BY-NC-ND

https://doi.org/10.21518/ms2023-166

Оригинальная статья / Original article

Особенности установки параметров настройки процессора у пациентов с глухотой с различными типами электродной решетки кохлеарного импланта

А.Е. Пашкова[1]✉, aepashkova@yandex.ru, **В.И. Попадюк**[2], **К.И. Воеводина**[1], **И.В. Наумова**[1], **И.М. Кириченко**[2], **А.В. Пашков**[1,3]

[1] Российский научный центр хирургии имени академика Б.В. Петровского; 119991, Россия, Москва, Абрикосовский пер., д. 2

[2] Российский университет дружбы народов; 117198, Россия, Москва, ул. Миклухо-Маклая, д. 6

[3] Центральная государственная медицинская академия Управления делами Президента РФ; 121359, Россия, Москва, ул. Маршала Тимошенко, д. 19, стр. 1а

Резюме

Введение. На результаты кохлеарной имплантации у пациентов с двусторонней сенсоневральной глухотой оказывает влияние множество факторов, в т. ч. конструкция электродной решетки импланта. Расположение электродов импланта по отношению к нейронам спирального ганглия влияет на уровни восприятия слуховых ощущений пациента на электростимуляцию.

Цель. Оценить зависимость показателей порогов регистрации потенциала действия слухового нерва и уровней комфортной стимуляции от типа электродной решетки у пациентов с развитыми речевыми навыками.

Материалы и методы. Обследовано 26 пациентов с двусторонней сенсоневральной глухотой, являющихся пользователями систем кохлеарной имплантации. Пациенты были разделены на 2 группы: 1) с прямой электродной решеткой (n = 14); 2) с перимодиолярной электродной решеткой (n = 12). Все пациенты являлись учащимися общеобразовательных учреждений и не предъявляли жалоб на нарушения разборчивости речи. У всех обследуемых проводили тест разборчивости речи и регистрацию потенциала действия слухового нерва на электростимуляцию. Далее проводили анализ взаимосвязи порогов регистрации потенциала действия слухового нерва и уровней комфортной стимуляции.

Результаты. Для обеих групп пациентов с развитыми речевыми навыками отмечена взаимосвязь профилей порогов регистрации потенциала действия слухового нерва и порогов максимально комфортной стимуляции. Для пациентов из первой группы (прямая электродная решетка) различия значений между исследуемыми параметрами составляли 30,6 ± 6,1%. У пациентов из второй группы (перимодиолярная электродная решетка) различия в значениях порогов регистрации потенциала действия слухового нерва и уровней комфортной стимуляции составляли 2,4 ± 2,1%.

Выводы. Перимодиолярная электродная решетка расположена ближе к нейронам спирального ганглия, что может объяснить большую взаимосвязь значений порогов регистрации потенциалов действия слухового нерва и уровней комфортной стимуляции. Данную закономерность необходимо учитывать при программировании процессора системы кохлеарной имплантации.

Ключевые слова: кохлеарная имплантация, глухота, слуховой нерв, слуховые потенциалы, слухоречевая реабилитация

Для цитирования: Пашкова А.Е., Попадюк В.И., Воеводина К.И., Наумова И.В., Кириченко И.М., Пашков А.В. Особенности установки параметров настройки процессора у пациентов с глухотой с различными типами электродной решетки кохлеарного импланта. *Медицинский совет*. 2023;17(12):192–199. https://doi.org/10.21518/ms2023-166.

Конфликт интересов: авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Features of processor fitting in patients with different types of cochlear implant electrode array

Aleksandra E. Pashkova[1]✉, aepashkova@yandex.ru, **Valentin I. Popadyuk**[2], **Ksenia I. Voevodina**[1], **Irina V. Naumova**[1], **Irina M. Kirichenko**[2], **Aleksandr V. Pashkov**[1,3]

[1] Russian Scientific Center of Surgery named after Academician B.V. Petrovsky; 2, Abrikosovsky Lane, Moscow, 119991, Russia

[2] People's Friendship University of Russia; 6, Miklukho-Maklai St., Moscow, 117198, Russia

[3] Central State Medical Academy of Department for Presidential Affairs of the Russian Federation; 19, Bldg. 1a, Marshal Timoshenko St., Moscow, 150000, Russia

Abstract

Introduction. The results of cochlear implantation in patients with bilateral sensorineural hearing loss are influenced by many factors, including the type of electrode array. The location of the electrodes in relation to neurons of spiral ganglion affects on levels of perception of the patient's hearing sensations.

Aim. To evaluate the dependence of electrically evoked compound action potential (ECAP) thresholds values and comfortable levels depends on electrode array type.

Materials and methods. 26 patients with bilateral sensorineural hearing loss with cochlear implantation systems were examined. The patients were divided into 2 groups: 1) patients with a straight electrode array (n = 14); 2) patients with a perimodiolar

© Пашкова А.Е., Попадюк В.И., Воеводина К.И., Наумова И.В., Кириченко И.М., Пашков А.В., 2023

electrode array (n = 12). We tested speech intelligibility and ECAP thresholds. The difference in the values of both parameters was estimated.
Results. For both groups of patients, the relationship between the threshold's profiles of ECAP thresholds and maximum comfortable stimulation levels was detected. For patients from the first group (straight electrode array), the differences in values between the studied parameters were 30.6 ± 6.1%. In patients from the second group, the differences in the values of the thresholds for ECAP thresholds and the levels of comfortable stimulation ranged 2.4 ± 2.1%.
Conclusion. The perimodiolar electrode array is located closer to the neurons of the spiral ganglion, which may explain the greater relationship between the values of the ECAP thresholds and the levels of comfortable stimulation. This pattern must be considered when programming the processor of the cochlear implantation system.

Keywords: cochlear implantation, deafness, auditory nerve, evoked potentials, speech rehabilitation

For citation: Pashkova A.E., Popadyuk V.I., Voevodina K.I., Naumova I.V., Kirichenko I.M., Pashkov A.V. Features of processor fitting in patients with different types of cochlear implant electrode array. *Meditsinskiy Sovet*. 2023;17(12):192–199. (In Russ.) https://doi.org/10.21518/ms2023-166.

Conflict of interest: the authors declare no conflict of interest.

ВВЕДЕНИЕ

Внедрение ранней диагностики нарушений позволяет проводить кохлеарную имплантацию (КИ) детям с подтвержденной глухотой, обеспечивая потенциально высокие результаты слухоречевой реабилитации за счет пластичности мозга в раннем детском возрасте [1, 2]. Система кохлеарной имплантации – это электронное устройство, которое устанавливают в улитку внутреннего уха при глубокой потере слуха, связанной с поражением волосковых клеток (сенсоневральная глухота). В отличие от нормально функционирующего слухового анализатора, где звук передается через сенсорные волосковые клетки к волокнам слухового нерва, система КИ доставляет кодированную звуковую информацию непосредственно к слуховому нерву путем электростимуляции нейронов спирального ганглия слухового нерва, минуя поврежденные волосковые клетки улитки [3]. На результаты КИ, помимо возраста пациента на момент проведения операции и его индивидуальных особенностей, может влиять множество факторов анатомического, аудиологического, хирургического и технического характера. Одним из аспектов, связанных одновременно с несколькими из вышеперечисленных факторов, является конструкция электродной решетки импланта. Электрод является одним из критических компонентов системы КИ, поскольку он непосредственно контактирует со структурами внутреннего уха. Установка электродной решетки влияет на восприятие электростимуляции слуховым нервом [4]. По мере развития хирургических и технических решений были разработаны конструкции электродных решеток прямого типа, располагающихся вдоль боковой стенки улитки, и перимодиолярного типа с эффектом памяти формы, прилегающих к модиолусу улитки. На протяжении нескольких десятилетий компании – производители систем КИ развивают конструкции обоих типов. Считается, что прямая электродная решетка стимулирует окончания нервных волокон слуховых нейронов в органе Корти [5] и является эффективной у пациентов с различными аномалиями, когда измененная анатомия улитки не подходит для установки перимодиолярного электрода. Перимодиолярная электродная решетка стимулирует непосредственно нейроны спирального ганглия за счет прилегания к модиолусу. Теоретически перимодиолярный тип электрода предполагает более низкие уровни стимуляции и расширенный динамический диапазон (значения пороговых и комфортных уровней стимуляции электродов) [6]. В проведенных исследованиях, включающих компьютерное моделирование, показано, что, когда электрод располагается вдали от нейронов или вблизи дегенерированных нейронных окончаний, требуется сравнительно более высокий уровень тока (значения уровней комфортной стимуляции), при этом происходит возбуждение более широкой области, что, в свою очередь, приводит к спектральному искажению получаемой звуковой информации [7]. R.K. Shepherd et al. [8] регистрировали электрически вызванные коротколатентные слуховые потенциалы (эКСВП) у кошек, изменяя положение электродной решетки. Их результаты показали, что порог возникновения эКСВП снижается по мере перемещения электродной решетки от боковой стенки к модиолусу.

В клинической практике большое внимание уделяют изучению у пациентов взаимосвязи результатов электрофизиологических и поведенческих (психофизических) показателей. Электрически вызванный потенциал действия слухового нерва (Electrically Evoked Compound Action Potential – ECAP) широко используют в клинике как объективный тест для создания настроечных карт процессора КИ при установке параметров максимально комфортного уровня стимуляции для каждого из каналов стимуляции импланта. Данный тест наиболее востребован в отношении пациентов, которые не могут достоверно продемонстрировать устойчивую реакцию на звуковосприятие, – маленькие дети и пациенты с сочетанной неврологической патологией [9]. В некоторых исследованиях показано, что порог возникновения ECAP, уровни звуковосприятия и комфорта были в среднем ниже у пациентов с перимодиолярным типом решетки системы КИ по сравнению с пациентами с прямой электродной решеткой, при этом для апикальной, медиальной и базальных областей различия менялись [10, 11].

Другими исследованиями данные выводы подтверждены не были [12, 13]. Такие противоречивые результаты могут быть вызваны тем, что в исследования было включено небольшое количество лиц, в т. ч. с большой гетерогенностью, а также были выбраны для сравнения только несколько электродных контактов для представления места расположения электрода.

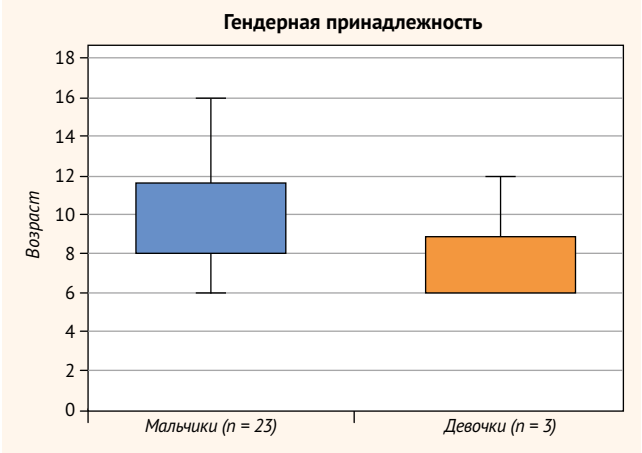
Наше исследование проведено для групп пациентов с меньшей гетерогенностью – оценивали показатели у лиц с сопоставимым уровнем развития речевых навыков и уровнем межэлектродного сопротивления, а также учитывали значения для каждого канала электродной решетки.

Цель исследования – оценить зависимость показателей порогов ECAP и уровней комфорта стимуляции от типа электродной решетки у пациентов с развитыми речевыми навыками.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В исследование были включены 26 пациентов с глухотой с развитыми речевыми навыками (учащиеся общеобразовательных учреждений) без жалоб на звуковосприятие или разборчивость речи и опытом использования системы КИ более 1 года с датой последней настройки процессора не позднее чем 1 мес. к моменту проведения исследования. Критериями невключения пациентов в исследование явились: двусторонняя кохлеарная имплантация, неполное введение электродной решетки в улитку внутреннего уха, отключение одного или нескольких электродов, разборчивость речи в свободном звуковом поле менее 80%. Тесты регистрации порогов ECAP и речевую аудиометрию проводили в один день. Всем испытуемым операция КИ была проведена на одно ухо в различных центрах в период с 2010 по 2020 г. По гендерному признаку пациенты были распределены следующим образом: девочки – 11,5% (n = 3), мальчики – 88,5% (n = 23), возраст исследуемых составлял от 6 до 17 лет (mean 10,73 ± 3,5). Распределение пациентов по полу и возрасту представлено на *рисунке*.

● ***Рисунок.*** Распределение пациентов по полу и возрасту
● ***Figure.*** Age and sex distribution of patients



Примечание: Возраст мальчиков – 6–17 лет (n = 23), девочек – 6–12 лет (n = 3)

46,2% пациентов с перимодиолярной электродной решеткой (n = 12) использовали систему Nucleus от производителя Cochlear (Австралия) с процессором Nucleus 6. Систему Med-El (Австрия) с процессором Sonnet 2 использовали 53,8% пациентов (n = 14) с прямой решеткой. Все электроды имплантов были активны и при стимуляции вызывали слуховые ощущения. Таким образом, в исследовании были проанализированы параметры настройки 26 ушей в двух группах с перимодиолярной и прямой электродными решетками. Для электрофизиологических измерений порог возникновения ECAP был получен на всех электродах систем Cochlear (22 электрода) и Med-El (12 электродов) посредством штатных модулей автоматической регистрации ECAP, установленных в ПО обоих производителей. Порогом ECAP считают минимальное значение стимула, который вызывает данный ответ.

Чтобы изучить влияние типа электродной решетки, были проведены электрофизиологические и психофизические тесты.

Для определения разборчивости речи всем пациентам проводили речевую аудиометрию с речевым процессором в свободном звуковом поле с использованием клинического аудиометра Interacoustics AC40 (Дания). В качестве речевого материала использовали тесты для соответствующей возрастной группы с применением акустических громкоговорителей SP-90, частотного диапазона 125–8000 Гц, расположенных под углом 45° на расстоянии 1 м от микрофона речевого процессора. Уровень фонового шума не превышал 60 дБ.

Далее испытуемым регистрировали пороги возникновения ECAP в автоматическом режиме при помощи соответствующих модулей ПО производителей систем кохлеарной имплантации. Тест регистрации порогов ECAP содержит алгоритм подачи нарастающих электрических стимулов с регистрацией потенциала действия слухового нерва, где функции стимуляции/регистрации осуществляют рядом расположенные электроды импланта. При возникновении зарегистрированного потенциала действия слухового нерва на тестирующем канале алгоритм прекращает стимуляцию данного электрода и фиксирует результат порога возникновения ECAP посредством регрессионного анализа и переходит к тестированию следующего канала. Дизайн исследования предполагал провести регистрацию порогов ECAP для всех каналов системы.

Порог комфортной стимуляции («уровень комфорта») для каждого канала означает максимальное значение заряда (выражен в токовых единицах – относительная единица измерения для каждого производителя), которое система подает на слуховой нерв, вызывая у пациента слуховые ощущения. Конфигурация настроечной карты имеет много параметров, среди которых установленные уровни комфорта являются наиболее критичными, т. к. формируют картину звуковосприятия согласно частотному диапазону, который кодируют. Поскольку в анализ включали данные настроечных карт пациентов с хорошей разборчивостью речи и отсутствием жалоб,

коррекцию данного параметра в рамках текущего исследования не проводили.

Таким образом, в массив данных для сравнения были включены значения параметров комфорта стимуляции для каждого канала системы как одного из критичных параметров настройки процессора, обеспечивающего динамический диапазон звуковосприятия и значения порогов ECAP, как электрофизиологическую характеристику слухового нерва. Различия между значениями параметров сравнивали в токовых единицах и процентном соотношении, т. к. в дальнейшем предполагалось сравнивать относительную разницу (в процентах) у систем от разных производителей с различными единицами измерения стимулов.

Статистический анализ проводили с помощью программы IBM Статистический пакет социальных наук (SPSS Statistics Subscription) версия 25.0.0. Проверку выборки на нормальность распределения осуществляли с помощью тестов Колмогорова – Смирнова и Шапиро – Уилка (p-value ⩾ 0,05). Применяли описательные статистики с вычислением среднего, стандартного отклонения, минимума, максимума.

РЕЗУЛЬТАТЫ

У пациентов с прямым типом электродной решетки отмечены различия значений между порогами ECAP и уровнями комфорта (*табл. 1*).

● ***Таблица 1.*** Соотношение значений порогов регистрации ECAP и уровней комфортной стимуляции у пациентов с прямым типом электродной решетки

● ***Table 1.*** The relation between ECAP thresholds and comfort stimulation levels in patients with direct electrode array

Прямой тип электродной решетки							
№ электрода	Показатели	Среднее	N	Стандартное отклонение	Минимум	Максимум	Разность среднего, %
Пара 1	ECAP12	12,127	14	4,053	7,28	19,96	24,736
	MCL12	16,113	14	5,646	14,28	14,21	
Пара 2	ECAP11	11,077	14	2,789	7,42	18,51	37,859
	MCL11	17,826	14	3,158	13,27	22,72	
Пара 3	ECAP10	12,389	14	2,130	8,95	15,62	32,574
	MCL10	18,374	14	2,978	14,36	23,42	
Пара 4	ECAP9	13,781	14	3,648	7,68	18,19	28,854
	MCL9	19,371	14	3,122	13,45	24,85	
Пара 5	ECAP8	14,176	14	3,322	7,71	21,75	27,685
	MCL8	19,604	14	3,342	13,47	25,57	
Пара 6	ECAP7	12,860	14	2,648	9,29	17,39	32,083
	MCL7	18,935	14	3,254	14,60	24,10	
Пара 7	ECAP6	10,721	14	2,727	7,58	14,95	39,764
	MCL6	17,798	14	3,491	13,27	23,40	
Пара 8	ECAP5	10,607	14	1,627	7,63	13,45	38,220
	MCL5	17,169	14	2,896	13,41	22,72	
Пара 9	ECAP4	11,223	14	2,138	7,72	14,48	34,240
	MCL4	17,066	14	2,583	13,48	23,46	
Пара 10	ECAP3	13,466	14	3,305	9,15	18,19	23,059
	MCL3	17,501	14	2,873	13,81	23,40	
Пара 11	ECAP2	13,775	14	3,505	7,95	18,58	22,668
	MCl2	17,813	14	3,061	13,63	23,84	
Пара 12	ECAP1	12,599	14	2,248	9,67	17,75	25,805
	MCL1	16,981	14	2,114	14,19	21,12	

Примечание. MCL (Maximal Comfort Level) является условным обозначением для комфортных уровней стимуляции у производителя систем КИ Med-El.

В исследовании проводили сравнение параметров порогов регистрации ECAP и уровней комфортной стимуляции на каналах систем от различных производителей КИ, для чего данное соотношение мы оценивали в процентах. Первоначально были подсчитаны средние значения для порогов ECAP (ECAPср.) и уровней комфортной стимуляции (КОМФср.) у всех пациентов с данным типом решетки. Процентное соотношение между данными средними значениями было рассчитано для каждого канала по формуле:

*Разность среднего, % = 100 – (ECAPср. * 100 / КОМФср.)*

Далее вычислили общее среднее значение: для систем КИ с прямым типом электродной решетки различия средних значений порогов регистрации слухового нерва (ECAP) и комфортных уровней стимуляции составили 30,6%.

Аналогично было проведено вычисление разности среднего для систем КИ с перимодиолярной электродной решеткой. Данные, которые были включены в расчеты, представлены ниже (*табл. 2*).

Обращает на себя внимание тот факт, что для перимодиолярного типа электродной решетки типична ситуация, когда пороги регистрации ECAP превышают уровни комфорта, при этом значения сравниваемых параметров (пороги ECAP и уровни комфорта) имеют близкие значения. В нашем исследовании среднее значение различий оцениваемых показателей составило 2,4%.

Сводные данные по различиям между порогами регистрации потенциала действия слухового нерва и уровней комфортной стимуляции, в зависимости от типа электродной решетки у пациентов с развитыми речевыми навыками, приведены ниже (*табл. 3*).

Полученные данные показывают меньшее различие между значениями показателей порогов регистрации потенциала действия слухового нерва и уровней комфортной стимуляции для систем КИ с перимодиолярным типом электродной решетки.

● ***Таблица 2.*** Соотношение значений порогов регистрации ECAP и уровней комфортной стимуляции у пациентов с перимодиолярным типом электродной решетки

● ***Table 2.*** The relation between ECAP thresholds and comfort stimulation levels in patients with perimodiolar electrode array

Перимодиолярный тип электродной решетки							
№ электрода	Показатели	Среднее	N	Стандартное отклонение	Минимум	Максимум	Разность среднего, %
Пара 1	ECAP22	148,473	12	18,424	119,00	181,00	0
	MCL22	153,093	12	13,151	130,00	172,00	
Пара 2	ECAP 21	156,841	12	16,446	135,00	184,00	0,667
	MCL21	155,836	12	14,555	139,00	183,00	
Пара 3	ECAP 20	157,009	12	16,838	137,00	186,00	-3,521
	MCL20	158,602	12	15,347	143,00	188,00	
Пара 4	ECAP 19	161,852	12	20,015	137,00	190,00	0
	MCL19	156,210	12	14,339	140,00	182,00	
Пара 5	ECAP 18	158,863	12	18,602	136,00	191,00	-3,597
	MCL18	157,931	12	15,256	140,00	187,00	
Пара 6	ECAP 17	159,555	12	20,119	135,00	190,00	-1,439
	MCL17	157,301	12	13,996	141,00	180,00	
Пара 7	ECAP 16	157,409	12	20,407	134,00	193,00	-2,069
	MCL16	158,883	12	10,952	142,00	171,00	
Пара 8	ECAP 15	161,520	12	22,164	136,00	199,00	-4,138
	MCL15	160,038	12	10,372	144,00	174,00	
Пара 9	ECAP 14	157,922	12	26,204	116,00	191,00	-4,138
	MCL14	163,095	12	11,416	146,00	176,00	
Пара 10	ECAP 13	160,993	12	16,455	140,00	193,00	-4,636
	MCL13	167,940	12	12,255	149,00	183,00	
Пара 11	ECAP 12	164,526	12	21,711	141,00	199,00	-2,759
	MCL12	167,445	12	15,823	149,00	190,00	

● ***Таблица 2 (окончание).*** Соотношение значений порогов регистрации ECAP и уровней комфортной стимуляции у пациентов с перимодиолярным типом электродной решетки
● ***Table 2 (ending).*** The relation between ECAP thresholds and comfort stimulation levels in patients with perimodiolar electrode array

Перимодиолярный тип электродной решетки							
№ электрода	Показатели	Среднее	N	Стандартное отклонение	Минимум	Максимум	Разность среднего, %
Пара 12	ECAP 11	166,856	12	21,003	146,00	199,00	-4,054
	MCL11	168,783	12	15,405	154,00	194,00	
Пара 13	ECAP 10	165,162	12	19,453	143,00	196,00	-5,298
	MCL10	169,569	12	13,778	154,00	191,00	
Пара 14	ECAP 9	173,686	12	17,960	145,00	196,00	-5,733
	MCL9	170,416	12	12,513	154,00	190,00	
Пара 15	ECAP 8	170,929	12	15,583	143,00	193,00	-3,068
	MCL8	171,480	12	13,830	154,00	187,00	
Пара 16	ECAP 7	166,829	12	15,532	146,00	196,00	-3,822
	MCL7	168,237	12	14,633	146,00	185,00	
Пара 17	ECAP 6	158,370	12	18,326	137,00	196,00	-1,274
	MCL6	166,184	12	15,932	139,00	184,00	
Пара 18	ECAP 5	161,526	12	17,858	141,00	199,00	-2,649
	MCL5	163,088	12	17,495	132,00	185,00	
Пара 19	ECAP 4	154,679	12	20,484	131,00	199,00	-2,027
	MCL4	160,007	12	20,751	122,00	187,00	
Пара 20	ECAP 3	151,235	12	28,026	101,00	196,00	0,602
	MCL3	162,522	12	22,933	116,00	189,00	
Пара 21	ECAP 2	156,115	12	24,788	113,00	190,00	-1,124
	MCl2	166,869	12	21,636	121,00	182,00	
Пара 22	ECAP 1	172,396	12	16,327	152,00	199,00	1,630
	MCL1	170,931	12	19,964	128,00	185,00	

Примечание. CL (Comfort Level) является условным обозначением для комфортных уровней стимуляции у производителя систем КИ Cochlear.

ВЫВОДЫ

Так как в исследовании сравнивали электродные решетки разных производителей, абсолютные значения единиц стимуляции оценить не представляется возможным. Тем не менее различие в изучаемых показателях, выраженное в процентах (*табл. 3*), наглядно показывает меньшую разность в отношении систем с перимодиолярной электродной решеткой. Данный вывод очень важен для клинической практики программирования процессора КИ. Регистрация порогов ECAP является наиболее частым объективным тестом, который используют для установки первоначальных уровней комфортной стимуляции [14]. В связи с этим представление о взаимосвязи типа электродной решетки и ожидаемых уровнях комфортной стимуляции является особенно ценным в отношении пациентов, которые не могут предъявить устойчивую обратную связь на получаемые слуховые ощущения:

● ***Таблица 3.*** Различия средних значений в процентах между уровнями порогов ECAP и комфортной стимуляции у пациентов с различными типами электродной решетки
● ***Table 3.*** Mean percentage differences between ECAP thresholds and comfort stimulation levels in patients with different electrode arrays

Группа пациентов	Средняя разность значений между ECAPср. и КОМФср., %	Стандартное отклонение
Прямой тип электродной решетки	30,6	6,1
Перимодиолярный тип электродной решетки	2,4	2,1

в первую очередь это маленькие дети и пациенты с сочетанной неврологической патологией. В ходе анализа полученных данных обращает на себя внимание известная ранее закономерность – порог ECAP сравнительно

ниже в апикальной области (электроды с 22 у Cochlear и с 1 у Med-El) и выше в базальной части улитки (электрод 1 и 12 соответственно). Такие результаты могут быть объяснены двумя причинами. Одной из них является близость электрода к модиолусу, а другой – плотность и целостность сохранных клеток спирального ганглия в области расположения электродных контактов. Таким образом, более близкое расстояние между модиолусом и электродом может привести к более низкому порогу ECAP. Изучение данных компьютерной томографии (КТ) показывает, что перимодиолярная электродная решетка фактически расположена ближе к модиолусу, чем прямая, у взрослых пользователей КИ [15]. Большая сохранность нейронов в апикальной области при сенсоневральной глухоте также может привести к более низкому порогу ECAP по сравнению с другими областями. Отдельно подчеркиваем, что в настоящем исследовании оценивали пороги регистрации ECAP на момент проведения речевых тестов, поскольку значения ECAP в первые 6 мес. с момента операции сравнительно более высокие за счет несформированного синхронного ответа на непрерывную стимуляцию от системы КИ [16]. Таким образом, изученные параметры, взаимосвязь значений порогов ECAP и уровней комфортной стимуляции в зависимости от типа электродной решетки являются важной характеристикой эффективной настройки процессора. Однако необходимо учитывать и дополнительные факторы, определяющие восприятие пациентом слуховых ощущений на электростимуляцию: одно- или двусторонняя установка системы КИ, степень сохранности нейронов спирального ганглия, анатомические особенности улитки и ряд других. Все эти факторы необходимо учитывать при программировании процессора кохлеарного импланта.

Поступила / Received 22.02.2023
Поступила после рецензирования / Revised 02.05.2023
Принята в печать / Accepted 10.05.2023

Список литературы / References

1. Jensen M.J., Isaac H., Hernandez H., Oleson J., Dunn C., Gantz B.J, Hansen M.R. Timing of Acoustic Hearing Changes After Cochlear Implantation. *Laryngoscope.* 2022;132(10):2036–2043. https://doi.org/10.1002/lary.29984.
2. Дайхес Н.А., Пашков А.В., Петров С.М., Щукина А.А., Янов Ю.К. Модифицированный способ регистрации стапедиального рефлекса у имплантированных пациентов при настройке речевого процессора. *Российская оториноларингология.* 2007;(3):19–21. Режим доступа: https://entru.org/files/j_rus_LOR_3_2007.pdf.
   Dykes N.A., Pashkov A.V., Petrov S.M. Shchukina A.A. Yanov Yu.K. A modified method for registering the stapedial reflex in implanted patients when setting up a speech processor. *Rossiiskaya Otorinolaringologiya.* 2007;(3):19–21. (In Russ.) Available at: https://entru.org/files/j_rus_LOR_3_2007.pdf.
3. Тавартkиладзе Г.А., Гвелесиани Т.Г., Цыганкова Е.Р., Дайхес Н.А., Яблонский С.В., Пашков А.В. *Раннее выявление и коррекция нарушений слуха у детей первых лет жизни*. М.; 2010. 34 с.
   Tavartkiladze G.A., Gvelesiani T.G., Tsygankova E.R., Daikhes N.A., Yablonsky S.V., Pashkov A.V. *Early detection and correction of hearing disorders in children of the first years of life*. Moscow; 2010. 34 p. (In Russ.)
4. Wanna G.B., Noble J.H., Carlson M.L., Gifford R.H., Dietrich M.S., Haynes D.S. et al. Impact of electrode design and surgical approach on scalar location and cochlear implant outcomes. *Laryngoscope.* 2014;124(6):1–7. https://doi.org/10.1002/lary.24728.
5. Skarzynski H., Lorens A., Matusiak M., Porowski M., Skarzynski P.H., James C.J. Partial deafness treatment with the nucleus straight research array cochlear implant. *Audiol Neurootol.* 2012;17(2):82–91. https://doi.org/10.1159/000329366.
6. Gstoettner W.K., Adunka O., Franz P., Hamzavi J.Jr, Plenk H.Jr., Susani M. et al. Perimodiolar electrodes in cochlear implant surgery. *Acta Otolaryngol.* 2001;121(2):216–219. https://doi.org/10.1080/000164801300043569.
7. Hughes M.L. A re-evaluation of the relation between physiological channel interaction and electrode pitch ranking in cochlear implants. *J Acoust Soc Am.* 2008;124(5):2711–2714. https://doi.org/10.1121/1.2990710.
8. Shepherd R.K., Hatsushika S., Clark G.M. Electrical stimulation of the auditory nerve: the effect of electrode position on neural excitation. *Hear Res.*1993;66(1):108–120. https://doi.org/10.1016/0378-5955(93)90265-3.
9. Клячко Д.С., Пашков А.В., Гадалева С.В., Наумова И.В. Электрически вызванный потенциал действия слухового нерва. Обзор литературы. *Российская оториноларингология.* 2018;(4):99–120. https://doi.org/10.18692/1810-4800-2018-4-99-120.
   Klyachko D.S., Pashkov A.V., Gadaleva S.V., Naumova I.V. The electrically evoked compound action potential of the auditory nerve. Literature review. *Rossiiskaya Otorinolaringologiya.* 2018;(4):99–120. (In Russ.) https://doi.org/10.18692/1810-4800-2018-4-99-120.
10. Parkinson A.J., Arcaroli J., Staller S.J., Arndt P.L., Cosgriff A., Ebinger K. The nucleus 24 contour cochlear implant system: adult clinical trial results. *Ear Hear.* 2002;23(1):41–48. https://doi.org/10.1097/00003446-200202001-00005.
11. Cohen L.T., Saunders E., Clark G.M. Psychophysics of a prototype peri-modiolar cochlear implant electrode array. *Hear Res.* 2001;155(1–2):63–81. https://doi.org/10.1016/S0378-5955(01)00248-9.
12. Hughes M.L., Abbas P.J. Electrophysiologic channel interaction, electrode pitch ranking, and behavioral threshold in straight versus perimodiolar cochlear implant electrode arrays. *J Acoust Soc Am.* 2006;119(3):1538–1547. https://doi.org/10.1121/1.2164969.
13. Telmesani L.M., Said N.M. Effect of cochlear implant electrode array design on auditory nerve and behavioral response in children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2015;79(5):660–665. https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2015.02.008.
14. Browning L.M., Nie Y., Rout A., Heiner M. Audiologists' preferences in programming cochlear implants: A preliminary report. *Cochlear Implants Int.* 2020;21(4):179–191. https://doi.org/10.1080/14670100.2019.1708553.
15. Huang T.C., Reitzen S.D., Marrinan M.S., Waltzman S.B., Roland J.T. Modiolar coiling, electrical thresholds, and speech perception after cochlear implantation using the nucleus contour advance electrode with the advance off stylet technique. *Otol Neurotol.* 2006;27(2):159–166. https://doi.org/10.1097/01.mao.0000187047.58544.d0.
16. Gordon K.A., Papsin B.C., Harrison R.V. Activity-dependent developmental plasticity of the auditory brain stem in children who use cochlear implants. *Ear Hear.* 2003;24(6):485–500. https://doi.org/10.1097/01.AUD.0000100203.65990.D4.

Вклад авторов:

Концепция статьи – **А.Е. Пашкова, В.И. Попадюк**
Концепция и дизайн исследования – **А.Е. Пашкова, В.И. Попадюк**
Написание текста – **К.И. Воеводина, И.В. Наумова, А.В. Пашков**
Сбор и обработка материала – **А.Е. Пашкова, И.В. Наумова, И.М. Кириченко**
Обзор литературы – **И.В. Наумова, А.В. Пашков**
Перевод на английский язык – **И.М. Кириченко, А.В. Пашков**
Анализ материала – **А.Е. Пашкова, В.И. Попадюк, К.И. Воеводина**
Статистическая обработка – **К.И. Воеводина, И.В. Наумова**
Редактирование – **И.В. Наумова, А.В. Пашков**
Утверждение окончательного варианта статьи – **А.Е. Пашкова, В.И. Попадюк**

Contribution of authors:

Concept of the article – **Aleksandra E. Pashkova, Valentin I. Popadyuk**
Study concept and design – **Aleksandra E. Pashkova, Valentin I. Popadyuk**
Text development – **Ksenia I. Voevodina, Irina V. Naumova, Aleksandr V. Pashkov**
Collection and processing of material – **Aleksandra E. Pashkova, Irina V. Naumova, Irina M. Kirichenko**
Literature review – **Irina V. Naumova, Aleksandr V. Pashkov**
Translation into English – **Irina M. Kirichenko, Aleksandr V. Pashkov**
Material analysis – **Aleksandra E. Pashkova, Valentin I. Popadyuk, Ksenia I. Voevodina**
Statistical processing – **Ksenia I. Voevodina, Irina V. Naumova**
Editing – **Irina V. Naumova, Aleksandr V. Pashkov**
Approval of the final version of the article – **Aleksandra E. Pashkova, Valentin I. Popadyuk**

Информация об авторах:

Пашкова Александра Елефтерьевна, научный сотрудник отдела оториноларингологии и сурдологии Научно-исследовательского института педиатрии и охраны здоровья детей Научно-клинического центра №2, Российский научный центр хирургии имени академика Б.В. Петровского; 119991, Россия, Москва, Абрикосовский пер., д. 2; https://orcid.org/0000-0002-2404-8477; aepashkova@yandex.ru

Попадюк Валентин Иванович, д.м.н., заведующий кафедрой оториноларингологии, Российский университет дружбы народов; 117198, Россия, Москва, ул. Миклухо-Маклая, д. 6; https://orcid.org/0000-0003-3309-4683; lorval04@mail.ru

Воеводина Ксения Игоревна, лаборант отдела оториноларингологии и сурдологии Научно-исследовательского института педиатрии и охраны здоровья детей Научно-клинического центра №2, Российский научный центр хирургии имени академика Б.В. Петровского; 119991, Россия, Москва, Абрикосовский пер., д. 2; https://orcid.org/0000-0002-0249-1662; ksuvoko@mail.ru

Наумова Ирина Витальевна, к.м.н., ведущий научный сотрудник отдела оториноларингологии и сурдологии Научно-исследовательского института педиатрии и охраны здоровья детей Научно-клинического центра №2, Российский научный центр хирургии имени академика Б.В. Петровского; 119991, Россия, Москва, Абрикосовский пер., д. 2; https://orcid.org/0000-0002-0559-4878; irinanaumova22@gmail.com

Кириченко Ирина Михайловна, д.м.н., профессор кафедры оториноларингологии, Российский университет дружбы народов; 117198, Россия, Москва, ул. Миклухо-Маклая, д. 6; https://orcid.org/0000-0001-6966-8656; loririna@yandex.ru

Пашков Александр Владимирович, заведующий отделом оториноларингологии и сурдологии Научно-исследовательского института педиатрии и охраны здоровья детей Научно-клинического центра №2, Российский научный центр хирургии имени академика Б.В. Петровского; 119991, Россия, Москва, Абрикосовский пер., д. 2; профессор кафедры оториноларингологии, Центральная государственная медицинская академия Управления делами Президента РФ; 121359, Россия, Москва, ул. Маршала Тимошенко, д. 19, стр. 1а; https://orcid.org/0000-0002-3197-2879; avpashkov.mail@gmail.com

Information about the authors:

Aleksandra E. Pashkova, Researcher of the Department of Otorhinolaryngology and Surdology of the Research Institute of Pediatrics and Child Health of the Scientific and Clinical Center No. 2, Russian Scientific Center of Surgery named after Academician B.V. Petrovsky; 2, Abrikosovsky Lane, Moscow, 119991, Russia; https://orcid.org/0000-0002-2404-8477; aepashkova@yandex.ru

Valentin I. Popadyuk, Dr. Sci. (Med.), Head of the Department of Otorhinolaryngology, People's Friendship University of Russia; 6, Miklukho-Maklai St., Moscow, 117198, Russia; https://orcid.org/0000-0003-3309-4683; lorval04@mail.ru

Ksenia I. Voevodina, Laboratory Assistant of the Department of Otorhinolaryngology and Surdology of the Research Institute of Pediatrics and Child Health of the Scientific and Clinical Center No. 2, Russian Scientific Center of Surgery named after Academician B.V. Petrovsky; 2, Abrikosovsky Lane, Moscow, 119991, Russia; https://orcid.org/0000-0002-0249-1662; ksuvoko@mail.ru

Irina V. Naumova, Cand. Sci. (Med.), Leading Researcher of the Department of Otorhinolaryngology and Surdology of the Research Institute of Pediatrics and Child Health of the Scientific and Clinical Center No. 2, Russian Scientific Center of Surgery named after Academician B.V. Petrovsky; 2, Abrikosovsky Lane, Moscow, 119991, Russia; https://orcid.org/0000-0002-0559-4878; irinanaumova22@gmail.com

Irina M. Kirichenko, Dr. Sci. (Med.), Professor of the Department of Otorhinolaryngology, People's Friendship University of Russia; 6, Miklukho-Maklai St., Moscow, 117198, Russia; https://orcid.org/0000-0001-6966-8656; loririna@yandex.ru

Aleksandr V. Pashkov, Dr. Sci. (Med.), Head of the Department of Otorhinolaryngology and Surdology of the Research Institute of Pediatrics and Child Health of the Scientific and Clinical Center No. 2, Russian Scientific Center of Surgery named after Academician B.V. Petrovsky; 2, Abrikosovsky Lane, Moscow, 119991, Russia; Professor of the Department of Otorhinolaryngology, Central State Medical Academy of Department for Presidential Affairs of the Russian Federation; 19, Bldg. 1a, Marshal Timoshenko St., Moscow, 150000, Russia; https://orcid.org/0000-0002-3197-2879; avpashkov.mail@gmail.com