УДК 612.85

РАЗЛИЧЕНИЕ СИГНАЛОВ С ГРЕБЕНЧАТЫМ СПЕКТРОМ У ПРЕЛИНГВАЛЬНЫХ И ПОСТЛИНГВАЛЬНЫХ ПОЛЬЗОВАТЕЛЕЙ КОХЛЕАРНЫХ ИМПЛАНТОВ

© 2020 г. Д. И. Нечаев^{1,} *, М. В. Гойхбург², А. Я. Супин¹, В. В. Бахшинян², Г. А. Таварткиладзе²

 ¹ФГБУН Институт проблем экологии и эволюции имени А.Н. Северцова РАН, Москва, Россия
 ²ФГБУ Российский научно-клинический центр аудиологии и слухопротезирования ФМБА России, Москва, Россия *E-mail: dm.nechaev@yandex.ru Поступила в редакцию 06.08.2019 г. После доработки 10.09.2019 г. Принята к публикации 04.12.2019 г.

Исследована взаимосвязь между различением звуковых сигналов с гребенчатыми спектрами и различением речевых сигналов у прелингвальных и постлингвальных носителей кохлеарных имплантов. В качестве тестового сигнала использовали полосовой шум с гребенчатым спектром шириной 2 октавы. Использовали три центральных частоты спектра: 1, 2 и 4 кГц. Для оценки различения спектрального рисунка применяли тест реверсии фазы гребенчатого спектра. Для оценки различения речи использовали таблицы разносложных слов Гринберга-Зиндера и вычисляли процент различаемых слов. Порог различения в среднем составлял 2 цикл/окт, как для прелингвальных, так и для постлингвальных пациентов, независимо от центральной частоты спектра. Наилучшая корреляция между различением речи и различением гребенчатого спектра r = 0.85 была получена для группы прелингвальных пациентов с перимодиолярным типом электродной решетки.

Ключевые слова: слух, кохлерный имплант, гребенчатый спектр, сенсоневральная тугоухость, частотная разрешающая способность.

DOI: 10.31857/S0131164620020113

Одной из важных характеристик слуховой системы является ее способность различать тонкую спектральную структуру звукового сигнала: частотная разрешающая способность слуха (ЧРС). Определить ЧРС можно, измерив остроту настройки частотных слуховых фильтров. Для этого применяют методы, основанные на различных типах частотно-зависимой маскировки [1]. Другой подход к определению ЧРС состоит в применении звуковых тест-сигналов с гребенчатыми спектрами (*rippled spectrum*). Гребенчатый спектр имеет набор чередующихся максимумов и минимумов спектральной плотности – гребней. Мерой ЧРС является максимальная плотность гребней, при которой слушатель еще способен различить сигналы с разными гребенчатым рисунком спектра [2].

Возможны несколько вариантов измерений с применением гребенчатых спектров. Метод сравнения сигналов состоит в том, что испытуемому предъявляется три сигнала: два стандартных сигнала с одной фазой гребней и один сигнал целевой с гребнями противоположенной фазы. При этом испытуемый должен идентифицировать целевой сигнал. Другой вариант — метод обнаружения изменений — характеризуется тем, что, смена фазы спектра происходит несколько раз за время действия целевого сигнала, а стандартный сигнал (стандартные сигналы) (возможен двухальтернативный и трехальтернативный варианты) имеют постоянную фазу гребней. У слушателей с нормальным слухом порог различения гребенчатого спектра отличается для этих методик: при втором способе испытуемые различали большую плотность спектра [3].

С применением гребенчатых тест-сигналов ЧРС была определена у нормально слышащих испытуемых при различных конфигурациях гребенчатого спектра (разная центральная частота, ширина полосы спектра, глубина модуляции) [3, 4]. В среднем максимально различимая плотность гребенчатого спектра у слушателей без нарушения слуха составляет от 8.5 гребней на октаву (цикл/окт) при узкополосном спектре, до 10 цикл/окт – при широкополосном.

Звуковые сигналы с гребенчатым спектром нашли свое применение в оценке ЧРС у пациентов с нарушениями слуха и у пациентов, использующих кохлеарные импланты (КИ). Основной результат таких исследований — намного более низкая ЧРС у носителей КИ по сравнению с нормально слышащими испытуемыми. При этом имеет место значительный разброс оценок ЧРС. Оценки ЧРС (усредненные по группам пользователей КИ) составляли от 0.62 цикл/окт [5, 6], до 2.85 цикл/окт [7]. В других работах были получены промежуточные значения ЧРС: от 1.73 до 1.68 цикл/окт [8, 9].

Низкая ЧРС является одним из ограничиваюших факторов, который не позволяет таким пациентам достаточно хорошо различать сложные звуковые сигналы, в том числе звуки речи. Неоднократно отмечалось, что ЧРС, измеренная тестсигналами с гребенчатым спектром, коррелирует с различением речи. Подтверждение этой корреляции позволит создать удобный и надежный тест для оценки разрешающей способности слуха у пациентов с нарушениями слуха и пользователей КИ. Однако данные о связи ЧРС со способностью к различению речи неоднозначны. Для широкой группы испытуемых, в которую вошли пользователи КИ, пациенты со сниженным слухом и нормально слышащие испытуемые, регрессионный анализ показал значительную корреляцию между различением гребенчатых спектров и различением гласных и согласных ($r^2 = 0.64$ и $r^2 = 0.66$) [5, 6]. В группе, включающей только пользователей КИ, корреляция ЧРС с различением согласных была несколько меньше: $r^2 = 0.58$ [10]. Для корреляции ЧРС с различением слов в предложении были получены значения $r^2 = 0.58$ при моделировании логарифмической кривой и $r^2 =$ = 0.47 при линейной зависимости [9]. При попытке разработать клинический тест, основанный на различении гребенчатого спектра, коэффициент корреляции между различением спектра и речи составил r = 0.79 [9]. Наименьшей коэффициент корреляции (r = 0.5) был получен при сравнении ЧРС с различением слов [9].

На фоне шума у пользователей КИ заметно ухудшается как различение гребенчатых спектров (ЧРС), так и различение речи. Однако и для этого случая степень корреляции между ЧРС и результатами речевых тестов значительно варьировала. При использовании постоянного шума коэффициент корреляции составлял r = 0.55 при первом прослушивании и r = 0.83 после тренировки [8], хотя в другой работе [9] достоверной корреляции не наблюдали. При использовании речевого маскера корреляция составляла приблизительно r = 0.7 [9, 10].

Таким образом, различение спектрального рисунка в сигналах с гребенчатым спектром в значительной степени коррелирует с различением речи, однако значительный разброс данных заставляет предполагать, что эта корреляция может зависеть от некоторых дополнительных факторов. Одним из таких факторов может быть время потери слуха: до или после овладения речью (соответственно, пре- или постлингвальные пациенты). Прелингвальные пациенты не имеют опыта восприятия речи нормальным слухом; они знакомы только с ощущениями, которые создаются электрической стимуляцией волокон слухового нерва, и обучаются различать создаваемые таким образом эквиваленты звуков речи. В отличие от них. постлингвальные пациенты знакомы с ошушениями, возникающими при нормальном слухе. Наличие или отсутствие предшествующего опыта восприятия речи нормальным слухом может влиять на распознавание речи через КИ. Важно исследовать: влияет ли опыт восприятия сложных сигналов, имеющийся у постлингвальных пациентов, на различение гребенчатых спектров, воспринимаемых через КИ? Если такое влияние имеется, то однонаправленно или разнонаправлено оно для гребенчатых спектров и звуков речи? Ответ на этот вопрос важен для разработки основ диагностического применения тест-сигналов с гребенчатыми спектрами, но соответствующие данные крайне ограничены. В работе [11] было показано, что спектрально-временное различение у постлингвальных взрослых пользователей КИ (18 лет и старше) лучше, чем у прелингвальных детей с КИ (от 5 до 13 лет). Для выявления связи между пре- и постлингвальным характером потери слуха и корреляцией ЧРС с различением речи необходимы более обширные исследования.

Еще один фактор, влияющий на корреляцию между оценками ЧРС и различением речи – центральная частота и частотная полоса тест-сигнала. Можно ожидать, что наилучшие соответствия между ЧРС и различением речи будет тогда, когда спектральные полосы речевого сигнала и гребенчатого тест-сигнала максимально близки. Но насколько важно это требование остается неясным. В большинстве исследований, в которых измеряли ЧРС у пользователей КИ использованы широкополосные гребенчатые сигналы, поскольку при низкой ЧРС в узкой спектральной полосе нельзя разместить хотя бы несколько гребней спектра. Тем не менее, была предпринята попытка использовать узкополосный гребенчатый сигнал [9], однако центральная частота сигнала не была постоянной: спектр подбирали так, чтобы его центр соответствовал частотной настройке конкретного электрода КИ. Различение такого узкополосного спектра сильно варьировало в зависимости от центральной частоты, и выявить закономерности не удалось. Было лишь установлено, что пороги различения спектра связаны с шириной настроечной кривой для данного электрода: чем уже настроечная кривая, тем большая плотность спектра различается. Вопрос о соответствии между различением гребенчатого спектра разной частотной полосы и различением речевого сигнала остался открытым.

В данной работе измеряли ЧРС у группы прелингвальных и постлингвальных пользователей КИ (все старше 13 лет) и оценивали корреляцию между различением гребенчатого спектра и различением речи. При этом использовали узкополосные спектры с разной центральной частотой.

МЕТОДИКА

В экспериментах участвовали 30 пациентов с лиагнозом: двусторонняя сенсоневральная глухота, состояние после кохлеарной имплантации, в том числе трое: после билатеральной имплантации. Таким образом, измерения выполняли для 33 КИ. Этиология тугоухости у пациентов была следующей: 3 пациента с наследственной глухотой, обусловленной мутацией гена GJB2, кодирующего белок коннексин 26; 12 пациентов с приобретенной глухотой, девять из которых – после перенесенного менингита, один – после приема ототоксических антибиотиков и двое - после закрытой черепно-мозговой травмы; у 18 пациентов этиология тугоухости неизвестна. У 13 пациентов снижение слуха имело прогрессирующий характер. Возраст пациентов варьировал от 13 до 62 лет. Опыт использования КИ у всех испытуемых более одного года. Одиннадцать пациентов использовали КИ производства "Advanced Bion-ics" (Швейцария) и 19 – "Cochlear" (Австралия).

Всем пациентам проводили тональную пороговую аудиометрию (ТПА) в свободном звуковом поле. Пороги на частотах от 0.5 до 4 кГц составляли 25–40 дБ над нормальным порогом слышимости (нПС). Данные по пациентам представлены в табл. 1.

Условия эксперимента. Во время измерений пациент находился в звукоизолированной камере. Средний уровень звука составлял 65 дБ УЗД. Калибровку уровня сигнала проводили относительно тона с частотой 1 кГц на месте, где находился слушатель. Как тест-сигналы с гребенчатым спектром, так и речевые сигналы воспроизводили в свободном звуковом поле через акустическую колонку SP 90 (Interacoustics), расположенную перед испытуемым на расстоянии 1 м.

Тест-сигнал с гребенчатым спектром. В качестве тест-сигнала использовали звуковой сигнал с гребенчатым спектром. Такой спектр имеет некоторое количество спектральных пиков и провалов в пределах своей полосы. Ширина гребней и



Рис. 1. Спектр тест-сигнала с центральной частотой $2 \kappa \Gamma \mu$ и плотностью 5 цикл/окт. *а*, δ – спектры с противоположными фазами гребней.

частотные интервалы между ними были частотно-пропорциональными, т.е. равномерными на логарифмической шкале частот. Плотность гребней характеризовали количеством циклов модуляции (гребней) на октаву (цикл/окт). Огибающей спектра был один период косинусоидальной функции от логарифма частоты с периодом, равным двум октавам. Эквивалентная прямоугольная ширина такой спектральной полосы равна одной октаве (рис. 1). Использовали три значения центральной частоты спектра: 1, 2 и 4 кГц.

Для определения ЧРС слуха использовали тест реверсии фазы гребенчатого спектра. Тест состоял в том, чтобы испытуемому предъявляли сигнал с гребенчатым спектром, затем в некоторый момент времени этот сигнал заменяли сигналом с такими же параметрами, но с противоположным положением спектральных пиков на частотной шкале. Такую реверсию воспринимали испытуемые как некоторое изменение тембра сигнала, но только в том случае, если гребенчатая структура спектра была доступна для различения. Если же дробность спектра настолько высока, что превышает предел различения спектрального рисунка, то реверсия фазы гребней не могла быть обнаружена. Наивысшая плотность гребней спектра, при которой испытуемый был способен обнаружить реверсию фазы, принимали за меру ЧРС.

Процедура измерения ЧРС. Для определения порога различения гребенчатого спектра использовали метод трехальтернативного принудительного выбора. Испытуемому в случайном порядке предъявляли три сигнала, два из которых (стандартные) имели спектр с постоянной фазой гребней (без реверсий), а третий сигнал (целевой) со-

ТПА 4 кГц	25	25	25	25	25	25	30	25	25	25	25	30	25	25	30	25	30	25	25	30	25	35	40	30	35	25	25	40	30	35		30	25
ТПА 2 кГц	25	25	25	25	25	25	30	25	25	25	30	30	25	25	30	25	30	25	30	25	25	30	25	25	25	25	30	30	30	25		30	25
ТПА 1 кГц	25	30	30	25	25	25	30	25	25	25	25	30	25	25	25	30	30	25	25	30	25	30	35	30	30	25	30	25	35	25		35	25
ТПА 0.5 кГи	25	30	40	25	25	25	30	25	25	25	45	35	25	35	25	40	25	30	30	30	25	30	40	30	40	25	35	25	40	30		30	30
Тип электродной решетки	Перимодиолярная	Перимодиолярная	Перимодиолярная	Прямая	Перимодиолярная	Перимодиолярная	Перимодиолярная	Перимодиолярная	Перимодиолярная	Прямая	Перимодиолярная	Прямая	Прямая	Прямая	Перимодиолярная	Перимодиолярная	Прямая	Перимодиолярная	Прямая	Перимодиолярная	Перимодиолярная	Прямая	Перимодиолярная	Прямая	Перимодиолярная	Перимодиолярная	Перимодиолярная	Прямая	Перимодиолярная	Перимодиолярная	Перимодиолярная	Перимодиолярная	Перимодиолярная
Модель КИ	Nucleus Freedom CI24RE(CA)	Nucleus CI24R(CS)	Nucleus Freedom CI24RE(CA)	Nucleus CI 422	Nucleus CI 512 (CA)	Nucleus Freedom CI24RE(CA)	Nucleus CI 512 (CA)	Nucleus Freedom CI24RE(CA)	Nucleus Freedom CI24RE(CA)	Nucleus CI 24R(ST)	HiRes 90 K HiFocus Helix electrode	Nucleus Freedom CI24RE(St)	Nucleus CI24R(ST)	Nucleus CI 24R(ST)	Nucleus CI 24R(CS)	Nucleus CI24R(CS)	Nucleus CI24R(ST)	Nucleus Freedom CI24RE(CA)	HiRes 90 K HiFocus 1J electrode	HiRes 90 K Advantage CI MS	HiRes 90 K HiFocus Helix electrode	<i>Nucleus</i> $24(11 + 11 + 2)$	Nucleus Freedom CI24RE(CA)	Nucleus 22	HiRes 90 K with HiFocus Helix electrode	Nucleus Freedom CI24RE(CA)	HiRes 90 K with HiFocus Helix electrode	HiRes 90 K with HiFocus 1j electrode	HiRes 90 K Advantage	HiRes 90 K with HiFocus Helix electrode	HiRes 90 K with HiFocus Helix electrode	HiRes 90 K with HiFocus Helix electrode	Nucleus Freedom CI24RE(CA)
Опыт КИ	1 бл	13 л	$2 \ \Gamma$	Т Л	7 л	7 л	1Γ	11 л	10 л	11 л	2Γ	13 л	10 л	10 л	12 л	11 л	10 л	10 л	3Γ	1 r	5г	11 л	3 r	16 л	4Γ	10 л	5л	6л	1 r	5л	5л	6л	10 л
Тип глухоты по времени возникновения	Постлингвальная	Прелингвальная	Постлингвальная	Прелингвальная	Постлингвальная	Постлингвальная	Постлингвальная	Прелингвальная	Прелингвальная	Прелингвальная	Постлингвальная	Прелингвальная	Прелингвальная	Постлингвальная	Прелингвальная	Прелингвальная	Прелингвальная	Прелингвальная	Постлингвальная	Постлингвальная	Постлингвальная	Прелингвальная	Прелингвальная	Постлингвальная	Постлингвальная	Прелингвальная	Прелингвальная	Постлингвальная	Постлингвальная	Постлингвальная	Прелингвальная	Постлингвальная	Прелингвальная
Этиология	Менингит	Неизвестная	Прогрессирующая СНТ	Неизвестная	Прогрессирующая СНТ	Прогрессирующая СНТ	Посттравматическая	Менингит	Менингит	Менингит	Прогрессирующая СНТ	Неизвестная	Неизвестная	Менингит	Менингит	Неизвестная	Наследственная	Менингит	Прогрессирующая СНТ	Прогрессирующая СНТ	Прогрессирующая СНТ	Наследственная	Наследственная	Менингит	Посттравматическая	Ототоксические антибиотики	Прогрессирующая СНТ	Прогрессирующая СНТ	Прогрессирующая СНТ	Прогрессирующая СНТ	Прогрессирующая СНТ	Прогрессирующая СНТ	Менингит
тэвдеоЯ	25	17	63	13	19	19	46	13	13	16	49	17	14	33	15	14	16	14	58	57	21	[14	14	32	22	14	28	41	26	61	17	25	14
пационты						Б		Ë	5					0	~	+		5		\sim	~	<u>–</u> –	ц-С	_	\sim	ŝ	.,	S	2	~	~	6	0

Таблица 1. Основные данные пациентов, принимавших участие в исследовании

16

НЕЧАЕВ и др.

ФИЗИОЛОГИЯ ЧЕЛОВЕКА том 46 № 2 2020

держал три цикла реверсий фазы гребней (рис. 2). Задача испытуемого состояла в том, чтобы выбрать из трех сигналов тот, который отличался от двух других.

Трехальтернативный принудительный выбор сочетали с адаптивной вариацией плотности гребней в варианте "два — вверх, один — вниз". После двух правильных ответов плотность гребней в следующей пробе увеличивали на один шаг, после каждой ошибки плотность уменьшали на один шаг. Измерения проводили до получения восьми точек перегиба (переход от увеличения плотности гребней к уменьшению и обратно). Усредненное значение по восьми точкам перегиба принимали за величину порога.

Звуковой сигнал с гребенчатым спектром синтезировали в цифровой форме, используя программу, созданную в оболочке LabView (National Instrument, США). Синтез сигнала состоял из следующих этапов: получение импульсной функции фильтра с гребенчатым спектром и проведение операции свертки этой функции с белым шумом. Для двух стандартных стимулов использовали один фильтр с гребенчатым спектром, а для целевого сигнала использовали два фильтра с противоположным расположением гребней спектра. Цифровой сигнал переводили в аналоговую форму, используя плату USB 6212 (National Instruments, США). Длительность каждой посылки составляла 1500 мс. Реверсия фазы гребней спектра в целевом сигнале происходила каждые 250 мс, таким образом, целевой сигнал содержал пять реверсий фазы спектра (рис. 2).

Речевой тест. Для проведения речевой аудиометрии в свободном звуковом поле использовали фонетический материал, основанный на сбалансированных таблицах разносложных слов Гринберга-Зиндера (по 30 слов в группе), который воспроизводили через двухканальный клинический аудиометр AC-40 (Interacoustics, Дания). Слова содержали все фонемы русской речи и произносились мужским голосом на русском языке [12, см. таблицы: 13–15]. В каждой пробе воспроизводили 30 слов и определяли процент количества слов, правильно названных слушателем, при этом правильный ответ засчитывали только в том случае, если испытуемый точно воспроизводил все фонемы услышанного слова. Речевое развитие всех испытуемых соответствовало возрастной норме без нарушений в лексико-грамматическом строе речи.

Статистический анализ. Регрессионный, корреляционный анализы, а также расчет доверительных интервалов проводили в программном обеспечение GraphPad Prism 7.0. Для расчета корреляции использовали коэффициент корреляции Пирсона. Для регрессионного анализа использовали линейную регрессию. 5 4 3 2 1 0 500 1000 1500 2000 2500 3000 3500 4000 4500 5000 5500 Время, мс

Рис. 2. Спектрограмма целевого сигнала с реверсией гребенчатого спектра и двух стандартных сигналов. Плотность спектра – 2 цикл/окт, центральная частота – 2 кГц, ширина спектра – 2 окт.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

У постлингвальных пациентов порог различения гребенчатой структуры спектра на частоте 1 кГц варьировал от 0 до 3.58 цикл/окт (среднее значение 1.96, n = 16); на частоте 2 кГц – от 0 до 5.5 цикл/окт (среднее 2.2, n = 16); на частоте 4 кГц – от 0 до 4.17 цикл/окт (среднее 1.84, n = 15). У прелингвальных пациентов порог на частоте 1 кГц варьировал от 0 до 4 цикл/окт (среднее 1.9, n = 17); на частоте 2 кГц – от 0 до 4.17 цикл/окт (среднее 2.37, n = 17); на частоте 4 кГц – от 0 до 4.75 цикл/окт (среднее 2.46, n = 17).

Результат речевого теста показал, что у постлингвальных пациентов процент различения слов составляет от 20 до 85% (среднее значение 63%). У прелингвальных пациентов от 5 до 100% (среднее 63%).

У постлингвальных пациентов достоверная корреляция между ЧРС и данными речевой аудиометрии была выявлена только для частоты 4 кГц (r = 0.59, p = 0.0218). Для частот 1 и 2 кГц коэффициент корреляции составлял r = 0.44 и r = 0.13 соответственно; корреляция не была статистически достоверной (p = 0.09 и p = 0.65). Линия регрессии также имела наклон, достоверно отличающийся от нуля, только для частоты 4 кГц $(0.0346 \pm 0.0133, 95\%$ -ный доверительный интервал от 0.0059 до 0.0633). Для частот 1 и 2 кГц наклон составлял 0.0272 ± 0.0149 (95%-ный доверительный интервал от -0.00485 до 0.0592) и 0.00939 ± 0.0199 (95%-ный доверительный интервал от -0.0334 до 0.0522), соответственно (рис. 3, А).

У прелингвальных пациентов наблюдали заметно большую связь между ЧРС и результатами речевого теста. Значительная и достоверная корреляция обоих показателей была обнаружена при центральной частоте гребенчатого спектра 1 кГц (r = 0.69, p = 0.0023), более слабую, но статистически значимую корреляцию наблюдали для частоНЕЧАЕВ и др.



Рис. 3. Зависимость различения плотности гребенчатого спектра от различения слов у постлингвальных (*A*) и прелингвальных (*Б*) пациентов для трех значений центральной частоты спектра. *а* – линия регрессии, *б* – 95%-ная доверительная область для значений.

ты 2 кГц (r = 0.57, p = 0.0171). Для частоты 4 кГц достоверной корреляции не обнаружено (r = 0.17, p = 0.1). Соответственно, линии регрессии для тест-сигналов с центральными частотами 1 и 2 кГц имели достоверный наклон: 0.0315 ± 0.0086 (95%-ный доверительный интервал от 0.0132 до 0.0498) и 0.0254 ± 0.00947 (95%-ный доверительный интервал от 0.00522 до 0.0456). Для 4 кГц наклон линии регрессии составлял 0.0206 ± 0.0118 и не отличался достоверно от нуля (95%-ный доверительный интервал от -0.00445 до 0.0457) (рис. 3, *Б*).

Как прелингвальные, так и постлингвальные пациенты, принимавшие участие в исследовании, были имплантированы системами КИ как с перимодиолярным типом электродной решетки, которая, благодаря своему дизайну, после введения располагается максимально близко к медиальной стенке барабанной лестницы и, соответственно, находится вблизи клеток спирального ганглия, так и с прямым типом электродной решетки. Количество пациентов с перимодиолярной электродной решеткой составляло 21, два из которых имели билатеральное протезирование, т.е. всего 23 КИ, в том числе 12 у постлингвальных пациентов и 11 у прелингвальных. Десять пациентов имели по одному КИ с прямым типом решетки. Один пациент вошел в обе группы, т.к. имел билатеральное протезирование имплантами с разным типом электродных решеток.

Из групп пре- и постлингвальных пациентов были выделены подгруппы с перимодиолярным типом решетки: 12 КИ у прелингвальных и 11 КИ у постлингвальных пациентов. Подгруппы пациентов, имевших КИ с прямым типом решетки, далее не анализировали из-за недостаточности выборки.

У постлингвальных пациентов с перимодиолярной решеткой не выявлено достоверной корреляции между различением речи и различением гребенчатого спектра ни при каких центральных частотах спектра. На частоте 1 кГц r = 0.15 и p == 0.7; на частоте 2 кГц r = 0.02 и p = 0.96. Для частоты 4 кГц корреляция приближалась к стандартному критерию достоверности, но не достигала его: r = 0.59, p = 0.055 (рис. 4, *A*).



Рис. 4. Зависимость различения плотности гребенчатого спектра при разной центральной частоте от различения слов у постлингвальных пациентов с перимодиолярным типом решетки (*A*) и прелингвальных пациентов с перимодиолярным типом решетки (*B*). Обозначения см. рис. 3.

Для группы прелингвальных пациентов с перимодиолярным типом решетки была обнаружена достоверная корреляция между различением гребенчатого спектра и данными речевого теста при частоте 1 кГц (r = 0.85, p = 0.0008); для частоты 2 кГц корреляция была на грани стандартного критерия достоверности (r = 0.6, p = 0.051); для частоты 4 кГц достоверной корреляции не наблюдали (r = 0.47, p = 0.14). Наклон линии регрессии также достоверно отличался от нуля при частоте 1 кГц (0.031 ± 0.006 , 95%-ный доверительный интервал от 0.016 до 0.046), был на грани стандартного критерия статистической достоверности на частоте 2 кГц (0.023 ± 0.010 , 95%-ный доверительный интервал от -0.0001 до 0.046), и не был статистически достоверным на частоте 4 кГц ($0.024 \pm 0.015, 95\%$ -ный доверительный интервал от -0.010 до 0.058) (рис. 4, Б).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Порог различения плотности гребенчатого спектра независимо от центральной частоты спектра и группы пациентов в среднем составлял 2 цикл/окт при значительном разбросе. Плотность 2 цикл/окт соответствует частотному интервалу между гребнями в 35% от центральной частоты. Данные значения согласуются с результатами других исследований, где использовалась "методика сравнения сигналов" и широкополосный гребенчатый спектр.

Во всех проанализированных случаях, где корреляция между различением речи и различением гребенчатого спектра была достоверна, она была положительной: чем большая плотность гребенчатого спектра звукового сигнала доступна для различения, тем выше процент различения слов. Это наблюдение согласуется с представлением о том, что различение тонкой спектральной структуры звукового сигнала определяет различение речи.

Наиболее сильная корреляция наблюдалась между различением гребенчатого спектра на частоте 1 кГп и различением речи у прелингвальных пациентов с перимодиолярным типом электродной решетки (r = 0.85). У постлингвальных пациентов корреляция была значительно слабее. Этот результат может быть связан с разной ролью КИ для пре- и постлингвальных пациентов. Для постлингвальных пациентов КИ является средством для восстановления слуха, в то время как для прелингвальных пациентов установка КИ является открытием новой сенсорной модальности, которая ранее была не доступна. КИ обеспечивают аналог спектрального механизма частотного анализа, временной механизм частотного анализа остается пол вопросом. Анализ звукового сигнала с гребенчатым спектром при использованном в данной работе методе также зависит от работы спектрального, а не временного механизма частотного анализа [4, 16]. Этим можно объяснить хорошую корреляцию между показателями спектрального различения и речевого теста. Важность получения информации отдельно от каждого электрода, особенно апикальных, для восприятия речи прелингвальными глухими детьми была ранее продемонстрирована в психофизических исследованиях [17-19].

В результатах, полученных для постлингвальных пациентов, имеются расхождения. В работе [20] показано, что для таких пациентов способность к различению стимулирующих электродов также является определяющим фактором для различения речи; с другой стороны, в работе [21] корреляции между различением речи и различением электродов обнаружено не было. В работе [22] было продемонстрировано, что идентификация согласных у постлингвальных пациентов больше зависит от временной информации, чем от спектральной.

Кроме того, стоит отметить, что при исключении из группы прелингвальных пациентов носителей КИ с прямым типом решетки, корреляция между различением гребенчатого спектра и различением речи улучшилась. Для постлингвальных такого эффекта заметно не было.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, полученные данные показывают, что связь между различением сигналов с гребенчатым спектром и речевыми сигналами зависит, как от центральной частоты гребенчатого спектра, так и от типа глухоты по времени возникновения у пациента (прелингвальные или постлингвальные). При дальнейшем внедрении тестов с гребенчатым спектром в практику, например, для оценки эффективности реабилитации после КИ, необходимо обязательно учитывать эти факторы.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным биоэтическим комитетом Российского научно-клинического центра аудиологии и слухопротезирования ФМБА России (Москва).

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписанное им после разъяснения ему потенциальных рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

Финансирование работы. Работа поддержана РНФ (грант № 16-15-10046).

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- 1. *Moore B.C.J.* An Introduction to the psychology of hearing. Leiden Boston: Brill, 2013. P. 67.
- 2. *Нечаев Д.И., Сысуева Е.В.* Частотная избирательность слуха // Сенсорные системы. 2015. Т. 29. № 3. С. 181.
- 3. *Милехина О.Н., Нечаев Д.И., Супин А.Я.* Оценки частотной разрешающей способности слуха человека различными методами: роль сенсорных и когнитивных факторов // Физиология человека. 2018. Т. 44. № 4. С. 123.
- Supin A. Ya., Popov V.V., Milekhina O.N., Tarakanov M.B. Ripple density resolution for various rippled-noise patterns // J. Acoust. Soc. Am. 1998. V. 103. № 4. P. 2042.
- 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. № 5. P. 2861.
- Henry B.A., Turner C.W., Behrens A. Spectral peak resolution and speech recognition in quit: Normal-hearing, hearing impaired, and cochlear implant listeners // J. Acoust. Soc. Am. 2005. V. 118. № 2. P. 1111.
- 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. 2014. V. 35. № 3. e92.
- 8. Won J.H., Drennan W.R., Rubinstein J.T. Spectral-rippler resolution correlates with speech reception in noise in cochlear implant users // J. Assoc. Res. Otolaryngol. 2007. V. 8. № 3. P. 384.
- 9. Anderson E.S., Nelson D.A., Kreft H. et al. Comparing spatial tuning curves, spectral ripple resolution, and speech perception in cochlea implant users // J. Acoust. Soc. Am. 2011. V. 130. № 1. P. 364.

ФИЗИОЛОГИЯ ЧЕЛОВЕКА том 46 № 2 2020

- 10. Jeon E.K., Turner C.W., Karsten S.A. et al. Cochlear implant user's spectral ripple resolution // J. Acoust. Soc. Am. 2015. V. 138. № 4. P. 2350.
- 11. Landsberger D.M., Padilla M., Martinez A.S., Eisenberg L.S. Spectral-temporal modulation ripple discrimination by children with cochlear implants // Ear Hear. 2018. V. 39. № 1. P. 60.
- 12. Гринберг Г.И., Зиндер Л.Р. Таблицы слов для речевой аудиометрии в клинической практике. Труды Ленинградского НИИ уха, горла, носа и речи. Л.: Медицина. 1957. Т. 11. С. 37.
- 13. Бобошко М.Ю. Речевая аудиометрия. Санкт-Петербург: СПбГМУ, 2012. 64 с.
- 14. Бобошко М.Ю., Мальцева Н.В., Бердникова И.П. и др. Эффективность слухопротезирования при использовании разных формул настройки слухового аппарата // Российская оториноларингология 2014. № 3. С. 137.
- 15. Бобошко М.Ю., Гарбарук Е.С., Жилинская Е.В., Абу-Джамеа А.Х. Временная разрешающая способность слуховой системы при сенсоневральной тугоухости // Сенсорные системы. 2014. Т. 28. № 3. С. 10.
- 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 in hearing. 2019. V. 23. P. 1.

- 17. Busby P.A., Clark G.M. Spatial resolution in early-deafened cochlear implant patients // Abstracts of Third European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation. Third European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation. Hannover, 1996. P. 149.
- Busby P.A., Clark G.M. Electrode discrimination by early-deafened subjects using the cochlear limited multiple-electrode cochlear implant // Ear Hear. 2000. V. 21. № 4. P. 291.
- 19. Busby P.A., Clark G.M. Pitch estimation by early-deafened subjects using a multiple-electrode cochlear implant // J. Acoust. Soc. Am. 2000. V. 107. № 1. P. 547.
- Henry B.A., McKay C.M., McDermott H.J., Clark G.M. Speech cues for cochlear implantees: spectral discrimination. In: Clark GM, ed. Cochlear implants / XVI World Congress of Otorhinolaryngology, Head and Neck Surgery. Bologna: Monduzzi Editore, 1997. P. 89.
- 21. Zwolan T.A., Collins L.M., Wakefield G.H. Electrode discrimination and speech recognition in postlingually deafened adult cochlear implant subjects // J. Acoust. Soc. Am. 1997. V. 102. № 6. P. 3673.
- Nelson D.A., Van Tasell D.J., Schroder A.C. et al. Electrode ranking of "place pitch" and speech recognition in electrical hearing // J. Acoust. Soc. Am. 1995. V. 98. N

 № 4. P. 1987.

Discrimination of Rippled-Spectrum Signals by Prelingual and Postlingual Cochlear Implant Users

D. I. Nechaev^{a, *}, M. V. Goykhburg^b, A. Ya. Supin^a, V. V. Bakhshinyan^b, G. A. Tavartkiladze^b

^aA.N. Severtsov Institute of Ecology and Evolution RAS, Moscow, Russia ^bNational Research Centre for Audiology and Hearing Rehabilitation, Moscow, Russia *E-mail: dm.nechaev@yandex.ru

We analyzed the correlation between ripple spectrum resolution and speech recognition in prelingual and postlingual cochlear implant users. The test signal had a band-limited rippled spectrum with a bandwidth of 2 oct. The central frequency of the spectrum was 1, 2 or 4 kHz. The phase reversion test of ripple spectrum was used for estimation of ripple spectrum discrimination. A balanced test set of Russian worlds by Greenberg-Zinder was used for estimating speech recognition. The average ripple discrimination thresholds were approximately 2 ripples/octave in both pre- and postlingual patients. The thresholds did not depend on central frequency. The best correlation between speech recognition and rippled spectrum resolution was found in prelingual patients with perimodiolar electrode array (r = 0.85).

Keywords: hearing, cochlear implants, ripple spectrum, sensorineural hearing loss, frequency resolution.