

10.37882/2223–2966.2021.04–2.06

ОСОБЕННОСТИ НАСТРОЙКИ СИСТЕМ КОХЛЕАРНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ ПРИ ЧАСТИЧНОЙ ПОТЕРЕ СЛУХА (ТУГОУХОСТЬ)

COCHLEAR IMPLANTATION SYSTEMS' SETTING UP FEATURES IN PARTIAL HEARING LOSS

**A. Egorov
E. Glukhovskiy**

Summary. Electroacoustic stimulation is a popular therapy for people with hearing loss. These patients have not use hearing aids as traditionally because of strong residual hearing.

The authors have presented the possibilities to preserve the remaining low-frequency hearing in these individuals and to provide a significant improvement in the quality of life by combining a cochlear implant with a hearing aid to amplify sound in the damaged ear. These modifications are especially noticeable when testing noise and speech recognition and identification. It is often overlooked these results can be influenced by the settings of both the cochlear implant and the hearing aid. Four subjects were assessed in this study using EAS for at least 1 month to eight different fitting parameters and at various noise levels in particular. Subjects also rated each condition using a visual analog scale. The results have shown reducing cochlear implant overlap and hearing aid reinforcement gives the best results in all testing conditions. So, the study results made it possible to concluded that the hearing aid should correspond to the modified audiogram of a particular patient, at least until the moment low-frequency hearing would be analyzed. The cochlear implant should be inserted at a higher frequency than the standard implantation system (for patients without residual hearing in the implanted ear). This is necessary to provide less frequency overlap with the gain provided by the hearing aid. Therefore, a small overlap between the frequency bands used by the hearing aid and the cochlear implant is the most effective.

Keywords: electroacoustic stimulation, hearing loss, cochlear implant, audiogram, noise level.

Егоров Алексей Игоревич

К.ф.-м.н., Московский физико-технический институт

Глуховский Евгений Михайлович

*М.н.с., Московский физико-технический институт
glukh.al@myrambler.ru*

Аннотация. Электроакустическая стимуляция становится все более популярным средством лечения людей с потерей слуха, которые традиционно не пользуются слуховыми аппаратами. У таких пациентов часто слишком сильный остаточный слух, чтобы рассматривать возможность установки кохлеарного имплантата.

Исследования продемонстрировали способность, как сохранить оставшийся низкочастотный слух у этих людей, так и обеспечить значительное улучшение качества жизни за счет комбинации кохлеарного имплантата со слуховым аппаратом для усиления звука в поврежденном ухе. Эти модификации особенно заметны при тестировании распознавания и идентификации шума и речи. Часто упускается из виду, что на эти результаты могут влиять на параметры настройки, как кохлеарного имплантата, так и слухового аппарата. В настоящем исследовании предоставлена оценка четырех субъектов с использованием ЭАС минимум в течение 1 месяца по восьми различным параметрам подбора. Тестирование проводилось при разных уровнях шума. Субъекты также оценивали каждое состояние с помощью визуальной аналоговой шкалы. Результаты показали, что уменьшение перекрытия кохлеарного имплантата и усиления слухового аппарата дает наилучшие результаты в любых условиях тестирования. По результатам проведенного исследования получен вывод, что слуховой аппарат должен соответствовать модифицированной аудиограмме конкретного пациента, по крайней мере, до момента, когда низкочастотный слух не поддается анализу, а кохлеарный имплант должен устанавливаться с более высокой частотой, чем стандартная система имплантации (для пациентов без остаточного слуха в имплантированном ухе). Это необходимо для того, чтобы обеспечить меньшее перекрытие частотных диапазонов с усилением, обеспечиваемым слуховым аппаратом. Следовательно, небольшое перекрытие частотных диапазонов, используемых слуховым аппаратом и кохлеарным имплантатом, оказывается максимально эффективным.

Ключевые слова: электроакустическая стимуляция, тугоухость, кохлеарный имплант, аудиограмма, уровень шума.

Введение

Кохлеарная имплантация — это процесс хирургического внедрения нейропротезного устройства, обеспечивающие изменение восприятия звука для людей со средней и глубокой сенсоневральной потерей слуха. Успех стимуляции средних и высоких частот кохлеарным имплантатом, в некоторой степени, зависит от сохранения низкочастотного слуха во время имплантации. Сохранение остаточного слуха возможно после проведения кохлеарной имплантации. После проведенной процедуры внедрения импланта удается достичь усиления низких частот. Этот эффект особенно заметен при шумовом воздействии [1].

Несмотря на достаточное количество доступной литературы, в которой подробно описываются преимущества электроакустической стимуляции (ЭАС), мало информации о настройке этих устройств.

Процедура установки кохлеарного имплантата

Процедуру установки кохлеарного имплантата можно разделить на три основных этапа: диагностика, операция, реабилитация. Сложнее всего — восстановить слуховых возможностей человека после установки кохлеарного импланта. Этот процесс длительный, обычно занимает два года [2].

Условия звукопоглощения в повседневной жизни сильно отличаются от идеальной звукопроницаемой камеры. Конкурирующий шум окружающей среды часто ухудшает понимание речи, поэтому актуальными становятся исследования в условиях конкурирующего шума, а также — разработка новых стратегии кодирования речи. Эти результаты все еще являются предварительными из-за относительно небольшого числа пациентов и большой внутренней вариативности результатов.

Система кохлеарного имплантата состоит из компонентов имплантата (приемник / стимулятор и ряд электродов) и внешних компонентов (микрофон, речевой процессор). Система принимает акустические сигналы через микрофон в гарнитуре, а акустические параметры обрабатываются в речевом процессоре. Приемник / стимулятор декодирует информацию и преобразует ее в импульсы электростимуляции через ряд электродов внутри улитки. Администрирование психофизиологических тестов, создание, хранение и обработка данных осуществляется через DPS-систему диагностического программирования.

Для установки кохлеарного имплантата необходимы следующие условия:

1. Глухота на оба уха (порог слышимости в обоих ушах должен быть выше 90 дБ).
2. Неспособность различать речь с помощью любого типа слухового аппарата.
3. Отсутствие воспаления в наружном или среднем ухе.
4. Открытость улитки, беспрепятственный доступ к круглому отверстию и адекватная пневматизация антрального отдела сосцевидного отростка, показанная компьютерной томографией или магнитно-резонансной томографией.
5. Нормальное функционирование вестибулокохлеарного нерва, подтвержденное промониторным тестом или электроаудиограммой.
6. Подтверждение психолога нормального психосоматического состояния пациента.

Также рекомендуются придерживаться следующих принципов, которые не являются обязательными, но при их соблюдении, период реабилитации сокращается:

- ◆ глухота развилась после развития речи (постлингвальная глухота);
- ◆ человек не был глухим более 8–13 лет;
- ◆ предпочтительный возраст от 2 до 50–60 лет

Результаты сравнения понимания предложений в тишине и при шуме, показывают, что стратегии спектрально-пиковой (SPEAK) и непрерывно-перемежающейся (CIS) стимуляций показывают результаты выше, чем стратегия кодирования с множеством пиков (MPEAK), основанная на выделении речевых характеристик.

При внутрипредметных сравнениях средние результаты по шуму со стратегией CIS были лучше, чем стратегии MPEAK и SPEAK. Понимание в тишине существенно не различалось между стратегиями CIS и SPEAK и превышали PEAK [4]. Но у небольшого числа испытуемых на результаты все же могут влиять случайные факторы. Некоторые современные имплантаты должны быть достаточно вариабельными, чтобы включать различные стратегии кодирования речи, включая стратегии высокоскоростной стимуляции. Это позволило бы проводить внутрипредметные сравнения, а также оценивать и оптимизировать различные стратегии кодирования речи.

Приемник / стимулятор декодирует информацию и преобразует ее в импульсы электростимуляции через ряд электродов внутри улитки. Во время реабилитации необходимо определять амплитуду стимулирующего импульса для каждого отдельного пациента, т.е. для каждого отдельного канала пациента, поскольку каждый пациент по-разному воспринимает объем и диапа-

зон тонов. Психофизиологические и акустические параметры хранятся в речевом процессоре в виде базы данных. Администрирование психофизиологических тестов, создание, хранение и обработка данных осуществляется через DPS — систему диагностического программирования [5–6].

Материалы и методы исследования

В настоящее исследование были включены четыре пациента (1 женщина, 3 мужчины).

Для участия в клинических испытаниях субъекты должны были иметь нормальный слух или тугоухость (от легкой до умеренной) на низких частотах, склонность к потере слуха на высоких частотах (превышающую или равную 75 дБ на частоте 1000 Гц) и показатели однослыжности ниже, чем 45% в лучшем состоянии [7].

Пациенты имели показатель средней дискриминации однослыжной 15%, оценка 33% на тестах узнавания предложения в тишине, 18% — на тестах распознавания предложений при шуме. Этиология включала ототоксичность в двух случаях, генетические патологии в одном случае и травму головы — в последнем. Субъект 1 продемонстрировал полное сохранение слуха в 6-месячный интервал между тестами (9 месяцев после операции). Субъекты 2 и 3 показали начальное падение от 15 до 20 дБ в интервале тестирования КИ (1 месяц после операции) с относительно стабильным слухом в дальнейшем. Субъект 4 показал изменения между операцией, установкой кохлеарного имплантата и сеансом установки ЭАС (через 2 месяца после установки КИ и через 3 месяца после операции).

После предоперационного обследования (включая аудиометрию в чистом тоне, речевую аудиометрию) каждому субъекту имплантировали электродную матрицу COMBI 40 Medium от MED-EL GmbH (Инсбрук, Австрия). COMBI 40 M имеет длину контакта 20,9 мм (расстояние между контактами 1,9 мм) и разработан для глубокого введения, покрывающей базальный виток улитки для стимуляции средних и высоких частот, что соответствует концепции ЭАС.

Исследуемым вводился электрод на 18 мм (электрод на 10 мм был помещен в кохлеостому). После операции, каждый пациент был оснащен кохлеарным имплантом, запрограммированным на полный диапазон частот.

Что касается выходных характеристик, доступны пиковое усиление 60 дБ и максимальная выходная мощность 127 дБ (уровень выходного звукового давления для входа 90 дБ).

Слуховой аппарат снижает усиление, когда отсутствуют звуковые колебания. Это было сделано для максимального комфорта усиленных звуков при отсутствии речевой информации [8].

Встроенная система VoiceFinder — это детектор речи, который определяет звуковые колебания, присутствующие только человеческому голосу, и регулирует усиление слухового аппарата в зависимости от характеристик входного сигнала. Когда присутствует речь, обеспечивается полное усиление слухового аппарата. Когда речь отсутствует, слуховой аппарат будет обеспечивать меньшее усиление звука, чтобы обеспечить максимальный комфорт для испытуемого.

Результаты и обсуждения

Комфортные пороги громкости

Кохлеарный имплант можно установить разными способами для достижения оптимальных уровней слышимости. Это исследование было направлено на сравнение различных комбинаций настройки КИ, чтобы определить наиболее эффективную [9].

Параметры подбора кохлеарного имплантата

Для целей данного исследования кохлеарный имплант был запрограммирован двумя разными способами:

1. С использованием «полного» частотного диапазона, который в настоящее время является стандартным для пациентов без остаточного слуха в имплантированном ухе. Диапазон частот — от 200 до 7000 Гц.
2. С использованием частотного диапазона «уменьшенного перекрытия»: запрограммированный частотный диапазон КИ начинается с частоты спада аудиограммы (частота, на которой аудиограмма проходит точку 65 дБ). Эта точка была выбрана на основании того факта, что максимальная потеря слуха, связанная с потерей наружных волосковых клеток, находится в диапазоне от 50 до 65 дБ. Потеря слуха более 85 дБ, вероятно, связана с полной потерей внутренних волосковых клеток («мертвые области»). Эти области наиболее подходят для электростимуляции [10].

Стимуляция слуха методом фитинга

Этот метод в основном следует правилу половинного усиления (порог заданной частоты делится наполовину, чтобы получить прогнозируемое усиление) с регулируемой точкой перегиба. Правило половинного усиления

было сочтено наиболее подходящим обоснованием для ЭАС, поскольку оно допускало наибольшее усиление низких частот. Другие аргументы в пользу подгонки призваны обеспечить меньшее усиление низких частот [11].

Модификация аудиограммы была необходима для обеспечения достаточного усиления для области потери слуха, наиболее требующей акустического усиления в настройке ЭАС — низкочастотного диапазона. Без усиления высоких частот (которые будут стимулироваться кохлеарным имплантатом). Стандартные обоснования подгонки будут автоматически пытаться увеличить усиление высоких частот на неизменной аудиограмме. В ЭАС этого не требуется, так как кохлеарный имплант обеспечивает высокочастотную стимуляцию. Таким образом, это включало ввод низкочастотных пороговых значений слышимости при тестировании и изменение высокочастотных пороговых значений.

Пороги слышимости

Для всех частот с порогом ниже 85 дБ порог 10 дБ вводится в аудиограмму: частоты ниже 85 дБ не усиливались. Эта модификация слухового аппарата является необходимой парадигмой для клинического исследования ЭАС. Для всех частот, на которых не было отклика на уровне 120 дБ, в аудиограмму вводился порог 10 дБ. Таким образом, слуховой аппарат может усилить весь доступный слух в диапазоне низких и средних частот. Таким образом, частотный диапазон, в котором аудиограмма находилась между 85 и 120 дБ, был усилен.

Регулировки усиления и сжатия

В каждом случае регулировались усиление и сжатие. Были использованы коэффициенты усиления и компрессия, предустановленные программой настройки для конкретного уровня потери слуха. При этом использовалось правило половинного усиления [12]. Усиление было увеличено на 6 дБ, а компрессия уменьшена, чтобы обеспечить дополнительный «прирост». Это было основано на полученной информации от испытуемых, где они заявили, что им нужно больше усиления в низкочастотном диапазоне.

Измерения проводились с использованием шума спектра речи (звуковое давление 65 дБ). Реальная реакция окклюзии уха измерялась с выключенным слуховым аппаратом в ухе [13].

Настройка РП, ориентированные на шумовую обстановку

Одним из преимуществ, которое можно измерить количественно, является улучшение разборчивости

речи в тишине и в шуме с использованием программ настройки РП.

У реципиентов кохлеарных имплантатов есть два варианта двусторонней стимуляции: использование кохлеарного имплантата в одно ухо и слуховой аппарат в неимплантированном ухе (бимодальный слух) или использование кохлеарного имплантата в каждое ухо (двусторонние кохлеарные имплантаты). Двусторонние кохлеарные имплантаты становятся все более распространенными, но не могут панацеей для устранения проблем со слухом или рекомендованы для всех взрослых реципиентов [14].

В этих случаях использование слухового аппарата в неимплантированном ухе может быть оправданным. Кохлеарный имплант обеспечивает электрическую стимуляцию, в то время как слуховой аппарат обеспечивает акустическую стимуляцию. Тип обработки сигналов и способ программирования устройства могут влиять на работу человека со слуховыми аппаратами и кохлеарными имплантатами. Таким образом, важно тщательно контролировать и понимать, в какой степени обработка сигналов и процедуры настройки влияют на производительность бимодальных пользователей.

Результаты исследования показали улучшение распознавания речи в шуме и локализации звука в бимодальном режиме по сравнению с одним кохлеарным имплантатом. Типичные методы распознавания речи оценивают разборчивость одного голоса, пространственное положение которого статично и предсказуемо в условиях шума. Это отличается от реальных жизненных ситуаций, в которых слушателей просят определить местонахождение, идентифицировать, обратить внимание и переключиться между раздражителями [13–14].

Задачи распознавания речи и локализации были уникальны тем, что использовался речевой стимул, представленный из множества перемещающихся азимутов. Участники были в тишине на расстоянии 1,5 м от громкоговорителя. Динамик был установлен фронтально.

Для тестирования распознавания речи и локализации участники находились в центре массива из 15 громкоговорителей, расположенных на горизонтальной дуге с радиусом 140 градусов (137 см). Этот параметр был выбран с учетом расположения ушей человека ростом 168 см [15].

Стандартная система (программное обеспечение, блок интерфейса и компьютер) использовалась для программирования речевых процессоров КИ до начала исследования. Аудиометр GSI 16, соединенный с на-

ушниками TDH-50P, использовался для тестирования чистого тона и автономного увеличения громкости.

Масштабирование порога и громкости без посторонней помощи производилось с помощью импульсных (1500 мсек вкл / выкл.) Чистых тонов с частотой 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000 и 8000 Гц и фоновым шумовым воздействием. Импульсные тоны использовались для облегчения различения звука, особенно при наличии шума в ушах, и для контроля длительности сигнала. Мягкий фильтр применялся к уровню 55 дБ; средний фильтр, до уровня 65 дБ; и громкий фильтр до уровня 75 дБ [16].

Частота модуляции — 10 Гц. Односекундные сегменты широкополосного речевого лепета (речитатив отдельных отрывков) четырех говорящих использовались для получения оценок роста громкости. Для проверки распознавания речи и локализации использовались недавно записанные списки слов согласный-гласный-ядро-согласный. Уровень звукового давления стимулов звукового поля измерялся с помощью микрофона и шумомера. Каждый из динамиков был откалиброван независимо. Выход громкоговорителя был отрегулирован так, чтобы уровень звукового давления, измеренный в положении головы участника, находился в пределах 1 дБ для каждого из 10 громкоговорителей. Также была завершена проверка линейности каждого динамика (30–80 дБ).

Периодичность настройки СКИ

Саморегулирующаяся имплантируемая система кохлеарного имплантата является устройством и способом объективного определения выбранных психофизических параметров, таких как порог стимуляции, уровень комфорта и разрешение громкости [17].

В процессе регулировки был использован рефлекс среднего уха для определения минимального порогового значения, а затем — вызванные потенциалы для определения более точного порогового значения, тем самым обнуляя желаемый порог. Такой метод обнуления предпочтительно выполняется с использованием имплантированной схемы (например, включенной в структурную часть КИ), в которой имплантированная схема использует имплантированный электрод среднего уха и кохлеарный электрод вместе с соответствующей схемой фильтрации усиления и обработки, чтобы соответственно определить реакцию рефлекса среднего уха и вызванные потенциалы [18].

Измерение межэлектродной проводимости

У пациентов с кохлеарным имплантатом большая часть эффективности зависит от передачи стимули-

рующих сигналов от электрода к слуховому нерву. Важным аспектом конструкции электрода является электрический импеданс, который зависит от площади поверхности электрода, морфологических процессов и электрохимических процессов, инициированных электростимуляцией.

Определение местоположения электрода будет возможно с помощью компьютерной томографии высокого разрешения (КТВР), что позволит измерить расстояние до важных ориентиров в улитке, таких как модиолус. Также — изучить возможные отношения между электрическим импедансом и электрически потенциалом действия соединения, измеренным с помощью телеметрии нейронного отклика. Полученные данные в настоящее время применяются в различных методах речевых процессоров [19].

Рабочий диапазон проводимости

Устройство было активировано с помощью программного обеспечения системы диагностики и программирования на базе ОС Windows. Стимулы состояли из двухфазных импульсов тока, представленных на уровне 100 клинических единиц тока, что составляет примерно 76 А, и длительностью импульса 25 с/фазу.

В процессе исследования использовалась модифицированная версия протокола, описанного Abbas et al. [20]. Режим стимуляции был монополярным с использованием дополнительного улиткового электрода сравнения. Прогресс маскера, который представляет собой интервал маскера-зонд, был зафиксирован на 500 с.

Коэффициент усиления был установлен на 60 дБ, но был уменьшен до 40 дБ в случаях насыщения усилителя. Количество разверток — 100, тогда как в классическом варианте их было 50. Длительность импульса — 25 с на фазу [21]. Диапазон значений — от 1 до 255 единиц тока (от 10 А до 1,75 мА).

Электроды (22 единицы), выбранные для записи, находились на два положения выше стимулирующего электрода. Таким образом, для каждого пациента мы выбрали второй электрод N + 2 от стимулирующего электрода N в апикальном направлении. Исключение было сделано для электродов 21 и 22, у которых записывающие электроды были 19 и 20 соответственно [22].

В нашем исследовании MPR проводился параллельно базальному витку улитки и перпендикулярно модиолусу и, следовательно, в плоскости массива электродов. Ширина окна и уровень окна регулировались до тех пор, пока не стали визуализироваться как ткани улитки, так и отдельные электроды. После анализа ис-

ходных данных расстояние от апикальных электродов до модиолуса визуализировать не удалось. Однако расстояние до электродов, расположенных ближе к основанию, можно было точно оценить [23].

В общем, около половины всех вставленных электродов можно было идентифицировать отдельно (диапазон 8–14). Из-за невозможности анализа более апикальной части массива было решено ограничить наше исследование данными электродов 1, 4 и 7, поскольку эти электроды можно было четко различить у всех пациентов. Более того, возможные различия между электрофизиологическими параметрами предположительно становятся более очевидными при большем межэлектродном расстоянии [24].

Обращается внимание, что у всех пациентов отчетливо видно уменьшение расстояния между электродами. Во-вторых, исследовалась взаимосвязь между положением электрода и КИ. Электроды короткого замыкания или разомкнутой цепи не измерялись. У пациента 3 не удалось получить записи на исследуемых электродах, так как хирургическую процедуру пришлось сократить по анестезиологическим причинам. Была обнаружена корреляция между электродами с вероятностью 96% с использованием ранговой корреляции Кендалла.

Настройка чувствительности микрофонов

Процессоры кохлеарных имплантатов должны быть соответствующим образом запрограммированы и адаптированы для реципиента. Доступны несколько электрических параметров. Их совокупность называют MAP. После первоначального включения или активации процессора обычно требуется несколько сеансов настройки. Большинство корректировок MAP происходит в течение этих первых нескольких месяцев, пока уровни станут относительно стабильными [25].

Если определяется только минимальный уровень, это делается либо поведенчески (56%), либо с помощью интраоперационных или послеоперационных пороговых значений (44%). За мерами послеоперационных пороговых значений в большинстве случаев следует поведенческая проверка и корректировка при необходимости.

Большинство центров (78%) определяют минимальные уровни только на нескольких электродах и интерполируют полученные значения на другие электроды. Затем максимальные уровни устанавливаются через один или несколько интервалов выше минимальных уровней, и большинство центров (67%) выполняют некоторую форму балансировки громкости перед вклю-

чением микрофона. Один центр (Лейден) использует предустановленный профиль максимальных уровней, который расположен выше определенных минимальных уровней.

Определение только максимального уровня ограничено имплантатами Med-El и AB, где минимальный уровень затем устанавливается на 0 или 10% от максимального уровня. Максимальный уровень определяется либо поведенчески (71%), либо с помощью объективных мер (послеоперационные пороговые значения в 29%, который сочетается с или заменяется электрически вызванными порогами стремного рефлекса в 14%).

Часто определяют как минимальный, так и максимальный уровни, чаще всего — поведенчески. Выполняется балансировка громкости (62%). Как правило, если максимальные уровни измеряются, а не выводятся из минимальных уровней, эти уровни перед включением микрофона уменьшают. Сразу после переключения в режим реального времени в 93% увеличивают или уменьшают максимальные уровни в зависимости от восприятия получателя, а иногда (45%) также сдвигают минимальные уровни [25].

Настройка других параметров MAP

Параметры MAP, кроме минимального и максимального уровней, изменяются редко. Деактивация электродов — одно из наиболее распространенных действий, эту манипуляцию проводят в 10–15%. Наиболее частая причина отключения электродов — аномальные импедансы, которые, как сообщается, возникают «иногда». Электроды также отключаются по другим причинам, например, когда есть указание на экстракохлеарное расположение, если они вызывают неслышную стимуляцию, дискомфортное восприятие или если они не слышны, если максимальные уровни исключительно высоки, или если тонотопические тесты, такие как рейтинг высоты тона, канал разделения или спектральная дискриминация дают неожиданные результаты. Сообщается, что таких ситуаций почти никогда не бывает. Электроды практически никогда не отключаются на основании оценки громкости или объективных мер [25].

Выводы

Системы кохлеарной имплантации — сложные многокомпонентные системы, позволяющие улучшить качество жизни людей, страдающих тугоухостью. Но использование подобных систем требуют тщательной настройки и дополнительных испытаний с целью обеспечения комфорта в использовании. Отдельного внимания заслуживают настройки порогов громкости

и комфортного восприятия даже с разной степенью потери слуха.

Благодарности

Данная статья подготовлена при проведении НИ-ОКТР по теме «Разработка технологии изготовления

и постановка на производство импортозамещающей многофункциональной системы кохлеарной имплантации для реабилитации пациентов с сенсоневральной тугоухостью» на базе «Лаборатории медицинского приборостроения» МФТИ. Финансовая поддержка осуществлялась Министерством науки и высшего образования Российской Федерации.

ЛИТЕРАТУРА

1. Blamey P.J. Factors predicting postoperative sentence scores in postlinguistically deaf adult cochlear implant patients / P.J. Blamey, B.C. Pyman, M. Gordon [et al.] // *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 1992. — Vol. 101, Iss. 4, P. 342–348, doi: <https://doi.org/10.1177/000348949210100410>.
2. Finley C.C., Wilson B.S., White M.W. Models of neural responsiveness to electrical stimulation. In *Cochlear implants*. New York, Springer, 1990. — P. 55–96.
3. Shepherd R.K. Electrical stimulation of the auditory nerve: the effect of electrode position on neural excitation / R.K. Shepherd, S. Hatsushika, G.M. Clark // *Hear Res*, 1993. — Vol. 66, Iss. 1, P. 108–120, doi: [10.1016/0378-5955\(93\)90265-3](https://doi.org/10.1016/0378-5955(93)90265-3)
4. Reefhuis J. Risk of bacterial meningitis in children with cochlear implants / J. Reefhuis, M.A. Honein, C.G. Whitney [et al.] // *New England Journal of Medicine*, 2003. — Vol. 349, Iss. 5, P. 435–445, doi: [10.1056/NEJMoa031101](https://doi.org/10.1056/NEJMoa031101).
5. Verbist B.M. Multisection CT as a valuable tool in the postoperative assessment of cochlear implant patients / B.M. Verbist, J.H. Frijns, J. Geleijns, M.A. van Buchem. *AJNR // Am J Neuroradiol*, 2005. — Vol. 26, Iss. 2, P. 424–429.
6. Bettman R.H. Electrode insertion depth in cochlear implantees estimated during surgery, on plain Wlm radiographs and with electrode function testing / R.H. Bettman, A.F. Van Olphen, F.W. Zonneveld, E.H. Huizing // *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 2013. — Vol. 260, Iss. 10, P. 536–540. doi: [10.1007/s00405-003-0593-z](https://doi.org/10.1007/s00405-003-0593-z).
7. Xu J. Cochlear view: postoperative radiography for cochlear implantation / J. Xu, S.A. Xu, L.T. Cohen, G.M. Clark // *Am J Otol*, 2000. — Vol. 21, Iss. 1, P. 49–56.
8. Valvassori G.A. Imaging of the temporal bone. In Mafee MF, *Imaging of the head and neck*. Ed. by G.E. Valvassori, M. Becker. 2-nd ed. Stuttgart, Georg Thieme Verlag, 2015. — P. 145–171.
9. Ketten D.R. In vivo measures of cochlear length and insertion depth of nucleus cochlear implant electrode arrays / D.R. Ketten, M.W. Skinner, G. Wang, M.W. Vannier, G.A. Gates, J.G. Neely // *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*, 1998. — Vol. 175, P. 175.
10. Whiting B.R. Cochlear implants: three-dimensional localization by means of coregistration of CT and conventional radiographs / B.R. Whiting, K.T. Bae, M.W. Skinner // *Radiology*, 2001. — Vol. 221, Iss. 2, P. 543–549, doi: [10.1148/radiol.2212010275](https://doi.org/10.1148/radiol.2212010275)
11. van Wermeskerken G.K. Intracochlear assessment of electrode position after cochlear implant surgery by means of multislice computer tomography / G.K. van Wermeskerken, M. Prokop, A.F. Van Olphen, F.W. Albers // *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 2019. — Vol. 264, Iss. 12, P. 1405–1407, doi: [10.1007/s00405-007-0389-7](https://doi.org/10.1007/s00405-007-0389-7).
12. Lai W.K. Results from a pilot study using the nucleus CI24 M/SP5 cochlear implant system / W.K. Lai, N. Dillier, R. Laszig, U. Fisch // *Am J Otol*, 1997. — Vol. 18, Iss. 6 (Suppl), P. S.35–S36.
13. Brown C.J. The relationship between EAP and EABR thresholds and levels used to program the nucleus 24 speech processor: data from adults / C.J. Brown, M.L. Hughes, B. Luk, P.J. Abbas, A. Wolaver, J. Gervais // *Ear Hear*, 2015. — Vol. 21, Iss. 2, P. 151–163, doi: [10.1097/00003446-200004000-00009](https://doi.org/10.1097/00003446-200004000-00009) see comments
14. Seyle K. Speech perception using maps based on neural response telemetry measures / K. Seyle, C.J. Brown // *Ear Hear*, 2017. — Vol. 23, Iss. 1 (Suppl), P. 725–795, doi: [10.1097/00003446-200202001-00009](https://doi.org/10.1097/00003446-200202001-00009)
15. Smoorenburg G.F. Speech perception in nucleus CI24 M cochlear implant users with processor settings based on electrically evoked compound action potential thresholds / G.F. Smoorenburg, C. Willeboer, J.E. van Dijk // *Audiol Neurootol*, 2002. — Vol. 7, Iss. 6, P. 335–347, doi: [10.1159/000066154](https://doi.org/10.1159/000066154)
16. Thai-Van H. Relationship between NRT measurements and behavioral levels in children with the Nucleus 24 cochlear implant may change over time: preliminary report / H. Thai-Van, J.M. Chanal, C. Coudert, E. Veuillet, E. Truy, L. Collet // *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 2001. — Vol. 58, Iss. 2, P. 153–162, doi: [10.1016/S0165-5876\(01\)00426-8](https://doi.org/10.1016/S0165-5876(01)00426-8).
17. Van Wermeskerken G.K. A comparison of intra- versus post-operatively acquired electrically evoked compound action potentials / G.K. Van Wermeskerken, A.F. Van Olphen, G.A. van Zanten // *Int J Audiol*, 2016. — Vol. 45, Iss. 10, P. 589–594, doi: [10.1080/14992020600833189](https://doi.org/10.1080/14992020600833189).
18. Abbas P.J. Summary of results using the nucleus CI24 M implant to record the electrically evoked compound action potential / P.J. Abbas, C.J. Brown, J.K. Shalloo [et al.] // *Ear Hear*, 2015. — Vol. 20, Iss. 1, P. 45–59, doi: [10.1097/00003446-199902000-00005](https://doi.org/10.1097/00003446-199902000-00005).
19. Wessa P. Free statistics software, oYce for research development and education. Version 1.1.22-r6. [Computer program]. Available <http://www.wessa.net> (Access 20.10.2020).
20. Richter B. Cochlear structures after implantation of a perimodiolar electrode array / B. Richter, K. Jaekel, V.A. Aschendor, N. Marangos, R. Laszig // *Laryngoscope*, 2001. — Vol. 111, Iss. 5, P. 837–843, doi: [10.1097/00005537-200105000-00015](https://doi.org/10.1097/00005537-200105000-00015)
21. van Wermeskerken G.K. Intra- and postoperative electrode impedance of the straight and Contour arrays of the Nucleus 24 cochlear implant: relation to T and C levels / G.K. van Wermeskerken, A.F. van Olphen, G.F. Smoorenburg // *Int J Audiol*, 2016. — Vol. 45, Iss. 9, P. 537–544, doi: [10.1080/14992020600825466](https://doi.org/10.1080/14992020600825466).

22. Frijns J.H.M. Optimizing the number of electrodes with high-rate stimulation of the clarion CII cochlear implant / J.H.M. Frijns, W.M.C. Klop, R.M. Bonnet, J.J. Briare // *Acta OtoLaryngologica*, 2003. — Vol. 123, Iss. 2, P. 138–142, doi: <https://doi.org/10.1080/0036554021000028126>.
23. Cafarelli Dees D. Normative findings of electrically evoked compound action potential measurements using the neural response telemetry of the nucleus CI24M cochlear implant system / D. Cafarelli Dees, N. Dillier, W.K. Lai [et al.] // *Audiology and Neurotology*, 2015. — Vol. 10, Iss. 2, P. 105–116, 2005, doi: <https://doi.org/10.1159/000083366>.
24. Spivak L.G. Programming the cochlear implant based on electrical acoustic reflex thresholds: patient performance / L.G. Spivak, P.M. Chute, A.L. Popp, S.C. Parisier // *Laryngoscope*, 1994. — Vol. 104, Iss. 10, P. 1225–1230, doi: <https://doi.org/10.1288/00005537-199410000-00007>.
25. Govaerts P.J. Auditory speech sounds evaluation (AS E): a new test to assess detection, discrimination and identification in hearing impairment / P.J. Govaerts, K. Daemers, M. Yperman, C. De Beukelaer, G. De Saegher, G. De Ceulaer // *Cochlear Implants International*, 2006. — Vol. 7, Iss. 2, P. 92–106, doi: <https://doi.org/10.1179/146701006807508106>.

© Егоров Алексей Игоревич, Глуховский Евгений Михайлович (glukh.al@mygambler.ru).

Журнал «Современная наука: актуальные проблемы теории и практики»



Московский физико-технический институт