

РАЗЛИЧИЕ ГРЕБЕНЧАТЫХ СПЕКТРОВ С РАЗНОЙ ШИРИНОЙ ГРЕБНЕЙ В НОРМЕ И ПРИ ТУГОУХОСТИ

© 2024 г. Д. И. Нечаев¹, О. Н. Милехина¹, М. С. Томозова¹, А. Я. Супин^{1,*}

¹Институт проблем экологии и эволюции Российской академии наук

119071, Москва Ленинский просп., 33, Россия

*E-mail: alex_supin@mail.ru

Поступила в редакцию 11.10.2023 г.

После доработки 13.11.2023 г.

Принята к публикации 08.12.2023 г.

Частотную разрешающую способность слуха (ЧРС) оценивали по предельной различаемой плотности гребней спектра у испытуемых в возрасте от 26 до 82 лет, характеризующихся различной степенью сохранности/потери слуха: от нормы (normal) до умеренной потери (moderate loss) по классификации Всемирной организации здравоохранения). Оценивали зависимость ЧРС от ширины спектральных гребней. У испытуемых с нормальным слухом наблюдали повышение ЧРС при сужении гребней сигнала, тогда как у испытуемых с потерей слуха этот эффект проявлялся минимально или отсутствовал. Различие в эффекте сужения спектральных гребней между испытуемыми с нормальным и редуцированным слухом не может быть объяснено моделью спектрального анализа, основанной на концепции профилей возбуждения. Модель временного анализа может объяснить это различие при допущении, что у испытуемых с нормальным слухом увеличение автокорреляции входного сигнала приводит к удлинению задержки, на которой автокорреляция может быть обнаружена, тогда как у испытуемых с редуцированным слухом этот эффект ослаблен или отсутствует.

Ключевые слова: слух, тугоухость, гребенчатые спектры, спектральное различение, временной анализ

DOI: 10.31857/S0235009224010066

ВВЕДЕНИЕ

Возрастная потеря слуха проявляется не только в снижении чувствительности (повышении порогов), но и в снижении способности различать частотные составляющие звуков (частотная разрешающая способность, ЧРС). Снижение ЧРС обусловлено в первую очередь снижением усиления активного механизма улитки, что приводит как к потере чувствительности, так и к ухудшению остроты частотно-избирательных кохлеарных фильтров (Patterson et al., 1982; Glasberg, Moore, 1986; Leek, Summers, 1993; Davis-Venn et al., 2015). Снижение чувствительности можно компенсировать применением звукоусиливающих слуховых аппаратов, но значительно труднее компенсировать снижение разрешающей способности.

Для поиска путей решения этой проблемы необходимо точное измерение разрешающей способности слуха. Одним из эффективных методов измерения разрешающей способности слуха является использование звуковых тест-сигналов с гребенчатыми спектрами (girppled spectra). Такие спектры характеризуются периодическим чередованием спектральных максимумов и минимумов (спектральные

гребни). Максимальная плотность гребней, при которой различается гребенчатая структура спектра, служит мерой ЧРС.

Тугоухость (потеря слуха, hearing loss) или замена нормального слуха кохлеарным имплантом сопровождается снижением разрешения гребенчатой структуры спектра по сравнению с нормальным слухом (Chi et al., 1999; Leek, Summers, 2001; Henry et al., 2005; Litvak et al., 2007; Bernstein et al., 2013; Mechraei et al., 2014).

На испытуемых с нормальным слухом показано, что предельная плотность гребней, доступная для различения, зависит от формы гребней: чем уже (острее) гребни, тем выше предел разрешения (Supin et al., 2022). Возникает вопрос: может ли обострение спектральных компонентов служить средством восстановления разрешающей способности слуха при тугоухости? Для решения этого вопроса, в данном исследовании измеряли разрешающую способность слуха у испытуемых с нормальным слухом и с разной степенью тугоухости, обусловленной возрастными изменениями. Для измерений использовали тест-сигналы с гребенчатыми спектрами при разной ширине спектральных гребней.

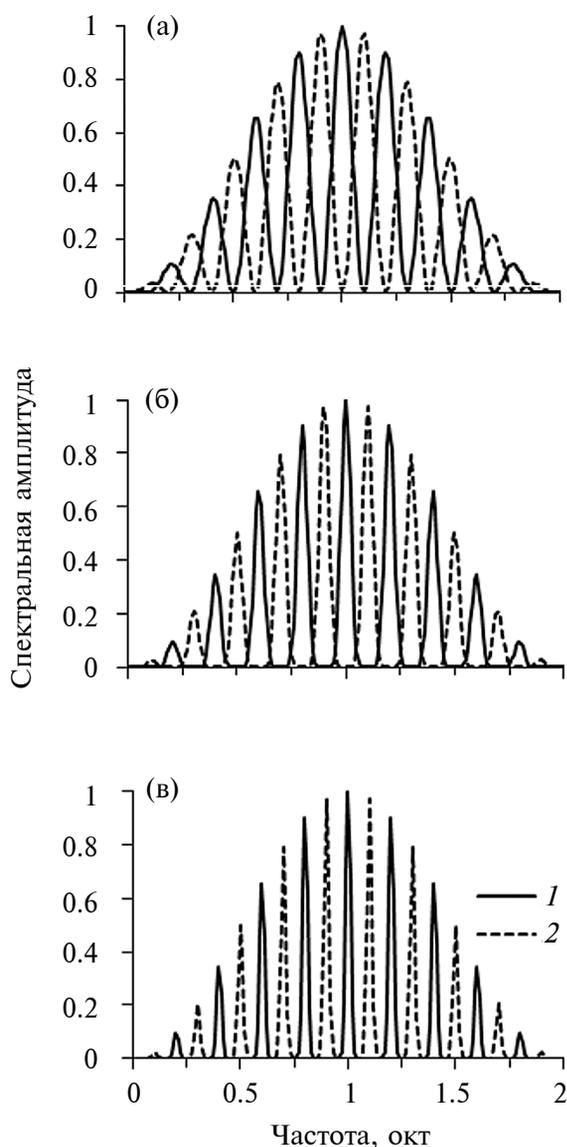


Рис. 1. Характеристики фильтров, примененных для синтеза гребенчатых сигналов, с разной шириной гребней. Плотность гребней 5 цикл/окт. Эквивалентная ширина гребней: *a* — 37% от частотного интервала между соседними гребнями; *b* — 16%; *v* — 9% (показатели степени в уравнении (1) соответственно 1, 4 и 16). 1 и 2 — варианты характеристик с противоположными положениями спектральных максимумов и минимумов на шкале частот.

МЕТОДИКА

Испытуемые. Измерения выполнены на 20 испытуемых в возрасте от 26 до 82 лет. При выборе испытуемых в широком возрастном диапазоне исходили из предположения, что испытуемые старших возрастов могут иметь тугоухость (снижение слуховой чувствительности, проявляющееся в повышенных тональных порогах). Все

испытуемые имели опыт участия в экспериментах с различением сигналов с гребенчатыми частотными спектрами.

Условия эксперимента. Во время измерений (как при тональной аудиометрии, так и при измерении ЧРС) испытуемый находился в звукозаглушающей кабине MINI 350 (IAC, Германия). Кабина обеспечивала ослабление внешних звуков не менее 40 дБ.

Тональная аудиометрия. Стандартная тональная аудиометрия была проведена для всех испытуемых. Использован аудиометр АА-02 (Биомедилен, С.-Петербург, Россия).

Сигналы для измерения ЧРС. Для измерения ЧРС применяли тест-сигналы с гребенчатыми спектрами. Сигналы синтезировали цифровым способом, пропуская белый шум (случайную последовательность чисел в диапазоне ± 1) через фильтры, задающие как частотную полосу, так и гребенчатую структуру спектра сигнала. Частотные характеристики фильтров имели огибающую в виде одного периода смещенной косинусоиды (т.е. в диапазоне значений от 0 до 2) с центральной частотой 2 кГц и периодом 2 октавы (от 1 до 4 кГц, рис. 1).

В пределах частотной полосы, заданной огибающей, спектр имел периодические максимумы и минимумы, форма которых задавалась формулой

$$A(f) = [0.5 + 0.5\cos(\pi Df)]^e \quad (1)$$

где $A(f)$ — спектральная амплитуда, f — частота (окт относительно 1 кГц), D — плотность гребней (цикл/окт), e — показатель степени, задающий ширину гребней. Поскольку сигналы были центрированы на частоте 2 кГц (одна окт относительно частоты 1 кГц), во всех случаях $f = 1$. Использовали значения e , равные 1, 2, 4, 8, 16 и 32. При $e = 1$ форма спектра была смещенной синусоидой от частоты, выраженной в октавах, с эквивалентной шириной гребня 37% от частотного интервала между гребнями. При $e > 1$ гребни были более узкими: при значениях e , равных 2, 4, 8, 16 и 32 ширина гребней составляла соответственно 28, 20, 16, 13 и 9% от частотного интервала между гребнями.

Спектры сигналов, полученных фильтрацией белого шума, имели такую же гребенчатую структуру с теми же значениями эквивалентной прямоугольной ширины гребней. Уровень сигналов выбирался испытуемым как комфортный для прослушивания сигналов, поэтому он различался в зависимости от тональных порогов и составлял 50–55 дБ над тональным порогом на частоте 2 кГц.

В процессе измерения использовали два типа сигналов: тестовый и референтный. Оба сигнала имели одинаковый уровень, спектральную полосу, плотность гребней и ширину гребней. Различие между тестовым и референтным сигналами состояло в том, что в тестовом сигнале каждые 400 мс положения максимумов и минимумов спектральной

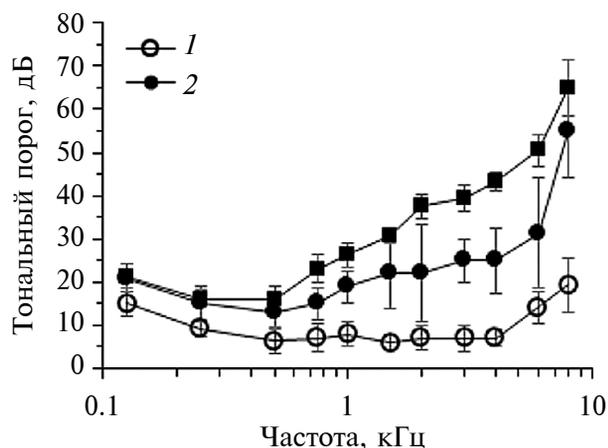


Рис. 2. Усредненные аудиограммы испытуемых по категориям потери слуха. 1 — нормальный слух; 2 — легкая потеря слуха; 3 — умеренная потеря слуха. Планки погрешностей — стандартные ошибки средних значений.

амплитуды менялись местами (варианты 1 и 2 на рис. 2).

Сигнал содержал три полных цикла переключений между двумя вариантами спектра, так что полная длительность сигнала составляла 2400 мс. У референтного сигнала спектр оставался постоянным в течение всей его длительности, которая также была равна 2400 мс. Плотность гребней (одинаковую в тестовом и референтном сигналах) меняли ступенчато, используя следующую шкалу: 2, 3, 5, 7, 10, 15, 20, 30, 50 цикл/окт (квазилогарифмическая шкала с шестью значениями на десятичную логарифмическую единицу).

Процедура измерения ЧРС. ЧРС оценивали как максимальную плотность гребней спектра, при которой испытуемый различал сигналы с разным положением спектральных гребней на шкале частот. Использовали трехальтернативную процедуру с принудительным выбором в сочетании с адаптивным варьированием плотности гребней спектра сигналов. В каждой пробе испытуемому предъявляли три сигнала: один тестовый и два референтных. Порядок следования сигналов (тесовый сигнал на первом, втором или третьем месте) меняли от пробы к пробе в случайном порядке. Каждый сигнал длился 2400 мс, интервалы между ними были 400 мс. Задача испытуемого состояла в том, чтобы определить, какой из сигналов (тесовый) отличается от двух других (референтных), и сообщить, какой из трех сигналов отличается.

Адаптивное варьирование стимула состояло в том, что плотность гребней в каждой пробе зависела от результата распознавания сигналов в предыдущей пробе. После одного правильного ответа

плотность гребней в следующей пробе не меняли. После двух подряд правильных ответов плотность гребней в следующей пробе увеличивали на один шаг. После ошибки плотность гребней в следующей пробе уменьшали на один шаг. Такое варьирование приводит к тому, что варьируемый параметр (плотность спектральных гребней) колеблется около значения, которое обеспечивает вероятность правильных ответов, равную $0.5^{0.5} = 0.71$ (Levitt, 1971). Это значение принимали за предел различения гребенчатой структуры спектра, поскольку оно близко к средней точке (0.67) между уверенным различением тестового и референтного сигналов (вероятность правильного ответа 1.0) и случайным угадыванием одного из трех сигналов (вероятность 0.33). Процедуру продолжали до тех пор, пока не получали десять точек реверсии (переход от увеличения плотности гребней к уменьшению и обратно). Среднее значение плотности гребней в этих десяти точках реверсии принимали за оценку ЧРС в данном эксперименте.

При каждом значении ширины гребней на каждом испытуемом измерении повторяли трижды. Среднее значение трех измерений принимали за окончательную оценку ЧРС у данного испытуемого при данном значении ширины гребня.

Статистика. Статистическую оценку данных выполняли, используя программу Prism Graph Pad (Graph-Pad Software, San Diego, США).

Модели. В моделях, примененных для объяснения полученных результатов, вычисляли профили возбуждения, создаваемые сигналами (внутренние спектры) и автокорреляграммы входных и воспринимаемых сигналов.

Профиль возбуждения вычисляли сверткой спектра входного сигнала с частотной характеристикой кохлеарного фильтра. Согласно формуле, приведенной в работе (Glasberg, Moore, 1986), на частоте 2 кГц, соответствующей максимуму спектра гребенчатого сигнала, полоса пропускания кохлеарного частотно-избирательного фильтра составляет 12.5% от центральной частота, что соответствует 0.16 октавы. Эту величину принимали за полосу пропускания фильтра в модели.

Автокорреляционные функции сигналов рассчитывались обратным фурье-преобразованием частотного спектра мощности.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Тональная аудиометрия. Несмотря на значительный межиндивидуальный разброс, наблюдали очевидную тенденцию, связывающую возраст и тональные пороги: чем старше возраст, тем (в среднем) выше тональные пороги. Для порогов на частотах 0.5–4 кГц усредненная тенденция составила 0.6 дБ/год, для частоты 2 кГц (на которой проводили измерения ЧРС, см. далее) — 0.7 дБ/год (рис. 2).

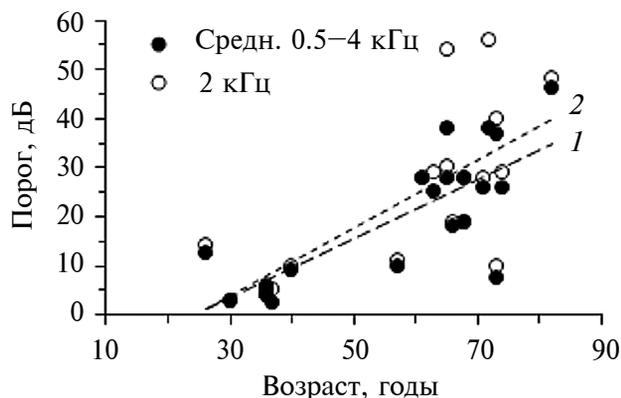


Рис. 3. Зависимость порогов слухового восприятия от возраста испытуемого. Приведены средние значения порогов на частотах 0,5, 1, 2 и 4 кГц и пороги на центральной частоте сигналов для измерения ЧРС (2 кГц), как указано в легенде.

По результатам тональной аудиометрии и в соответствии с шкалой Всемирной организации здравоохранения (Olusanya et al., 2019) восемь испытуемых (от 26 до 73 лет) имели нормальный слух (пороги воздушной проводимости для частот 500, 1 000, 2 000 и 4 000 Гц в среднем не выше 15 дБ), трое испытуемых (от 26 до 73 лет) характеризовались легкой потерей слуха (mild, пороги от 16 до 25 дБ), восемь испытуемых (от 61 до 82 лет) характеризовались умеренной потерей слуха (moderate, пороги от 26 до 40 дБ) и один испытуемый — сильной потерей слуха (severe, 41–55 дБ). Испытуемые с более значительной потерей слуха (profound или deafness) не были исследованы.

Во всех трех группах испытуемых наблюдали повышение порогов на высоких частотах (см. рис. 2). Однако частоты, начиная с которых происходило явное повышение порогов, различались: от 4 кГц для группы с нормальным слухом (см. рис. 2, 1) до 0,5 кГц у группы с умеренной и сильной потерей слуха (см. рис. 2, 3); группа со слабой потерей слуха характеризовалась промежуточным положением усредненной аудиограммы (см. рис. 2, 2).

Имела место корреляция тональных порогов с возрастом. Для среднего значения порогов на частотах 500, 1 000, 2 000 и 4 000 Гц коэффициент корреляции составил 0,77, для порогов на частоте 2 кГц (центральная частота для сигналов, которыми измеряли ЧРС) коэффициент корреляции составил 0,72. Связь тональных порогов с возрастом проявлялась также в наклонах линий регрессии для функций, связывающих эти величины (рис. 3).

Для усредненного порога на частотах 0,5–4 кГц наклон линии регрессии и соответствующая стандартная ошибка составили $0,62 \pm 0,14$ дБ/год, для частоты 2 кГц $0,74 \pm 0,20$ дБ/год. Наряду

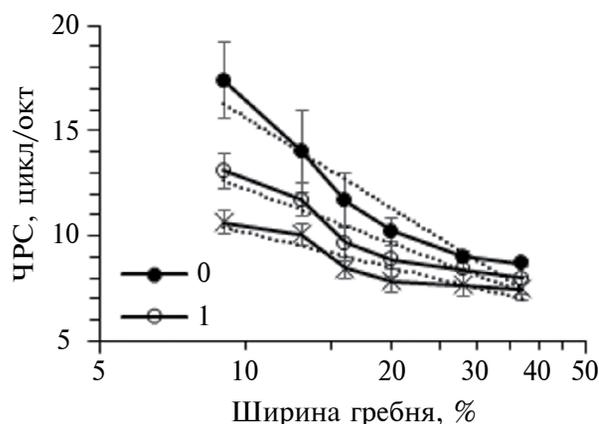


Рис. 4. Зависимость ЧРС от ширины спектральных гребней. Ширина гребней указана в процентах от частотного интервала между соседними гребнями.

с указанной тенденцией наблюдали значительный разброс данных, т.е. у испытуемых близких возрастов тональные пороги могли значительно различаться.

Влияние ширины гребней на ЧРС. Влияние ширины гребней на ЧРС зависело от степени потери слуха (рис. 4).

У испытуемых с нормальным слухом сужение гребней спектра приводило к значительному повышению ЧРС: усредненная зависимость аппроксимируется линией регрессии с наклоном $-0,28$ (цикл/окт)/% и стандартной ошибкой $0,1$ (цикл/окт)/%. Отрицательный наклон линии регрессии отражает то обстоятельство, что чем больше ширина гребня, тем хуже разрешение. У испытуемых с умеренной и значительной потерей слуха этот эффект был значительно слабее (наклон линии регрессии и стандартная ошибка $-0,11 \pm 0,05$ (цикл/окт)/%). У испытуемых с легкой потерей слуха зависимость имела промежуточный характер: наклон линии регрессии $-0,17 \pm 0,06$ (цикл/окт)/%.

ОБСУЖДЕНИЕ

Природа потери слуха. Различия в слуховых порогах между испытуемыми мы относили за счет возрастной потери слуха. Об этом свидетельствует значимая корреляция между тональным порогом и возрастом испытуемых (см. рис. 3). Поэтому полученные данные о зависимости ЧРС от ширины гребней спектра, как минимум, могут быть отнесены к случаям потери слуха, зависящим от возраста. Вместе с тем значительный разброс данных показывает, что и другие факторы могли существенно влиять на пороги. Это не исключает возможности применения полученных результатов и к другим

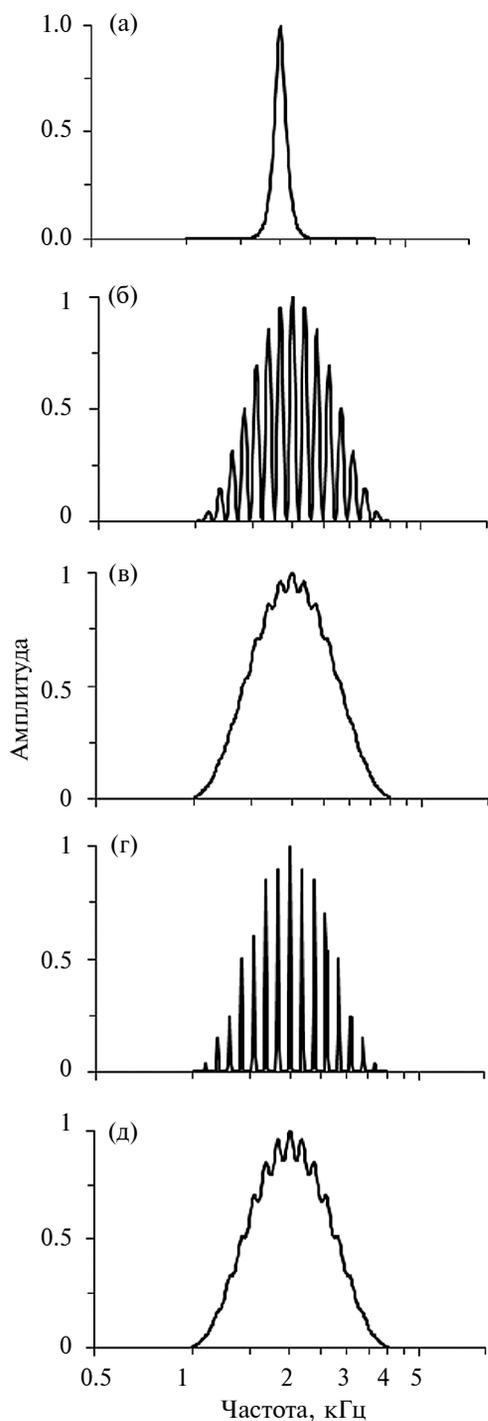


Рис. 5. Спектральная модель различения гребенчатой структуры спектра при разной ширине гребней: нормальный слух *a* — характеристика кохлеарного фильтра с эквивалентной прямоугольной полосой пропускания 0.16 окт (моделирование восприятия сигналов при нормальном слухе); *б* — спектр входного сигнала с плотностью спектральных гребней 8 цикл/окт, шириной гребней 37% (косинусоидальная форма гребней); *в* — расчетный профиль возбуждения при характеристиках, приведенных на поз. *a* и *б*, *г* и *д*, — то же при ширине гребней 12%. Спектральная амплитуда нормирована, принимая максимум спектра за единицу.

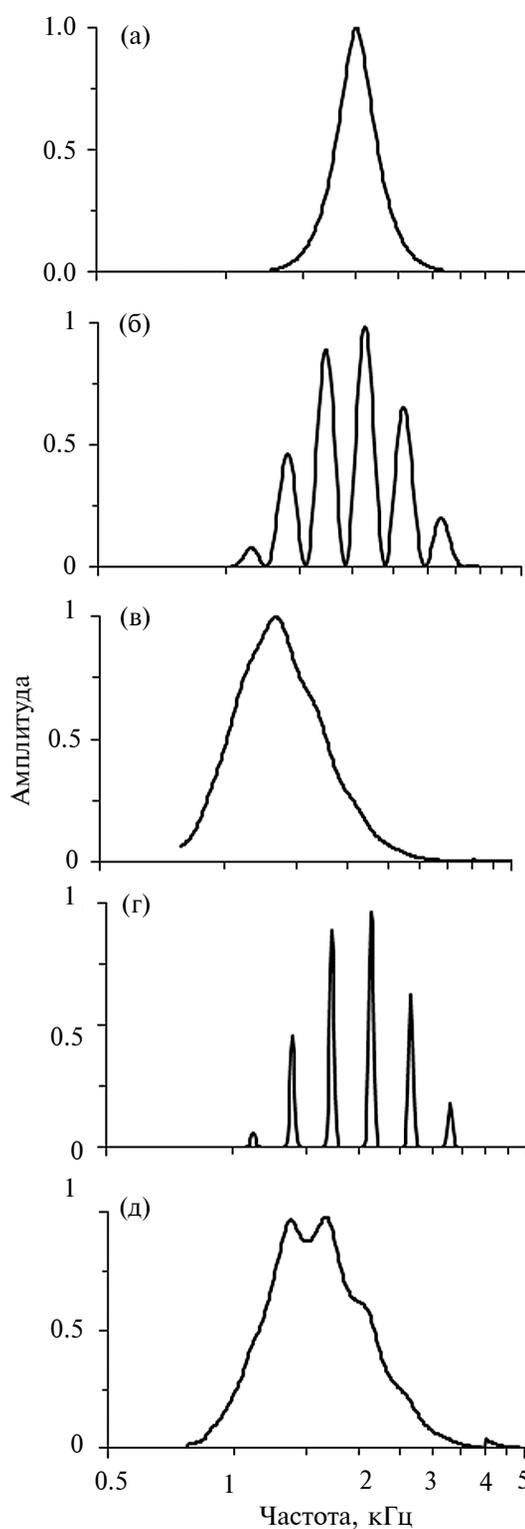


Рис. 6. То же, что рис. 6 при полосе пропускания кохлеарного фильтра 0.4 окт и плотности спектральных гребней 3.2 цикл/окт (моделирование восприятия сигналов при снижении добротности фильтра в 2.5 раза по сравнению с нормой). Сужение гребней приводит к углублению гребенчатой структуры профиля возбуждения, так же как при нормальном слухе.

случаям сенсоневральной потери слуха, если они обусловлены теми же механизмами.

Спектральный механизм различения гребенчатых спектров. Зависимость ЧРС от ширины спектральных гребней была ранее показана для испытуемых с нормальным слухом (Supin et al., 2022): сужение спектральных гребней приводило к возможности различения более высоких плотностей гребней. Этот эффект удовлетворительно объяснялся моделью профиля возбуждения (внутреннего спектра), которая представляет зависимость выходного сигнала частотно-избирательных фильтров от характеристики частоты. При гребенчатом спектре входного сигнала профиль возбуждения также характеризуется гребенчатым рисунком, но за счет интегрирования спектральных составляющих в полосе пропускания фильтров глубина гребней в профиле возбуждения меньше, чем в спектре входного сигнала. Сужение гребней спектра приводит к увеличению глубины модуляции профиля из-за увеличенных интервалов между гребнями. Увеличенная глубина модуляции профиля возбуждения облегчает различение гребенчатой структуры спектра сигнала.

Увеличение глубины модуляции профиля возбуждения воспроизводилось в данном исследовании моделью спектрального различения. Для моделирования использована форма кохлеарных фильтров, аппроксимированная функцией скругленной экспоненты (*roex*) (Patterson et al., 1982). В соответствии с формулой, описывающей зависимость полос пропускания кохлеарных фильтров от центральной частоты (Glasberg, Moore, 1990), принимали, что на частоте 2 кГц полоса пропускания составляла 237 Гц (приблизительно 12% от центральной частоты, или 0.16 октавы). Расчет показал (рис. 5), что при узких гребнях спектра входного сигнала (рис. 5, *з*) профиль возбуждения имеет более глубокую модуляцию (рис. 5, *д*), чем при широких гребнях (рис. 5, *б* и *в*).

При сенсоневральной потере слуха возникают два эффекта.

1. Потеря чувствительности к высоким частотам звука, из-за чего в профиле возбуждения происходят выпадение высоких частот и сдвиг спектрального максимума в сторону низких частот.

2. Снижение селективности частотно-избирательных кохлеарных фильтров вследствие снижения усиления активного механизма улитки.

Сдвиг профиля возбуждения относительно спектра входного сигнала воспроизводится в модели спектрального различения (рис. 6).

Глубина модуляции внутреннего спектра зависит от соотношения плотности гребней во входном сигнале и добротности частотно-избирательных фильтров (чем ниже это отношение, тем ближе внутренний спектр к спектру сигнала). Поэтому решающую

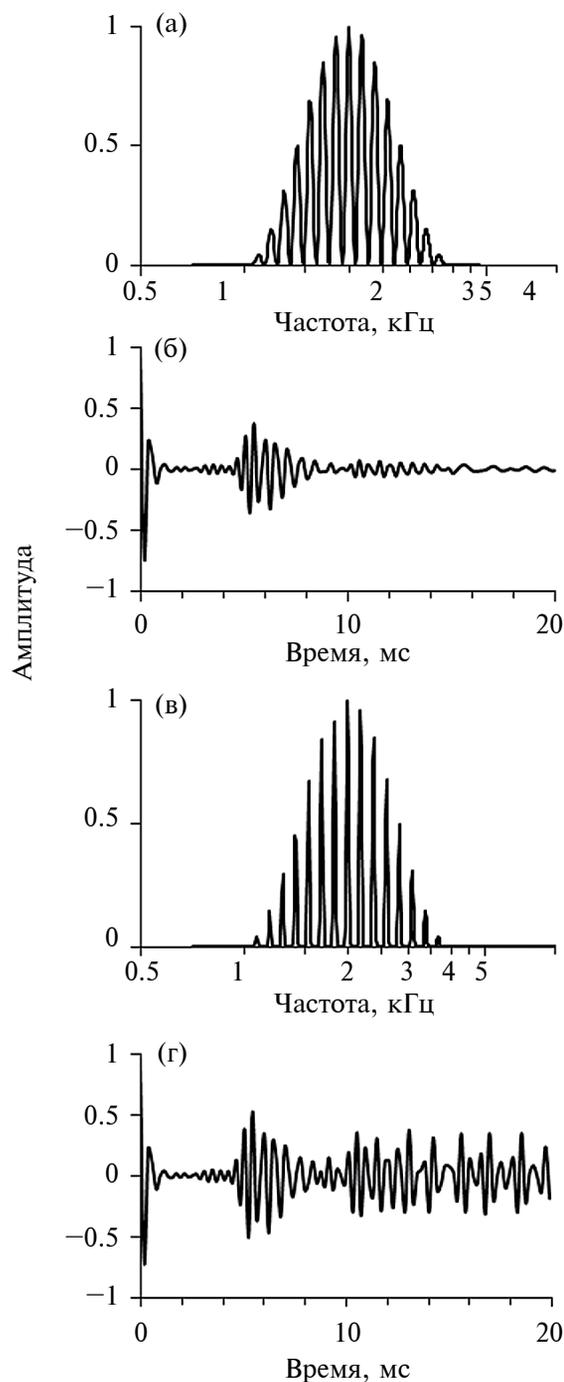


Рис. 7. Автокоррелограммы сигнала с разной шириной гребней для нормального слуха

a — спектр воспринимаемого сигнала (идентичен спектру входного сигнала) с плотностью гребней 8 цикл/окт и шириной гребней 37% (косинусоидальная форма гребней); *б* — автокоррелограмма сигнала. Амплитуда нормализована относительно значения на нулевой задержке, которое принято за единицу. Автокорреляция максимальна на задержке 5.6 мс, что численно равно плотности гребней в максимуме спектра в размерности цикл/кГц; *в* и *з* — то же, что *a* и *б* при ширине гребней 16%. При узких гребнях амплитуда и длительность задержанного сегмента автокоррелограммы увеличены по сравнению с таковыми при широких гребнях спектра.

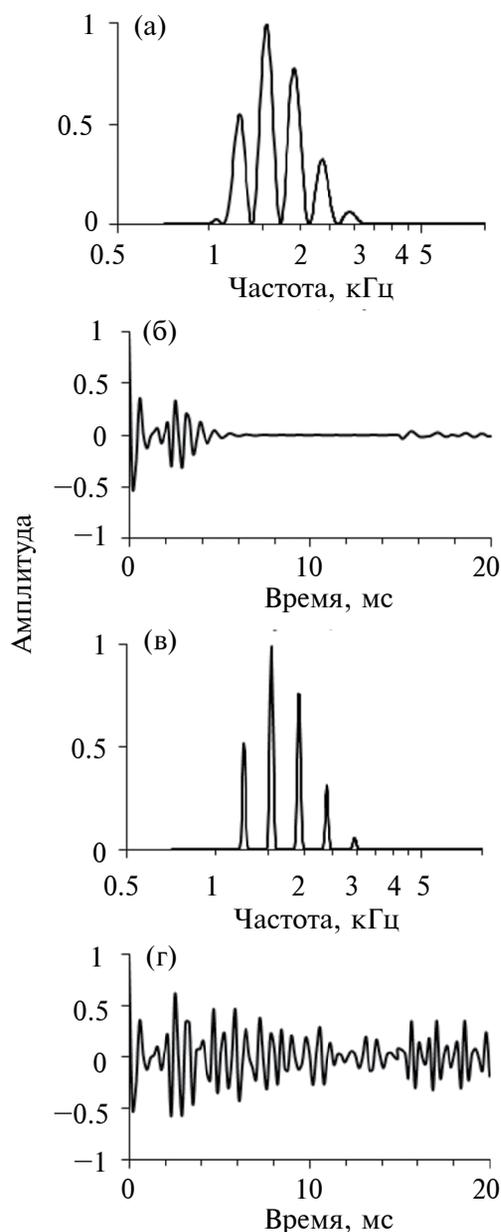


Рис. 8. То же, что на рис. 7 для умеренной потери слуха. Плотность гребней 3.2 цикл/окт. Спектр воспринимаемого сигнала смещен относительно спектра входного сигнала в сторону низких частот на 0.4 окт (максимальный пик на частоте 1.54 кГц вместо 2 кГц во входном сигнале). Автокорреляция максимальна на задержке 2.5 мс, что численно равно плотности гребней в максимуме спектра в размерности цикл/кГц. Так же, как и при нормальном слухе, при узких гребнях амплитуда и длительность задержанного сегмента автокорреллограммы увеличены по сравнению с такими при широких гребнях спектра.

роль в снижении разрешающей способности слуха играет снижение остроты избирательности фильтров. При сниженной добротности фильтров пороговая глубина модуляции внутреннего спектра достигается

при пропорциональном снижении плотности гребней спектра сигнала, что проявляется как сниженное разрешение гребенчатой структуры спектра.

Если плотность гребней снижена пропорционально снижению остроты фильтров, то сужение гребней должно вызывать у испытуемых с сенсоневральной потерей слуха улучшение ЧРС, так же как у испытуемых с нормальным слухом. Этот эффект воспроизводится моделью и демонстрируется сравнением рис. 5 (нормальный слух, полоса пропускания фильтров 0.16 окт, плотность гребней 8 цикл/окт) и рис. 6 (сниженный слух, полоса пропускания фильтров расширена до 0.4 окт, плотность гребней снижена до 3.2 цикл/окт). В том и другом случае сужение ширины гребней с 37 до 13% приводит к увеличению глубины модуляции внутреннего спектра, так что пороговая глубина модуляции достигается при более высокой плотности гребней.

Это предсказание модели противоречит экспериментальным данным. Экспериментальные данные показали, что у испытуемых с нормальным слухом сужение спектральных гребней приводит к повышению различаемой плотности гребней, что согласуется с моделью. У испытуемых с значительной потерей слуха разрешение гребенчатой структуры спектра сигнала практически не зависит от ширины гребней, что противоречит модели.

Таким образом, модель *не воспроизводит* экспериментальные данные и не может быть применена для их объяснения.

Временной механизм различения гребенчатых спектров. У испытуемых с нормальным слухом ЧРС, определяемая по возможности различения двух сигналов с гребенчатым спектром при одинаковой плотности гребней, но с разным положением гребней на шкале частот, обусловлена в основном спектральным механизмом. Преимущественное действие спектрального механизма возникает потому, что при одинаковых плотностях гребней задержки автокорреляции двух сигналов также одинаковы; в результате временной механизм оказывается неэффективным. Однако у испытуемых с значительной потерей слуха эффективность спектрального механизма может быть значительно снижена из-за снижения остроты частотно-избирательных фильтров. Тогда ЧРС может определяться временным механизмом, работа которого мало зависит от остроты частотно-избирательных фильтров. В этой ситуации ключевую роль может играть выпадение восприятия высоких частот. Дело в том, что задержка автокорреляции гребенчатого сигнала численно равна плотности гребней в расчете на единицу частоты. Поэтому меньшая задержка автокорреляции имеет место на более высоких частотах:

$$d = D_{\text{lin}} \approx 1.4 D_{\text{oct}} / f, \quad (2)$$

где d (мс) — задержка автокорреляции, D_{lin} (цикл/кГц) — плотность гребней в линейной шкале

частот (количество гребней на единицу частоты), $D_{\text{окт}}$ (цикл/окт) — плотность гребней в логарифмической (октавной) шкале, f — частота (кГц). Если временной механизм способен обнаруживать автокорреляцию сигнала при задержках не более некоторой предельной величины, то выпадение высокочастотных компонентов сигнала может привести к тому, что задержка окажется за пределами обнаружения автокорреляции, из-за чего гребенчатая структура может обнаруживаться только при более низкой плотности гребней.

Влияние эффекта сужения спектральных гребней на автокорреляцию воспринимаемого сигнала представлено на рис. 7 (нормальный слух) и рис. 8 (умеренная потеря слуха).

При нормальном слухе спектр воспринимаемого сигнала незначительно отличается от спектра входного сигнала. При ширине спектральных гребней 37% и плотности гребней 8 цикл/окт (что близко к экспериментально полученному значению ЧРС) в автокоррелограмме имеется задержанный сегмент, максимум которого близок к 5.6 мс, что численно равно плотности гребней в размерности цикл/кГц в максимуме спектра. Сужение гребней спектра до 13% приводит к увеличению длительности задержанного сегмента и возрастанию амплитуды колебаний. Согласно ранее представленной интерпретации (Supin et al., 2022), эти эффекты обеспечивают удлинение задержки, при которой возможно обнаружение задержанного сегмента АКФ, что приводит к более высокому разрешению гребенчатой структуры спектра и повышению ЧРС.

У испытуемых с потерей слуха происходит сдвиг максимума частот воспринимаемого сигнала в сторону более низких частот: при усредненной аудиограмме (как на рис. 7, 3) максимум спектра сдвигается с 2 кГц (1 окт относительно 1 кГц) до приблизительно 1.5 кГц (0.6 окт) (см. рис. 8). При этом пик задержанного сегмента возникает при задержке приблизительно 2.5 мс, что численно равно плотности гребней в размерности цикл/кГц в воспринимаемом спектре сигнала. Сужение гребней вызывает эффект, качественно сходный с таковым у нормально слышащих испытуемых: длительность и амплитуда задержанного сегмента автокоррелограммы увеличиваются. Однако экспериментальные данные показали (см. рис. 4), что разрешение гребенчатой структуры спектра остается не лучше, чем около 4 цикл/окт. У нормально

слышащих испытуемых при косинусоидальной форме спектральных гребней (эквивалентная прямоугольная ширина 37%) временной механизм анализа обеспечивает различение спектральных гребней до 26 цикл/окт (Nechaev et al., 2019) или более 30 цикл/окт (Milekhina et al., 2019). В нашем исследовании разрешение гребенчатой структуры спектра у нормально слышащих испытуемых составляло менее 10 цикл/окт. Из этих данных следует, что при использованной схеме эксперимента (различение гребенчатого тест-сигнала и гребенчатого референтного сигнала) у нормально слышащих испытуемых ЧРС не определялась временным механизмом. При значительном снижении добротности кохлеарных фильтров у испытуемых с потерей слуха преобладание временного механизма анализа возможно. Причем необходимо допустить, что при потере слуха диапазон задержек, в котором возможно обнаружение автокорреляции, сокращен по сравнению с нормой, на что указывает сниженная ЧРС. Этот сокращенный диапазон заметно не продлевается при увеличении автокорреляции во входном сигнале.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Помимо известных эффектов (повышение слуховых порогов, сокращение частотного диапазона слуха, снижение добротности кохлеарных частотно-избирательных фильтров) сенсоневральная потеря слуха сокращает диапазон задержек, в котором возможно обнаружение автокорреляции входного сигнала.

БЛАГОДАРНОСТИ

Работа поддержана РНФ, грант 23–25–00148.

ВКЛАД АВТОРОВ

Концептуализация и подготовка рукописи выполнены А. Я. Супиным и Д. И. Нечаевым. Измерения и первичная обработка данных проделаны О. Н. Милехиной, Д. И. Нечаевым, М. С. Томозовой.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

Discrimination of rippled spectra with various ripple widths in listeners with normal and impaired hearing

D. I. Nechaev^a, O. N. Milekhina^a, M. S. Tomozova^a, A. Ya. Supin^{a*}

*^aInstitute of Ecology and Evolution of The Russian Academy of Sciences
119071, Moscow, Leninsky Prospect, 33, Russia*

**E-mail: alex_supin@mail.ru*

In listeners aged 26 to 82 years with various degrees of hearing loss (from normal to moderate), the frequency resolving power (FRP) was assessed as the resolved ripple density resolution in rippled-spectrum signals at various ripple widths. In normal-hearing listeners, FRP increased with narrowing the ripple width. In impaired-hearing listeners, the effect of narrowing the ripple width was minor. The difference between the normal- and impaired-hearing listeners could not be explained by the excitation pattern model of the rippled spectrum resolution. The temporal analysis model did explain this difference on an assumption that in normal hearing listeners, enhancing the autocorrelation of the input signal resulted in prolongation of the delay at which the autocorrelation could be detected by the auditory system, whereas in impaired-hearing listeners this effect was reduced or absent.

Key words: hearing, hearing loss, rippled spectra, spectral resolution, temporal resolution

REFERENCES

- Bernstein J. G. W., Golbarg M. G., Shamma S., Gallun F. J., Theodoroff S. M., Leek M. R. Spectrotemporal modulation sensitivity as a predictor of speech intelligibility for hearing-impaired listeners. *J. Am. Acad. Audiol.* 2013. V. 24. P. 293–306.
- Chi T., Gao Y., Guyton M. C., Ru P., Shamma S. Spectro-temporal modulation transfer functions and speech intelligibility. *J. Acoust. Soc. Am.* 1999. V. 106. P. 2719–2732.
- Davis-Venn E., Nelson P., Souza P. Comparing auditory filter bandwidths, spectral ripple modulation detection, spectral ripple discrimination, and speech recognition: Normal and impaired hearing. *J. Acoust. Soc. Am.* 2015. V. 138. P. 492–503.
- Glasberg B. R., Moore B. C. J. Auditory filter shapes in subjects with unilateral and bilateral cochlear impairments. *J. Acoust. Soc. Am.* 1986. V. 79. P. 1020–1033.
- Glasberg B. R. and Moore, B. C. J. Derivation of auditory filter shapes from notched-noise data. *Hearing Res.* 1990. V. 47. P. 103–138.
- Henry B. A., Turner C. W., Behrens A. Spectral peak resolution and speech recognition in quiet: Normal hearing, hearing impaired, and cochlear implant listeners. *J. Acoust. Soc. Am.* 2005. V. 118. P. 1111–1121.
- Leek M. R., Summers V. Auditory filter shapes of normal-hearing and hearing-impaired listeners in continuous broadband noise. *J. Acoust. Soc. Am.* 1993. V. 94. P. 3127–3137.
- Leek M. R., Summers V. Pitch strength and pitch dominance of iterated rippled noise in hearing-impaired listeners. *J. Acoust. Soc. Am.* 2001. V. 109. P. 2944–2954.
- Litvak L. M., Spahr A. J., Saoji A. A., Fridman G. Y. Relationship between the perception of spectral ripple and speech recognition in cochlear implant and vocoder listeners. *J. Acoust. Soc. Am.* 2007. V. 122. P. 982–991.
- Levitt H. Transformed up-down methods in psychoacoustics. *J. Acoust. Soc. Am.* 1971. V. 49. P. 467–477.
- Mechraei G., Gallun F. J., Leek M. R., Bernstein J. G. Spectrotemporal modulation sensitivity for hearing-impaired listeners: Dependence on carrier center frequency and the relationship to speech intelligibility. *J. Acoust. Soc. Am.* 2014. V. 136. P. 301–316.
- Milekhina O. N., Nechaev D. I., Supin A. Y. Rippled-spectrum resolution dependence on frequency: Estimates obtained by discrimination from rippled and nonrippled reference signals. *J. Acoust. Soc. Am.* 2019. V. 146. P. 2231–2239.
- Nechaev D. I., Milekhina O. N., Supin A. Y. Estimates of ripple-density resolution based on the discrimination from rippled and nonrippled reference signals. *Trends in Hearing.* 2019. V. 23. P. 1–9.
- Olusanya B. O., Davis A. C., Hoffman H. J. Hearing loss grades and the international classification of functioning, disability and health. *Bull. World Health Organ.* 2019. V. 97. P. 725–728.
- Patterson R. D., Nimmo-Smith I., Weber D. L., Milroy R. The deterioration of hearing with age: Frequency selectivity, the critical ratio, the audiogram, and speech threshold. *J. Acoust. Soc. Am.* 1982. V. 72. P. 1788–1803.
- Supin A. Y., Milekhina O. N., Nechaev D. I., Tomozova M. S. Ripple density resolution dependence on ripple width. *PLoS ONE.* 2022. V. 17. e0270296.