
ОБЗОРНЫЕ
И ПРОБЛЕМНЫЕ СТАТЬИ

ЧТО ТАКОЕ “ХОРОШИЙ СЛУХ”?
ПОКАЗАТЕЛИ ЧАСТОТНОЙ РАЗРЕШАЮЩЕЙ СПОСОБНОСТИ СЛУХА

© 2020 г. А. Я. Супин*

Институт проблем экологии и эволюции РАН, Москва, Россия

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

Поступила в редакцию 21.01.2020 г.

После доработки 07.02.2020 г.

Принята к публикации 07.02.2020 г.

В настоящее время уровень развития диагностических методов для чувствительности и для частотной разрешающей способности (ЧРС) слуха существенно различается. Приборы для точного измерения ЧРС не вошли в клиническую практику. Лабораторные методы измерения ЧРС малопригодны для использования в практических целях. Сигналы с гребенчатыми спектрами могут быть эффективным инструментом для тестирования ЧРС слуха как при исследованиях фундаментальных механизмов слуха, так и в практической аудиологии. Использование таких сигналов для тестирования позволяет измерять не добротность отдельных частотно-избирательных каналов-фильтров, а непосредственно способность анализировать звуковые сигналы со сложным спектрально-временным рисунком. Кроме того, измерение ЧРС с помощью гребенчатых тест-сигналов удобно для практического применения. Измерения с применением гребенчатых тест-сигналов дали сведения о реальной способности слуховой системы различать сложные звуковые сигналы. Кроме того, эти измерения показали роль ряда фундаментальных слуховых механизмов – компрессивной нелинейности, латерального подавления, частотного и временного механизмов частотного анализа – в восприятии сложных звуковых сигналов. В зависимости от задачи различения включается либо частотный, либо временной анализ, что дает принципиально различные оценки ЧРС. Имеется успешный опыт применения тест-сигналов с гребенчатыми спектрами для оценки остроты слуха у носителей кохлеарных имплантов.

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

DOI: 10.31857/S0869813920040093

ОСТРОТА СЛУХА:
ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ И РАЗРЕШАЮЩАЯ СПОСОБНОСТЬ

Полная или частичная потеря слуха – широко распространенное явление [1]. Причины ухудшения или потери слуха могут быть разными: генетические дефекты, травмы, инфекционные заболевания, акустические травмы, применение ототоксических препаратов. Соответственно могут быть различными меры лечения, восстановления или компенсации. Но в любом случае необходимым мерам предшествует диагностика. В свою очередь, диагностика начинается с определения сохранности слуха, а именно, с определения способности слуховой системы воспринимать и анализировать звуки. Эту способность принято называть остротой слуха.

Любая сенсорная система, биологическая или техническая, может быть охарактеризована, как минимум, двумя важнейшими характеристиками: чувствительностью и разрешающей способностью. Чувствительность системы определяет, какая минимальная мощность сигналов достаточна, чтобы сигнал был воспринят, обнаружен. Но обнаружение сигнала недостаточно для полноценного функционирования сенсорной системы. Необходимо отличать один сигнал от другого, без чего невозможно распознавание сигналов. Разрешающая способность определяет, насколько тонкое отличие одного сигнала от другого допускает их различение. Это общее положение, безусловно, относится и к слуховой системе. Для распознавания звуковых сигналов важна способность слуховой системы различать их как по частотно-спектральному рисунку (частотная разрешающая способность, ЧРС), так и по временному рисунку (временная разрешающая способность, ВРС).

Однако в настоящее время уровень развития диагностических методов для чувствительности и для разрешающей способности слуховой системы существенно различается. Стандартный прибор для диагностики слуха – аудиометр – имеется в распоряжении практически любого аудиолога или даже отоларинголога. Но стандартный аудиометр предназначен для определения минимальной интенсивности звука, которую может услышать пациент, т.е. для определения чувствительности. Аудиометры для определения разрешающей способности слуха не вошли в практику. Для этого есть причины: при многих патологиях одновременно страдают как чувствительность, так и разрешающая способность слуха, так что измерение чувствительности – достаточно информативная процедура. Но все же нельзя игнорировать то обстоятельство, что чувствительность и разрешающая способность – разные характеристики слуха, и обе они важны.

Для слуховой системы важнейший показатель разрешающей способности – ЧРС. Многие данные указывают на диагностическую важность ЧРС слуха. Потеря слуха нейросенсорного характера сопровождается снижением способности к частотному различению [2–6]. Возрастная тугоухость также связана с ухудшением частотного различения. Снижение же способности к частотному различению прямо ведет к ухудшению распознавания сложных звуковых образов, в первую очередь, звуков речи [7–11].

Различное функциональное значение чувствительности и ЧРС слуха проявляет себя при слухопротезировании. Обычные слухопротезные аппараты обеспечивают усиление громкости звуковых сигналов, компенсируя таким образом снижение слуховой чувствительности. За счет специально подобранной частотной характеристики аппарата возможно улучшить соотношение чувствительности к разным частотам и, таким образом, частично компенсировать потерю чувствительности к высоким частотам, которая характерна для многих случаев нейросенсорной тугоухости. Однако если у пациента снижена ЧРС, то усиление громкости, делая звуки слышимыми, не делает их различимыми, в том числе не обеспечивает в полной мере разборчивое восприятие звуков речи: пациент, использующий слуховой аппарат, слышит даже негромкие звуки, но плохо отличает друг от друга звуки со схожими спектрально-временными характеристиками. Поэтому отмечалось, что измерение частотного различения важно для правильного подбора характеристик слухопротезных аппаратов [12–14].

Поскольку нет приборов для точного измерения разрешающей способности слуха, а игнорировать эту характеристику слуха невозможно, используется речевая аудиометрия (speech discrimination test): врач тихо (обычно шепотом) произносит слова, пациент должен их повторять. Но строго говоря, такую процедуру нельзя называть измерительной. Прежде всего, частотный спектр шепотной речи отличается от нормальной, а характеристики голоса могут различаться у разных врачей. Эти проблемы можно устранить, используя записи, надиктованные профессиональными дикторами, и воспроизводя их с разной громкостью. Но даже в этом случае остается главная проблема: речевое тестирование не дает результата в строгих физических единицах.

ЛАБОРАТОРНЫЕ МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ ЧРС

Хотя методы аппаратурного измерения ЧРС практически не применяются в клинической практике (исключение — диагностика работы кохлеарных имплантов, рассмотренная ниже), в фундаментальной аудиологии имеются хорошо разработанные и вполне строгие методы измерения способности к частотному различению. Это методы измерения ширины частотных каналов-фильтров слуховой системы и их психоакустических эквивалентов — критических полос слуха. Именно полоса пропускания частотных слуховых фильтров (критическая полоса) определяет способность слуховой системы различать звуки разного частотного состава. Если частотные интервалы между спектральными составляющими звукового сигнала больше, чем полоса пропускания фильтров, то эти спектральные составляющие возбуждают разные фильтры (попадают в разные критические полосы) и могут восприниматься как отдельные компоненты сигнала. В противном случае они возбуждают один и тот же частотный фильтр (попадают в одну и ту же критическую полосу) и отдельно не воспринимаются.

Большинство методов определения полосы пропускания частотных слуховых фильтров основаны на методе маскировки. Общий принцип состоит в том, что измеряются пороги маскировки тонального сигнала (пробы) звуками-маскерами различного спектрального состава. Предполагается, что маскировка частотно-зависима: чем лучше маскер пропускается тем фильтром, через который проходит сигнал, тем сильнее маскировка. Поэтому зависимость порогов маскировки от спектрального состава маскера позволяет вычислить полосу пропускания частотных слуховых фильтров.

В разных работах использовались различные формы маскеров [15, 16], но во всех случаях измерение частотной избирательности слуха было основано на общем фундаментальном принципе: принципе частотно-зависимой маскировки. В многочисленных экспериментальных исследованиях, проведенных с применением разных вариантов метода маскировки, были получены достаточно полные данные по полосам пропускания частотных фильтров слуха человека в норме. Обобщение многочисленных данных о зависимости остроты настройки (добротности) фильтров от частоты [17] привело к результату, согласно которому в большей части частотного диапазона слуха полоса пропускания составляет 10–11% от центральной частоты фильтра.

Однако эти достаточно точные методы, как правило, не применяются в практической аудиологии. Тому есть несколько причин. Одна из них состоит в том, что все методы, основанные на частотно-зависимой маскировке, требуют значительного времени измерений, поскольку большинство вариантов метода маскировки являются мультиточечными. Это означает, что для получения одного результата (например, для измерения полосы пропускания фильтра на некоторой частоте) необходимо выполнить как минимум несколько измерений порога маскировки при разных частотах маскера. Сделав ряд таких измерений, можно построить функцию, показывающую, как порог маскировки зависит от частоты маскера. А уже из этой функции может быть вычислена полоса пропускания фильтра. Но каждое из пороговых измерений требует многократного предъявления сигнала на фоне маскера, чтобы получить статистически обоснованное значение порога. Если требуется получить не одно, а несколько значений полосы пропускания фильтров на нескольких частотах, то общий объем измерений получается неприемлемо большим. Такие измерения возможны при фундаментальных исследованиях, но в клинических условиях время обследования неизбежно ограничено, что делает мультиточечные методы измерений неприменимыми.

Помимо практических резонансов, есть и принципиальная трудность при применении рассмотренных методов для определения ЧРС. ЧРС, действительно, зависит от остроты настройки (ширины полос пропускания) слуховых фильтров. Имея данные о полосах пропускания фильтров, для линейной системы можно вычислить, на-

сколько детально будет воспроизведен частотный спектр любого звукового сигнала. Но слуховая система заведомо нелинейна, во-первых, из-за нелинейности характеристики вход—выход, и во-вторых, из-за сложных взаимодействий между соседними частотно-избирательными каналами-фильтрами. Для такой системы получение картины возбуждения, создаваемой сложным сигналом, практически нереально.

СЛОЖНЫЕ ТЕСТ-СИГНАЛЫ – ИНСТРУМЕНТ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЧРС

Неудобство применения маскировочных методов для определения ЧРС слуха не означает, что строгий, пригодный для аппаратной реализации и для практического применения способ измерения ЧРС принципиально невозможен. Проблема может быть решена, если найти способ определять ЧРС не косвенно, через измерение полос пропускания слуховых фильтров, а непосредственно, т.е. определяя способность слуха различать звуковые сигналы с более или менее сложным спектральным рисунком. Именно на таком подходе основана речевая аудиометрия. Однако натуральные звуки речи – слишком сложные сигналы. Они не подходят для такого тестирования, поскольку характеризуются многими параметрами, не только частотно-спектральной структурой.

Однако можно найти им удовлетворительную замену – такие тест-сигналы, чтобы они позволяли оценить способность различать частотные спектры, но при этом описывались небольшим количеством строгих физических параметров. Эффективный подход к тестированию ЧРС слуха может состоять в том, чтобы создать на рецепторной поверхности органа слуха (на кортиевоом органе) “решетку” из чередующихся возбужденных и невозбужденных (или сильнее и слабее возбужденных) участков. Предельная плотность чередующихся участков, при которой может восприниматься рисунок такой решетки, будет показателем разрешающей способности.

На кортиевоом органе представлена развернутая шкала звуковых частот: максимальная активация определенного участка возникает при определенной частоте звука. Следовательно, для создания тестовой “решетки” на рецепторной поверхности органа слуха следует использовать “спектральную решетку”, т.е. такие звуковые сигналы, в спектре которых содержатся чередующиеся максимумы и минимумы спектральной мощности.

Такие сигналы известны и использовались в аудиологии. Их частотный спектр называют гребенчатым спектром (*rippled spectrum*), а сигналы – гребенчатыми или гребенчато-фильтрованными сигналами (*rippled signals, comb-filtered signals*). До того как гребенчатые сигналы нашли широкое применение для измерения ЧРС, они использовались в ряде исследований частотной избирательности нейронов слуховой системы [18–21], в психоакустических экспериментах в качестве маскиера для исследования частотной избирательности [2, 23, 24] и при исследовании восприятия высоты в сложных звуках [25–28]. Но применение гребенчатых сигналов для тестирования ЧРС подразумевает принципиально иной подход. Предполагается, что чем выше ЧРС, тем более дробный рисунок гребенчатого спектра может различаться слуховой системой. При этом максимальная “частота” (плотность) гребней, разрешаемая слуховой системой, принимается за меру ЧРС, причем ЧРС может быть охарактеризована в конкретных физических единицах.

Принципиальная особенность тестирования частотной избирательности слуха с помощью спектральных решеток состоит в том, что этот метод измеряет не остроту отдельных слуховых частотных фильтров, а результирующую, реальную ЧРС слуха, которая может определяться действием нескольких механизмов: и периферической частотной фильтрацией, и нейронными процессами обострения спектральной селективности, и другими механизмами. Именно такой интегральный показатель желателен во многих случаях. А вклад отдельных конкретных механизмов в этот инте-

гральный показатель представляет интерес скорее для решения фундаментальных вопросов физиологии слуха, которые требуют специальных исследований.

Кроме того, можно отметить ряд других положительных свойств метода определения ЧРС.

1. Метод не требует от испытуемого какой бы то ни было субъективной оценки качества звука. От испытуемого требуется лишь сообщить о любом изменении в предъявляемом ему звуке. Это может быть важно при практическом использовании метода, когда пациенты не имеют опыта участия в измерениях.

2. Процедура измерения является одноточечной, т.е. для получения одного значения ЧРС требуется только одно определение предельной различаемой плотности спектральной решетки. Это делает процедуру приемлемой для применения как в фундаментальных исследованиях, так и в практических целях.

3. В отличие от речевой аудиометрии предложенный метод подразумевает аппаратную генерацию пробных сигналов с возможностью точного контроля и воспроизведения их параметров. Результат измерения получается в физических единицах.

При измерениях ЧРС с помощью гребенчатых сигналов важно, в каких единицах измеряется плотность гребней и соответственно ЧРС. Для тестирования ЧРС основном используются два варианта гребенчатых спектров: с равномерной и с частотно-пропорциональной плотностью гребней. При равномерной плотности частотные интервалы между соседними гребнями постоянны в пределах всей частотной полосы сигнала. В этом случае плотность гребней характеризуется их количеством на линейную единицу частоты (цикл/кГц). При частотно-пропорциональной плотности гребней постоянно отношение $f/\delta f$ центральной частоты гребней к частотному интервалу, т.е. плотность гребней постоянна на логарифмической шкале частот. Плотность гребней характеризуется либо отношением $f/\delta f$, либо количеством гребней на логарифмическую единицу частоты, обычно октаву (цикл/окт). В последнее время чаще используется второй вариант, поскольку проекция частот в слуховую улитку близка к логарифмической, и равномерный рисунок гребней на логарифмической шкале частот лучше соответствует проекции частот в улитке.

ЧРС НОРМАЛЬНОГО СЛУХА

Применение метода спектральных решеток для определения ЧРС дало интригующие результаты [29]. Для разных участков частотного диапазона слуха она составила от 7 до 12 цикл/окт. Эти результаты показали, насколько важно иметь возможность прямой оценки ЧРС слуха, а не только ее расчета по характеристикам частотно-избирательных фильтров. Если рассчитать ЧРС по характеристикам фильтров исходя из линейной модели, то получаются значения ЧРС приблизительно вдвое меньшие, чем полученные при прямых измерениях этой величины.

Скорее всего, разница между предсказаниями линейной модели и фактическими значениями ЧРС обусловлена нелинейностью системы, конкретно – эффектом латерального подавления между соседними частотно-избирательными каналами. Возможность обострения спектрального контраста, аналогичного зрительной иллюзии “полос Маха” на границе светлого и темного участков зрительного изображения, была показана в экспериментах с маскировкой [22, 30]. Ту же природу может иметь демаскирование при действии двух тональных маскеров: добавление второго маскера не затрудняет, а облегчает обнаружение сигнала, что можно объяснить латеральным подавлением одного маскера другим [31]. Если тот же эффект имеет место при действии гребенчатых сигналов, то обострение за счет латерального подавления должно привести к более высокой ЧРС, чем предсказывается остротой настройки отдельных фильтров. Подтверждение этому предположению было получено при измерении зависимости порогов спектрального контраста от плотности гребней [32].

Прямое измерение ЧРС дало важные результаты, касающиеся и другой проблемы: различения сигналов на фоне шума. В естественной обстановке “целевой”, т.е. подлежащий различению и распознаванию сигнал редко действует в идеальных условиях, на фоне тишины. Как правило, он возникает на фоне других звуков, которые по отношению к целевому сигналу играют роль шума. Чтобы понять, как различение тонкой частотно-временной структуры сигнала зависит от соотношения характеристик сигнала и шума (частоты и интенсивности того и другого), также оказались важными результаты прямого измерения ЧРС с помощью гребенчатых сигналов.

Естественно, добавление шумового фона ухудшало различение сигналов — снижало ЧРС [33–37]. Но в отношении того, как именно эффект шумового фона зависел от характеристик сигнала и шума, здесь также были получены интригующие результаты. Принципиально важным оказался вклад такого фундаментального свойства слуховой системы как компрессивная нелинейность передачи сигналов. Благодаря механизму компрессивной нелинейности увеличение интенсивности звука, например, на 10 дБ приводит к увеличению колебаний базилярной мембраны всего на 2–3 дБ. Этот механизм позволяет слуховой системе воспринимать и анализировать звуковые сигналы в широком диапазоне интенсивностей — до 120 дБ. Но в определенных обстоятельствах компрессивная нелинейность может негативно влиять на восприятие сигнала на фоне шума.

Если шум содержит те же частоты, что и сигнал (изочастотный шум), то он эффективно маскирует шум, поскольку совпадающие частоты сигнала и шума конкурируют друг с другом. Но зато такой шум подвержен компрессии в той же степени, что и сигнал. Поэтому усиление звука (например, с помощью слухового аппарата) не улучшает, но и не ухудшает соотношение сигнал/шум. Еще же частота шума ниже, чем частота сигнала (низкочастотный шум), то при низких интенсивностях низкочастотный шум слабее маскирует сигнал, чем изочастотный, но зато маскирующий эффект низкочастотного шума не подвержен компрессии: он возрастает настолько же, насколько увеличивается интенсивность шума. Поэтому при одинаковом усилении сигнала и маскира (например, с помощью слухового аппарата) маскирующий эффект низкочастотного шума растет пропорционально усилению, а ответ органа слуха на сигнал из-за компрессии растет значительно медленнее. В результате соотношение сигнал/шум не только не улучшается, но и ухудшается.

Таким образом, эффект усиления звука на различение сигналов приходится оценивать скорее пессимистически: различение сигналов может не улучшаться, а при каких-то условиях может и ухудшаться.

Прямые измерения показали, в какой степени это ожидание справедливо в отношении ЧРС. Действительно, при повышении интенсивности гребенчатого тест-сигнала для достижения порога маскировки требовалось значительно меньшее приращение низкочастотного маскира, чем изочастотного, т.е. относительный эффект низкочастотного маскира возрастал по сравнению с изочастотным [38–40]. Наиболее надежный способ устранения негативного влияния шумового фона на различение сигналов состоит в пространственном (азимутальном) разнесении источников сигнала и шума, чтобы сигнал воздействовал преимущественно на одно ухо, а шум — на другое. В экспериментальных условиях эта ситуация может моделироваться подачей сигнала и шума через головные телефоны отдельно на одно и другое ухо (дихотическая стимуляция). В таких условиях негативное влияние шумового фона оказывается минимальным в широком диапазоне интенсивностей сигнала и шума, как изочастотного, так и низкочастотного [37].

СПОСОБЫ ИЗМЕРЕНИЯ ЧРС С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ГРЕБЕНЧАТЫХ ТЕСТ-СИГНАЛОВ

Выработано несколько схем эксперимента, которые могут показать, различается ли испытуемым спектральная решетка. Все схемы основаны на сравнении тест-

сигнала, который в этом случае обязательно имеет гребенчатый спектр, с некоторым референтным сигналом, подбирающимся таким образом, чтобы различение двух сигналов было возможно только в том случае, если параметры спектральной решетки тест-сигнала не выходили за пределы разрешающей способности слуха.

Такая схема эксперимента была предложена в работах [29, 41]. Процедура тестирования состояла в том, что сигнал с гребенчатым спектром (спектральная решетка), предъявленный испытуемому, в некоторый момент времени заменяется на другой сигнал с противоположным расположением максимумов и минимумов спектральной амплитуды (реверсия фазы гребней). Это замещение может быть обнаружено испытуемым. Референтный сигнал также имеет гребенчатый спектр с такой же плотностью и глубиной гребней, как тест-сигнал, но фаза гребней в нем постоянна. Если параметры гребенчатого спектра лежат в пределах разрешающей способности слуха, то тестовый и референтный сигнал звучат по-разному, и испытуемый может правильно указать, какой из двух сигналов является тестовым. Если же плотность элементов гребней слишком велика, то максимумы и минимумы спектральной амплитуды сливаются в равномерный спектр, реверсия фазы гребней не может быть обнаружена, и тестовый и референтный сигнал не различаются. Таким образом, максимальная плотность гребней, при котором различаются тестовый и референтный сигнал, есть мера разрешающей способности слуховой системы.

Представленный выше вариант – не единственно возможный. Альтернативная схема эксперимента – применение референтного сигнала с “плоским” спектром, т.е. без гребенчатой структуры [42–47]. При этом тест-сигнал может быть представлен в разных вариантах: либо с постоянной фазой гребней в течение действия сигнала, либо с периодическими реверсиями фазы гребней, либо со “скользящими” (gliding) гребнями, фаза которых плавно меняется во время действия сигнала. Вариант такой схемы эксперимента – использование гребенчатого референтного сигнала, у которого плотность гребней значительно превышает ожидаемый предел разрешения и который поэтому заведомо воспринимается как плоский [46, 48]. Основная идея, лежащая в основе этого теста, та же, что и для предыдущего варианта. Если плотность гребней в тест-сигнале превосходит предел разрешения, то гребенчатый спектр воспринимается как плоский, поэтому тест-сигнал с гребенчатым спектром не может быть отличен от референтного сигнала с плоским спектром.

Можно было ожидать, что и оценки ЧРС, полученные двумя этими методами, будут одинаковыми. На самом деле, результат оказался совсем иным.

Различение тестового и *гребенчатого* референтного сигнала нормально слышащими испытуемыми было возможно при плотности гребней 9–10 цикл/окт или несколько менее, если тест-сигнал содержал периодические реверсии фазы гребней [33, 41], причем, если сигнал был узкополосным, то полученные оценки ЧРС мало зависели от частоты [33]. Если тест-сигнал имел постоянную фазу гребней, то предел разрешения был еще ниже: 7–9 цикл/окт [40, 49]. Небольшая разница между результатами, полученными с применением разных тест-сигналов, объяснялось тем, что при различении двух последовательно предъявляемых сигналов с разными фазами гребней требуется вовлечение кратковременной памяти для сравнения более позднего сигнала с сохраненным в памяти образом предшествующего сигнала, что создает дополнительную сложность для решения задачи.

Если же применялся плоский референтный сигнал, то испытуемые с нормальным слухом могли отличить тестовый сигнал от референтного при плотности гребней в тест-сигнале более 26 цикл/окт [51] или даже до 32 цикл/окт [50] или 60 цикл/окт [52], причем этот предел зависит от частоты: чем выше центральная частота сигнала, тем выше оценка ЧРС [50].

УЧАСТИЕ МЕХАНИЗМОВ ЧАСТОТНОГО АНАЛИЗА В РАЗЛИЧИИ СИГНАЛОВ С ГРЕБЕНЧАТЫМ СПЕКТРОМ

Поскольку оценки ЧРС, полученные при разных схемах эксперимента, различались не на проценты, а в несколько раз, это различие нельзя объяснить разбросом данных, разными контингентами испытуемых или незначительными различиями в условиях экспериментов.

Приходилось допустить, что в зависимости от схемы эксперимента (примененный референтный сигнал) действуют принципиально разные механизмы различения спектральных рисунков. В качества таких механизмов прежде всего целесообразно рассмотреть два основных способа, которыми в слуховой системе передается информация о частоте звука: спектральный и временной [51, 52]. Строго говоря, разделение механизмов частотного анализа на спектральный и временной условно, поскольку любой процесс может быть одинаково успешно описан как в спектральном, так и во временном представлении. Но применительно к слуховой системе под этими терминами понимаются вполне определенные физиологические и биофизические процессы.

Под спектральным механизмом понимается частотный анализ, основанный на частотно-избирательных свойствах базилярной мембраны улитки. Каждый ее участок избирателен к определенной частоте звука, т.е. эквивалентен частотно-избирательному фильтру: проксимальные участки чувствительны к более высоким частотам, дистальные — к низким. Положение участка базилярной мембраны, дающий наибольший отклик на воздействующий звук, информирует о частоте звука. Временной анализ основан на том, что в определенном диапазоне частот импульсация, посылаемая улиткой в мозг, может воспроизводить форму звуковых колебаний, т.е. импульсный поток оказывается модулированным с частотой звука. Слуховые нервные центры способны анализировать афферентный поток и выявлять частоту его модуляции, таким образом определяя частоту звука.

При воздействии сигнала с гребенчатым спектром на базилярной мембране создается некоторый профиль возбуждения (внутренний спектр) [53], который является основой частотного механизма различения гребенчатых сигналов. Этот профиль также имеет гребенчатую структуру. Однако глубина гребней в профиле возбуждения уменьшена по сравнению с входным сигналом из-за ограниченной остроты (добротности) эквивалентных частотно-избирательных фильтров базилярной мембраны. Чем выше плотность гребней, тем сильнее сглаживание (меньше глубина) гребней в профиле возбуждения. Различение гребенчатой структуры сигнала по частотному механизму становится невозможным, если глубина гребней профиля возбуждения падает ниже некоторого порога. При какой плотности гребней будет достигнут этот порог (т.е. будет достигнут предел различения гребенчатой структуры спектра) — зависит от соотношения плотности гребней и добротности фильтров. Ширина полос пропускания эквивалентных фильтров приблизительно пропорциональна их характеристической частоте [17]. Если плотность гребней в спектре сигнала также частотно-пропорциональна, то соотношение этих двух величин приблизительно постоянно во всем частотном диапазоне слуха. Поэтому ЧРС, определяемая частотным механизмом, должна быть независима или мало зависима от частоты. Именно так ведут себя оценки ЧРС в экспериментах с гребенчатыми референтными сигналами [50].

В отличие от частотного временной механизм основывается на временной структуре интегрального импульсного потока от улитки, который воспроизводит временную структуру сигнала. Гребенчатые сигналы характеризуются определенной шириной спектральной полосы, т.е. имеют характер шумов. Они не имеют явной временной организации, но имеют скрытую организацию, отражающуюся в их автокорреляционной функции (АКФ). Эта организация характеризуется повторением рисунка с задержкой $1/\delta f$, где δf — частотные интервалы между соседними гребнями. Различение гребенчатой структуры сигнала по временному механизму

становится невозможным, если задержка увеличивается сверх некоторого предела, до которого возможно отслеживание временной организации сигнала. При заданной плотности гребней (в размерности цикл/окт) задержка тем короче, чем выше частота. Поэтому ЧРС, определяемая временным механизмом, должна быть зависима от частоты. Именно так ведут себя оценки ЧРС в экспериментах с плоскими референтными сигналами [50]. Таким образом, тестирование гребенчатыми сигналами позволяет не просто быстро и эффективно измерить ЧРС слуха, но и дифференцировать оценки ЧРС для разных слуховых механизмов.

ЧРС ПРИ ОСЛАБЛЕННОМ СЛУХЕ И У НОСИТЕЛЕЙ КОХЛЕАРНЫХ ИМПЛАНТОВ

Несмотря на ряд несомненных преимуществ диагностики слуха с помощью гребенчатых тест-сигналов, этот метод пока не вошел в широкую клиническую практику. Возможно, причиной такого положения вещей является обычная инерция. Однако есть область аудиологии, где тест различения гребенчатых спектров активно применяется начиная с 2000-х годов. Это — использование кохлеарных имплантов.

Кохлеарная имплантация — высокотехнологичная операция, применяемая при некоторых формах глубокой нейросенсорной тугоухости или при полной потере слуха. Во многих случаях нейросенсорная потеря слуха возникает из-за поражения слуховых механорецепторов — волосковых клеток. Эти сверхчувствительные рецепторы характеризуются высокой уязвимостью при акустических травмах, инфекционных заболеваниях, действии ототоксических препаратов, и т.п. Они теряют свои функциональные свойства при старении или из-за генетических дефектов. При этом нервные волокна спирального ганглия могут оставаться сохранными. В таких случаях показана кохлеарная имплантация. Кохлеарный имплант — высокотехнологический протез, работа которого основана на восприятии звуков через микрофон, обработке сигналов микропроцессором и подаче стимулирующих электрических импульсов через вживленные электроды непосредственно на нервные волокна.

Кохлеарная имплантация — сложная и дорогостоящая операция. Для эффективной работы кохлеарного импланта требуется точная настройка его процессора. Любая ошибка в настройке процессора стоит дорого во всех смыслах. Поэтому для тестирования работы процессора применяются объективные показатели различения звуковых сигналов. Речевой тест является необходимой процедурой для оценки эффективности импланта, поскольку одна из основных целей имплантации — обеспечить пациенту возможность речевого общения. Но речевой тест применим не всегда, и не всегда он дает полную и объективную картину работы импланта. В этих случаях тестирование гребенчатыми сигналами оказалось незаменимой диагностической процедурой.

Применение теста различения гребенчатых спектров показало, что даже наиболее совершенные из существующих кохлеарных имплантов не могут обеспечить качество восприятия звуков, сравнимое с нормальным слухом. Если у нормально слышащих испытуемых предел разрешения плотности гребней спектра составляет около 10 цикл/окт (при процедуре тестирования, адресующейся к частотному механизму различения) или даже десятки цикл/окт (при процедуре тестирования, адресующейся к временному механизму различения), то у носителей кохлеарных имплантов предел разрешения плотности гребней составляет обычно единицы цикл/окт, в некоторых случаях ниже 1 цикл/окт [45, 46, 48, 49, 54–58]. В определенной степени это обусловлено тем, что наиболее распространенная “стратегия” стимуляции (т.е. алгоритм преобразования звуковых сигналов в электрические импульсы) такова, что частота электрических импульсов не воспроизводит частоту звуковых колебаний, а информация о частоте передается только выбором электрода, через который подаются импульсы [59]. При такой стратегии стимуляции в анализе поступающих сигналов может участвовать только частотный, но не временной механизм.

Несмотря на сниженное частотное различие, во всех случаях, когда показатели ЧРС сравнивали с показателями речевого теста, наблюдалась значимая корреляция между ними [55, 57, 58, 60]. Это означает, что ЧРС, измеренная с помощью гребенчатых тест-сигналов, является информативным показателем для оценки эффективности работы кохлеарного импланта, в том числе его способности обеспечивать речевое общение.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Все изложенное позволяет заключить, что всесторонняя оценка остроты слуха невозможна без учета разрешающей способности. В значительной степени эта задача может быть решена применением тест-сигналов со сложными спектральными рисунками. Такой способ тестирования показал свою эффективность как при решении фундаментальных вопросов физиологии слуха, так и для практического применения в диагностических целях.

ИСТОЧНИК ФИНАНСИРОВАНИЯ

Работа поддержана Российским фондом фундаментальных исследований, грант № 20-015-00054.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *World Health Organization*. Deafness and hearing loss. <https://www.who.int/health-topics/hearing-loss>.
2. *Pick G.F., Evans E.F., Wilson J.P.* Frequency resolution in patients with hearing loss of cochlear origin. In: *Psychophysics and Physiology of Hearing*. Eds. Evans E.F., Wilson J.P. New York. Acad. Press. 273–282. 1977.
3. *Zwicker E., Schorn K.* Psychoacoustical tuning curves in audiology. *Audiology*. 17: 120–140. 1978.
4. *Florentine M., Buus S., Scharf B., Zwicker E.* Frequency selectivity in normally-hearing and hearing-impaired observers. *J. Speech Hear. Res.* 23: 646–669. 1980.
5. *Moore B.C.J.* Frequency selectivity and temporal resolution in normal and hearing-impaired listeners. *British J. Audiol.* 19: 189–201. 1985.
6. *Tyler R.S., Tye-Murray N.* Frequency resolution measured by adaptively varying the notchwidth: results from normal and hearing impaired. In: *Auditory Frequency Selectivity*. Eds. Moore B.C.J., Patterson R.D. New-York. Plenum Press. 323–330. 1986.
7. *Dreschler W.A., Plomp R.* Relation between psychophysical data and speech perception for hearing impaired subjects. *J. Acoust. Soc. Am.* 68: 1608–1615. 1980.
8. *Gorga M.P., Abbas P.J.* Forward-masking AP tuning curves in normal and in acoustically traumatized ears. *J. Acoust. Soc. Am.* 70: 1322–1330. 1981.
9. *Patterson R.D., Nimmo-Smith I., Weber D.L., Milory R.* The deterioration of hearing with age: Frequency selectivity, the critical ratio, the audiogram, and speech threshold. *J. Acoust. Soc. Am.* 72: 1788–1803. 1982.
10. *Festen J.M., Plomp R.* Relations between auditory functions in impaired hearing. *J. Acoust. Soc. Am.* 73: 652–662. 1983.
11. *Stelmachowitz P.G., Jesteadt W., Gorga M.P., Mott J.* Speech discrimination ability and its relation to psychophysical tuning curves (PTCs). *J. Acoust. Soc. Am.* 77: 620–627. 1985.
12. *Thornton A.R., Abbas P.J.* Low-frequency hearing loss: Perception of filtered speech, psychophysical tuning curves, and masking. *J. Acoust. Soc. Am.* 67: 638–643. 1980.
13. *Hannley M., Dorman M.F.* Susceptibility to intraspeech spread of masking in listeners with sensorineural hearing loss. *J. Acoust. Soc. Am.* 74: 40–51. 1983.
14. *Tyler R.S., Hall J.W., Glasberg B.R., Moore B.C.J., Patterson R.D.* Auditory filter asymmetry in the hearing impaired. *J. Acoust. Soc. Am.* 76: 1363–1368. 1984.
15. *Zwicker E.* On a psychoacoustical equivalent of tuning curves. In: *Facts and Models in Hearing*. Eds. Zwicker E., Terhardt E. Berlin. Springer. 132–141. 1974.
16. *Zwicker E.* Psychoacoustic. Berlin. Springer. 1982.
17. *Glasberg B.R., Moore B.C.J.* Derivation of auditory filter shapes from notched-noise data. *Hearing Res.* 47: 103–138. 1990.
18. *Wilson J.P., Evans E.F.* Grating acuity of the ear: psychophysical and neurophysiological measures of frequency resolving power. 7th Internat. Congr. on Acoustics. Budapest. Akad. Kiado. 3: 397–400. 1971.
19. *Evans E.F., Wilson J.P.* Frequency selectivity of the cochlea. *Basic Mechanisms of Hearing*. Ed. A.R. Miller. New York. Academic. 519–551. 1973.

20. *Bilsen F.A., ten Kate J.H., Buunen T.J.F., Raatgever J.* Responses of single units in the cochlear nucleus of the cat to cosine noise. *J. Acoust. Soc. Am.* 58: 858–866. 1975.
21. *Evans E.F.* Frequency selectivity at high signal levels of single units in cochlear nerve and cochlear nucleus. *Psychophysics and Physiology of Hearing*. Eds. Evans E.F., Wilson J.P. London. Academic. 185–192. 1977.
22. *Houtgast T.* Psychophysical evidence for lateral inhibition in hearing. *J. Acoust. Soc. Am.* 51: 1885–1894. 1972.
23. *Houtgast T.* Masking patterns and lateral inhibition. *Facts and Models in Hearing*. Eds. Zwicker E., Terhardt E. Berlin. Springer. 258–265. 1974.
24. *Pick G.F.* Level dependence of psychophysical frequency resolution and auditory filter shape. *J. Acoust. Soc. Am.* 68: 1085–1095. 1980.
25. *Bilsen F.A., Wieman J.L.* Atonal periodicity sensation for comb filtered noise signals. *Psychophysical and Behavioral Studies in Hearing*. Eds. van der Brink G., Bilsen F.A. Delft. Delft Univ. Press. 379–382. 1980.
26. *Yost W.A.* The dominance region and ripple-noise pitch: A test of the peripheral weighting model. *J. Acoust. Soc. Am.* 72: 416–425. 1982.
27. *Yost W.A., Hill R., Perez-Falcon T.* Pitch discrimination of ripple noise. *J. Acoust. Soc. Am.* 63: 1166–1173. 1977.
28. *Yost W.A., Hill R.* Models of the pitch and pitch strength of ripple noise. *J. Acoust. Soc. Am.* 66: 400–410. 1979.
29. *Supin A.Ya., Popov V.V., Milekhina O.N., Tarakanov M.B.* Frequency resolving power measured by rippled noise. *Hearing Res.* 78: 31–40. 1994.
30. *Carterette F.C., Friedman M.P., Lovell J.D.* Mach bands in hearing. *J. Acoust. Soc. Amer.* 45: 986–998. 1969.
31. *Shannon R.V.* Two-tone unmasking and suppression in a forward-masking situation. *J. Acoust. Soc. Am.* 59: 1460–1470. 1976.
32. *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. *Dokl. Biol. Sci.* 478: 240–244. 2018.
33. *Supin A.Ya., Popov V.V., Milekhina O.N., Tarakanov M.B.* Ripple depth and density resolution of rippled noise. *J. Acoust. Soc. Am.* 106: 2800–2804. 1999.
34. *Supin A.Ya., Popov V.V., Milekhina O.N., Tarakanov M.B.* The effect of masking noise on rippled-spectrum resolution. *Hearing Res.* 151: 157–166. 2001.
35. *Supin A.Ya., Popov V.V., Milekhina O.N., Tarakanov M.B.* Rippled-spectrum resolution dependence on level. *Hearing Res.* 185: 1–12. 2003.
36. *Supin A.Ya., Popov V.V., Milekhina O.N., Tarakanov M.B.* Rippled-spectrum resolution dependence on masker-to-probe ratio. *Hearing Res.* 204: 191–199. 2005.
37. *Supin A.Ya., Popov V.V., Milekhina O.N., Tarakanov M.B.* Masking of rippled-spectrum-pattern resolution in diotic and dichotic presentations. *Hearing Res.* 260: 109–116. 2010.
38. *Milekhina O.N., Nechaev D.I., Popov V.V., Supin A.Ya.* Compressive nonlinearity in the auditory system: Manifestation in the action of complex sound signals. *Biol. Bull.* 44: 603–609. 2017.
39. *Milekhina O.N., Nechaev D.I., Supin A.Ya.* Compressive nonlinearity of human hearing in sound spectra discrimination. *Dokl. Biol. Sci.* 474: 89–92. 2017.
40. *Milekhina O.N., Nechaev D.I., Supin A.Ya.* Contribution of cochlear compression to discrimination of rippled spectra in on- and low-frequency noise. *J. Assoc. Res. Otolaryngology.* 19(5): 611–618. 2018.
41. *Supin A.Ya., Popov V.V., Milekhina O.N., Tarakanov M.B.* Ripple density resolution for various rippled-noise patterns. *J. Acoust. Soc. Am.* 103: 2042–2050. 1998.
42. *van Zanten G.A., Senien 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.* 74: 52–62. 1983.
43. *Chi T., Gao Y., Guyton M.G., Ru P., Shamma S.* Spectro-temporal modulation transfer function and speech intelligibility. *J. Acoust. Soc. Am.* 106: 2719–2732. 1999.
44. *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.* 122: 982–991. 2007.
45. *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.* 126: 955–958. 2009.
46. *Aronoff J.M., Landsberger D.M.* The development of a modified spectral ripple test. *J. Acoust. Soc. Am.* 134: EL217–222. 2013.
47. *Nechaev D.I., Milekhina O.N., Supin A.Ya.* Hearing sensitivity to gliding rippled spectrum patterns. *J. Acoust. Soc. Am.* 143: 2387–2393. 2018.
48. *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.* 140: 4298–4306. 2016.
49. *Henry B.A., Turne C.W., Behren A.* Spectral peak resolution and speech recognition in quiet: Normal hearing, hearing impaired, and cochlear implant listeners. *J. Acoust. Soc. Am.* 118: 1111–1121. 2005.
50. *Milekhina O.N., Nechaev D.I., Supin A.Ya.* Rippled-spectrum resolution dependence on frequency: Estimates obtained by discrimination from rippled and nonrippled reference signals. *J. Acoust. Soc. Am.* 146: 2231–2239. 2019.

51. *Nechaev D.I., Milekhin O.N., Supin A.Y.* Estimates of ripple-density resolution based on the discrimination from rippled and nonrippled reference signals. *Trends Hear.* 23. 2019. DOI 2331216518824435
52. *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 in cochlear-implant users. *J. Acoust. Soc. Am.* 132: 3925–3934. 2012.
53. *Zwicker E.* Masking and psychophysical excitation as consequences of the ear’s frequency analysis. *Frequency Analysis and Periodicity Detection in Hearing.* Eds. Plomp R., Smoorenburg G.F. Sijthoff. Leiden. 376–394. 1970.
54. *Henry B.A., Turner C.W.* The resolution of complex spectral patterns by cochlear implant and normal-hearing listeners. *J. Acoust. Soc. Am.* 113: 2861–2873. 2003.
55. *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.* 8: 384–392. 2007.
56. *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.* 136: 2714–2725. 2014.
57. *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.* 130: 364–375. 2011.
58. *Jeon E.K., Turner C.W., Karsten S.A., Henry B.A., Gant B.J.* Cochlear implant users’ spectral ripple resolution. *J. Acoust. Soc. Am.* 138: 2350–2358. 2015.
59. *Choi C.T.V., Lee Y.H.* A review of stimulating strategies for cochlear implants. *Cochlear implant research update.* Ed. C. Umat. IntechOpen. Malaysia. 2012.
60. *Drennan W.R., Anderson E.S., Won J.H., Rubinstein J.T.* Validation of a clinical assessment of spectral-ripple resolution for cochlear implant users. *Ear and Hearing.* 35(3): e92–e98. 2014.

Acute Hearing: What is It? Indicators of Frequency Resolving Power of Hearing

A. Ya. Supin*

Institute of Ecology and Evolution, Russian Academy of Sciences, Moscow, Russia

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

Nowadays, diagnostic methods for sensitivity and for frequency resolution of hearing are developed in different degrees. Instruments for precise measurements of frequency resolving power (FRP) of hearing are not widely used for practical needs. Laboratory methods for FRP measurements are not convenient for the practical use. Signals with rippled spectra may be an effective tool for testing FRP both for fundamental investigations of hearing and for practical audiology. The use of such test signals allows to measure not the acuteness of individual frequency-tuned auditory filters but the real capability for discrimination of complex-spectrum sound signals. FRP measurements with the use of rippled test signals are convenient for the practical use. Apart from that, data on discrimination of rippled signals provided data on the role of several fundamental hearing mechanisms: compressive non-linearity, lateral suppression, frequency and temporal mechanisms of frequency analysis. Depending on the discrimination task, either frequency or temporal mechanism of frequency analysis determines FRP. Rippled signals were successfully used for assessment of frequency resolution in cochlear implant users.

Keywords: hearing, selectivity, resolution, rippled spectra

ЦИТИРОВАТЬ:

Супин А.Я. Что такое “хороший слух”? Показатели частотной разрешающей способности слуха. *Рос. физиол. журн. им. И.М. Сеченова.* 106(4): 436–447.

DOI: 10.31857/S0869813920040093

TO CITE THIS ARTICLE:

Supin A.Ya. Acute Hearing: What is It? Indicators of Frequency Resolving Power of Hearing. *Russian Journal of Physiology.* 106(4): 436–447.

DOI: 10.31857/S0869813920040093