

## Разработка и реализация методики определения порогового тока стимуляции при проведении телеметрии нервного ответа у пользователей систем кохlearной имплантации

Н. С. Мельников<sup>1</sup>✉, А. Г. Козлов<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Омский государственный университет им. Ф. М. Достоевского, Омск, Россия

<sup>2</sup>Омский государственный технический университет, Омск, Россия

✉niklas89@list.ru

### Аннотация

**Введение.** В системах кохlearной имплантации автоматизированные алгоритмы, включающие проведение телеметрии нервного ответа, не всегда могут определить пороговый ток стимуляции, генерирующий электрически вызванный потенциал действия слухового нерва с минимальной амплитудой на исследуемом внутриулитковом электроде. Для определения искомого тока возможно использование метода линейной регрессии по данным, полученным в ходе телеметрии. Однако метод не учитывает физиологические особенности слуховой системы.

**Цель работы.** Разработка и реализация в клинической практике методики определения порогового тока стимуляции, учитывающей реальную физиологическую нелинейную зависимость амплитуд электрически вызванного потенциала слухового нерва от тока стимуляции у пользователей систем кохlearной имплантации.

**Материалы и методы.** Три пользователя систем кохlearной имплантации, у каждого из которых проведение телеметрии нервного ответа с помощью автоалгоритма оказалось невозможным по причине выхода из строя внеулиткового электрода (с сохранением клинической пользы импланта), отсутствия технической возможности поддержки автоалгоритма (имплант ранней модели), перенесенного менингита с последующей облитерацией улитки. Проведена расширенная (по сравнению с автоалгоритмом) телеметрия каждому пользователю (первым двум после-, третьему – интраоперационно).

**Результаты.** Методика, в основу которой положено формирование функции роста амплитуды электрически вызванного потенциала действия слухового нерва в зависимости от эквивалентного тока стимуляции, нахождение первой точки телеметрии нервного ответа с условной координатой (эквивалентный ток стимуляции; амплитуда); нахождение нулевой точки, соответствующей максимальному значению эквивалентного тока, не генерирующему потенциал; определение порогового эквивалентного тока как среднего значения нулевой и первой точек. В общей сложности определены пороговые токи на 32 электродах (у трех пользователей) по предложенной методике и методом линейной регрессии.

**Заключение.** Методика может применяться в случае безуспешного использования автоматизированного алгоритма как интра-, так и постоперационно, позволяет повысить качество оказываемой медицинской помощи пользователям систем кохlearной имплантации.

**Ключевые слова:** кохlearный имплант, телеметрия нервного ответа, электрически вызванный потенциал действия слухового нерва, эквивалентный ток стимуляции, методика

**Для цитирования:** Мельников Н. С., Козлов А. Г. Разработка и реализация методики определения порогового тока стимуляции при проведении телеметрии нервного ответа у пользователей систем кохlearной имплантации // Изв. вузов России. Радиоэлектроника. 2026. Т. 29, № 1. С. 126–139.  
doi: 10.32603/1993-8985-2026-29-1-126-139

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Благодарности.** Авторы выражают благодарность своим коллегам за помощь в проведении исследования: Маляр Ларисе Васильевне, Тарасовой Ольге Викторовне (заведующая, сурдопедагог, центр аудиологии, слухопротезирования и слухоречевой реабилитации, ФГБУ СЗОНКЦ им. Л. Г. Соколова ФМБА России); к. м. н. Клячко Дмитрию Семеновичу, к. м. н. Танасчишиной Виктории Андреевны, Трушляковой Светлане Сергеевны, Шашуковой Евгении Анатольевны (зам. гл. врача по мед. реабилитации, зав. отд. сурдологической реабилитации, врач-сурдолог, сурдопедагог, ФГБУ «СПб НИИ ЛОР» Минздрава России); к. м. н. Загорской Елене Евгеньевны, к. м. н. Зеленковой Виктории Николаевны (врач-сурдолог, врач-отохирург, ГБУЗ НИКИО им. Л. Г. Свержевского ДЗМ).

Статья поступила в редакцию 01.08.2025; принята к публикации после рецензирования 20.10.2025; опубликована онлайн 27.02.2026



## Development and Implementation of a Methodology for Determining Stimulation Threshold Current during Neural Response Telemetry of Cochlear Implant Users

Nikita S. Melnikov<sup>1✉</sup>, Alexander G. Kozlov<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Dostoevsky Omsk State University, Omsk, Russia

<sup>2</sup>Omsk State Technical University, Omsk, Russia

✉ niklas89@list.ru

### Abstract

**Introduction.** In cochlear implant systems, automatic algorithms that include neural response telemetry are not always capable of determining the threshold stimulation current that generates an electrically evoked compound action potential with minimum amplitude on intracochlear electrodes. The target current can be determined by the linear regression method based on the data obtained during telemetry. However, this method does not consider the physiological characteristics of the human auditory system.

**Aim.** Development of a methodology for determining the threshold stimulation current and its implementation in clinical practice, considering the actual physiological nonlinear dependence of the amplitudes of the electrically evoked potential of the auditory nerve on the stimulation current in cochlear implant users.

**Materials and methods.** Three users of cochlear implant systems were involved. In each of them, it was impossible to conduct neural response telemetry using automated algorithms due to failure of the extracochlear electrode (while maintaining the clinical effect of the implant), lack of a technical capability to support the automated algorithm (an early model implant), and meningitis with subsequent obliteration of the cochlea. An advanced (compared to the automated algorithm) telemetry was conducted for each user, performed post-operatively in two users and intraoperatively in one of them.

**Results.** The proposed methodology involves the formation of the growth function of the amplitude of the electrically evoked action potential of the auditory nerve depending on the equivalent stimulation current, finding the first point of the telemetry of the nerve response with a coordinate (equivalent stimulation current, amplitude); finding the zero point corresponding to the maximum value of the current equivalent that does not generate a potential; determining the threshold equivalent current as the average value of the zero and first points. In total, threshold currents on 32 electrodes (for three users) were determined using the proposed methodology and the linear regression method.

**Conclusion.** The methodology can be used in case of failure of the automated algorithm both intra- and postoperatively, thus enhancing the quality of medical care provided to the users of cochlear implant systems.

**Keywords:** cochlear implant, neural response telemetry, electrically evoked compound action potential, equivalent electrical current, methodology

**For citation:** Melnikov N. S., Kozlov A. G. Development and Implementation of a Methodology for Determining Stimulation Threshold Current during Neural Response Telemetry of Cochlear Implant Users. Journal of the Russian Universities. Radioelectronics. 2026, vol. 29, no. 1, pp. 126–139.

doi: 10.32603/1993-8985-2026-29-1-126-139

**Conflict of interest.** The authors declare no conflicts of interest.

**Acknowledgements.** The authors grateful to their colleagues in conducting of the research: Larisa V. Malyar, Olga V. Tarasova (head of audiology department, speech therapist, Sokolov Clinical Hospital of the FMBA of the Russian Federation); PhD Dmitry S. Klyachko, PhD Victoria A. Tanaschishina, Svetlana S. Trushlyakova, Evgeniya A. Shashukova (deputy of chief physician for medical hearing rehabilitation, head of hearing rehabilitation department, audiologist, speech therapist, St. Petersburg Research ENT Institute of the MoH of the Russian Federation); PhD Elena E. Zagorskaya, PhD Victoria N. Zelenkova (audiologist, ENT surgeon, Sverzhovsky Research ENT Institute of Department of Health of the City of Moscow).

Submitted 01.08.2025; accepted 20.10.2025; published online 27.02.2026

**Введение.** Кохлеарная имплантация (КИ) – признанный уникальный междисциплинарный комплексный метод компенсации, реабилитации тяжелой и глубокой нейросенсорной потери слуха у людей всех возрастов. В основе ме-

тогда – использование высокотехнологичного устройства – системы КИ, состоящей из внутренней и внешней частей [1–3]. Внутренняя часть – кохлеарный имплант с электродной решеткой (одномерным массивом электродов),

Разработка и реализация методики определения порогового тока стимуляции при проведении телеметрии нервного ответа у пользователей систем кохлеарной имплантации  
Development and Implementation of a Methodology for Determining Stimulation Threshold Current during Neural Response Telemetry of Cochlear Implant Users

устанавливаемой в лестницу улитки внутреннего уха во время операции КИ. Внешняя часть – непрерывно используемый речевой процессор (РП), который принимает акустические сигналы и преобразует их в цифровую информацию для передачи на кохлеарный имплант с целью последующего преобразования в электрические сигналы, определенным образом передаваемые по электродной решетке с целью стимуляции рецепторов, ассоциированных со слуховым нервом. Последнее вызывает в мозгу человека слуховые ощущения, интерпретируемые им как "звук".

Значимые этапы КИ – хирургическая операция, связанная с установкой кохлеарного импланта, послеоперационное подключение РП к импланту, системная периодическая настройка РП, в основе которых лежит определение электрически вызванного потенциала действия слухового нерва (оригинальная формулировка в англоязычной литературе Electrically Evoked Compound Action Potential – eCAP), возникающего у рецепторов после стимуляции внутриулитковыми электродами импланта и по сути представляющего собой временную зависимость. При регистрации eCAP появляются преобладающие артефакты, которые не позволяют его зарегистрировать в явном виде. Поэтому для определения eCAP на каждом исследуемом внутриулитковом электроде используются технологии удаления артефактов [4, 5] с помощью функции телеметрии нервного ответа (ТНО). Она реализована в современных системах КИ разных производителей и считается в клинической аудиологии признанным объективным методом исследования [6]. Для проведения ТНО, как правило, используются автоматизированные алгоритмы, имплементированные производителями систем КИ [7–9].

Во время операции КИ и в послеоперационных настройках РП особую ценность представляет минимальный (пороговый) ток стимуляции на внутриулитковом электроде, генерирующий eCAP с минимальной амплитудой  $N_1P_1$  (является значимым параметром, который его характеризует). Искомые пороговые токи, определенные на внутриулитковых электродах, служат основой для формирования профиля настроечной слуховой карты стимуляции, записываемой на РП [10]. Автоматизированные алгоритмы позволяют определять и пороговый ток стимуляции, однако

не во всех случаях это возможно, в том числе по причине ограниченности параметров стимуляции и регистрации при проведении ТНО. К данным случаям можно отнести: техническую нестабильность одного из компонентов кохлеарного импланта, не влияющую на клиническую пользу устройства для пользователя; техническую неспособность кохлеарного импланта использовать автоматизированный алгоритм (импланты ранних моделей); перенесенный менингит с последующей облитерацией и частичной оксификацией улитки. Альтернативный способ определения искомого порогового тока – метод линейной регрессии (имплементирован в программное обеспечение (ПО) некоторых производителей систем КИ), использующий данные ТНО (выборку из токов стимуляции и соответствующих амплитуд, генерирующих eCAP). Метод имеет допущения, в результате которых искомые токи отличаются от значений, полученных с помощью автоматизированных алгоритмов [11]. Поэтому цель описываемого исследования – разработка и реализация в клинической практике методики определения порогового тока стимуляции по данным ТНО.

**Материал и методы.** Для разработки методики (с последующим ее применением) проведено исследование систем КИ производителя Cochlear® (Австралия) у трех пользователей. Параметры кохлеарного импланта измерялись на ноутбуке в ПО Custom Sound® Evoked Potentials v. 6.0 (CSEP) [12]. Для подсоединения к импланту использовались проводной программный модуль, тестовый РП модели Nucleus 6 с катушкой и встроенным в нее магнитом, позволяющим установить физический контакт и устойчивый радиосигнал с катушкой кохлеарного импланта через кожный слой.

У пользователя 1 ( $U_1$ ) обнаружен отказ в работе референтного внеулиткового электрода 1 (ECE 1). Это подтверждено автоматическим вычислением импедансов всех 22 внутриулитковых электродов в режиме стимуляции, где референтным электродом выступает ECE 1. Полученные импедансы всех 22 внутриулитковых электродов превысили значение 30 кОм, определенное производителем. В остальных режимах стимуляции (референтным электродом выступает внеулитковый электрод 2 (ECE 2); совместно оба ECE 1 и ECE 2, "Общая земля" –

выбранный внутриулитковый электрод, референсный – все остальные внутриулитковые, кроме выбранного) значения импедансов 22 внутриулитковых электродов находились в референсном диапазоне от 0.5 до 30 кОм. Это подтвердило корректную работоспособность основных компонентов импланта и позволило исследовать все 22 внутриулитковых электрода, но исключило проведение ТНО с помощью автоматизированного алгоритма Auto™ Neural Response Telemetry (Auto™NRT) по причине отказа в работе ECE 1. ТНО проведена в "ручном" режиме Advanced™NRT в ПО CSEP.

У пользователя 2 ( $U_2$ ) обнаружен отказ в работе одного внутриулиткового электрода 18 по результатам вычисления импедансов в режиме "Общая земля", что допускается в процессе эксплуатации кохлеарного импланта и не является критичным, но ограничивает возможность проведения каких-либо исследований с ним; в дальнейшем такой электрод исключается из настроечной слуховой карты стимуляции. Остальные значения

импедансов в обозначенных ранее режимах стимуляции находились в диапазоне референсных значений и подтвердили корректную работоспособность ECE 1, ECE 2 и всех внутриулитковых, за исключением электрода 18. ТНО проведена в режиме Advanced™NRT по причине технической невозможности кохлеарного импланта ранней модели использовать Auto™NRT.

У пользователя 3 ( $U_3$ ) интраоперационно сразу после введения электродной решетки зафиксирован предварительный отказ в работе одного внутриулиткового электрода 7 по результатам вычисления импедансов в режиме "Общая земля". Остальные значения импедансов в перечисленных выше режимах стимуляции находились в диапазоне референсных значений и подтвердили корректную работоспособность ECE 1, ECE 2 и всех внутриулитковых (за исключением электрода 7). ТНО проведена с помощью Auto™NRT и в режиме Advanced™NRT в ПО CSEP.

В табл. 1 приводятся сведения о пользователях систем КИ.

Табл. 1. Демографические и связанные с КИ сведения о пользователях

Tab. 1. Demographic and CI related user information

Характеристика	Пользователь 1	Пользователь 2	Пользователь 3
Пол	Ж	М	Ж
Сторона имплантации	Правая	Левая	Правая
Кохлеарный имплант на противоположной стороне	Нет	Нет	Да
Возраст на момент КИ, лет	3	4	26
Год, в котором проведена КИ	2012	2004	2025
Этиология потери слуха	Генетические нарушения	Неизвестна, но не связана с облитерацией и оссификацией улитки	Менингит с последующей облитерацией улитки (на момент исследования)
Модель кохлеарного импланта	CI 24 (RE) с перимодиолярной электродной решеткой	CI 24M Double Array с двумя прямыми электродными решетками (для базального и апикального отделов улитки соответственно)	CI 612 с перимодиолярной электродной решеткой
Статус электродной решетки в улитке	В барабанной лестнице, введение полное (подтверждено анализом КТ)	В барабанной лестнице, в двух отделах лестницы, введение полное (подтверждено анализом КТ)	В улитке, введение полное (визуально подтверждено ЛОР-хирургом во время операции КИ)
Патология слухового нерва	Не выявлена (подтверждено результатами системной слухоречевой реабилитации при взаимодействии с сурдопедагогом)		Не выявлена (подтверждено регистрацией ЭКСВП [13] на противоположной стороне)

Производитель имплантов Cochlear® использует относительные единицы измерения (так называемые Current Level – CL), эквивалентные электрическому току стимуляции  $I$ . Формула перехода имеет вид:

$$I = \begin{cases} 0, & CL = 0; \\ 17.5 \cdot 100^{CL/255}, & 1 \leq CL \leq 255, \end{cases}$$

где  $I$  – сила тока ( $0 < I \leq 1750$  мкА); CL – целые безразмерные числа. Эквивалент тока CL представляет собой амплитуду бифазного импульса тока на логарифмической шкале.

Ключевым результатом выполнения алгоритма Auto<sup>TM</sup>NRT является установление порогового эквивалентного тока стимуляции (на каждом исследуемом внутриулитковом электроде), определяемого как среднее значение двух эквивалентных токов стимуляции: тока, при котором детектируется минимальное значение амплитуды eCAP, и максимального тока, при котором амплитуда не обнаруживается (Visual Threshold-NRT – Visual T-NRT).

Функциональная схема проведения ТНО в кохлеарном импланте (рис. 1) содержит: 1 – приемник цифрового сигнала; 2 – цифро-аналоговый преобразователь; 3 – стимулятор; 4 – электродную решетку (имплантируемой части системы); 5 – рецепторы; 6 – усилитель; 7 – аналого-цифровой преобразователь; 8 – передатчик цифрового сигнала.

В табл. 2 приводится описание технологии "Предшествующая маскировка" удаления артефактов, используемой в исследовании.

Искомый eCAP определяется по формуле

$$eCAP = eCAP(A) + eCAP(C) - eCAP(B) - eCAP(D).$$

Табл. 2. Технология "Предшествующая маскировка" удаления артефактов

Tab. 2. Forward Masking artifact removal technology

Условие	Стимуляция исследуемого электрода	Результат регистрации через усилитель (с близлежащего электрода)
A	"Пробный" импульс	eCAP(A): график, содержащий искомый eCAP (при условии достаточного электрического заряда, переданного нервным волокнам), артефакт от импульса "Пробный", артефакт от усилителя
B	"Маскирующий" импульс, "Пробный" импульс	eCAP(B): график, содержащий артефакты от импульсов "Пробный", "Маскирующий", eCAP от импульса "Маскирующий" (при условии достаточного электрического заряда, переданного нервным волокнам), артефакт от усилителя
C	"Маскирующий" импульс	eCAP(C): график, содержащий артефакт от импульса "Маскирующий", eCAP от импульса "Маскирующий" (при условии достаточного электрического заряда, переданного нервным волокнам), артефакт от усилителя
D	Нет	eCAP(D): график, содержащий артефакт от усилителя

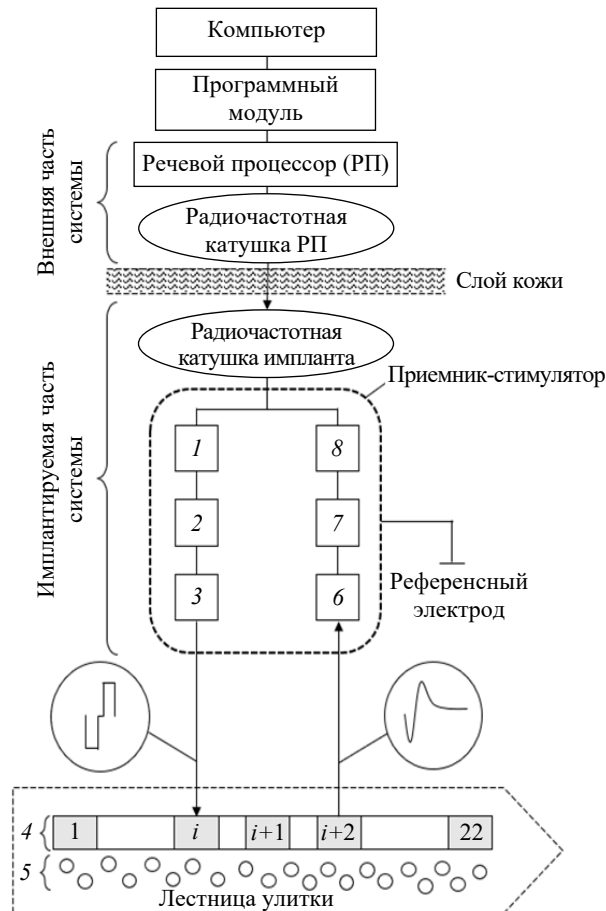


Рис. 1. Функциональная схема проведения ТНО в кохлеарном импланте

Fig. 1. Functional scheme of NRT implementation in a cochlear implant

В табл. 3 приводятся параметры для проведения ТНО у пользователей 1, 2, 3.

Предложенная авторами методика определения порогового эквивалентного тока стимуляции, генерирующего eCAP с минимальной амплитудой (Visual Advanced Threshold Neural Response Telemetry – VisAd T-NRT) на

Табл. 3. Параметры для проведения ТНО у пользователей 1, 2, 3  
Tab. 3. NRT parameters for users 1, 2, 3

Описание	Параметр/характеристика
Технология удаления артефактов	Предшествующая маскировка
Внутриулитковые электроды для проведения ТНО	$U_1$ – 22, 20, 18, 16, 14, 13, 12, 11, 10, 6, 5, 4, 3, 2, 1 (еСАР определен на всех электродах); $U_2$ – 22, 20, 17, 14, 13, 11, 8, 5, 3, 1 (еСАР определен на всех электродах); $U_3$ – в режиме Auto <sup>TM</sup> NRT с 1 по 22 (еСАР определен только на четырех: 20, 14, 11, 8); в режиме Advanced <sup>TM</sup> NRT – 21, 16, 6, 5, 4, 3, 2, 1 (еСАР определен только на трех: 3, 2, 1)
Общее время проведения ТНО	$U_1$ – 16 мин; $U_2$ – 22 мин 11 с.; $U_3$ – 7 мин 03 с без учета времени подбора параметров для работы в режиме Advanced <sup>TM</sup> NRT (3 мин 26 с для Auto <sup>TM</sup> NRT; 3 мин 27 с для Advanced <sup>TM</sup> NRT)
Форма электрических импульсов "Пробный", "Маскирующий"	Прямоугольная с двумя последовательными отрицательной и положительной фазами, симметричными относительно временной оси и имеющими межфазную задержку. $U_1$ – длительность одной фазы импульса 25 мкс, межфазной задержки – 7 мкс; $U_2$ – длительность одной фазы импульса 25 мкс, межфазной задержки – 25 мкс; $U_3$ – длительность одной фазы импульса 25 мкс (или 37, или 50 мкс), межфазной задержки – 7 мкс
Разница амплитуд импульсов "Маскирующий" и "Пробный", CL	10
Временной интервал между импульсами "Маскирующий", "Пробный", мкс	400
Диапазон эквивалентного тока стимуляции для импульса "Пробный", CL	$U_1$ – 130...208; $U_2$ – 100...202; $U_3$ – 180...208 (для электрода 2 с длительностью фазы импульса 37 мкс в режиме Advanced <sup>TM</sup> NRT); 180...234 (для электродов 1, 3 с длительностью фазы импульса 50 мкс в режиме Advanced <sup>TM</sup> NRT); не применимо к использованию Auto <sup>TM</sup> NRT
Шаг увеличения амплитуды импульса "Пробный" в заданном диапазоне, CL	$U_1, U_2, U_3$
Шаг восходящей серии в алгоритме Auto <sup>TM</sup> NRT для получения двух достоверных графиков еСАР (с возрастающей амплитудой)	6 CL (применимо только к пользователю $U_3$ )
Шаг нисходящей серии в алгоритме Auto <sup>TM</sup> NRT для получения графика с отсутствием еСАР	3 CL (применимо только к пользователю $U_3$ )
Частота стимуляции импульса "Пробный"	$U_1, U_2$ – 80 Гц (послеоперационно), $U_3$ – 250 Гц (интраоперационно)
Частота стимуляции импульса "Маскирующий"	$U_1, U_2, U_3$ – 100 Гц
Количество измерений для получения результирующего графика (еСАР или его отсутствие) на основе определенного количества серий регистрации	$U_1, U_2, U_3$ – 50 еСАР(A), 50 еСАР(B), 50 еСАР(C), 50 еСАР(D); для измерений в режиме Auto <sup>TM</sup> NRT у $U_3$ – 35 еСАР(A), 35 еСАР(B), 35 еСАР(C), 35 еСАР(D)
Время задержки между окончанием стимуляции и началом измерения потенциала в первой временной точке для еСАР(A), еСАР(B), еСАР(C), еСАР(D)	$U_1$ – 122 мкс, $U_2$ – 215 мкс, $U_3$ – 122 мкс (для Auto <sup>TM</sup> NRT), $U_3$ – 68 мкс (для Advanced <sup>TM</sup> NRT)
Временная точка измерения потенциала для формирования графиков еСАР(A), еСАР(B), еСАР(C), еСАР(D)	$U_1$ – от 179 до 1691.8 мкс с шагом 48.8 мкс (всего 32 точки); $U_2$ – от 290 до 1648 мкс с шагом 97 мкс (всего 16 точек); $U_3$ – от 179 до 1691.8 мкс с шагом 48.8 мкс (всего 32 точки) для Auto <sup>TM</sup> NRT; от 149 до 1661.8 мкс с шагом 48.8 мкс (всего 32 точки) для Advanced <sup>TM</sup> NRT, от 175 до 1687.8 мкс с шагом 48.8 мкс (всего 32 точки) для Advanced <sup>TM</sup> NRT
Определение пиков $N_1$ и $P_1$ на результирующем графике еСАР	$U_1, U_3$ – опция "Обнаружение пиков" алгоритма Auto <sup>TM</sup> NRT, дополнительный визуальный контроль специалистом; $U_2$ – опция "Обнаружение пиков", дополнительный визуальный контроль специалистом

Описание	Параметр / характеристика
Коэффициент усиления усилителя	$U_1, U_3 - 50$ дБ, $U_2 - 40$ дБ
Внеулитковый референсный электрод, участвующий в электрической стимуляции (в измерении потенциалов для формирования eCAP(A), eCAP(B), eCAP(C), eCAP(D))	$U_1 - ECE 1 (ECE 1); U_2, U_3 - ECE 1 (ECE 2)$
Номер внутриулиткового электрода, в локации которого происходит измерение потенциалов для формирования eCAP(A), eCAP(B), eCAP(C), eCAP(D)	$U_1, U_2, U_3: +2$ к порядковому номеру исследуемого электрода (исключение для крайних электродов: 20 для электрода 22; 3 для электрода 1)

выбранном внутриулитковом электроде, включает следующие действия:

1. Определение диапазона эквивалентного тока стимуляции с выбором четного шага стимуляции (6 CL). Нижняя граница диапазона соответствует эквивалентному току стимуляции, не вызывающему слуховые ощущения ("не слышимы") у пользователя. Верхняя граница диапазона соответствует уровню "Комфорт" в CL (комфортное восприятие звуков высокой интенсивности); длительности фаз импульсов ("Пробный", "Маскирующий") выбираются исходя из анализа текущей настроечной слуховой карты пользователя системы КИ в послеоперационном периоде. В качестве нижней границы диапазона рекомендуется выбрать значение 100 CL (соответствует рекомендации производителя в послеоперационном периоде). Во время операции КИ допускается использование сравнительно высоких эквивалентных токов стимуляции (а также длительностей импульсов "Пробный", "Маскирующий") для верхней границы диапазона, что подтверждается в том числе практикой авторов [14], так как пользователь находится под общей анестезией.

2. Нанесение полученных в процессе ТНО точек с условными координатами (эквивалентный ток; амплитуда eCAP) на прямоугольную систему координат. Удаление точек, у которых с ростом эквивалентного тока стимуляции уменьшается амплитуда eCAP (следствие того, что в общем виде зависимость значений амплитуд eCAP от тока представляет собой сигмоидальную функцию и учитывает реальную физиологическую особенность слуховой системы человека).

3. Визуальная фиксация первой точки с минимальной амплитудой eCAP.

4. Определение VisAd T-NRT как среднего значения двух эквивалентных токов стимуляции: эквивалента тока, при котором детектиру-

ется минимальное значение амплитуды eCAP, и максимального эквивалента тока, при котором амплитуда не обнаруживается (нулевая точка). Таким образом, искомое значение VisAd T-NRT будет меньше на 3 CL в сравнении с током, определенным визуально).

**Результаты.** В общей сложности была проведена ТНО 46 внутриулитковых электродов у трех пользователей: у пользователей 1, 2 эквивалентный пороговый ток VisAd T-NRT определен на всех исследуемых электродах (на 15 и 10 соответственно), у пользователя 3 – на 7 из 22 электродов.

У пользователя 1 по исследованным 15 электродам получена 121 точка с условной координатой (эквивалентный ток; амплитуда eCAP). Однако при дополнительном визуальном контроле специалистом первая точка с минимальной координатой удалена из рассмотрения на электродах 16, 14, 10, 5, 4, 2; первые две точки с минимальными координатами удалены на электроде 6. Полученные графики eCAP по классификации авторов [15] соответствуют типу Ia. Определен VisAd T-NRT на каждом из 15 электродов.

У пользователя 2 по исследованным 10 электродам получены 34 точки. При дополнительном визуальном контроле специалистом на электродах 22, 20, 17, 14, 13, 1 проведена коррекция месторасположения пиков  $N_1, P_1$  на графиках eCAP в двух, в одном, в четырех, в двух, в трех, в четырех случаях соответственно; ни одна из точек не исключена из рассмотрения. Полученные 30 графиков eCAP по классификации авторов [15] соответствуют типу Ia, 4 графика eCAP – типу II. Определен VisAd T-NRT на каждом из 10 электродов.

У пользователя 3 по исследованным 22 электродам с помощью алгоритма Auto<sup>TM</sup>NRT получены 12 точек (на электродах 20, 14, 11, 8). Ни одна из точек не исключена из рассмотрения. Полученные 12 графиков eCAP по клас-

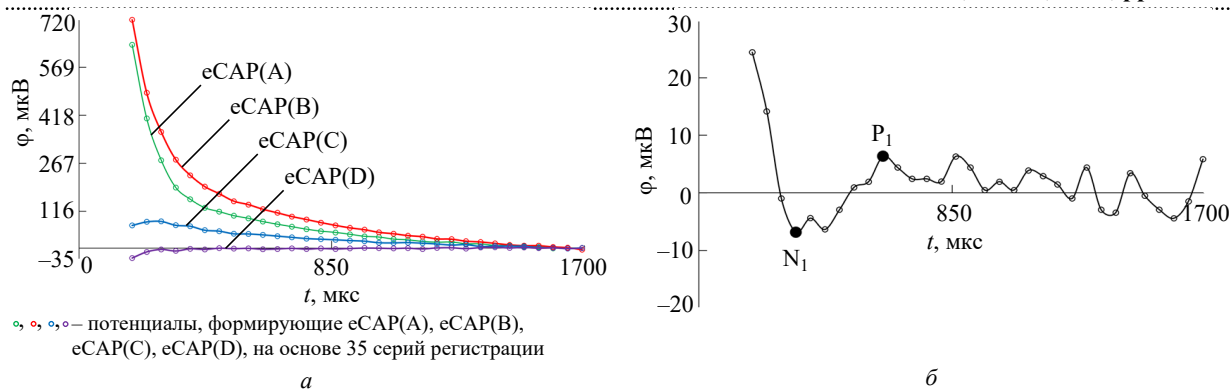


Рис. 2. Визуальное представление определения eCAP у пользователя 1 на электроде 11: а – графики eCAP(A), eCAP(B), eCAP(C), eCAP(D) и их потенциалы на основе 35 серий регистрации; б – результирующий график eCAP

Fig. 2. Visual representation of eCAP determination of electrode 11 for U1: а – graphs eCAP(A), eCAP(B), eCAP(C), eCAP(D) and potentials that forms eCAP(A), eCAP(B), eCAP(C), eCAP(D) based on 35 sweeps; б – black color – resulting graph of eCAP

сификации авторов [15] соответствуют типу Ib. Определен Visual T-NRT на четырех (из 22) электродах. В режиме Advanced<sup>TM</sup>NRT по исследованным электродам 21, 16, 6, 5, 4, 3, 2, 1 получено 20 точек, из которых 3 точки на электроде 3; 9 – на электроде 2; 8 – на электроде 1. При дополнительном визуальном контроле специалистом на электродах 3, 2, 1 проведены коррекции месторасположения пиков  $N_1$ ,  $P_1$  на графиках eCAP в 7 случаях. Полученные 20 графиков eCAP по классификации авторов [15] соответствуют типу Ic. Определен VisAd T-NRT на трех электродах.

Для оценки значений VisAd T-NRT, рассчитанных по предложенной методике, Visual T-NRT (при использовании алгоритма Auto<sup>TM</sup>NRT) также проведены вычисления пороговых токов стимуляции Line T-NRT (в клинических единицах CL) с помощью метода линейной регрессии, где аргументом линейной функции высту-

пает эквивалентное значение тока в CL, а ее значением – амплитуда  $N_1P_1$  в микровольтах. Искомое значение Line T-NRT определено как абсцисса точки пересечения графика линейной функции с осью абсцисс, т. е. значение  $N_1P_1$  в этой точке обращается в ноль, представляя собой минимальное значение амплитуды.

Для наглядного представления определения временной зависимости eCAP с помощью технологии удаления артефактов "Предшествующая маскировка" на рис. 2 приводятся графики у пользователя 1 на электроде 11 при электрической стимуляции импульсом "Пробный" с эквивалентным током 202 CL.

На рис. 3, а, б представлены определенные эквивалентные пороговые токи стимуляции VisAd T-NRT и Line T-NRT (в цвете, соответствующие номеру внутриулиткового электрода), а также данные ТНО (в цвете) у пользователя 1 по всем исследованным электродам, рас-

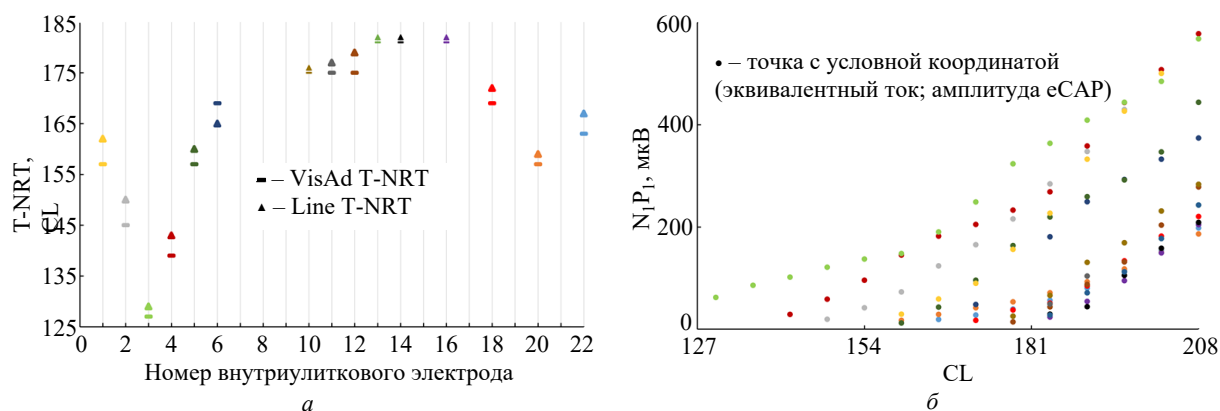


Рис. 3. Пороговые токи стимуляции VisAd T-NRT и Line T-NRT (а), данные ТНО (б) пользователя 1 по всем исследованным электродам

Fig. 3. VisAd T-NRT and Line T-NRT (а), NRT data (б) of all electrodes under research for  $U_1$

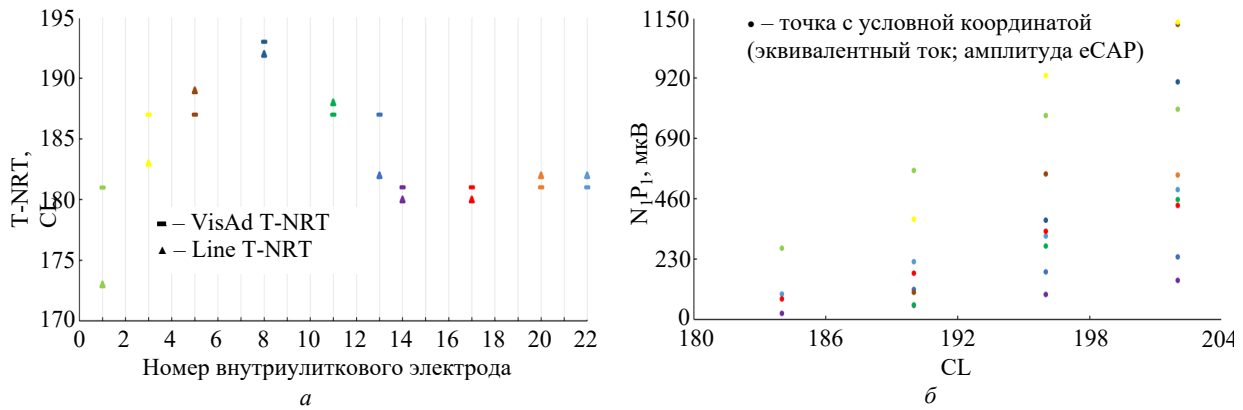


Рис. 4. Пороговые токи стимуляции VisAd T-NRT и Line T-NRT (а), данные ТНО (б) у пользователя 2 по всем исследованным электродам

Fig. 4. VisAd T-NRT and Line T-NRT (a), NRT data (b) of all electrodes under research for  $U_2$

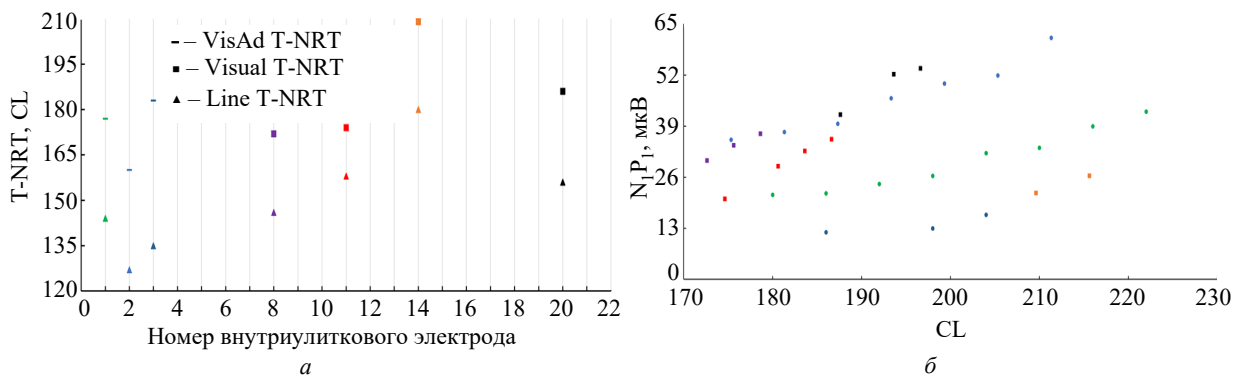


Рис. 5. Пороговые токи стимуляции VisAd T-NRT, Visual T-NRT и Line T-NRT (а), данные ТНО (б) у пользователя 3 по всем исследованным электродам

Fig. 5. VisAd T-NRT, Visual T-NRT and Line T-NRT (a), NRT data (b) of all electrodes under research for  $U_3$

считанные при длительности одной фазы импульса ("Пробный") 25 мкс.

На рис. 4, а, б представлены определенные эквивалентные пороговые токи стимуляции VisAd T-NRT и Line T-NRT (в цвете, соответствующем номеру внутриулиткового электрода), а также данные ТНО (в цвете) пользователя 2 по всем исследованным электродам, рассчитанные при длительности одной фазы импульса ("Пробный") 25 мкс.

На рис. 5, а, б представлены определенные эквивалентные пороговые токи стимуляции VisAd T-NRT и Line T-NRT (в цвете, соответствующем номеру внутриулиткового электрода), а также данные ТНО (в цвете) пользователя 3 по всем исследованным электродам, пересчитанные при использовании длительности одной фазы импульса ("Пробный") 50 мкс.

**Обсуждение.** Пользователь 1. При проведении телеметрии нервного ответа исследуемых электродов в заданном авторами диапазоне

эквивалентных токов стимуляции (от 130 до 208 CL) eCAP определялся автоматически (при подключении опции "Обнаружение пиков" от автоматизированного алгоритма Auto<sup>TM</sup>NRT) каждый раз при соответствующем эквивалентном токе стимуляции с фиксированным шагом (6 CL). Вид графика соответствовал типу Ia, который наиболее часто встречается у пользователей систем КИ. Восемь графиков eCAP (6 из которых соответствовали первым точкам; 2 – первым и вторым) удалены авторами вручную, так как в большей степени напоминают "шум". Выбор нижней границы диапазона соответствовал неслуховым ощущениям ("не слышим") для пользователя 1, что позволило провести исследование комфортно для пользователя, т. е. в его восприятии происходило постепенное нарастание "громкости звуковых сигналов". Полученные первые точки ТНО по всем электродам оказались больше 130 CL, что позволило корректно отследить их появление, а

также оценить вид графика функции амплитуды eCAP в зависимости от эквивалентного тока стимуляции (во всех случаях вид графика представлял собой степенную функцию). По всей видимости, при увеличении верхней границы диапазона (установлением эквивалента тока стимуляции от 208 до 255 CL) вид графика мог быть приближен к сигмоидальной функции (что соответствует общему виду), однако это сопряжено с возможными дискомфортными ощущениями у пользователя, а также с нежелательной стимуляцией лицевого нерва. Поскольку интерес представляют прежде всего первые точки ТНО и визуальный контроль возрастания амплитуд eCAP при увеличении эквивалентного тока стимуляции, незачем устанавливать сравнительно высокую верхнюю границу диапазона. Ее выбор соответствовал максимальному значению уровня "Комфорт" (в клинических единицах CL) в текущей настроечной слуховой карте стимуляции, с которой пользователь 1 пришел на исследование. Выбор шага 6CL в диапазоне эквивалентных токов стимуляции соответствовал шагу восходящей серии стимуляции при использовании автоматизированного алгоритма Auto<sup>TM</sup>NRT с целью сопоставления результатов исследований при использовании двух режимов работы (Advanced<sup>TM</sup> NRT и Auto<sup>TM</sup>NRT) в дальнейшем. Оптимальная временная задержка (122 мкс) между окончанием стимуляции и регистрацией выборки потенциалов выбиралась согласно значению, используемому в алгоритме Auto<sup>TM</sup>NRT. Это также подтверждалось результатами определений графиков eCAP, отсутствием артефактов, насыщением усилителя вследствие электрической стимуляции. В случае выхода из строя внеулиткового электрода 1 (диагностировано авторами) допускается дальнейшее применение кохлеарного импланта с сохранением его клинической пользы (тестируется восприятие звуков и речи совместно с сурдопедагогом) используя внеулитковый электрод 2 как для стимуляции, так и для регистрации выборки потенциалов с последующим отключением внеулиткового электрода 1 и выводом его из настроечной слуховой карты стимуляции (личная коммуникация с производителем Cochlear®).

*Пользователь 2.* При проведении телемет-

рии нервного ответа исследуемых электродов в заданном авторами диапазоне эквивалентных токов стимуляции (от 100 до 200 CL) eCAP определялся автоматически (при подключении опции "Обнаружение пиков") каждый раз при соответствующем эквивалентном токе стимуляции с фиксированным шагом (6 CL). Однако, учитывая сравнительно большой временной шаг при регистрации выборки потенциалов (технологическая особенность импланта ранней модели) с целью последующего формирования графика eCAP, авторами были просмотрены все полученные временные зависимости, которые оказались достаточно "ломкими". На 30 графиках не столь значительно скорректированы месторасположения пиков N<sub>1</sub>, P<sub>1</sub> (ответ типа Ia), на 4 графиках скорректированы пики N<sub>1</sub>, P<sub>1</sub>, а также добавлен пик P<sub>2</sub> (ответ типа II, который встречается у пользователей систем КИ в меньшей степени по сравнению с типом I). При этом по-прежнему целевой является амплитуда N<sub>1</sub>P<sub>1</sub> на графиках eCAP II типа. По опыту авторов, выбор значения коэффициента усиления усилителя 40 дБ позволяет получить графики менее "ломкие"; при этом в кохлеарном импланте данной модели можно задать значение коэффициента 60 дБ (скорее всего, это сделает вид графиков еще более "ломким") и нельзя выбрать 50 дБ (как в алгоритме Auto<sup>TM</sup>NRT). Длительность межфазной задержки в импульсах "Пробный", "Маскирующий" также является технологической особенностью импланта и, скорее всего, не повлияет на результат измерений выборки потенциалов, так как в течение этой задержки не происходит электрической стимуляции. Выбор пониженной нижней границы (100 CL) диапазона эквивалентного тока стимуляции был обусловлен болевыми ощущениями во время телеметрии на электродах с предыдущих настроечных сессий (со слов пользователя импланта). Выбор верхней границы соответствовал максимальному значению уровня "Комфорт" в текущей настроечной слуховой карте стимуляции, с которой пользователь 2 пришел на исследование. Полученные первые точки по всем электродам оказались больше 100 CL, что позволило корректно отследить их появление, а также оценить вид графика функции амплитуды eCAP в зави-

симости от эквивалентного тока стимуляции (во всех случаях вид графика представлял собой степенную функцию). Корректный выбор оптимальной временной задержки (215 мкс) между окончанием стимуляции и регистрацией выборки потенциалов подтвердился результатами определений графиков eCAP, а также отсутствием артефактов, насыщением усилителя вследствие электрической стимуляции.

*Пользователь 3.* Отсутствие результатов определения Visual T-NRT на 18 из 22 электродов с помощью алгоритма Auto<sup>TM</sup>NRT во время операции, скорее всего, не связано с насыщением усилителя (отсутствует третья фаза импульса, количество усреднений графиков не увеличено в 1.5 раза, коэффициент усиления усилителя не изменен до 40 дБ). По всей видимости, учитывая анамнез пользователя (перенесенный менингит), отсутствие точек телеметрии нервного ответа связано с облитерацией (заращением) улитки. Это также свидетельствует о сравнительно небольших значениях амплитуд eCAP при соответствующих им относительно больших эквивалентных токах. Скорее всего, отсутствие Visual T-NRT связано с недостаточными параметрами стимуляции для генерации eCAP, технологией удаления артефактов. Отказ в работе внутриулиткового электрода 7 диагностирован предварительно, и статус электрода в дальнейшем может измениться, так как вычисление импедансов проведено интраоперационно сразу же после введения электродной решетки, которая со временем будет стабилизировать свое местоположение в лестнице улитки (учитывая, что электродная решетка размещается на материале из эластомера). Полученные 12 графиков eCAP с помощью алгоритма Auto<sup>TM</sup>NRT соответствовали типу Ib (встречается редко), т. е. пик  $N_1$  не виден, но его наличие подтверждается восходящим видом графика с четкой идентификацией пика  $P_1$ . Авторы полагают, что в случае уменьшения времени задержки такой график может быть трансформирован в тип Ia. В режиме Advanced<sup>TM</sup>NRT получено 20 графиков eCAP (на трех электродах), которые соответствовали типу Ic (встречается редко), т. е.  $N_1$  сомнительно виден, но его наличие подтверждается восходящим видом графика и асимптотическим

приближением к временной оси без четкой идентификации пика  $P_1$ . Выбор длительностей 37 и 50 мкс импульсов "Пробный", "Маскирующий" в режиме Advanced<sup>TM</sup>NRT позволил увеличить электрическую стимуляцию рецепторов (передать больший электрический заряд). Выбор задержки 68 мкс обусловлен опытом работы авторов (44 мкс – технологически минимально доступная к выбору, 122 мкс – оптимально используемая в алгоритме Auto<sup>TM</sup>NRT; 68 и 93 мкс располагаются в данном диапазоне почти равномерно с шагом 25 мкс). Использование задержки 93 мкс при стимуляции импульсами длительностью 50 мкс позволит получить первую точку для измерения выборки потенциалов через 200 мкс после начала стимуляции, что не целесообразно при уже определенных ответах типа Ib. Выбор нижней границы (180 CL при длительности импульса 37 мкс, что соответствует пересчету  $\approx 202$  CL при длительности 25 мкс) обусловлен увеличением порции электрического заряда для генерации eCAP и необходимостью построения функции амплитуды eCAP от эквивалентного тока стимуляции (верхняя граница 228 CL длительности импульса 37 мкс) для исследуемых электродов (пороговый эквивалентный ток успешно определен на электроде 2, искомая функция имеет степенной вид, eCAP идентифицирован на каждом шаге стимуляции). Выбор нижней границы (180 CL при длительности импульса 50 мкс, что соответствует пересчету  $\approx 197$  CL при длительности 37 мкс) обусловлен увеличением порции электрического заряда для генерации eCAP и необходимостью построения функции роста амплитуды eCAP (верхняя граница 245 CL при длительности импульса 37 мкс) для исследуемых электродов (пороговый эквивалентный ток успешно определен на электродах 1, 3, искомая функция имеет степенной вид, eCAP обнаружен на каждом шаге стимуляции). Поскольку пользователь 3 находился под общей анестезией, верхняя граница диапазона была не столь значима; более значимо – время проведения всех измерений. В общей сложности получение пороговых эквивалентных токов стимуляции, генерирующих eCAP с минимальной амплитудой, на 7 электродах, размещенных вдоль электродной решетки, позволит сформи-

ровать профиль начальной слуховой настроечной карты стимуляции. Использование другой технологии удаления артефактов (на основе электрических сигналов с переменной полярностью), примененной для электродов 21, 16, 5, 4, 3, не дало результатов (вид графиков во всех случаях свидетельствовал о явных артефактах от электрической стимуляции и, как следствие, нецелесообразности ее использования у пользователя 3).

Для всех рассмотренных пользователей значения VisAd T-NRT, Visual T-NRT при сравнении с Line T-NRT очевидно различаются, что можно объяснить разными подходами при определении пороговых эквивалентных токов стимуляции (в том числе использованием разных аппроксимирующих функций и методов определения нулевой точки). Значения VisAd T-NRT во всех 28 случаях (15, 10 и 3 для пользователей 1, 2, 3 соответственно) оказались, очевидно, ближе к первой точке, определяемой визуально во время ТНО. Это отвечает реальной действительности при сравнении с соответствующими значениями Line T-NRT.

*Сопоставление с аналогичными методами.* Методика является аналогом автоматизированного алгоритма Auto<sup>TM</sup>NRT (который показал свою эффективность в клинической практике) и расширяет рамки проведения ТНО с различными параметрами (время задержки, коэффициент усиления усилителя, частота и длительность импульса стимуляции). Это возможно реализовать в ПО производителя и впоследствии создать профиль настроечной слуховой карты стимуляции на основе определенных пороговых эквивалентных токов.

*Ограничение методики.* У пользователей систем КИ с гипоплазией слухового нерва eCAP может как определяться, так и не определяться даже в одну и ту же настроечную сессию, что может не позволить найти VisAd T-NRT. У пользователей кохлеарных имплантов с заболеванием спектра аудиторных нейропатий ситуация может носить схожий характер. Методика (как и любая телеметрия нервного

ответа, в том числе с помощью автоматизированного алгоритма) не применима к нерабочему внутриулитковому электроду (статус которого подтверждается стимуляцией в режиме "Общая земля"); впоследствии такой электрод принудительно выводится из настроечной слуховой карты стимуляции. К техническим ограничениям следует отнести возможность проведения исследований в ПО CSEP только с РП модели Nucleus 6 и более ранних. Также важно отметить, что методика может использоваться только в кохлеарных имплантах, поддерживающих функцию проведения телеметрии нервного ответа, т. е. имеющих внеулитковые электроды (например, имплант модели CI 22M производителя Cochlear® не содержит внеулитковые электроды и, как следствие, не поддерживает проведение телеметрии).

**Заключение.** Использование предложенной методики расширяет возможность проведения телеметрии нервного ответа с увеличенным набором параметров, рассмотренных в данной статье, что можно отнести к научной новизне. Разработанная методика позволяет проводить телеметрию и определять пороговый ток стимуляции в случаях технической нестабильности одного из внеулитковых электродов, не влияющих на клиническую пользу кохлеарного импланта, безуспешного использования (или не поддерживающего использование) автоматизированного алгоритма (интра- и послеоперационно) по определению порогового эквивалентного тока стимуляции. Использование методики в клинической практике позволит повысить качество оказываемой медицинской помощи людям с кохлеарными имплантами, которые, в частности, в России признаются инвалидами по слуху. Методика может применяться вне зависимости от производителя импланта.

**Соблюдение этических стандартов.** Все применимые международные, национальные и/или институциональные принципы использования персональных и медицинских данных пользователей кохлеарных имплантов были соблюдены.

### Список литературы

1. Таварткиладзе Г. А. Клиническая аудиология. Национальное руководство. Т. 3. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2024. 296 с.
2. Королева И. В. Введение в кохлеарную им-

плантацию. 2-е изд. СПб.: Каро, 2023. 224 с.

3. Корниенко А. А. Обзор зарубежных исследований о влиянии кохлеарной имплантации на качество жизни лиц с нарушениями слуха // Современ-

ная зарубежная психология. 2021. Т. 10, № 2. С. 79–85.  
doi: 10.17759/jmfp.2021100208

4. He S., Teagle H. F., Buchman C. A. The electrically evoked compound action potential: from laboratory to clinic // *Frontiers in Neuroscience*. 2017. Vol. 11. P. 11–20.  
doi: 10.3389/fnins.2017.0033

5. Skidmore J., Yuan Y., He S. A new method for removing artifacts from recordings of the electrically evoked compound action potentials: Single-pulse stimulation // *MedRxiv*. 2024. P. 1–41.  
doi: 10.1101/2024.01.17.24301435

6. Lucas H. M. Advances in Cochlear implant telemetry: evoked neural responses, electrical field imaging, and technical integrity // *Trends in Amplifications*. 2007. Vol. 11, № 3. P. 143–159.  
doi: 10.1177/1084713807304362

7. Botros A., Dijk B., Killian M. AutoNRT™: An automated system that measures ECAP thresholds with the Nucleus® Freedom™ cochlear implant via machine intelligence // *Artificial intelligence in medicine*. 2007. Vol. 40, № 1. P. 15–28.  
doi: 10.1016/j.artmed.2006.06.003

8. ART and AutoART ECAP measurements and cochlear nerve anatomy as predictors in adult cochlear implant recipients / L. Schrank, P. Nachtigäller, Jo. Müller, J.-M. Hempel, M. Canis, Je. Spiegel, T. Rader // *Eur. Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. 2024. Vol. 281. P. 3461–3473.  
doi: 10.1007/s00405-023-08444-5

9. Toward neural health measurements for cochlear implantation: The relationship among electrode positioning, the electrically evoked action potential, impedances and behavioral stimulation levels / L. Lambriks, M. van Hoof, J. Debruyne, M. Janssen, J. Hof,

K. Hellingman, E. Devocht, E. George // *Frontiers in Neurology*. 2023. Vol. 14. Art. № 1093265.  
doi: 10.3389/fneur.2023.1093265

10. Maruthurkkara S., Bennett C. Development of Custom Sound® Pro software utilizing big data and its clinical evaluation // *Intern. J. of Audiology*. 2024. Vol. 63, № 2. P. 87–98.  
doi: 10.1080/14992027.2022.2155880

11. Glassman E. K., Hughes M. L. Determining electrically evoked compound action potential thresholds: a comparison of computer versus human analysis methods // *Ear and Hearing*. 2013. Vol. 34, № 1. P. 96–109.  
doi: 10.1097/aud.0b013e3182650abd

12. Spitzer E. R., Hughes M. L. Effect of stimulus polarity on physiological spread of excitation in cochlear implants // *J. of the American Academy of Audiology*. 2017. Vol. 28, № 9. P. 786–798.  
doi: 10.3766/jaaa.16144

13. Вызванные потенциалы в реабилитации пациентов после кохлеарной имплантации / Т. И. Чугунова, В. В. Жеренкова, М. В. Гойхбург, Л. А. Поталова, В. В. Мосин, В. В. Бахшиян, Г. А. Таварткиладзе // *Вестн. оториноларингологии*. 2018. Т. 10, № 4. С. 21–25.  
doi: 10.17116/otorino201883421

14. Разработка алгоритма для проведения тестирования слухового импланта во время операции кохлеарной имплантации / Н. С. Мельников, Л. В. Маляр, И. В. Костевич, А. Г. Козлов // *Биомедицинская радиоэлектроника*. 2025. Т. 28, № 1. С. 53–63.  
doi: 10.18127/j15604136-202501-04

15. Automatic analysis of auditory nerve electrically evoked action potential with an artificial neural network / B. Charasse, H. Thai-Van, J. M. Chanal, Ch. Berger-Vachon, L. Collet // *Artificial intelligence in medicine*. 2004. Vol. 31, № 3. P. 221–229.  
doi: 10.1016/j.artmed.2004.03.004

### Информация об авторах

**Мельников Никита Сергеевич** – специалист по направлению "Медицинская физика" (2011, Омский государственный университет им. Ф. М. Достоевского), аспирант кафедры общей и экспериментальной физики Омского государственного университета им. Ф. М. Достоевского. Автор девяти научных публикаций. Сфера научных интересов – системы кохлеарной имплантации.

Адрес: Омский государственный университет им. Ф. М. Достоевского, пр. Мира, д. 55-а, Омск, 644077, Россия

E-mail: niklas89@list.ru

<https://orcid.org/0009-0009-9737-2567>

**Козлов Александр Геннадьевич** – доктор технических наук (2015), доцент (1996), профессор кафедры радиотехнических устройств и систем диагностики Омского государственного технического университета. Автор более 200 научных работ. Сфера научных интересов – обработка сигналов в биотехнических системах, фильтрация сигналов; микросистемная техника.

Адрес: Омский государственный технический университет, пр. Мира, д. 11, Омск, 644050, Россия

E-mail: agk252@mail.ru

<https://orcid.org/0000-0003-3359-790X>

### References

1. Tavartkiladze G. A. *Klinicheskaya audiologiya* [Clinical Audiology]. Vol. 3. Moscow, GEOTAR-Media, 2024, 296 p. (In Russ.)

2. Koroleva I. V. *Vvedeniye v kochlearnuyu implantatsiyu* [Introduction to Cochlear Implantation]. SPb., Karo, 2023, 224 p. (In Russ.)

3. Korniyenko A. A. Review of Foreign Studies on the Impact of Cochlear Implantation on the Quality of Life of Persons with Hearing Impairment. *J. of Modern Foreign Psychology*. 2021, vol. 10, no. 2, pp. 79–85. (In Russ.)  
doi: 10.17759/jmfp.2021100208

4. He S., Teagle H. F., Buchman C. A. The Electrically Evoked Compound Action Potential: from Laboratory to Clinic. *Frontiers in Neuroscience*. 2017, vol. 11, pp. 11–20. doi: 10.3389/fnins.2017.0033

5. Skidmore J., Yuan Y., He S. A New Method for Removing Artifacts from Recordings of the Electrically Evoked Compound Action Potentials: Single-Pulse Stimulation. *MedRxiv*. 2024, pp. 1–41. doi: 10.1101/2024.01.17.24301435

6. Lucas H. M. Advances in Cochlear Implant Telemetry: Evoked Neural Responses, Electrical Field Imaging and Technical Integrity. *Trends in Amplifications*. 2007, vol. 11, no. 3, pp. 143–159. doi: 10.1177/1084713807304362

7. Botros A., Dijk B., Killian M. AutoNRT™: An Automated System That Measures ECAP Thresholds with the Nucleus® Freedom™ Cochlear Implant via Machine Intelligence. *Artificial Intelligence in Medicine*. 2007, vol. 40, no. 1, pp. 15–28. doi: 10.1016/j.artmed.2006.06.003

8. Schrank L., Nachtigäller P., Müller Jo., Hempel J.-M., Canis M., Spiegel Je., Rader T. ART and AutoART ECAP Measurements and Cochlear Nerve Anatomy as Predictors in Adult Cochlear Implant Recipients. *Eur. Archives of Otorhino-Laryngology*. 2024, vol. 281, pp. 3461–3473. doi: 10.1007/s00405-023-08444-5

9. Lambriks L., van Hoof M., Debruyne J., Janssen M., Hof J., Hellingman K., Devocht E., George E. Toward Neural Health Measurements for Cochlear Implantation: the Relationship Among Electrode Positioning, the Electrically Evoked Action Potential, Impedances and Behavioral Stimulation Levels. *Frontiers in Neurology*. 2023, vol 14, art. no. 1093265. doi: 10.3389/fneur.2023.1093265

10. Maruthurkkara S., Bennett C. Development of Custom Sound® Pro Software Utilizing Big Data and Its Clinical Evaluation. *Intern. J. of Audiology*. 2024, vol. 63, no. 2, pp. 87–98. doi: 10.1080/14992027.2022.2155880

11. Glassman E. K., Hughes M. L. Determining Electrically Evoked Compound Action Potential Thresholds: a Comparison of Computer Versus Human Analysis Methods. *Ear and Hearing*. 2013, vol. 34, no. 1, pp. 96–109. doi: 10.1097/aud.0b013e3182650abd

12. Spitzer E. R., Hughes M. L. Effect of Stimulus Polarity on Physiological Spread of Excitation in Cochlear Implants. *J. of the American Academy of Audiology*. 2017, vol. 28, no. 9, pp. 786–798. doi: 10.3766/jaaa.16144

13. Chugunova T. I., Zherenkova V. V., Goïkburg M. V., Potalova L. A., Mosin V. V., Bakhshinian V. V., Tavartkiladze G. A. Evoked Potentials in the Rehabilitation of the Patients after Cochlear Implantation. *Russian Bulletin of Otorhinolaryngology*. 2018, vol. 10, no. 4, pp. 21–25. doi:10.17116/otorino201883421

14. Melnikov N. S., Malyar L. V., Kostevich I. V., Kozlov A. G. Development of an Algorithm for Testing a Hearing Implant During Cochlear Implantation Surgery. *Biomedical Radioelectronics*. 2025, vol. 28, no. 1, pp. 53–63. doi: 10.18127/j15604136-202501-04

15. Charasse B., Thai-Van H., Chanal J. M., Berger-Vachon Ch., Collet L. Automatic Analysis of Auditory Nerve Electrically Evoked Action Potential with an Artificial Neural Network. *Artificial Intelligence in Medicine*. 2004, vol. 31, no. 3, pp. 221–229. doi: 10.1016/j.artmed.2004.03.004

#### Information about the authors

**Nikita S. Melnikov**, Specialist's degree in Medical Physics (2011, Dostoevsky Omsk State University), Post-graduate student of the Department of General and Experimental Physics of Dostoevsky Omsk State University. The author of 9 scientific publication. Area of expertise – cochlear implantation systems. Address: Dostoevsky Omsk State University, 55-a, Mira Ave., Omsk 644077, Russia  
E-mail: niklas89@list.ru  
<https://orcid.org/0009-0009-9737-2567>

**Alexander G. Kozlov**, Dr Sci. (Eng.) (2015), Associate Professor (1996), Professor of the Department of Radio Engineering and Diagnostic Systems of Omsk State Technical University. The author of more than 200 scientific publication. Area of expertise – signal processing in biotechnical systems; signal filtering; microsystems engineering. Address: Omsk State Technical University, 11, Mira Ave., Omsk 644050, Russia  
E-mail: agk252@mail.ru  
<https://orcid.org/0000-0003-3359-790X>