

БЕЛЫЙ ШУМ В ИССЛЕДОВАНИИ СЛУХОВОЙ ФУНКЦИИ У ИМПЛАНТИРОВАННЫХ ПАЦИЕНТОВ

Петров Сергей Михайлович

Канд. мед. наук

192212, РФ, г. С.-Пб, ул. Турку, дом 5/13-240

WHITE NOISE IN THE STUDY OF AUDITORY FUNCTION IN COCHLEAR IMPLANT USERS

Petrov Sergey Mikhailovich

Candidate of medical sciences

192212, RF, S.-Pb, Turku str., house 5/13 - 240

Аннотация. Имплантированные пациенты воспринимают звуковые стимулы новой сенсорной системой, поэтому у имплантированных пациентов необходимо исследовать феномены, присущие нормальному слуху. Цель данной работы - исследование спектральной суммации громкости посредством численных оценок громкости полос белого шума, которые одновременно возбуждают по три соседних канала импланта. Опорная точка – десятибалльная оценка громкости полосы белого шума с УЗД 100 дБ, по ширине равной частотному диапазону импланта Combi-40. Испытуемые давали численную оценку громкости предъявляемым им полосовым стимулам по шкале от 1 до 10. В исследовании приняли участие шесть опытных взрослых имплантированных пациентов. Обнаружено близкое к линейному увеличение численных оценок громкости полосовых стимулов с ростом номеров трехканальных полос. Рассматриваются возможности использования белого шума с постоянной спектральной плотностью для проверки настройки кохлеарного импланта. Совокупность одноканальных полос также используется в новом методе настройки импланта - ЩУП.

Abstract. Implanted patients perceive acoustic stimuli with a new sensory system, so we need to study normal auditory phenomena in CI-subjects. In this paper the spectral summation of loudness was investigated. 6 postlingual implanted subjects gave a numerical estimate of the loudness of the three-channel bands presented to them. The reference point is 10 score of the loudness of the white noiseband of 100 dB SPL. The bandwidth of this band is equal to the frequency range of the implant Combi-40-5200 Hz.

Results: The loudness of band stimuli increases with the growth of three-channel band numbers from low frequency to high frequency bands. Possibilities of white noise using for the cochlear implant fitting are considered. Set of single-channel frequency bands are used in SHCHUP.

Ключевые слова: белый шум, трехканальные полосы, оценка громкости в баллах, настройка импланта, ЩУП.

Keywords: white noise, three-channell bands, numerical estimate of loudness, CI fitting, SHCHUP.

Если рассмотреть протекание тока между активным и референтным электродами у КИ-пациентов, то становится понятным, что, например, такие нормальные феномены, как критическая полоса и разрешающая способность по частоте отсутствуют у КИ-пациентов. Следует согласиться с заявлением V.S. Shannon о том, что имплантированные пациенты воспринимают звуковые стимулы новой сенсорной системой [9].

В некоторых КИ-центрах [12], в частности в СПб НИИЛОР, используют пороговую тональную аудиометрию (ПТА) и белый шум (БШ) для оценки слуховой функции имплантированных пациентов. Вопросы о смысле и логике проведения ПТА при стимуляции новой сенсорной системы у КИ-пациентов и правильном использовании результатов ПТА рассматривались нами ранее [3,6], но, к сожалению, не приняты к сведению. В данной работе рассматривается возможность использования БШ с постоянной спектральной плотностью для проверки настройки речевого процессора.

Во время настройки КИ-пациент определяет в каждом канале амплитуду электрического стимула, при предъявлении которого он должен воспринимать звук на пороге дискомфорта, т.е. каждый пациент проводит шкалирование громкости. В ряде работ [7, 10, 11] проводилось шкалирование громкости **электрических** стимулов, но больший практический и теоретический интерес представляет собой исследование феномена спектральной суммации громкости **звуковых** сигналов у КИ-пациентов. Формирование громкости звука со сложным спектром происходит в результате суммирования частичных громкостей на выходе спектральных

каналов [4], что мы в чистом виде наблюдаем у КИ-пациентов. Мы провели исследование численных оценок громкости полосовых акустических стимулов в зависимости от ширины их спектра и совокупности возбуждаемых каналов импланта.

Методика

В качестве исходного материала была использована полоса БШ с постоянной спектральной плотностью. По ширине эта полоса -300-5500 Гц - равна частотному диапазону кохлеарного импланта "Combi 40". Из этой полосы БШ были вырезаны полосы по граничным частотам соответствующие полосам, обрабатываемым в трех соседних каналах речевого процессора. Полосовая фильтрация проводилась с помощью компьютерной программы спектральной обработки речевого сигнала [2].

В результате обработки были получены полосовые стимулы, содержащие по три одноканальных полосы 1-2-3-го (I), 2-3-4-го (II), 3-4-5-го (III), 4-5-6-го (IV), 5-6-7-го (V) и 6-7-8-го (VI) каналов. В скобках указаны номера трехканальных полос, которые стимулировали одновременно по три соответствующих канала импланта.

В следующей таблице представлены граничные частоты восьми каналов импланта «Combi 40», в соответствии с которыми была проведена полосовая фильтрация.

Таблица 1

Номера каналов импланта и их граничные частоты (Гц).

№ каналов	1	2	3	4	5	6	7	8	
Граничные частоты (Гц)	300	431	620	893	1284	1847	2658	3823	5500

Для наглядности на рис.1 схематически представлено разделение всего слышимого КИ-пациентами диапазона частот (300-5500 Гц) на одноканальные полосы в соответствии с данными табл. 1. Отметим, что по ширине спектра каждая последующая одноканальная полоса от первой до восьмой по аналогии с тонотопикой улитки увеличивается в 1.44 раза, а по интенсивности с шагом 1.6 дБ.

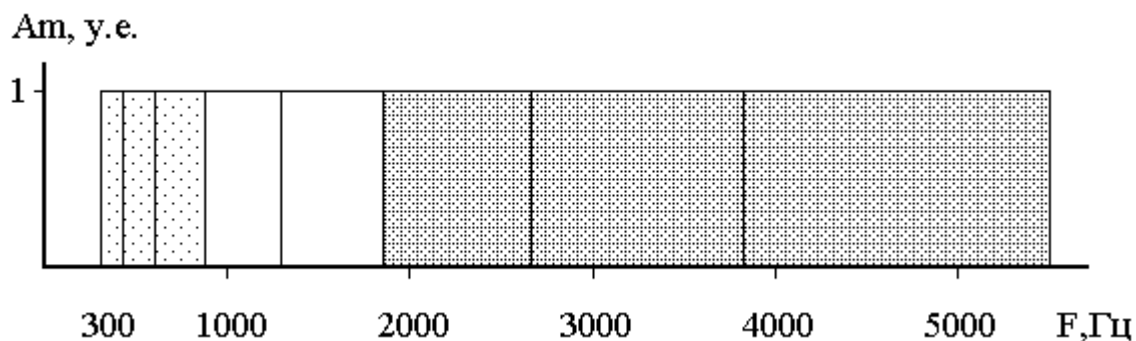


Рис. 1. Деление спектра белого шума (схематически) в соответствии с граничными частотами восьми каналов речевого процессора (табл. 1).

Ось абсцисс – частота, Гц
Ось ординат – амплитуда, у.е.

Для наглядности ширина одноканальных полос в мм на рисунке пропорциональна ширине полос, измеренной в Гц. Для визуального сравнения ширин трехканальных полос разной разметкой выделены полосы 1-2-3 и 6-7-8 каналов. По расчетам ширина полосы 1-2-3 каналов равна 593 Гц, ширина полосы 6-7-8 каналов равна 3563 Гц.

В исследовании приняли участие шесть имплантированных постлингвальных пациентов в возрасте от 22 до 47 лет. Все они имели многолетний опыт использования восьмиканального импланта "Combi 40" и с пониманием и интересом участвовали в данном эксперименте.

В качестве источника звука был использован телефон ТДС-3. Неравномерность амплитудно-частотной характеристики в диапазоне частот 300-5500 Гц не превышала 2 дБ. Калибровка излучателя была проведена с помощью искусственного уха 4153 фирмы Brüel&Kjaer. Речевой процессор размещался под облегающим амбушюром телефона ТДС-3, антенна импланта располагалась на голове пациента. Перед испытуемыми была поставлена задача дать численную оценку громкости предъявляемых им звуков по шкале от 1 до 10. За опорный сигнал с оценкой 10 баллов была принята полоса белого шума в диапазоне частот 300-5500 Гц с УЗД 100 дБ. Для облегчения оценки перед каждым трехканальным сигналом предъявлялась эта полоса. Каждый из трехканальных полосовых шумов был предложен для оценки громкости трижды в случайном порядке предъявления.

Результаты исследования и их обсуждение

Усредненные результаты регистрации численных оценок громкости трехканальных полосовых шумов представлены на рис. 2.

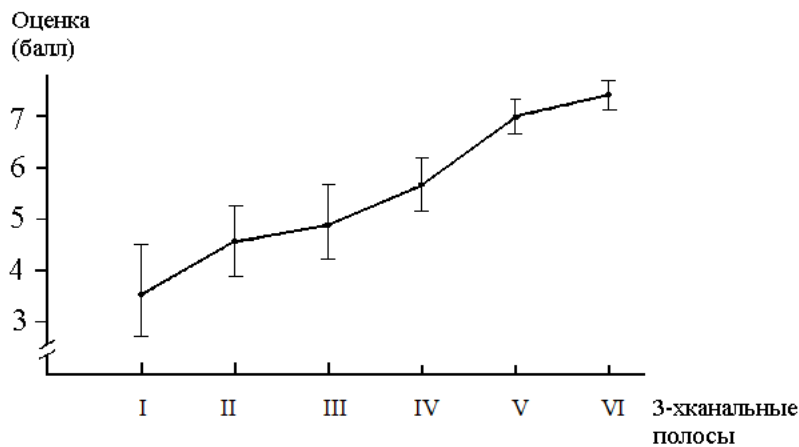


Рис. 2. Численная оценка громкости трехканальных полосовых шумов
 Ось абсцисс – номера трехканальных полос
 Ось ординат – численная оценка – балл

Как видно из графика с увеличением номера трехканальных полос отмечается близкое к линейному увеличение оценок громкости этих полосовых стимулов. Для объяснения полученного результата необходимо обратиться к табл.1 и рис.1. Как можно видеть, ширина одноканальных полос увеличивается с их номером от 131 Гц до 1677 Гц для 8-канальной системы КИ. Соответственно и ширина трехканальных полос также увеличивается от низкочастотных полос к высокочастотным. Поскольку спектральная плотность БШ величина постоянная, то интенсивность вырезанных из него полос будет тем больше, чем они шире. Для контрастного сравнения (см. рис. 1), повторим, что суммарная полоса частот 1-2-3 каналов равна 593 Гц, а полоса частот 6-7-8 каналов равна 3653 Гц, а по УЗД эти трехканальные полосы различаются на 7.9 дБ. Вполне естественно, что более широкие трехканальные полосы (с большим УЗД) имеют более высокую оценку громкости, что и нашло свое отражение на представленном графике.

Для лучшего понимания восприятия БШ отдельно рассмотрим восприятие шестой трехканальной полосы (см. рис. 2). Мы знаем, что УЗД полосы БШ в диапазоне частот 300-5500 Гц составляет 100 дБ. Ширина шестой трехканальной полосы равна 3653 Гц и по УЗД лишь незначительно - на 1,5 дБ - меньше обрабатываемой в импланте полосы БШ. Индивидуальные оценки громкости полосы 6-7-8 каналов находятся в диапазоне 7-9 баллов. При рассмотрении восприятия любой трехканальной полосы необходимо принять во внимание, что эта полоса одновременно обрабатывается в трех каналах импланта. Например, шестая полоса распределяется между 6.7 и 8-ым каналами таким образом, что уровень входного сигнала в восьмом канале составляет 95 дБ SPL, в седьмом - 93,4 дБ SPL, а в шестом - 91,8 дБ SPL. Очевидно, что громкость шестой трехканальной полосы в первую очередь определяется громкостью полосы восьмого канала.

Аналогичные рассуждения можно привести относительно обработки любой трехканальной полосы.

А теперь рассмотрим как обрабатывается вся полоса БШ в восьмиканальном импланте. При предъявлении БШ все каналы импланта работают одновременно и УЗД обрабатываемых одноканальных полос уменьшается с шагом 1.6 дБ от восьмого к первому каналу (УЗД самой узкой полосы первого канала (см. рис. 1) на 11 дБ меньше, чем УЗД восьмой полосы). Т.е. полоса белого шума 300-5500 Гц интенсивностью 100 дБ распределяется между восемью каналами так, что в первом канале обрабатывается сигнал с наименьшей интенсивностью, равной 84 дБ УЗД, а в восьмом с максимальной интенсивностью равной 95 дБ УЗД, и вклад одноканальных полос в суммарное ощущение громкости уменьшается от полосы восьмого канала к первому. Можно предположить, что с учетом понижения интенсивности полос от восьмого к первому каналу вклад одноканальных полос с первыми номерами в суммарное ощущение громкости БШ будет минимален, если вообще ощутим.

Исходя из приведенного обсуждения, можно сделать заключение, что если при использовании белого шума с постоянной спектральной плотностью для оценки настройки КИ обнаружена негативная реакция пациента, коррекция настройки должна начинаться с проверки комфортных уровней, установленных в высокочастотных каналах речевого процессора.

Следует отметить, что у всех испытуемых отмечается линейное нарастание оценок громкости при увеличении номера трехканальной полосы. Оценки громкости полос 6-7-8 каналов – 7-9, а оценки громкости полос 1-2-3 каналов - 2-6. Разброс результатов подтверждает субъективность оценок. Мы предполагаем, что этот разброс объясняется разными комфортными уровнями громкости, которые пациенты субъективно установили при максимально комфортных уровнях тока (MCL)

На звуковой стимул с УЗД, равным 106 дБ, процессор формирует стимул с записанным в программе максимальном уровне тока (MCL), при котором у пациента возникает ощущение громкого звука, близкое к его

порогу дискомфорта. Как известно, и в норме и у тугоухих пациентов отмечается большой разброс значений уровня дискомфорта [8]. Естественно, что имплантированные пациенты также определяют уровень дискомфорта по своим собственным ощущениям, т.е. субъективно определяют свои максимальные уровни электрической стимуляции. Отсюда следует, что каждый пациент будет воспринимать разные (индивидуальные) максимальные по громкости уровни. Представим, что один пациент установил для себя максимальный комфортный уровень по громкости на уровне 106 фонов, а другой – на уровне 90 фонов. При предъявлении разных трехканальных полос их УЗД различаются на одни и те же величины, а более заметные изменения в ощущениях громкости разных полос будут у тех пациентов, которые установили максимальные комфортные уровни при меньших уровнях громкости. Это гипотетическое предположение требует проведения дополнительного исследования.

Следует отметить, что каждый пациент давал достаточно близкие оценки громкости одних и тех же полос при повторном их предъявлении, т.е. обнаружена высокая стабильность оценок. Мы были удивлены такими четкими суждениями всех испытуемых, но в литературе мы нашли, что аналогичные наблюдения были описаны в книге P. Lindsay, D. Norman [1]. Вот цитата из их работы: «Испытуемому предъявляют два тона, оба, скажем, частотой 1000 Гц, и спрашивают его, во сколько раз один из них кажется ему громче другого. Вопрос несколько необычный, но испытуемые могут справиться с ним и дать разумный ответ».

После проведения исследования мы спрашивали у наших участников эксперимента: "Что вам легче выполнить? Судить о громкости этих полосовых шумов или о громкости одноканальных электрических стимулов, подаваемых во время настройки?", все наши опытные пациенты ответили, что при звуковой стимуляции трех каналов одновременно задача оценки громкости значительно облегчается. По их собственному мнению, это связано с более богатой спектральной окраской звука.

Данная работа проведена с участием пациентов, использующих 8-канальный имплант с частотным диапазоном 300-5500 Гц. У пациентов с имплантами с другим количеством каналов и другими частотными диапазонами картина будет аналогичной, но с другими числовыми результатами. Так, например, у 12-тиканального импланта с частотным диапазоном 200-7000 Гц полосы БШ, обрабатываемые в первом и двенадцатом каналах по интенсивности различаются на 13 дБ и понятно, что разность в численных оценках громкости трехканальных высокочастотных и низкочастотных полос у этих пациентов будет больше, чем полученная в проведенном исследовании.

Результаты данного исследования были использованы нами при разработке нового метода настройки кохлеарных имплантов, в котором используются акустические стимулы - метода ЩУП [5]. В его разработке принимали участие некоторые участники описанного выше эксперимента. В методе ЩУП используются ступенчатые полосовые сигналы, состоящие из одноканальных полос белого шума с постоянной спектральной плотностью с определенными УЗД. Пациенты воитию прослушивали предъявляемые им звуковые ступенчатые стимулы и сами определяли максимально комфортный для себя уровень звукового давления подаваемых ступенчатых шумов. В соответствии с их установками комфортных УЗД проводилась корректировка электрических MCL.

Выводы

1. Численная оценка громкости трехканальных полосовых стимулов, вырезанных из белого шума с постоянной спектральной плотностью, динейно увеличивается от низкочастотных до высокочастотных полос. Этот результат определяется различиями в уровнях звукового давления частотных полос различной ширины, обрабатываемых в разных каналах импланта.

2. Вклад одноканальных полос в суммарное ощущение громкости белого шума с постоянной спектральной плотностью уменьшается от полосы восьмого канала кохлеарного импланта к первому. Можно предположить, что вклад одноканальных полос с первыми номерами в суммарное ощущение громкости БШ будет минимален, если вообще ощутим.

3. При использовании белого шума с постоянной спектральной плотностью и соответствующим УЗД для оценки настройки КИ и при обнаружении негативной реакции пациента, проверку установки комфортных уровней тока следует начинать с высокочастотных каналов речевого процессора.

Список литературы:

1. Линдсей П., Норман Д. Переработка информации у человека М: 1974 Изд-во МИР. 550 с.
2. Петров С.М. Способ переработки речевого сигнала . 1999. Патент N 2121242.
3. Петров С.М., Щукина А.А. Памятка по кохлеарной имплантации для аудиологов и родителей имплантированных пациентов/ С.-Пб .-2015. – 52 с. ISBN 978-3-659-69921-4
4. Чистович Л.А., Чистович И.А., Лесогор Л.В., Гранстрем М.П. Функциональная модель частотного канала периферического слухового анализатора // Физиол. Ж. СССР им.И. М. Сеченова.- 1972; 58(10):1548-57.
5. Petrov S.M., Gritsjuk M.I. Cochlear Implant Fitting in Child: Sweep and SHCHUP // Austin J Otolaryngol. 2016; 3(4): 1084.
6. Petrov S.M. The Threshold Problem in Implanted Patients//Global Journal of Medical Research . 2017; 17(4): 21-23.

7. Petrov SM. Categorical loudness scaling in the fitting of cochlear implanted children. *Scholarly Journal of Otolaryngology* // 2019; 3(1): 218-221.
8. Olsen S.O. The relationship between the uncomfortable loudness level and the acoustic reflex threshold for pure tones in normally-hearing and impaired listeners- a meta-analysis// *Audiology*. 1999; 38(2): 61-68.
9. Shannon V.S. Psychophysics of electrical stimulation // *Audiological foundations of cochlear implants/* Ed. Tyler R.S. San Diego. 1993: 357-388.
10. Stephan K., Welzl-Muller K. Post-operative stapedius reflex tests with simultaneous loudness scaling in patients supplied with cochlear implants // *Audiology*. 2000; 39(1): 13-18.
11. Theelen-van den Hoek F.L., Boymans M., Dreschler W.A. Spectral loudness summation for electrical stimulation in cochlear implant users//*Int J Audiol*. 2015; 54(11):818-827.
12. Vaerenberg B., Smits G., De Ceulaer G., Zir E., Harman S.et al. Cochlear Implant Programming: A Global Survey on the State of the Art//*The Scientific World Journal* Volume 2014; Article ID501738: 1-12.