабанной перепонки $S_{б.п}$ к площади отверстия в слуховую трубу S_0 :

$$\frac{S_{б.п}}{S_0} = 3,2,$$

барабанная полость является не просто объемом, а акустическим трансформатором, а также элементом связи между механическим и акустическим колебательным контуром, элементом которого есть слуховая труба. На частоте механического резонанса

1000 Гц у женщин и детей барабанная полость шунтирована слуховой трубой. Если же половину времени измерения тимпанограммы или отоакустической эмиссии (ОАЭ) слуховая труба открыта, а половину закрыта, то появляется резонанс массы

слуховых косточек с гибкостью барабанной перепонки плюс гибкость барабанной полости на частоте 1400 Гц.

Выразив соотношение (1) через измеряемые величины эквивалентного объема на частоте $V(226)$, и механического резонанса при $\Delta p_{ст} \neq 0$ на частоте 1000 Гц, объема барабанной полости $V_{б.пол}$ и резонансную частоту, получаем:

$$A = \frac{V_{\Delta p_{ст} \neq 0}(1000) \cdot 1000}{V(226) \cdot f_p} \cdot \frac{1}{\sqrt{1 + \frac{V_{б.пол}}{V(226)}}} = 1, \quad (2)$$

или для женщин и детей:

$$A = \frac{V(1000)}{V(226)} \cdot \frac{1}{\sqrt{1 + \frac{V_{б.пол}}{V(226)}}} = 1. \quad (3)$$

В работе [7] оказалось, что этот параметр можно получить и с одночастотным тимпанометром (226 Гц), обратив внимание на связь между $V_{экр}(226)$, объемом наружного слухового прохода, приводимыми в некоторых тимпанометрах, но не используемыми, “градиентом” (в миллиметрах или $см^3$) и объемом барабанной полости. С учетом того, что в развитии слуха задействовано около 50 генов, 20 из которых открыто, получение формулы для параметра среднего уха в норме указывает на существование неизвестного закона, который можно назвать законом сохранения генетического кода для отдельного индивидуума.

Не перечисляя все следствия из этого закона, каждое из которых подтверждается конкретным фактом, отметим факт функциональных пульсаций порога слуха, на который обращено еще в 2003 г. в работе [7].

В работе [8] приводится табл. 1 зависимости от частоты стандартных отклонений порога слуха в дБ ($\pm t$), как для нормально слышащих, так и для пациентов с различной формой тугоухости. Отмечается, что у здоровых наибольший разброс порога слышимости (ПС) наблюдается на высоких частотах.

У больных отосклерозом величина колебаний в среднем соответствует значениям, полученным для нормально слышащих в диапазоне частот 1000 – 5000 Гц и равномерна на всех частотах.

Нами было обращено внимание на то, что из равномерного по частоте характера отклонений выпадают результаты для первых 3-х категорий обследованных на частоте 1000 Гц, которая является резонансной частотой среднего уха у женщин и наиболее выступающей формантой звука “а”. На этой частоте у нормально слышащих наблюдается четкий максимум, а у двух следующих групп, наоборот, минимум.

Таблица 1
Частотная зависимость
стандартных отклонений порога слуха

Форма тугоухости	Стандартные отклонения в дБ ($\pm\tau$) на частотах (Гц)						
	125	250	500	1000	2000	4000	8000
Нормально слышащие	5.2	4.6	4.1	8.2	6.5	6.4	7.5
Отосклероз	7.8	6.1	7.0	6.2	6.7	6.8	7.5
Нейросенсорная тугоухость:							
I группа	8.6	8.7	8.5	8.1	8.5	8.9	8.4
II группа	10.9	8.8	9.0	6.6	6.2	5.3	-

Однако, из табл. 1 неясно, получены ли стандартные отклонения усреднением порогов слышимости для группы обследуемых с указанной формой или усреднением нескольких результатов измерений для одного и того же человека, что только и может использоваться для функциональной диагностики. Неясно и через какой интервал времени измерялся порог слуха.

Пульсации ПС измерялись и в работе [9].

Отклонение ПС в дБ от среднего для нормально слышащих согласно табл. 1 равно:

$$\Delta(\text{дБ}) = 20 \cdot \log\left(1 + \left(\Delta p / p_{\text{пор}}(f)\right)\right) = 8,2 \text{ дБ.}$$

Откуда:

$$1 + (\Delta p / p_{\text{пор}}(f)) = 2,58, \text{ или } |\Delta p| / p_{\text{пор}}(f) = 1,58.$$

Это значение близко к $V(f_p) / V(226) = 1,52$ в (2).

Выводы

1. Формула для параметра нормы среднего уха представляет условие оптимизации его акустомеханической системы на максимум полосы пропускания в речевом диапазоне частот 500-4000 Гц, инвариант уха, безразмерный параметр нормы его состояния.

2. Обнаружено по данным измерений колебаний порогов слуховой чувствительности в зависимости от частоты при $f=1000$ Гц максимум размаха у нормально слышащих и минимум у пациентов с отосклерозом и сенсоневральными нарушениями I группы (снижение слуха в среднем 25 дБ в диапазоне 125-200 Гц и 60 дБ на частоте 4000 Гц). Это представляет метод диагностики на функциональном уровне (обратимом) уровне.

Список литературы

1. Гринченко В.Т. Введение в нелинейную динамику: Хаос и фракталы / В.Т. Гринченко, В.Т. Мацпура, А.А. Снарский. – К.: Наукова думка, 2005. – 264 с.
2. 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.
3. Найда С.А. Математическая модель среднего уха человека / С.А. Найда // Электроника и связь. – 2002. – №15. – С. 49-50.
4. Takuji Koike. Modeling of the human middle ear using the finite-element method / Takuji Koike, Hiroshi Wada, Toshimitsu Kobayashi // JASA. – 2002. – V.111, №3. – P. 1306-1317.
5. Фейнман Р. Фейнмановские лекции по физике / Р. Фейнман, Р. Лейтон, М. Сэндс. – М.: Мир. – Т.3. – 1965. – 240 с.
6. Баскаков С.И. Лекции по теории цепей / С.И. Баскаков. – М.: Изд-во МЭИ, 1991. – 224 с.
7. Найда С.А. О функциональной диагностике слухового аппарата / С.А. Найда // Электроника и связь. – 2003. – № 20. – С. 22-25.
8. Розенблюм А.С. Сенсорное восприятие. Опыт исследования с помощью фокусированного ультразвука / А.С. Розенблюм. – Л.: Наука, 1985. – 86 с.
9. 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.

Поступила в редколлегию 17.06.2014

Рецензент: д-р техн. наук, проф. А.Н. Продеус, Национальный технический университет Украины “Киевский политехнический институт”, Киев.

ПРИНЦИПИ ФУНКЦІОНУВАННЯ ДИНАМІЧНОЇ СИСТЕМИ СЕРЕДЬНОГО ВУХА ЛЮДИНИ

С.А. Найда

В роботі показано, що індивідуальні частотні залежності порога чутності являють собою усереднені в часі значення порога, які характеризують патологічні порушення слуху. Запропонована диференціація порушень за допомогою тимпанометра і формули для параметра норми середнього вуха не потребує участі пацієнта.

Ключові слова: діагностика слуху людини, середнє вуха людини, динамічна система, тимпанограма.

OPERATION PRINCIPLES OF HUMAN MIDDLE EAR DYNAMIC SYSTEM

S.A. Naida

It is shown that individual frequency dependences of a threshold of audibility represent the values of a threshold average in time which characterize a pathological hearing disorder. The offered differentiation of deviations based on the tympanometry and a formula for the middle ear norm parameter does not demand participation of the patient.

Keywords: diagnostics of hearing of the human, human middle ear, dynamic system, tympanogram.