

Федеральное государственное автономное образовательное
учреждение высшего образования
«Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы»

на правах рукописи

Пашкова Александра Елефтерьевна

**Особенности настройки процессора системы кохlearной имплантации в
зависимости от типа электродной решетки у пациентов с сенсоневральной
тугоухостью**

3.1.3 - Оториноларингология

Диссертация

на соискание ученой степени кандидата медицинских наук

Научный руководитель:

доктор медицинских наук, профессор

Попадюк Валентин Иванович

Москва - 2024

ОГЛАВЛЕНИЕ

	Стр.
ВВЕДЕНИЕ.....	4
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ.....	12
1.1 Особенности анатомии улитки в аспекте проведения кохлеарной имплантации.....	12
1.2 Взаимосвязь частотных зон органа Корти и расположения электродной решетки.....	22
1.3 Применение методики регистрации электрически вызванного потенциала действия слухового нерва для формирования параметров стимуляции системы кохлеарной имплантации.....	32
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.....	39
2.1 Общая характеристика обследованных.....	39
2.2 Дизайн и структура исследований.....	42
2.3 Статистическая обработка результатов.....	46
ГЛАВА 3. ВЗАИМОСВЯЗЬ ПОКАЗАТЕЛЕЙ РАЗБОРЧИВОСТИ РЕЧИ, УРОВНЕЙ МАКСИМАЛЬНОГО КОМФОРТА И ПОРОГОВ РЕГИСТРАЦИИ ПОТЕНЦИАЛА ДЕЙСТВИЯ СЛУХОВОГО НЕРВА В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ТИПА ЭЛЕКТРОДНОЙ РЕШЕТКИ.....	48
ГЛАВА 4. НАСТРОЙКА ПРОЦЕССОРА СИСТЕМЫ КОХЛЕАРНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ С УЧЕТОМ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ И ПСИХОФИЗИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ.....	58
4.1 Способ настройки процессора на основе электрофизиологических и психофизических показателей.....	58
4.2 Оценка эффективности алгоритма настройки процессора с применением теста ЕСАР и речевой аудиометрии.....	60

ГЛАВА 5. РЕЗУЛЬТАТЫ АУДИОМЕТРИЧЕСКОГО ОБСЛЕДОВАНИЯ И ПСИХОФИЗИЧЕСКОЙ ОЦЕНКИ.....	69
5.1 Взаимосвязь показателей тональной пороговой аудиометрии в свободном звуковом поле и речевой аудиометрии.....	69
5.2 Психофизическая оценка уровней комфортной стимуляции на различных частотных представителях электродной решетки у пациентов с развитыми речевыми навыками.....	75
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	82
ВЫВОДЫ.....	87
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	89
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ.....	90
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	91

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы. Эффективность кохлеарной имплантации (КИ) у пациентов с сенсоневральной тугоухостью высокой степени и глухотой зависит от ряда факторов, к которым относятся: своевременное выявление и отбор кандидатов на операцию, корректность установки импланта, качественная слухоречевая реабилитация в послеоперационном периоде [1 - 4]. В свою очередь, производители систем КИ развивают технические компоненты своих продуктов, направленные на удобство установки систем КИ и улучшение качества восприятия звуковой информации пациентами [5, 6]. Наряду с постоянным развитием технологий КИ, ряд вопросов по-прежнему остаются нерешенными. Например, специалисты не всегда могут объяснить отсутствие прогресса развития слухоречевых навыков на фоне полноценной реабилитации, сложности при восприятии речи в различных акустических ситуациях у части пациентов [7] или неестественные слуховые ощущения, не соответствующие предъявляемому речевому материалу [8].

Разборчивость речи у пациентов с глухотой после операции кохлеарной имплантации (КИ) является ключевым индикатором эффективности данного вмешательства; настройку считают достаточной, если по данным речевой аудиометрии показатель разборчивости речи равен или превышает 80% [9 - 11]. Данный показатель зависит от множества факторов: возраста проведения КИ, продолжительности и этиологии глухоты, уровня развития когнитивных и слухоречевых навыков [12 - 14]. Дополнительное влияние на разборчивость речи оказывают характеристики расположения электрода импланта, такие как глубина и полнота введения. В ряде случаев, для улучшения разборчивости речи необходимо учитывать расположение электродных контактов по отношению к соответствующим частотным областям Кортиева органа [15 - 18].

Настройка процессора КИ, создание индивидуальной настроечной программы прослушивания (карты), определяет параметры звуковосприятия, и, соответственно, влияет на разборчивость речи.

Степень разработанности проблемы. Поскольку каждая настроечная карта является уникальной не только для конкретного пациента, но и для его правого и левого уха и меняется в течение всего послеоперационного периода, особенно в первые 1–2 года, проблема усовершенствования подходов к проведению эффективной настройки не теряет своей актуальности [18 - 20]. Оптимально созданная карта процессора позволяет пациенту воспринимать звуки различной частоты в пределах так называемого динамического диапазона – минимального (пороговый уровень стимуляции, при котором у пациента возникают слуховые ощущения) и максимального (уровень максимального комфорта) значений электрической стимуляции слухового нерва, установленных отдельно для каждого канала стимуляции системы КИ. Неоптимально установленные параметры данных значений снижают показатели восприятия речевого материала. Недостаточный уровень максимального комфорта снижает звуковосприятие, а чрезмерный – может привести к дискомфортным ощущениям, вплоть до болевых: дальнейшее использование такой карты также приведет к снижению разборчивости речи [21, 22].

Низкие пороговые уровни стимуляции не позволяют воспринимать тихие звуки, а высокие значения данного параметра делают громкими фоновые шумы, что снижает разборчивость речи. Принято считать, что оптимально установленные параметры динамического диапазона позволяют воспринимать тональные стимулы в свободном звуковом поле (тональная пороговая аудиометрия) в диапазоне 20 – 30 Децибел (дБ) нормального порога слуха (нПс).

Множество исследований посвящено использованию результатов регистрации потенциала действия слухового нерва (Electrically Evoked Compound Action Potential – ЕСАР) как пособию для создания конфигурации настроечной карты. ЕСАР представляет собой вызванный ответ слухового нерва на электростимуляцию,

который регистрируют с помощью соответствующего модуля программного обеспечения системы КИ. Несмотря на то, что авторы исследований указывают на слабую корреляцию значений уровней стимуляции карты и порогов ЕСАР, сама конфигурация настроечной карты может быть использована для программирования процессора [23, 24].

В ранее проведенных исследованиях было показано, что не существует абсолютных значений порогов возникновения ЕСАР, которые были бы характерны для пациентов с высокими или низкими показателями разборчивости. Развитие данной технологии показывает, что использование профиля порогов максимального комфорта (максимальный уровень стимуляции на каждом канале) для настройки может быть перспективным для создания оптимальной с точки зрения разборчивости, настроечной карты [25, 26]. Кроме того, ряд исследований показали, что результаты тестов оценки звуковосприятия после КИ коррелируют с расположением электродов импланта [27 - 30]. При этом взаимосвязь между значениями порогов комфорта и параметрами порогов регистрации ЕСАР до сих пор изучена не была.

Цель исследования: повышение эффективности слухоречевой реабилитации пациентов после кохлеарной имплантации на основе комплекса электрофизиологических параметров ответа слухового нерва и психофизического восприятия речевого материала у пациентов с различными типами электродной решетки.

Задачи исследования

1. Изучить взаимосвязь показателей разборчивости речи, порогов регистрации потенциала действия слухового нерва и уровней комфортной стимуляции в зависимости от типа электродной решетки у пациентов с глухотой, использующих системы кохлеарной имплантации.

2. Разработать алгоритм настройки процессора системы кохlearной имплантации с учетом электрофизиологических и психофизических показателей.
3. Изучить взаимосвязь показателей тональной пороговой аудиометрии и речевой аудиометрии в свободном звуковом поле в процессе оценки эффективности реабилитации пользователей систем кохlearной имплантации.
4. Оценить психофизические пороги комфортной стимуляции различных частотных представительства электродной решетки у пациентов с развитыми речевыми навыками в зависимости от типа электродной решетки.

Научная новизна исследования

1. При исследовании психофизических тестов оценки эффективности настройки процессора системы кохlearной имплантации показана необходимость применения речевых тестов в процессе слухоречевой реабилитации.
2. Выявлена взаимосвязь показателей разборчивости речи, уровней максимального комфорта и порогов регистрации потенциала действия слухового нерва у пациентов с различными типами электродной решетки систем кохlearной имплантации.
3. Разработан алгоритм настройки процессора системы кохlearной имплантации на основе комплекса электрофизиологических параметров ответа слухового нерва и психофизического восприятия речевого материала у пациентов с различными типами электродной решетки.

Теоретическая и практическая значимость работы

В ходе исследования выявлены клиничко-аудиологические особенности конфигурации настроечных карт процессора системы КИ, созданных на основе результатов теста регистрации ЕСАР.

Проведена сравнительная оценка взаимосвязи показателей порога регистрации электрически вызванного потенциала действия слухового нерва (ЕСАР) у пациентов с глухотой, использующих различный тип электродной решетки импланта.

Разработан и внедрен в повседневную практику алгоритм настройки процессора системы кохлеарной имплантации, позволяющий производить создание настроечной карты на основе порогов регистрации потенциала действия слухового нерва с динамическим изменением траектории уровней стимуляции под контролем показателей речевой аудиометрии.

Предлагаемая запатентованная методика объединяющая электрофизиологический и психофизический тесты позволяет достичь максимально эффективных результатов настройки процессора в ходе настроечной сессии, а также проводить динамическую оценку развития слухоречевых навыков.

Методология и методы исследования

Работа выполнена в дизайне ретроспективного и проспективного исследования. Применяли аудиологические (психоакустические, электрофизиологические) и статистические методы исследования.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Тесты речевой аудиометрии являются наиболее информативными для оценки эффективности настройки процессора системы кохлеарной имплантации в отношении пациентов с глухотой с развитыми речевыми навыками и должны быть внедрены в протокол настроечной сессии.
2. При создании базовой настроечной карты настройки процессора необходимо учитывать результаты теста регистрации потенциала действия слухового нерва и типа электродной решетки.

3. Вносимые изменения в настроечную карту процессора необходимо оценивать с точки зрения разборчивости речи как количественного показателя эффективности кохlearной имплантации.

Соответствие диссертации Паспорту научной специальности

Диссертация на тему: «Особенности настройки процессора системы кохlearной имплантации в зависимости от типа электродной решетки у пациентов с сенсоневральной тугоухостью» соответствует паспорту специальности 3.1.3. Оториноларингология (медицинские науки) и областям исследования: п.1 «Исследования по изучению этиологии, патогенеза и распространенности ЛОР-заболеваний» и п.2 «Разработка и усовершенствование методов диагностики и профилактики ЛОР-заболеваний».

Степень достоверности

Основные положения диссертационной работы базируются на материалах первичной документации и полностью им соответствуют. Высокая степень достоверности и обоснованности выводов подтверждена достаточным объемом наблюдений - обследовано 88 пациентов с глухотой после кохlearной имплантации с развитыми речевыми навыками. Результаты, полученные автором при оценке слухоречевых навыков с помощью электрофизиологического и психофизических тестов, свидетельствуют о решении поставленных задач. Выводы объективно и полноценно отражают результаты проведенных исследований.

Апробация результатов исследования

Основные положения диссертационного исследования доложены и обсуждены на X Национальном Конгрессе Аудиологов и XIV Международном симпозиуме «Современные проблемы физиологии и патологии слуха» (11-14 сентября 2023 г., г. Суздаль), XVIII ежегодном Всероссийском Конгрессе специалистов перинатальной

медицины (3-4 октября 2023 г., г. Москва), 1 Конгрессе международного общества по клинической физиологии и патологии - 1st congress of international society for clinical physiology and pathology - ISCPP (13-14 октября 2023 г., ON-LINE).

Личный вклад автора в результаты исследования

Личный вклад соискателя состоит в непосредственном участии во всех этапах выполнения диссертационной работы: обзоре отечественной и зарубежной литературы для выявления проблемы, формулировании цели, задач исследования, методических подходов для решения поставленных целей и задач, разработке протокола исследования, выполнении самого исследования, получении и анализе результатов. Обсуждение и интерпретация полученных результатов проводилась совместно с научным руководителем и соавторами публикаций. Основные положения, выносимые на защиту, и выводы диссертационной работы сформулированы автором самостоятельно.

Публикации

По теме диссертации опубликованы 10 печатных работ, из которых 4 работы в международной базе цитирования SCOPUS и 2 работы в научных изданиях, включенных ВАК Министерства науки и высшего образования Российской Федерации в перечень изданий, рекомендуемых для опубликования основных научных результатов диссертации и перечень РУДН. Получен Патент РФ № 2778903 от 29.08.2022 г. «Способ настройки процессора кохлеарного импланта».

Объем и структура диссертации

Диссертация изложена на 107 страницах машинописного текста, состоит из введения, обзора литературы, главы, освещающей материалы и методы исследования, 4 глав собственных исследований, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений и условных обозначений, а также списка литературы. Иллюстрации представлены 9 таблицами, 29 рисунками, 2

клиническими примерами. Библиографический указатель включает 131 источник, из которых: 22 отечественных и 109 зарубежных.

Внедрение результатов исследования

Результаты проведенного исследования внедрены в практическую работу Городского детского консультативно-диагностического сурдологического центра ГБУЗ «НИКИО им. Л.И. Свержевского» ДЗМ (Акт внедрения от 01.02.2024 г.); СПб ГКУЗ «Детский городской сурдологический центр» (Акт внедрения от 08.02.2024 г.). Результаты исследования включены в разделы профессиональной образовательной программы и в учебные планы циклов повышения квалификации по специальности «Сурдология - оториноларингология» на кафедре оториноларингологии ФГБОУ ВО «Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова» Минздрава России (Акт внедрения от 12.02.2024 г.). Материалы диссертационного исследования внедрены в учебно-педагогический процесс на кафедре оториноларингологии медицинского института ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы»

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1 Особенности анатомии улитки в аспекте проведения кохлеарной имплантации

Эффективность кохлеарной имплантации (КИ) у пациентов с сенсоневральной тугоухостью высокой степени и глухотой зависит от ряда факторов, к которым относятся: своевременное выявление и отбор кандидатов на операцию, корректность установки импланта, качественная слухоречевая реабилитация в послеоперационном периоде. В свою очередь, производители систем КИ развивают технические компоненты своих продуктов, направленные на удобство установки систем КИ и улучшение качества восприятия звуковой информации пациентами [5,6].

Компьютерная томография (КТ) играет важную роль на всех этапах кохлеарной имплантации. Предоперационное исследование влияет на принятие решения о возможности установки импланта, а также на планирование хирургического доступа. Интраоперационно КТ-визуализацию, как правило, проводят в сложных случаях для верификации установки электродной решетки. Первоначально, интраоперационное исследование проводили посредством рентгенографии, но на современном этапе все чаще используют разновидности КТ-исследования. В послеоперационном периоде визуализацию ранее проводили с помощью рентгенографии, но в последнее время применяют компьютерную томографию; данное исследование, как правило, выполняют для оценки установки электродной решетки или выявления возможных осложнений [7, 15]. В дополнение к своей клинической значимости, визуализацию широко применяют в исследованиях, направленных на эволюцию технологии кохлеарной имплантации.

Наряду с постоянным развитием технологий КИ, ряд вопросов по-прежнему остаются нерешенными. Например, специалисты не всегда могут объяснить отсутствие прогресса развития слухоречевых навыков на фоне полноценной

реабилитации, сложности при восприятии речи в различных акустических ситуациях у части пациентов [4] или неестественные звуковые ощущения, не соответствующие предъявляемому речевому материалу [5 - 8].

Ряд исследований показали, что результаты тестов оценки звуковосприятия после КИ коррелируют с местом расположения электродов электродной решетки импланта [17, 27 - 30]. Однако без визуализации расположение каждого электрода оценить невозможно, поскольку решетку устанавливают в улитку внутреннего уха, где контроль ее расположения возможен только рентгенологически.

Первоначально для анализа взаимосвязи между расположением электродов и результатом КИ использовали визуальную оценку КТ-изображений, например, глубину введения первого и последнего электродов [15]. Такие исследования показали, что расположение электродной решетки и возможности звуковосприятия действительно имеют связь, но конкретные факторы, влияющие на результат, нуждаются в дальнейшем анализе. Все исследования, посвященные оценке взаимосвязи КТ-картины и эффективности кохлеарной имплантации, затрагивают различные этапы данного процесса (предоперационная диагностика, интраоперационное тестирование и послеоперационная оценка установки системы КИ) [27 - 30].

КТ-исследования, проводимые перед проведением КИ, изначально были направлены на определение возможности введения электродной решетки в улитку. Кандидатам на проведение КИ требуется предоперационная КТ-визуализация улитки в т.ч., для выявления пороков развития внутреннего уха или других аномалий височной кости. В ряде случаев КТ-исследование необходимо дополнять магнитно-резонансной томографией (МРТ): оба метода исследования необходимы пациентам с менингитом в анамнезе, аномалиями развития улитки и слухового нерва [31, 32]. Последние годы, по мере развития технологии трехмерной реконструкции (3D)

появились дополнительные возможности оценки параметров височной кости, разрабатывают модели шаблонов КИ для обеспечения наиболее точной траектории введения электродной решетки в улитку [33]. С целью оптимизации хирургического этапа предпринимались попытки совершенствования протокола исследования КТ-параметров улитки, в том числе с целью прогнозирования внутриулиткового расположения по отношению к модиолусу [30, 33]. Для максимального покрытия улитки электродным массивом, в целях повышения потенциала звуковосприятия были изучены размеры длины улитки [34, 35]; установлено, что существует большой разброс значений длины улиткового протока. Данный параметр может быть достоверно оценен путем измерения базального диаметра улитки посредством компьютерной томографии [36]. Выбор электродной решетки, наилучшим образом соответствующей индивидуальным параметрам улитки, может увеличить вероятность максимального покрытия всех частотных областей Кортиева органа. Кроме того, оптимальный подбор электродной решетки снижает риск травмы при введении относительно большей электродной решетки по отношению к размерам улитки, а пациентам с остаточным слухом на низких частотах КТ-исследование длины улитки позволит избежать стимуляции сохранных областей улитки [37, 38]. Отдельно были изучены особенности улитки с облитерацией после перенесенной менингококковой инфекции и возможности расчета объема введения специализированной электродной решетки [39]. Также, для максимального сохранения целостности улитки, помимо выбора оптимальной электродной решетки КТ-исследование используют для разработки минимально инвазивного доступа [40]. Для выбора электродной решетки с оптимальной длиной был разработан алгоритмы (в т.ч. онлайн калькулятор) расчета длины улитки на основе индивидуальных анатомических параметров, полученных в ходе КТ [40 - 43]. Также с помощью КТ предложено прогнозировать сценарий введения электродной решетки за счет сегментации поверхности улитки. Этот подход также применим для определения кинематической поверхности цилиндрических, конических,

вращательных и винтовых движений. Он может быть расширен за счет уменьшения толщины среза сканирования КТ-исследования для вычисления пространства кинематических параметров [44]. Помимо возможности определения оптимальной длины электродного массива, КТ-исследование позволяет определять и диаметр [45]. Сравнительно новыми направлениями предоперационного использования компьютерной томографии, требующими дальнейшего изучения, являются использование мультиспиральной КТ (МСКТ), а также использование данных КТ височной кости для программирования систем роботизации хирургического этапа кохлеарной имплантации [46, 47].

Традиционно применение лучевых методов диагностики для хирургического этапа проводят для верификации установки электродной решетки в улитку [15, 27]. При этом, на сегодняшний день, предлагаются технологические решения, основанные на алгоритмах КТ-визуализации со сравнительно низкой лучевой нагрузкой [48] в сочетании с компактностью используемого оборудования [49], что является востребованным в условиях операционной.

Обычные мультidetекторные КТ-сканеры с широкими отверстиями также недавно использовали для интраоперационного мониторинга установки электродной решетки в том числе при нестандартном строении улитки или аномальным расположением лицевого нерва [50]. Интраоперационная компьютерная томография может помочь определить важные и необходимые ориентиры, такие как лицевой нерв, улитка и внутричерепные структуры в режиме реального времени. Кроме того, интраоперационная КТ-визуализация дает возможность контролировать размещение электродных контактов, и при необходимости, корректировать расположение электродной решетки, например при соприкосновении контактов в аномально развитой улитке [27].

Перспективной разработкой считают применение данных КТ-исследований для создания тренажеров виртуальной реальности с целью обучения выполнения хирургического этапа КИ [50 - 52]. Использование технологии виртуальной реальности обладает рядом преимуществ по сравнению с обычным подходом прогнозирования хода планируемого хирургического вмешательства на основе КТ-изображений; специалистами отмечено, что метод интуитивно понятен и позволяет получить представление об индивидуальных анатомических особенностях таких областей как сигмовидный синус, яремная ямка, стенки средней и задней черепных ямок и др. Кроме того, метод виртуальной реальности снижает вероятность дополнительной лучевой нагрузки на пациентов за счет возможности использования только предоперационных КТ-исследований. В зависимости от особенностей программного обеспечения таких систем, возможно моделирование установки и фиксации слухового импланта [50]. Разрабатываемая технология хирургии КИ также основана на использовании данных КТ-исследований [52] – данное направление находится на этапе развития.

Назначение КТ в послеоперационном периоде может быть обусловлено многими причинами. Оценку корректности введения электродного массива и фиксации корпуса импланта проводят при невозможности проведения исследования на хирургическом этапе КИ [7]. Отдельно необходимо визуализировать наличие не введенных в улитку электродных контактов, для чего, в т.ч. возможно применение конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ), что снижает лучевую нагрузку на пациента [54]. Кроме того, возможности данного метода позволяют, помимо расположения электродной решетки оценивать наличие очагов травматизации как улитки [55], так и других областей височной кости [56], что может приводить к развитию осложнений. При возникновении неврологической [57] или вестибулярной симптоматики проведение КТ также считают обязательным для выявления возможного патологического очага или некорректно установленной

электродной решетки [58]. В ряде случаев необходимо деактивировать отдельные электроды, которые расположены экстракохлеарно [59, 60] или непосредственно контактируют друг с другом (при аномалиях развития) [61]. Своевременное выявление возможных осложнений хирургического этапа КИ с помощью КТ-визуализации позволяет проводить их своевременное устранение или коррекцию электростимуляции КИ за счет деактивации отдельных электродов [60].

Проведение КИ пациентам с кохлеарной формой отосклероза считают обоснованным, поскольку такие пациенты получают хороший эффект от кохлеарной имплантации по данным показателей разборчивости речи. Однако особенности состояния костной ткани и, связанное с этим распространение электрического заряда от электродов КИ обеспечивает возникновение такого осложнения как стимуляция лицевого нерва [62]. Данное явление возможно купировать в ходе настройки процессора, но в ряде случаев необходимо проведение КТ-визуализация расположения электродов базальной области улитки [63]. Также данные КТ-исследования о взаимном расположении очагов облитерации и отдельных электродов являются основой для создания наиболее эффективных карт процессора КИ [64, 65], поскольку уровни электростимуляции слухового нерва в таких областях сравнительно выше.

Пациенты после перенесенной менингококковой инфекцией осложненной облитерацией улитки имеют, в связи с этим, риск неполного введения электродов, что явилось причиной разработки специализированных электродных решеток КИ, в т.ч. двойной решетки; оценка полноты введения электродов в таких случаях важна для обеспечения максимально возможной разборчивости, для чего требуется проведение КТ [39, 66] Помимо специально разработанной электродной решетки, при облитерации улитки возможно использование альтернативных доступов в улитке, в связи с чем в послеоперационном периоде рекомендовано проведение КТ-

исследования для оценки взаимоотношения электродов и томотопических участков Кортиева органа [67].

Производители систем КИ используют различную конфигурацию электродной решетки: перимодиолярную (преформированную), за счет эффекта памяти формы располагающуюся по ходу модиолуса или прямую, которая расположена вдоль латеральной стенки улиткового протока (Рисунок 1.1)

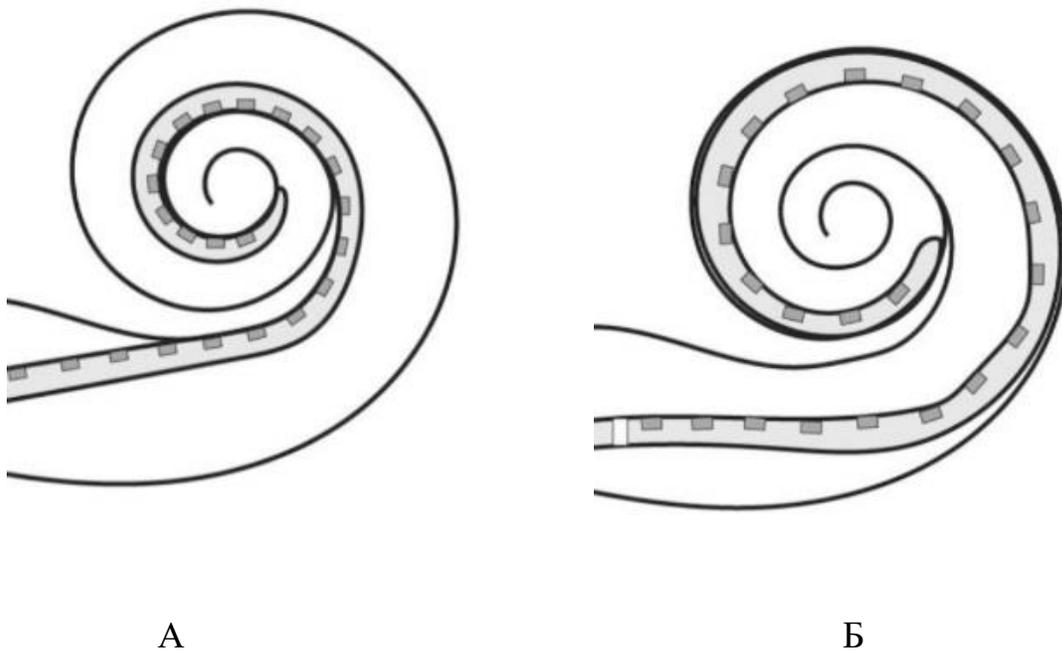


Рисунок 1.1. Схема расположения в улитке перимодиолярной (А) и прямой (Б) электродной решетки.

При внедрении таких разработок в клиническую практику проведение КТ позволяет оценить расположение электродных контактов по отношению к участкам Кортиева органа, а используемые элементы покрытия могут быть оценены на предмет атравматичности [68 - 70].

Поскольку цель кохлеарной имплантации заключается в восстановлении слуховой функции, как минимум в пределах речевого спектра, то понимание

распределения и плотности нейронов спирального ганглия на различных участках Кортиева органа в сочетании с пониманием расположения прилегающих электродных контактов является основой для максимально эффективной настройки параметров электростимуляции. [71].

Тонотопическое расположение электродов внутри улитки исследовали пациентов с односторонней глухотой, где восприятие различных частот при стимуляции КИ сопоставляли со звуковыми контралатерального нормально слышащего уха. Для этого использовали анализ трехмерных (3D) изображений расположения электродов КИ [16, 17]. Данное исследование показало возможность прогнозирования тонотопического расположения электродов для прогнозирования восприятия частоты тона при использовании электродной решетки различной конфигурации. Полученные данные могут быть использованы для повышения эффективности настройки процессора КИ [72]. Похожее исследование, посвященное изучению различий в ощущениях звуковосприятия у пациентов с односторонней глухотой, показало вариабельность в восприятии тонов на стимуляцию соответствующих частотных представительства КИ по сравнению с контралатеральным слышащим ухом, что может быть связано с пластичностью коры головного мозга и, следовательно, не следует считать обязательным проводить перераспределение параметров электростимуляции КИ во всех случаях [73].

Устранить или свести к минимуму потенциальное тонотопическое несоответствие возможно за счет выбора электродной решетки в соответствии с индивидуальной морфологией улитки [17]. Исследована взаимосвязь между длиной улитки, углом введения электродной решетки отношению к спиральному ганглию и органу Корти. Этой же группой авторов была высказана идея об устранении в послеоперационном периоде частотного рассогласования за счет коррекции частотных полос с учетом данных КТ, проведенной в послеоперационном периоде [74].

Схожее рандомизированное исследование было проведено для оценки индивидуального тонотопического расположения электродной решетки кохлеарного имплантата. Показано, что по показаниям, стратегия коррекции частотных полос стимуляции на основе индивидуальных тонотопических особенностей, исследованных посредством КИ, приведет к повышению эффекта обучения слухоречевым навыкам и улучшению разборчивости речи в сложных акустических ситуациях, что в целом улучшит качество воспринимаемой звуковой информации пациентом [75].

Изучение расположения электродной решетки на основании результатов КТ-исследования, позволило предложить модель программирования процессора КИ с учетом расположения электродной решетки. Показано, что предложенный подход позволяет улучшить показатели звуковосприятия и общего качества звука [17, 76, 77]. Дальнейшие исследования оценивают возможности КТ для оценки чувствительности к отдельным параметрам электрической стимуляции. Анализ компьютерной томографии позволяет оценивать расстояние между электродами и модиолусом. Более высокое разрешение позволяет также измерять расстояние до спиральной костной пластинки, что отражает потенциальную область возбуждения на периферических участках слухового нерва. Получаемые данные позволяют изучить влияние отдельных компонентов стимуляции, таких как полярность электрического импульса на слуховое восприятие [77].

Анализу влияния внутрикохлеарного расположения электродной решетки КИ на уровни электростимуляции был посвящен целый ряд исследований, где было изучено расположение электродных контактов посредством КТ-сканирования. Показано, что уровни пороговой стимуляции увеличиваются к базальному концу улитки, а профили уровней не зависят от общего уровня стимуляции и анамнеза пациентов (продолжительность глухоты, возраст на момент имплантации или время с момента имплантации). Авторы признают необходимость дальнейших

исследований, для выяснения, как коррекция профилей настроечной карты улучшает восприятие речи [78].

Проведение послеоперационной компьютерной томографии с оценкой расстояния между электродами и модиолусом позволяет также анализировать такие параметров стимуляции как уровень максимального комфорта у различных типов электродной решетки: выявлены меньшие значения уровней стимуляции для апикальных и срединных электродов в случае использования преформированной электродной решетки [79].

Более сложные исследования включали оценку многих компонентов: расстояние между электродами и модиолусом (с помощью компьютерной томографии) в сочетании с результатами психофизических тестов, данными телеметрии ответа слухового нерва (Evoked Compound Action Potential – ECAP) и значениями импеданса электродов. В частности, показано, что перимодиолярная электродная решетка обеспечивает сравнительно низкие значения импеданса, что положительно сказывается на показателях звуковосприятия [80].

Исследована зависимость между формой распространения профиля возбуждения слухового нерва (по данным регистрации ECAP) и локализацией электрода (КТ). Выявлены отличия в характеристиках ECAP в зависимости от стимулируемой области и размеров улитки, что позволяет считать применение данной технологии в послеоперационной настройке для повышения качества реабилитации [81].

На современном этапе разрабатывают алгоритмы автоматического расчета локализации электродов КИ на основе послеоперационных КТ-исследований, что позволяет проводить коррекцию частотных полос на основании индивидуальных анатомических особенностей без привлечения специалиста по компьютерной томографии [82].

Таким образом, кохлеарная имплантация является общепринятым во всем мире методом реабилитации пациентов с сенсоневральной улитковой глухотой. Визуализация области установки электродной решетки импланта имеет большое значение на всех этапах кохлеарной имплантации [1 - 4]. Предоперационная КТ-визуализация позволяет обосновать возможность введения электродной решетки и планировать технику установки. На современном этапе, когда есть возможность выбора электродной решетки различной модификации и длины, анализ КТ-изображения в предоперационном периоде позволяет изучить трехмерное изображение улитки и обосновать выбор системы с учетом индивидуальных анатомических особенностей [15].

Проведение КТ-исследования на хирургическом этапе КИ позволяет подтвердить корректность установки электродного массива, что бывает особенно востребовано в случае нестандартной анатомии. Внедрение технологии КЛКТ позволяет проводить такую оценку со сравнительно меньшей лучевой нагрузкой на пациента [15, 54].

Сравнительно новая область применения данных КТ-исследования для создания эффективной настройки процессора КИ основана на анализе расположения отдельных электродов по отношению к различным частотным областям Кортиева органа [17, 45]. При невысоких показателях слухоречевой реабилитации, перераспределение частотных полос стимуляции ведет к увеличению показателей разборчивости речи, в т.ч. в шуме, что положительно влияет на качество жизни пациента.

1.2 Взаимосвязь частотных зон органа Корти и расположения электродной решетки

Для стимуляции слухового нерва пациентам с сенсоневральной улитковой глухотой применяют кохлеарные импланты (КИ) с различной длиной электродной

решетки. Нейроны спирального ганглия слухового нерва располагаются в канале Розенталя, который находится в основании модиолуса улитки [83]. Канал Розенталя покрыт костной тканью (модиолус), имеющей пористую структуру; его просвет имеет диаметр около 40 микрометров (мкм) [84]. За счет такой пористой структуры клетки спирального ганглия могут воспринимать электростимуляцию импланта напрямую, помимо рецепторов Кортиева органа. Распределению нейронов спирального ганглия внутри модиолуса было посвящено много исследований [85 – 89]. Вне зависимости от производителя КИ и типа электродной решетки вмешательство будет эффективно при функционирующем слуховом нерве. Целью проведения кохлеарной имплантации является восстановление слуховой функции, как минимум в пределах речевого спектра. Понимание распределения и плотности нейронов спирального ганглия на различных участках модиолуса несет информацию о глубине введения электродной решетки с точки зрения максимальной эффективности [17]. Постоянное совершенствование технологий имплантируемой электроники и речевых процессоров позволяют повышать скорость стимуляции наряду с возможностями более гибких настроек программирования, что в конечном итоге способствует повышению эффективности кохлеарной имплантации. Количество каналов системы определяет вариативность частотных диапазонов для каждого из них, что в сочетании с местоположением применительно к тонотопике улитки является основой картирования электростимуляции слухового нерва системой КИ. Подробному изучению данного вопроса было посвящено несколько исследований [91 - 96]. Ряд исследований, посвященных психофизическим аспектам звуковосприятия имплантированных пациентов, показали, что спектральные искажения, например, апикальный или базальный сдвиг [97] или нелинейное искривление, сжатие или расширение применяемой частотного распределения каналов стимуляции в карте [97 - 99] ухудшают восприятие речи, что обосновывает тезис о том, что оптимальное соответствие настроечной карты в соответствии с положением электродов применительно к тонотопике значительно повышает

качество разборчивости речи для пациента. Однако некоторые исследования показали, что восприятие речи с использованием настроечной карты процессора имеющую частотный сдвиг в конечном итоге также может обеспечивает слухоречевую реабилитацию за счет адаптации к данной настроечной карте [100, 101], что, в свою очередь, требует более длительных временных затрат. Таким образом, изначальное оптимальное расположение электрода по отношению к соответствующей частотной области улитки повышает эффективность реабилитации за счет более быстрой адаптации.

В исследовании Greenwood было изучено распределение частот в улитке [102], что можно использовать для понимания стимуляции КИ. Это распределение было получено из частотного разрешения – критической пропускной способности у людей, что позволяет оценивать представленные частоты вдоль Кортиева органа как функцию «процент (покрытие частотной области) – длина (улитки)». Важным пунктом данного исследования является тот факт, что методика расчета предложенная Greenwood позволяет рассчитать частотные области Кортиева органа при нормально функционирующих нейронах спирального ганглия. При повреждении Кортиева органа отростки нейронов спирального ганглия могут дегенерировать [103]. Однако тела этих клеток дегенерируют относительно медленно, и у значительного числа людей остаются сохранными даже на протяжении десятилетий глухоты, в т.ч. на фоне многих лет использования КИ при атрофированных (функционально «отсутствующих») отростках нейронов [104]. Этот факт является одной из предпосылок для создания т.н. «преформированных» электродов, которые за счет эффекта памяти формы при введении в улитку «закручиваются» вокруг модиолуса (электроды Contour, производителя Cochlear, Австралия и Helix производителя Advanced Bionics, США) [29].

Изучение базовой анатомии улитки показало неточность предположения, что частотное распределение отростков спирального ганглия точно соответствует

тонотопике Кортиева органа [102]. В базальном завитке улитки отростки нейронов имеют относительно прямое радиальное направление к модиолусу, а в среднем и апикальном завитках траектория волокон значительно отклоняется ввиду того, что Канал Розенталя короче Кортива органа и не достигает до верхушки улитки [101, 105, 106]. Таким образом, частота, картируемая отростками спирального ганглия будет смещена относительно проекции органа Корти. Соответственно, взаимосвязь между частотными картами волокон спирального ганглия и Кортиева органа будет различной в улитках с различными анатомическими размерами. Отсутствие линейной взаимосвязи между каналом Розенталя и органом Корти было изучено ранее [107], но взаимное соотношение частотной картографии было изучено позднее.

Важным аспектом исследований анатомических особенностей улитки применительно к КИ заключается в том, что точное определение частотных областей улитки на основе расчета по методике Greenwood требует точного определения знание длины Кортиева органа. Оценки частоты на основе усредненных значений дает также неточные данные по картографии [102]. Поэтому исследования состояли в том, чтобы разработать методику расчёта длины Кортиева органа и протяженности волокон спирального ганглия, что в последствии является основой для выбора оптимальной электродной решетки КИ. Кроме того, подобная информация представляет ценность для компьютерного моделирования электрической стимуляции улитки с учетом индивидуальных особенностей тонотопики [108, 109].

Анатомическое изучение радиального распределения волокон слухового нерва от спирального ганглия к Кортиевому органу было проведено Stakhovskaya с соавт. [84], которые изучили анатомический материал 9 умерших человек в возрасте от 49 до 78 лет. Каждый фрагмент анатомического материала был исследован посредством микроскопа (Zeiss Axioskop 2, Oberkochen, Германия). Полученные изображения отсканированы и оцифрованы разрешением (2584 x 1936 пикселей) с помощью ПО

Photoshop 5.0 и цифровой камеры Kodak (Рочестер, Нью-Йорк, США). Для калибровки и оценки на каждое изображение была наложена микрометрическая шкала. Сегменты спирального ганглия (СГ) были секционированы серийно для определения точной длины (т. е. количество участков от начала среза вплоть до конца канала Розенталя в основании и верхушке улитки, умноженное на толщину сечения). Два дополнительных измерения проводили в радиальных сечениях. В частности, расстояние от Кортиева органа до центра СГ и модиолярной стенки, примыкающей к центру СГ (оптимальное расположение перимодиолярного электрода КИ), были измерены в каждом месте, где прослеживались траектории нервных волокон. Эти значения были нанесены в виде серии точек на цифровом изображении препаратов поверхности (Рисунок 1.2).

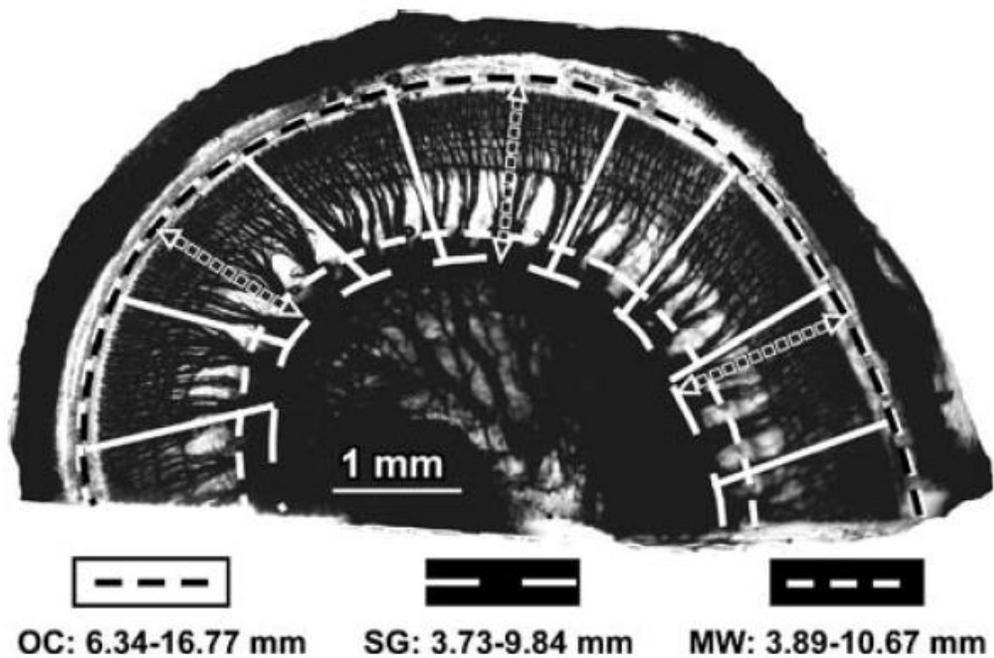


Рисунок 1.2. Цифровое изображение базального завитка улитки фиксированной эпоксидной смолой. OC – орган Корти, SG – спиральный ганглий (СГ), MW – медиальная стенка.

На представленном выше рисунке черной пунктирной линией обозначена длина Кортиева органа, которая на данном отрезке составила 10,43 мм. Радиальные пунктирные линии указывают, места сечений при подготовке к исследованию и измерению расстояний от Кортиева органа (ОС) к Спиральному ганглию (SG) и медиальной стенке (MW). Белые пунктирные линии представляют волокна клеток SG (внутренняя линия), которая составила в данном исследовании 6,11 мм в условном центре канала Розенталя (по измерениям радиальных сечений), и медиальная стенка (внешняя линия), примыкающая к SG, которая составила 6,78 мм для данного образца. Белые линии показывают направления радиальных волокон нерва как траектории, которые использовали для определения частотно-специфических координат на ОС и SG. Масштаб 1 мм [84]. Радиально направленные нервные волокна хорошо визуализируются на препаратах поверхности после декальцинации костной спиральной пластинки и окрашивания нейронов в черный цвет тетраоксидом осмия. Скопления («пучки») волокон идентифицируются на всем протяжении. Это позволяет отслеживать траектории нервных волокон от ОК к ассоциированным областям СГ на цифровых изображениях и, таким образом, определять серии совпадающих по частотным характеристикам точек вдоль ОК и СГ в каждой исследованной улитке. После калибровки изображений, расстояния между сериями точек вдоль каждой из двух структур были пересчитаны в процентах от общей длины.

Измерения диаметра базального завитка улитки проводили, анализируя цифровые изображения всех сегментов. Максимальный диаметр оценивали путем измерения линии, проведенной из ОК, предполагаемом центре круглого окна, через модиолус к противоположной стороне базальной спирали. Второе измерение диаметра базального завитка сделано ортогонально первому, как показано на рисунке 1.3.

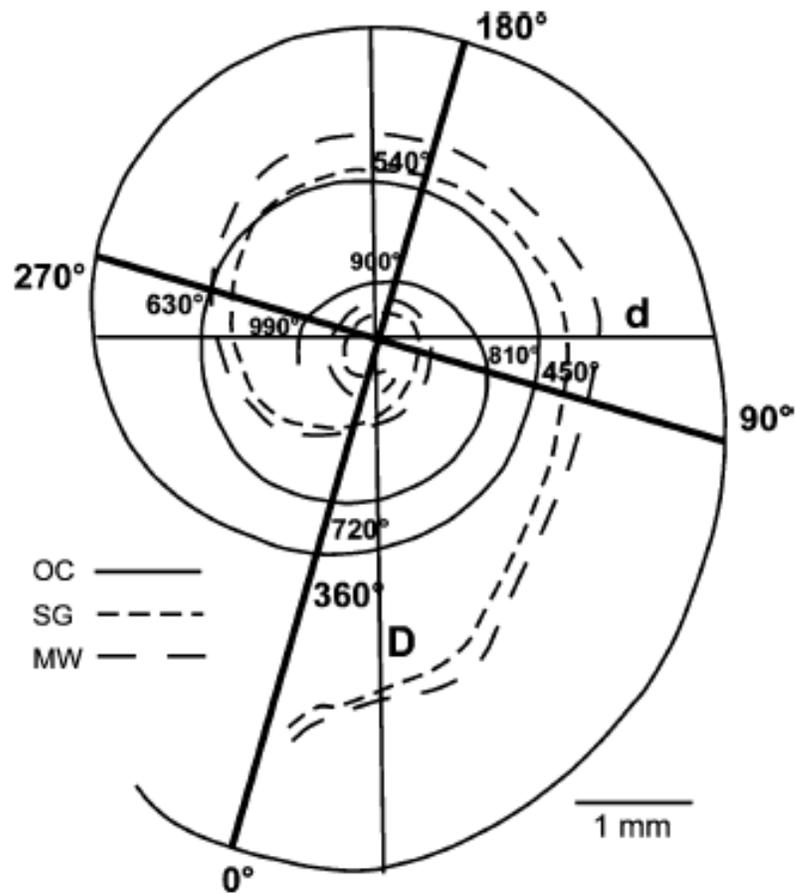


Рисунок 1.3. Схема реконструкции Кортиева органа и спирального ганглия применительно к измерениям базального завитка.

Максимальный диаметр базального измерен от примерного центра круглого окна (D), а второй диаметр (d) был измерен ортогонально первому. Для угловых измерений частотного диапазона на реконструированную улитку с точкой отсчета 0° на расстоянии 1 мм от базального края органа Корти (OC). На данном рисунке ОК несколько выходит за пределы 990°, тогда как волокна спирального ганглия (SG) оканчиваются примерно на уровне 720° от круглого окна [84]. Расчет частотного расположения регионов улитки для OC и SG в реконструированных изображениях улитки. Для расчета частотных представлений в OC и SG относительно угла отклонения от круглого окна, использовали реконструированные изображения OC и

SG созданные по методике, описанной выше. Протяженность Кортиева органа и СГ была измерена на пересечениях сетки с интервалами 45° оборота. Точка отсчета (0 градусов) была выбрана на расстоянии 1 мм от базального участка ОС. Было сделано допущение, что 1 мм от базального конца ОК будет соответствовать примерному положению переднего края круглого окна, который можно использовать как ориентир в исследованиях изображений. ОС и длины СГ, измеренные на каждом 45° интервале поворотов выражали в миллиметрах, чтобы оценить глубину введения электрода КИ [102]. Результаты были выражены в процентах расстояние для расчета частоты в зависимости от угла поворота с использованием уравнения Гринвуда (Greenwood 1990) для распределения частот вдоль ОС (Рисунок 1.4):

$$F=A*10ax-k$$

Рис. 1.4. Уравнение Гринвуда. А – характеристика частоты восприятия для данной области (Гц), x – точка на базилярной мембране выражается доля от общей протяженности (от 0 до 1). Коэффициенты, рассчитанные Greenwood для улитки человека: A=165,4 и a=2,1. k = 0,88 (определяет максимальное значение получаемой частоты, ограниченное 20000 Гц).

Частотный диапазон, рассчитанный в работе, составил от 20 до 20677 Гц для всех исследованных улиток. Исследование радиального распределения волокон спирального ганглия производили по 45° линиям сетки до соответствующей точки ОС. Затем соответствующие частоты были определены исходя из значения расстояния в процентах ОС с использованием уравнения Гринвуда [102].

Возможности применения измерений ОК, СГ и модиолярной стенки (MW) для кохлеарной имплантации у различных пациентов показали существенную вариабельность результата - от 30,5 до 36,87 мм (в среднем 33,13мм). Большой разброс показателя длины улитки у человека был показан в нескольких

исследованиях [106, 107]. Исследованиями не выявлено различий в показателях Кортиева органа между мужчинами и женщинами [106]: по данным КТ-исследований с высоким разрешением в данные из большой группы височных костей ($n = 33$) среднее значение длины ОК составляет 33,4 мм. Длина спирального ганглия, измеренная в центре канала Розенталя, значительно короче и составляет от 40 до 43% длины ОК с абсолютными значениями абсолютные значения от 12,54 до 14,62 мм (среднее 13,69 мм). Выявлена устойчивая взаимосвязь между протяженностью ОС и SG, что подразумевает, что, если длина ОС известна (например, по данным КТ-изображения), его можно использовать для оценки длины [84] улитки человека. Реконструкции улитки в этом исследовании проводили с помощью компьютерной 3D-техники, и авторы также сообщили о различиях между 2D и 3D реконструкциями, с большими значениями, полученными для 3D-техники [107].

Перимодиолярные электроды, такие как Cochlear Contour и Advanced Bionics Helix предназначены для непосредственного прилегания к телам клеток СГ (или их центральные аксоны), и очевидно, что такие электроды должны быть существенно короче, чем электрод, расположенный вдоль ОК, чтобы покрывать тот же частотный диапазон. Расстояние по внешней стенке непосредственно прилегающий к СГ модиолус отличается от длины СГ (центр канала Розенталя) на величину около 1-2 мм, с диапазоном абсолютных значений от 14 до 17 мм. Эти данные говорят о том, что длина имплантированного массива, необходимого для покрытия общей длины СГ не должна превышать примерно 17 мм. При этом важно отметить, что СГ оканчивается на уровне угол поворота $630-720^\circ$. Таким образом, хотя 17 мм — это достаточная длина до конца области ганглия, угол введения - критическая характеристика, а глубина введения электрода, достаточная для достижения оптимального угла может значительно отличаться среди различных систем. Более того, учитывая, что частота некорректного расположения электродов довольно

высока, в среднем около 25–30% [102, 107], большая глубина введения может с высокой вероятностью вызывать травматические изменения ОК [109]; характеристики длины электродного массива и угол введения, создающие предпосылки для получения максимальных результатов от нейростимуляции, также имеют значение.

Альтернативные конструкции электродной решетки систем КИ созданы для предлежания к латеральной стенке Кортиева органа, чтобы осуществлять стимуляцию сохранных радиальных нервных волокон (например, импланты производителя Med-El, Австрия или Oticon Medical, Дания). Такие электродные решетки рассчитаны на сравнительно большую глубину введения, а частотное картирование по длине решетки сопоставимо с физиологическим распределением Кортиева органа. Было высказано предположение, что у лиц с остаточным слухом (в основном, за счет низких частот) и меньшей продолжительностью глухоты, такая конструкция электрода, теоретически, может быть более эффективна с точки зрения спектральной селективности [105].

Распределение частотных зон в улитке человека связано с тем, что нервные волокна СГ сгруппированы в отдельные пучки в составе канала Розенталя [84]. Каждая такая группа волокон имеет протяженность около 0,3 – 0,5 мм в пределах всего ОК. Такая архитектоника позволяет объяснить снижение частотного разрешения из-за плотности нейронной структуры СГ на уровне радиальных нервных волокон, что может ограничивать дискриминацию высоты звука, когда электроды располагаются в отдалении от нервных волокон. Участок Кортиева органа, где покрытие нервными волокнами не сплошное, содержит частотные представительства с характеристиками около 800 Гц (от 632 до 1055 Гц). В апикальном участке улитки находится около 40% нервных волокон распределенных по ОК (примерно на протяженности 13 мм), которые потом концентрируются в 20% протяженности СГ (протяженностью примерно 2,5 мм) [84, 102]. Одним из

потенциально важных следствий данных наблюдений является то, что для того, чтобы обеспечить одинаковое частотное разрешение вдоль электродной решетки КИ, индивидуальные электроды в перимодиолярных имплантатах не должны располагаться с одинаковыми интервалами. Апикальные электроды должны быть более плотно расположены, базальные - иметь сравнительно большее расстояние между собой. Рядом исследователей отмечено влияние межэлектродных промежутков на величину динамического диапазона [106 - 110]: меньшие расстояния между электродами сокращают этот показатель. На восприятие электростимуляции дополнительно влияют такие изменения в улитке как: образование соединительной или костной ткани, повреждение структур улитки [111, 112].

Проведенные исследования показали, что оценка расположения электродов с помощью методов лучевой диагностики (рентгенография, КТ) дает больше информации о состоянии электродной решетки, нежели интраоперационная характеристика значения глубины введения [113 - 115]. Кроме того, Воех с соавторами показал, что угол введения электродов, помимо глубины введения, также влияет на частотные представления в улитке, рассчитываемые на основе формулы предложенной Greenwood [96].

1.3 Применение методики регистрации электрически вызванного потенциала действия слухового нерва для формирования параметров стимуляции системы кохлеарной имплантации

Электрически вызванный потенциал действия (Evoked Compound Action Potentials – ЕСАР) слухового нерва — это синхронный ответ группы нервных волокон слухового нерва на электрическую стимуляцию от импланта. Такой вызванный ответ возможно зарегистрировать как от нервного ствола слухового нерва с помощью системы регистрации вызванных потенциалов или посредством отдельных электродов системы КИ [116]. Все современные системы КИ содержат

модуль регистрации ЕСАР, позволяющий проводить такое исследование через катушку системы КИ посредством электродов импланта (Рисунок 1.5).

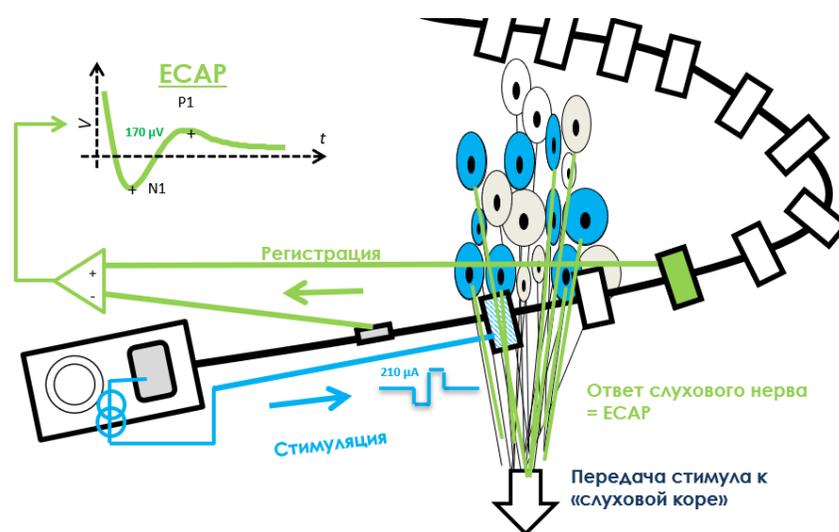


Рисунок 1.5. Схема регистрации ЕСАР посредством стимулирующего и регистрирующего электродов импланта.

В отличие от других объективных тестов оценки слуховых ощущений на электростимуляцию от КИ, регистрация ЕСАР имеет ряд достоинств, которые определили его предпочтение среди сурдологов [116]. Наиболее значимым преимуществом является то, что тест регистрации ЕСАР не требует дополнительного оборудования или фиксации электродов на голове пациента, что влияет на удобство во время исследования. Стабильность регистрируемых ответов не зависит от уровня бодрствования пациента, за исключением состояний, связанных с гиперподвижностью; такая особенность наиболее ценна при работе с детьми младшего возраста или лицами с выраженной сочетанной неврологической патологией. Полученный результат является устойчивым порги регистрации ЕСАР остаются стабильными, начиная с шестого месяца после подключения КИ [23, 26, 116].

Морфология ответа ЕСАР, зарегистрированного с использованием интракохлеарных электродов импланта, имеет двухфазную структуру. На рисунке 1.6 показан пример такого двухфазного ответа, содержащий один отрицательный пик (N1), генерируемый как правило в период от 0,2 до 0,4 миллисекунды (мс) от подачи алгоритмом теста электрического стимула. Далее, через 0,6 - 0,8 мс, возникает положительный пик (P2), [116 - 118]. Такой ответ с двухфазной геометрией выявляют в 80% случаев и более (Рисунок 1.6. Верхняя часть). Также описаны наблюдения ответа ЕСАР, содержащего два положительных пика – P1 и P2: пик P1 регистрируется алгоритмом теста через 0,4 – 0,5 мс, а P2 через 0,6 – 0,7 мс после подачи стимула. Частота встречаемости ответа ЕСАР второго типа составляет около 10 – 20% (Рисунок 1.6. Нижняя часть). Stypulkowski с соавт. [119], на основании исследований, проведенных на кошках, связали происхождение компонентов P1 и P2 с источником потенциалов действия, расположенных в дендритах или аксонах нервных клеток. Различие показателей латентности связывают с распространением возбуждения по ходу отдельных участков спирального ганглия, что нашло подтверждение при математическом моделировании [120].

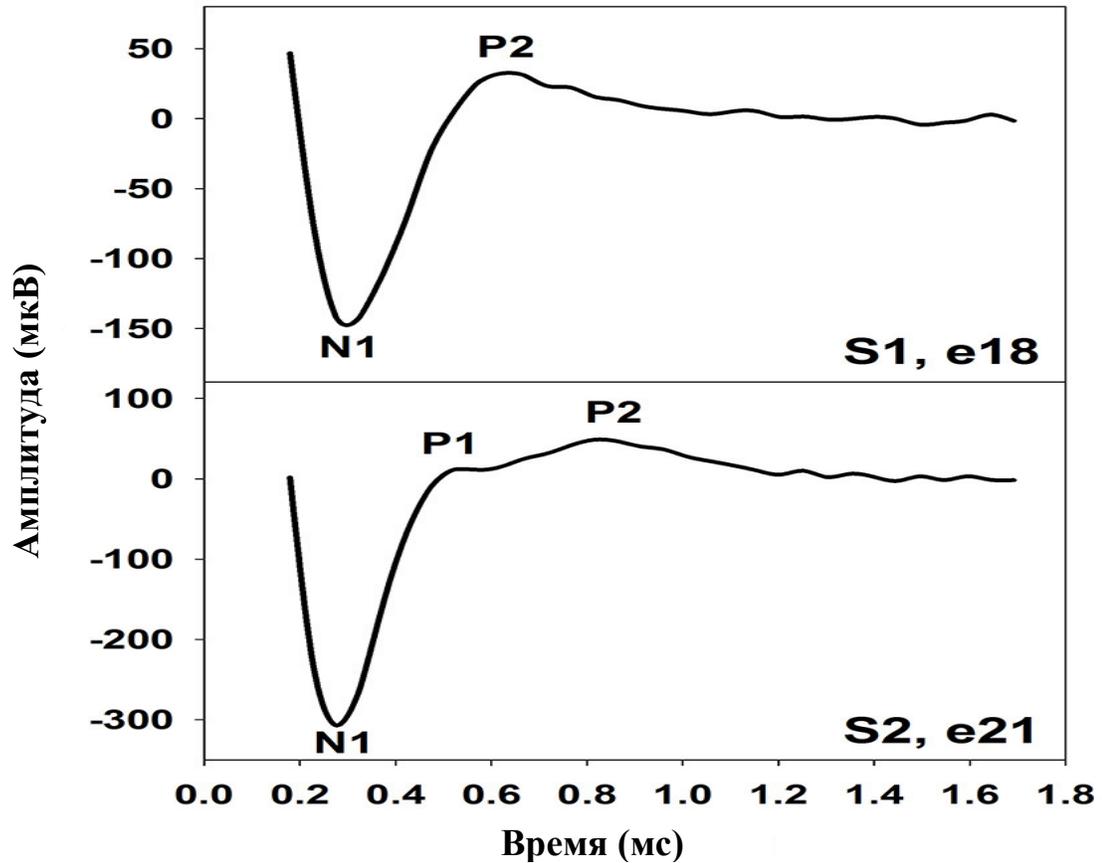


Рисунок 1.6. Электрически вызванный потенциал действия слухового нерва (ЕСАР) с одним (верхняя часть рисунка) или двумя положительными пиками (нижняя часть рисунка).

Амплитуда ответа ЕСАР составляет до 2 милливольт (мВ), что делает его сравнительно устойчивым к внешним факторам (электроэнцефалографическая или миогенная активность), в отличие от слуховых вызванных потенциалов [116]. За счет генерации структурами слухового нерва, ЕСАР не зависит от степени развития слухового анализатора, ответа ЕСАР минимально изменяются в послеоперационном периоде [121, 122], благодаря чему результаты теста информативны у пациентов любого возраста. Показатели ответа зависят от величины стимула, позиционирования электродов, расстояние между стимулирующим и записывающим электродами, а также полярности стимула. Амплитуда ивается при

росте величины стимула. Дополнительной характеристикой ответа считают функцию роста амплитуды, что связывают с сохранностью нейронов. Величина амплитуды ответа, в свою очередь, также может быть характеристикой сохранности нейронов, что характерно для сенсоневральной тугоухости [116, 123].

В основе настройки процессора системы КИ лежит установка самого низкого значения стимуляции канала, который могут воспринимать пациент (Т-уровень - Threshold) как звук. Далее устанавливают верхнее (максимальное) значение стимуляции на канале, которое пациент считает максимально комфортным (С (comfort) - уровень или MCL (maximal comfort level)). Данные характеристики необходимо установить для всех электродов системы (Рисунок 1.7).

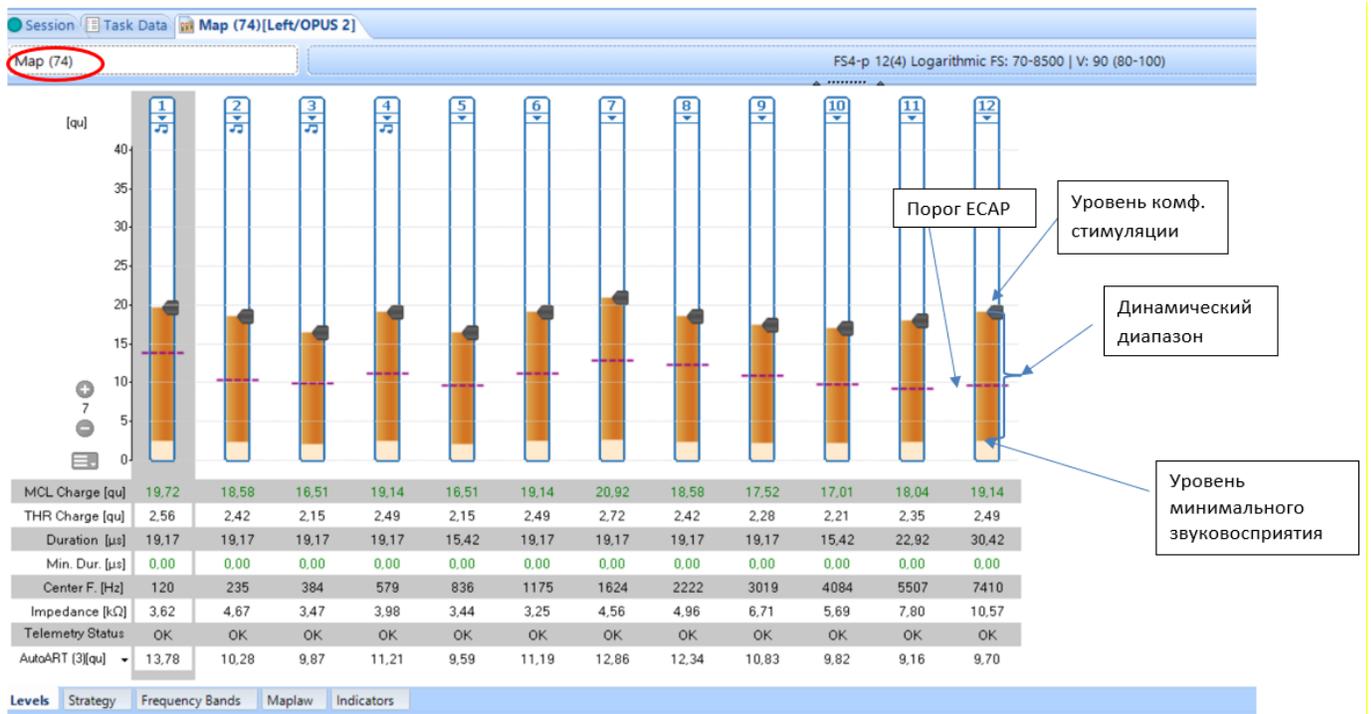


Рисунок 1.7. Пример настроечной карты.

Оптимальный уровень комфортной стимуляции позволяет воспринимать громкие звуки без дискомфортных или болевых ощущений от стимуляции слухового нерва. Данный параметр настройки, уровень комфорта, считают наиболее

критичным при программировании процессора системы КИ [23 - 26]. При этом, Т - уровни важны для восприятия тихой речи и речи в шуме [124]. Программирование процессора зачастую бывает осложнено ограниченными возможностями пациента в формировании достоверной поведенческой реакций на возникающие от электростимуляции слуховые ощущения или их категоризации («тихо – хорошо – громко – дискомфорт»). Это характерно для детей младшего возраста или пациентов с сопутствующей неврологической патологией, которые составляют большую часть пациентов, которым проводят установку системы КИ. Т.н. «объективные» инструменты сокращают продолжительность без потери эффективности [26].

Возможности применения результатов регистрации ЕСАР были изучены ранее у пациентов во всех возрастных группах [116, 125, 126]. Показано, что порог регистрации ЕСАР и уровень стимула, который вызывает этот ответ сопровождается слуховым ощущением у пациента. Определена корреляционная взаимосвязь между порогами возникновения ЕСАР и значениями Т и С-уровней. Корреляция ЕСАР и Т - уровнями (r) составила 0,5 - 0,9 [116]. Такое же значение для С-уровней составило от 0,1 до 0,9. Отдельно отмечено, что взаимосвязь ЕСАР и Т/С-уровней сильнее для апикальных электродов [121]. Значения порогов ЕСАР находится в диапазоне между Т и С-уровнями, при этом их взаимоотношения неоднородны, как между пациентами, так и между электродами [121]. Причиной вариабельности может быть, в т.ч. несоответствие значения частоты стимула, используемого для регистрации ЕСАР (80 Гц) и стимулов, кодирующих настроечную карту (до 250 Гц) [127]. При использовании стимулов с идентичными характеристиками и для регистрации ЕСАР и для поведенческих измерений корреляция между этими показателями повысилась [125], но отдельные меж- и внутрисубъектные вариации сохранились [128]. Дополнительное включение в оценку взаимосвязи субъективных порогов и порога ЕСАР показателей функции роста амплитуды ЕСАР привело к повышению корреляции между порогом ЕСАР и поведенческими уровнями комфортной

стимуляции [126, 129]. Необходимы дальнейшие исследования для изучения сочетания компонентов ответа ЕСАР применительно к эффективному программированию процессора КИ. Например, в экспериментах на животных, была выявлена прямая взаимосвязь между функцией роста амплитуды ЕСАР и плотностью нейронов спирального ганглия [130], а пологий наклон роста амплитуды связан с продолжительностью глухоты [131]. Исследования взаимосвязи наклона функции роста амплитуды ЕСАР и показателями речи, показали противоречивые результаты [122,126], что может быть связано с размером выборки, неоднородными характеристиками электродов и характером их расположения в улитке, а также гетерогенностью пациентов.

Таким образом, порог регистрации ЕСАР может предоставить информацию для специалистов, участвующих в реабилитации пациентов после КИ о функции слухового нерва и его взаимодействии с системой КИ.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Работа выполнена на кафедре оториноларингологии медицинского института ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы». Набор клинического материала проводился в отделе оториноларингологии и сурдологии НИИ педиатрии и охраны здоровья детей Научно-клинического Центра №2 ФГБНУ «РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского» в период с 2022 по 2024 годы.

2.1 Общая характеристика обследованных

В исследование включено 88 пациентов ($n=88$) с двусторонней сенсоневральной тугоухостью IV степени и глухотой в возрасте от 6 до 17 лет 11 мес., реабилитированных методом кохлеарной имплантации. ($Me = 8,0$), среди которых 54,54 % ($n= 48$) девочек и 45,56% ($n=40$) мальчиков. Распределение пациентов по полу и возрасту представлено на рисунке 2.1.

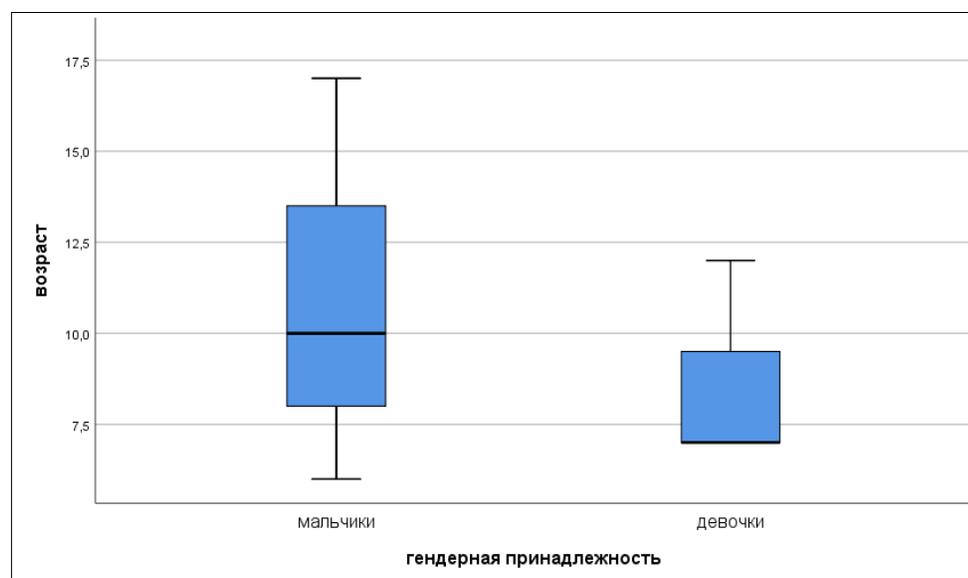


Рисунок 2.1. Распределение пациентов по полу и возрасту.

Всем пациентам, включенным в исследование, была проведена односторонняя кохлеарная имплантация (60% справа, 40 % слева). Выбор оперируемого уха проводили в Центре проведения хирургического этапа КИ.

Всем пациентам диагноз двусторонней сенсоневральной тугоухости поставили в возрасте до трех лет.

Послеоперационная реабилитация после хирургического этапа КИ, включающая регулярные занятия со специалистами медицинского (врач – сурдолог проводит настройку процессора) и немедицинского профиля (сурдопедагоги и логопеды развивают навыки звуковосприятия и речи) составляют понятие «опыт».

Критериями включения в исследование были:

- возраст от 6 до 17 лет;
- наличие модуля регистрации потенциала действия слухового нерва (ЕСАР) в используемой системе КИ;
- посещение общеобразовательного учебного заведения;
- продолжительность не менее 1 месяца с даты предыдущей настройки процессора КИ;
- наличие подписанного информированного согласия от законного представителя/родителя пациента и ребенка старше 15 лет.

Критерии невключения:

- аномалия развития улитки (по данным КТ – исследования),
- перенесенная ранее менингококковая инфекция,
- неполное введение в улитку электродной решетки,
- деактивация одного или нескольких электродов системы КИ,
- высокие значения (более 20 кОм) межэлектродного сопротивления системы КИ.

Критериями исключения были:

- отказ от проведения теста речевой аудиометрии,
- выявленные нарушения (техническая неисправность) в работе процессора.

46,2% пациентов с перимодиолярной электродной решеткой (n=40) использовали систему Nucleus от производителя Cochlear (Австралия) с процессором Nucleus 6. 53,8% пациентов (n=48) с прямой решеткой использовали систему Med – El (Австрия) с процессором Sonnet 2. Все электроды имплантов были активны и при стимуляции вызывали слуховые ощущения. Таким образом, в исследовании был проанализированы параметры настройки 88 ушей в двух группах с перимодиолярной и прямой электродными решетками.

2.2 Дизайн и структура исследований

В зависимости от типа электродной решетки импланта пациенты были разделены на две группы: группа 1 – пациенты с перимодиолярной электродной решеткой и группа 2 – пациенты с прямой электродной решеткой. На рисунке 2.2 представлен дизайн исследования (Рисунок 2.2). Однородность группы пациентов подтверждена фактом посещения общеобразовательных учреждений, что подразумевает эффективную слухоречевую реабилитацию после кохлеарной имплантации. Распределение по двум группам равномерно – 40 и 48 пациентов соответственно. Вне зависимости от показателей разборчивости речи и необходимости коррекции параметров настройки процессора, всем испытуемым была проведена регистрация ЕСАР на всех каналах системы КИ (22-х канальной системы с перимодиолярной решеткой и 12-ти канальной с прямой). При неоптимальном показателе разборчивости (менее 80%), проводили коррекцию параметров настройки с последующим изменением уровня настроечного профиля максимально комфортного уровня стимуляции под контролем речевой аудиометрии вплоть до достижения параметров эффективной настройки (80% и более). Далее проводили сравнительный анализ параметров максимально комфортной стимуляции (как одного из критичных параметров настройки процессора) и порогов регистрации ЕСАР – объективного электрофизиологического индикатора с последующим сравнением результатов в двух группах пациентов.

Пациенты с сенсоневральной тугоухостью IV ст и глухотой после КИ, учащиеся общеобразовательных учреждений, n = 88			
Проведение тональной пороговой и речевой аудиометрии в СЗП, психофизическая оценка, регистрация ЕСАР			
Группа 1 (перимодиолярная электродная решетка)		Группа 2 (прямая электродная решетка)	
Разборчивость речи <80%	Разборчивость речи ≥ 80%	Разборчивость речи <80%	Разборчивость речи ≥ 80%
Создание профиля настроечной карты на основе порогов ЕСАР с последующим повышением/понижением уровней стимуляции под контролем субъективного ощущения комфортного звуковосприятия и повторной речевой аудиометрией. Этап выполняют до достижения показателя разборчивости ≥ 80%		Создание профиля настроечной карты на основе порогов ЕСАР с последующим повышением/понижением уровней стимуляции под контролем субъективного ощущения комфортного звуковосприятия и повторной речевой аудиометрией. Этап выполняют до достижения показателя разборчивости ≥ 80%	
Оценка взаимосвязи показателей Уровней комфортной стимуляции и порогов ЕСАР в группе		Оценка взаимосвязи показателей Уровней комфортной стимуляции и порогов ЕСАР в группе	
Сравнение показателей уровней комфортной стимуляции и порогов ЕСАР в группах 1 и 2			

Рисунок 2.2. Дизайн исследования. СЗП – свободное звуковое поле. ЕСАР – электрически вызванный потенциал действия слухового нерва.

Методы исследования

Тональная пороговая аудиометрия в свободном звуковом поле (ТПА в СЗП)

Для определения поведенческих (субъективных, психофизических) порогов звуковосприятия пациентам проводили тональную пороговую аудиометрию (ТПА) с процессором КИ в свободном звуковом поле при помощи клинического аудиометра (Interacoustics AC40, Дания) на частотах 500, 1000, 2000, 4000 Гц. Громкоговоритель аудиометра был расположен под углом 45° на расстоянии 1 метр от микрофона процессора КИ. Тестирование проводили с повышением интенсивности звукового стимула от 5 дБ с шагом 5 дБ. При достижении слухового ощущения пациентом, полученное значение интенсивности фиксировали как результат для данной частоты, тестирование выполняли для другой частоты.

Речевая аудиометрия

Качество настройки процессора и эффективность слухоречевой реабилитации определяли на основании показателей речевой аудиометрии. Исследование с проводили в свободном звуковом поле посредством клинического аудиометра. В качестве речевого материала использовали тесты для соответствующей возрастной группы с применением акустических громкоговорителей, расположенных под углом 45° на расстоянии 1 метра от процессора КИ. Речевой материал предъявляли при интенсивности 70 дБ. В качестве речевого материала использовали батарею тестов, предъявляемую в открытом выборе, в соответствии с возрастом испытуемого (Ошерович А.М., 1965, в редакции Риехакайнен Е.И., 2019). Пациент повторял воспроизведенные через громкоговоритель слова трека; при правильном повторении исследователь фиксировал ответ, при некорректном повторении – нет. По окончании трека алгоритм теста автоматически предоставлял результат корректных повторов, выраженный в процентах. Методологически, исследование тональной аудиометрии и речевой аудиометрии проводили с помощью одного и того же аудиологического оборудования, меняя только тип и интенсивность стимула – тональная посылка или речевой материал (Рисунок 2.3.)

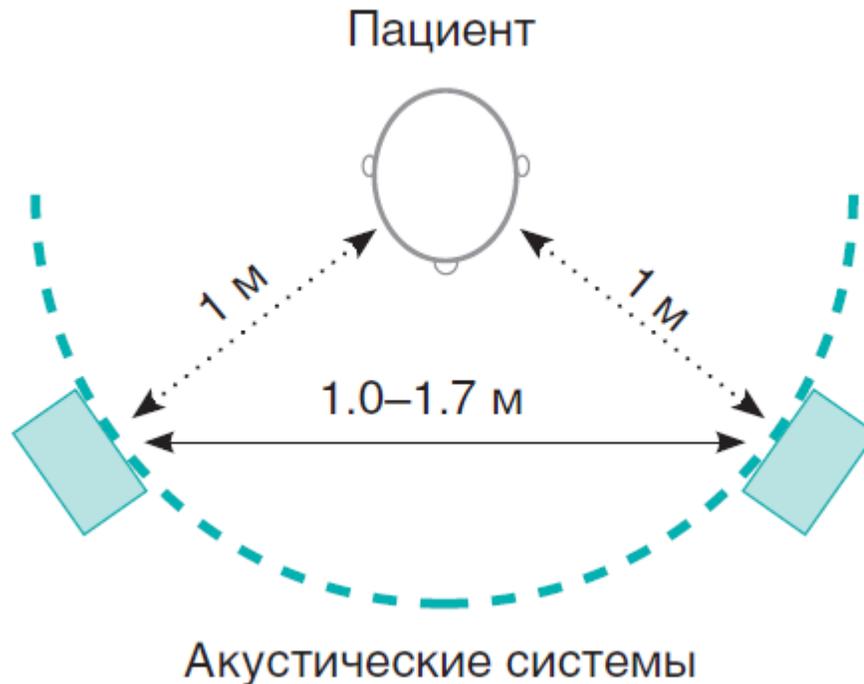
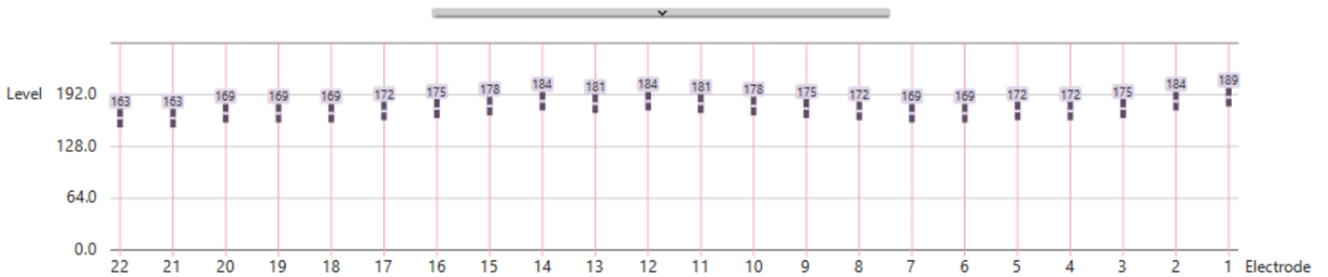


Рисунок 2.3. Схема расположения пациента и акустических систем при проведении исследования в свободном звуковом поле (СЗП).

Регистрация порогов электрически вызванного потенциала действия слухового нерва (ЕСАР)

Всем испытуемым регистрировали пороги возникновения ЕСАР в автоматическом режиме при помощи соответствующих модулей ПО производителей систем кохlearной имплантации. Тест регистрации порогов ЕСАР 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 ЕСАР посредством регрессионного анализа и переходит к

тестированию следующего канала. Дизайн исследования предполагал провести регистрацию порогов ЕСАР для всех каналов системы (Рисунок 2.4).



А



Б

Рисунок 2.4. Примеры регистрации ЕСАР на каналах системы в группе с перимодиолярной (А) и прямой (Б) электродными решетками.

Коррекция параметров настроечной карты (настройка процессора) на основании порогов ЕСАР

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, так как формируют картину звуковосприятия согласно частотному диапазону, который кодируют. У пациентов с показателями разборчивости речи менее 80% устанавливали уровни комфортной стимуляции в соответствии с порогами регистрации ЕСАР на всех каналах системы создавая т.н. конфигурацию (профиль) настроечной карты. Далее уровень конфигурации повышали исходя из субъективных ощущений пациента и показателей разборчивости речи; при достижении показателя разборчивости 80% настройку считали завершенной. Показатели пороговой стимуляции для системы КИ Cochlear устанавливали в диапазоне менее 45 токовых единиц ниже уровней комфорта (согласно действующей рекомендации производителя); уровень пороговой стимуляции в системе КИ Med-El система устанавливает автоматически на значениях 10% от уровня максимально комфортной стимуляции для данного канала.

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

2.3 Статистическая обработка результатов

Статистическую обработку результатов исследования проводили с использованием программного пакета IBM©: статистический пакет социальных наук (SPSS Statistics New Seas Subscription) v 25.0.0. for Windows. Проверку на нормальность распределения для выборок $n \geq 50$ проводили вычислением одновыборочного критерия Колмогорова-Смирнова. Для выборок $n < 50$ методом Шапиро-Уилка. Различия между выборками считали статистически значимыми при $p \leq 0,05$. Для проверки различий между выборками использовали Т-критерий для парных выборок. Для проверки гипотез о связи между переменными применяли корреляционный анализ с использованием простой линейной регрессионной модели, с вычислением коэффициента корреляции (r) Пирсона. Проверку коэффициента корреляции на значимость проводили вычислением t-критерия Стьюдента.

ГЛАВА 3. ВЗАИМОСВЯЗЬ ПОКАЗАТЕЛЕЙ РАЗБОРЧИВОСТИ РЕЧИ, УРОВНЕЙ МАКСИМАЛЬНОГО КОМФОРТА И ПОРОГОВ РЕГИСТРАЦИИ ПОТЕНЦИАЛА ДЕЙСТВИЯ СЛУХОВОГО НЕРВА В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ТИПА ЭЛЕКТРОДНОЙ РЕШЕТКИ

На результаты КИ, помимо возраста пациента на момент проведения операции и его индивидуальных особенностей, может влиять множество факторов анатомического, аудиологического, хирургического и технического характера. Электрод импланта является одним из критических компонентов системы КИ, поскольку он непосредственно контактирует со структурами внутреннего уха. Конструкция электродной решетки влияет на восприятие электростимуляции слуховым нервом. Существуют модификации электродных решеток прямого типа, располагающиеся вдоль боковой стенки улитки, и перимодиолярного типа, прилегающие к модиолусу улитки.

Электрически вызванный потенциал действия слухового нерва (Electrically Evoked Compound Action Potential - ЕСАР) 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. Первоначально, данный тест был востребован у пациентов, которые не могут достоверно продемонстрировать устойчивую реакцию на звуковосприятие – маленьких детей и пациентов с сочетанной неврологической патологией. Существует точка зрения, что порог возникновения ЕСАР, уровни звуковосприятия и комфорта в среднем ниже у пациентов с перимодиолярной электродной решеткой по сравнению с пациентами с прямой электродной решеткой. Также, есть наблюдения, не подтверждающие данный тезис. Такие противоречивые выводы объясняются тем, что они основаны на исследованиях с небольшим количеством лиц с большой гетерогенностью результатов реабилитации, а также

выбором для сравнения только нескольких электродов из различных частотных представительств.

Наше исследование проведено в группах пациентов с меньшей гетерогенностью результатов реабилитации; оценивали показатели у лиц с сопоставимым уровнем развития речевых навыков и уровнем межэлектродного сопротивления, а также учитывали значения для каждого канала электродной решетки. Выбор прямой и перимодиолярной решетки от разных производителей объяснен разницей длины, которая позволяет покрыть всю частотную область Кортиева органа в случае расположения вдоль как медиальной (имплант Cochlear, длина электродной решетки 17 мм/активная электродная область 16,4 мм), так и латеральной стенки (имплант Med-El, длина стандартной решетки 31,5 мм/активная электродная область 26,4 мм) канала улитки.

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

Разборчивости речи всем пациентам определяли методом речевой аудиометрии с активированным процессором в свободном звуковом поле с использованием клинического аудиометра Interacoustics AC40 (Дания). В качестве речевого материала использовали тесты, разработанные для соответствующей возрастной группы подаваемые через акустические громкоговорители SP-90, в частотном диапазоне 125–8000 Гц, установленные под углом 45° на расстоянии 1 метра от микрофона речевого процессора. Уровень фонового шума не превышал 60 дБ.

Далее испытуемым проводили регистрацию порогов возникновения ЕСАР в автоматическом режиме (для исключения субъективного подхода в расстановке маркеров) при помощи соответствующих модулей ПО производителей систем кохлеарной имплантации. Тест регистрации порогов возникновения ЕСАР содержит

алгоритм подачи нарастающих электрических стимулов с одновременной регистрацией потенциала действия слухового нерва, где функции стимуляции/регистрации осуществляют рядом расположенные контакты электродной решетки импланта. При возникновении и регистрации потенциала действия слухового нерва на тестирующем канале алгоритм автоматически прекращает стимуляцию на данном электроде и рассчитывает значение порога возникновения ЕСАР методом регрессионного анализа, алгоритм исследования переходит к тестированию следующего канала. Дизайн нашего исследования предполагал проведение регистрации порогов ЕСАР для всех каналов системы.

Порог уровней комфортной стимуляции для каждого канала («уровни комфорта») означает максимальное значение зарядов (выраженных в токовых единицах, что является относительной единицей измерения у каждого производителя) которое система подает к слуховому нерву, вызывая у пациента слуховые/речевые ощущения. Конфигурация (траектория) настроечной карты имеет много параметров и установок, среди которых установленные на каждом канале уровни комфорта являются наиболее критичными, так как формируют картину звуковосприятия согласно диапазону частот, который они кодируют. В анализ включили показатели настроечных карт от пациентов с хорошей разборчивостью речи.

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 ЕСАР, как электрофизиологическую характеристику слухового нерва. Различия между значениями параметров сравнивали в токовых единицах и процентном соотношении, так как в дальнейшем предполагалось сравнивать относительную разницу (в процентах) у систем от разных производителей с различными единицами измерения стимулов.

Таблица 3.1. Соотношение значений порогов регистрации ЕСАР и уровней комфортной стимуляции у пациентов с перимодиолярным типом электродной решетки, n = 40.

№ группы	Сравниваемые значения	Среднее	Стандартное отклонение	Минимум	Максимум	Разность среднего, %
Пара 1	ЕСАР22	148,473	18,424	119,00	181,00	0
	CL22	153,093	13,151	130,00	172,00	
Пара 2	ЕСАР 21	156,841	16,446	135,00	184,00	0,667
	CL21	155,836	14,555	139,00	183,00	
Пара 3	ЕСАР 20	157,009	16,838	137,00	186,00	-3,521
	CL20	158,602	15,347	143,00	188,00	
Пара 4	ЕСАР 19	161,852	20,015	137,00	190,00	0
	CL19	156,210	14,339	140,00	182,00	
Пара 5	ЕСАР 18	158,863	18,602	136,00	191,00	-3,597
	CL18	157,931	15,256	140,00	187,00	
Пара 6	ЕСАР 17	159,555	20,119	135,00	190,00	-1,439
	CL17	157,301	13,996	141,00	180,00	
Пара 7	ЕСАР 16	157,409	20,407	134,00	193,00	-2,069
	CL16	158,883	10,952	142,00	171,00	
Пара 8	ЕСАР 15	161,520	22,164	136,00	199,00	-4,138
	MCL15	160,038	10,372	144,00	174,00	
Пара 9	ЕСАР 14	157,922	26,204	116,00	191,00	-4,138
	CL14	163,095	11,416	146,00	176,00	
Пара 10	ЕСАР 13	160,993	16,455	140,00	193,00	-4,636
	CL13	167,940	12,255	149,00	183,00	
Пара 11	ЕСАР 12	164,526	21,711	141,00	199,00	-2,759
	CL12	167,445	15,823	149,00	190,00	
Пара 12	ЕСАР 11	166,856	21,003	146,00	199,00	-4,054
	CL11	168,783	15,405	154,00	194,00	

Пара 13	ЕСАР 10	165,162	19,453	143,00	196,00	-5,298
	CL10	169,569	13,778	154,00	191,00	
Пара 14	ЕСАР 9	173,686	17,960	145,00	196,00	-5,733
	CL9	170,416	12,513	154,00	190,00	
Пара 15	ЕСАР 8	170,929	15,583	143,00	193,00	-3,068
	CL8	171,480	13,830	154,00	187,00	
Пара 16	ЕСАР 7	166,829	15,532	146,00	196,00	-3,822
	CL7	168,237	14,633	146,00	185,00	
Пара 17	ЕСАР 6	158,370	18,326	137,00	196,00	-1,274
	CL6	166,184	15,932	139,00	184,00	
Пара 18	ЕСАР 5	161,526	17,858	141,00	199,00	-2,649
	CL5	163,088	17,495	132,00	185,00	
Пара 19	ЕСАР 4	154,679	20,484	131,00	199,00	-2,027
	CL4	160,007	20,751	122,00	187,00	
Пара 20	ЕСАР 3	151,235	28,026	101,00	196,00	0,602
	CL3	162,522	22,933	116,00	189,00	
Пара 21	ЕСАР 2	156,115	24,788	113,00	190,00	-1,124
	CL2	166,869	21,636	121,00	182,00	
Пара 22	ЕСАР 1	172,396	16,327	152,00	199,00	1,630
	CL1	170,931	19,964	128,00	185,00	

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

В исследовании сравнивали параметры порогов регистрации ЕСАР и значения уровней комфортной стимуляции на каналах в системах от различных производителей, для чего данное соотношение рассчитывали в процентах. Сначала были рассчитаны средние значения для порогов ЕСАР (ЕСАР_{ср}) и для уровней комфортной стимуляции (КОМФ_{ср}) у пациентов с одним типом электродной решетки. Процентное соотношение между средними значениями было рассчитано для каждого канала по формуле, представленной на рисунке 3.1.

$$\text{Разность среднего, \%} = 100 - \frac{\text{ЕСАР}_{\text{ср}} * 100}{\text{КОМФ}_{\text{ср}}}$$

Рисунок 3.1. Формула расчета разности среднего между порогами ЕСАР и уровнем комфортной стимуляции в процентах.

Далее вычисляли общее среднее значение. Для систем с прямым типом электродной решетки различия средних значений порогов регистрации ЕСАР и комфортных уровней стимуляции составило 30,6%.

Аналогично было проведено вычисление разности среднего для систем КИ с прямой электродной решеткой. Данные, которые были включены в расчёты представлены ниже (Таблица 5.2).

Таблица 3.2. Соотношение средних значений порогов регистрации ЕСАР и уровней комфортной стимуляции у пациентов с прямым типом электродной решетки, n = 48.

№ группы	Сравниваемые значения	Среднее	Стандартное отклонение	Минимум	Максимум	Разность среднего, %
Пара 1	ЕСАР1	12,127	4,053	7,28	19,96	24,736
	MCL1	16,113	5,646	14,28	14,21	
Пара 2	ЕСАР2	11,077	2,789	7,42	18,51	37,859
	MCL2	17,826	3,158	13,27	22,72	
Пара 3	ЕСАР3	12,389	2,130	8,95	15,62	32,574
	MCL3	18,374	2,978	14,36	23,42	
Пара 4	ЕСАР4	13,781	3,648	7,68	18,19	28,854
	MCL4	19,371	3,122	13,45	24,85	
Пара 5	ЕСАР5	14,176	3,322	7,71	21,75	27,685
	MCL5	19,604	3,342	13,47	25,57	
Пара 6	ЕСАР6	12,860	2,648	9,29	17,39	32,083
	MCL6	18,935	3,254	14,60	24,10	

Пара 7	ЕСАР7	10,721	2,727	7,58	14,95	39,764
	MCL7	17,798	3,491	13,27	23,40	
Пара 8	ЕСАР8	10,607	1,627	7,63	13,45	38,220
	MCL8	17,169	2,896	13,41	22,72	
Пара 9	ЕСАР9	11,223	2,138	7,72	14,48	34,240
	MCL9	17,066	2,583	13,48	23,46	
Пара 10	ЕСАР10	13,466	3,305	9,15	18,19	23,059
	MCL10	17,501	2,873	13,81	23,40	
Пара 11	ЕСАР11	13,775	3,505	7,95	18,58	22,668
	MCL11	17,813	3,061	13,63	23,84	
Пара 12	ЕСАР12	12,599	2,248	9,67	17,75	25,805
	MCL12	16,981	2,114	14,19	21,12	

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

Нами было отмечено, что для перимодиолярного типа электродной решетки типична ситуация, когда пороги регистрации ЕСАР несколько превышают уровни комфорта, при этом значения сравниваемых параметров (пороги ЕСАР и уровни комфорта) имеют близкие значения; в исследовании среднее значение различия между оцениваемыми показателями составило 2,4%.

Данные по различиям между порогами регистрации ЕСАР и уровнями комфортной стимуляции в зависимости от типа электродной решетки у пациентов с развитыми речевыми навыками приведены ниже (Таблица 3.3).

Таблица 3.3. Различия средних значений в процентах между уровнями порогов ЕСАР и комфортной стимуляции у пациентов с различными типами электродной решетки.

Группа пациентов	Средняя разность значений между ЕСАР _{ср} и КОМФ _{ср} ,%	Стандартное отклонение
Прямой тип электродной решетки	30,6	6,1
Периодиолярный тип электродной решетки	2,4	2,1

Полученные результаты показали меньшее различие между значениями показателей порогов регистрации потенциала действия слухового нерва и уровнями комфортной стимуляции в системах с перимодиолярным типом электродной решетки, что наглядно отражено в рисунке 3.2.



Рисунок 3.2. Различия средних значений в процентах между уровнями порогов ЕСАР и комфортной стимуляции у пациентов с различными типами электродной решетки в группах 1 и 2.

В исследовании сравнивали электродные решетки разных производителей, поэтому абсолютные значения единиц стимуляции оценить не представлялось возможным. Различие в изучаемых показателях, выраженное в процентах (Таблица 3.3, Рисунок 3.2), показывает меньшую разность в отношении систем с перимодиолярной электродной решеткой. Данный результат важен для клинической практики программирования процессора. Регистрация порогов ЕСАР является наиболее востребованным объективным тестом, который применяют для установки первоначальных уровней комфортной стимуляции. Представление о взаимосвязи типа электродной решетки и ожидаемых уровнях комфортной стимуляции, относительно порогов ЕСАР, является ценным в отношении пациентов, которые не могут предъявить устойчивую обратную связь на получаемые слуховые ощущения. В ходе оценки полученных данных обращает на себя внимание описанная ранее в других работах закономерность - порог ЕСАР сравнительно ниже в апикальной области и выше в базальной части Кортиева органа. Такие результаты можно объяснить двумя причинами. Одной из них является близость расположения электрода к модиолусу, а другой причиной - плотность и целостность сохранных клеток спирального ганглия в области расположения электродных контактов, которая при СНТ выше в апикальной части. Таким образом, более близкое расстояние между модиолусом и электродом объясняет сравнительно низкий порог ЕСАР. Также, из анализа данных компьютерной томографии (КТ) известно, что перимодиолярная электродная решетка прилегает сравнительно ближе к модиолусу, чем прямая у взрослых пользователей КИ. Сравнительно большая сохранность нейронов в апикальной области при сенсоневральной глухоте также может привести к более низкому порогу ЕСАР по сравнению с другими областями. В исследовании оценивали пороги регистрации ЕСАР на момент проведения речевых тестов у пациентов с опытом использования КИ от 5 лет. Значения ЕСАР в первые 6 месяцев с момента подключения процессора сравнительно выше за счет несформированного синхронного ответа нейронов слухового нерва на непрерывную стимуляцию

системой КИ, что необходимо учитывать в начальном периоде слухоречевой реабилитации.

Таким образом, взаимосвязь порогов ЕСАР и показателей комфортной стимуляции в зависимости от типа электродной решетки, являются важной характеристикой эффективной настройки процессора КИ. Вместе с тем, при настройке необходимо учитывать и другие аспекты, определяющие восприятие пациентом слуховых ощущений на электростимуляцию, таких как: билатеральная установка систем КИ, различная степень сохранности нейронов спирального ганглия, анатомические особенности улитки, уровень развития речевых навыков, когнитивный статус и ряд других факторов.

ГЛАВА 4. НАСТРОЙКА ПРОЦЕССОРА СИСТЕМЫ КОХЛЕАРНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ С УЧЕТОМ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ И ПСИХОФИЗИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ

4.1 Способ настройки процессора на основе электрофизиологических и психофизических показателей

Из проведенных ранее исследований известно, что не существует абсолютных значений порогов возникновения ЕСАР, которые были бы характерны для пациентов с высокими или низкими показателями разборчивости. Современное состояние развития технологии регистрации и интерпретации ЕСАР позволяет использовать эти данные для установки профиля порогов максимального комфорта (максимальный уровень стимуляции на каждом канале) для настройки, что является перспективным для создания оптимальной с точки зрения разборчивости, настроечной карты.

Бесконтрольное увеличение стимуляции системы КИ недопустимо, поскольку, при чрезмерных значениях, оно приводит к прогрессирующему падению разборчивости речи, возникновению дискомфортных слуховых ощущений, вплоть до болевых. Поэтому, оптимальная настройка – это сбалансированная стимуляция слухового нерва, которая обеспечивает максимальное восприятие речи без дискомфорта. Развитие новых алгоритмов настройки процессора, направленных на создание максимально эффективной настроечной карты за минимальное время (что особенно важно у маленьких детей) является актуальным предметом научного поиска современной сурдологии – оториноларингологии.

Нами был разработан алгоритм настройки процессора с созданием траектории уровней комфортной стимуляции на основе порогов регистрации ЕСАР под контролем разборчивости речи у пациентов с развитыми речевыми навыками, разборчивость речи которых была менее 80% (нижняя граница показателя

эффективной настройки). В данном алгоритме изначально использовали показатели зарегистрированных порогов электрически вызванного потенциала действия слухового нерва на всех активных каналах кохлеарного импланта. Далее создавали индивидуальную первичную настроечную конфигурацию карты прослушивания - проводили коррекцию профиля настроечной карты в соответствии с данными параметрами (установку пороговых уровней стимуляции проводили относительно значений комфорта по стандартам производителя). Созданный профиль параметров максимального уровня стимуляции для каждого канала повысили в зависимости от психофизических ощущений пациента под контролем речевой аудиометрии вплоть до получения уровня разборчивости речи не менее 80 %. Схема алгоритма настройки изображена на рисунке 4.1.

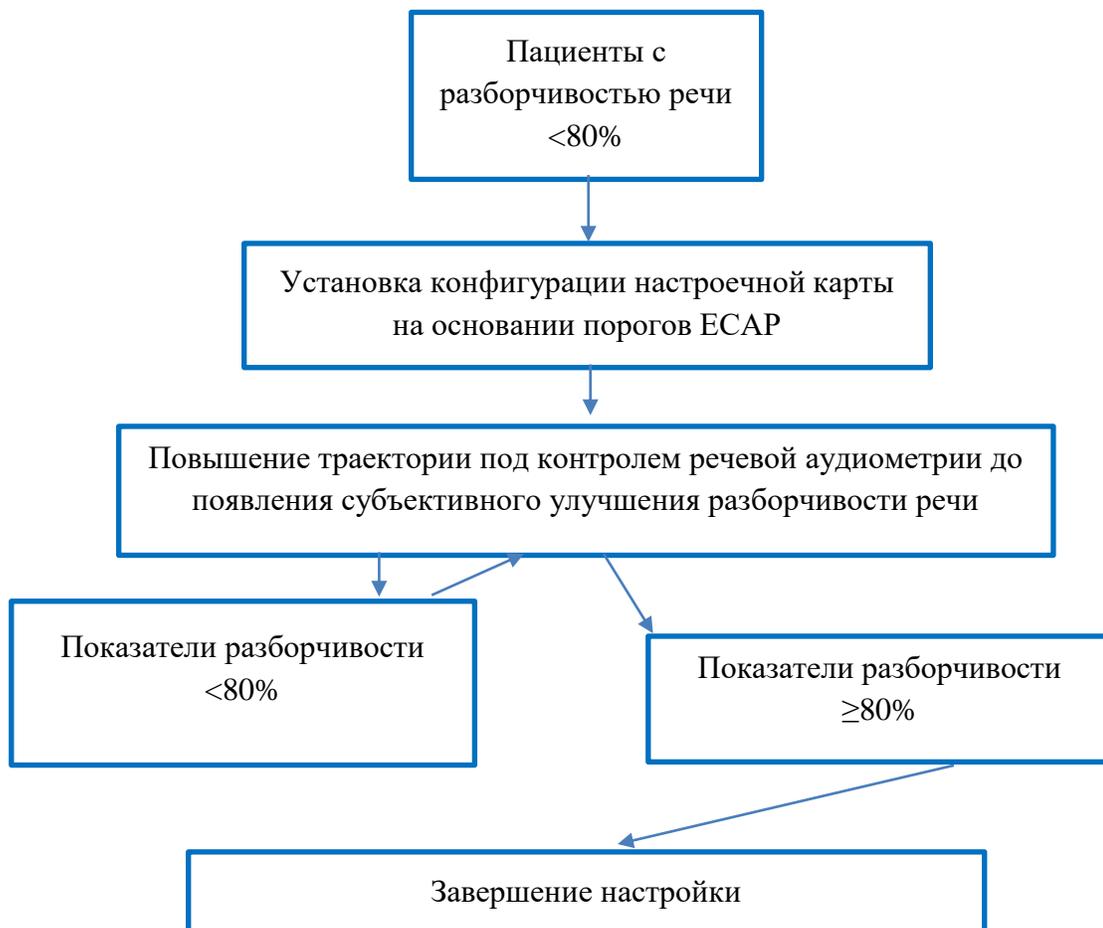


Рисунок 4.1 Алгоритм настройки процессора на основе электрофизиологических и психофизических показателей.

Как показано на рисунке 4.1, в случае, когда пациент отмечал субъективное улучшение показателей разборчивости, но на контрольной речевой аудиометрии результат был менее 80%, пациенту проводили повторную коррекцию и повторную речевую аудиометрию.

Разработанный в ходе исследования алгоритм настройки процессора, включающий обязательную регистрацию порогов ЕСАР и создание на основе данного теста персонифицированной траектории уровней комфорта настроечной карты с последующей модификацией уровня стимуляции под контролем речевых тестов, является основой полученного нами Патента РФ на изобретение № 2778903 «Способ настройки процессора кохлеарного импланта».

4.2 Оценка эффективности алгоритма настройки процессора с применением теста ЕСАР и речевой аудиометрии

Разработанный алгоритм настройки был применен в обеих группах пациентов. Данный подход одинаково эффективен как у пациентов с прямой электродной решеткой импланта, так и с перимодиолярной. Возможности применения данного способа представлены ниже в клинических наблюдениях.

Клинический пример 1.

Выписка из амбулаторной карты пациента Ч, 9 лет. Диагноз: сенсоневральная тугоухость IV степени (глухота). Состояние после кохлеарной имплантации слева.

Пациент – пользователь системы кохлеарной имплантации системы Cochlear (перимодиолярная электродная решетка) в течение шести лет. Жалоб нет, но со слов

родителей, на протяжении последних 2 месяцев часто переспрашивает и просит, чтобы говорили громче.

Пороги регистрации электрически вызванного потенциала действия слухового нерва пациента на всех каналах системы были заложены в начальную индивидуальную конфигурацию настроечной карты, где начальный уровень стимуляции для каждого канала находится на уровнях соответствующих порогам ЕСАР от 22 до 1 каналов (Рис. 5.5. Пороги ЕСАР (NRT) - начальный комфортный уровень в динамическом диапазоне слуха). Затем повышали уровень порогов максимального комфорта до достаточного уровня разборчивости речи, изначально на субъективных ощущениях, с последующей верификацией методом речевой аудиометрии до диапазона эффективных значений (22 – 1 каналы; верхний уровень в динамическом диапазоне слуха). Результаты проведенной речевой аудиометрии показали 71% разборчивости речи, что ниже контрольных 80% (рисунок 4.2).

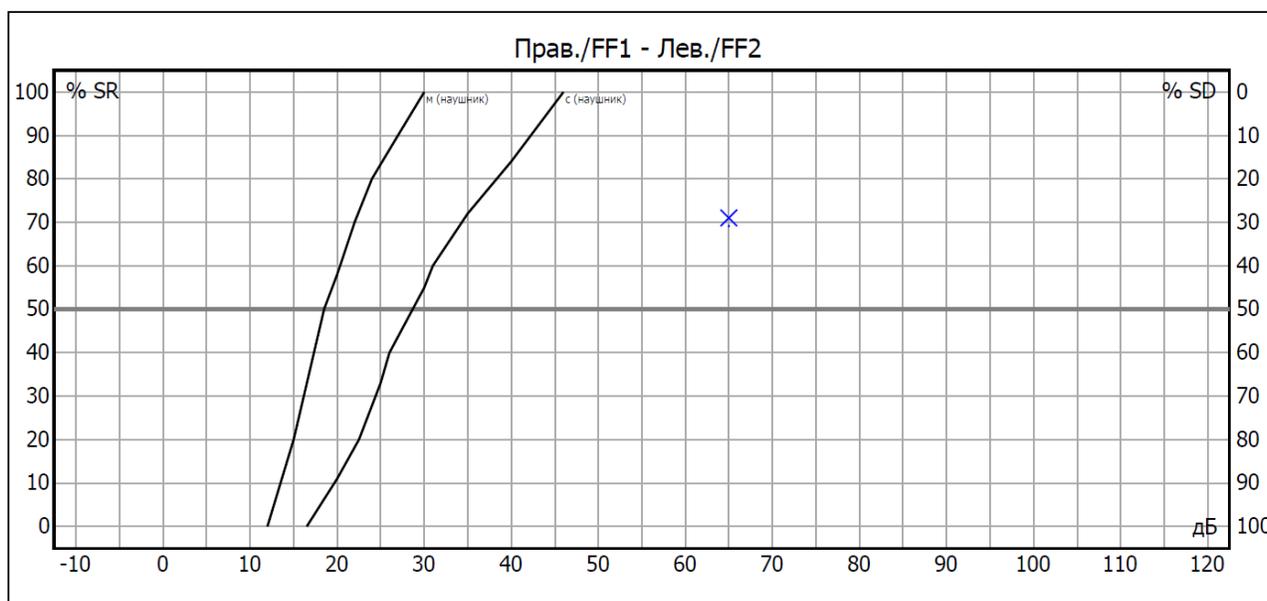


Рисунок 4.2. Результаты речевой аудиометрии после настройки №1 процессора у пациента Ч., 9 лет.

Поскольку полученный показатель речевой аудиометрии был ниже контрольного значения 80%, пациенту, несмотря на отсутствие жалоб и субъективное улучшение восприятия речи, было проведено дальнейшее повышение уровня конфигурации порогов комфортной стимуляции (Рисунок 4.3).

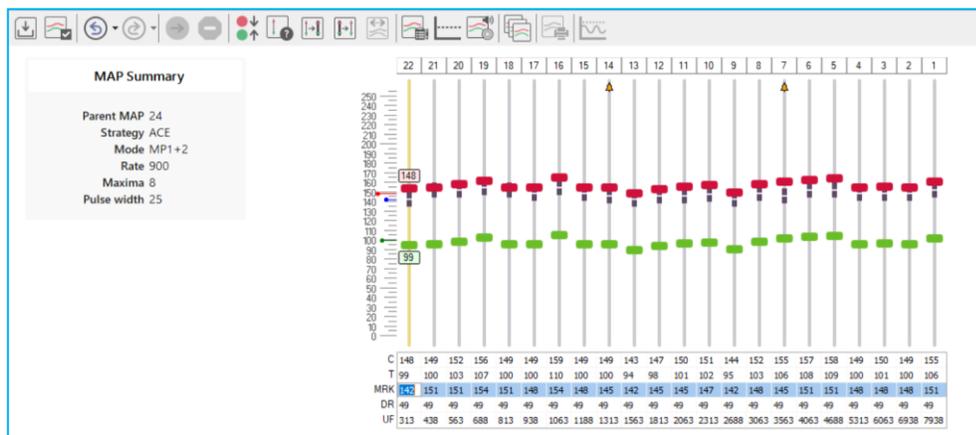


Рисунок 4.3. Настроечная карта пациента с перимодиолярной электродной решеткой, созданная на основе теста регистрации порогов ЕСАР (пороги регистрации ЕСАР выделены синим маркером).

После повышения уровня стимуляции у пациента поинтересовались, не появилось ли дискомфортных ощущений. В данном случае, пациент не отмечал дискомфорта, поэтому была проведена повторная речевая аудиометрия с обновленными параметрами настройки. Результаты исследования представлены на рисунке 4.4.

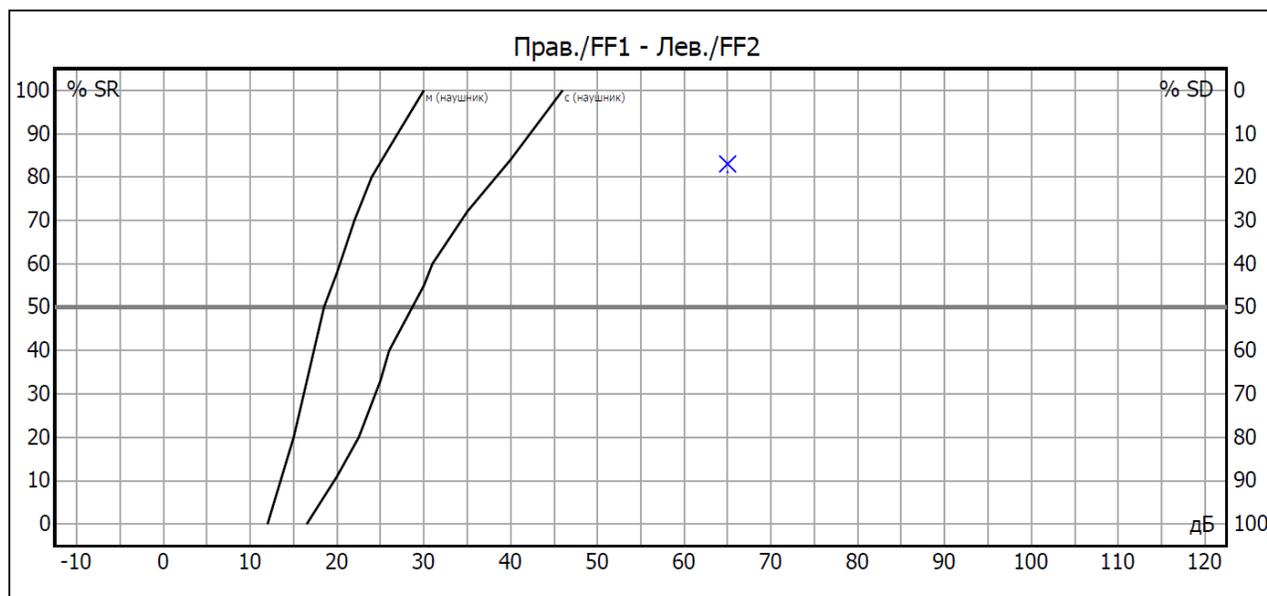


Рисунок 4.4. Результаты речевой аудиометрии после настройки №2 процессора у пациента Ч., 9 лет.

Повторная речевая аудиометрия показала положительную динамику показателя разборчивости речи – 83%, что превышает контрольное значение, поэтому настроечная сессия была завершена.

Клинический пример 2.

Выписка из амбулаторной карты пациента П, 7 лет. Диагноз: сенсоневральная тугоухость IV степени (глухота). Состояние после кохlearной имплантации справа.

Пациент – пользователь системы кохlearной имплантации Med-El (прямая электродная решетка) в течение четырех лет. Со слов родственников, последние 6 месяцев отсутствует прогресс в развитии слухоречевых навыков, а знакомые ранее слова часто путает, при этом реакция на тихие звуки хорошая.

Проведение регистрации порогов электрически вызванного потенциала действия слухового нерва пациента на всех каналах системы (рисунок 4.5) позволило создать начальную индивидуальную конфигурацию настроечной карты, где

начальный уровень стимуляции для каждого канала находится на уровнях соответствующих порогам ЕСАР от 1 до 12 каналов. Затем повышали уровень порогов максимального комфорта до достаточного уровня разборчивости речи, изначально на субъективных ощущениях, с последующей верификацией методом речевой аудиометрии до диапазона эффективных значений от 17,86 qu до 21,32 qu (1 – 12 каналы; верхний уровень в динамическом диапазоне слуха) под контролем речевой аудиометрии (рисунок 4.6. Пороги ЕСАР (ART) – начальный комфортный уровень в динамическом диапазоне слуха).

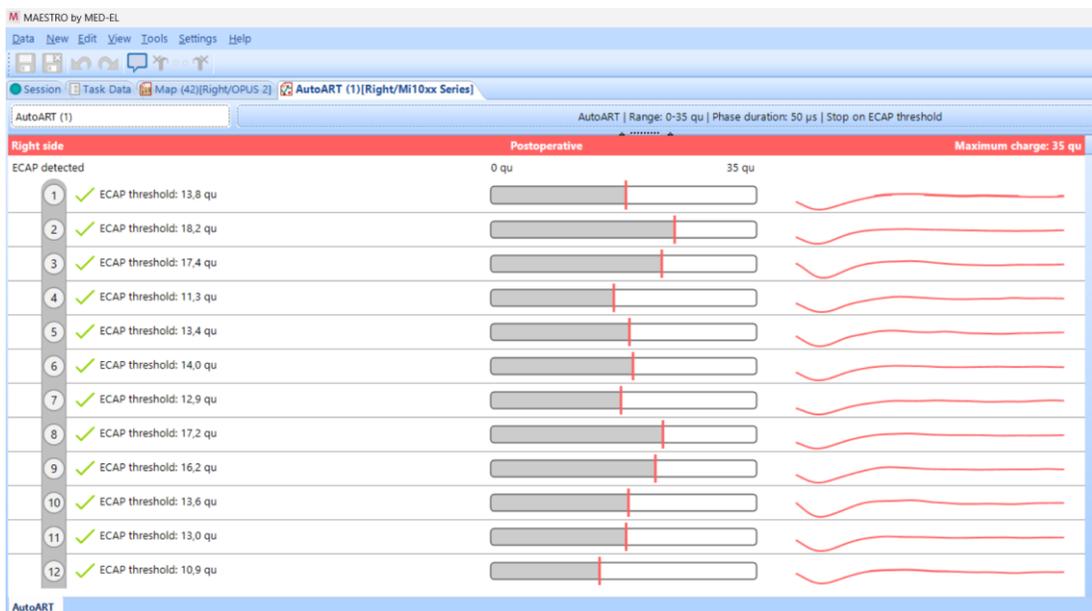


Рисунок 4.5. Зарегистрированные пороги ЕСАР у пациента П. Основа первоначальной установки комфортных уровней стимуляции.



Рисунок 4.6. Настроечная карта пациента с прямой электродной решеткой, созданная на основе теста регистрации порогов ЕСАР.

Показатель речевой аудиометрии, проведенной после настройки процессора составил 87% при интенсивности стимула подачи речевого материала 70 дБ УЗД (Рисунок 4.7).

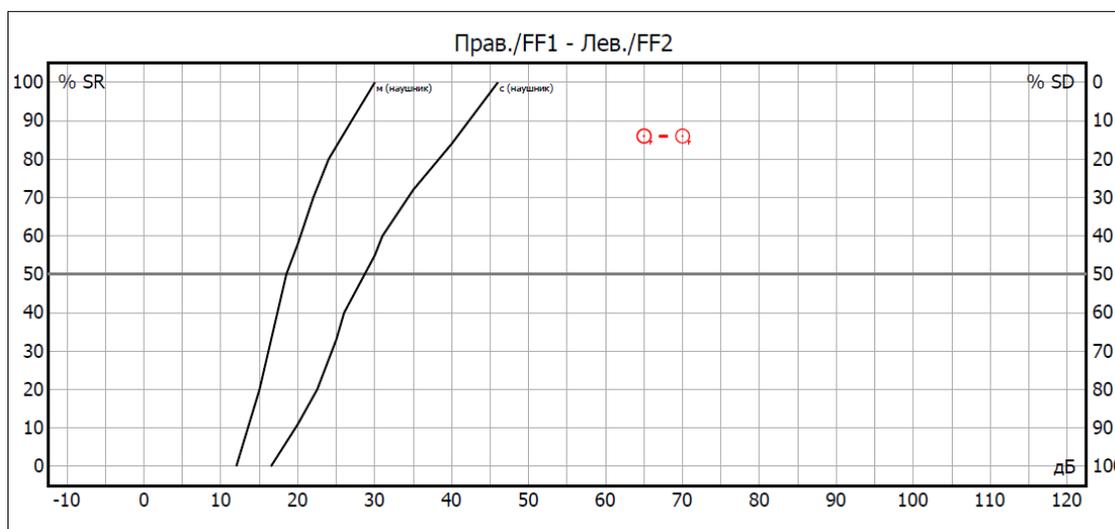


Рисунок 4.7. Результаты речевой аудиометрии после настройки процессора КИ у пациента П., 6 лет.

Из включенных в исследование 88 пациентов у 26 детей первоначальный тест разборчивости речи показал значение менее 80% (16 пациентов – пользователей КИ Med-El и 10 пациентов – пользователей КИ Cochlear). Всем 26 пациентам была выполнена коррекция параметров настройки описанным выше способом. Результаты динамики показателей роста показателей разборчивости речи представлены в таблице 4.1.

Таблица 4.1. Сравнение показателей разборчивости речи до и после коррекции РП, n = 26.

Показатель	Минимум	Максимум	Среднее	Стандартное отклонение
Разборчивость речи в % в СЗП до коррекции настроек РП	37	79	60,73	15,538
Разборчивость речи в % СЗП после коррекции настроек с регистрацией ЕСАР	80	100	91,73	8,690

Ни у одного из пациентов, кому проводили настройку по разработанному алгоритму не отмечено отсутствие положительной динамики разборчивости речи или регресса. Общий средний результат показателя разборчивости речи, зафиксированный при окончательном проведении речевой аудиометрии превысил значение 80% (Mean =91,73±8,69, p <0,05). Сравнение результатов речевой аудиометрии до и после настройке по предложенной методике показан на рисунке 4.8 (Рисунок 4.8).

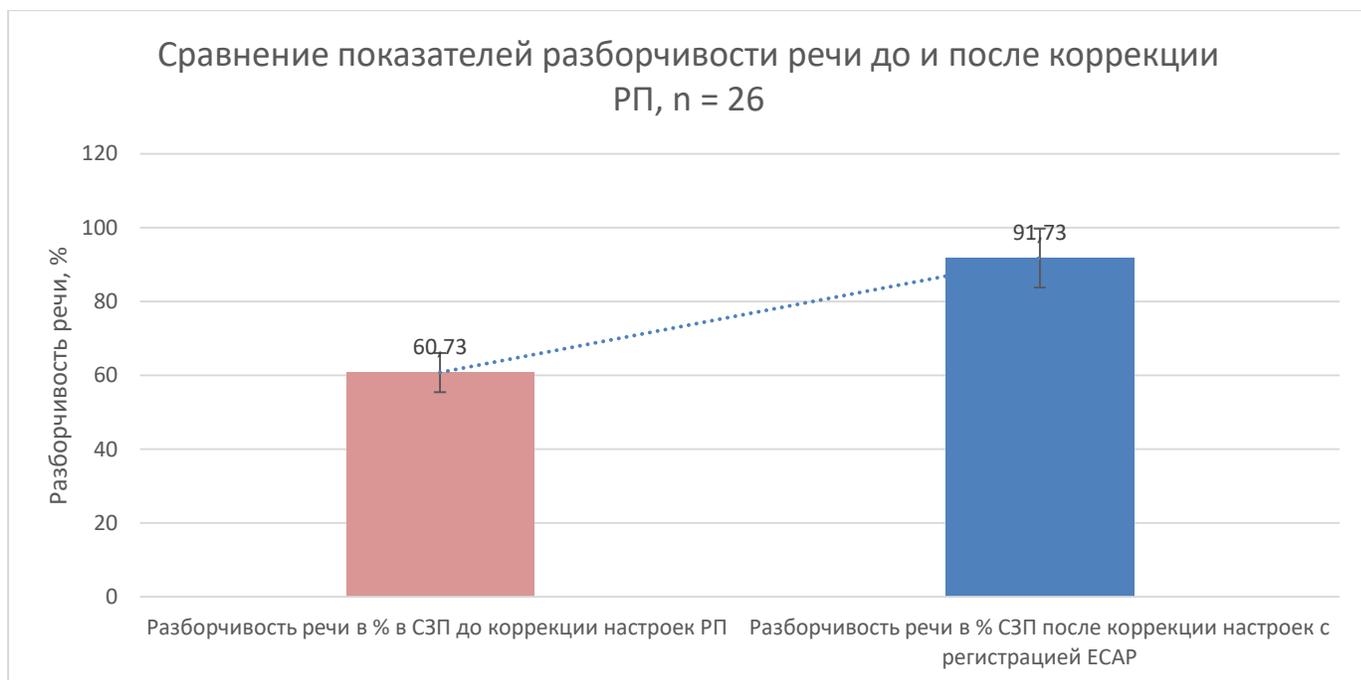


Рисунок 4.8. Динамика показателей разборчивости речи до и после коррекции РП.

Полученные нами результаты корреспондируют с результатами других (в т.ч. зарубежных) исследований, в которых была показана клиническая значимость применения профиля порогов регистрации ЕСАР для программирования процессора КИ, но при этом не было предложено подходов к обоснованию остановки увеличения уровней электростимуляции в процессе настройки.

По сравнению с другими объективными методами диагностики, которые можно использовать для настройки процессора (регистрация электрически вызванного стапедиального рефлекса, регистрация электрически вызванных слуховых коротколатентных или корковых потенциалов мозга), методика регистрации ЕСАР не требует применения дополнительного оборудования и требует при проведении существенно меньше времени, что критически важно, в том числе для переносимости процедуры настройки пациентами. Данные факты обосновывают перспективность изучения применения регистрации ЕСАР в различных аспектах – например, в процессе реабилитации пациентов после кохлеарной имплантации.

Результаты, полученные в ходе данного исследования, показывают возможность применения конфигурации (профиля) зарегистрированных порогов ЕСАР для создания оптимальной настроечной карты.

ГЛАВА 5. РЕЗУЛЬТАТЫ АУДИОМЕТРИЧЕСКОГО ОБСЛЕДОВАНИЯ И ПСИХОФИЗИЧЕСКОЙ ОЦЕНКИ

5.1 Взаимосвязь показателей тональной пороговой аудиометрии в свободном звуковом поле и речевой аудиометрии

Настройка – создание индивидуальной карты звуковосприятия в процессоре системы кохлеарной имплантации (КИ) у пациентов, перенесших операцию КИ, является залогом эффективной реабилитации и развития речи на этапе реабилитации. Проведение тональной пороговой аудиометрии (ТПА) у пациентов после КИ на акустические стимулы в процессе слухоречевой реабилитации традиционно проводят для оценки эффективности настройки процессора. Также, данное исследование востребовано при проведении обследования при верификации порогов звуковосприятия по запросу медико-социальной экспертизы или в спорных ситуациях определения функционирования всей системы КИ для обоснованности гарантийного ремонта за счет способности метода оценивать работу системы КИ в целом: «процессор - имплант - слуховой нерв – корковые центры звуковосприятия». При этом результаты ТПА могут быть схожи у пациентов с различной степенью развития речевых навыков. В ходе нашего исследования, в однородной группе пациентов с развитыми речевыми навыками и учащихся общеобразовательных учреждений, мы провели сравнительный анализ результатов ТПА и речевой аудиометрии.

Для определения поведенческих порогов всем испытуемым обеих групп ($n = 88$) проводили тональную пороговую аудиометрию с процессором КИ в свободном звуковом поле при помощи клинического аудиометра Interacoustics AC40 на основных речевых частотах 500, 1000, 2000, 4000 Гц. Акустическую стимуляцию осуществляли в стандартном режиме, с использованием громкоговорителя SP-90 (входная мощность 40 – 80 Вт, частотный диапазон 125 – 8000 Гц, максимальный

уровень звукового давления до 100 дБ), расположенного под углом 45° на расстоянии 1 метра от микрофона речевого процессора. Уровень фонового шума не превышал 60 дБ (рисунок 5.1).



Рисунок 5.1 Методика определения поведенческих порогов (ТПА в свободном звуковом поле).

В зависимости от используемой системы КИ значимых различий между средними порогами ТПА не выявлено (рисунки 5.2 – 5.5).

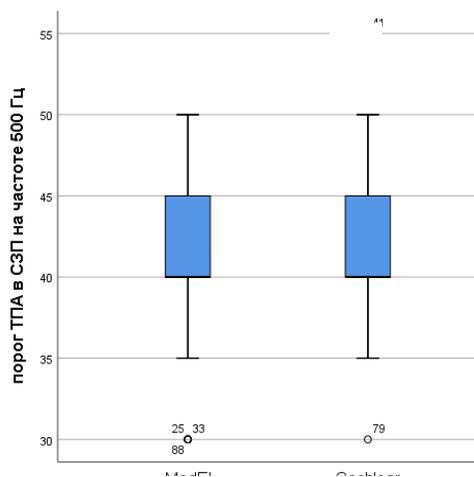


Рисунок 5.2 Средний порог ТПА на частоте 500 Гц в зависимости от используемой системы КИ.

Параметры настройки КИ считают удовлетворительными, если пороги звуковосприятия при проведении ТПА находятся в диапазоне до 40 дБ. Для частоты 500 Гц пороги звуковосприятия соответствуют параметрам корректной настройки у пациентов с имплантами от производителей, включенных в исследование.

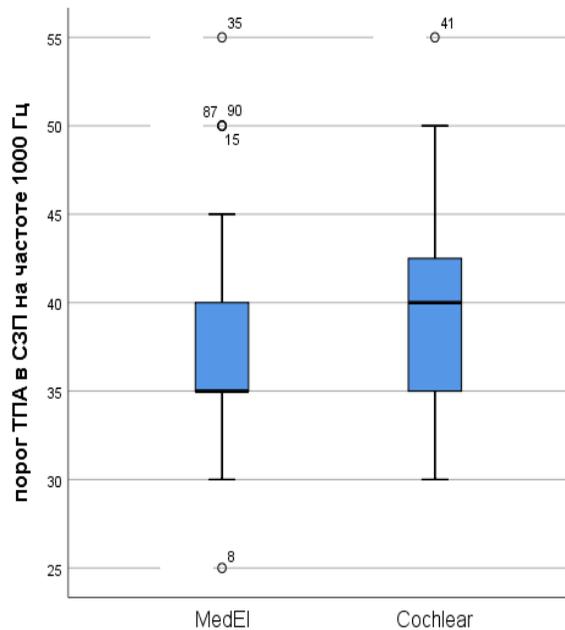


Рисунок 5.3 Средний порог ТПА на частоте 1000 Гц в зависимости от используемой системы КИ.

Для частоты 1000 Гц значения порогов звуковосприятия также попадают под критерии корректной настройки процессора КИ. Каждая из частотных полос, в том числе исследуемые нами значения, соответствуют различным речевым звукам и связанными с ними частотными представительствами в улитке внутреннего уха, что предопределяет корректность настройки для каждого из частотных каналов.

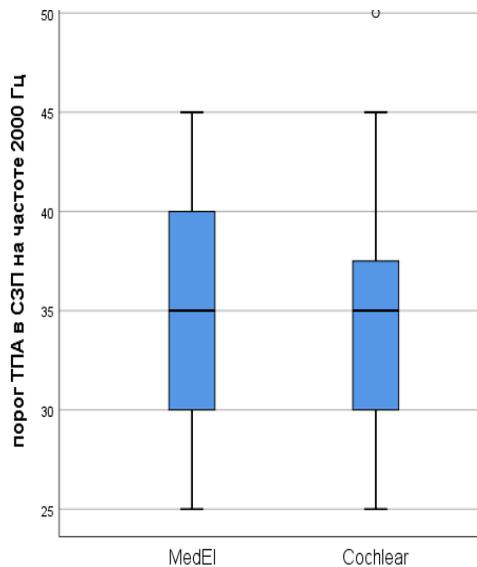


Рисунок 5.4 Средний порог ТПА на частоте 2000 Гц в зависимости от используемой системы КИ.

При выполнении условий корректной настройки необходимо учитывать состояние параметров настройки микрофс (разнонаправленная установка) процессора КИ, что может влиять на субъективное ощущение звуковосприятия. В своей работе мы использовали параметры установки микрофона 90% для системы КИ Med-El и 6 – для процессоров производителя Cochlear.

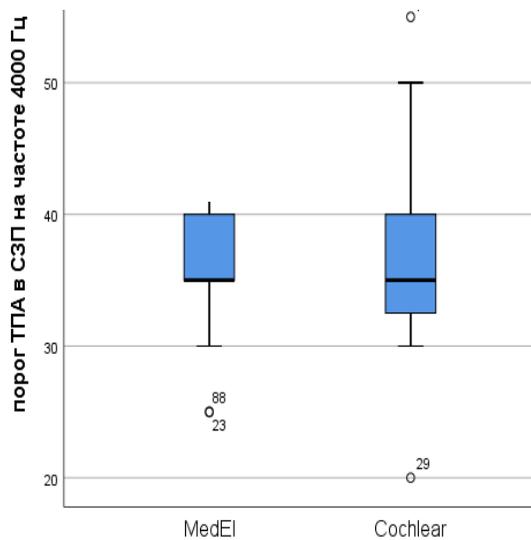


Рисунок 5.5 Средний порог ТПА на частоте 4000 Гц в зависимости от используемой системы КИ.

Для частоты 4000 Гц общая закономерность распределения сохраняется, что обеспечивает равномерное восприятие звуков с различными частотными характеристиками, обеспечивая потенциально полное речевосприятие.

Объединенные данные по порогам звуковосприятия в свободном звуковом поле представлены ниже (Рисунок 5.6).

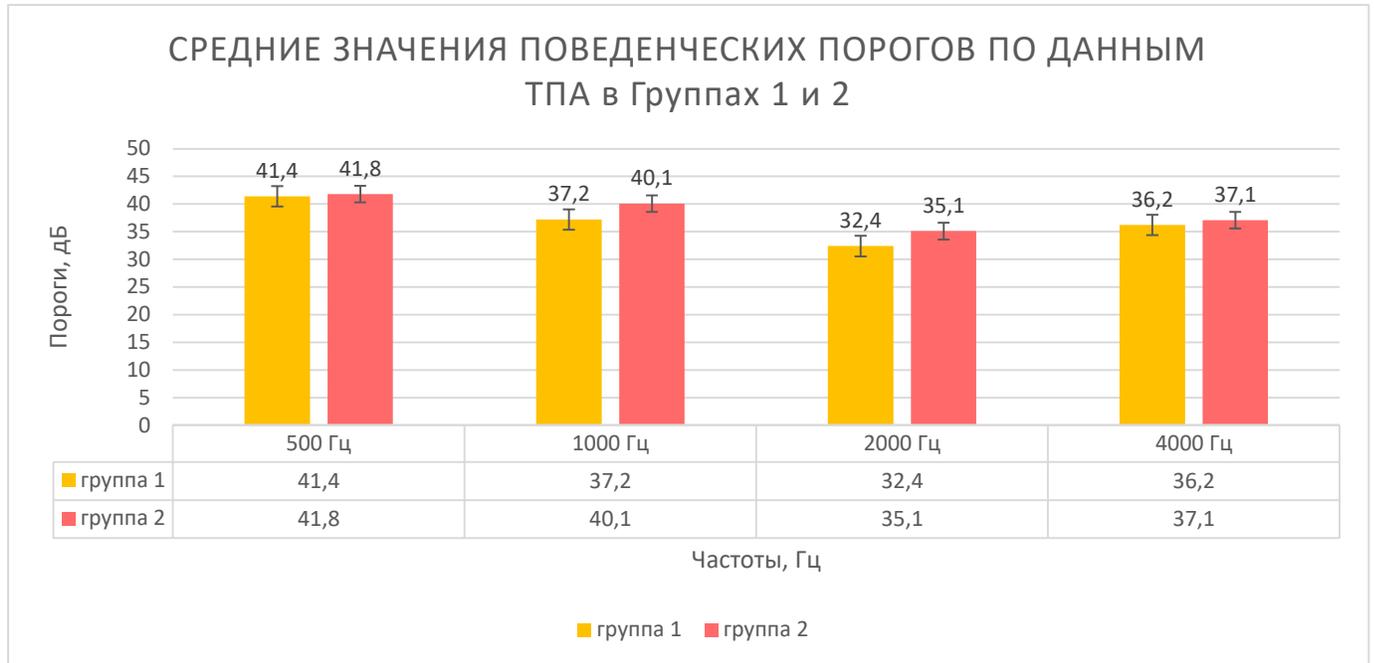


Рисунок 5.6. Пороги звуковосприятия в свободном звуковом поле в группах 1 и 2.

Обобщая полученные данные, можно констатировать, что показатели тональной пороговой аудиометрии у пациентов с КИ с активированным процессором на акустические стимулы в свободном звуковом поле соответствовали критериям корректной настройки. Обобщенные результаты ТПА у пациентов 1 и 2 группы приведены в таблице 5.1 и на рисунке 5.7.

Таблица 5.1 Результаты сравнения средних значений поведенческих порогов по данным ТПА

Речевые частоты	500Гц	1000 Гц	2000Гц	4000Гц
Средние значения порогов восприятия, дБ	41,61±5,4	38,72±6,25	33,72±5,16	36,67±5,08

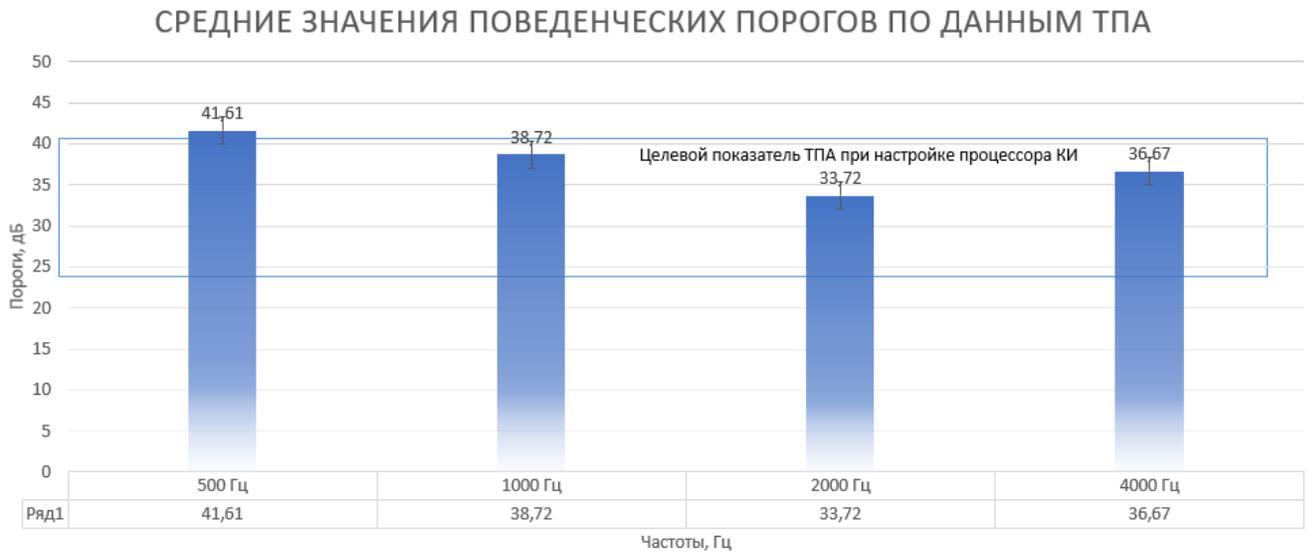


Рисунок 5.7. Средние пороги звуковосприятия по данным тональной аудиометрии в свободном звуковом поле.

Далее, согласно дизайну исследования, всем пациентам проводили речевую аудиометрию в условиях посредством оборудования, использованном ранее для проведения ТПА.

Речевую аудиометрию в свободном звуковом поле проводили традиционным способом, с подачей речевого материала интенсивностью 65 дБ УЗД через громкоговорители (колонки), расположенные под углом 45° на расстоянии 1 метра от микрофона процессора. В качестве речевого материала, в зависимости от возраста, использовали две батареи тестов открытого выбора на русском языке. У пациентов возрастной группы 7 лет применяли детскую батарею тестов с использованием разноточных слов для тестирования детей 3-7 лет (8 таблиц из 6 слов). У испытуемых в возрасте от 8 до 17 лет использовали батарею тестов для взрослых, с применением разноточных слов (14 таблиц из 10 слов). Среднее значение разборчивости речи колебалось в пределах от 17 до 89% (Mean=70,73±15,53).

Таким образом, показатели ТПА не могут быть исчерпывающим показателем эффективности настройки процессора системы КИ, поскольку они не являются характеристикой разборчивости речи. Вместе с тем тест ТПА на акустические стимулы может быть информативен в начальном периоде слухоречевой реабилитации для оценки равномерности восприятия звуков различных частот и для субъективной оценки целостности системы «процессор - имплант - слуховой нерв – корковые центры звуковосприятия».

5.2 Психофизическая оценка уровней комфортной стимуляции на различных частотных представительствах электродной решетки у пациентов с развитыми речевыми навыками

Эффективная настроечная карта процессора позволяет пациенту воспринимать звуки различной частоты в пределах так называемого динамического диапазона – минимального (пороговый уровень стимуляции, при котором у пациента возникают слуховые ощущения) и максимального (уровень максимального комфорта) значений электрической стимуляции слухового нерва, установленных отдельно для каждого канала стимуляции системы КИ. Напротив, неоптимально установленные параметры стимуляции слухового нерва снижают показатели разборчивости речевого материала. Недостаточный уровень максимально комфортной стимуляции снижает звуковосприятие, а чрезмерный приводит к дискомфортным ощущениям, вплоть до болевых и также приводит к снижению разборчивости речи. Низкие уровни пороговой стимуляции не позволяют воспринимать тихие звуки, а высокие значения данного параметра делают громкими фоновые шумы, что снижает разборчивость речи. Современные алгоритмы настройки позволяют устанавливать пороговые уровни стимуляции автоматически (система Med-El, пациенты 2 группы исследования) или рекомендуют значение динамического диапазона относительно максимального уровня комфортной стимуляции (система Cochlear, пациенты 1 группы исследования). Значение уровня максимального комфорта в современном

алгоритме настройки по-прежнему остается критической характеристикой настройки. Классический подход к установке параметра максимального уровня комфорта предполагает постепенное последовательное повышение уровня стимуляции на канале системы с оценкой пациентом своих психофизических ощущений от получаемых слуховых ощущений по шкале «тихо – хорошо – громко – дискомфорт». По достижении дискомфортных ощущений необходимо на один шаг (то значение последовательности, с которым проводили повышение) динамического изменения стимуляции понизить уровень и сохранить его для данного канала как значение уровня комфортной стимуляции. На основании порогов звуковосприятия и комфорта создают настроечную карту, которая обеспечивает слуховые ощущения. При таком алгоритме настройки, при активации процессора, когда происходит стимуляция на всех каналах системы, пациенты как правило отмечают дискомфортные ощущения, а показатели разборчивости речи бывают низкими, что требует повторных настроек. Кроме того, такой подход помимо временных затрат является трудновыполнимым у детей младшего возраста и пациентов с сочетанной неврологической патологией.

Для пациентов обеих групп, где результаты слухоречевой реабилитации признаны эффективными (высокие показатели разборчивости речи в сочетании с посещением общеобразовательных учебных заведений) мы провели оценку существующих уровней комфортной стимуляции по шкале психофизических ощущений «тихо – хорошо – громко – дискомфорт».

В группе 1 (пациенты с перимодиолярной электродной решеткой) распределение слуховых ощущений по каналам показано в таблице 3.2.

Таблица 5.2 Распределение слуховых ощущений при стимуляции на значениях уровней комфорта по каналам действующей настроечной карты у пациентов из группы 1 (система КИ Cochlear), n = 40

№ канала стимуляции	Частотная характеристика канала, Гц	Слуховые ощущения при стимуляции на уровнях комфорта, количество наблюдений			
		тихо	хорошо	громко	дискомфорт
22	313	0	12	36	0
21	438	0	13	35	0
20	563	0	10	38	0
19	688	0	8	40	0
18	813	0	10	38	0
17	938	1	10	37	0
16	1063	1	11	36	0
15	1188	2	12	34	0
14	1313	0	12	36	0
13	1563	1	11	36	0
12	1813	2	11	35	1
11	2063	1	13	34	0
10	2313	2	10	36	0
9	2688	3	12	33	0
8	3063	3	16	29	0
7	3563	5	13	28	0
6	4063	7	15	26	0
5	4688	2	21	25	1
4	5313	3	23	22	0
3	6063	6	17	25	0
2	6938	4	21	23	1
1	7938	7	23	18	0

В первой группе пациентов было выявлено ощущение дискомфорта при стимуляции канала (3 наблюдения), вследствие чего был снижен уровень

стимуляции на канале на один шаг (2 токовые единицы Cochlear) – дискомфортные ощущения прекратились.

Для группы пациентов с перимодиолярной электродной решеткой характерно преобладание характеристики «громко» и «хорошо» по сравнению с группой 2, что можно объяснить расположением стимулирующих электродов вблизи спирального ганглия, что при большей плотности сохранных нейронов (вблизи спирального ганглия) дает более выраженные психофизические слуховые ощущения.

В группе испытуемых с перимодиолярной электродной решеткой среди психофизических ощущений при стимуляции каналов на уровнях комфорта преобладала оценка своих слуховых ощущений как «громко». Распределение ответов в данной группе испытуемых представлено в таблице 5.3.

Таблица 5.3 Распределение слуховых ощущений при стимуляции каналов на уровнях комфорта в системе КИ с перимодиолярной электродной решеткой, n = 40

Параметр оценки	Распределение слуховых ощущений при стимуляции на уровнях комфорта, %			
	тихо	хорошо	громко	дискомфорт
ср знач., %	4,73	28,79	66,15	0,33
ср откл.	3,75	7,11	11,09	0,55

Далее была проведена оценка психофизических ощущений в группе 2. Результаты представлены в таблице 5.4.

Таблица 5.4 Распределение слуховых ощущений при стимуляции на значениях уровней комфорта по каналам действующей настроечной карты у пациентов из группы 1 (система КИ Med-El), n=48

№ канала стимуляции	Частотная характеристика	Слуховые ощущения при стимуляции на уровнях комфорта, количество наблюдений
---------------------	--------------------------	---

	канала, Гц	тихо	хорошо	громко	дискомфорт
1	120	6	32	2	0
2	235	4	30	3	1
3	384	7	33	0	0
4	580	3	29	8	0
5	836	6	32	1	1
6	1175	4	34	2	0
7	1624	5	34	1	0
8	2222	5	35	0	0
9	3020	5	30	5	0
10	4084	7	28	5	0
11	5507	6	29	5	0
12	7410	8	30	2	0

Большинство пациентов с эффективной настройкой субъективно оценивали слуховые ощущения как хорошие несмотря на то, что критерием установки данного параметра (уровень комфортной стимуляции) является ощущение громкого звука, граничащего с дискомфортным. Два наблюдения показали дискомфортные ощущения на каналах. При снижении на один шаг (0,5 токовых единиц Med-EI) ощущение дискомфорта прекратилось.

В группе испытуемых с прямой электродной решеткой при оценке психофизических ощущений при стимуляции каналов на уровнях комфорта большинство пациентов охарактеризовало свои слуховые ощущения как «хорошо». Подробное распределение ответов для всех каналов представлено в таблице 5.5.

Таблица 5.5 Распределение слуховых ощущений при стимуляции каналов на уровнях комфорта в системе КИ с прямой электродной решеткой, n = 48

Параметр оценки	Распределение слуховых ощущений при стимуляции на уровнях комфорта, %			
	тихо	хорошо	громко	дискомфорт
ср знач., %	13,58	78,54	7,48	0,4
ср откл.	2,91	5	4,93	0,69

При этом, ни в первой, ни во второй группе, ни у одного пациента не было выявлено однородных слуховых ощущений для каждого канала системы, а сами пациенты, несмотря на доказанный эффект слухоречевой реабилитации, что говорит, в т.ч. и об эффективности настройки процессора, не всегда могли сразу оценить стимул по категориям «тихо – хорошо – громко – дискомфорт». В обеих группах, при ощущении пациентом слухового ощущения с характеристикой «дискомфорт», проводили снижение на один и более шаг вплоть до изменения на характеристику «громко». Таким образом, финальное распределение слуховых ощущений в обеих группах представлено на рисунке 5.8.

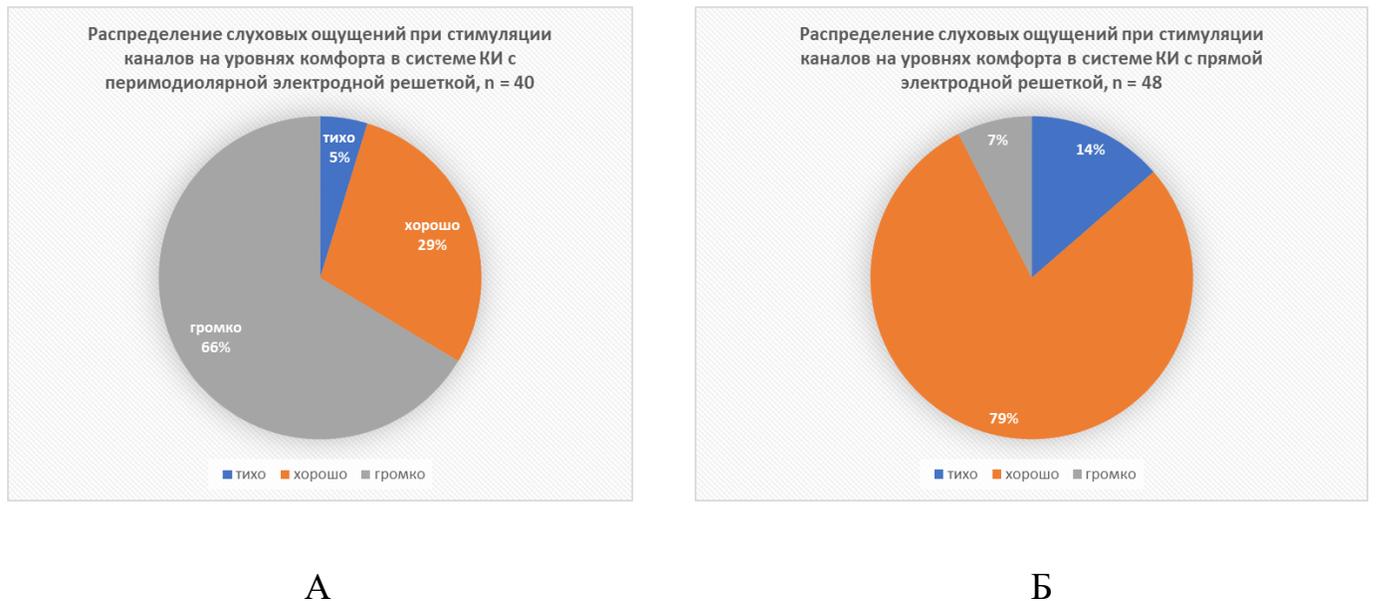


Рисунок 5.8. Распределение психофизических ощущений на каналах системы КИ в группах 1 (А) и 2 (Б).

Таким образом, настройка процессора по субъективным слуховым ощущениям не может считаться исчерпывающей и требует дополнительной верификации с возможной последующей коррекцией параметров стимуляции. Однако, как показывают результаты данного фрагмента исследования, даже у пациентов, не предъявляющих жалобы на дискомфорт, могут быть выявлены отдельные каналы, уровни стимуляции которых вызывают дискомфортные ощущения. Это необходимо учитывать в процессе настройки, и при неоптимальных результатах, в том числе по показателям разборчивости речи, в том числе субъективных, необходимо прибегать к тестированию психофизических ощущений на стимуляцию всех каналов системы на уровнях комфортной стимуляции для выявления возможных дискомфортных ощущений с последующим их устранением.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Показатель разборчивости речи у пациентов с глухотой после операции кохлеарной имплантации (КИ) является ключевым индикатором эффективности данного вмешательства. Данная характеристика зависит от множества факторов: возраста проведения КИ, продолжительности и этиологии глухоты, уровня развития когнитивных и слухоречевых навыков. Дополнительное влияние на разборчивость речи оказывают характеристики расположения электрода импланта, такие как глубина и полнота введения. В ряде случаев, для улучшения разборчивости речи необходимо учитывать расположение электродных контактов по отношению к соответствующим частотным областям Кортиева органа.

Настройка процессора КИ, создание индивидуальной настроенной программы прослушивания (карты), определяет параметры звуковосприятия, и, соответственно, влияет на разборчивость речи. Поскольку каждая настроенная карта является уникальной не только для конкретного пациента, но и для его правого и левого уха (в случае билатеральной установки) и меняется в течение всего послеоперационного периода, особенно в первые 1–2 года, проблема усовершенствования подходов к проведению эффективной настройки не теряет своей актуальности. Оптимально созданная карта процессора позволяет пациенту воспринимать звуки различной частоты в пределах так называемого динамического диапазона – минимального (пороговый уровень стимуляции, при котором у пациента возникают слуховые ощущения) и максимального (уровень максимального комфорта) значений электрической стимуляции слухового нерва, установленных отдельно для каждого канала стимуляции системы КИ. Неоптимально установленные параметры данных значений снижают показатели восприятия речевого материала. Недостаточный уровень максимального комфорта снижает звуковосприятие, а чрезмерный – может привести к дискомфортным ощущениям, вплоть до болевых: дальнейшее использование такой карты также приведет к снижению разборчивости речи. Низкие

пороговые уровни стимуляции не позволяют воспринимать тихие звуки, а высокие значения данного параметра делают громкими фоновые шумы, что снижает разборчивость речи. Принято считать, что оптимально установленные параметры динамического диапазона позволяют воспринимать тональные стимулы в свободном звуковом поле (тональная пороговая аудиометрия) в диапазоне 20 – 40 Децибел (дБ) нормального порога слуха (нПс). Результаты нашего исследования показали, что достижение только лишь данного показателя не является достаточным для характеристики эффективной настройки. Среди групп пациентов все участники исследования имели порги звуковосприятия в свободном звуковом поле в рекомендуемом диапазоне, однако, показатель разборчивости речи варьировал от 17 до 89% (Mean=70,73±15,53). В связи с этим был разработан алгоритм настройки процессора, задействующий электрофизиологический и психофизический методы.

В качестве электрофизиологического метода была использована методика регистрации потенциала действия слухового нерва (Electrically Evoked Compound Action Potential – ECAP) как пособие для создания исходной конфигурации настроечной карты. ECAP представляет собой вызванный ответ слухового нерва на электростимуляцию, который регистрируют с помощью соответствующего модуля программного обеспечения системы КИ. Развитие данной технологии делает возможным использование профиля порогов максимального комфорта (максимальный уровень стимуляции на каждом канале). Нами был предложен подход к настройке процессора, когда изначально созданный профиль настроечной карты (уровни комфортной стимуляции для каждого канала системы) меняли под контролем показателя разборчивости речи – проводили речевую аудиометрию и по достижении показателя свыше 80% настройку прекращали. Данный алгоритм заложен в основу полученного нами Патента РФ на изобретение № 2778903 «Способ настройки процессора кохлеарного импланта».

В исследовании сравнивали соотношение показателей ЕСАР и уровней комфортной стимуляции у пациентов с электродными решетками от разных производителей. В связи с этим, для сравнительной оценки использовали показатели, выраженные в процентах. Различие в изучаемых показателях, выраженное в процентах ($30,6 \pm 6,1$ для имплантов с прямым типом электродной решетки и $2,4 \pm 2,1$ для систем с перимодиолярным типом), показывает меньшую разность в отношении систем с перимодиолярной электродной решеткой. Данный вывод важен для клинической практики программирования процессора КИ.

Регистрация порогов ЕСАР, по данным литературы, является наиболее частым объективным тестом, который используют для установки первоначальных уровней комфортной стимуляции. 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; 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 ЕСАР 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 ЕСАР. Большая сохранность нейронов в апикальной области при сенсоневральной глухоте также может привести к более низкому порогу ЕСАР по сравнению с другими областями. Отдельно подчеркиваем, что в настоящем исследовании оценивали пороги регистрации ЕСАР на момент проведения речевых тестов поскольку значения ЕСАР в первые 6 месяцев

с момента операции сравнительно более высокие за счет несформированного синхронного ответа на непрерывную стимуляцию от системы КИ. Таким образом, изученные параметры, взаимосвязь значений порогов ЕСАР 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.

Идея применения объективных тестов, не требующих субъективной оценки пациентом своих слуховых ощущений для настройки процессора, является привлекательной ввиду большой доли детей младшего возраста среди пользователей КИ, а также лиц с сочетанной неврологической патологией или когнитивными нарушениями. По сравнению с другими объективными методами диагностики, которые можно использовать для настройки процессора (регистрация электрически вызванного стапедиального рефлекса, регистрация электрически вызванных слуховых коротколатентных или корковых потенциалов мозга), методика регистрации ЕСАР не требует применения дополнительного оборудования и занимает существенно меньше времени, что критически важно для переносимости процедуры настройки пациентами. Данные предпосылки обосновывают перспективность изучения различных аспектов применения регистрации ЕСАР в процессе реабилитации пациентов после кохлеарной имплантации. Результаты, полученные в ходе данного исследования, показывают возможность применения конфигурации (профиля) зарегистрированных порогов ЕСАР для создания оптимальной настроечной карты.

Применение профиля максимально комфортных уровней стимуляции созданного на основе зарегистрированных порогов ЕСАР является перспективным

подходом, особенно на начальном этапе слухоречевой реабилитации после операции кохлеарной имплантации.

ВЫВОДЫ

1. Изучение взаимосвязи показателей порога регистрации потенциала действия слухового нерва и уровней комфортной стимуляции показало достоверно меньшую разность этих характеристик в группе пациентов с периомодиолярным типом электродной по сравнению с группой пациентов с прямой электродной решеткой, что обуславливает подходы к настройке процессора в зависимости от типа электродной решетки.
2. Разработанный алгоритм настройки процессора системы кохлеарной имплантации, включающий обязательную регистрацию порогов ЕСАР и создание на основе данного теста персонифицированной траектории уровней комфорта настроечной карты с последующей модификацией уровня стимуляции под контролем речевых тестов показал свою эффективность. Общий средний результат показателя разборчивости речи у пациентов, которым была проведена настройка процессора согласно предложенному алгоритму, превысил значение 80% ($\text{Mean} = 91,73 \pm 8,69$, $p < 0,05$), что является критерием эффективной реабилитации пациентов после кохлеарной имплантации.
3. Показатели порогов тональной аудиометрии в свободном звуковом поле в группе пациентов после КИ с развитыми речевыми навыками составляли $41,61 \pm 5,4$ дБ для частоты 500 Гц, $38,72 \pm 6,25$ дБ для частоты 1000 Гц, $33,72 \pm 5,16$ для частоты 2000 Гц и $36,67 \pm 5,08$ для частоты 4000 Гц. При сопоставимых параметрах ТПА показатели разборчивости речи у пациентов с КИ различались от 17 до 89% ($\text{Mean} = 70,73 \pm 15,53$).
4. Психофизические пороги уровней комфортной стимуляции у пациентов с развитыми речевыми навыками, имеющих различный тип электродной решетки, имеют неоднородные психофизические характеристики. Пациенты с

прямым типом решетки в основном воспринимают комфортные уровни стимуляции как характеристику преимущественно с оценкой «хорошо» (78,54% наблюдений), пользователи КИ с перимодиолярным типом решетки воспринимают комфортную стимуляцию с характеристикой «громко» (66,15%). При этом, ни в первой, ни во второй группе, не было выявлено однородных слуховых ощущений для каждого канала системы, а сами пациенты, несмотря на доказанный эффект от слухоречевой реабилитации, не всегда могли сразу оценить стимул по категориям «тихо – хорошо – громко – дискомфорт».

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Для повышения эффективности настройки процессора рекомендовано применять подход к настройке процессора КИ, включающий обязательную регистрацию порогов ЕСАР и создание на основе полученных данных конфигурацию уровней комфортной стимуляции настроечной карты с последующей модификацией под контролем речевых тестов с учетом типа электродной решетки. По сравнению с другими объективными методами диагностики, методика регистрации ЕСАР не требует применения дополнительного оборудования и занимает существенно меньше времени, что критически важно, в том числе для переносимости процедуры настройки пациентами.
2. Тест тональной пороговой аудиометрии на акустические стимулы в свободном звуковом поле наиболее информативен в начальном периоде слухоречевой реабилитации для оценки равномерности восприятия звуков различных частот и для субъективной оценки целостности системы «процессор - имплант - слуховой нерв – корковые центры звуковосприятия». При этом, показатели тональной пороговой аудиометрии у пациентов с КИ не являются мерой оценки развития речевых навыков, что делает данное исследование менее информативным в отдаленном периоде слухоречевой реабилитации после кохлеарной имплантации.
3. Настройка процессора по субъективным психофизическим ощущениям требует дополнительной верификации с возможной последующей коррекцией параметров стимуляции. К оценке психофизических ощущений на стимуляцию каналов системы КИ на уровнях комфортной стимуляции необходимо прибегать в процессе настройки, и при неоптимальных результатах, для выявления возможных дискомфортных ощущений с последующим их устранением.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

дБ – Децибел

дБ нПс – Децибел над нормальным порогом слуха

дБ УЗД – Децибел уровня звукового давления

КИ – кохлеарная имплантация

КТ – компьютерная томография

МСКТ – мультиспиральная компьютерная томография

КЛКТ – конуснo-лучевая компьютерная томография

ТПА – тональная пороговая аудиометрия

РП – речевой процессор системы кохлеарной имплантации

ЕСАР – Evoked Compound Action Potentials - электрически вызванный потенциал действия слухового нерва

СГ (SG) - спиральный ганглий

СЗП – свободное звуковое поле

MCL – Most Comfortable Level - максимально комфортный уровень стимуляции

CL – Comfortable Level – уровень комфортной стимуляции

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бобошко М.Ю., Савенко И.В., Гарбарук Е.С. и др. Практическая сурдология. — СПб.: Изд-во «Династия»; 2021. — 420 с.
2. Таварткиладзе, Г. А. Кохлеарная имплантация / Г. А. Таварткиладзе. — Москва : Святигор Пресс, 2004. — 84 с. — ISBN 5-93189-021-1. — EDN QLGDFX.
3. Раннее выявление и коррекция нарушений слуха у детей первых лет жизни : Методическая разработка / Г. А. Таварткиладзе, Т. Г. Гвелесиани, Е. Р. Цыганкова [и др.] ; ГОУ ВПО "Российская медицинская академия последиplomного образования". — Москва : Без издательства, 2010. — 34 с. — EDN ZBDIQL.
4. Анализ отдаленных результатов реабилитации пациентов методом кохлеарной имплантации / Г. А. Таварткиладзе, Н. С. Дмитриев, В. И. Федосеев [и др.] // Современные проблемы физиологии и патологии слуха : Материалы 3-го Национального конгресса аудиологов 7-го Международного симпозиума, Суздаль, 26–28 мая 2009 года / Министерство здравоохранения и социального развития Российской Федерации, Федеральное медико-биологическое агентство Российской Федерации, ФГУ "Российский научно-практический центр аудиологии и слухопротезирования" ФМБА России, Российское общество аудиологов. — Суздаль, 2009. — С. 216-217. — EDN GEJYZA.
5. Gnansia D, Demarcy T, Vandersteen C, Raffaelli C, Guevara N, Delingette H, Ayache N. Optimal electrode diameter in relation to volume of the cochlea. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis.* 2016 Jun;133 Suppl 1:S66-7. doi: 10.1016/j.anorl.2016.04.013. Epub 2016 May 27. PMID: 27246746.
6. Wilson BS, Finley CC, Lawson DT, Wolford RD, Eddington DK, Rabinowitz WM. Better speech recognition with cochlear implants. *Nature.* 1991 Jul 18;352(6332):236-8. doi: 10.1038/352236a0. PMID: 1857418.
7. Pisoni DB, Kronenberger WG, Harris MS, Moberly AC. Three challenges for future research on cochlear implants. *World J Otorhinolaryngol Head Neck Surg.* 2018 Jan 2;3(4):240-254. doi: 10.1016/j.wjorl.2017.12.010. PMID: 29780970; PMCID: PMC5956139.

8. Dorman MF, Gifford RH. Speech Understanding in Complex Listening Environments by Listeners Fit With Cochlear Implants. *J Speech Lang Hear Res.* 2017 Oct 17;60(10):3019-3026. doi: 10.1044/2017_JSLHR-H-17-0035. PMID: 29049602; PMCID: PMC5945071.
9. Гойхбург, М. В. Отдаленные результаты слухоречевой реабилитации у пациентов после кохлеарной имплантации : специальность 14.01.03 "Болезни уха, горла и носа" : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Гойхбург Марина Валерьевна. – Москва, 2017. – 156 с. – EDN GSLPEX.
10. Русскоязычная версия матричного фразового теста RUMatrix в свободном звуковом поле у пациентов после кохлеарной имплантации / М. В. Гойхбург, В. В. Бахшинян, И. П. Петрова [и др.] // *Вестник оториноларингологии.* – 2016. – Т. 81, № 6. – С. 42-46. – DOI 10.17116/otorino201681642-46. – EDN XVOWHR.
11. Применение русскоязычной версии матричного фразового теста у детей / Е. С. Гарбарук, М. В. Гойхбург, А. Важибок [и др.] // *Вестник оториноларингологии.* – 2020. – Т. 85, № 1. – С. 34-39. – DOI 10.17116/otorino20208501134. – EDN NCIKPQ.
12. Использование математической модели для определения прогноза реабилитации у детей после кохлеарной имплантации / И. П. Петрова, Е. А. Балашова, М. В. Гойхбург [и др.] // *Вестник оториноларингологии.* – 2016. – Т. 81, № 6. – С. 47-50. – DOI 10.17116/otorino201681647-50. – EDN XVOWIB.
13. Гойхбург, М. В. Результаты реабилитации после кохлеарной имплантации / М. В. Гойхбург // *Вестник оториноларингологии.* – 2013. – № 5. – С. 219-220. – EDN DSXJCA.
14. Влияние этиологического фактора на реабилитацию пациентов после кохлеарной имплантации / Ю. К. Янов, В. Е. Кузовков, С. Б. Сугарова [и др.] // *Материалы VII Петербургского международного форума оториноларингологов России, Санкт-Петербург, 25–27 апреля 2018 года.* – Санкт-Петербург: ООО Полифорум, 2018. – С. 206. – EDN XMSDWP.

15. Vogl TJ, Tawfik A, Emam A, Naguib NN, Nour-Eldin A, Burck I, Stöver T. Pre-, Intra- and Post-Operative Imaging of Cochlear Implants. *Rofo*. 2015 Nov;187(11):980-9. doi: 10.1055/s-0035-1553413. Epub 2015 Sep 1. PMID: 26327670.
16. Настройка процессоров кохлеарного импланта с учетом индивидуальной анатомии улитки / С. В. Левин, В. Е. Кузовков, Е. А. Левина [и др.] // Материалы XX съезда оториноларингологов России, Москва, 06–09 сентября 2021 года. – Москва: Полифорум групп, 2021. – С. 222-223. – EDN NVDTDF.
17. Тонотопическая настройка слухового процессора кохлеарного импланта при нормальной анатомии улитки / С. В. Левин, А. С. Лиленко, Е. А. Левина [и др.] // XII форум оториноларингологов России : Материалы научной конференции, Санкт-Петербург, 25–27 апреля 2023 года. – Санкт-Петербург: Полифорум групп, 2023. – С. 98. – EDN IMQQGK.
18. Удаленная долговременная поддержка пациентов с кохлеарными имплантами: концепция, методология и опыт применения / В. Е. Кузовков, Ю. К. Янов, С. Г. Вахрушев [и др.] // Российская оториноларингология. – 2010. – № 6(49). – С. 31-39. – EDN NTYYYP.
19. Использование психоакустических тестов для перцептивной оценки настройки процессора кохлеарного импланта у глухих пациентов / И. В. Королева, Е. А. Огородникова, С. В. Левин [и др.] // Вестник оториноларингологии. – 2021. – Т. 86, № 1. – С. 30-35. – DOI 10.17116/otorino20218601130. – EDN MCMVUH.
20. Настройка речевых процессоров с применением алгоритмов нейросетевой системы / С. В. Левин, А. Н. Наркевич, Ю. К. Янов [и др.] // *Consilium Medicum*. – 2018. – Т. 20, № 3. – С. 73-76. – EDN YUFBSH.
21. Настройка процессора кохлеарного импланта у особых групп пациентов / И. В. Королева, В. И. Пудов, Д. С. Клячко [и др.]. – Санкт-Петербург : Полифорум групп, 2019. – 66 с. – ISBN 978-5-905896-18-7. – EDN UXIINB.
22. "Неслуховые" ощущения у пациентов с кохлеарным имплантом / Е. А. Левина, С. В. Левин, В. Е. Кузовков [и др.] // Материалы XX съезда оториноларингологов России, Москва, 06–09 сентября 2021 года. – Москва: Полифорум групп, 2021. – С. 223. – EDN FEHXYN.

23. Бахшинян, В. В. Современные тенденции и перспективы применения метода телеметрии нервного ответа в реабилитации пациентов после кохлеарной имплантации / В. В. Бахшинян // Вестник оториноларингологии. – 2014. – № 2. – С. 21-25. – EDN SDHQYV.
24. Бахшинян В. В. Корреляция результатов интра- и постоперационной телеметрии нервного ответа с параметрами индивидуальных карт стимуляции у пациентов после кохлеарной имплантации / В. В. Бахшинян // Современные проблемы физиологии и патологии слуха : Материалы 3-го Национального конгресса аудиологов 7-го Международного симпозиума, Суздаль, 26–28 мая 2009 года / Министерство здравоохранения и социального развития Российской Федерации, Федеральное медико-биологическое агентство Российской Федерации, ФГУ "Российский научно-практический центр аудиологии и слухопротезирования" ФМБА России, Российское общество аудиологов. – Суздаль, 2009. – С. 32-33. – EDN NHJZPR.
25. Кечиян, Д. К. Динамика порогов электрически вызванного потенциала действия слухового нерва у имплантированных детей / Д. К. Кечиян, В. В. Бахшинян, Г. А. Таварткиладзе // Вестник оториноларингологии. – 2020. – Т. 85, № 6. – С. 17-22. – DOI 10.17116/otorino20208506117. – EDN HRGWZT.
26. Бахшинян, В. В. Программирование речевого процессора кохлеарного импланта у детей раннего возраста на основе данных регистрации телеметрии нервного ответа / В. В. Бахшинян, А. А. Ясинская, Г. А. Таварткиладзе // Современные проблемы физиологии и патологии слуха : Материалы 3-го Национального конгресса аудиологов 7-го Международного симпозиума, Суздаль, 26–28 мая 2009 года / Министерство здравоохранения и социального развития Российской Федерации, Федеральное медико-биологическое агентство Российской Федерации, ФГУ "Российский научно-практический центр аудиологии и слухопротезирования" ФМБА России, Российское общество аудиологов. – Суздаль, 2009. – С. 34-35. – EDN KHDXRK.
27. Verbist BM, Frijns JH, Geleijns J, van Buchem MA. Multisection CT as a valuable tool in the postoperative assessment of cochlear implant patients. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2005 Feb;26(2):424-9. PMID: 15709150; PMCID: PMC7974105.
28. Aschendorff A, Kubalek R, Turowski B, Zanella F, Hochmuth A, Schumacher M, Klenzner T, Laszig R. Quality control after cochlear implant surgery by means of

- rotational tomography. *Otol Neurotol*. 2005 Jan;26(1):34-7. doi: 10.1097/00129492-200501000-00007. PMID: 15699717.
29. Skinner MW, Holden TA, Whiting BR, Voie AH, Brunnsden B, Neely JG, Saxon EA, Hullar TE, Finley CC. In vivo estimates of the position of advanced bionics electrode arrays in the human cochlea. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*. 2007 Apr;197:2-24. PMID: 17542465.
 30. Wanna GB, Noble JH, McRackan TR, Dawant BM, Dietrich MS, Watkins LD, Rivas A, Schuman TA, Labadie RF. Assessment of electrode placement and audiological outcomes in bilateral cochlear implantation. *Otol Neurotol*. 2011 Apr;32(3):428-32. doi: 10.1097/MAO.0b013e3182096dc2. PMID: 21283037; PMCID: PMC4144165.
 31. Carner M, Colletti L, Shannon R, Cerini R, Barillari M, Mucelli RP, Colletti V. Imaging in 28 children with cochlear nerve aplasia. *Acta Otolaryngol*. 2009 Apr;129(4):458-61. doi: 10.1080/00016480902737978. PMID: 19263257.
 32. Widmann G, Dejaco D, Luger A, Schmutzhard J. Pre- and post-operative imaging of cochlear implants: a pictorial review. *Insights Imaging*. 2020 Aug 15;11(1):93. doi: 10.1186/s13244-020-00902-6. PMID: 32803542; PMCID: PMC7429612.
 33. Morrel WG, Riojas KE, Webster RJ 3rd, Noble JH, Labadie RF. Custom mastoid-fitting templates to improve cochlear implant electrode insertion trajectory. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2020 Oct;15(10):1713-1718. doi: 10.1007/s11548-020-02193-0. Epub 2020 May 14. PMID: 32409852; PMCID: PMC8163487.
 34. van der Marel KS, Briaire JJ, Wolterbeek R, Snel-Bongers J, Verbist BM, Frijns JH. Diversity in cochlear morphology and its influence on cochlear implant electrode position. *Ear Hear*. 2014 Jan-Feb;35(1):e9-20. doi: 10.1097/01.aud.0000436256.06395.63. PMID: 24196418.
 35. Mistrík P, Jolly C. Optimal electrode length to match patient specific cochlear anatomy. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis*. 2016 Jun;133 Suppl 1:S68-71. doi: 10.1016/j.anorl.2016.05.001. Epub 2016 May 27. PMID: 27246743.
 36. Vu TH, Perazzini C, Puechmaille M, Bachy A, Mulliez A, Boyer L, Mom T, Gabrillargues J. CT-scan contouring technique allows for direct and reliable measurements of the cochlear duct length: implication in cochlear implantation with

- straight electrode-arrays. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2019 Aug;276(8):2135-2140. doi: 10.1007/s00405-019-05432-6. Epub 2019 Apr 22. PMID: 31011800.
37. Gee AH, Zhao Y, Treece GM, Bance ML. Practicable assessment of cochlear size and shape from clinical CT images. *Sci Rep*. 2021 Feb 10;11(1):3448. doi: 10.1038/s41598-021-83059-6. PMID: 33568727; PMCID: PMC7876007.
 38. Adunka O, Unkelbach MH, Mack MG, Radeloff A, Gstoettner W. Predicting basal cochlear length for electric-acoustic stimulation. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 2005 Jun;131(6):488-92. doi: 10.1001/archotol.131.6.488. PMID: 15967880.
 39. Lenarz T, Lesinski-Schiedat A, Weber BP, Issing PR, Frohne C, Büchner A, Battmer RD, Parker J, von Wallenberg E. The nucleus double array cochlear implant: a new concept for the obliterated cochlea. *Otol Neurotol*. 2001 Jan;22(1):24-32. doi: 10.1097/00129492-200101000-00006. PMID: 11314711.
 40. Wimmer W, Bell B, Huth ME, Weisstanner C, Gerber N, Kompis M, Weber S, Caversaccio M. Cone beam and micro-computed tomography validation of manual array insertion for minimally invasive cochlear implantation. *Audiol Neurootol*. 2014;19(1):22-30. doi: 10.1159/000356165. Epub 2013 Nov 21. PMID: 24280962.
 41. Anschuetz L, Weder S, Mantokoudis G, Kompis M, Caversaccio M, Wimmer W. Cochlear Implant Insertion Depth Prediction: A Temporal Bone Accuracy Study. *Otol Neurotol*. 2018 Dec;39(10):e996-e1001. doi: 10.1097/MAO.0000000000002034. PMID: 30303947.
 42. van der Marel KS, Briaire JJ, Wolterbeek R, Verbist BM, Frijns JH. Development of Insertion Models Predicting Cochlear Implant Electrode Position. *Ear Hear*. 2016 Jul-Aug;37(4):473-82. doi: 10.1097/AUD.000000000000266. PMID: 26760199.
 43. Mangado N, Ceresa M, Duchateau N, Kjer HM, Vera S, Dejea Velardo H, Mistrik P, Paulsen RR, Fagertun J, Noailly J, Piella G, González Ballester MÁ. Automatic Model Generation Framework for Computational Simulation of Cochlear Implantation. *Ann Biomed Eng*. 2016 Aug;44(8):2453-2463. doi: 10.1007/s10439-015-1541-y. Epub 2015 Dec 29. PMID: 26715210.
 44. Wimmer W, Vandersteen C, Guevara N, Caversaccio M, Delingette H. Robust Cochlear Modiolar Axis Detection in CT. *Med Image Comput Comput Assist Interv*.

- 2019 Oct;22:3-10. doi: 10.1007/978-3-030-32254-0_1. Epub 2019 Oct 10. PMID: 32002521; PMCID: PMC6992420.
45. Gnansia D, Demarcy T, Vandersteen C, Raffaelli C, Guevara N, Delingette H, Ayache N. Optimal electrode diameter in relation to volume of the cochlea. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis.* 2016 Jun;133 Suppl 1:S66-7. doi: 10.1016/j.anorl.2016.04.013. Epub 2016 May 27. PMID: 27246746.
 46. Noble JH, Labadie RF, Majdani O, Dawant BM. Automatic segmentation of intracochlear anatomy in conventional CT. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2011 Sep;58(9):2625-32. doi: 10.1109/TBME.2011.2160262. Epub 2011 Jun 23. PMID: 21708495; PMCID: PMC3804019.
 47. Bell B, Gerber N, Williamson T, Gavaghan K, Wimmer W, Caversaccio M, Weber S. In vitro accuracy evaluation of image-guided robot system for direct cochlear access. *Otol Neurotol.* 2013 Sep;34(7):1284-90. doi: 10.1097/MAO.0b013e31829561b6. PMID: 23921934.
 48. Rotter N, Schmitz B, Sommer F, Röhrer S, Schuler PJ, Bischof F, Scheithauer MO, Hoffmann TK. First use of flat-panel computed tomography during cochlear implant surgery : Perspectives for the use of advanced therapies in cochlear implantation. *HNO.* 2017 Jan;65(1):61-65. English. doi: 10.1007/s00106-016-0213-z. PMID: 27534759.
 49. Balachandran R, Schurzig D, Fitzpatrick JM, Labadie RF. Evaluation of portable CT scanners for otologic image-guided surgery. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2012 Mar;7(2):315-21. doi: 10.1007/s11548-011-0639-4. Epub 2011 Jul 21. PMID: 21779768; PMCID: PMC3242879.
 50. Yuan YY, Song YS, Chai CM, Shen WD, Han WJ, Liu J, Wang GJ, Dong TX, Han DY, Dai P. Intraoperative CT-guided cochlear implantation in congenital ear deformity. *Acta Otolaryngol.* 2012 Sep;132(9):951-8. doi: 10.3109/00016489.2012.674214. Epub 2012 Jun 5. PMID: 22668345.
 51. Maassen MM, Schwaderer E, Heinrich B, Herberhold S, Mauz PS, Dammann F. Comparison of the implantability of electronic hearing devices in a virtual reality planning environment and in human temporal bones. *Acta Otolaryngol.* 2004 Nov;124(9):1039-45. doi: 10.1080/00016480410017837. PMID: 15513547.

52. Bartella AK, Hoshal SG, Lethaus B, Strong EB. Computer assisted skull base surgery: a contemporary review. *Innov Surg Sci*. 2022 Jun 30;8(3):149-157. doi: 10.1515/iss-2021-0020. PMID: 38077490; PMCID: PMC10709692.
53. Verbist BM, Joemai RM, Teeuwisse WM, Veldkamp WJ, Geleijns J, Frijns JH. Evaluation of 4 multisection CT systems in postoperative imaging of a cochlear implant: a human cadaver and phantom study. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2008 Aug;29(7):1382-8. doi: 10.3174/ajnr.A1108. Epub 2008 May 15. PMID: 18483188; PMCID: PMC8119140.
54. Abd El Aziz TT, El Fiky L, Shalaby MH, Essam A. Radiological evaluation of inner ear trauma after cochlear implant surgery by cone beam CT(CBCT). *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2019 Oct;276(10):2697-2703. doi: 10.1007/s00405-019-05507-4. Epub 2019 Jun 13. PMID: 31214825.
55. Sunkaraneni VS, Banerjee A, Gray RF. Subdural haematoma: a complication of cochlear implantation. *J Laryngol Otol*. 2004 Dec;118(12):980-2. doi: 10.1258/0022215042790646. PMID: 15667688.
56. Palacios-García JM, Vazquez-Becerra E, Ropero-Romero F. Seizure as Early Presentation of a Pneumocephalus after Cochlear Implant: A Case Report. *J Int Adv Otol*. 2020 Dec;16(3):470-472. doi: 10.5152/iao.2020.7601. PMID: 33136031; PMCID: PMC7901463.
57. Mecca MA, Wagle W, Lupinetti A, Parnes S. Complication of cochlear implantation surgery. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2003 Nov-Dec;24(10):2089-91. PMID: 14625239; PMCID: PMC8148906.
58. Verbist BM, Frijns JH, Geleijns J, van Buchem MA. Multisection CT as a valuable tool in the postoperative assessment of cochlear implant patients. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2005 Feb;26(2):424-9. PMID: 15709150; PMCID: PMC7974105.
59. Danieli F, Dermacy T, do Amaral MSA, Reis ACMB, Gnansia D, Hyppolito MA. Auditory performance of post-lingually deafened adult cochlear implant recipients using electrode deactivation based on postoperative cone beam CT images. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2021 Apr;278(4):977-986. doi: 10.1007/s00405-020-06156-8. Epub 2020 Jun 25. PMID: 32588169.

60. Daneshi A, Hassanzadeh S, Abasalipour P, Emamdjomeh H, Farhadi M. Cochlear implantation in Mondini dysplasia. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec.* 2003 Jan-Feb;65(1):39-44. doi: 10.1159/000068656. PMID: 12624505.
61. Psillas G, Kyriafinis G, Constantinidis J, Vital V. Far-advanced otosclerosis and cochlear implantation. *B-ENT.* 2007;3(2):67-71. PMID: 17685047.
62. Sainz M, Garcia-Valdecasas J, Ballesteros JM. Complications and pitfalls of cochlear implantation in otosclerosis: a 6-year follow-up cohort study. *Otol Neurotol.* 2009 Dec;30(8):1044-8. doi: 10.1097/MAO.0b013e31819d34c9. PMID: 19395988.
63. Sainz M, García-Valdecasas J, Garófano M, Ballesteros JM. Otosclerosis: mid-term results of cochlear implantation. *Audiol Neurootol.* 2007;12(6):401-6. doi: 10.1159/000106773. Epub 2007 Aug 3. PMID: 17675831.
64. Polak M, Ulubil SA, Hodges AV, Balkany TJ. Revision cochlear implantation for facial nerve stimulation in otosclerosis. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2006 Apr;132(4):398-404. doi: 10.1001/archotol.132.4.398. PMID: 16618909.
65. Bento RF, Goffi-Gomez MV, Tsuji RK, Fonseca AC, Ikari LS, Brito Neto RV. Speech perception performance of double array multichannel cochlear implant users with standard and duplicated maps in each of the arrays. *Otol Neurotol.* 2013 Feb;34(2):245-50. doi: 10.1097/mao.0b013e31827d07b4. PMID: 23444470.
66. Senn P, Rostetter C, Arnold A, Kompis M, Vischer M, Häusler R, Ozdoba C, Mantokoudis G, Caversaccio M. Retrograde cochlear implantation in postmeningitic basal turn ossification. *Laryngoscope.* 2012 Sep;122(9):2043-50. doi: 10.1002/lary.23397. Epub 2012 May 30. PMID: 22648482.
67. Iso-Mustajärvi M, Sipari S, Löppönen H, Dietz A. Preservation of residual hearing after cochlear implant surgery with slim modiolar electrode. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2020 Feb;277(2):367-375. doi: 10.1007/s00405-019-05708-x. Epub 2019 Oct 31. PMID: 31673779; PMCID: PMC6981311.
68. Degen CV, Büchner A, Kludt E, Lenarz T. Effect of Electrode to Modiolus Distance on Electrophysiological and Psychophysical Parameters in CI Patients With Perimodiolar and Lateral Electrode Arrays. *Otol Neurotol.* 2020 Oct;41(9):e1091-e1097. doi: 10.1097/MAO.0000000000002751. PMID: 32925843.

69. Tamir S, Ferrary E, Borel S, Sterkers O, Bozorg Grayeli A. Hearing preservation after cochlear implantation using deeply inserted flex atraumatic electrode arrays. *Audiol Neurootol*. 2012;17(5):331-7. doi: 10.1159/000339894. Epub 2012 Jul 18. PMID: 22813984.
70. Pearl MS, Roy A, Limb CJ. High-resolution secondary reconstructions with the use of flat panel CT in the clinical assessment of patients with cochlear implants. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2014 Jun;35(6):1202-8. doi: 10.3174/ajnr.A3814. Epub 2013 Dec 26. PMID: 24371026; PMCID: PMC7965126.
71. Devocht EM, Dees G, Arts RA, Smits JJ, George EL, van Hoof M, Stokroos RJ. Revisiting Place-Pitch Match in CI Recipients Using 3D Imaging Analysis. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 2016 May;125(5):378-84. doi: 10.1177/0003489415616130. Epub 2015 Dec 1. PMID: 26631764.
72. Peters JPM, Bennink E, Grolman W, van Zanten GA. Electro-acoustic pitch matching experiments in patients with single-sided deafness and a cochlear implant: Is there a need for adjustment of the default frequency allocation tables? *Hear Res*. 2016 Dec;342:124-133. doi: 10.1016/j.heares.2016.10.009. Epub 2016 Oct 24. PMID: 27789255.
73. Dutrieux N, Quatre R, Péan V, Schmerber S. Correlation Between Cochlear Length, Insertion Angle, and Tonotopic Mismatch for MED-EL FLEX28 Electrode Arrays. *Otol Neurotol*. 2022 Jan 1;43(1):48-55. doi: 10.1097/MAO.0000000000003337. PMID: 34538852.
74. Lambriks LJG, van Hoof M, Debruyne JA, Janssen M, Chalupper J, van der Heijden KA, Hof JR, Hellingman CA, George ELJ, Devocht EMJ. Evaluating hearing performance with cochlear implants within the same patient using daily randomization and imaging-based fitting - The ELEPHANT study. *Trials*. 2020 Jun 23;21(1):564. doi: 10.1186/s13063-020-04469-x. PMID: 32576247; PMCID: PMC7310427.
75. Noble JH, Gifford RH, Labadie RF, Dawant BM. Statistical shape model segmentation and frequency mapping of cochlear implant stimulation targets in CT. *Med Image Comput Comput Assist Interv*. 2012;15(Pt 2):421-8. doi: 10.1007/978-3-642-33418-4_52. PMID: 23286076; PMCID: PMC3559125.

76. Mesnildrey Q, Venail F, Carlyon RP, Macherey O. Polarity Sensitivity as a Potential Correlate of Neural Degeneration in Cochlear Implant Users. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2020 Feb;21(1):89-104. doi: 10.1007/s10162-020-00742-7. Epub 2020 Feb 4. PMID: 32020417; PMCID: PMC7062980.
77. van der Beek FB, Briaire JJ, van der Marel KS, Verbist BM, Frijns JH. Intracochlear Position of Cochlear Implants Determined Using CT Scanning versus Fitting Levels: Higher Threshold Levels at Basal Turn. *Audiol Neurootol*. 2016;21(1):54-67. doi: 10.1159/000442513. Epub 2016 Feb 18. PMID: 26891130.
78. Filipo R, Mancini P, Panebianco V, Viccaro M, Covelli E, Vergari V, Passariello R. Assessment of intracochlear electrode position and correlation with behavioural thresholds in CII and 90K cochlear implants. *Acta Otolaryngol*. 2008 Mar;128(3):291-6. doi: 10.1080/00016480701633733. PMID: 18274915.
79. Ramos Macias A, Perez Zaballos MT, Ramos de Miguel A, Cervera Paz J. Importance of Perimodiolar Electrode Position for Psychoacoustic Discrimination in Cochlear Implantation. *Otol Neurotol*. 2017 Dec;38(10):e429-e437. doi: 10.1097/MAO.0000000000001594. PMID: 29135866.
80. Mlynski R, Lüsebrink A, Oberhoffner T, Langner S, Weiss NM. Mapping Cochlear Duct Length to Electrically Evoked Compound Action Potentials in Cochlear Implantation. *Otol Neurotol*. 2021 Mar 1;42(3):e254-e260. doi: 10.1097/MAO.0000000000002957. PMID: 33273309.
81. Dhanasingh A. The rationale for FLEX (cochlear implant) electrode with varying array lengths. *World J Otorhinolaryngol Head Neck Surg*. 2020 May 14;7(1):45-53. doi: 10.1016/j.wjorl.2019.12.003. PMID: 33474544; PMCID: PMC7801259.
82. Dhanasingh A, N Jolly C, Rajan G, van de Heyning P. Literature Review on the Distribution of Spiral Ganglion Cell Bodies inside the Human Cochlear Central Modiolar Trunk. *J Int Adv Otol*. 2020 Apr;16(1):104-110. doi: 10.5152/iao.2020.7510. PMID: 32209520; PMCID: PMC7224428.
83. Rask-Andersen H, Schrott-Fischer A, Pfaller K, Glueckert R. Perilymph/modiolar communication routes in the human cochlea. *Ear Hear*. 2006 Oct;27(5):457-65. doi: 10.1097/01.aud.0000233864.32183.81. PMID: 16957497.

84. Stakhovskaya O, Sridhar D, Bonham BH, Leake PA. Frequency map for the human cochlear spiral ganglion: implications for cochlear implants. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2007 Jun;8(2):220-33. doi: 10.1007/s10162-007-0076-9. Epub 2007 Feb 21. PMID: 17318276; PMCID: PMC2394499.
85. Nadol JB Jr, Burgess BJ, Reisser C. Morphometric analysis of normal human spiral ganglion cells. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1990 May;99(5 Pt 1):340-8. doi: 10.1177/000348949009900505. PMID: 2337313.
86. Sagers JE, Landegger LD, Worthington S, Nadol JB, Stankovic KM. Human Cochlear Histopathology Reflects Clinical Signatures of Primary Neural Degeneration. *Sci Rep*. 2017 Jul 7;7(1):4884. doi: 10.1038/s41598-017-04899-9. PMID: 28687782; PMCID: PMC5501826.
87. Guild SR, Crowe SJ, Bunch CC, Polvogt LM. Correlations of differences in the density of innervation of the organ of Corti with differences in the acuity of hearing, including evidence as to the location in the human cochlea of the receptors for certain tones. *Acta Oto-laryngologica* 1931; 15: 269-308.
88. Linthicum FH Jr, Fayad JN. Spiral ganglion cell loss is unrelated to segmental cochlear sensory system degeneration in humans. *Otol Neurotol*. 2009 Apr;30(3):418-422. doi: 10.1097/mao.0b013e31819a8827. PMID: 19326501; PMCID: PMC2753358.
89. Li H, Schart-Morén N, Rohani SA, Ladak HM, Rask-Andersen H, Agrawal S. Synchrotron Radiation-Based Reconstruction of the Human Spiral Ganglion: Implications for Cochlear Implantation. *Ear Hear*. 2020 Jan/Feb;41(1):173-181. doi: 10.1097/AUD.0000000000000738. PMID: 31008733.
90. Blamey PJ, Dooley GJ, Parisi ES, Clark GM. Pitch comparisons of acoustically and electrically evoked auditory sensations. *Hear Res*. 1996 Sep 15;99(1-2):139-50. doi: 10.1016/s0378-5955(96)00095-0. PMID: 8970822.
91. Ketten DR, Skinner MW, Wang G, Vannier MW, Gates GA, Neely JG. In vivo measures of cochlear length and insertion depth of nucleus cochlear implant electrode arrays. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*. 1998 Nov;175:1-16. PMID: 9826942.
92. Pfingst BE, Franck KH, Xu L, Bauer EM, Zwolan TA. Effects of electrode configuration and place of stimulation on speech perception with cochlear prostheses. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2001 Jun;2(2):87-103. doi: 10.1007/s101620010065. PMID: 11550528; PMCID: PMC3201186.
93. Skinner MW, Ketten DR, Holden LK, Harding GW, Smith PG, Gates GA, Neely JG, Kletzker GR, Brunnsden B, Blocker B. CT-derived estimation of cochlear

- morphology and electrode array position in relation to word recognition in Nucleus-22 recipients. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2002 Sep;3(3):332-50. doi: 10.1007/s101620020013. Epub 2002 Feb 27. PMID: 12382107; PMCID: PMC3202410.
94. Yukawa K, Cohen L, Blamey P, Pyman B, Tungvachirakul V, O'Leary S. Effects of insertion depth of cochlear implant electrodes upon speech perception. *Audiol Neurootol.* 2004 May-Jun;9(3):163-72. doi: 10.1159/000077267. PMID: 15084821.
 95. Baumann U, Nobbe A. The cochlear implant electrode-pitch function. *Hear Res.* 2006 Mar;213(1-2):34-42. doi: 10.1016/j.heares.2005.12.010. Epub 2006 Jan 25. PMID: 16442249.
 96. Boëx C, Baud L, Cosendai G, Sigrist A, Kós MI, Pelizzone M. Acoustic to electric pitch comparisons in cochlear implant subjects with residual hearing. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2006 Jun;7(2):110-24. doi: 10.1007/s10162-005-0027-2. Epub 2006 Feb 1. PMID: 16450213; PMCID: PMC2504582.
 97. Dorman MF, Loizou PC, Rainey D. Simulating the effect of cochlear-implant electrode insertion depth on speech understanding. *J Acoust Soc Am.* 1997 Nov;102(5 Pt 1):2993-6. doi: 10.1121/1.420354. PMID: 9373986.
 98. Baskent D, Shannon RV. Speech recognition under conditions of frequency-place compression and expansion. *J Acoust Soc Am.* 2003 Apr;113(4 Pt 1):2064-76. doi: 10.1121/1.1558357. PMID: 12703717.
 99. Başkent D, Shannon RV. Frequency-place compression and expansion in cochlear implant listeners. *J Acoust Soc Am.* 2004 Nov;116(5):3130-40. doi: 10.1121/1.1804627. PMID: 15603158.
 100. Rosen S, Faulkner A, Wilkinson L. Adaptation by normal listeners to upward spectral shifts of speech: implications for cochlear implants. *J Acoust Soc Am.* 1999 Dec;106(6):3629-36. doi: 10.1121/1.428215. PMID: 10615701.
 101. Fu QJ, Nogaki G, Galvin JJ 3rd. Auditory training with spectrally shifted speech: implications for cochlear implant patient auditory rehabilitation. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2005 Jun;6(2):180-9. doi: 10.1007/s10162-005-5061-6. Epub 2005 Jun 10. PMID: 15952053; PMCID: PMC2538336.

102. Greenwood DD. Critical bandwidth and consonance in relation to cochlear frequency-position coordinates. *Hear Res.* 1991 Aug;54(2):164-208. doi: 10.1016/0378-5955(91)90117-r. PMID: 1938625.
103. Nadol JB Jr. Degeneration of cochlear neurons as seen in the spiral ganglion of man. *Hear Res.* 1990 Nov;49(1-3):141-54. doi: 10.1016/0378-5955(90)90101-t. PMID: 2292494.
104. McFadden SL, Ding D, Jiang H, Salvi RJ. Time course of efferent fiber and spiral ganglion cell degeneration following complete hair cell loss in the chinchilla. *Brain Res.* 2004 Jan 30;997(1):40-51. doi: 10.1016/j.brainres.2003.10.031. PMID: 14715148.
105. Khan AM, Handzel O, Damian D, Eddington DK, Nadol JB Jr. Effect of cochlear implantation on residual spiral ganglion cell count as determined by comparison with the contralateral nonimplanted inner ear in humans. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2005 May;114(5):381-5. doi: 10.1177/000348940511400508. PMID: 15966525.
106. Glueckert R, Pfaller K, Kinnefors A, Rask-Andersen H, Schrott-Fischer A. The human spiral ganglion: new insights into ultrastructure, survival rate and implications for cochlear implants. *Audiol Neurootol.* 2005 Sep-Oct;10(5):258-73. doi: 10.1159/000086000. Epub 2005 May 27. PMID: 15925863.
107. Kawano A, Seldon HL, Clark GM. Computer-aided three-dimensional reconstruction in human cochlear maps: measurement of the lengths of organ of Corti, outer wall, inner wall, and Rosenthal's canal. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1996 Sep;105(9):701-9. doi: 10.1177/000348949610500906. PMID: 8800056.
108. Sridhar D, Stakhovskaya O, Leake PA. A frequency-position function for the human cochlear spiral ganglion. *Audiol Neurootol.* 2006;11 Suppl 1(Suppl 1):16-20. doi: 10.1159/000095609. Epub 2006 Oct 6. PMID: 17063006; PMCID: PMC2432090.
109. Greenwood DD. A cochlear frequency-position function for several species--29 years later. *J Acoust Soc Am.* 1990 Jun;87(6):2592-605. doi: 10.1121/1.399052. PMID: 2373794.
110. Bredberg G. Cellular pattern and nerve supply of the human organ of Corti. *Acta Otolaryngol.* 1968;Suppl 236:1+. PMID: 4886545.

111. Ulehlová L, Voldrich L, Janisch R. Correlative study of sensory cell density and cochlear length in humans. *Hear Res.* 1987;28(2-3):149-51. doi: 10.1016/0378-5955(87)90045-1. PMID: 3654386.
112. Wright A, Davis A, Bredberg G, Ulehlova L, Spencer H. Hair cell distributions in the normal human cochlea. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1987;444:1-48. PMID: 3482777.
113. Hardy M. The length of the organ of Corti in man. *Am. J. Anat.* 1968; 62:291–311.
114. Wardrop P, Whinney D, Rebscher SJ, Roland JT Jr, Luxford W, Leake PA. A temporal bone study of insertion trauma and intracochlear position of cochlear implant electrodes. I: Comparison of Nucleus banded and Nucleus Contour electrodes. *Hear Res.* 2005 May;203(1-2):54-67. doi: 10.1016/j.heares.2004.11.006. PMID: 15855030.
115. Hochmair I, Arnold W, Nopp P, Jolly C, Müller J, Roland P. Deep electrode insertion in cochlear implants: apical morphology, electrodes and speech perception results. *Acta Otolaryngol.* 2003 Jun;123(5):612-7. PMID: 12875584.
116. Электрически вызванный потенциал действия слухового нерва. Обзор литературы / Д. С. Клячко, А. В. Пашков, С. В. Гадалева, И. В. Наумова // Российская оториноларингология. – 2018. – № 4(95). – С. 99-120. – DOI 10.18692/1810-4800-2018-4-99-120. – EDN XWPJGP.
117. van Eijl RH, Buitenhuis PJ, Stegeman I, Klis SF, Grolman W. Systematic review of compound action potentials as predictors for cochlear implant performance. *Laryngoscope.* 2017 Feb;127(2):476-487. doi: 10.1002/lary.26154. Epub 2016 Nov 2. PMID: 27804133.
118. Abbas P. J., Brown C. J., Shallop J. K., Firszt J. B., Hughes M. L., Hong S. H., et al. Summary of results using the nucleus CI24M implant to record the electrically evoked compound action potential. *Ear Hear.* 1999; 20: 45–59.
119. Stypulkowski P. H., van den Honert C. Physiological properties of the electrically stimulated auditory nerve. I. Compound action potential recordings. *Hear. Res.* 1984;14: 205–223.

120. Lai W. K., Dillier N. A simple two-component model of the electrically evoked compound action potential in the human cochlea. *Audiol. Neurotol.* 2000; 5: 333–345.
121. Eisen M. D., Franck K. H. Electrically evoked compound action potential amplitude growth functions and HiResolution programming levels in pediatric CII implant users. *Ear Hear.* 2004; 25: 528–538.
122. Brown C. J., Abbas P. J., and Gantz B. Electrically evoked whole nerve action potentials: data from human cochlear implant users. *J. Acoust. Soc. Am.* 1990; 88: 1385–1391.
123. Tejani, V. D., Abbas, P. J., and Brown, C. J. Relationship between peripheral and psychophysical measures of amplitude modulation detection in cochlear implant users. *Ear Hear.* 2017; 38(5): 268–284.
124. van der Beek F. B., Briaire J. J., Frijns J. H. Population-based prediction of fitting levels for individual cochlear implant recipients. *Audiol. Neurotol.* 2015; 20:1–16.
125. Abbas P. J., Brown C.J. Assessment of responses to cochlear implant stimulation at different levels of the auditory pathway. *Hear Res.* 2015 Apr;322:67-76. doi: 10.1016/j.heares.2014.10.011. Epub 2014 Nov 4. PMID: 25445817; PMCID: PMC4380632.
126. Franck K. H., Norton S. J. Estimation of psychophysical levels using the electrically evoked compound action potential measured using the neural response telemetry capabilities of Cochlear Corporation’s CI24M device. *Ear Hear.* 2001; 22: 289–299.
127. McKay C. M., Fewster L., Dawson P. A different approach to using neural response telemetry for automated cochlear implant processor programming. *Ear Hear.* 2005; 26: 38–44.
128. McKay C. M., Chandan K., Akhoun I., Siciliano C., Kluk K. Can ECAP measures be used for totally objective programming of cochlear implants? *J. Assoc. Res. Otolaryngol.* 2013; 14: 879–890.
129. Smoorenburg G. F., Willeboer C., van Dijk J. E. Speech perception in Nucleus CI24M cochlear implant users with processor settings based on electrically evoked compound action potential thresholds. *Audiol. Neurotol.* 2002; 7:335–347.

130. Pfingst B. E., Hughes A. P., Colesa D. J., Watts M. M., Strahl S. B., and Raphael, Y. Insertion trauma and recovery of function after cochlear implantation: evidence from objective functional measures. *Hear. Res.* 2015b; 330: 98–105.
131. Schwartz-Leyzac K. C., Pfingst B. E. Across-site patterns of electrically evoked compound action potential amplitude-growth functions in multichannel cochlear implant recipients and the effects of the interphase gap. *Hear. Res.* 2016; 341: 50–65.