

УДК 612.821

## ТЕСТИРОВАНИЕ СПЕКТРАЛЬНО-ВРЕМЕННОГО РАЗРЕШЕНИЯ СЛУХА СИГНАЛАМИ С ГРЕБЕНЧАТЫМИ СПЕКТРАМИ

© 2019 г. О. Н. Милехина<sup>а</sup>, Д. И. Нечаев<sup>а</sup>, В. В. Попов<sup>а</sup>, А. Я. Супин<sup>а</sup>, \*

<sup>а</sup>Институт проблем экологии и эволюции Российской Академии Наук,  
Москва 119071, Ленинский проспект 33, Россия

\*e-mail: alex\_supin@mail.ru

Поступила в редакцию 30.01.2019 г.

После доработки 02.04.2019 г.

Принята к публикации 12.05.2019 г.

Сигналы с гребенчатыми спектрами применяются для тестирования частотной избирательности слуха как при исследованиях фундаментальных механизмов слуха, так и в практической аудиологии. Они позволяют измерять не добротность отдельных частотно-избирательных каналов-фильтров, а непосредственно способность анализировать звуковые сигналы со сложным спектрально-временным рисунком. Исследования с применением тест-сигналов с гребенчатыми спектрами показали роль ряда фундаментальных слуховых механизмов – компрессивной нелинейности, латерального подавления, спектрального и временного механизмов частотного анализа – в восприятии сложных звуковых сигналов. Имеется успешный опыт применения тест-сигналов с гребенчатыми спектрами для оценки остроты слуха у пациентов с тугоухостью и у носителей кохлеарных имплантов.

**Ключевые слова:** слух, разрешающая способность, гребенчатые спектры

**DOI:** 10.1134/S0301179819030068

### СПОСОБЫ ТЕСТИРОВАНИЯ ЧАСТОТНОЙ ИЗБИРАТЕЛЬНОСТИ СЛУХА

Оценка остроты слуха – первый и необходимый этап при обследовании слуховой системы, независимо от того, какова цель обследования – диагностика, оценка профпригодности или любая иная. Однако возникает резонный вопрос: что считать остротой слуха. Стандартная аудиометрия состоит в измерении порога восприятия чистых тонов, т.е. оценку чувствительности слуха. Однако острота слуха – это не только чувствительность (способность воспринимать низкоинтенсивные сигналы), но и разрешающая способность (способность отличить один сигнал от другого). При недостаточной разрешающей способности слух не может считаться полноценным даже при нормальной чувствительности.

Сведение аудиометрии к измерению только чувствительности слуха имеет некоторые основания. Они состоят в том, что как высокая чувствительность, так и высокая острота частотной настройки слуха (способность различать звуки с небольшим частотным интервалом) в значительной мере обеспечиваются одним и тем же механизмом – “активным” механизмом слуховой улитки, основанным на свойствах наружных волосковых клеток кортиева органа. Эти клетки сочетают механочувствительность (имеют волосковый аппарат)

и способность к сократительной активности (содержат сократительные белки), благодаря чему действуют как звено положительной обратной связи в улитке. Положительная обратная связь увеличивает амплитуду вибраций (повышает чувствительность) в том участке базилярной мембраны, который настроен на частоту действующих звуковых колебаний (повышает частотную избирательность). Нарушение нормальной работы активного механизма (наружных волосковых клеток) приводит к сопряженному снижению как чувствительности, так и частотной избирательности слуха. Поэтому измерение чувствительности при стандартной аудиометрии – достаточно информативная диагностическая процедура. Но этим не отменяется тот факт, что чувствительность и разрешающая способность – по сути разные характеристики, которые должны оцениваться независимо.

До настоящего времени наиболее распространенный способ оценки разрешающей способности слуха – речевая аудиометрия (speech discrimination test). Острота слуха оценивается по способности испытуемого (пациента) воспроизводить произнесенные диктором слова. За показатель остроты слуха принимают процент правильно воспроизведенных слов. Этот показатель зависит не только от остроты слуха, но и от множества других факторов – фонетического состава слов, знакомства

испытуемого с примененным набором слов и др. Специально подобранные сбалансированные наборы слов по возможности минимизируют зависимость результатов от побочных факторов. Тем не менее, речевая аудиометрия в значительной степени выявляет способность испытуемого к речевому общению, а не характеризует разрешающую способность слуха в чистом виде.

В экспериментальной аудиологии известно несколько способов измерения частотной селективности слуха. Самый известный из них — измерение дифференциального порога по частоте (frequency discrimination limen), т.е. способности различить минимальный сдвиг частоты чистого тона. Наиболее распространены два варианта измерения дифференциального порога по частоте: либо определяется минимальное различие частот, при котором тональные посылки различаются между собой (пороги различения частоты, difference limens for frequency), либо используется частотно-модулированный тон, и определяется минимальный индекс модуляции, при котором модулированный и немодулированный тоны различаются между собой (порог частотной модуляции, frequency modulation difference limen). Первые измерения дифференциального порога по частоте показали, что при оптимальных параметрах сигнала порог может приближаться к 0.2% [51]. Более поздние исследования показали, что, в зависимости от параметров сигнала, порог частотной модуляции может составлять 0.4–0.5% [23, 31, 49, 63].

Дифференциальный порог — важный показатель способности слуховой системы различать звуковые частоты, однако он не показывает способность анализировать звуковые сигналы со сложным спектральным составом (что характерно для многих натуральных звуков, в том числе звуков речи человека). Предполагается, что низкие дифференциальные пороги по частоте возможны благодаря крутым склонам “профиля возбуждения” (уровень возбуждения слуховых рецепторов как функция их положения на базилярной мембране улитки), создаваемого чистым тоном [17, 31, 32, 72], либо участием временного (основанного не на профиле возбуждения в улитке, а на анализе временной структуры исходящего из улитки потока нервных импульсов) механизма частотного анализа [15], либо и тем, и другим. Но дифференциальный порог — специфический показатель, характерный для чистых тонов. Способность анализировать сложные звуковые сигналы, т.е. разделять составляющие их частотные компоненты, зависит от ширины эквивалентных каналов-фильтров слуховой системы (их психофизический эквивалент — критические полосы). Значения дифференциальных порогов по частоте (0.2–0.5%) на порядок ниже, чем ширина полос пропускания слуховых фильтров (критических полос). Согласно формуле, обобщающей результаты многочисленных

измерений [30], в большей части частотного диапазона слуха ширина полос пропускания превышает 10% от характеристической частоты фильтра.

Методы измерения остроты частотной настройки (добротности) слуховых каналов-фильтров также детально разработаны. Большинство из них основано на эффекте частотно-зависимой маскировки: маскировка тем эффективнее, чем меньше различаются частоты сигнала и маскира. Поэтому зависимость маскировки от частоты определяется остротой настройки каналов-фильтров: чем острее настройка, тем резче зависимость маскировки от частоты.

Разработаны варианты маскировочного определения частотной настройки с использованием разных типов маскеров: чистых тонов (метод настроенных кривых [72]), широкополосных и узкополосных шумов (соответственно методы критических отношений и критических полос [73], шумов со спектральной вырезкой [13, 41], шумов с гребенчатыми спектрами [13, 20, 21, 43, 64]). Однако все эти варианты маскировочного метода не вышли за пределы специализированных исследовательских лабораторий и не нашли широкого применения в практической аудиологии. Одна из возможных причин такого положения дел состоит в том, что все маскировочные методы определения остроты частотной настройки являются “многоточечными”. Это означает, что для получения одного значения остроты частотной настройки нужно измерить несколько порогов маскировки при разных соотношениях частот сигнала и маскира. По результатам этих измерений строится кривая “частота–порог”; ширина кривой показывает остроту частотной настройки. Определение семейства порогов маскировки для каждого значения остроты частотной настройки (а таких значений может потребоваться несколько, например, для разных частот) требует значительного времени. Для клинической практики, когда время обследования пациента ограничено, такое свойство метода существенно затрудняет его использование.

Предлагались и более быстрые, “одноточечные” методы измерения остроты частотной настройки: сравнение порогов частотной и амплитудной модуляции [71] или определение минимального частотного интервала между тонами, при котором исчезает “хрипкость”, создаваемая биениями [44, 60]. Однако эти приемы не получили столь же широкого признания, как маскировочные методы. Одноточечным также является метод критических отношений, основывающийся на идее частотно-специфической маскировки [12]. Но критическое отношение сильно зависит от порогового отношения сигнал/шум и поэтому не дает точного значения критической полосы. То же касается и модифицированного метода критических отно-

шений с использованием маскера в виде шума со спектральной вырезкой [61].

Еще одна важная особенность всех перечисленных выше методов: все они предназначены для измерения остроты частотной настройки отдельных частотно-избирательных каналов слуховой системы. Для анализа спектрального состава сложных натуральных звуков острота частотной настройки важна, но результат анализа не всегда может быть однозначно предсказан исходя из этих данных. Между параллельными частотно-избирательными каналами может возникать сложное взаимодействие, обусловленное нелинейными механизмами слуховой улитки. К таким механизмам относятся, в частности, компрессивная нелинейность и латеральное подавление. Для нелинейной системы трудно рассчитать, как преобразование сигнала в ней зависит от характеристик ее составляющих. Поэтому, помимо измерения остроты частотной настройки слуховых каналов, важна прямая оценка способности слуховой системы анализировать и различать сложные звуковые сигналы.

#### ИЗМЕРЕНИЕ ЧАСТОТНОЙ РАЗРЕШАЮЩЕЙ СПОСОБНОСТИ СЛУХА ТЕСТ-СИГНАЛАМИ СО СЛОЖНЫМ СПЕКТРОМ

Решением проблемы может быть использование тест-сигналов, различие которых прямо зависит от частотной разрешающей способности (ЧРС) слуха. В качестве таких сигналов приобрели популярность сигналы с “гребенчатым” спектром (СГС). В таком спектре чередуются максимумы и минимумы спектральной амплитуды. Гребенчатая структура спектра занимает некоторую спектральную полосу, так что с физической (не с информациональной!) точки зрения СГС являются шумами; они часто обозначаются как гребенчатый шум (rippled, comb-filtered noise).

Чередующиеся максимумы и минимумы гребенчатого спектра образуют решетку, которую удобно использовать для измерения ЧРС слуха: чем выше дробность гребенчатого рисунка (плотность элементов спектральной решетки), при которой гребенчатый спектр отличается на слух от не-гребенчатого (“плоского”) спектра, тем выше ЧРС. Этот метод тестирования имеет ряд преимуществ по сравнению с традиционными маскировочными методами. С практической точки зрения, преимущество состоит в том, что метод одноточечный: чтобы получить одно значение ЧРС, нужно измерить только один порог различения гребенчатой структуры спектра. Имеется и принципиальное отличие: тестирование с помощью СГС выявляет не характеристики отдельных частотно-избирательных каналов, а способность анализировать сложные спектральные рисунки, подобные таковым натуральных звуков.

Основной принцип применения СГС для измерения ЧРС состоит в том, что испытуемому предъявляются сигналы с различной плотностью гребней и фиксируется его способность отличать эти тест-сигналы от референтных сигналов, у которых спектр не имеет гребенчатой структуры. Максимальная плотность гребней, при которой возможно различение, принимается за оценку ЧРС. Однако имеется ряд вопросов, касающихся выбора процедуры измерения и параметров применяемых сигналов.

Первый вопрос возникает при выборе параметров тест-сигнала, а именно, характер распределения гребней спектра на частотной оси: равномерный или частотно-пропорциональный. В ранних исследованиях применялись СГС с равномерным распределением гребней, т.е. такие, у которых частотные интервалы между соседними гребнями имеют одинаковую величину. Плотность гребней в этом случае характеризуется числом циклов на единицу частоты, например, кГц (цикл/кГц). Использование такого типа СГС определялось двумя причинами. Во-первых, такие сигналы легко генерировались путем сложения шума с его копией, задержанной на некоторую величину  $\delta t$ . В результате такой операции спектр шума приобретает гребенчатую структуру с интервалами между гребнями  $\delta f = 1/\delta t$ . Соответственно, плотность гребней численно равна задержке:  $D = 1/\delta f = \delta t$  [33]. Вторая причина — тот факт, что широкополосные СГС с равномерным распределением гребней вызывают ощущение высоты звука, соответствующей частотному интервалу между гребнями. Этот эффект получил название тональности повторений (repetition pitch, time separation pitch) и был предметом детального изучения [4, 67–70]. Эффект тональности повторений возникал при частотных интервалах между гребнями спектра от 50 до 2000 Гц, т.е. при плотности гребней от 20 до 0.5 цикл/кГц; эффект был наиболее выражен при частотных интервалах около 500 Гц, т.е. при плотности гребней около 2 цикл/кГц [68]. Эти пределы можно принять за оценку ЧРС для равномерно распределенных гребней спектра.

Широкополосные СГС с равномерным распределением гребней спектра мало пригодны для измерения ЧРС. В большей части частотного диапазона слуха (кроме его низкочастотной части) полосы пропускания частотно-избирательных каналов-фильтров приблизительно пропорциональны характеристической частоте фильтра (как следует из формулы [30]). Поэтому при постоянных частотных интервалах между гребнями спектра их соотношение с полосами пропускания фильтров сильно различается в разных участках частотного диапазона слуха. Если в высокочастотной части диапазона интервалы между гребнями близки к полосам пропускания фильтров, то в низкочастотной части диапазона они окажутся много шире полос

пропускания; и наоборот, если интервалы между гребнями близки к полосам пропускания низкочастотных фильтров, то они много уже полос пропускания высокочастотных фильтров. Возникает неопределенность в оценке ЧРС.

Поэтому для оценки ЧРС были применены СГС с ограниченной частотной полосой. В работах [54–56] использованы тест-сигналы с частотной полосой, ограниченной таким образом, что она всегда содержала четыре гребня; таким образом, чем выше была плотность гребней, тем уже частотная полоса сигнала. Таким способом существенно снижалась неопределенность оценки ЧРС. В значительной части частотного диапазона слуха (1–8 кГц) предел различения гребенчатой структуры спектра был оценен как 22–23 относительных единиц (отношение центральной частоты гребня к интервалу между гребнями). В более распространенной в настоящее время метрике это соответствует приблизительно 16 цикл/окт.

Однако даже при применении узкополосных тест-сигналов имеется некоторая неопределенность в том, к какой частоте в пределах спектральной полосы сигнала следует отнести выявленный предел разрешения гребенчатой структуры. Эта неопределенность меньше, чем при применении широкополосных сигналов, но все же имеется. Поэтому в последующих исследованиях использовали СГС с частотно-пропорциональным распределением гребней [52, 56]. У таких сигналов отношение частотного интервала между гребнями к полосам пропускания частотно-избирательных каналов-фильтров приблизительно постоянно в пределах спектральной полосы. Поэтому без значительной ошибки результат измерения (предел разрешения плотности гребней) можно отнести к любой частоте в пределах спектральной полосы сигнала. С применением СГС с частотно-пропорциональным распределением спектра, оценки ЧРС составили от 11.4 относительных единиц на частоте 1 кГц до 13.9 на частоте 8 кГц, что соответствует от 8.1 до 9.9 цикл/окт [56].

### СПЕЦИФИКА РАЗЛИЧИЕНИЯ СГС

Тестирование слуха с использованием СГС позволило выявить ряд особенностей анализа сложных звуковых сигналов. Эти особенности не были предсказаны исходя из классических сведений о форме и остроте настройки частотных каналов-фильтров. В частности, это касается соотношения ЧРС с остротой настройки слуховых каналов-фильтров. Для линейной системы прохождение сигнала через гребенку фильтров с известной добротностью легко вычисляется путем свертки спектра сигнала и формы фильтра. Такие вычисления предсказывают ЧРС в 2–3 раза ниже, чем найденная в эксперименте [54, 56]. Очевидно, в передаче гребенчатого спектра участвуют процессы, обост-

ряющие частотную избирательность. Таким процессом может быть, в частности, латеральное подавление между соседними каналами. Латеральное подавление в слуховой системе, известное также как двухтоновое подавление, было обнаружено при регистрации ответа волокон слухового нерва [47], вибрации базилярной мембраны слуховой улитки [46] и в психофизических экспериментах с применением маскировки [5, 20]. Можно ожидать, что латеральное подавление приводит к обострению контраста профиля возбуждения. Действительно, в экспериментах с маскировкой были получены данные, указывающие на возможность обострения контраста, аналогичного зрительной иллюзии “полос Маха” на границе светлого и темного участков изображения. Обострение спектрального контраста наблюдали на границе спектральной полосы маскера [5]. Ту же природу может иметь демаскирование при действии двух тональных маскеров: добавление второго маскера не затрудняет (как следует ожидать при энергетической маскировке), а облегчает обнаружение сигнала [50]. Естественно было предположить, что обострение спектрального контраста, обусловленное латеральным подавлением, ответственно и за более высокое значение ЧРС, чем предсказанное добротностью слуховых фильтров. Такое обострение действительно было обнаружено для определенного типа СГС [53].

Зависимость ЧРС от интенсивности звукового сигнала также представляет интерес. Острота настройки слуховых каналов-фильтров снижается при повышении уровня звукового сигнала. Эта зависимость обусловлена свойствами активного механизма улитки: коэффициент усиления снижается с повышением уровня сигнала, в результате чего соотношение вкладов высокоизбирательного активного механизма сдвигается в пользу последнего, и острота настройки фильтра снижается [14, 29]. Исходя из этих данных, можно было ожидать, что с повышением уровня сигнала ЧРС снижается из-за снижения остроты настройки фильтров. Фактически, наблюдается противоположный эффект: с повышением уровня сигнала ЧРС не снижается или даже незначительно увеличивается [58, 59]. Объяснение этого несоответствия состоит в том, что оценка остроты настройки слуховых фильтров основана на пороговых измерениях, тогда как тестирование гребенчатыми сигналами показывает ЧРС для надпороговых уровней. До тех пор, пока усиление активного механизма составляет хотя бы несколько дБ, именно этот высокоизбирательный механизм передает основную мощность сигнала в надпороговом диапазоне. Поэтому снижение коэффициента активного механизма, происходящее при повышении уровня сигнала, мало влияет на ЧРС.

## РАЗРЕШАЮЩАЯ СПОСОБНОСТЬ СЛУХА ДЛЯ СГС С ВРЕМЕННОЙ ДИНАМИКОЙ

Большинство исследований ЧРС касалось способности анализировать и различать спектры сигналов, не имеющих выраженной временной динамики. СГС применялись также для измерения способности слуха различать изменения спектра сигнала во времени, т.е. способности анализировать комбинированную спектрально-временную структуру сигнала. Для этого использовались различные варианты изменений гребенчатых спектров во времени. Первой попыткой такого исследования была работа [62], в которой измеряли пороги глубины гребней спектра при плавном изменении фазы гребней – “скольжении” (gliding) гребней вверх или вниз по частотной шкале. Пороги глубины гребней возрастали с повышением скорости скольжения и плотности гребней, что указывало на ограничение, налагаемое комбинированной частотно-временной разрешающей способностью (ЧВРС). Комбинированная ЧВРС интерпретировалась как произведение спектральной передаточной функции, имеющей вид фильтра нижних частот со срезом на 2 цикл/окт, и временной передаточной функции – фильтра нижних частот со срезом на 16 цикл/с [6, 7].

Однако разрешение комбинированного спектрально-временного рисунка обусловлено не только спектральной и временной передаточными функциями. Особенность сигнала со скользящими спектральными гребнями состоит в том, что на каждой из частот возникают ритмические флуктуации спектральной амплитуды. Частота флуктуаций равна произведению скорости скольжения на плотность гребней. Различение этих флуктуаций играет решающую роль в анализе рисунка скользящих гребней, поэтому при низкой плотности гребней (1 цикл/окт) различаются скорости скольжения до 389 цикл/с, а при высокой плотности (7 цикл/окт) – только до 70 цикл/с [36].

Другие процессы определяют спектрально-временное разрешение при периодических реверсиях фазы гребней спектра. ЧРС снижается, если реверсии происходят с ритмом выше 2–3 Гц [55]. Такая зависимость ЧРС от частоты реверсий возникает потому, что СГС, как и любой шум, характеризуется нерегулярными флуктуациями мгновенной амплитуды. Чем короче фрагменты шума, тем больше могут различаться средние амплитуды этих фрагментов. При частоте реверсий более 2–3 Гц случайные вариации амплитуды шума настолько велики, что на их фоне затруднено выделение изменений спектра, обусловленных реверсиями фазы гребней.

Иные факторы, влияющие на ЧВРС, обнаруживаются, если измеряются пороги смещения гребенчатого рисунка по оси частот. Эти пороги зависят от плотности гребней. Оптимальная плотность

составляет 3.5 цикл/окт; при этом порог составляет около 1%. Порог возрастает как при более высокой, так и при более низкой плотности гребней. При высокой плотности гребней возрастание порогов смещения объясняется снижением глубины гребней в профиле возбуждения, при низкой плотности возрастание порогов объясняется снижением крутизны перепадов в профиле возбуждения [38].

Таким образом, в условиях, когда СГС характеризуется комбинированной спектрально-временной структурой, на разрешающую способность слуха влияет несколько факторов – больше, чем при действии сигнала со стационарной спектральной структурой.

## ЗАВИСИМОСТЬ ОЦЕНОК ЧРС ОТ СХЕМЫ ЭКСПЕРИМЕНТА

Способность различать структуру спектра тест-сигнала определяется по способности отличить тест-сигнал от некоторого сигнала сравнения (референтного сигнала). Эта способность зависит не только от плотности тестового СГС, но и от других характеристик как тестового, так и референтного сигнала. Очевидно, что во всех случаях и тестовый, и референтный сигналы должны иметь одинаковую спектральную полосу и одинаковую интенсивность (уровень в дБ); в противном случае испытуемый различает эти сигналы по признакам, не связанным с плотностью гребней. Но в отношении других характеристик сигнала возможны разные варианты.

Для измерения ЧРС используются два основных варианта эксперимента. В одном случае и тестовый, и референтный сигнал имеют гребенчатую структуру, как правило – с одинаковой плотностью, но с разными фазами гребней. В другом – тестовый сигнал имеет гребенчатый спектр, а референтный – “плоский”, без гребней, спектр. Термин “плоский” в данном контексте означает не постоянство спектральной амплитуды во всей спектральной полосе, а только отсутствие гребенчатой структуры. Оба варианта основываются на предположении, что если плотность гребней превышает предел разрешения, то гребенчатый спектр воспринимается как плоский и неотличим ни от другого сигнала с той же плотностью гребней, ни от сигнала с действительно плоским спектром.

В экспериментах, в которых и тестовый, и референтный сигналы имели гребенчатые спектры, использовано несколько способов сделать эти сигналы различающимися. В работах [55, 56] применен тест-сигнал, в котором несколько раз происходила реверсия фазы гребней: максимумы и минимумы спектральной амплитуды менялись местами; в референтном сигнале фаза гребней оставалась постоянной. При каждой реверсии фазы гребней испытуемый слышал изменение

тембра звука, и этот признак служил для отличия тестового сигнала от референтного. Изменения тембра не были слышны, когда плотность гребней превышала предел разрешения. Полученный таким образом предел разрешения гребенчатой структуры составил от 11.2 относительных единиц на частоте 1 кГц до 14.2 единиц на частоте 4 кГц, что соответствует приблизительно от 8 до 10 цикл/окт. Сходная оценка ЧРС была получена в экспериментах, в которых фаза гребней в тест-сигнале не инвертировалась, а плавно изменялась (скользила) в течение действия сигнала: она была около 10 цикл/окт [6]. Альтернативный вариант тестирования состоит в том, что фаза гребней постоянна в течение как тестового, так и референтного сигналов, но в тестовом и в референтном сигнале фазы противоположны. Испытуемому предъявляли серию из трех сигналов, в одном из которых фаза гребней была противоположной относительно двух других; от испытуемого требовалось указать, какой из трех сигналов (oddball) отличается от двух других. При таком способе измерения ЧРС также была оценена как около 10 цикл/окт [1, 2]. Однако в другой работе с использованием такой же схемы эксперимента была получена ЧРС всего лишь около 5 цикл/окт [19].

Различие оценок ЧРС, полученных в разных работах, могло быть следствием многих причин (разные контингенты испытуемых, разные обстановки эксперимента, и т.п.). Тем не менее, некоторая разница в оценках ЧРС двумя описанными выше способами (с измерениями фазы гребней в течение тест-сигнала и с постоянной фазой гребней в течение тест-сигнала), хотя и не принципиальная, действительно есть. Это показано прямым сравнением результатов, полученных двумя способами на одной и той же группе испытуемых в одних и тех же условиях [27]. При изменениях фазы гребней в течение тест-сигнала оценка ЧРС составила около 10 цикл/окт, тогда как при постоянной фазе гребней — около 8 цикл/окт.

Принципиально другие оценки ЧРС были получены в экспериментах, в которых референтные сигналы имели плоский (без гребенчатого рисунка) спектр. Это было показано в работах, задачей которых было измерение не максимальной плотности гребней, доступной для различения, а порогов глубины гребней. В работе [52] было показано, что пороги глубины гребней повышаются с увеличением плотности гребней до 9 цикл/окт, но в более поздних работах [2, 25] с использованием референтного сигнала с плоским спектром пороги определялись при плотностях гребней, в несколько раз более высоких, чем при референтном сигнале с гребенчатым спектром. Прямое сравнение оценок ЧРС при использовании разных типов референтного сигнала было выполнено в работе [37]. Тест-сигнал отличался испытуемым от референтного сигнала с гребенчатым спектром при плотности

гребней до 8.9 цикл/окт (если тест-сигнал содержал периодические реверсии фазы гребней) или 7.7 цикл/окт (если фаза гребней в тест-сигнале была постоянной); те же тест-сигналы отличались от референтного сигнала с плоским спектром соответственно при плотности гребней до 26.1 или 22.2 цикл/окт. Однако если был использован тест-сигнал, в котором фаза гребней менялась плавно (“скользящие” гребни), то даже при референтном сигнале с плоским спектром оценка ЧРС была ниже 10 цикл/окт [36].

Таким образом, оценки ЧРС, полученные при некоторых формах измерительного эксперимента, расходились не на проценты, а в разы. Такое расхождение нельзя отнести на счет разброса данных или ограниченной точности измерений: они свидетельствуют о принципиальных различиях. Тем не менее, неверно было бы ставить вопрос о том, какие результаты следует считать правильными, а какие — ложными. Причина расхождений в том, что в различении СГС участвуют разные механизмы слуха с разной разрешающей способностью, и от схемы эксперимента зависит вклад того или иного механизма. Учитывая это обстоятельство, разные схемы эксперимента могут быть применены для того, чтобы дифференцированно оценить вклад этих механизмов в различение сложных звуковых сигналов.

Несовпадение оценок ЧРС при использовании тест-сигналов с реверсиями фазы гребней и с постоянной фазой гребней спектра свидетельствует о разной степени участия собственно сенсорных и когнитивных механизмов [27]. При использовании тест-сигналов с реверсиями фазы гребней изменения тембра происходят непосредственно во время действия сигнала. Фазические переходы (transients) от одного тембра к другому — признак, по которому испытуемый отличает тестовый сигнал от референтного. При использовании тест-сигналов без реверсий фазы гребней таких фазических переходов нет. Чтобы обнаружить различие спектров последовательно предъявляемых сигналов требуется сравнение каждого из них с предшествующим сигналом. Такое сравнение невозможно без привлечения кратковременной памяти. Привлечение когнитивного процесса (кратковременной памяти) создает дополнительные требования к сигналу, в результате чего различение возможно при более грубой спектральной структуре (меньшей плотности гребней спектра).

Значительное различие между оценками ЧРС при использовании референтных сигналов с гребенчатыми и с плоскими спектрами объясняется тем, что в зависимости от характера референтного сигнала эффективным оказываются один из двух основных механизмов частотного анализа: спектральный или временной [37]. Названия “спектральный” и “временной” условны, поскольку

ку любой процесс может быть описан как в частотном, так и во временном представлении, но применительно к слуховой системе под ними подразумеваются вполне определенные события. *Спектральный механизм* частотного анализа состоит в том, что при прохождении входного сигнала через гребенку узкополосных частотно-избирательных слуховых фильтров возникает некоторый профиль возбуждения (excitation pattern): уровень возбуждения на выходе фильтров как функция номера фильтра [72]. Если входным является сигнал с гребенчатым спектром, то глубина гребней в профиле возбуждения меньше, чем во входном сигнале (это происходит из-за интегрирования в полосах пропускания фильтров), причем чем выше плотность гребней, тем меньше глубина гребней в профиле возбуждения. *Временной механизм* основан на временной структуре импульсного потока, посылаемого слуховой улиткой в вышележащие нервные центры. Сигналы с гребенчатым спектром представляют собой род шума и не имеют явной временной структуры, но имеют скрытую временную структуру, которая проявляется в их автокорреляционной функции (АКФ): помимо пика на задержке  $\tau = 0$  (свойство, общее для всех шумов), АКФ имеет дополнительный сегмент на задержке  $\tau = 1/\mathcal{F}$ , где  $\mathcal{F}$  – частотный интервал между гребнями. Этот дополнительный сегмент может быть признаком, по которому различаются сигналы с гребенчатым и с плоским спектрами. Участие временного механизма было показано для широкополосных СГС с равномерным распределением гребней, поскольку по характеру АКФ они явно отличаются от шумов с плоским спектром [4, 24, 42, 67, 70]. Этот механизм не исключен и для других вариантов СГС – узкополосных и с неравномерным распределением гребней.

Спектральный механизм позволяет отличать сигнал с гребенчатым спектром от сигнала с другой фазой гребней или с плоским спектром, если глубина гребней в профиле возбуждения превышает некоторый порог. Этот принцип анализа согласуется с данными, полученными с применением референтных сигналов с гребенчатыми спектрами, но не может объяснить высокие оценки ЧРС при применении референтных сигналов с плоскими спектрами. Напротив, временной механизм мало эффективен при различении двух сигналов с гребенчатыми спектрами, поскольку они оба имеют одинаково задержанный сегмент АКФ. Зато временной механизм эффективен для различения между сигналами с гребенчатым и с плоским спектрами: у одного из них есть задержанный сегмент АКФ, а у другого нет.

Согласно приведенному объяснению, ни одну из двух различных оценок ЧРС, которые получают при разных референтных сигналах, не следует считать ошибочной. Эти значения ЧРС обес-

печиваются двумя разными механизмами частотного анализа. Какое из значений ЧРС окажется действенным в каждом конкретном случае – это определяется задачей различения.

## ЧРС НА ФОНЕ ШУМОВ

Общеизвестный эффект фонового шума – снижение чувствительности вследствие конкуренции сигнала и шума в одних и тех же каналах слуховой системы. Снижение чувствительности проявляется в превышении маскированного порога (masked threshold), т.е. порога в шуме, над порогом в тишине. Однако эффект шума не сводится к снижению чувствительности. Шум вызывает также снижение частотной избирательности слуха, что негативно влияет не только на обнаружение, но и на распознавание сигналов.

Первоначально негативное влияние шума на частотную избирательность было показано для чистых тонов: на фоне шумов повышались дифференциальные пороги по частоте [9–11, 17]. Но дифференциальные пороги по частоте – не то же самое, что способность различать составляющие частотного спектра, т.е. ЧРС. Влияние фонового шума на ЧРС было непосредственно продемонстрировано в экспериментах с применением СГС.

Измерения показали, что фоновый шум снижает способность различать гребенчатую структуру спектра [35, 57–59]. Негативное влияние шума на ЧРС зависело от соотношения частотных полос сигнала и шума: значительным было влияние изочастотного (частотная полоса шума совпадала с полосой сигнала) и низкочастотного шума (частотная полоса шума была ниже полосы сигнала), тогда как высокочастотный шум (полоса шума выше полосы сигнала) оказывал минимальное воздействие.

Однако взаимоотношения между сигналом и фоновым шумом сложнее, чем следовало бы из простого правила: чем больше различие между частотными полосами сигнала и шума, тем слабее эффект шума. Ситуация осложняется эффектом компрессивной нелинейности активного механизма слуха. Компрессия максимальна в тонотопическом представительстве воздействующего звука, т.е. в том участке улитки, для которого частота звука является характеристической; в соседних участках улитки компрессия выражена меньше или отсутствует [45]. Изочастотный маскер адресуется к тому же участку тонотопической проекции улитки, что и сигнал, так что эффект маскировки подвержен компрессии в равной степени с ответом на сигнал. Поэтому пороговый уровень изочастотного маскира линейно зависит от уровня сигнала. Низкочастотный маскер менее эффективен, чем изочастотный, но его эффект в тоно-

топическом представительстве сигнала не подвержен компрессии. Поэтому пороговый уровень низкочастотного маскира нелинейно зависит от уровня сигнала [26, 39, 40].

Поскольку СГС имеет относительно широкую спектральную полосу, во многих случаях фоновый шум не может быть квалифицирован как определенно изочастотный или низкочастотный: возможно частичное перекрытие спектральных полос сигнала и шума. При этом часть спектральной полосы шума действует как низкочастотный маскир, часть — как изочастотный. То же касается спектральной полосы сигнала: она может быть подвержена частично низкочастотной маскировке, частично — изочастотной. Даже при совпадении спектральных полос сигнала и шума сигнал может быть подвержен частично изочастотной маскировке, а частично — низкочастотной. Возникает сложная картина взаимодействия сигнала и шума. Прямые измерения показали, что при частичном перекрытии спектральных полос сигнала и шума и их невысокой интенсивности различие спектральной структуры происходит преимущественно в той части спектра сигнала, которая не перекрывается со спектром шума; при повышении интенсивности сигнала и шума эффект низкочастотного шума, не подверженного компрессии, значительно возрастает [28].

### ЧРС ПРИ ПОТЕРЕ СЛУХА

Все рассмотренные выше данные касались характеристик нормального слуха. У пациентов с нейросенсорной тугоухостью (повышение слуховых порогов по данным стандартной аудиометрии) показано заметное повышение порога глубины гребней [52] и снижение ЧРС по показателю различаемой плотности гребней СГС [19, 43]. Значения ЧРС различались у разных пациентов, поскольку степень потери слуха была у них неодинаковой. Но снижение ЧРС по сравнению с нормально слышащими испытуемыми было общей картиной.

В последнее время тестирование сигналами с гребенчатым спектром находит все большее применение для оценки эффективности кохлеарных имплантов. Кохлеарная имплантация — сложная и дорогостоящая процедура, эффективность которой во многом зависит от правильной настройки процессора, а для этого требуется объективная и строгая оценка разрешающей способности слуха у пациента с имплантом. Такую задачу может решать измерение ЧРС с применением СГС.

Показано, что у носителей кохлеарных имплантов ЧРС существенно ниже, чем у испытуемых с нормальным слухом. Как правило, ЧРС имеет значения от менее чем 1 цикл/окт до нескольких цикл/окт [1, 3, 18, 19, 22, 34, 48, 65, 66]. Низкие значения ЧРС затрудняют измерения в отдель-

ных частотных полосах, поскольку спектр, содержащий хотя бы несколько гребней низкой плотности, охватывает значительную часть частотного диапазона слуха. Тем не менее, имели место попытки измерить у носителей кохлеарных имплантов ЧРС в отдельных частотных полосах. Такие измерения показали, что в полосах шириной 1 окт ЧРС мало отличается от таковой, полученной с применением широкополосных тест-сигналов, т.е. лежит в пределах от менее 1 цикл/окт до нескольких цикл/окт [1].

Примечательно, что измерения ЧРС у носителей кохлеарных имплантов в большинстве случаев выполнялись с применением референтных сигналов с плоским спектром. Как показано выше, при нормальном слухе применение референтных сигналов с плоским спектром дает очень высокие значения ЧРС — десятки цикл/окт, но у носителей кохлеарных имплантов ЧРС низкая даже при таком способе измерения. Одно из объяснений этого обстоятельства состоит в том, что в большинстве кохлеарных имплантов применяется способ (стратегия) электрической стимуляции, при котором временной рисунок электрических импульсов не отражает временной рисунок звуковых волн, и информация о частотном составе воздействующих звуков передается только по тонотопическому принципу: точка электрической стимуляции определяется частотой звука, интенсивность стимуляции определяется интенсивностью соответствующего спектрального компонента, а частота электрических импульсов не зависит от частоты звука [8]. При такой стратегии на слуховой нерв передается информация, пригодная для обработки только спектральным, но не временным механизмом частотного анализа.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

СГС показали свою эффективность для тестирования остроты слуха как в исследованиях фундаментальных механизмов слуха, так и в практической аудиологии. Важная особенность таких тест-сигналов: они позволяют измерять не добротность отдельных частотно-избирательных каналов-фильтров, а способность анализировать звуковые сигналы со сложным спектрально-временным рисунком. Исследования с применением тест-сигналов с гребенчатыми спектрами показали степень участия ряда фундаментальных слуховых механизмов — компрессивной нелинейности, латерального подавления, спектрального и временного механизмов частотного анализа — в восприятии сложных звуковых сигналов. Имеется успешный опыт применения тест-сигналов с гребенчатыми спектрами для оценки остроты слуха у пациентов с тугоухостью и у носителей кохлеарных имплантов.

Работа поддержана РФФИ (грант 17-04-00096) и РНФ (грант 16-15-10046).



## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Anderson E.S., Nelson D.A., Kreft H., Nelson P.B., Oxenham A.J.* Comparing spatial tuning curves, spectral ripple resolution, and speech perception in cochlear implant users // *J. Acoust. Soc. Am.* 2011. V. 130. P. 364–375.
2. *Anderson E.S., Oxenham A.J., Nelson P.B., Nelson D.A.* Assessing the role of spectral and intensity cues in spectral ripple detection and discrimination on cochlear-implant users // *J. Acoust. Soc. Am.* 2012. V. 132. P. 3925–3934.
3. *Aronoff J.M., Landsberger D.M.* The development of a modified spectral ripple test // *J. Acoust. Soc. Am.* 2013. V. 134. P. EL217–222.
4. *Bilsen F.A., Ritsma R.J.* Some parameters influencing the perceptibility of pitch // *J. Acoust. Soc. Am.* 1970. V. 47. P. 469–475.
5. *Carterette F.C., Friedman M.P., Lovell J.D.* Mach bands in hearing // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1969. V. 45. P. 986–998.
6. *Chi T., Gao Y., Guyton M.G., Ru P., Shamma S.* Spectro-temporal modulation transfer function and speech intelligibility // *J. Acoust. Soc. Am.* 1999. V. 106. P. 2719–2732.
7. *Chi T., Ru P., Shamma S. A.* Multiresolution spectro-temporal analysis of complex sounds // *J. Acoust. Soc. Am.* 2005. V. 118. P. 887–906.
8. *Choi C.T.V., Lee Y.H.* A review of stimulating strategies for cochlear implants / In: *Cochlear Implant Research Updates*, ed. *C. Umat.* 2012. Unitech. P. 77–90.
9. *Emmerich D.S., Brown W.S., Fantini D.A., Navarro N.C.* Frequency discrimination and signal detection in band-rejected noise // *J. Acoust. Soc. Am.* 1983. V. 74. P. 1702–1708.
10. *Emmerich D.S., Fantini D.A., Brown W.S.* Frequency discrimination of tones presented in filtered noise // *J. Acoust. Soc. Am.* 1986. V. 80. P. 1668–1672.
11. *Fantini D.A.* Frequency discrimination near the spectral edge of simultaneous and forward maskers // *J. Acoust. Soc. Am.* 1989. V. 85. P. 1691–1698.
12. *Fletcher H.* Auditory patterns // *Rev. Mod. Phys.* 1940. V. 12. P. 47–65.
13. *Glasberg B.R., Moore B.C.J.* Comparison of auditory filter shapes derived with three different maskers // *J. Acoust. Soc. Am.* 1984. V. 75. P. 536–544.
14. *Glasberg B.R., Moore B.C.J.* Frequency selectivity as a function of level and frequency measured with uniformly exciting notched noise // *J. Acoust. Soc. Am.* 2000. V. 108. P. 2318–2328.
15. *Goldstein J.L., Sruлович P.* Auditory-nerve spike intervals as an adequate basis for aural frequency measurement / *Psychophysics and Physiology of Hearing*, ed. *E.F. Evans, J.P. Wilson.* Academic, London. 1977. P. 337–346.
16. *Henning G.B.* Frequency discrimination in noise // *J. Acoust. Soc. Am.* 1967. V. 41. P. 774–777.
17. *Henning G.B.* A model for auditory discrimination and detection // *J. Acoust. Soc. Am.* 1967. V. 42. P. 1325–1334.
18. *Henry B.A., Turner C.W.* The resolution of complex spectral patterns by cochlear implant and normal-hearing listeners // *J. Acoust. Soc. Am.* 2003. V. 113. P. 2861–2873.
19. *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.
20. *Houtgast T.* Psychophysical evidence for lateral inhibition in hearing // *J. Acoust. Soc. Am.* 1972. V. 51. P. 1885–1894.
21. *Houtgast T.* Masking patterns and lateral inhibition / *Facts and Models in Hearing*. Ed. *E. Zwicker, E. Terhardt.* 1974. Springer, Berlin. P. 258–265.
22. *Jeon E.K., Turner C.W., Karsten S.A., Henry B.A., Gantz B.J.* Cochlear implant user's spectral ripple resolution // *J. Acoust. Soc. Am.* 2015. V. 138. P. 2350–2358.
23. *Jestead W., Sims S.L.* Decision processes in frequency discrimination // *J. Acoust. Soc. Am.* 1975. V. 57. P. 1161–1168.
24. *Krumholz K., Patterson R.D., Nobbe A.* Asymmetry of masking between noise and iterated rippled noise: Evidence for time interval processing in the auditory system // *J. Acoust. Soc. Am.* 2001. V. 110. P. 2096–2107.
25. *Litvak L.M., Spahr A.J., Saoji A.A., Fridman G.Y.* Relationship between perception of spectral ripple and speech recognition in cochlear implant and vocoder listeners // *J. Acoust. Soc. Am.* 2007. V. 122. P. 982–991.
26. *Lopez-Poveda E.A., Plack C.J., Meddis R.* Cochlear nonlinearity between 500 and 8,000 Hz in listeners with normal hearing // *J. Acoust. Soc. Am.* 2003. V. 113. P. 951–960.
27. *Milekhina O.N., Nechaev D.I., Supin A.Ya.* Estimates of frequency resolving power of humans by different methods: the role of sensory and cognitive factors // *Human Physiol.* 2018. V. 44. P. 357–363.
28. *Milekhina O.N., Nechaev D.I., Supin A.Ya.* Frequency range of compression for discrimination of acoustic signals with complex spectra // *Acoustical Physics.* 2019. V. 65. P. 96–102.
29. *Moore B.C.J., Alcantara J.I., Dau T.* Masking patterns for sinusoidal and narrow-band noise maskers // *J. Acoust. Soc. Am.* 1998. V. 104. P. 1023–1038.
30. *Moore B.C.J., Glasberg B.R.* Formulae describing frequency selectivity as a function of frequency and level and their use in calculating excitation patterns // *Hearing Res.* 1987. V. 28. P. 209–226.
31. *Moore B.C.J., Glasberg B.R.* Mechanisms underlying the frequency discrimination of pulsed tones and the detection of frequency modulation // *J. Acoust. Soc. Am.* 1989. V. 86. P. 1722–1732.
32. *Moore B.C.J., Sek A.* Detection of combined frequency and amplitude modulation // *J. Acoust. Soc. Am.* 1992. V. 92. P. 3119–3131.
33. *Narins P.M., Evans E.F., Pick G.F., Wilson J.P.* A comb-filtered noise generator for use in auditory neurophysiological and psychophysical experiments // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1979. V. 26. P. 43–47.
34. *Narne V.K., Van Dun B., Bansal S., Prabhu L., Moore B.C.J.* Effects of spectral smearing on performance of the spectral ripple and spectro-temporal ripple tests // *J. Acoust. Soc. Am.* 2016. V. 140. P. 4298–4306.

35. *Nechaev D.I., Milekhina O.N., Supin A.Y.* Hearing sensitivity to shifts of rippled-spectrum sound signals in masking noise // PLoS ONE. 2015. V. 10(10). P. e0140313.
36. *Nechaev D.I., Milekhina O.N., Supin A.Ya.* Hearing sensitivity to gliding rippled spectrum patterns // J. Acoust. Soc. Am. 2018. V. 143. P. 2387–2393.
37. *Nechaev D.I., Milekhina O.N., Supin A.Ya.* Estimates of ripple-density resolution based on the discrimination from rippled and nonrippled reference signals // Trends Hearing. 2019. V. 23. <https://doi.org/10.1177/2331216518824435>
38. *Nechaev D.I., Supin A.Ya.* Hearing sensitivity to shifts of rippled-spectrum patterns // J. Acoust. Soc. Am. 2013. V. 134. P. 2913–2922.
39. *Nelson D.A., Schroder A.C., Wojtczak M.* A new procedure for measuring peripheral compression in normal-hearing and hearing-impaired listeners // J. Acoust. Soc. Am. 2001. V. 110. P. 2045–2064.
40. *Oxenham A.J., Plack C.J.* A behavioral measure of basilar-membrane nonlinearity in listeners with normal and impaired hearing // J. Acoust. Soc. Am. 1997. V. 101. P. 3666–3675.
41. *Patterson, R.D.* Auditory filter shapes derived with noise stimuli // J. Acoust. Soc. Am. 1976. V. 59. P. 640–654.
42. *Patterson R.D., Handel S., Yost W.A., Datta A.J.* The relative strength of the tone and noise components in iterated rippled noise // J. Acoust. Soc. Am. 1996. V. 100. P. 3286–3294.
43. *Pick G.F., Evans E.F., Wilson J.P.* Frequency resolution in patients with hearing loss of cochlear origin / *Psychophysics and Physiology of Hearing* / Ed. Evans E.F., Wilson J.P. / 1977. Academic Press, New York. P. 273–282.
44. *Plomp R., Steeneken H.J.M.* Interference between two simple tones // J. Acoust. Soc. Am. 1968. V. 43. P. 883–884.
45. *Robles L., Ruggero M.A., Rich N.C.* Basilar membrane mechanics at the base of the chinchilla cochlea. I. Input-output functions, tuning curves, and response phases // J. Acoust. Soc. Am. 1986. V. 80. P. 1364–1374.
46. *Ruggero M.A., Robles L., Rich N.C.* Two-tone suppression in the basilar membrane of the cochlea: Mechanical basis of auditory-nerve rate Suppression // J. Neurophysiol. 1992. V. 68. P. 1087–1099.
47. *Sachs M.B., Kiang N.Y.S.* Two-tone Inhibition in auditory-nerve fibers // J. Acoust. Soc. Am. 1968. V. 43. P. 1120–1128.
48. *Saoji A.A., Litvak L., Spahr A.J., Eddins D.A.* Spectral modulation detection and vowel and consonant identification in cochlear implant listeners // J. Acoust. Soc. Am. 2009. V. 126. P. 955–958.
49. *Sek A., Moore B.C.J.* Frequency discrimination as a function of frequency, measured in several ways // J. Acoust. Soc. Am. 1995. V. 97. P. 2479–2486.
50. *Shannon R.V.* Two-tone unmasking and suppression in a forward-masking situation // J. Acoust. Soc. Am. 1976. V. 59. P. 1460–1470.
51. *Shower E.G., Biddulph R.* Differential pitch sensitivity of the ear // J. Acoust. Soc. Am. 1931. V. 3. P. 275–287.
52. *Summers V., Leek M.R.* The internal representation of spectral contrast in hearing-impaired listeners // J. Acoust. Soc. Am. 1994. V. 95. P. 3518–3528.
53. *Supin A.Ya., Nechaev D.I., Popov V.V., Sysueva E.V.* Sharpening of the signal spectrum contrast as a result of lateral suppression in the human auditory system // Doklady Biol. Sci. 2018. V. 478. P. 1–4.
54. *Supin A.Y., Popov V.V., Milekhina O.N., Tarakanov M.B.* Frequency resolving power measured by rippled noise // Hearing Res. 1994. V. 78. P. 31–40.
55. *Supin A.Y., Popov V.V., Milekhina O.N., Tarakanov M.B.* Frequency-temporal resolution of hearing measured by rippled noise // Hearing Res. 1997. V. 108. P. 17–27.
56. *Supin A.Y., Popov V.V., Milekhina O.N., Tarakanov M.B.* Ripple density resolution for various rippled-noise patterns // J. Acoust. Soc. Am. 1998. V. 103. P. 2042–2050.
57. *Supin A.Ya., Popov V.V., Milekhina O.N., Tarakanov M.B.* The effect of masking noise on rippled-spectrum resolution // Hearing Res. 2001. V. 151. P. 157–166.
58. *Supin A.Y., Popov V.V., Milekhina O.N., Tarakanov M.B.* Rippled-spectrum resolution dependence on level // J. Acoust. Soc. Am. 2003. V. 115. P. 1–12.
59. *Supin A.Ya., Popov V.V., Milekhina O.N., Tarakanov M.B.* Rippled-spectrum resolution dependence on masker-to-probe ratio // Hearing Res. 2005. V. 204. P. 191–199.
60. *Terhardt E.* Über die durch amplitudenmodulierte Sinusstöne hervorgerufene Hwrempfindung // Acustica. 1968. V. 20. P. 210–214.
61. *Tyler R.S., Tye-Murray N.* Frequency resolution measured by adaptively varying the notchwidth: results from normal and hearing impaired / *Auditory Frequency Selectivity* / Eds. Moore B.C.J., Patterson R.D. 1986. Plenum Press, New-York. P. 323–330.
62. *van Zanten G.A., Senten C.J.J.* Spectro-temporal modulation transfer function (STMTF) for various types of temporal modulation and a peak distance of 200 Hz // J. Acoust. Soc. Am. 1983. V. 74. P. 52–62.
63. *Wier C.C., Jesteadt W., Green D.M.* Frequency discrimination as a function of frequency and sensation level // J. Acoust. Soc. Am. 1977. V. 61. P. 178–184.
64. *Wilson J.P., Evans E.F.* Grating acuity of the ear: psychophysical and neurophysiological measures of frequency resolving power / 7th Int. Congr. on Acoustics. V. 3. 1971. Akademiai Kiado, Budapest. P. 397–400.
65. *Won J.H., Drennan W.R., Rubinstein J.T.* Spectral-ripple resolution correlates with speech reception in noise in cochlear implant users // J. Assoc. Res. Otolaryngol. 2007. V. 8. P. 384–392.
66. *Won J.H., Humphrey E.L., Yeager K.R., Martinez A.A., Robinson C.H., Mills K.E., Johnstone P.M., Moon I.J., Woo J.* Relationship among the physiologic channel interactions, spectral-ripple discrimination, and vowel identification in cochlear implant users // J. Acoust. Soc. Am. 2014. V. 136. P. 2714–2725.
67. *Yost W.A.* Pitch strength of iterated rippled noise // J. Acoust. Soc. Am. 1996. V. 100. P. 3329–3335.
68. *Yost W.A., Hill R.* Strength of the pitches associated with ripple noise // J. Acoust. Soc. Am. 1978. V. 64. P. 485–492.

69. *Yost W.A., Hill R., Perez-Falcon T.* Pitch and pitch discrimination of broadband signals with rippled power spectra // *J. Acoust. Soc. Am.* 1978. V. 63. P. 1166–1173.
70. *Yost W.A., Patterson R.D., Sheft S.* A time domain description for the pitch strength of iterated rippled noise // *J. Acoust. Soc. Am.* 1996. V. 99. P. 1066–1078.
71. *Zwicker E.* Die Grenzen der Hörbarkeit der Amplitudenmodulation und der Frequenzmodulation eines Tones // *Acustica, Akustische Beihefte.* 1952. P. AB125-AB133.
72. *Zwicker E.* Masking and psychophysical excitation as consequences of the ear's frequency analysis / *Frequency Analysis and Periodicity Detection in Hearing*, Ed. *Plomp R., Smoorenburg G. F.* 1970. Sijthoff, Leiden. P. 376–394.
73. *Zwicker E.* *Psychoacustik.* 1982. Springer, Berlin.

## The Use of Rippled-Spectrum Signals for Testing the Spectro-Temporal Resolution of Hearing

O. N. Milekhina<sup>a</sup>, D. I. Nechaev<sup>a</sup>, V. V. Popov<sup>a</sup>, and A. Ya. Supin<sup>a, #</sup>

<sup>a</sup>*Institute of Ecology and Evolution, Russian Academy of Sciences, 33 Leninsky Prospect, 119071 Moscow, Russia*

<sup>#</sup>*e-mail: alex\_supin@mail.ru*

Received January 30, 2019; revised April 2, 2019; accepted May 12, 2019

Rippled-spectrum signals are successfully used to test frequency selectivity of hearing, both for fundamental studies and for practical audiology. These signals allow to measure not quality of frequency-tuned auditory filters but the capability to analyze complex spectro-temporal patterns of sound signals. The studies with the use of rippled-spectrum signals revealed the degrees of contributions of several fundamental hearing mechanisms (the compressive nonlinearity, lateral suppression, spectral and temporal mechanisms of frequency analysis) in perception of complex sound signals. There is a positive experience of the use of rippled-spectrum signals for evaluation of hearing abilities in patients with hearing loss and cochlear implant users.

**Keywords:** hearing, rippled spectra