DOI: https://doi.org/10.30898/1684-1719.2025.10.12
УДК: 51-76; 616-053.9; 614.2

АНАЛИЗ ПРИЧИН ВОЗНИКНОВЕНИЯ ТИННИТУСА МЕТОДАМИ ТЕОРИИ АВТОРЕГУЛИРОВАНИЯ

М.И. Кириллов

Статья поступила в редакцию 25 июня 2025 г.

Аннотация. Постоянный, непрекращающийся шум в ушах (хронический тиннитус) на частоте, близкой к 7-10 кГц с субъективной оценкой значением амплитуды 35-45 дБ относительно порога слышимости в течение почти 14 лет заставил провести этот анализ. В некоторых случаях лекарства лишь ослабляют этот эффект, так как не ясна причина болезни при нормальном – здоровом функционировании органов слуха. Целью работы явилась определение физической причины такого явления в биологической системе. В работе использован глобальный подход, применяемый в теории автоматического авторегулирования: проанализирован основной случай патологии, связанной со старением или звуковыми травмами и отмиранием волосковых клеток (сенсорных рецепторов звука) улитки внутреннего уха, ответственных за прием высокочастотной части звукового диапазона частот. Измерены аудио характеристики и проведено их сравнение со стандартными. Проведена аппроксимация. Построена математическая модель. Показан механизм автовозбуждения за счет резкого сдвига фаз на критической частоте аудио диапазона методами диаграмм Боде. С помощью программы Simulink определены границы допустимых параметров. В заключении даны практические рекомендации по устранению шума в ушах.

Ключевые слова: тиннитус, динамическая система, линейная модель, кривые равной громкости, отоакустическая эмиссия, анализ по Боде, внутреннее ухо, устойчивость.

Автор для переписки: Кириллов Михаил Иванович, mik.kirillov@mail.ru

Введение

Причин шума в ушах (тиннитуса) – много. По оценке Элке Кнора, Президента Немецкой лиги тиннитуса: “…согласно нашему опыту, главная терапевтическая проблема заключается в том, что врачи беспорядочно применяют разные методы лечения наподобие “стрельбы дробью”, не учитывая ни состояние здоровья пациента, ни его индивидуальность…” [1]. Аналогично, в обзорной статье, авторы пишут: “На сегодняшний день отсутствуют единые подходы к лечению тиннитуса. Шум в ушах представляет собой сложную мультидисциплинарную проблему как для врача любой специальности, так и для пациента. Несмотря на многочисленные исследования, выполненные в нашей стране и за рубежом, нет общепринятого алгоритма диагностики и лечения тиннитуса. Необходимо выполнение дальнейших исследований в этом направлении” [2]. В статье [3] приводятся методы диагностики тиннитуса. В работе [4] приведен наиболее полный обзор основных современных работ, связанных с тинниусом. Утверждается, что наиболее вероятной причиной тиннитуса является нарушение баланса возбуждения и торможения в процессе пластических перестроек слухового пути. Корреляция тиннитуса с характером слуховых потерь не вполне ясна. Приведена ссылка на работу [5], где проводилось сравнение аудиометрических показателей в двух группах лиц, страдающих от высокочастотных потерь слуховой чувствительности. У одной группы испытуемых был тиннитус, у другой он отсутствовал. Не было выявлено связи между наличием тиннитуса и глубиной аудиометрических потерь. Необходимо обратить особое внимание на вывод, который объясняет причину этого явления и математически доказывается в данной статье ниже: “...Однако у

лиц, жалующихся на тиннитус, склон высокочастотных потерь был достоверно круче”.

На основании обследования 280 пациентов с ушным шумом сделаны выводы, что: “…увеличение процента регистрации спонтанной отоакустической эмиссии и высоты пиков амплитуды при ушном шуме, обусловленном сенсоневральными нарушениями на уровне улитки, свидетельствует о повышенной активности наружных волосковых клеток, что может являться причиной возникновения шума…” [6].

Существует ряд моделей работы слуховой системы, например, [7], где приведены модели аналоговой нелинейной слуховой подсистемы. Модель слуховой системы выполнена в виде 3500 параллельных каналов, состоящих из нелинейных элементов, последовательности фильтров, формирующих частотную характеристику в аудио диапазоне частот и усилителей с коэффициентом усиления K. Более полная модель периферии слуховой системы одного из параллельных каналов предложена в работе [8] – это блок-схема аналогово-импульсной модели периферии слуховой системы с детектированием, синаптическим шумом и интегрированием. В ней дополнительно учтено преобразование синаптического потенциала в импульсную активность волокна и генерацию коротких импульсов – спайков. Дальнейшее развитие нашлось в работе [9], где анализируется механическая модель внутреннего уха, показан отклик улитки на механическое воздействие звуковой волны. Объяснен механизм преобразования звуковой волны в механическую деформацию. Электроакустическая модель предложена в работе [10], в которой рассмотрены ушные полости, как радиотехнические цепи. Эта модель предполагает наличие резонаторов, эквивалентных электрическим цепям, что позволяет исследовать механизм воздействия с точки зрения радиотехники. Проведен анализ распространения сигналов в нелинейных зашумленных средах на примере модели нейронного ансамбля слухового анализатора [11]. В работе изучалась система из трех нейроподобных элементов под воздействием двух гармонических сигналов и шума. Представлен вероятностный анализ механизма

генерации импульсов (спайков), позволяющий аналитически описать распределение межспайковых интервалов на выходе системы.

Однако, как обобщенная слуховая система – тракт ухо-мозг до сих пор не анализировался. Есть много исследований, посвященных этой теме, но рассматривались частные вопросы, а в глобальном, с точки зрения системы авторегулирования слуховая система не исследовались. И в этом новизна этой статьи. Сложность непосредственного, прямого подхода состоит в том, что, существуют попытки описания функций мозга динамической системой, но исследуя мозг, мы имеем дело примерно со ста миллиардами нейронов, возникает необходимость решить около 10^{11} дифференциальных уравнений [12]. Тем не менее, для решения такой задачи предпримем попытку, используя подходы, принятые в классической теории авторегулирования.

Целью работы является поиск механизма автовозбуждения (тиннитуса) и путей его устранения в слуховой системе.

1. Материалы и методы решения задачи и принятые допущения

Создание модели тракта ухо-мозг, исследование ее устойчивости в случае нормированных, ГОСТ-ированных аудио характеристик, полученных на огромном ансамбле данных (миллионах людей) и сравнение их с измеренными характеристиками субъектов с высокочастотным тиннитусом. Проведем анализ модели методом теории авторегулирования, а конкретно – инженерной методикой – методом теории усилителей с обратной связью (диаграммами Боде) [13, 14] обобщенной модели, состоящей из прямого канала усиления и канала обратной связи. Дальнейший анализ глобальной устойчивости (робастности) проведем путем анализа уточненной нелинейной импульсной модели с цифровым вычислительным устройством (ЦВУ) в программе Simulink [15].

Рассмотрим нормированные кривые равной громкости [16] с точки зрения теории электрических цепей и сравним их с измеренными на практике у нескольких человек, имеющих высокочастотный тиннитус.

В результате перейдем к анализу системы авторегулирования, закономерности которой выявляется сразу при анализе кривых равной громкости. На этих графиках, как известно, приведены измеренные зависимости акустической мощности сигнала от частоты, воспринимаемые слуховой системой как значения равной громкости при различных фиксированных уровнях равной громкости в децибелах. По ним видно, что в слуховой системе присутствует обратная связь. И она в целом нелинейная. На пороге слышимости влияние обратной связи минимально. По мере увеличения громкости происходит не только ограничение мощности звука, но и реакция отделов мозга (в терминах теории авторегулирования – корректора), доводящая зависимость кривой равной громкости (при уровне 80 -100 дБ от порога слышимости) почти до прямой на всех частотах аудио диапазона. При этом происходит дополнительное влияние местных обратных связей типа автоматической регулировки мощности, например, путем изменения порога, что не нарушает общую картину. Наличие в слуховой системе ухо-мозг обратной связи подтверждается эффектом отоакустической эмиссии, обнаруженного Девидом Кэмпом в 1978 году [17] и в настоящее время тщательно исследованной [18]. К волосковой клетке подходят эфферентные волокна, которые образуют синапсы непосредственно на волосковой клетке. Внутренние волосковые клетки – это звуковые рецепторы и поэтому они иннервируются только афферентными волокнами. Наружные волосковые клетки имеют некоторые черты сходства с мышечными клетками иннервируются не только афферентными, но и эфферентными волокнами и способны к движениям. Благодаря этим движениям кортиев орган является источником звуковых колебаний – отоакустической эмиссии. Движение получается как раз за счет обратной связи системы ухо-мозг. Воспользуемся свойством, что при слабом сигнале – ниже порога слышимости уровень обратной связи равен нулю, так как до отделов мозга сигнал о наличии звука не доходит, поэтому нет и реакции на него, а, следовательно, и нет обратной связи. Для анализа устойчивости “в малом” требуется как раз такая система – с разомкнутой обратной связью. Поэтому изучим из нормированных кривых

равной громкости по ISO одну кривую – порога слышимости, (0 дБ) – рис. 1 – кривая красного цвета (в верхней части графиков). Для этого измерим самостоятельно такую зависимость на субъектах и сравним ее с нормированной.

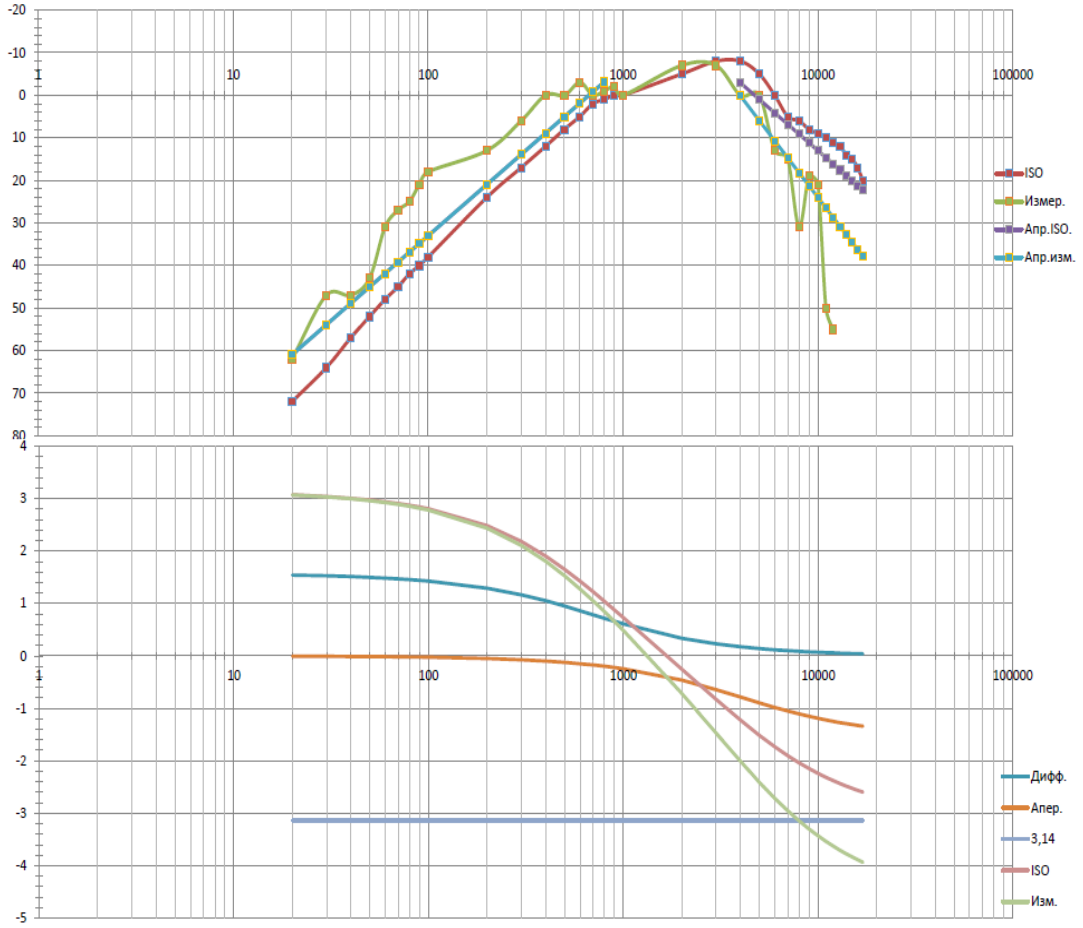

Рис. 1. Логарифмические АЧХ – кривые равной громкости и их аппроксимация (в верхней части графиков): слева нижняя – стандартная кривая по ISO [16], слева верхняя – измеренная кривая, слева в середине – аппроксимация наклона прямой, справа добавляется две прямых – аппроксимация стандартной кривой по ISO и аппроксимация измеренной кривой;
логарифмические ФЧХ – фазовые кривые (на нижней части графиков): нижняя прямая – ограничение допустимого сдвига фазы -3,14 радиан (-180 градусов), две кривые выше – фазовые кривые стандартных звеньев, из которых путем суммирования получаются две верхние кривые для фильтров по ISO и измеренного.

Измеренная аудио характеристика и ее анализ позволяет определить устойчивость “в малом” модели системы ухо-мозг, состоящей в общем, в линейной части из усилителя с обратной связью и фильтров. На частоте, близкой к верхней частоте слышимого диапазона из-за обратной связи,

связанной с отоакустической эмиссией за счет быстрого спада усиления, а, следовательно, быстрого сдвига фазы, происходит баланс амплитуд и фаз, достаточный для генерации звука. Возникает самовозбуждение. Покажем это.

Моя измеренная частотная зависимость амплитуды порога слуха от логарифма частоты (ЛАЧХ), показанная зеленым цветом на рис. 1 (вверху), немного зависит от индивидуальных особенностей организма и несколько отличается от нормированной – красной, особенно в высокочастотной части. Методика измерения приведена ниже.

Схема измерения (рис. 2), состоит из последовательно соединенных, генератора звуковых частот, (например, АКИП3402 или Г3-102), аттенюатора и широкополосных наушников с линейной, равномерной частотной характеристикой.

Рис. 2. Структурная схема измерений; щуп шумомера накладывается на наушники при калибровке, при измерении наушники надеваются на уши.

Установка калибруется прибором – шумомером, (например, измерителем параметров уровня шума и вибрации ВШВ-003), путем проверки равномерности уровня звукового давления наушников на всех частотах аудио диапазона. (При необходимости вводятся поправки). Затем надеваются наушники, на генераторе устанавливается частота звукового диапазона. Амплитуда сигнала уменьшается до уровня, когда ухо перестает слышать звук. Значение ослабления в децибелах заносится в таблицу зависимости амплитуды порога слышимости от частоты. Затем значение частоты генератора перестраивается на соседнюю точку

и измерение повторяется. Таким образом, измеряется кривая порога слышимости снизу. Затем она нормируется к стандартной кривой на частоте 1000 Гц (0 дБ) и наносится на поле графика – кривая зеленого цвета. (Утверждение, что есть приборы для тональной пороговой аудиометрии, которые позволяют измерять эти параметры быстрее – обосновано, но, например, прибор AC 40 стоит более 1361250 руб. – на июль 2023 года, и им не оборудованы многие поликлиники. А для предложенной методики нужен просто смартфон с наушниками с установленной программой звукового генератора, например, бесплатной PHYPHOX, которую любой, имеющий смартфон и наушники может загрузить и установить с Google Play и воспользоваться предложенной методикой.)

Оценим ЛАЧХ в случае нормированной характеристики по ISO и измеренной. Для этого сравним оба графика – помеченных красной кривой и зеленой (рис. 1). По нему виден наклон характеристик. На низких частотах наклон обоих кривых почти совпадает и равен около 40 дБ/декаду. На средних частотах наклона почти нет, на высоких частотах наклон нормированной характеристики близок к -40 дБ/декаду, а у измеренной кривой наклон повысился до -60 дБ/декаду. В соответствии с классической теорией авторегулирования [14] промоделируем эти характеристики элементарными звеньями. В первом случае ее можно аппроксимировать последовательным соединением двух дифференцирующих звеньев с постоянной времени:

$$T_1 = RC = 1/700\text{Гц},$$

где R и C –сопротивление и емкость эквивалентной электрической цепи, используемой для моделирования; и двух апериодических звеньев с

$$T_2 = 1/4000\text{Гц},$$

а для измеренного случая требуется добавить еще одно апериодическое звено. Тогда коэффициент передачи линейной части равен

$$W(\omega) = K[p/(1+pT_1)][p/(1+pT_1)][1/(1+pT_2)][1/(1+pT_2)]$$

– для нормированного случая по ISO;

$$W(\omega) = K_1[p/(1+pT_1)][p/(1+pT_1)]\,[1/(1+pT_2)][1/(1+pT_2)][1/(1+pT_2)],$$

– в случае практических измерений.

Подставим значения частот перегиба, где наклон меняется, и учитывая, что оператор Лапласа $p = i\omega$; i – мнимая единица; ω – круговая частота;
и разбив на действительную U и мнимую части V коэффициент передачи

$$W(\omega) = U(\omega) + iV(\omega),$$

можно найти модуль коэффициента передачи

$$|W(\omega)| = K[U^2(\omega)+V^2(\omega)]^{0,5}$$

и зависимость значения фазы от частоты

$$\Phi(\omega) = \arg W(i\omega) = \mathrm{arctg}[-V(\omega)/U(\omega)] - 3,14$$

Задачу трудно решить аналитически, поэтому для оценки характеристики модели просто построим по асимптотам к ЛАЧХ фазовые кривые, используя наиболее наглядный – графический метод. Удобно применить логарифмический масштаб. Учитывая, что для дифференцирующих звеньев аргумент комплексного числа φ равен

$$\varphi_1(\omega) = \mathrm{arctg}\,[1/(\omega T_1)];\ \varphi_2(\omega) = \mathrm{arctg}\,[1/(\omega T_2)],$$

а для апериодических звеньев

$$\varphi_1(\omega) = -\mathrm{arctg}\,(\omega T_1);\ \varphi_2(\omega) = -\mathrm{arctg}\,(\omega T_2).$$

Аппроксимирующие прямые будут иметь вид, показанный на рис. 1 (вверху – сиреневый цвет для аппроксимации стандартной кривой и голубого цвета – аппроксимация измеренной кривой в высокочастотной части). Фазовые кривые расположены ниже на графиках под ЛАЧХ рис. 1 (в нижней части графика). Как видно из них, суммарное значение запаздывания фазы колебаний во втором случае (нижняя зеленая кривая) – увеличивается до и более значения π по модулю (см. асимптоту на уровне -3,14), на частоте около 8 кГц, где чувствительность уха меняет значение, от 20 до 30 дБ и имеет изломы, вследствие маскировки измерительного сигнала сигналом с частотой самовозбуждения (высокочастотного шума в ушах). На этой частоте возникают автоколебания – на ней происходит баланс фаз и амплитуд, – условие, достаточное для генерации. В нашем измеренном случае это частота около 8кГц. При этом система со стандартизованной ЛАЧХ – устойчива, так как фаза сигнала эквивалентной разомкнутой системы не сдвигается более чем на π в пределах

слышимого диапазона, а имеет запас устойчивости на этих частотах порядка одного радиана по фазе (розовая кривая на рис. 1 (внизу).

Для проверки полученных результатов промоделируем стандартную и нашу измеренную систему авторегулирования в программе MATLAB аналогично как сделано в [19]. Программа для стандартной кривой из ISO будет иметь вид:

```
%лог. Шкала
w = logspace(2, 5);
num = [9e8 0 0];
den = [1 5.9e4 1.1e9 6.5e12 1.2e16];
%проверка полинома
Sys = tf(num,den)
%вычисление и построение графиков
bode (num, den, w)
```

Результат работы первой программы показан на рис. 3.

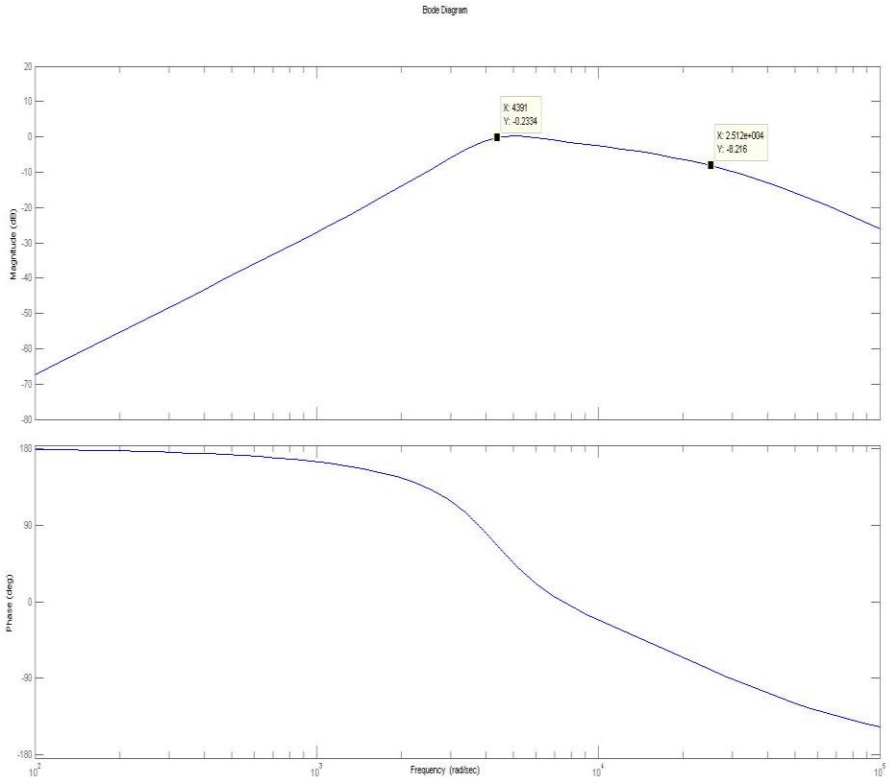

Рис. 3. Модель с нормированной характеристикой по ISO в Matlab;
по оси X отложена круговая частота ω в рад/с,
по оси Y (вверху)– чувствительность уха, в дБ, и сдвиг фазы в градусах (внизу).
Характерные точки на верхней кривой – точки перегиба.

На рисунке по оси ординат показана угловая частота. Уровень, дБ показан не как уровень сигнала порога слышимости, а как относительная чувствительность. Модель близка к нормированной кривой из ISO. Сдвиг фаз сигналов приближается к -3,14 радиан (-180 градусов) при увеличении частоты, как к асимптоте. Система устойчива. Это значит, что у миллионов людей, являющихся объектами измерений для стандартных кривых по ISO шум в ушах отсутствует.

Программа для измеренной частотной характеристики в программе MATLAB имеет вид:

```
%лог. шкала
w = logspace(2, 5);
num = [2.3e13 0 0];
den = [1 8.33e4 2.55e9 3.33e13 1.73e17 3.03e20];
%проверка полинома
Sys = tf(num,den)
%вычисление и построение графиков
bode (num, den, w)
```

Результат работы второй программы показан на рис. 4.

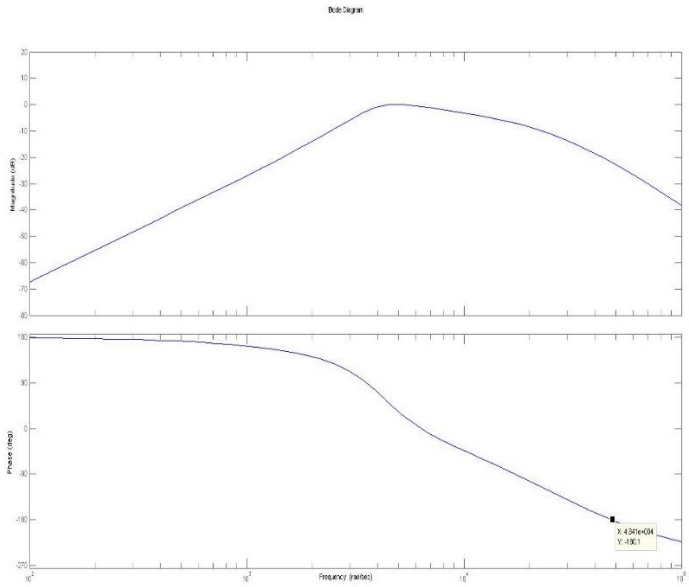

Рис. 4. Модель с измеренной характеристикой в Matlab; по оси X отложена круговая частота ω в рад/с, по оси Y – чувствительность уха, в дБ, и сдвиг фазы в градусах. Характерная точка на нижней кривой – пересечение фазовой характеристики значения -3,14 радиан (-180 градусов).

Модель близка к полученной асимптотически. Сдвиг фаз сигналов приближается к -3,14 радиан (-180 градусов), пересекает ее в районе

$$2\pi f_0 = 4.97e4 \text{ рад/с. } (f_0 = 7.9 \text{ кГц}).$$

Система неустойчива. Она самовозбуждается на частоте 7.9 кГц. Таким образом, резкий завал ЛАЧХ на высоких частотах аудио диапазона ведет к недопустимому сдвигу фазы прохождения сигнала и к самовозбуждению.

Для определения амплитуды генерации и других характеристик колебаний кроме частоты, нужно провести анализ в рамках теории авторегулирования более сложной – нелинейной модели. Для этого рассмотрим известную модель периферии слуховой системы [8]. Дополним ее обратной связью от корректора (моделируемого как ЦВМ) до синапсов волосковой клетки и учтем, что таких параллельных каналов порядка 3500 на весь звуковой диапазон, (рис. 5).

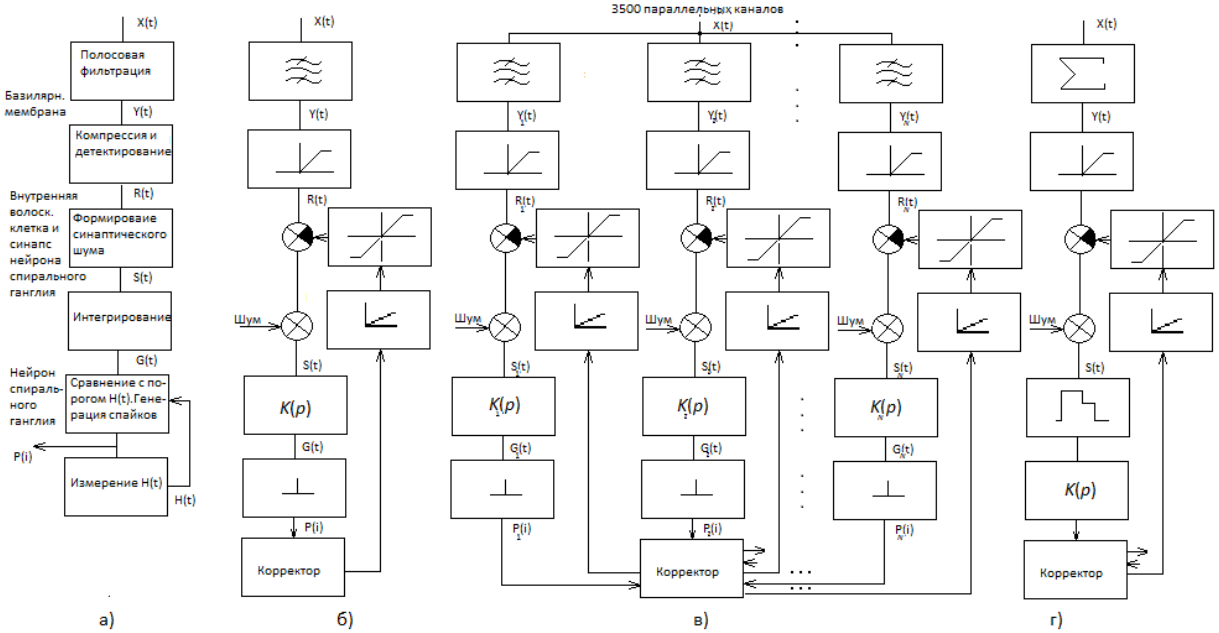

Рис. 5. Преобразование модели: а) модель периферийной слуховой системы [8]; б) представление модели в терминах систем авторегулирования, дополненной обратной связью; на ней обозначено: полосовой фильтр, нелинейный детектор, вычитатель, сумматор шума, интегратор K(p), импульсный элемент (ИЭ), корректор (ЦВУ), экстраполятор, нелинейный элемент; в) общая модель 3500 каналов частотного анализа модели слуховой системы; г) модель периферийной слуховой системы готовая для анализа с подстановкой известного ISO и измеренного фильтров. Дополнительно в ней добавлены: сумматор и фиксатор нулевого порядка.

Рассмотрим воздействие гармонического сигнала на вход данного канала. Преобразование структурной схемы предполагает дополнение ее кольцом обратной связи, охватывающее нервные ткани до корректора, и нервные ткани обратной связи до внешней волосковой клетки. Модель предполагает замену устройства преобразователя аналог-код, реализующийся в аксонах клеток в аналогово-цифровой преобразователь (АЦП или A /D) с плавающим порогом, эквивалентный последовательно соединенными импульсным элементом и фиксатором нулевого порядка с передаточной функцией [20]:

$$K_{фт}(p) = k_и[1 - \exp(-Tp)]/p,$$

где $k_и$ – коэффициент передачи фиксатора; T – период следования импульсов; p – как и ранее – оператор Лапласа.

Подача импульсного сигнала от корректора моделируется наоборот, цифро-аналоговым преобразователем (ЦАП или D /A) – экстраполятором. Такая модель переходит в предельную импульсную систему [20].

Будем исследовать автоколебания методом моделирования в среде Simulink [15]. Соберем в программе полученную модель рис. 5 г, используя стандартные библиотеки.

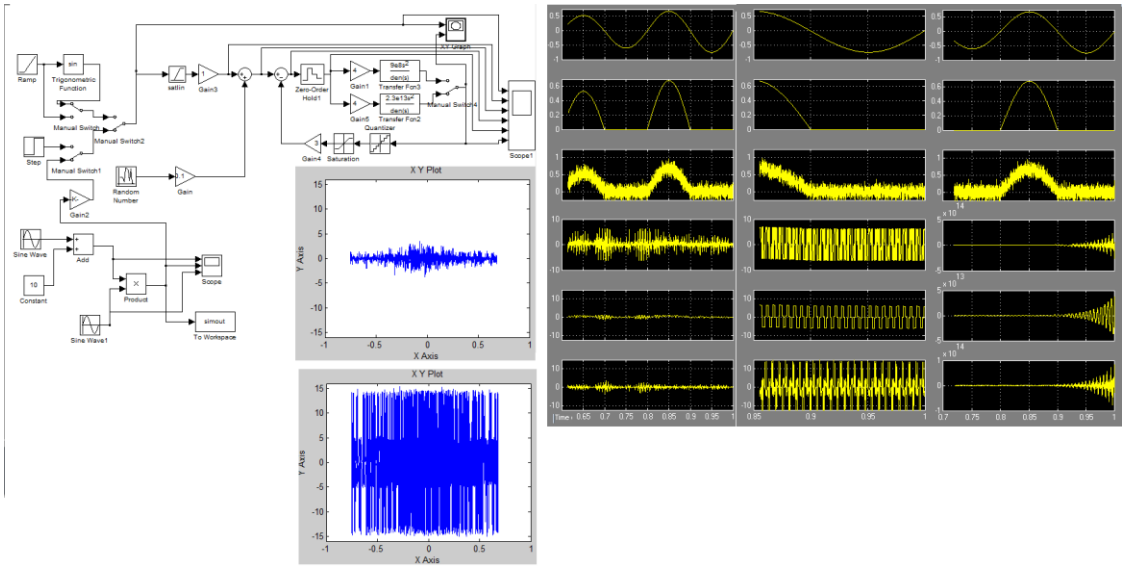

Рис. 6. Модель системы в Simulink; на ней дополнительно показаны фазовые кривые (синие), взятые со входа системы авторегулирования и с ее выхода, а также осциллограммы в характерных точках модели (справа) при подаче на вход амплитудно-модулированного колебания с фильтром по ISO, и с фильтром, измеренным моделированными выше, в системе с нелинейным элементом в обратной связи и без него.

На рис. 6 показана модель системы и результаты ее работы в виде фазовых кривых (X-Y) и в виде осциллограмм в характерных точках. В качестве источника входного сигнала может использоваться целый ряд сигналов: Ramp – линейный нарастающий, sin – синусоидальный, Step – ступенчатый, амплитудно-модулированный (САМС), переключаемых с помощью переключателей manual Switch двойным щелчком манипулятора “мышь”. В дальнейшем, выбранный сигнал детектируется и ограничивается, суммируется с шумом, затем суммируется с сигналом обратной связи и подается на блок Zero-Order Hold – фиксатор нулевого уровня, затем в модели сигнал разделяется на два канала для сравнения работы модели с альтернативными фильтрами, рассчитанными выше по ISO (верхний) и фильтром измеренным (нижний). Выбор фильтра так же осуществляется с помощью переключателя manual Switch двойным щелчком манипулятора “мышь”. В кольце обратной связи установлен Quantizer – квантователь и Saturation – нелинейный элемент. Gain – усилители служат для выбора рабочих мод блоков.

2. Результаты

На осциллограммах первого ряда показано, что система авторегулирования отрабатывает внесенные шумы при положении переключателя manual Switch в верхнем положении – включенном фильтре ISO.

Второй ряд осциллограмм демонстрирует работу модели с измеренным фильтром – происходит возбуждение системы, амплитуда которого ограничена Saturation – нелинейным элементом (видимо, возможностями волосковой клетки). И последний ряд осциллограмм демонстрирует сигналы с тем же измеренным фильтром после исключения из модели Saturation – нелинейного элемента и превращения модели в линейную импульсную систему. Происходит возбуждение системы – увеличение амплитуды сигнала возбуждения до бесконечности. Это доказывает, что нелинейность определяет уровень автовозбуждения.

В итоге, на этой модели показано, что увеличение крутизны спада частотной характеристики в верхней части аудио диапазона (работа с измеренным фильтром) приводит к автовозбуждению на собственной частоте системы при различных входных сигналах. Амплитуда колебаний ограничена характерной нелинейностью при компрессии и детектировании.

3. Обсуждение полученных результатов и сопоставление их с ранее известными

Таким образом, показано, что измеренная аудио характеристика позволяет определить устойчивость “в малом” модели аудио системы ухо-мозг, состоящей из усилителя с обратной связью и фильтров. Как отмечено выше, как раз крутизна аудио характеристики влияет на сдвиг фаз и на наличие и отсутствие самовозбуждения (тиннитуса). Значительная крутизна спада чувствительности уха в высокочастотной области приводит к дополнительному резкому сдвигу фазовой характеристики и, как следствие – к тиннитусу. Таким образом, доказаны догадки о влиянии крутизны спада чувствительности на наличие или отсутствие шума в ушах, приведенные в [5]. Амплитуда возбуждения ограничена характерной нелинейностью в кольце авторегулирования.

В классических системах автоматического регулирования для повышения запаса устойчивости применяются различные корректирующие цепи. В биологической системе с этим сложнее из-за путей их введения. Параметры существующих эквивалентных дифференцирующих звеньев в тракте ухо-мозг, видимо, можно уменьшить, обрезая частотный диапазон в области низких частот, однако эффект от этого будет слабый, так как эти звенья работают в низкочастотной части спектра и почти не влияют на сдвиг фазы в высокочастотной части. В нашем случае появляются пути устранения эффекта шума в ушах – восстановить слышимость в высокочастотной области путем микрооперации – кохлеарной имплантации, например, в ЦКБ, где имплант подменяет поврежденные рецепторы улитки [21] или другими методами стимуляции волосковых клеток улитки внутреннего уха, ответственных за прием

высокочастотной части аудио сигнала, которые еще не отмерли. При этом, чувствительность в верхней части аудио диапазона восстановится, и фазо-частотная характеристика улучшится. Если ухудшить чувствительность уха в среднем диапазоне частот, АЧХ тоже выровняется, тиннитус отступит, но это не приемлемо – так как связано с тугоухостью. Причем на модели видно, что устройства, применяемые для улучшения слуха – слуховые аппараты не помогают, так как они не входят в кольцо обратной связи. Интересным путем подавления тиннитуса может быть решение, взятое из теории автоматического управления, так называемый метод вибрационной линеаризации [20]. На нелинейный элемент накладываются колебания достаточно высокой частоты по сравнению с частотой самовозбуждения, этим способом производится срыв собственных автоколебаний. Однако здесь возникает трудность в доставке ультразвуковых волн к волосковым клеткам из-за их фильтрации слуховой системой.

Заключение

Таким образом, показан механизм возникновения тиннитуса, определяемый задержкой фазы сигнала за счет уменьшения чувствительности уха в высокочастотной области звукового диапазона. Представленная методика измерения кривой порога слышимости и ее аппроксимации с использованием простейших приборов дает возможность выяснять и моделировать патологии сенсорных рецепторов звука улитки внутреннего уха, связанные, в частности, со старением или звуковыми травмами, – и находить пути лечения. Она позволяет выявить также другие недостатки аудио характеристики: например, прерывание непрерывности аудио диапазона (выпадение некоторых частот), завал чувствительности в низкочастотной или среднечастотной областях звукового диапазона. То есть там, где происходит резкий перепад чувствительности, а, следовательно, и скачок фазовой характеристики, вызывающий самовозбуждение.

Я призываю специалистов, имеющих доступ к статистике, обобщить данные по меломанам и сделать прогноз какой их процент будет иметь тиннитус через 30-40 лет за счет пропадания чувствительности слуховой системы в высокочастотной ее части. А до этого делаю призыв к молодым людям: Снизьте громкость звучания Ваших наушников на 3 дБ (в два раза по мощности)! Физически доказано, что уши этого совсем не почувствуют, а Вы должны сберечь слух! Восстанавливать слух гораздо труднее!

И этот плакат надо разместить во всех поликлиниках и больницах России!

Литература

1. Knor Elke. Медицинский центр «АудиоМед» // Что такое тиннитус? Причины возникновения и методы лечения. URL: https://www.audiomed.ru/info/o-problemakh-slukha/chto-takoe-tinnitus-prichiny-vozniknoveniya-i-metody-lecheniya/
2. Хоров О.Г., Бондарчук Ю.М. Обзор методов лечения тиннитуса // Оториноларингология. Восточная Европа. 2021; 11;2: 185 – 194. https://doi.org/10.34883/pi.2021.11.2.0483
3. Гилаева А.Р., Сафиуллина Г.И., Мосихин С.Б. Клинико-диагнастические аспекты тиннитуса // Российский журнал боли. 2019. Т. 17. № 51. С. 6-7
4. Бибиков Н.Г. Тиннитус – современные знания о его происхождении, электрофизиологических корреляторах и о лечении // Сенсорные системы, 2018. Т.2. С. 109-123
5. König O., Schaette R., Kempter R., Gross M. Course of hearing loss and occurrence of tinnitus // Hear. Res. 2006. V. 221. P. 59–64.
6. Петрова Л.Г., Хаммуда З.А. Особенности ушного шума при различной патологии // материалы кафедры оториноларингологии БелМАПО, 2016.
7. Альтман Я.А., Бибиков Н.Г., Вартанян И.А., Дубровский Н.А. и др. Слуховая система. Л.: Наука, 1990. 621 с

8. Римская-Корсакова Л.К. Стохастический резонанс на периферии слуховой системы: модельный эксперимент // Акуст. журн. 2004. Т. 50. № 2. С. 249-260
9. Варин В.П., Петров А.Г. Математическая модель слуховой улитки человека // Препринт Института прикладной математики им. М.В. Келдыша РАН, М.: 2009.
10. Дидковский В.С., Лунева С.А., Калинин С.С. Передаточная функция улитки внутреннего уха человека // М.: Электроника и связь, 2014; 4(81):50 – 55.
11. Ушаков Ю.В. Распространение сигналов в нелинейных зашумленных средах на примере модели нейронного ансамбля слухового анализатора // 01.04.03– Радиофизика автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата физико-математических наук. – Нижний Новгород, 2010.
12. Хакен, Г. Принципы работы головного мозга : Синергетический подход к активности мозга, поведению и когнитивной деятельности / Г. Хакен ; Герман Хакен ; Перевод: Ю.А. Данилов, научное редактирование: В.И. Аршинов. – Москва : Издательство "Пер Сэ", 2001. – 353 с. – ISBN 5-9292-0047-5. – EDN TCNYKV.
13. Боде Г. Теория цепей и проектирование усилителей с обратной связью // Пер. с англ. и ред. Колосова А.А. и Мееровича Л.А., – М.: Госиздательство, ИЛ, – 1948.
14. Бесекерский В.А., Попов Е.П. Теория систем автоматического регулирования // М, Наука -1966.
15. Дьяконов В. Simulink 4 Специальный справочник // СПб: Питер, 2002 – 528 с.:ил. ISBN 5-318-00551-9.
16. ИСО 226 (ГОСТ Р ИСО 226-2009) Акустика. Стандартные кривые равной громкости // М. Центр стандартизации, 2009.
17. Kemp D. T. Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system // Journal Article published Nov 1978 in The Journal of the Acoustical Society of America volume 64 issue 5 on p. 1386 – 1391. https://doi.org/10.1121/1.38210411

18. Пальчун В.Т., Левина Ю.В., Мельников О.А. Отоакустическая эмиссия: исследование нормы // Вестник оториноларингологии, N 1-1999, стр. 5-9. Ссылка активна на 05.05.2025. URL: https://pro-audiologia.ru/item/129-otoacoustic-emissions-norms
19. Лурье Б.Я., Энтрайт П.Дж. Классические методы автоматического управления // Под ред. А.А. Ланиэ. – СПб.: БХВ-Петербург, 2004, – 640.
20. Зайцев Г.Ф. Теория автоматического управления и регулирования // К., ГИИО “Высш. шк.”, 1989, – 431 с. ISBN 5-11-000225-8.
21. Управление делами Президента Российской Федерации // Хирурги Центральной клинической больницы провели уникальную операцию по восстановлению слуха. 2019. URL: https://udprf.ru/content/hirurgi-centralnoy-klinicheskoy-bolnicy-proveli-unikalnuyu-operaciyu-po-vosstanovleniyu

Кириллов М.И. Анализ причин возникновения тиннитуса методами теории авторегулирования // Журнал радиоэлектроники. – 2025. – №. 10. https://doi.org/10.30898/1684-1719.2025.10.12