

Федеральное государственное бюджетное образовательное
учреждение дополнительного профессионального образования
Российская медицинская академия непрерывного профессионального
образования
Минздрава России

На правах рукописи

Кечиян Давид Кимович

**Разработка электрофизиологических критериев прогнозирования и
оценки эффективности кохлеарной имплантации**

3.1.3. Оториноларингология (медицинские науки)

Диссертация

на соискание ученой степени кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских наук, профессор
Таварткиладзе Георгий Абелович

Москва, 2024

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение	3
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	10
1.1 Регистрация уровней сопротивления электродов.	16
1.2 Регистрация электрически вызванного потенциала действия слухового нерва методом телеметрии нервного ответа (ЭВПДСН)	20
1.3 Регистрация электрически вызванных длиннолатентных слуховых потенциалов.	26
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.....	33
2.1. Общая характеристика	33
2.2 Методы исследования	36
2.3 Статистический анализ.	45
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ.....	47
3.1 Результаты регистрации межэлектродного сопротивления в динамике у пациентов в обеих исследуемых группах.	47
3.2. Результаты регистрации ЭВПДСН в динамике в обеих исследуемых группах пациентов.	54
3.3 Корреляционный анализ результатов, полученных при регистрации межэлектродного сопротивления и потенциала действия слухового нерва в динамике в обеих исследуемых группах	64
3.4. Результаты регистрации электрически вызванных длиннолатентных слуховых потенциалов в динамике после кохlearной имплантации.	69
Глава 4. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ	77
4.1 Изменение уровней межэлектродного сопротивления после кохlearной имплантации в динамике.....	77
4.2 Динамические изменения параметров электрически вызванного потенциала действия слухового нерва	78
4.3 Динамика регистрации электрически вызванных длиннолатентных слуховых потенциалов	80
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	84
6. ВЫВОДЫ	87
7. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ	89
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ	90
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ.....	91

Введение

Актуальность темы

Единственным методом реабилитации больных с тотальной глухотой и выраженной степенью тугоухости является кохлеарная имплантация (КИ). Под термином «кохлеарная имплантация» обычно имеется ввиду установка электродных систем во внутреннее ухо для восстановления слухового ощущения путем непосредственной электрической стимуляции афферентных волокон слухового нерва (нейронов спирального ганглия) [Таварткиладзе Г.А., 2013; Waltzman S.B., 1999]. Современные подходы к повышению эффективности КИ предусматривают использование различных методик для компенсации утраченной функции периферических структур слухового анализатора. [Gartner L. et al., 2010; Gelfand S., 2014]. В 90-х годах корпорация «Cochlear» впервые в индустрии разработала и внедрила систему телеметрии нервного ответа (ТНО) в имплантах Nucleus, которая обеспечила возможность регистрации электрически вызванного потенциала действия слухового нерва (ЭВПДСН). Данная методика может быть использована для проведения как интраоперационных регистраций, так и регистрации ЭВПДСН на реабилитационном этапе после КИ в динамике [Таварткиладзе Г.А. и соавт., 2014].

Полученная после проведения регистрации информация может быть использована в качестве объективного метода для создания первоначальной индивидуальной карты стимуляции речевого процессора (РП) кохлеарного импланта, для определения уровней порогового и комфортного восприятия, а также для определения динамического диапазона на каждом электроде многоканальной системы [Бахшиян В.В.,

2014; Svirski.M. et al., 2000]. Однако ТНО не обеспечивает информацию о состоянии центральных отделов слуховой системы, нарушение функции которых может лимитировать результаты современных методов периферической стимуляции [David E., 2003]. Для получения информации о состоянии центральных отделов слуховой системы проводится регистрация электрически вызванных длиннолатентных слуховых потенциалов (ЭДСВП) [Dorman M.F. et al., 2007]. Первые работы, посвященные слуховым вызванным потенциалам, были опубликованы более, чем 80 лет назад Н.Дэвис с соавт. [Davis H. et al., 1939].

Однако, имеющиеся на сегодняшний день данные о зависимости результатов реабилитации от функционального состояния слуховой коры, равно как и о значимости комплексного анализа электрофизиологических показателей, полученных при мониторинговании периферической и центральной функций слуховой системы, все еще нуждаются в уточнении.

Степень разработанности проблемы

В течение последних нескольких десятилетий были разработаны и введены в клиническую практику различные электрофизиологические методики, обеспечивающие регистрацию ответов структур различных уровней слуховой системы на акустическую стимуляцию. К ним относят методики регистрации составного потенциала действия слухового нерва, потенциалов ствола мозга, средне- и длиннолатентных потенциалов, а также потенциалов когнитивного происхождения. Аналогичные потенциалы были зарегистрированы и на электрическую стимуляцию: ЭВПДСН – Brown et al., 1990; ЭКСВП – van der Honert, Stipulkowski, 1986; ЭССВП – Kileny, Kemink, 1987; MMN – Kraus et al., 1993.

В большом количестве работ, опубликованных в 90-х годах, описывались подходы к использованию электрофизиологических методик

у имплантированных пациентов [Davis A.S., Wood S. 1992]. Однако, из-за необходимости в использовании специальной габаритной усредняющей техники, а также из-за необходимости в проведении регистрации в течение длительного времени, данные методики не нашли широкого применения в клинической практике.

До настоящего времени практически не учитывалось влияние функционального состояния слуховой коры на эффективность результатов реабилитации после КИ, отсутствуют критерии прогнозирования результатов КИ и оценки ее эффективности, основанные на комплексном анализе электрофизиологических показателей, полученных при мониторинговании периферической и центральной функций слуховой системы, что и послужило основанием для проведения настоящего исследования.

Цель исследования: Повышение эффективности кохлеарной имплантации

Задачи исследования

1. Определить динамику изменения межэлектродного сопротивления в различные сроки после кохлеарной имплантации.
2. Определить динамику порогов электрически вызванного потенциала действия слухового нерва в различные сроки после кохлеарной имплантации.
3. Определить сроки стабилизации уровня межэлектродного сопротивления и порогов электрически вызванного потенциала действия слухового нерва, а также корреляцию этих параметров в зависимости от сроков после операции.

4. Изучить динамику созревания структур слуховой коры по данным изменения латентного периода электрически вызванных длиннолатентных слуховых потенциалов в динамике.

5. Определить зависимость динамики латентного периода электрически вызванного длиннолатентного слухового потенциала от возраста, в котором была проведена кохлеарная имплантация и длительности электрической стимуляции.

6. Разработать электрофизиологические критерии оценки эффективности кохлеарной имплантации, основанные на результатах регистрации потенциалов слухового нерва и слуховой коры у пациентов с кохлеарными имплантами в динамике.

Научная новизна исследования

Впервые были разработаны электрофизиологические критерии прогнозирования эффективности КИ, основанные на результатах регистрации ответов периферического и центрального отделов слухового анализатора на электрическую стимуляцию.

Были получены данные о динамике созревания структур слухового проводящего пути и влияния длительности электрической стимуляции на матурацию слуховой коры по данным регистрации ЭДСВП.

Теоретическая и практическая значимость

Впервые были получены сведения о созревании слуховой коры после проведенной КИ, основанные на динамике амплитудно-временных параметров потенциалов слуховой коры.

На основании результатов, полученных в данном исследовании, была выявлена зависимость латентного периода ЭДСВП от длительности электрической стимуляции, а также от возраста, в котором была проведена кохлеарная имплантация.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Снижение межэлектродного сопротивления и уровней порогов ЭВПДСН у имплантированных пациентов начинается после подключения речевого процессора и начала постоянной электрической стимуляции и стабилизируется через 3 и 6 месяцев соответственно.

2. Динамика временных параметров ЭДСВП определяется возрастом на момент операции и длительностью электрической стимуляции и является индикатором созревания слуховой коры.

3. Регистрация ЭВПДСН и потенциалов слуховой коры позволяет уточнить вклад периферического поражения и центральной дисфункции у каждого пациента и определить тактику реабилитационных мероприятий.

Соответствие диссертации Паспорту научной специальности

Диссертация «Разработка электрофизиологических критериев прогнозирования и оценка эффективности кохлеарной имплантации» соответствует формуле специальности 3.1.3. Оториноларингология (медицинские науки) и областям исследования: п.1 «Исследования по изучению этиологии, патогенеза и распространения ЛОР-заболеваний», п.2 «Разработка и усовершенствование методов диагностики и профилактики ЛОР- заболеваний».

Личный вклад автора

Личный вклад соискателя состоит в непосредственном участии во всех этапах выполнения диссертационного исследования: анализе состояния вопроса по данным современной литературы, формулировании цели, задач исследования, методических подходов для решения поставленных цели и задач, в разработке протоколов

исследования, в выполнении исследований 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.

Степень достоверности и апробация диссертации

Работа выполнена на достаточном клиническом материале (150 человек). При создании первичной базы данных использовался редактор электронных баз данных MS Access 2010. Статистическую обработку данных проводили с помощью программы IBM SPSS 22.0 (версия 22.0.0.0, StatSoft Inc, USA). Для определения достоверности различий между группами использовали методы непараметрической статистики (критерий U Манна-Уитни. Различия считали статистически значимыми при уровне $P < 0,05$).

Достоверность данных подтверждается актом проверки первичного материала от 14.06.2022. Проведение диссертационного исследования одобрено Комитетом по этике научных исследований РМАНПО (протокол № 14 от 12 декабря 2017 года). Тема диссертации утверждена Советом хирургического факультета РМАНПО (протокол №10 от 19 октября 2017 года).

Апробация диссертации состоялась на расширенном заседании кафедры сурдологии ФГБОУ ДПО РМАНПО Минздрава России и сотрудников клинической базы кафедры АНО НИИ ЭКА (протокол №8 от 28.08.2023).

Внедрение в практику

Результаты проведенного исследования внедрены и используются в практических работах Санкт-Петербургского городского казенного

учреждения здравоохранения «Детский городской сурдологический центр» (акт внедрения от 25.01.2023), бюджетного учреждения здравоохранения Воронежской области «Воронежская областная детская клиническая больница №1» (акт внедрения от 14.01.2023). Результаты исследования включены в соответствующие разделы профессиональной образовательной программы ординатуры по специальности «Сурдология-оториноларингология», в учебные планы циклов повышения квалификации врачей-сурдологов-оториноларингологов кафедры сурдологии ФГБОУ ДПО РМАНПО Минздрава России (акт внедрения от 20.12.2022). По результатам диссертационного исследования получен патент № RU 2766045 С1 от 07.02.2022 «Способ оценки эффективности проведенной кохlearной имплантации».

Публикации и участие в научных конференциях

По материалам диссертации опубликовано 3 научные работы, все в изданиях, рекомендованных ВАК РФ. По теме диссертации получен патент на изобретение: «Способ оценки эффективности проведенной кохlearной имплантации» № RU 2766045 С1 от 07.02.2022.

Объем и структура диссертации

Диссертация изложена на 112 страницах машинописного текста и состоит из введения, главы «Обзор литературы», главы «Материалы и методы», главы «Результаты», главы «Обсуждение результатов», заключения, выводов, практических рекомендаций, библиографии, состоящей из 177 источников (42 отечественных и 135 зарубежных), содержит 17 таблиц и 25 рисунков.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

Нарушение слуха является самой частой врожденной сенсорной патологией [Таварткиладзе Г.А. и соавт., 1999; Чибисова С.С. и соавт., 2018]. Согласно данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ), в 2018 году в мире более 466 миллионов людей имели инвалидизирующие нарушения слуха, что составляет 6% от всего населения земного шара, 44 миллиона детей в возрасте от 0 до 14 лет имеют нарушения слуха [WHO Global Estimates, 2018]. Известно, что у 2-3 детей из 1000 новорожденных имеются различные формы нарушения слуха [Савельева Е.Е., 2014; Mehl A.L., Thomson V., 2002; Russ S.A. et al., 2003]. По данным ВОЗ, доля наследственных нарушений слуха составляет 40%, а 17% случаев врожденной тугоухости обусловлены перинатальной патологией [Туфатулин Г.Ш., Королева И.В., Мефодовская Е.К., 2021].

Существует множество методик для проведения диагностики сенсоневральной тугоухости, и оценки степени нарушений слуха у детей [Маркова Т.Г. и соавт., 2016; Dalzell L. Et al., 2000; Davis A. et al., 1997; MacAndie C. et al., 2003; Mäki-Torkko E.M. et al., 1998; Uus K., Davis A.C., 2000]. В настоящее время подходы к реабилитации детей и взрослых с тяжелой степенью глухоты и тугоухости принесли ощутимые результаты [Holden L.K., Finley C.C. 2013]. КИ – это наиболее эффективный метод реабилитации пациентов с сенсоневральной тугоухостью высокой степени и глухотой, что было продемонстрировано в различных возрастных группах [Таварткиладзе Г.А., 2007; Peixoto M.C. et al., 2013]. Широко известным и хорошо доказанным является факт выраженного негативного влияния патологии слуха на развитие ребенка [Гарбарук Е.С. и соавт., 2014; Fellman V. et al., 2004].

Дети с врожденной глухотой и дети, оглохшие в доречевом периоде, после операции имеют возможность интеграции в общество. [Mäki-Torkko E.M. et al., 1998]. Известно, что у 80% глухих детей слышащие родители, которые хотят общаться со своим ребенком, не используя при этом жестовую речь, и не получают стресс от того, что не могут помочь ребенку. Главное желание родителей — вернуть ребенку слух — становится возможным. Именно КИ позволяет глухому ребенку стать слышащим и иметь возможность полноценно общаться с родителями в дальнейшем. [Таварткиладзе Г.А., 2016].

Важнейшим условием успешной коррекции нарушения слуха является своевременное начало реабилитационных мероприятий, адекватных нарушению слуха, слухопротезированию и/или кохлеарной имплантации [Лалаянц М.Р. и соавт., 2022]. Данное условие особенно актуально для детей с врожденной тугоухостью, так как чем дольше ребенок находится в состоянии звуковой депривации, тем хуже результаты реабилитации [Левина М.А., 2015; Петрова И.П., 2016].

Поздно проведенная диагностика врожденной или ранней доречевой тугоухости и несвоевременная реабилитация слабослышащих детей приводят к отставанию в речевом и психоэмоциональном развитии и ограничивают в дальнейшем возможность детей к обучению и общению, препятствуют их социальной адаптации [Богомильский М.Р., 2006; Таварткиладзе Г.А. и соавт., 2011, Таварткиладзе Г.А., 2013; Таварткиладзе Г.А., Гвелесиани Т.Г., 2013; Davis A.C. et al., 1997; Downs M. et al., 1994; Moeller M.P., 2007].

Под термином «кохлеарная имплантация» обычно подразумевают вживление многоканальных электродных систем во внутреннее ухо для восстановления слухового ощущения путем непосредственной

электрической стимуляции афферентных волокон слухового нерва (нейронов спирального ганглия) [Таварткиладзе Г.А., 2016; Waltzman S.B. et al., 1999].

Даже несмотря на возникающие иногда определенные сложности во время проведения оперативного вмешательства, а также трудоемкость послеоперационной реабилитации, в настоящее время мире насчитывается более 800000 пациентов, которые используют системы КИ [Martini A. et al., 2013; Peneranda A. et al., 2012; Shew M. et al., 2020]. Благодаря системам КИ, у пациентов появляется возможность слышать даже тихие звуки, и это является одним из последующих факторов для развития и понимания как чужой, так и своей речи [Таварткиладзе Г.А., Шматко Н.Д., 2001; Королева И.В., Шапорова А.В., Кузовков В.Е., 2013].

Выполнение КИ включает 3 этапа: диагностический (отбор кандидата на КИ), хирургический (проведение КИ) и реабилитационный [Федосеев В.И., 2009]. Практическое использование КИ как метода реабилитации больных с глухотой с первых шагов включало в себя разработку и оптимизацию хирургического вмешательства на височной кости. Вмешательство заключается в создании максимально безопасного доступа к улитке, введении электродов на заданную глубину и обеспечении длительного нахождения имплантируемой части устройства под мягкими тканями височно-теменной области и в височной кости [Федосеев В.И. и соавт. 2016].

Система КИ обеспечивает прямую электрическую стимуляцию сохранных нервных волокон при повреждении (или отсутствии) рецепторного аппарата улитки [Костевич И.В. и соавт., 2021; Федосеев В.И., 2003; Peixoto M.C et al., 2013]. Немаловажным при проведении

хирургического этапа КИ является знание нормальной анатомии области ниши окна улитки и особенностей расположения фаллопиева канала, так как именно вариативность строения данных структур может дезориентировать хирурга и повлиять на результат оперативного вмешательства [Янов Ю.К. и соавт., 2019; Dowell.R. et al., 2004; Mason S., 2004].

В последние годы наблюдается тенденция к снижению возраста кандидатов на проведение КИ [Таварткиладзе Г.А. и соавт., 2011]. На основании проведенных исследований было сделано заключение, что лучшие результаты после имплантации наблюдаются у пациентов, которые были прооперированы в возрасте до 2 лет [Papsin B. et al., 2000]. Вопрос о прогнозировании эффекта от проведенной КИ и эффективности реабилитации после операции в настоящее время очень актуален [Gelfand S. 2014]. Эффективность реабилитации зависит от множества факторов [Таваркиладзе Г.А., 2008]. Часть авторов полагают, что наиболее значима техническая составляющая: количество имплантируемых электродов, вид устанавливаемого импланта, стратегия кодирования речевого сигнала. Однако другие авторы считают, что самой важной частью является сама методика хирургического вмешательства, а также послеоперационная работа сурдопедагога [Гойхбург М.В. и соавт., 2014; David E., 2003; Lieu J. et al., 2020], то есть слухоречевая реабилитация. В настоящее время в РФ увеличивается количество пациентов с сенсоневральной тугоухостью, которые были реабилитированы с помощью КИ. В связи с этим все большую актуальность приобретает разработка методов оценки слухоречевой реабилитации данной категории пациентов [Гойхбург М.В. и соавт., 2021; Таварткиладзе Г.А. и соавт., 2014].

Отмечено, что эффект реабилитации у детей с прелингвальной глухотой может быть достигнут лишь при условии выполнения интенсивной работы по развитию слухового восприятия и разговорного языка [Бобошко М.Ю., Риехакайнен Е.И., 2019]. При ее отсутствии ребенок не сможет овладеть речью, даже несмотря на наличие установленного кохлеарного импланта.

Для эффективной реабилитации детей, которым были установлены импланты, особое значение приобретает взаимодействие между аудиологом и сурдопедагогом в процессе настроечных сессий РП кохлеарного импланта [Бахшиян В.В., Федосеев В.И., Таварткиладзе Г.А., 2015]. У детей раннего возраста на всех этапах КИ проведение эффективной реабилитации связано с использованием различных объективных методик [Таварткиладзе Г.А., 2009; Королева И.В., 2016].

После множества проведенных исследований был сделан вывод, что после проведения КИ наилучшие результаты наблюдаются у пациентов, которые были прооперированы в возрасте до 2-х лет [Kashio A. et al., 2021; Kennedy C.R., 1999].

При проведении послеоперационных объективных исследований в динамике была подтверждена корреляция между возрастом, в котором была выполнена КИ, и длительностью глухоты [Таварткиладзе Г.А., 2003].

Вовремя проведенная КИ в дальнейшем способствует улучшению речевого развития, и приводит к формированию речевых навыков, которые в конечном итоге дают возможность интегрироваться в общество [Петрова И.П., 2017]. Существует большое количество работ, в которых обсуждаются различные методы повышения эффективности проводимой КИ. Правильная настройка речевого процессора после проведенной КИ –

один из самых главных факторов успешной слухоречевой реабилитации [Королева И.В. и соавт., 2013; Радионова Ю.А., 2016].

Учитывая наметившуюся тенденцию к уменьшению возраста кандидатов на КИ, принципиальное значение приобретает развитие и широкое внедрение электрофизиологических методов исследования как на до-, так и на послеоперационном этапах [Mylanus E.A., Rotteveel L.J., 2004; Niparko J.K., 2007; Waltzman S.B., Roland T.J., 2005, 2006].

Интерес к применению объективных методик оценки эффективности реабилитации возрос в последние десятилетия. С одной стороны, эта актуальность определяется возможностями ранней диагностики и коррекции тугоухости у детей первых месяцев жизни, с другой стороны — растущим числом детей с комплексными нарушениями, которые не всегда в состоянии продемонстрировать достоверные поведенческие реакции на звук [Бронякин С.Ю., 2007].

В течение последних нескольких десятилетий были разработаны и внедрены в клиническую практику различные электрофизиологические методики, обеспечивающие регистрацию ответов структур различных уровней слуховой системы [Таварткиладзе Г.А., 2003]. Это методики регистрации ЭВПДСН методом ТНО, а также регистрация потенциалов слуховой коры.

Одним из ключевых моментов реабилитационного этапа является настройка РП. При проведении настроенной сессии выставляются параметры стимуляции, определяются стратегия кодирования речевой информации, а также уровни порогового и комфортного восприятия. Благодаря проведенным настройкам РП, у пациентов улучшается слух и разборчивость речи [Бахшиян В.В., 2014]. Настройка РП проводится на

основании данных, полученных при использовании психофизических методик (у взрослых) или объективных методов (у детей). Именно объективные методики являются методом выбора при определении порогов комфорта и порогов восприятия у детей раннего возраста и пациентов с множественной сочетанной патологией [Таварткиладзе Г.А., 2013].

1.1 Регистрация уровней сопротивления электродов.

Оценка функционирования импланта осуществляется с помощью различных инструментов, одним из наиболее важных является измерение уровня межэлектродного сопротивления, с помощью которого можно судить о функциональном состоянии самого устройства [Goehring J.L. et al., 2013; Wolfe J., 2017]. Данное измерение позволяет проверить правильность функционирования каждого электрода многоэлектродной решетки импланта [Christov F. et al., 2019; Zadrozniak M. et al., 2011]. Измерение сопротивления электродов проводится как интраоперационно, так и в послеоперационном периоде. В исследовании [Кузнецов А.О., 2017] отмечено, что с помощью регистрации сопротивления электродов можно диагностировать различные нарушения в работе импланта, такие как обрыв электродной цепи или выход из строя одного или нескольких электродов, а также определить короткое замыкание. Нормальным сопротивлением являются показатели от 1 до 20-30 кОм (в зависимости от производителей кохлеарных имплантов) [Кечиян Д.К. и соавт., 2020; Dorman M.F. et al., 1992; Ozdemir I. et al., 2020]. Показателем короткого замыкания считается величина, которая меньше 1 кОм, в то время как при открытой цепи показатели сопротивления превышают 20-30 кОм [Dorman M.F. et al.,

1992]. Автором [Кузнецов А.О., 2017] отмечено, что на энергопотребление РП влияет непосредственно уровень межэлектродного сопротивления - при низком сопротивлении снижается потребление энергии речевым процессором. Во время операции с помощью регистрации межэлектродного сопротивления проверяется работоспособность устройства после хирургической манипуляции [Di Lella F.A. et al., 2020]. В послеоперационном периоде регистрация межэлектродного сопротивления также выполняется перед каждой настройкой КИ [Kreft H.A. et al 2004; Newbold C. et al., 2015].

Анализ данных, полученных при регистрации межэлектродного сопротивления, позволяет предположить, какие процессы происходят в мягких тканях и жидкостях внутреннего уха вокруг электродной решетки [Nassiri A.M. et al., 2019; Pradeep V.R., Subba Rao T.A., 2019].

Группой авторов [Zadrozniak M. et al., 2011] было проведено сравнение изменения уровня межэлектродного сопротивления во время операции, при подключении РП и во время последующих настроечных сессий. Было показано, что во время подключения РП уровень межэлектродного сопротивления был ниже, чем во время операции. При дальнейшей регистрации уровней межэлектродного сопротивления в последующих настроечных сессиях отмечалось уменьшение его по сравнению с результатом, полученным при подключении РП. Высокий уровень межэлектродного сопротивления, отмеченный во время активации РП, может быть связан с недостаточным стиханием воспалительных явлений, возникающих после введения электродной решетки во внутреннее ухо. Последующее снижение уровня сопротивления непосредственно связано с началом электрической стимуляции и дальнейшим уменьшением воспалительных явлений во

внутреннем ухе. Многими авторами [Hughes M.L. et al., 2001; Newbold C. et al., 2004; Newbold C. et al., 2014; Tykocinski M., Cohen L.T., Cowan R.S., 2005] было показано, что уровень межэлектродного сопротивления начинает снижаться после подключения РП, а стабилизация его уровня отмечается в среднем через 6 месяцев после подключения, что может быть связано как с началом электрической стимуляции волокон слухового нерва, так и с постепенным уменьшением воспалительных явлений в улитке после проведенной операции, похожие результаты были получены в исследовании [Alsabellha R.M. et al., 2014; Hagr A. et al., 2015]. Сравнение уровня сопротивления электродов после повторной КИ у группы детей от 2 до 16 лет было проведено в работе [Birman C.S. et al., 2014]. Группа была разделена на 2 подгруппы. В одной подгруппе были установлены импланты «Cochlear» с прямой электродной решеткой, а во второй - импланты «Cochlear» с перимодиолярной решеткой. Пациенты наблюдались в динамике в течение 5 лет (через 3, 12 месяцев, а также через 3 года и через 5 лет). Авторами был сделан вывод о том, что уровень межэлектродного сопротивления снижается в динамике после повторной КИ. Это касается пациентов как с перимодиолярной, так и с прямой электродной решеткой. Некоторыми авторами было отмечено, что уровень сопротивления электродов также зависит от их расположения в барабанной лестнице улитки. В исследовании [Wu W. et al., 2013] изучалось изменение уровня межэлектродного сопротивления после проведенной КИ. В исследовании принимали участие 20 детей с системами имплантов Combi 40+ «MedEl». После проведенного исследования был сделан вывод, что уровень сопротивления электродов снижался в течение 1 года после операции. При подключении РП, и далее в динамике (через 3 и 6

месяцев), было отмечено постепенное уменьшение уровня межэлектродного сопротивления. В исследовании авторов [Кузнецов А.О. и соавт., 2016] было проведено сравнение стабильности сопротивления электродов при использовании различных систем кохлеарных имплантов в течение 24 месяцев (3, 6, 9, 12, 18 и 24 месяца) после операции. Через 3 месяца было отмечено снижение межэлектродного сопротивления у пациентов с имплантами «Cochlear» на 4 кОм в среднем. У пациентов с имплантами «Advanced Bionics» также было отмечено снижение импеданса в среднем на 1 кОм. Через 6 месяцев наблюдалось дальнейшее снижение сопротивления электродов у пациентов с имплантами «Cochlear», в то время как у пациентов с имплантами «Advanced Bionics» уровень межэлектродного сопротивления остался таким же, каким был через 3 месяца после операции. Через 9 и 12 месяцев после проведенной КИ, уровень межэлектродного сопротивления как на имплантах «Cochlear», так и на имплантах «Advanced Bionics» был относительно стабильным, по сравнению с результатами, полученными через 6 месяцев после операции. Через год после операции, в группе пациентов с имплантами «Advanced Bionics», уровень межэлектродного сопротивления существенно не изменился по сравнению с результатом, полученным через 12 месяцев после операции. Автор отметил более нестабильную динамику сопротивления у имплантов «Cochlear».

Объяснением данной находки авторов может служить то, что в исследовании использовались кохлеарные импланты фирмы «Cochlear» с прямой электродной решеткой, и это являлось причиной высоких и нестабильных результатов у пациентов с данными кохлеарными имплантами.

Существует мнение, что уровень межэлектродного сопротивления может зависеть от расположения электродной решетки КИ в улитке [Heutink F., 2019; Zarowski A. et al., 2020]. В исследованиях [Tan C.T., 2013; Zuniga M.G., 2017] было обнаружено, что при интраоперационных измерениях, уровень межэлектродного сопротивления изменяется при смене положения электродной решетки. Данное предположение было подтверждено во время проведения эксперимента с искусственной улиткой внутреннего уха [Giardina S.K., 2018]. Однако Tan проводил анализ на пациентах, в то время как в исследовании Giardina анализ был проведен на одной напечатанной на 3D-принтере улитке внутреннего уха, что исключает индивидуальные различия в анатомии, и не может полностью воспроизвести течение тока *in vivo* [Giardina S.K., 2018].

Имеющиеся в литературе противоречия о динамике межэлектродного сопротивления определили актуальность и необходимость дальнейших исследований в этой области.

1.2 Регистрация электрически вызванного потенциала действия слухового нерва методом телеметрии нервного ответа (ЭВПДСН)

Почти 40 лет назад после разработки и внедрения системы КИ 3M-House [Berliner K.I., House W.F., 1982] методика электрической стимуляции слухового нерва у пациентов с сенсоневральной тугоухостью высокой степени и глухотой шагнула от тестирования в лаборатории к использованию в клинике. За эти годы, благодаря широкому внедрению в клиническую практику КИ превратилась в один из самых эффективных методов реабилитации для пациентов с врожденной глухотой и сенсоневральной тугоухостью высокой степени [Lucas H.M., 2007]. Описано множество способов настроек КИ. Наиболее известны две

основные методики настройки РП - субъективный, психоакустический метод, основанный на получении субъективных психоакустических ответов пациента, и объективный метод, основанный на регистрации вызванных потенциалов [Dayane D.D. et al., 2014].

Объективные электрофизиологические методики и, прежде всего, регистрация ЭВПДСН методом ТНО получили широкое распространение в клинической практике, данный метод можно использовать для создания первоначальной карты стимуляции при программировании РП кохлеарного импланта у маленьких детей [Бахшинян В.В., Федосеев В.И., Таварткиладзе Г.А., 2015; Таварткиладзе Г.А. и соавт., 2016; Brown C.J. et al., 2000; Dillier et al., 2002; Eisenberg L.S. et al., 2009; Hughes M.L. 2013]. Благодаря объективным методам обследования, уже на этапе операции можно определить правильность установки импланта, а также определить сохранность проводящих структур слуховой системы, и прогнозировать на ранних этапах перспективность операции [Таварткиладзе Г.А., 2007; Чугунова Т.И. и соавт., 2018].

Метод ТНО включен в настоящее время в системы КИ ведущих производителей [Бахшинян В.В., 2014; Vjörnsne A., 2020; Carvalho V., Namersc R., 2015]. У каждого производителя данная методика называется по-разному: метод визуализации нервного ответа (Advanced Bionics Corporation), телеметрия нервного ответа (Cochlear Corporation) и телеметрия слухового нерва (MED-El) [Franck K.H., 2001].

Телеметрию можно проводить как во время настройки РП, так и во время операции [Himanshu S., Rashmi N., 2021]. Функция ТНО заключается в беспроводном двустороннем обмене данными между программируемым устройством и имплантом, обеспечивающим информацию, необходимую

для программирования пороговых и комфортных уровней на каждом электроде многоканальной электродной системы и контроля динамического диапазона на них [Бахшиян В.В., 2009; Бахшиян В.В., 2014; Таварткиладзе Г.А., 2013; Glark G.M., 2003; Niparko J.K., 2009]. При этом регистрируется ЭВПДСН, что обеспечивает информацию о состоянии различных групп нейронов спирального ганглия, расположенных в соответствии с локализацией каждого электрода системы кохлеарного импланта [Eisenberg L.S. et al., 2013; Pernilla P.V. et al., 2019]. Имплантированные электроды используются как для электрической стимуляции слухового нерва, так и для регистрации отводимых потенциалов [Gartner L. et al., 2021; Chauhan I. et al., 2021; Van Dijk B. et al., 2007].

В арсенале аудиологов сегодня имеются портативные беспроводные устройства (CR120/220, “Cochlear”, Австралия) для проведения интраоперационной автоматической регистрации ЭВПДСН, которые позволяют уменьшить время, затраченное на проведение тестирования в условиях операционной, а также обеспечивают проведение исследования средним медицинским персоналом. Была подтверждена высокая корреляция данных, полученных при использовании портативного устройства, с данными, полученными традиционным способом [Tavartkiladze G. et al., 2015].

При изучении соотношения порогов ЭВПДСН с пороговыми и комфортными уровнями стимуляции на каждом электроде были получены данные, свидетельствующие о средней и высокой степени корреляции [Бахшиян В.В., 2009; Frank K.H., Norton S.J., 2001; Smoorenburg G.F., Willeboer C., van Dijk J.E., 2002; Botros A.M., van Dijk B., Killian M., 2007; Almosnino G., Anne S., Schwartz S.A., 2018]. С целью компенсации

отмеченных различий были разработаны методы, основанные на регистрации ЭВПДСН на всех электродах и поведенческого порогового уровня на одном электроде с последующим экстраполированием порогового и комфортного уровней [Asal S., Sobhy A., 2018; Schwartz-Leyzac K.C. et al., 2020].

При использовании порогов ЭВПДСН для программирования речевого процессора особое значение приобретает информация о вариабельности этих порогов, а также о времени их возможной стабилизации. Неконтролируемые изменения в значениях порогов после программирования речевого процессора отрицательно влияют на результаты реабилитации [Moura A., 2014; Niparko J.K., 2009; Waltzman S.B., Roland T.J., 2006].

Авторами [Кечиян Д.К. и соавт. 2020] были исследованы 25 детей с КИ компании “Cochlear”. Была выполнена интраоперационная регистрация ТНО, а также регистрация в динамике во время подключения РП и через 3, 6, 12 месяцев после операции. В результате исследования было отмечено, что уровни порогов ЭВПДСН во время подключения РП ниже, чем пороги, полученные при интраоперационных регистрациях. Было отмечено, что через 6 месяцев средний уровень порогов ЭВПДСН изменился по сравнению с данными, полученными во время интраоперационных исследований. Авторами [Niparko J.K., 2009; Waltzman S.B., Roland T.J., 2006; Telmesani L.M., Said N.M., 2016] был исследован 51 ребенок с врожденной и приобретенной глухотой с имплантами Nucleus Freedom (Cochlear Ltd). На 1-м, 6-м, 11-м, 16-м и 22-м электродах проводили интраоперационно ТНО, а через 6 месяцев повторно проводили ТНО на тех исследуемых электродах, на которых ЭВПДСН не регистрировался во время операции. У 40 пациентов были интраоперационно

зарегистрированы потенциалы от исследуемых электродов. У 11 ЭВПДСН отсутствовали хотя бы на одном из электродов. Но через 6 месяцев, во время повторного исследования, это число сократилось до 6 (в 82% случаев ответ отсутствовал на одном электроде).

До настоящего времени продолжает дискутироваться вопрос о преимуществах и недостатках различных типов электродных решеток, которые являются важным связующим звеном между системой КИ и сохранными волокнами слухового нерва [Abbas P.J. et al., 1999; Botros A., Psarros C., 2010; Gibson P., Boyd P., 2016; Smoorenburg G.F., Willeboer C., Smoorenburg G.F., 2006]. Электродные решетки подразделяются на стандартные прямые и перимодиолярные. В исследовании авторов [Finley C.C. et al., 2013] было сообщено о значительном улучшении слухового восприятия при использовании КИ с перимодиолярной электродной решеткой. Однако, у каждого вида электродных решеток есть свои положительные и отрицательные качества. По мнению авторов [Graham J.M., Phelps P.D., Michaels L., 2000; Sennaroglu L., 2010], одно из преимуществ прямых электродных решеток заключается в возможности их использования у пациентов с различной патологией улитки, в случаях, когда структура улитки не подходит для установки перимодиолярной электродной решетки.

Есть свои преимущества и у перимодиолярных электродных решеток. Авторы [Cohen L.T., Cowan R.S., 2009; Gordin A. et al., 2009] продемонстрировали снижение пороговых значений ЭВПДСН при использовании перимодиолярных электродных решеток в опытах на кошках. В дальнейшем при использовании имплантов с перимодиолярными электродными решетками было продемонстрировано более узкое распространение возбуждения, снижение порогов ЭВПДСН и

более широкий динамический диапазон по сравнению с имплантами с прямыми электродными решетками. Авторы [Abbas P.J. et al., 2004; Balkany T.J., Eshraghi A.A., Yang N., 2002; Weert S.V. et al., 2005] продемонстрировали, что преимущество перимодиолярных электродов заключается в том, что для достижения порогового и комфортного уровней стимуляции требуется меньший уровень стимулирующего электрического тока, а также сужена зона продольного распространения возбуждения в улитке. Второе преимущество – это возможность более селективной стимуляции волокон слухового нерва, что достигается за счет близкого расположения электродов к слуховому нерву.

В работе Spivak с соавт., при измерении на пяти электродах во время операции и через 3 мес. после подключения речевого процессора было показано, что пороги, определенные во время операции, были выше порогов при первом подключении процессора и через 3 мес. после подключения. При этом было отмечено, что на 11-м и 16-м электродах внутрисубъектная вариабельность в порогах ЭВПДСН между внутриоперационными и послеоперационными измерениями была меньше, чем при отведении от других электродов [Spivak L. et al., 2011].

В исследовании [Brown C.J. et al., 2008] было проведено сравнение результатов интра- и послеоперационной регистрации ТНО. Определяли изменение данных ТНО в течение первого года после операции, а также корреляцию полученных данных с психофизическими параметрами настроек карт пациентов. Также оценивали влияние расположения электрода КИ на пороговый уровень стимуляции и распространение возбуждения. Было исследовано 48 пациентов в возрасте 5-14 лет после проведенной КИ системами Nucleus Freedom и Nucleus CI 512 («Cochlear» Австралия). Регистрацию ЭВПДСН проводили интраоперационно и в

послеоперационном периоде (через 3, 6 и 12 месяцев после подключения РП), а также определяли психофизические параметры карт стимуляций.

После проведения анализа полученных результатов был сделан вывод, что у большей части пациентов уровень порога ЭВПДСН снижается после операции в динамике, однако корреляция с психофизическими параметрами настроек карт пациентов отсутствовала.

Несмотря на все достоинства, регистрация ЭВПДСН методом ТНО не может отразить состояния центральных отделов слуховой системы. Для эффективной реабилитации детей, которым были установлены кохлеарные импланты, в процессе настроечных сессий речевого процессора особое значение приобретает использование объективных методик, которые обеспечивают информацию не только о состоянии слуховой периферии, но и о состоянии структур слухового проводящего пути и слуховой коры. Для получения информации о состоянии центральных слуховых отделов у пациентов использующих КИ проводится регистрация электрически длиннолатентных слуховых вызванных потенциалов (ЭДСВП) [Таварткиладзе Г.А., 2015]

1.3 Регистрация электрически вызванных длиннолатентных слуховых потенциалов.

Для получения информации о состоянии центральных слуховых отделов у пациентов, которые используют системы КИ, проводится регистрация электрически вызванных длиннолатентных слуховых потенциалов (ЭДСВП) [Таварткиладзе Г.А., 2015, Таварткиладзе Г.А., 2018; Bayrak S. et al., 2019; Mussoi B.S., Brown C.J., 2019]. ЭДСВП имеют такие же характеристики, как и потенциалы, зарегистрированные на акустическую стимуляцию [Brown C.J. et al., 2008; Kranick M., Wagner L.,

Plontke S., 2021]. Однако, во время электрической стимуляции эффекты, которые присутствуют в улитке при акустической стимуляции, исключаются (улитковая задержка, процессы в синапсах, компрессионные эффекты основной мембраны и волосковых клеток) [Unsal S., Gunduz M., 2019]. Поэтому параметры ДСВП при акустической стимуляции у пациентов с нормальным слухом и у пациентов, использующих КИ, будут различаться [Duarte J.L. et al., 2009]. Это может свидетельствовать об изменении организации слуховой системы после проведения КИ и начала электрической стимуляции [Таварткиладзе Г.А., 2015]. По данным [Vonck B., Lamers M., 2019] возбуждение, происходящее в слуховом нерве, имеет более короткий ЛП, более крутую функцию роста, и большую синхронность, чем эти параметры во время акустической стимуляции [Kabel A.H. et al., 2009].

Поздние корковые ответы состоят из комплекса $P_1-N_1-P_2$. Генераторы этих потенциалов меняются в зависимости от парадигмы стимуляции, хотя основная роль принадлежит таламокортикальным проекциям [Таварткиладзе Г.А., 2018].

ЭДСВП является сенсорным ответом, который может генерироваться в ответ на начало стимула, окончание стимула или на изменения в длительности.

Особое значение ДСВП приобретают у детей раннего возраста, когда специалист не может достоверно оценить качество настройки параметров КИ и эффективность реабилитационных мероприятий [Таварткиладзе Г.А., 2018]. Регистрация ДСВП обеспечивает возможность изучения механизмов, лежащих в основе невральное отображения обработки акустической информации как у детей, так и у взрослых [Таварткиладзе

Г.А., 2014]. При регистрации ДСВП на электрическую стимуляцию отображается активность центральных слуховых структур коры головного мозга [Didone D., Oppitz S., Goncalves M., 2014]. Генерация ЭДСВП, которые относятся к поздним корковым ответам, происходит на уровне корковых отделов полушарий головного мозга как на акустическую, так и на электрическую стимуляцию. У пациентов регистрируются компоненты ЭДСВП, состоящие из комплекса P1-N1-P2-N2 во временном окне 50-250 мс [Martin B.A., Tremblay K.L., Stapells D.R., 2007]. И позитивные (P₁ и P₂), и негативные (N₁ и N₂) компоненты регистрируются как на акустическую, так и на электрическую стимуляцию в окне 50-250 мс, хотя при прямой электрической стимуляции ЛП могут быть короче [Чугунова Т.И. и соавт., 2018; Таварткиладзе Г.А., 2016; Gordon K.A. et al., 2005; Ponton C.W., Eggermont J.J., 2001; Sharma A., Dorman M.F., Spahr A.J., 2002; Tavartkiladze G.A. et al., 2015].

По результатам проведенных регистраций ДСВП [Burdo S., Razza S., Caponio M., 2002] на акустическую стимуляцию было показано, что пользователи КИ демонстрировали нарастающую активность в слуховой коре, что объяснялось процессами матурации.

В исследованиях авторов [Таварткиладзе Г.А., 2003; Ceroniene R., Rinne T., Naatanen R., 2002; Ceroniene R. et al., 2003] было показано, что у младенцев наиболее часто регистрируются пики P₁, имеющий ЛП порядка 200-250 мс, и пик N₁, в то время как пики P₂ и N₂, как правило, отсутствуют. С возрастом ЛП P₁ уменьшается до 125 мс в возрасте 3 лет и 60 мс — у взрослых [Ponton C.W. et al., 1996; Sharma A., Dorman M.F., Spahr A.J., 2002]. У имплантированных детей созревание пика P₁ зависит от возраста, в котором была произведена имплантация, и длительности использования импланта. По данным авторов [Estienne P. Et al., 2021;

Gelfand S., 2009] более поздний возраст проведения КИ и более длительный период глухоты приводят к удлинению ЛП и незрелости морфологии волн ЭДСВП. У детей, прооперированных в возрасте менее 3,5 лет, ЛП P_1 через 6—9 месяцев пользования имплантом соответствует диапазону, определяемому у детей с нормальным слухом, в то время как у детей, прооперированных в возрасте старше 7 лет, значения ЛП выходят за нормальный диапазон [Таварткиладзе Г.А., 2016, 2018; Ponton C.W., Don M., 1995].

В другом исследовании [Albrecht R., Suchodoletz W., Uwer R., 2000] было отмечено, что у детей в возрасте от 3 до 7 месяцев отчетливо визуализируется только пик P_1 , а компоненты N_1 и P_2 наблюдаются с большей частотой, начиная с 12 лет.

В исследовании [Dorman N.F. et al., 2007; Sharma A. et al., 2005; Sharma A., Dorman M., 2006; Li. et al., 2020] был сделан вывод о том, что ЛП пика P_1 ЭДСВП может служить маркером, отображающим развитие центральных слуховых путей у детей после проведенной КИ, а также эффективность электрической стимуляции. В работе [Buckhard R.F., Don M., Eggermont J.J., 2007], посвященной изучению созревания слуховой системы у детей, использующих КИ, была выявлена задержка в созревании пика P_1 , которая была равна длительности глухоты. Было выявлено, что линия регрессии развития, построенная по пику P_1 , прерывается у глухих детей, но затем снова продолжается после проведения КИ, и достигает созревания в зависимости от возраста, в котором была выполнена КИ [Gelfand S., 2009].

При сравнение детей 9-10 лет с нормальным слухом и использующих КИ было обнаружено, что у детей с КИ наблюдалась тенденция к снижению амплитуды, и увеличению латентности пиков P_1 - N_1 , по

сравнению с нормально слышащей группой, но, несмотря на это, отличия эти были статистически недостоверными [Reis A.C. et al., 2007]. Было высказано предположение, что у детей с потерей слуха изменение латентности и амплитуды пиков P₁-N₁ может быть обусловлено задержкой созревания центральной слуховой системы. Согласно результатам опубликованных исследований [Hassaan M.R., 2011; Musiek F.E., Lee W.W., 2001; Prakash H. Et al., 2016] амплитуда и ЛП пиков P₁-N₁ зависит от уровней громкости посылаемых сигналов, а также от продолжительности использования КИ как при проведении регистрации ЭДСВП с использованием тональной посылки через РП КИ [Li Q. et al., 2020].

В работах авторов [Gordon K. et al., 2005; Litovsky R.Y., Johnstone P.M., Godar S.P., 2006; Lachowska M., Pastuszka A., Glinka P., 2013; Musiek F.E., Lee W.W., 2001; Guiraud J. et al., 2007] продемонстрировано, что неудовлетворительные результаты в разборчивости речи наблюдались у детей после КИ с ненормальной морфологией потенциалов ЭДСВП, в то время как у детей с нормальной морфологией потенциалов разборчивость речи была удовлетворительной.

Авторами [Fallon J.B., Irvine D.R.F., Shepherd R.K., 2008; Maurer J. et al., 2002] отмечено, что регистрация ЭДСВП может обеспечить информацию о нейрофизиологических изменениях, которые возникают в процессе созревания слуховой коры. Стоит отметить, что при проведении регистрации ЭДСВП крайне важным фактором является состояние пациента [Kraus N., McGee T., 2002; Silva L.A., Magliaro F., Carvalho A., 2017].

Одним из достоинств регистрации ЭДСВП является объективная оценка способности мозга определять и дифференцировать различные

характеристики стимула, такие как различия в громкости, а также временные изменения, различия слогов [Deniz B. et al., 2021]. Особое значение регистрация ЭДСВП приобретает для электрофизиологического отражения пластичности мозга и документирования клинической эффективности различных реабилитационных методик. В частности, отмечены изменения параметров ДСВП при использовании слуховых аппаратов и после кохлеарной имплантации [Таварткиладзе Г.А., 2015, 2018].

Показано, что ЭДСВП у пациентов с имплантами отличаются от ДСВП нормально слышащих, а данные, полученные при регистрации ЭДСВП у пациентов с имплантами, отражают патофизиологические особенности их слуховой системы [Somers B., Long C., Francart T., 2021]. Авторами было отмечено, что через 1-2 месяца после подключения РП у пациентов без слухового опыта (детей), невозможно зарегистрировать пики ЭДСВП, что связывалось с незрелостью слуховой коры в первое время после подключения РП. Для проведения регистрации ЭДСВП используются разные виды стимулов: это могут быть щелчки, тоны, речевые стимулы, а также отдельные импульсы или набор импульсов [Gärtner L. et al., 2021; Mlynski R. et al., 2021]. При регистрации ЭДСВП с использованием РП КИ и при проведении регистрации ДСВП в свободном звуковом поле у одного и того же пациента получаемые результаты могут быть различными. Известно, что при прямой электрической стимуляции ЛП может быть короче [Ponton C.W., Don M., 1995; Ponton C.W., Eggermont J.J., 1996].

Исходя из изложенного, одной из задач настоящего исследования явилось изучение зависимости динамики созревания структур слухового

проводящего пути по данным регистрации ЭДСВП в динамике после проведенной КИ.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Общая характеристика

В соответствии с поставленными целью и задачами было проведено обследование 150 пациентов с выраженной двусторонней сенсоневральной тугоухостью и глухотой. Всем пациентам была проведена КИ на клинической базе Российского научно-клинического центра аудиологии и слухопротезирования ФМБА России с 2018 по 2020 гг. Возраст пациентов, включенных в исследование, составил от 1 года до 4 лет (средний возраст – 1,5 года). Распределение пациентов по возрасту представлено в табл.1.

Таблица 1

Возраст пациентов на момент выполнения КИ.

	Возраст		
	0-1	1-2	3-4
N	47	79	24
Всего	150		

Критериями включения пациентов в исследование являлось наличие двусторонней сенсоневральной тугоухости высокой степени и глухоты, состояние после кохlearной имплантации. Пациенты исключались из исследования при наличии тяжелой сопутствующей патологии центральной нервной системы.

Этиологические факторы развития тугоухости у пациентов, включенных в исследование, приведены в табл. 2.

Таблица 2

Распределение пациентов по этиологии тугоухости.

Этиологический фактор	Коннексин 26	Аудиторная нейропатия	Неизвестная этиология	Менингит	Вирусная Инфекция	Менингоэнцефалопатия
Кол-во пациентов	87	2	41	11	6	3
Общее кол-во пациентов	150					

Пациентам были установлены кохлеарные импланты двух фирм производителей: «Cochlear» (Австралия) и «Advanced Bionics» (Швейцария) – Nucleus CI 512 и HiRes 90K Helix, соответственно (табл.3).

Пациенты, которым были установлены импланты фирмы «Cochlear», составили группу I, а пациенты, которым были установлены импланты фирмы «Advanced Bionics», - группу II.

Всем пациентам были установлены кохлеарные импланты как с прямой, так и с перимодиолярной электродной решеткой.

Таблица 3.

Распределение пациентов по типам систем кохлеарной имплантации.

	«Cochlear»	«Cochlear»	«Advanced Bionics»
Тип импланта	Nucleus CI 512 (перимодиолярная электродная решетка)	Nucleus CI24RE (ST) (прямая электродная решетка)	HiRes 90K Helix (перимодиолярная электродная решетка)
N	90	10	50
150			

Пациентам был проведен следующий комплекс исследований в динамике:

1. Регистрация уровней межэлектродного сопротивления
2. Регистрация ЭВПДСН методом телеметрии нервного ответа
3. Регистрация ЭДСВП

Регистрация уровней межэлектродного сопротивления, а также регистрация ЭВПДСН методом телеметрии нервного ответа была проведена 150 пациентам в динамике.

Регистрация ЭДСВП была проведена 25 пациентам в динамике. Пациенты были разделены на 2 группы: до 2 лет (20 пациентов), и старше 2 лет (5 пациентов).

Исследование проводилось в следующих временных промежутках:

- Интраоперационно (T0),
- Через 1 месяц перед подключением РП (T1),
- Непосредственно после подключения (1-2-е сутки после подключения РП) и начала электрической стимуляции (T2),
- Через 3 месяца (T3),
- Через 6 месяцев (T4),
- Через 12 месяцев (T5).

2.2 Методы исследования

Регистрация межэлектродного сопротивления и электрически вызванных потенциалов действия слухового нерва методом телеметрии нервного ответа (ТНО)

2.2.1 Регистрация межэлектродного сопротивления

Измерение сопротивления электродов проводилось как интраоперационно, так и в послеоперационном периоде. Для регистрации межэлектродного сопротивления использовали ПК с установленными программами Custom Sound EP 5.2 («Cochlear») и SoundWave 3.0 («Advanced Bionics»). К ПК через USB-выход подключали программатор для настройки речевого процессора (POD, «Cochlear»; CP II «Advanced Bionics»). При помощи кабеля программатор соединялся с речевым процессором пациента. РП при помощи магнитной передающей катушки соединялся к имплантированной части системы КИ. В имплантах фирмы «Cochlear» используются единицы электрической стимуляции CL (current level), в имплантах «Advanced Bionics» - C (кулон). Данные единицы имеют свое физическое отображение в микровольтах (uV). Регистрацию межэлектродного

сопротивления проводили перед регистрацией ЭВПДСН. На рис.1 представлена схема проведения регистрации межэлектродного сопротивления и ТНО.

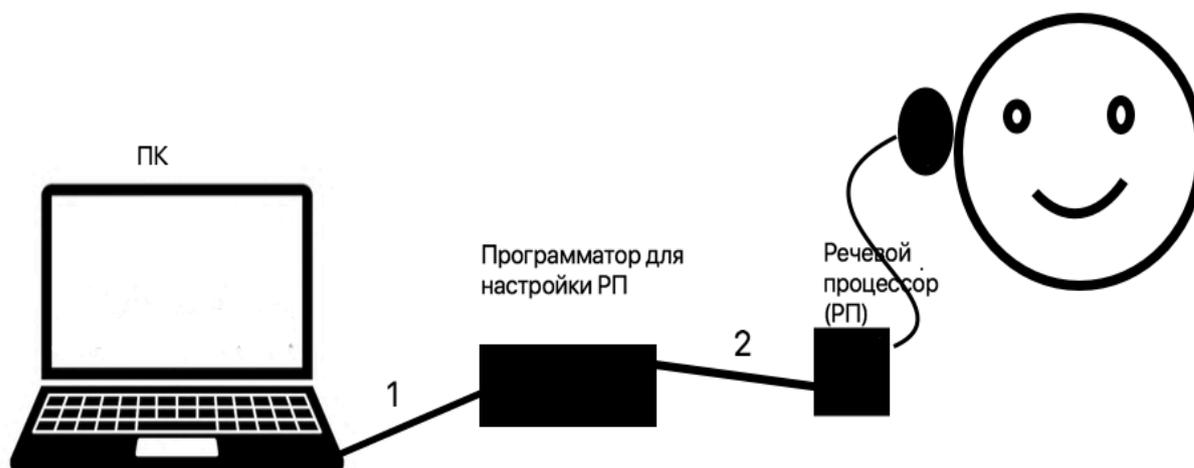


Рис.1. Схема проведения регистрации межэлектродного сопротивления и регистрации ЭВПДСН.

У пациентов из группы I использовалась мода стимуляции МР1+2 (Cochlear, Австралия). Регистрация межэлектродного сопротивления у них была выполнена как до подключения РП, так и после его подключения. Оценивали изменение межэлектродного сопротивления в динамике на электродах E1, E4, E7, E11, E15, E17, E20 и E22 в течение 5 временных промежутков: интраоперационно (Т0), через 1 месяц перед подключением РП (Т1), непосредственно после подключения (1-2-е сутки после подключения РП) и начала электрической стимуляции (Т2), через 3 месяца (Т3), через 6 месяцев (Т4).

На рис.2 представлены показатели межэлектродного сопротивления, зарегистрированные у пациентов группы I.

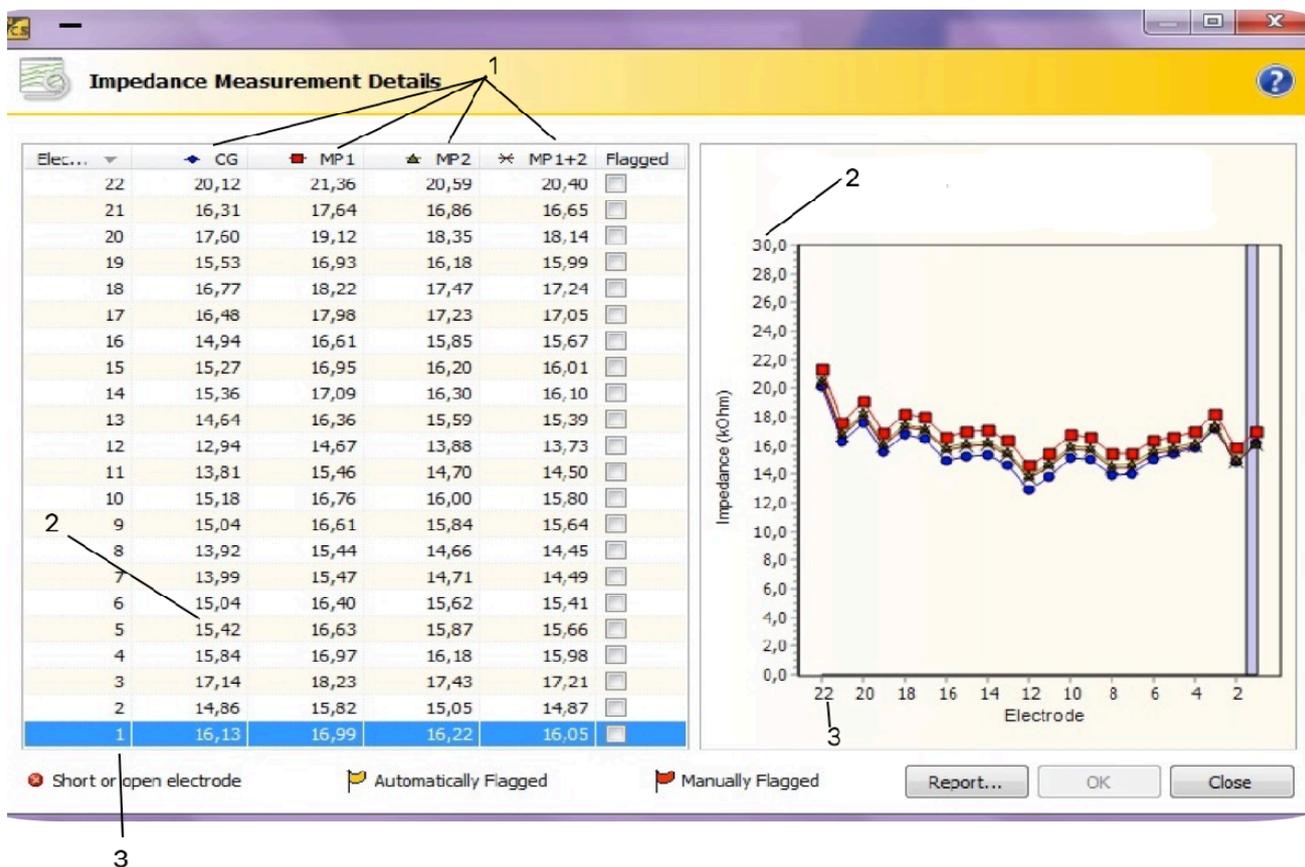


Рис. 2. Показатели межэлектродного сопротивления, зарегистрированные у пациентов с имплантами «Cochlear»: 1 – мода стимуляции; 2 – уровень межэлектродного сопротивления (в кОм); 3 – номер электрода.

У пациентов из группы II оценивали в динамике изменение межэлектродного сопротивления на электродах E1, E3, E5, E8, E11, E13 и E16 на протяжении 4 временных промежутков: интраоперационно (T0); через 1 месяц после операции, перед подключением речевого процессора (T1), через 3 месяца (T3), и через 6 месяцев (T4) после подключения.

На рис.3 представлены показатели межэлектродного сопротивления, определенные у пациентов с имплантами «Advanced Bionics».

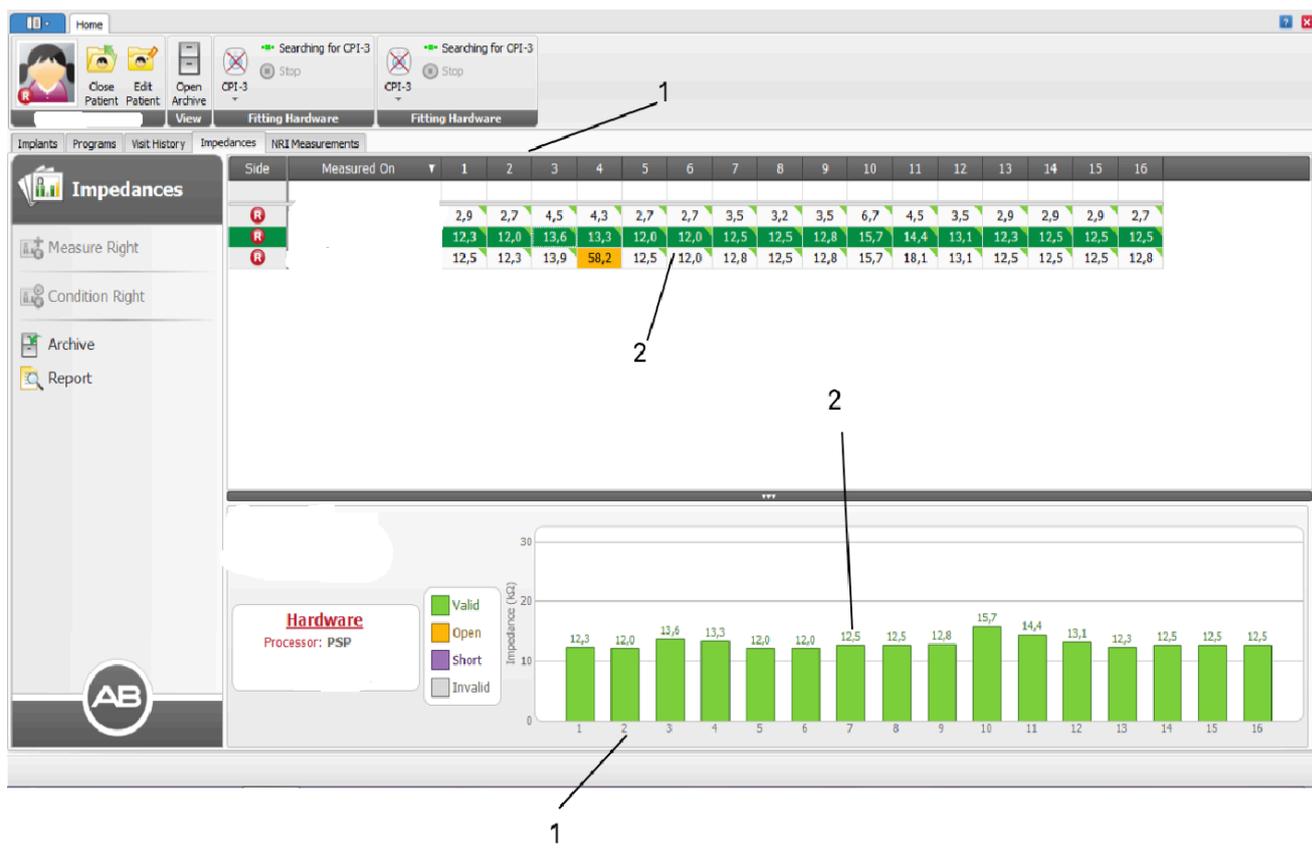


Рис.3. Показатели межэлектродного сопротивления на имплантах «Advanced Bionics»: 1 – номер электрода; 2 – уровень межэлектродного сопротивления (в кОм).

2.2.2 Регистрация электрически вызванных потенциалов действия слухового нерва методом телеметрии нервного ответа (ТНО)

Регистрация ЭВПДСН методом ТНО в обеих группах проводилась как интраоперационно, так и в послеоперационном периоде в следующих временных интервалах: интраоперационно (T0); через 1 месяц после операции, до подключения РП (T1); через 3 (T3) и 6 месяцев (T4) после активации системы. Для оценки порогов ЭВПДСН у пациентов группы I были выбраны 1-й, 6-й, 11-й, 16-й и 22-й электроды многоканальной электродной решетки, а для пациентов из группы II использовались все 16 электродов.

На рис.4 и на рис.5 представлены примеры регистрации ЭВПДСН методом ТНО в обеих исследуемых группах.

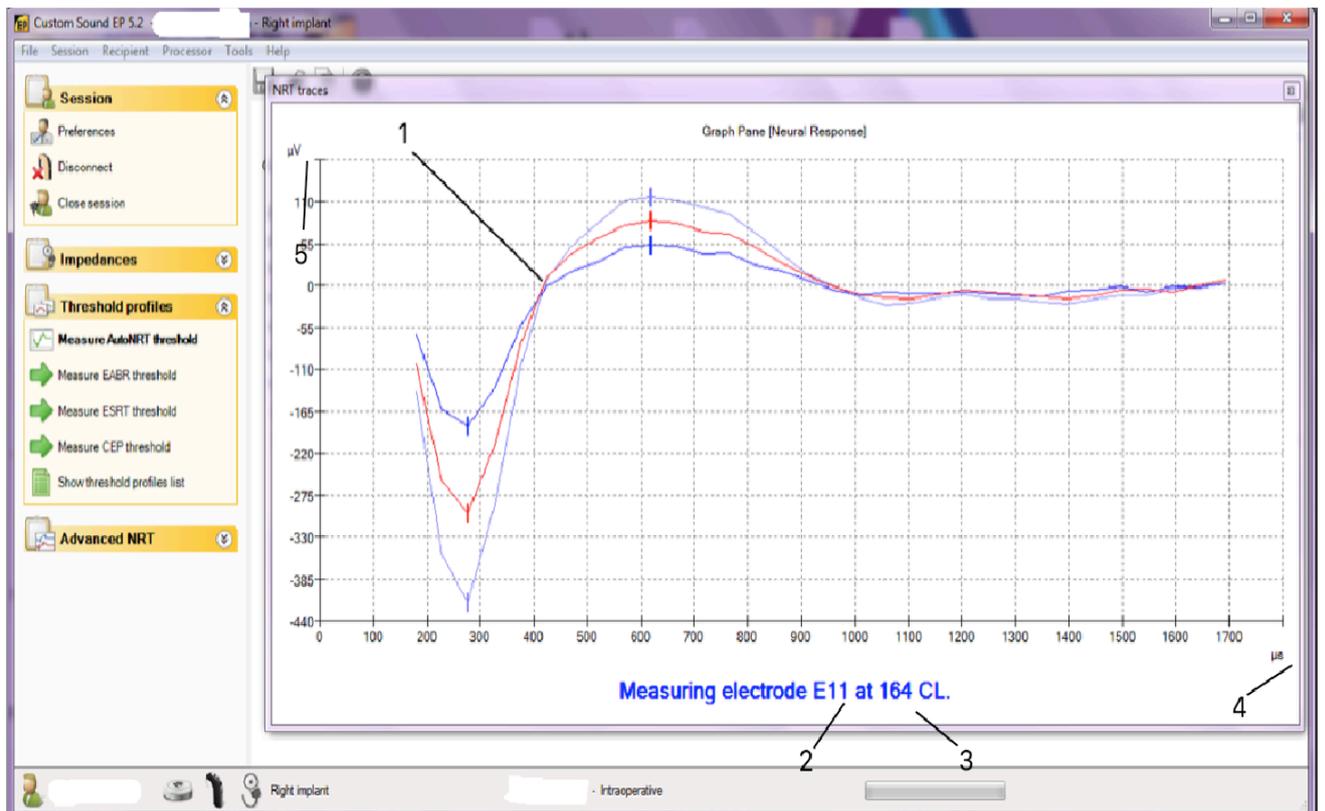


Рис. 4. Электрически вызванный потенциал действия слухового нерв (ЭПВДСН), зарегистрированный методом ТНО с использованием программного обеспечения Custom Sound EP 5.2 («Cochlear»): 1 – потенциал действия слухового нерва; 2 – номер электрода; 3 – единица стимуляции в CL.



Рис. 5. Электрически вызванный потенциал действия слухового нерва (ЭВПДСН), зарегистрированный методом ТНО при использовании программного обеспечения SoundWave 3.0 («Advanced Bionics»): 1 – потенциал действия слухового нерва; 2 – номер электрода; 3 – единица стимуляции в С.

Для регистрации ЭВПДСН было использовано программное обеспечение Custom Sound EP «Cochlear» (Австралия) и SoundWave 3.0, «Advanced Bionics» (Швейцария).

Использовали монополярную моду стимуляции МР1+2 (по отношению к двум экстракохлеарным электродам). Для регистрации ЭВПДСН была применена стандартная методика предшествующей маскировки. Амплитуду ответа измеряли как разницу между отрицательным и положительным пиками потенциала.

2.2.3. Регистрация электрически вызванных длиннолатентных слуховых потенциалов (ЭДСВП).

Регистрация ЭДСВП производилась при помощи персонального компьютера (ПК) с программным обеспечением Custom Sound EP, соединенного с многофункциональным устройством «VikingQuest Care Fusion» (Nicolet, США), при этом ПК соединяли с программатором для настройки речевого процессора «POD» (Cochlear). РП пациента также соединялся с программатором. Отрицательный электрод фиксировали на сосцевидном отростке на стороне имплантированного уха, положительный – на противоположной стороне, а заземляющий электрод устанавливали на макушке пациента (рис.6).

В качестве стимулов при регистрации ЭДСВП использовали бифазический электрический стимул шириной 25мс с частотой предъявления 1000 гц.

Интенсивность стимуляции соответствовала максимально комфортному уровню стимуляции индивидуальной карты пациента на соответствующем электроде. При отсутствии ответа интенсивность увеличивали на 5 CL. В случае отсутствия регистрации потенциалов интенсивность не увеличивалась с целью предотвращения дискомфортных ощущений у пациентов.

Определяли пороги визуальной детекции потенциалов, а также латентные периоды потенциалов в динамике: через 3 месяца (Т3), а также через 6 месяцев (Т4) и 12 месяцев (Т5).

Оценивали изменения латентного периода пика P_1 ЭДСВП, зарегистрированных от 1-го, 12-го и 22-го электродов. На рис.6 и на рис.7 показана схема и результат регистрации ЭДСВП.

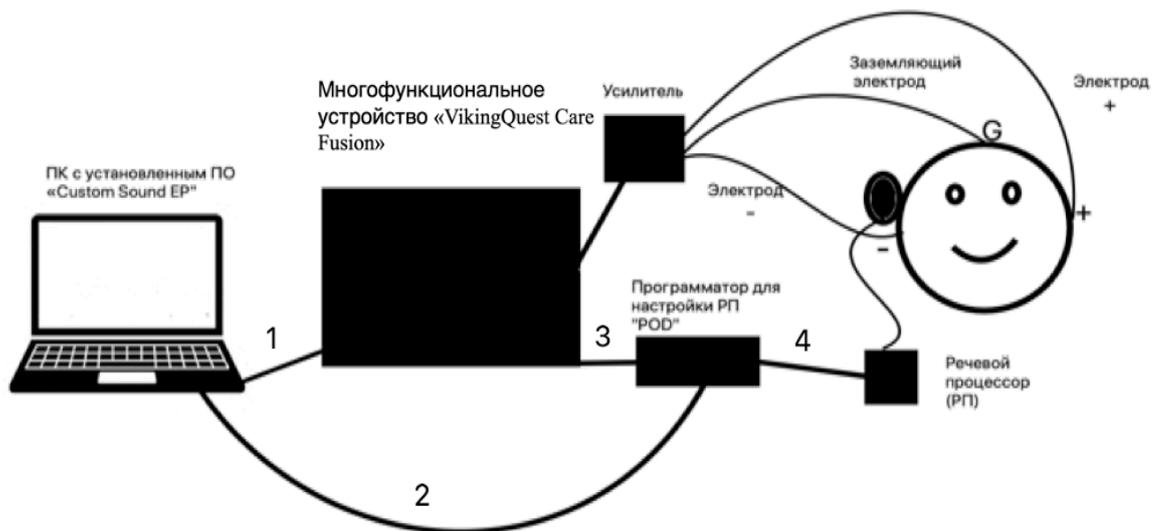


Рис. 6. Схема регистрации ЭДСВП.

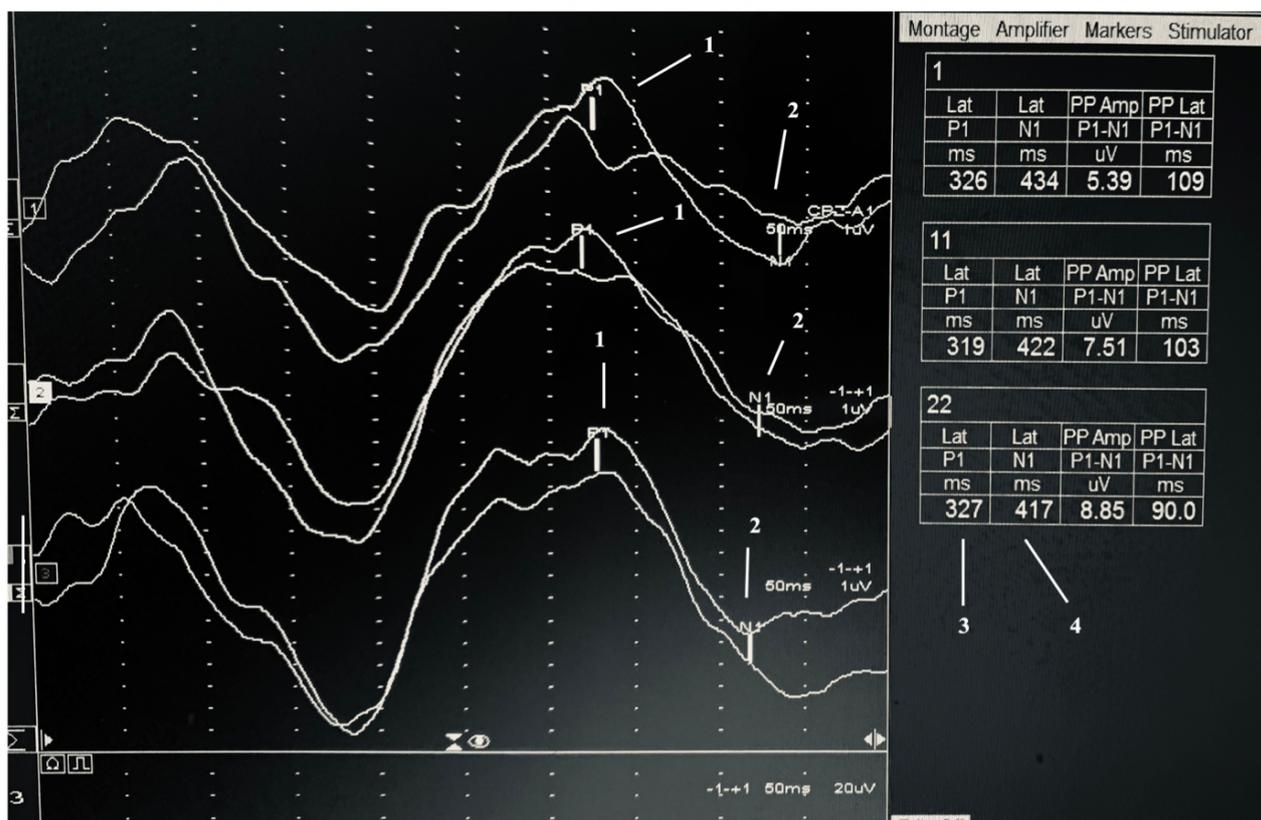


Рис. 7. Электрически вызванные длиннотентные слуховые потенциалы: 1 – пик P1; 2 – пик N1; 3 – латентный период пика P1; 4 – латентный период пика N1.

В табл.4 приведены используемые при регистрации ЭДСВП параметры стимуляции и регистрации.

Таблица 4.
Параметры стимуляции и регистрации ЭДСВП.

	Режим (Mode)	Уровень стимуляции (Stimulus Current Level)	Ширина стимула (Stimulus Pulse Width)	Частота предъявл. Стимула (Stimulus Stimulation Rate)	Пауза	Количество посылок
Custom Sound EP (стимуляция)	MP1+2	+5 CL над комфортным уровнем пациента	25 мкс	1000 Гц	500 мс	>300
	VikingQuest Care Fusion (регистрация)	Выход уст-ва	Эпоха анализа (Timebase)	Кол-во усред. (Sweeps)	Режекторный фильтр (Notch)	Нижний частотный срез фильтра (LPF)
	External-in	500 мс	>300	50 Гц	1 Гц	30 Гц

2.3 Статистический анализ.

При создании первичной базы данных использовался редактор баз данных MS Access 2010. Статистическая обработка выполнена с использованием пакета прикладных программ IBM SPSS Statistics (версия 22.0.0.0, StatSoft Inc, США) и SAS JMP 11. Данные представлены как среднее значение и стандартное отклонение « $M \pm S$ ». Уровень статистической значимости был зафиксирован на уровне вероятности ошибки $P < 0,05$.

Сравнения двух групп по количественным шкалам проводились на основе непараметрического критерия Манна-Уитни, сравнения трех и более групп по количественным шкалам – на основе непараметрического критерия Краскела-Уоллеса. Для описания количественных показателей использовались среднее значение и стандартное отклонение в формате « $M \pm S$ ».

Анализ динамики показателей в случае сравнения двух периодов производился на основе непараметрического критерия Вилкоксона.

Статистическая значимость различных значений для бинарных и номинальных показателей определялась с использованием критерия Хи-квадрат Пирсона в случае независимых выборок, и с использованием критерия МакНеймера – в случае зависимых выборок.

Мерой влияния одного количественного показателя на другой (мерой связи показателей) является - коэффициент корреляции. Он изменяется в пределах от -1 до +1. Различают понятия сильная/слабая и положительная/отрицательная коэффициент корреляции.

Анализ осуществлялся с помощью метода ранговой корреляции Спирмена, оценка силы связи коэффициентов корреляции проводилась по шкале Чеддока (табл. 5).

Таблица 5.

Оценка силы связи коэффициентов корреляции по шкале Чеддока.

Коэффициент корреляции	Сила	Направление связи
От -1 до -0,7	Сильная	Отрицательная
От -0,7 до 0,3	Умеренная	
От -0,3 до 0	Слабая	Чем больше один показатель увеличивается, тем больше другой показатель уменьшается.
От 0 до 0,3	Слабая	
От 0,3 до 0,7	Умеренная	Положительная
От 0,7 до 1	Сильная	
		Чем больше один фактор увеличивается, тем больше другой показатель также увеличивается

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ

3.1 Результаты регистрации межэлектродного сопротивления в динамике у пациентов в обеих исследуемых группах.

У пациентов в группе I были проанализированы результаты регистрации межэлектродного сопротивления на электродах E1, E4, E7, E11, E15, E17, E20 и E22 во временных промежутках T0, T1, T2, T3, T4. Во временном промежутке T0-T1 была отмечена тенденция к снижению сопротивления, но полученные результаты оказались статистически недостоверными ($P > 0,05$). Это можно объяснить наличием остаточных послеоперационных воспалительных явлений. Статистически достоверное снижение уровней сопротивления ($P < 0,05$) электродов было отмечено в интраоперационных периодах T0-T3 и T0-T4, а также послеоперационных интервалах T1-T3, T1-T4. Во временных интервалах T1-T2, T2-T3, T2-T4 и T3-T4 изменения уровней сопротивления оказались статистически недостоверны ($P > 0,05$).

Результаты регистрации межэлектродного сопротивления у пациентов из группы I в динамике представлены на рис.8. В табл.6 и табл.7 показаны уровни межэлектродного сопротивления у пациентов из группы I, определенные в различных временных интервалах.

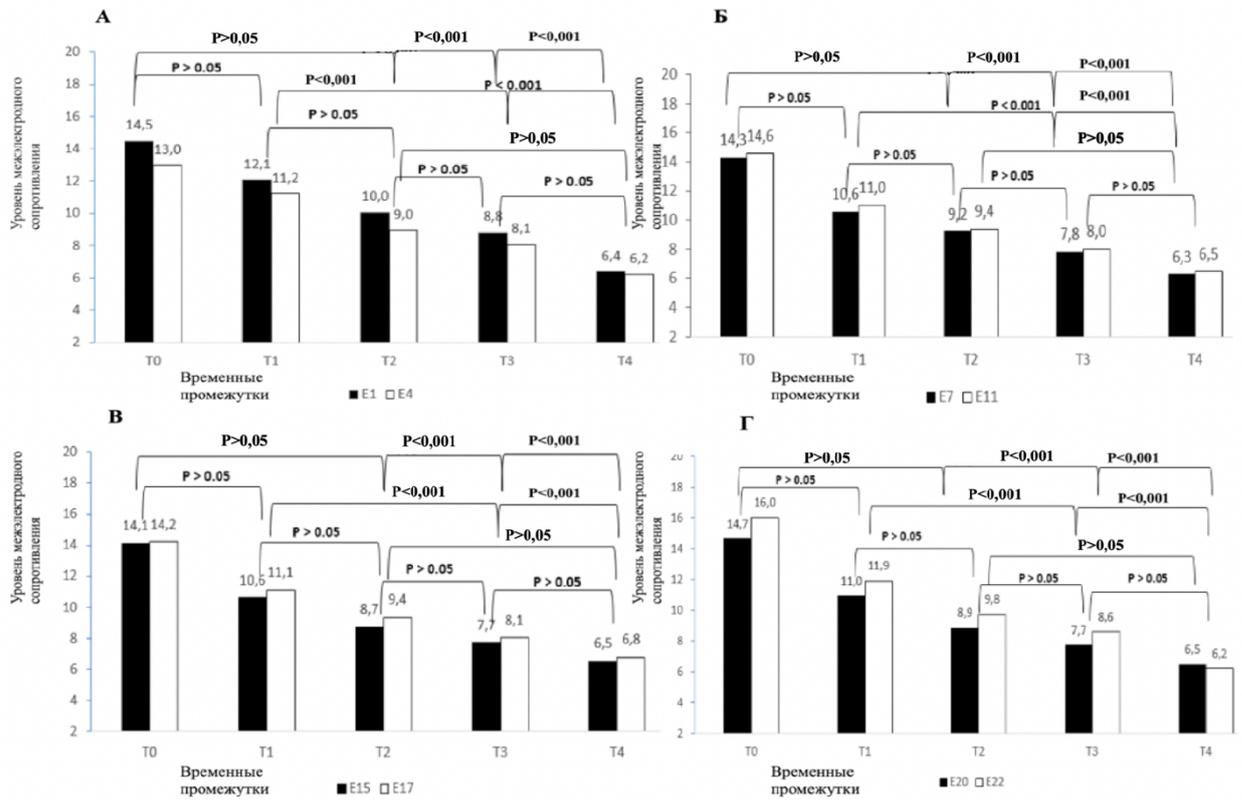


Рис. 8. Изменение уровней сопротивления электродов у пациентов группы I в динамике во всех исследуемых временных промежутках: А – на электродах E1 и E4; Б – на электродах E7 и E11; В – на электродах E15 и E17; Г – на электродах на E20 и E22.

Таблица 6

Уровни сопротивления электродов (E) у пациентов из группы I, определенные в различных временных интервалах.

E	Сопротивление T0 M+S	Сопротивление T1 M+S	Сопротивление T2 M+S	Сопротивление T3 M+S	Сопротивление T4 M+S
1	14,49 ± 4,32	12,07 ± 3,19 (-16,65%)	10,04 ± 2,00 (-30,68%)	8,81 ± 1,87 (-39,17%)	6,40 ± 1,77 (-55,84%)
4	12,96 ± 3,21	11,22 ± 3,75 (-13,42%)	8,96 ± 2,57 (-30,90%)	8,07 ± 2,19 (-37,74%)	6,23 ± 2,23 (-51,91%)
7	14,28 ± 2,95	10,56 ± 2,89 (-26,04%)	9,20 ± 2,08 (-35,58%)	7,82 ± 1,67 (-45,22%)	6,27 ± 1,82 (-56,10%)
11	14,56 ± 2,48	11,01 ± 3,35 (-24,38%)	9,38 ± 2,06 (-35,55%)	8,00 ± 1,72 (-45,05%)	6,47 ± 1,73 (-55,59%)
15	14,12 ± 2,65	10,60 ± 3,57 (-24,89%)	8,72 ± 2,07 (-38,24%)	7,72 ± 2,19 (-45,32%)	6,54 ± 1,94 (-53,64%)
17	14,22 ± 2,66	11,11 ± 3,74 (-21,88%)	9,38 ± 2,08 (-34,06%)	8,05 ± 1,74 (-43,39%)	6,79 ± 1,68 (-52,24%)
20	14,67 ± 2,76	10,97 ± 3,21 (-25,22%)	8,86 ± 1,75 (-39,57%)	7,72 ± 1,71 (-47,34%)	6,48 ± 1,41 (-55,78%)
22	16,03 ± 2,95	11,93 ± 3,52 (-25,62%)	9,77 ± 1,96 (-39,08%)	8,63 ± 1,72 (-46,18%)	6,23 ± 1,43 (-61,15%)

Таблица 7.

Изменение уровней сопротивления электродов у пациентов из группы I, определенных в различных временных интервалах на различных электродах.

Е	T0/T1	T0/T2	T0/T3	T0/T4	T1/T2	T1/T3	T1/T4	T2/T3	T2/T4	T3/T4
1	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P<0,001*	P>0,05	P>0,05	P>0,05
4	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P<0,001*	P>0,05	P>0,05	P>0,05
7	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P<0,001*	P>0,05	P>0,05	P>0,05
11	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P<0,001*	P>0,05	P>0,05	P>0,05
15	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P<0,001*	P>0,05	P>0,05	P>0,05
17	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P<0,001*	P>0,05	P>0,05	P>0,05
20	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P<0,001*	P>0,05	P>0,05	P>0,05
22	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P<0,001*	P>0,05	P>0,05	P>0,05

*- статистически достоверный результат.

Снижение уровней межэлектродного сопротивления начинается после подключения РП, с началом постоянной электрической стимуляции, и стабилизируется через 3 месяца после подключения.

На рис. 9 представлены результаты изменения уровней межэлектродного сопротивления (в %) относительно интраоперационных данных.

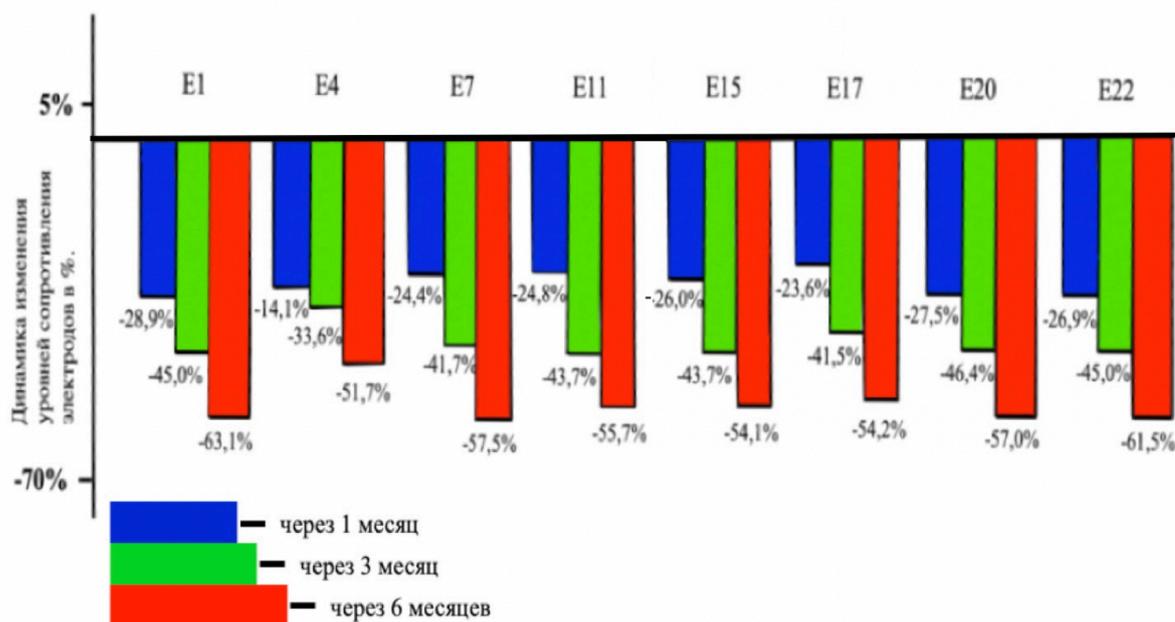


Рис. 9. Динамика изменения уровней межэлектродного сопротивления у пациентов из группы I в послеоперационном периоде на электродах E1, E4, E7, E11, E15, E17, E20, E22 в % относительно интраоперационных данных.

В группе II уровни межэлектродного сопротивления были измерены на электродах E1, E3, E5, E8, E11, E13 и E16 в следующих временных промежутках: T0, T1, T3, T4. При анализе полученных результатов было отмечено, что временные промежутки T0-T3, T0-T4, T1-T3, T1-T4 характеризовались статистически достоверным снижением сопротивления электродов ($P < 0,001$), в то время как во временных интервалах T0-T1 и T3-T4, несмотря на тенденцию к снижению межэлектродного сопротивления, полученные данные были статистически недостоверны ($P > 0,05$) (см. рис.10 и табл.8).

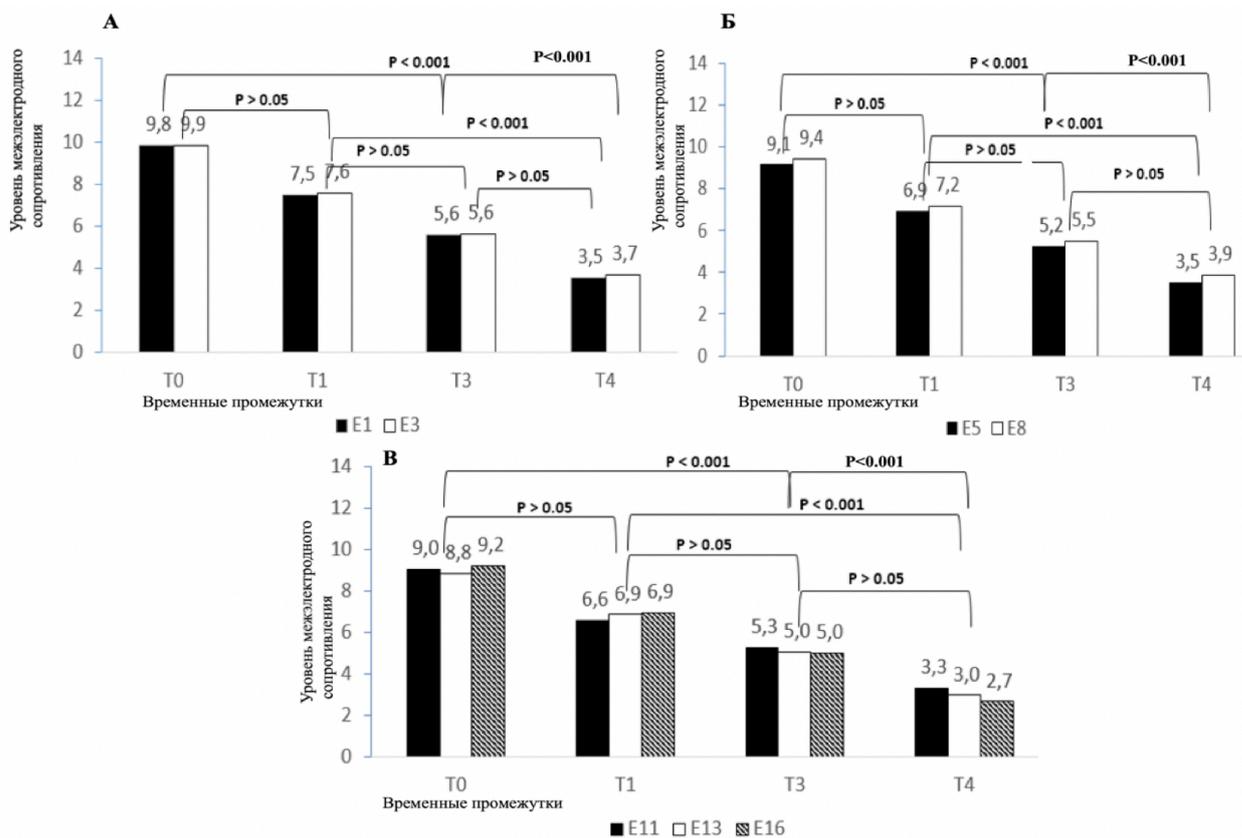


Рис. 10. Изменение уровней межэлектродного сопротивления у пациентов из группы II в динамике в следующих временных промежутках: (T0, T1, T3, T4). А – электроды E1 и E3; Б – электроды E5 и E8; В – электроды E11, E13 и E16.

Таблица 8.

Изменение уровней межэлектродного сопротивления у пациентов из группы
II, определенных в различных временных интервалах.

E	T0 M±S	T1 M±S	T3 M±S	T4 M±S	T0/T1	T0/T3	T0/T4	T1/T3	T1/T4	T3/T4
1	9,81 ± 2,88	7,46 ± 1,84 (-22,04%)	5,60 ± 1,33 (-41,41%)	3,52 ± 1,61 (-63,15%)	P>0,05	P <0,001*	P <0,001*	P <0,001*	P <0,001*	P>0,05
3	9,25 ± 2,29	7,21 ± 1,66 (-22,06%)	5,56 ± 1,46 (39,88%)	3,50 ± 1,35 (-62,20%)	P>0,05	P <0,001*	P <0,001*	P <0,001*	P <0,001*	P>0,05
5	9,37 ± 1,95	6,83 ± 0,94 (-27,07%)	5,46 ± 1,07 (41,76%)	3,56 ± 1,15 (-62,00%)	P>0,05	P <0,001*	P <0,001*	P <0,001*	P <0,001*	P>0,05
8	9,05 ± 2,21	6,73 ± 1,34 (-25,64%)	5,52 ± 1,39 (38,99%)	3,78 ± 1,44 (-58,27%)	P>0,05	P <0,001*	P <0,001*	P <0,001*	P <0,001*	P>0,05
11	9,00 ± 1,89	6,74 ± 1,25 (25,12%)	5,12 ± 1,30 (43,04%)	3,22 ± 1,51 (-64,16%)	P>0,05	P <0,001*	P <0,001*	P <0,001*	P <0,001*	P>0,05
13	8,72 ± 1,72	7,16 ± 1,34 (17,85%)	5,10 ± 1,14 (41,53%)	2,89 ± 1,15 (-66,87%)	P>0,05	P <0,001*	P <0,001*	P <0,001*	P <0,001*	P>0,05
16	9,56 ± 2,88	7,46 ± 1,84 (22,04%)	5,60 ± 1,33 (41,41%)	3,52 ± 1,61 (-63,15%)	P>0,05	P <0,001*	P <0,001*	P <0,001*	P <0,001*	P>0,05

*- статистически достоверный результат.

На рис. 11 представлена динамика изменений уровней межэлектродного сопротивления (в%), по сравнению с интраоперационными данными.

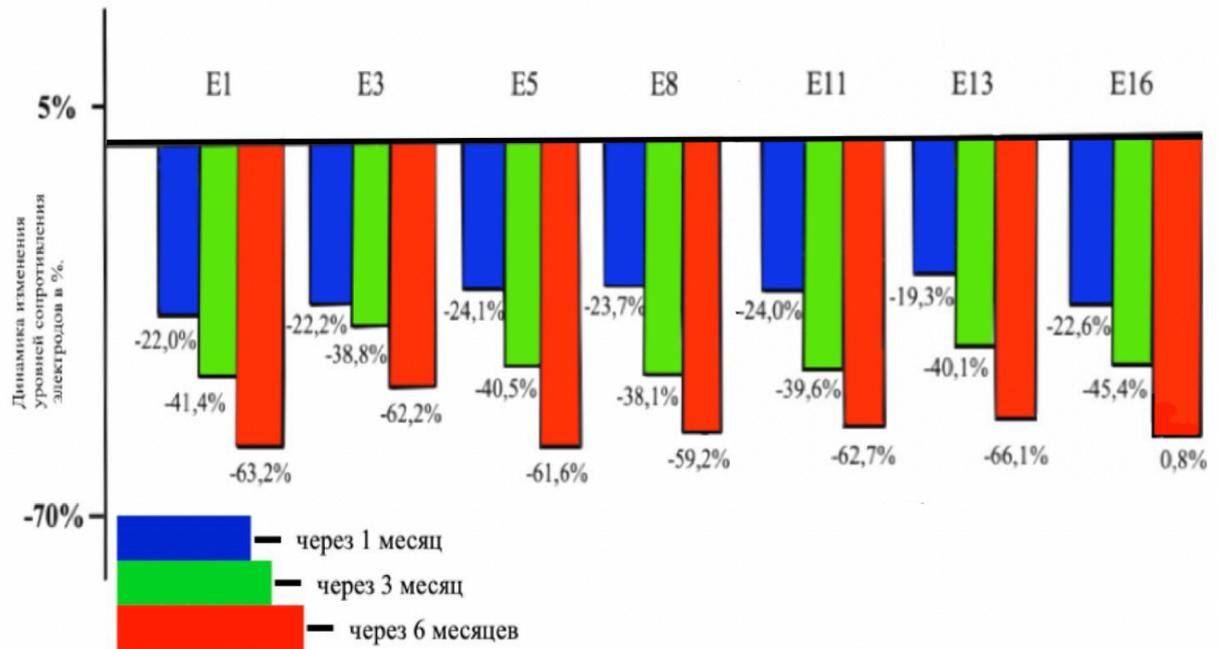


Рис.11. Динамика изменения уровней межэлектродного сопротивления у пациентов из группы II в послеоперационном периоде на электродах E1, E3, E5, E8, E11, E13, E16 в % относительно интраоперационных данных.

3.2. Результаты регистрации ЭВПДСН в динамике в обеих исследуемых группах пациентов.

При сравнении результатов пациентов из группы I, определенных во время операции (T0) и далее в послеоперационных периодах T1, T3, T4, достоверное снижение порогов ЭВПДСН было отмечено во временном промежутке T0-T4 ($P < 0,001$). Изменения пороговых значений оказались статистически достоверны в послеоперационном интервале T1-T4 ($P < 0,001$), однако в интервалах T0-T1, T0-T3, T1-T3 и T3-T4 оказались статистически недостоверны ($P > 0,05$). (рис. 12).

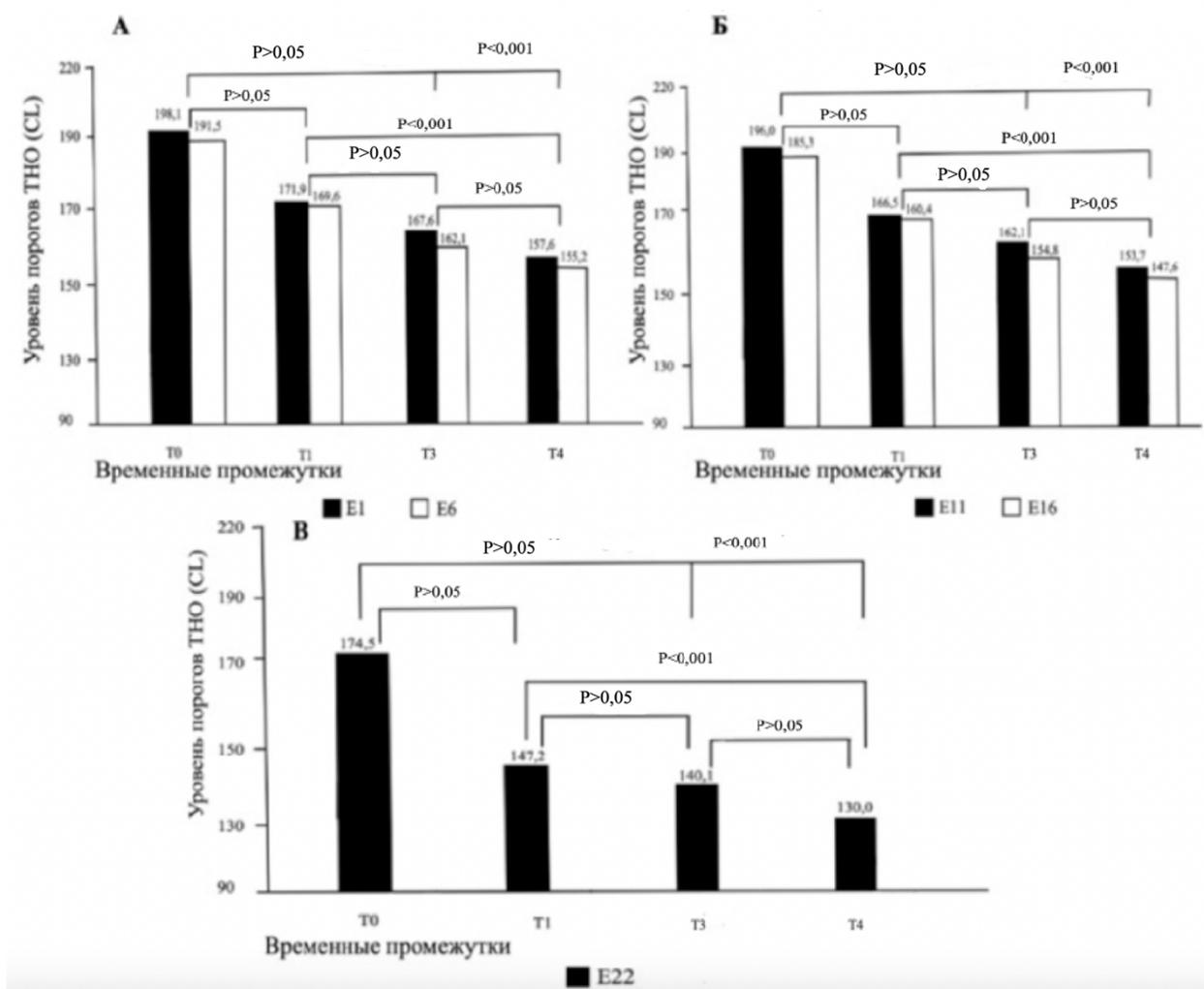


Рис. 12. Средние значения порогов ЭВПДСН у пациентов из группы I, определенные интраоперационно и в динамике на электродах E1, E6, E11, E16 и E22 в различные сроки после операции: А – на электродах E1 и E6; Б – на электродах E11 и E16; В – на электроде E22.

Динамика пороговых уровней ЭВПДСН у пациентов группы I, зарегистрированных на 5 электродах интраоперационно, при активации системы КИ и через 3 и 6 месяцев после подключения РП, представлена в табл.9 и табл.10.

Таблица 9.

Динамика порогов ЭВПДСН, зарегистрированных на 5 электродах, интраоперационно, при подключении и через 3 и 6 мес. после подключения.

Е	Порог ПД/Т0	Порог ПД/Т1	Порог ПД/Т3	Порог ПД/Т4
1	198,07 ± 29,52	171,93 ± 27,58 (-13,19%)	167,62 ± 22,47 (-15,37%)	157,56 ± 21,10 (-20,45%)
5	191,49 ± 18,41	169,60 ± 19,09 (-11,43%)	162,13 ± 17,18 (-15,33%)	155,24 ± 17,07 (-18,93%)
11	195,98 ± 22,29	166,51 ± 26,63 (-15,04%)	162,13 ± 25,01 (-17,27%)	153,71 ± 25,73 (-21,57%)
16	185,31 ± 21,85	160,44 ± 27,70 (-13,42%)	154,80 ± 25,77 (-16,46%)	147,64 ± 28,24 (-20,33%)
22	174,53 ± 22,53	147,22 ± 24,54 (-15,65%)	140,07 ± 21,47 (-19,75%)	130,00 ± 21,33 (-25,52%)

Таблица 10.

Динамика порогов ЭВПДСН, зарегистрированных на 5 электродах, интраоперационно, при подключении и через 3 и 6 мес. после подключения.

Е	Т0/Т1	Т0/Т3	Т0/Т4	Т1/Т3	Т1/Т4	Т3/Т4
1	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
5	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
11	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
16	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
22	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05

*- статистически достоверное изменение уровней порогов ЭВПДСН

У пациентов из группы I была отмечена тенденция к снижению уровней порогов ЭВПДСН, начиная с момента подключения, однако статистически изменения были зафиксированы только через 6 месяцев (Т4) после подключения.

На рис.13 показана динамика изменения порогов ЭВПДСН (в процентах) по сравнению с интраоперационными данными.

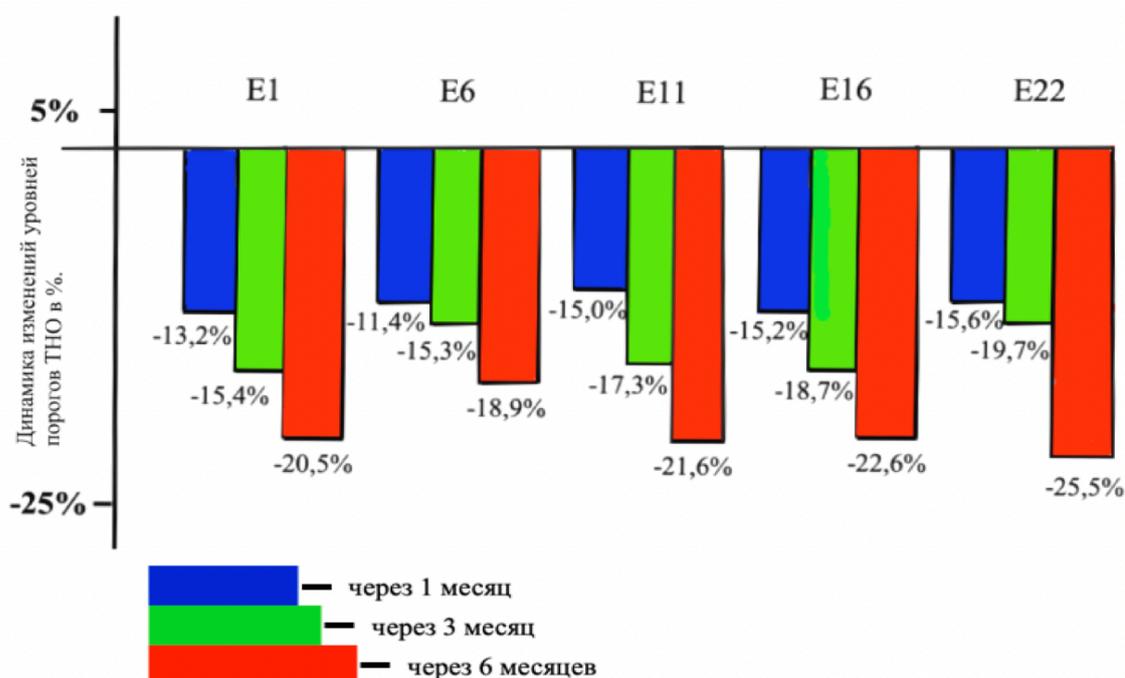


Рис.13. Динамика изменения значений порогов ЭВПДСН у пациентов из группы I в послеоперационном периоде на электродах E1, E6, E11, E16 и E2 в % относительно интраоперационных данных.

У пациентов из группы II результаты регистрации ЭВПДСН в динамике были аналогичны результатам, полученным у пациентов группы I.

При сравнении результатов, определенных во время операции (Т0) и далее в послеоперационных периодах Т1, Т3, Т4, достоверное снижение порогов ЭВПДСН было отмечено во временном промежутке Т0-Т4 ($P < 0,001$). Изменения пороговых значений оказались статистически достоверны в

интервале Т1-Т4 ($P < 0,001$), однако в интервалах Т0-Т1, Т0-Т3, Т1-Т3 и Т3-Т4 оказались статистически недостоверны ($P > 0,05$).

На рис.14 и 15 представлены средние значения порогов ЭВПДСН и их изменение в динамике у пациентов из группы II на электродах E1-E8 и E9-E16, соответственно.

В табл.11 и табл.12 представлены средние значения порогов ЭВПДСН и их изменение в динамике у пациентов из группы II.

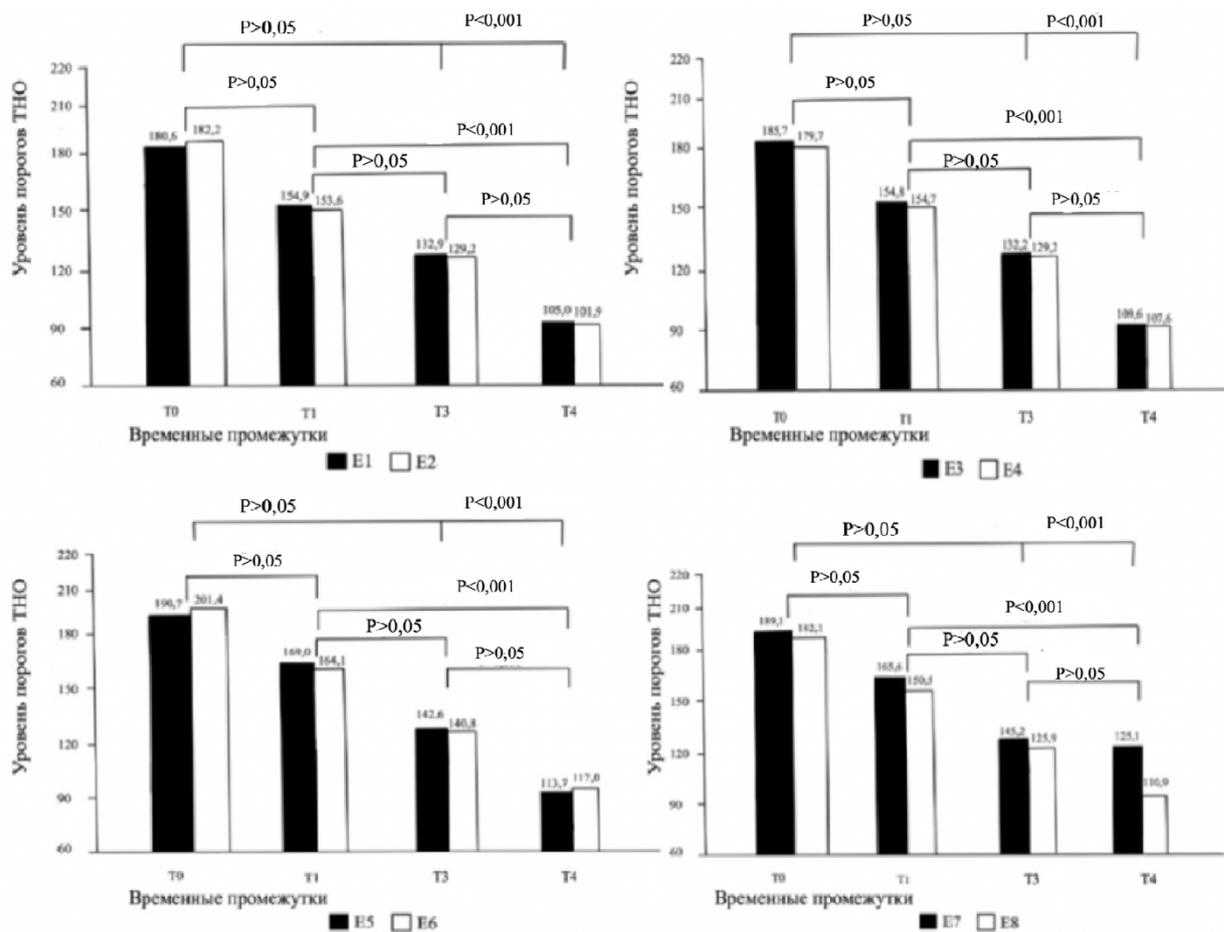


Рис.14. Средние значения уровней порогов ЭВПДСН у пациентов из группы II, определенные интраоперационно и в различные сроки после операции на электродах E1, E2, E3, E4, E5, E6, E7 и E8: А – на электродах E1 и E2; Б – на электродах E3 и E4; В – на электродах E5 и E6; Г – на электродах E7 и E8.

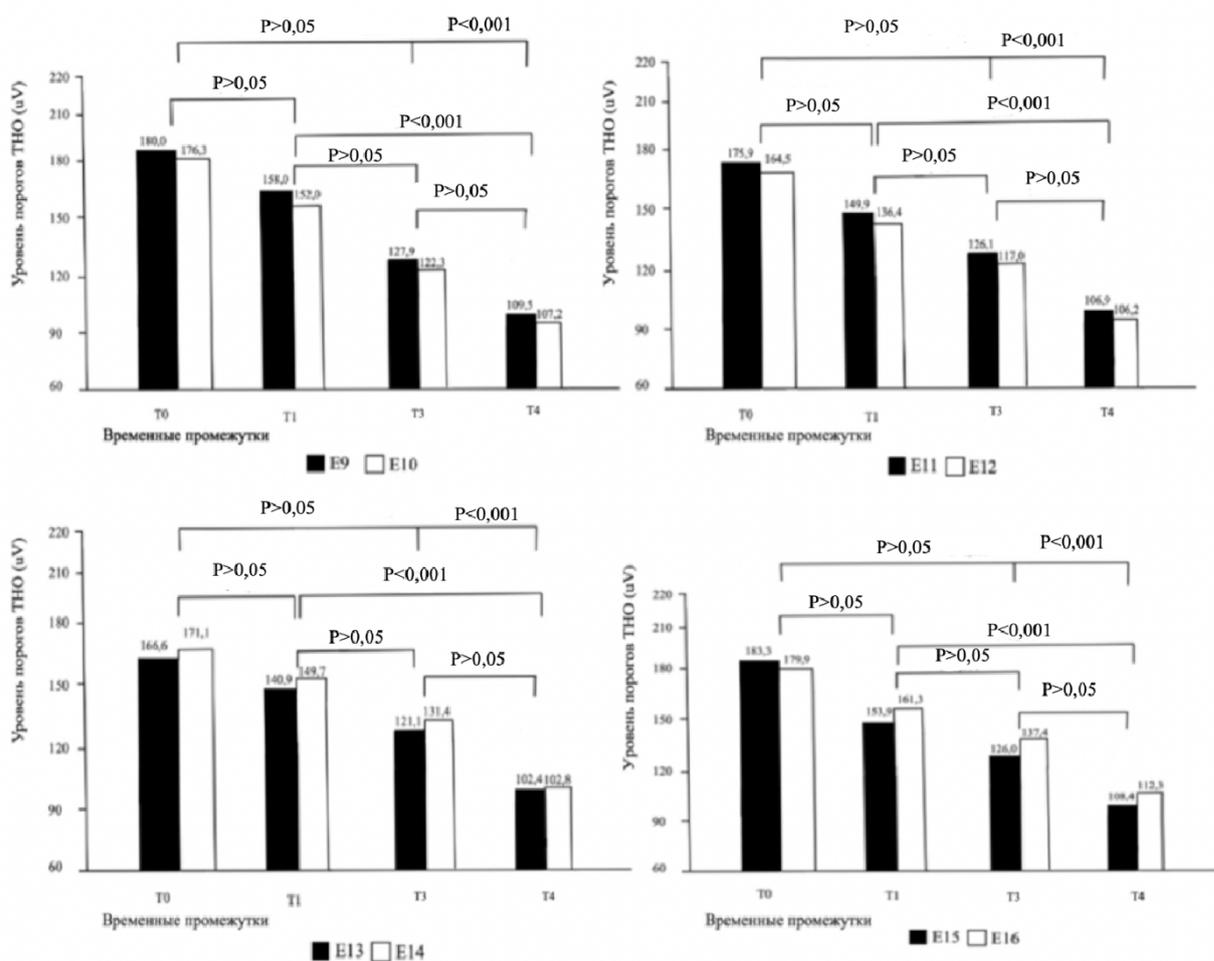


Рис.15. Средние значения уровней порогов ЭВПДСН у пациентов из группы II, определенных интраоперационно и в различные сроки после операции на электродах E9, E10, E11, E12, E13, E14, E15 и E16: А – на электродах E9 и E10; Б – на электродах E11 и E12; В – на электродах E13 и E14; Г – на электродах E15 и E16.

Таблица 11.

Динамика порогов ТНО, зарегистрированных у пациентов группы II интраоперационно, при подключении и через 3 и 6 мес. после подключения.

Е	Порог ПД/Т0	Порог ПД/Т1	Порог ПД/Т2	Порог ПД/Т3
1	180,63 ± 34,34	154,85 ± 29,17 (-14,27%)	132,85 ± 25,80 (-26,45%)	105,04 ± 15,19 (-41,85%)
2	182,22 ± 39,59	153,59 ± 27,58 (-15,71%)	129,19 ± 26,73 (-29,11%)	101,89 ± 15,61 (-44,09%)
3	185,74 ± 46,46	154,78 ± 24,63 (-16,67%)	132,19 ± 21,37 (-28,83%)	109,56 ± 28,96 (-41,02%)
4	179,74 ± 43,11	154,70 ± 29,29 (-13,93%)	129,22 ± 25,72 (-28,11%)	107,59 ± 27,62 (-40,14%)
5	190,67 ± 46,45	168,96 ± 31,66 (-11,38%)	142,56 ± 28,31 (-25,23%)	113,70 ± 28,18 (-40,37%)
6	201,37 ± 47,82	164,07 ± 32,19 (-18,52%)	140,78 ± 29,45 (-30,09%)	117,04 ± 27,05 (-41,88%)
7	189,11 ± 46,00	165,59 ± 31,11 (-12,44%)	145,22 ± 30,13 (-23,21%)	125,07 ± 32,14 (-33,86%)
8	182,07 ± 50,62	150,48 ± 28,75 (-17,35%)	125,89 ± 28,77 (-30,86%)	110,85 ± 33,30 (-39,12%)
9	179,96 ± 41,55	158,04 ± 23,92 (-12,18%)	127,85 ± 25,41 (-28,96%)	109,48 ± 25,76 (-39,16%)
10	176,30 ± 26,78	152,04 ± 24,02 (-13,76%)	122,26 ± 23,38 (-30,65%)	107,22 ± 26,94 (-39,18%)
11	175,85 ± 33,09	149,85 ± 25,73 (-14,79%)	126,11 ± 21,61 (-28,29%)	106,89 ± 27,04 (-39,22%)
12	164,52 ± 46,25	136,44 ± 27,69 (-17,06%)	117,00 ± 26,55 (-28,88%)	106,22 ± 23,32 (-35,43%)
13	166,59 ± 38,24	140,93 ± 32,38 (-15,41%)	121,15 ± 28,54 (-27,28%)	102,41 ± 15,36 (-38,53%)
14	171,07 ± 37,92	149,70 ± 36,03 (-12,49%)	131,37 ± 33,81 (-23,21%)	102,81 ± 18,78 (-39,90%)
15	183,33 ± 58,72	153,93 ± 41,00 (-16,04%)	126,04 ± 38,32 (-31,25%)	108,37 ± 31,40 (-40,89%)
16	179,93 ± 45,00	161,33 ± 56,26 (-10,33%)	137,41 ± 59,34 (-23,63%)	112,30 ± 45,69 (-37,59%)

Таблица 12.

Динамика порогов ТНО, зарегистрированных у пациентов группы II интраоперационно, при подключении и через 3 и 6 мес. после подключения

Е	T0/T1	T0/T3	T0/T4	T1/T3	T1/T4	T3/T4
1	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
2	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
3	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
4	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
5	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
6	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
7	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
8	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
9	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
10	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
11	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
12	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
13	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
14	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
15	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P<0,05
16	P>0,05	P>0,05	P<0,001*	P>0,05	P<0,001*	P>0,05

*- статистически достоверные изменение уровней порогов ЭВПДСН

Таким образом, у пациентов из группы II динамика пороговых значений оказалась аналогичной результатам, которые были получены у пациентов из группы I. В обеих группах статистически достоверное снижение порогов ЭВПДСН по сравнению с интраоперационными данными было отмечено в интервале, T0-T4, а также в послеоперационных периоде T1-T4. Таким образом, стабилизация порогов ЭВПДСН была отмечена через 6 месяцев после подключения РП.

На рис. 16 и на рис. 17 представлено изменение порогов ЭВПДСН в динамике в % на всех исследуемых электродах у пациентов из группы II.

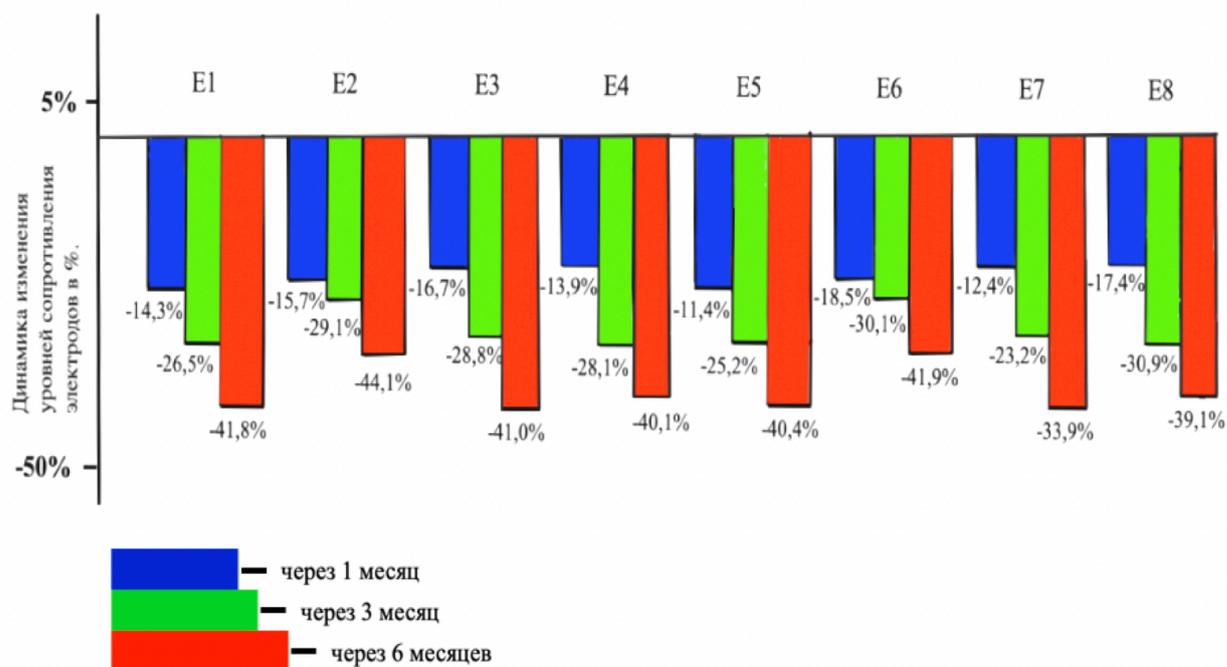


Рис. 16. Динамика изменения значений порогов ЭВПДСН у пациентов из группы II в послеоперационном периоде на электродах E1, E2, E3, E4, E5, E6, E7, E8 в % относительно интраоперационных данных.

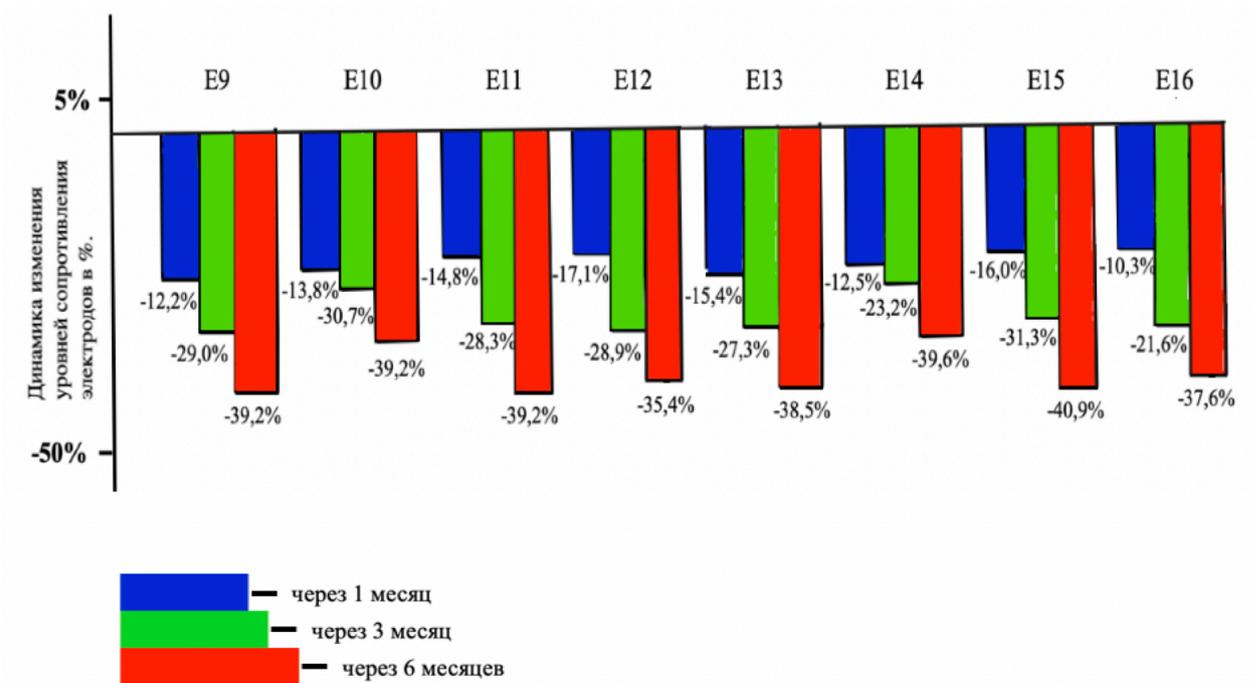


Рис.17. Динамика изменения значений порогов ЭВПДСН у пациентов из группы II в послеоперационном периоде на электродах E9, E10, E11, E12, E13, E14, E15, E16 в % относительно интраоперационных данных.

3.3 Корреляционный анализ результатов, полученных при регистрации межэлектродного сопротивления и потенциала действия слухового нерва в динамике в обеих исследуемых группах

В исследовании был проведен корреляционный анализ взаимосвязей показателей межэлектродного сопротивления и порогов ТНО в динамике в различные временные интервалы после подключения РП. В группе I была выявлена достоверная корреляционная зависимость показателей на электродах E1, E6, E11, E16, E22 (табл. 13 и табл. 14), в группе II – на электродах E1, E5, E9, E12, E14, E16 (табл.15 и табл.16).

Таблица 13.

Корреляция уровней межэлектродного сопротивления и ЭВПДСН у пациентов из группы I. (электроды E1, E6 и E11) во временных промежутках T0, T1, T3, T4.

E1	Показатель	Межэлектродное сопротивление			
		T0	T1	T3	T4
ТНО	T0	0,10	0,02	0,44	0,18
	T1	0,03	0,26*	0,20	0,19
	T3	0,04	0,20	0,66*	0,14
	T4	0,02	0,18	0,06	0,78*
E6	Показатель	Межэлектродное сопротивление			
		T0	T1	T3	T4
ТНО	T0	0,13	0,00	-0,13	-0,15
	T1	0,05	0,62*	-0,28*	0,36*
	T3	-0,01	-0,12	0,65*	-0,14
	T4	0,14	0,14	-0,18	0,78*
E11	Показатель	Межэлектродное сопротивление			
		T0	T1	T3	T4
ТНО	T0	0,17	-0,13	0,38*	-0,12
	T1	0,00	0,66*	0,39*	-0,08
	T3	0,02	-0,27*	0,69*	-0,23
	T4	0,09	0,24	-0,32*	0,81*

Таблица 14.

Корреляция уровней межэлектродного сопротивления и ЭВПДСН у пациентов из группы I. (электроды E16 и E22) во временных промежутках T0, T1, T3, T4.

E16	Показатель	Межэлектродное сопротивление			
		T0	T1	T3	T4
ТНО	T0	0,08	0,15	0,33*	0,07
	T1	0,06	0,66*	0,62*	0,34*
	T3	0,09	0,24	0,75*	0,47*
	T4	0,20	0,21	0,64*	0,87*
E22	Показатель	Межэлектродное сопротивление			
		T0	T1	T3	T4
ТНО	T0	0,14	0,02	0,10	0,18
	T1	0,01	0,66*	0,27*	0,02
	T3	0,05	0,17	0,81*	0,09
	T4	0,21	0,03	-0,01	0,89*

Таблица 15.

Корреляция уровней межэлектродного сопротивления и ЭВПДСН у пациентов из группы II. (электроды E1, E5, E9) во временных промежутках T0, T1, T3, T4.

E1	Показатель	Межэлектродное сопротивление			
		T0	T1	T3	T4
ТНО	T0	0,17	-0,03	-0,14	-0,29
	T1	-0,12	0,08	-0,04	0,14
	T3	0,03	-0,12	0,59*	0,11
	T4	-0,20	0,17	0,25	0,80*
E5	Показатель	Межэлектродное сопротивление			
		T0	T1	T3	T4
ТНО	T0	-0,09	-0,14	-0,25	-0,21
	T1	0,19	0,21	0,20	0,06
	T3	0,22	0,23	0,75*	-0,02
	T4	-0,17	-0,34	-0,08	0,86*
E9	Показатель	Межэлектродное сопротивление			
		T0	T1	T3	T4
ТНО	T0	-0,18	-0,17	-0,10	0,31
	T1	0,03	0,64*	0,17	0,49*
	T3	0,16	0,02	0,78*	0,15
	T4	0,29	0,19	0,15	0,89*

Таблица 16.

Корреляция уровней межэлектродного сопротивления и ЭВПДСН у пациентов из группы II. (электроды E12, E14, E16) во временных промежутках T0, T1, T3, T4.

E12	Показатель	Межэлектродное сопротивление			
		T0	T1	T3	T4
ТНО	T0	0,25	-0,01	0,04	0,14
	T1	0,16	0,59*	0,06	-0,07
	T3	-0,06	0,06	0,65*	0,00
	T4	0,11	0,17	0,01	0,81*
E14	Показатель	Межэлектродное сопротивление			
		T0	T1	T3	T4
ТНО	T0	0,27	0,17	0,24	-0,15
	T1	0,14	0,79*	0,14	0,02
	T3	0,20	0,10	0,79*	0,19
	T4	0,05	0,06	0,07	0,86*
E16	Показатель	Межэлектродное сопротивление			
		T0	T1	T3	T4
ТНО	T0	0,05	0,06	0,08	0,02
	T1	0,28	0,09	0,04	0,01
	T3	0,17	0,04	0,77*	0,08
	T4	0,29	0,30	0,13	0,88*

После проведения корреляционного анализа в группе I были получены следующие данные:

На E1 отмечались положительные корреляционные связи между ЭВПДСН и межэлектродным сопротивлением через 1 месяц после подключение РП (0,26*), через 3 месяца (0,66*), и через 6 месяцев (0,78*).

На E6 отмечались положительные корреляционные связи между ЭВПДСН и межэлектродным сопротивлением через 1 месяц после операции (0,62*), через 3 месяца (0,65*), и через 6 месяцев (0,78*).

На E11 отмечались положительные корреляционные связи между ЭВПДСН и межэлектродным сопротивлением через 1 месяц после операции (0,66*), через 3 месяца (0,69*), и через 6 месяцев (0,81*).

На E16 отмечались положительные корреляционные связи между ЭВПДСН и межэлектродным сопротивлением через 1 месяц после операции (0,66*), через 3 месяца (0,75*), и через 6 месяцев (0,87*).

На E22 отмечались положительные корреляционные связи между ЭВПДСН и межэлектродным сопротивлением через 1 месяц после операции (0,66*), через 3 месяца (0,81*), и через 6 месяцев (0,89*).

Похожие результаты были получены в группе II:

На E1 отмечались положительные корреляционные связи между ЭВПДСН и межэлектродным сопротивлением через 3 месяца (0,59*), и через 6 месяцев (0,80*)

На E5 отмечались положительные корреляционные связи между ЭВПДСН и межэлектродным сопротивлением через 3 месяца (0,75*), и через 6 месяцев (0,86*)

На E9 отмечались положительные корреляционные связи между ЭВПДСН и межэлектродным сопротивлением через 1 месяц после операции (0,64*), через 3 месяца (0,78*), и через 6 месяцев (0,89*)

На E12 отмечались положительные корреляционные связи между ЭВПДСН и межэлектродным сопротивлением через 1 месяц после операции (0,59*), через 3 месяца (0,65*), и через 6 месяцев (0,81*)

На E14 отмечались положительные корреляционные связи между ЭВПДСН и межэлектродным сопротивлением через 1 месяц после операции (0,79*), через 3 месяца (0,79*), и через 6 месяцев (0,86*)

На E16 отмечались положительные корреляционные связи между ЭВПДСН и межэлектродным сопротивлением через 3 месяца (0,77*), и через 6 месяцев (0,88*).

На основании корреляционного анализа данных, полученных при регистрации ЭВПДСН и определении межэлектродного сопротивления в группе I, можно отметить появление сильных корреляционных взаимосвязей ($r > 0,7$) начиная с 6-го месяца после подключения РП. Результаты, полученные после проведения корреляционного анализа данных у пациентов из группы II аналогичны данным полученным у пациентов в группе I, также можно отметить появление сильных корреляционных взаимосвязей ($r > 0,7$) начиная с 6-го месяца после подключения РП. Таким образом, можно сделать вывод, что высокая степень корреляции между уровнем межэлектродного сопротивления и уровнем порогов ЭВПДСН, достигает максимальных значений через 6 месяцев после активации речевого процессора и начала электрической стимуляции.

3.4. Результаты регистрации электрически вызванных длиннолатентных слуховых потенциалов в динамике после кохлеарной имплантации.

Регистрация электрически вызванных длиннолатентных слуховых потенциалов была проведена в динамике во временных промежутках через 3 месяца (Т3), через 6 месяцев (Т4), через 12 месяцев (Т5).

При первом подключении РП ни у одного из исследуемых пациентов нам не удалось зарегистрировать ЭДСВП, что, в принципе, было ожидаемо. Через 3 месяца после подключения РП (Т3) ЭДСВП были зарегистрированы у 6 пациентов (24%), через 6 месяцев после подключения (Т4) успешно зарегистрировать ЭДСВП удалось у 10 пациентов (40%), а через 1 год после подключения РП (Т5) - у 20 исследуемых пациентов (80%). Полученные данные могут быть объяснены созреванием слуховой коры, которое, предположительно, начинается после подключения РП и нарастает с увеличением экспозиции электрической стимуляции. При анализе временных параметров ЭДСВП было отмечено статистически достоверное укорочение латентного периода пиков ЭДСВП во временном интервале «Т3-Т5» ($P < 0,001$). Интервалы «Т1-Т3», «Т1-Т4» и «Т1-Т5» были исключены из анализа ввиду отсутствия регистрации ЭДСВП при подключении РП («Т1»). Во временных интервалах «Т3-Т4» и «Т4-Т5» была выявлена тенденция к укорочению латентного периода пиков ЭДСВП, однако изменения эти были статистически недостоверными ($P > 0,05$).

На рис 18, рис.19 и рис.20 представлен пример регистрации ЭДСВП у пациента «А» на каждом из исследуемых электродов через 3, 6 и 12 месяцев после подключения.

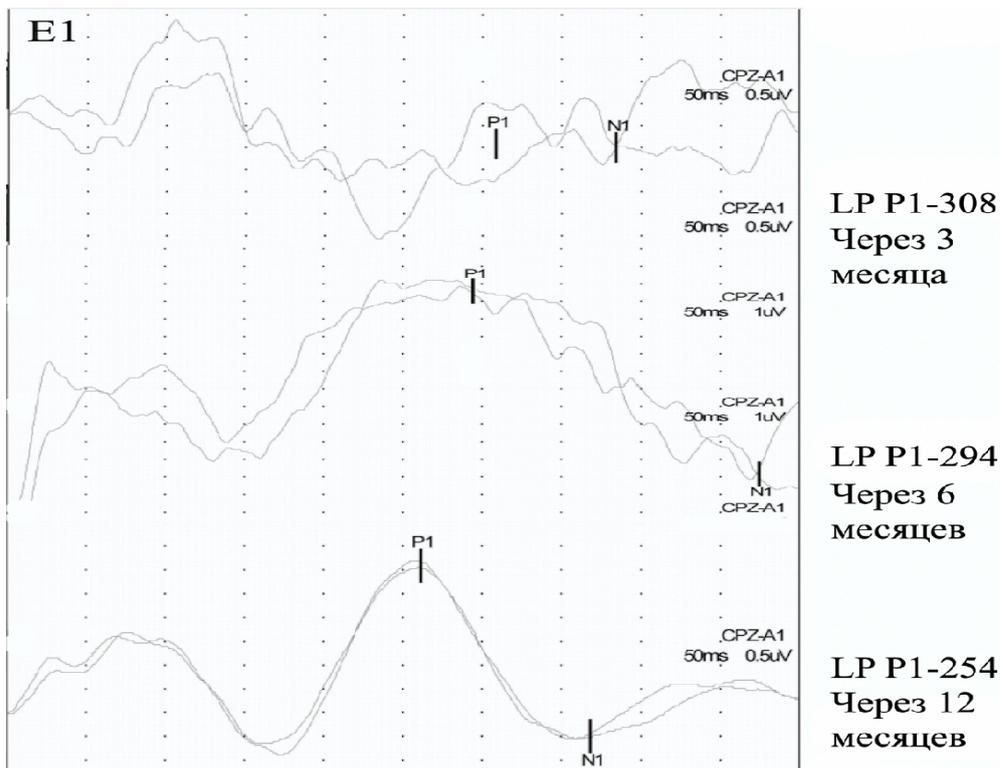


Рис. 18. Динамика изменений латентного периода пика P1 ЭДСВП, зарегистрированного на E1 у пациента «А» во всех исследуемых временных интервалах.

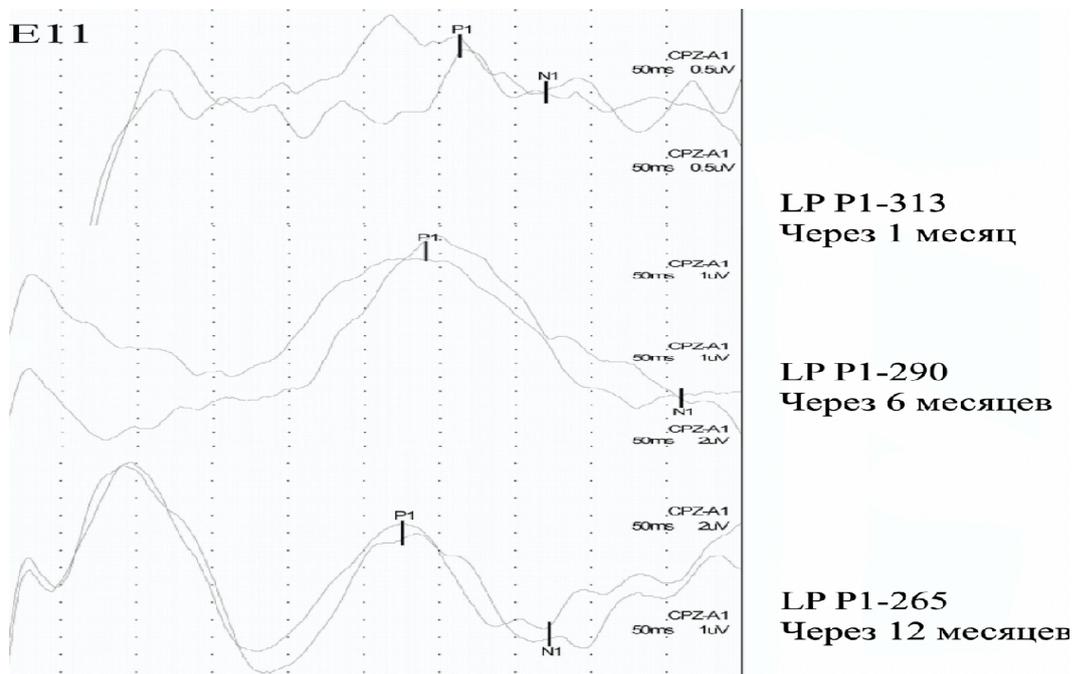


Рис. 19. Динамика изменений латентного периода пика P1 ЭДСВП, зарегистрированного на E11 у пациента «А» во всех исследуемых временных интервалах.

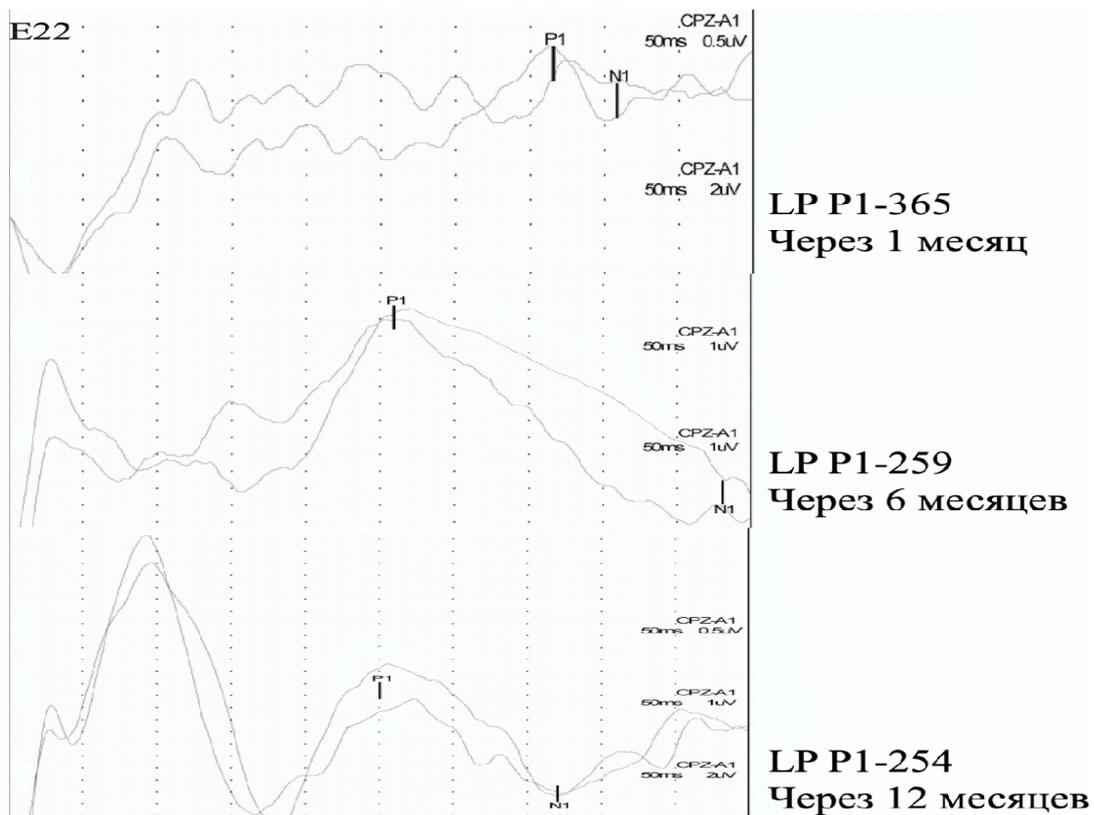


Рис. 20. Динамика изменений латентного периода пика P1 ЭДСВП, зарегистрированного на E22 у пациента «А» во всех исследуемых временных интервалах.

Динамика изменений ЛП пиков P1 и N1 ЭДСВП, зарегистрированных на трех исследуемых электродах (E1, E11 и E22), представлена на рис.21 и в табл.17.

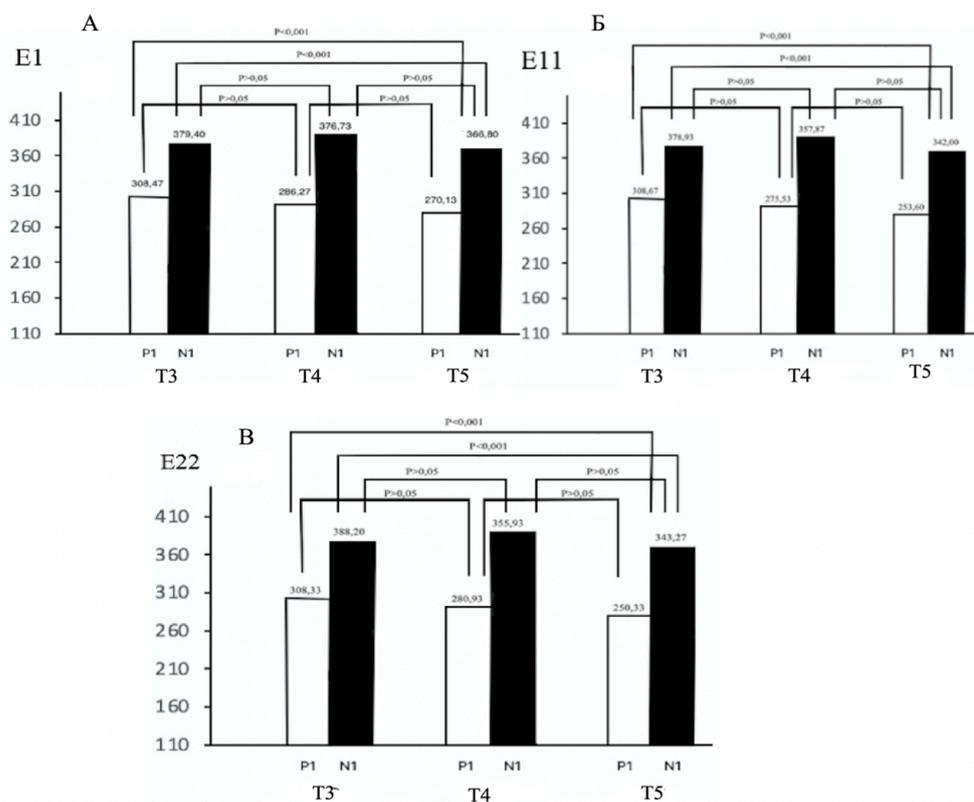


Рис. 21. Динамика изменений ЛП пиков P1 и N1 ЭДСВП через 3, 6 и 12 месяцев. А – на E1; Б – на E11; В – на E22.

Таблица 17.

Динамика изменения ЛП пиков P1 и N1 ЭДСВП на регистрируемых электродах через 3, 6 и 12 месяцев.

Е	Т3 M ± S (%)	Т4 M ± S (%)	Т5 M ± S (%)	Т3-Т4	Т3-Т5	Т4-Т5
E1 (P1)	308,47 ± 37,56	286,27 ± 44,74	270,13 ± 49,20	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
E1 (N1)	379,40 ± 50,98	376,73 ± 51,35	366,80 ± 45,06	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
E11 (P1)	308,67 ± 39,39	275,53 ± 37,78	253,60 ± 29,17	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
E11 (N1)	378,93 ± 33,12	357,87 ± 56,79	342,00 ± 32,52	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
E22 (P1)	308,33 ± 52,38	280,93 ± 31,18	250,33 ± 26,31	P>0,05	P<0,001*	P>0,05
E22 (N1)	388,20 ± 38,87	355,93 ± 49,31	343,27 ± 26,12	P>0,05	P<0,001*	P>0,05

*- статистически достоверные изменение ЛП пиков P1 и N1 ЭДСВП.

Было отмечено, что успешная регистрация ЭДСВП наблюдалась через 3 месяца после подключения у 24% от общего числа исследуемых пациентов. В младшей возрастной группе (до 2 лет – 4 пациентов) значения ЛП пика P1 ЭДСВП были ниже, чем в старшей возрастной группе (старше 2 лет – 2 пациент) ($P < 0,05$) (рис.22).

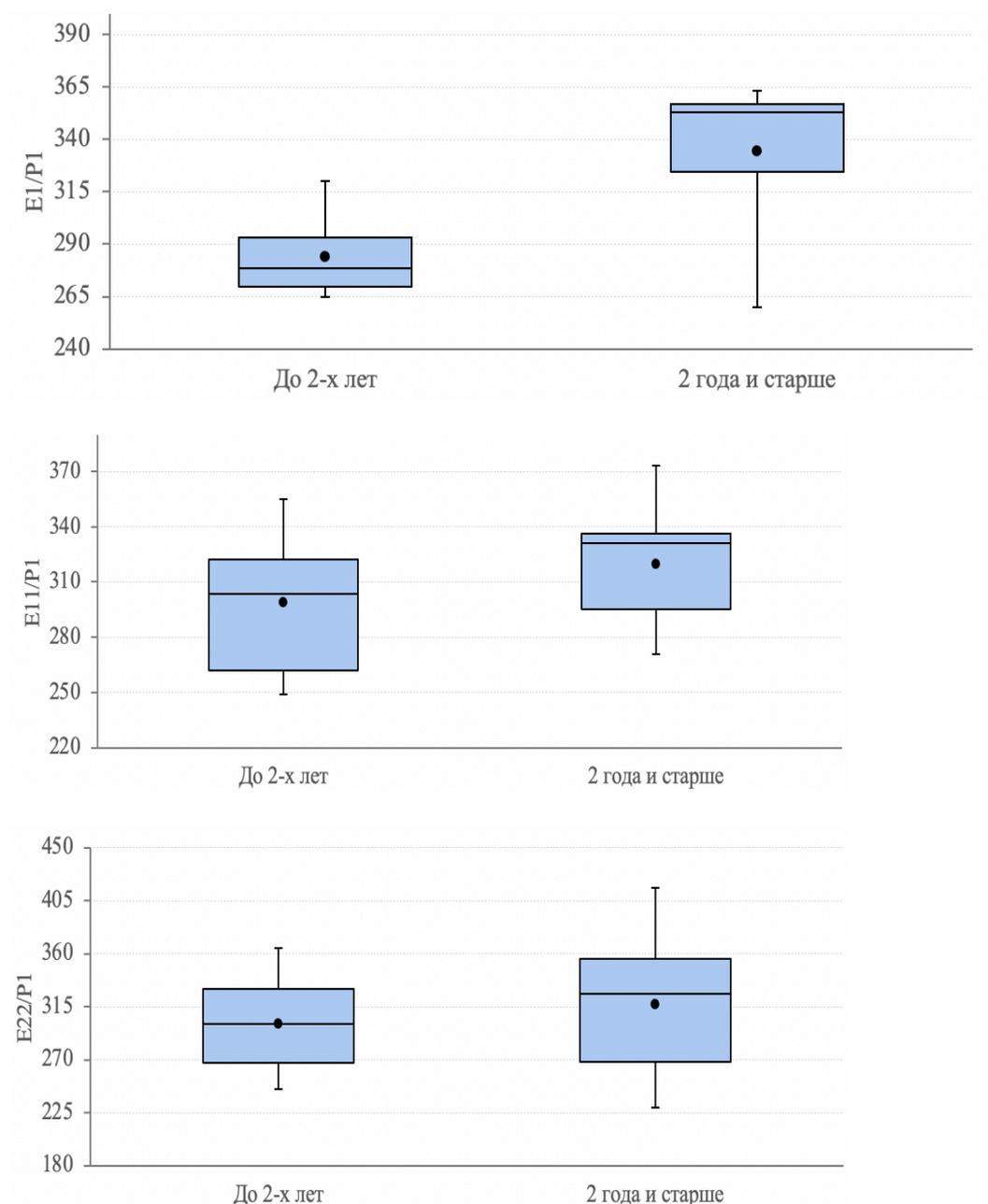


Рис.22: Латентный период пика P1(в мс) на электродах E1, E11 И E22 в обеих возрастных группах через 3 месяца после подключения РП.

Через 6 месяца после подключения РП у 40% от общего числа исследуемых пациентов регистрация ЭДСВП была успешной. В младшей возрастной группе (до 2 лет – 6 пациентов) значения ЛП пика P1 ЭДСВП были незначительно ниже, чем в старшей возрастной группе (старше 2 лет – 4 пациента) ($P < 0,05$) (рис.23).

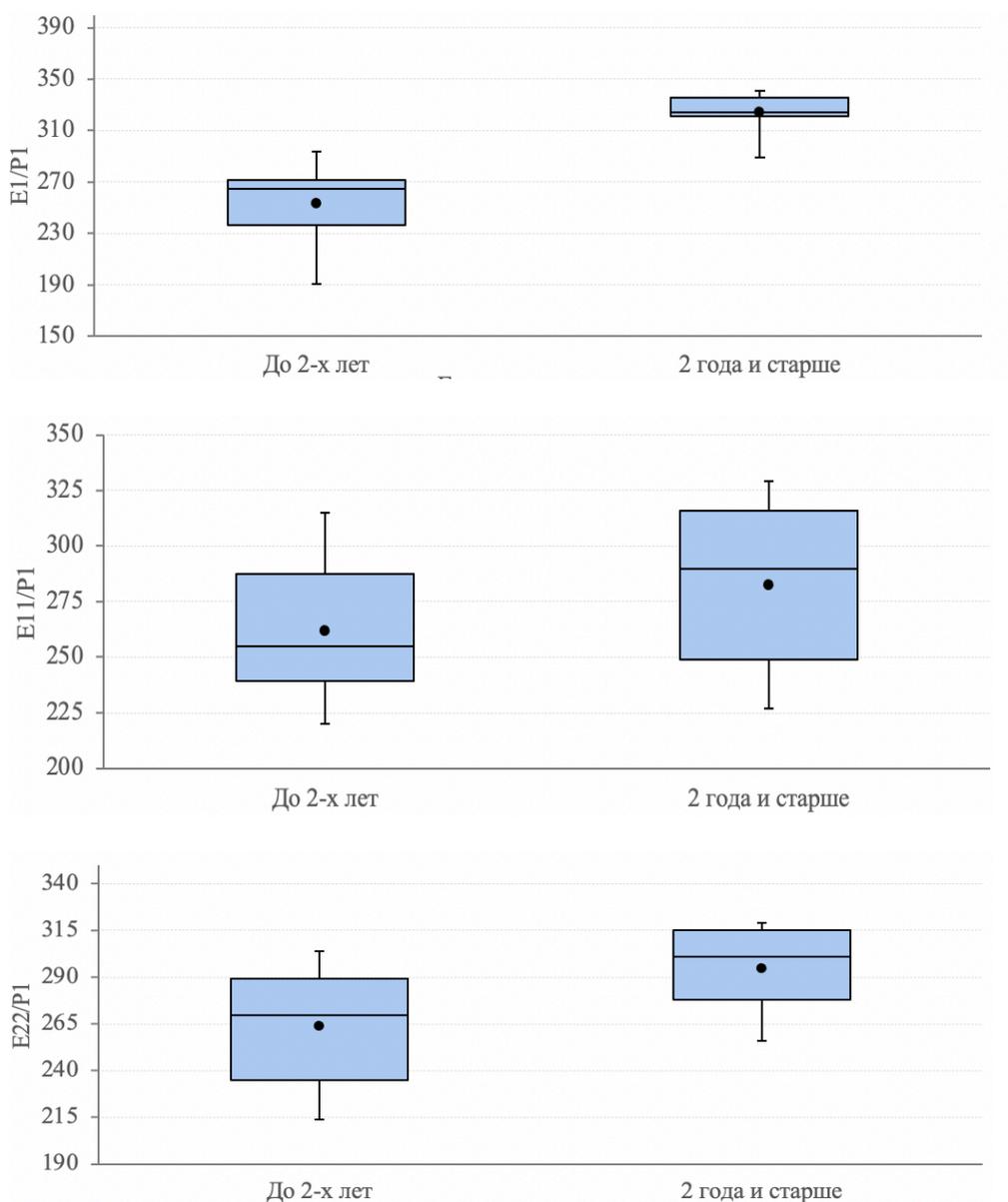


Рис.23. Латентный период пика P1(в мс) на электродах E1, E11 и E22 в обеих возрастных группах через 6 месяцев после подключения РП.

Через 12 месяцев после подключения РП у 80% от общего числа исследуемых пациентов регистрация ЭДСВП была успешной. В младшей возрастной группе (до 2 лет – 12 пациентов) значения ЛП пика P1 ЭДСВП находились на том же уровне, что и в старшей возрастной группе (старше 2 лет – 8 пациентов) ($P < 0,05$) (рис.24).

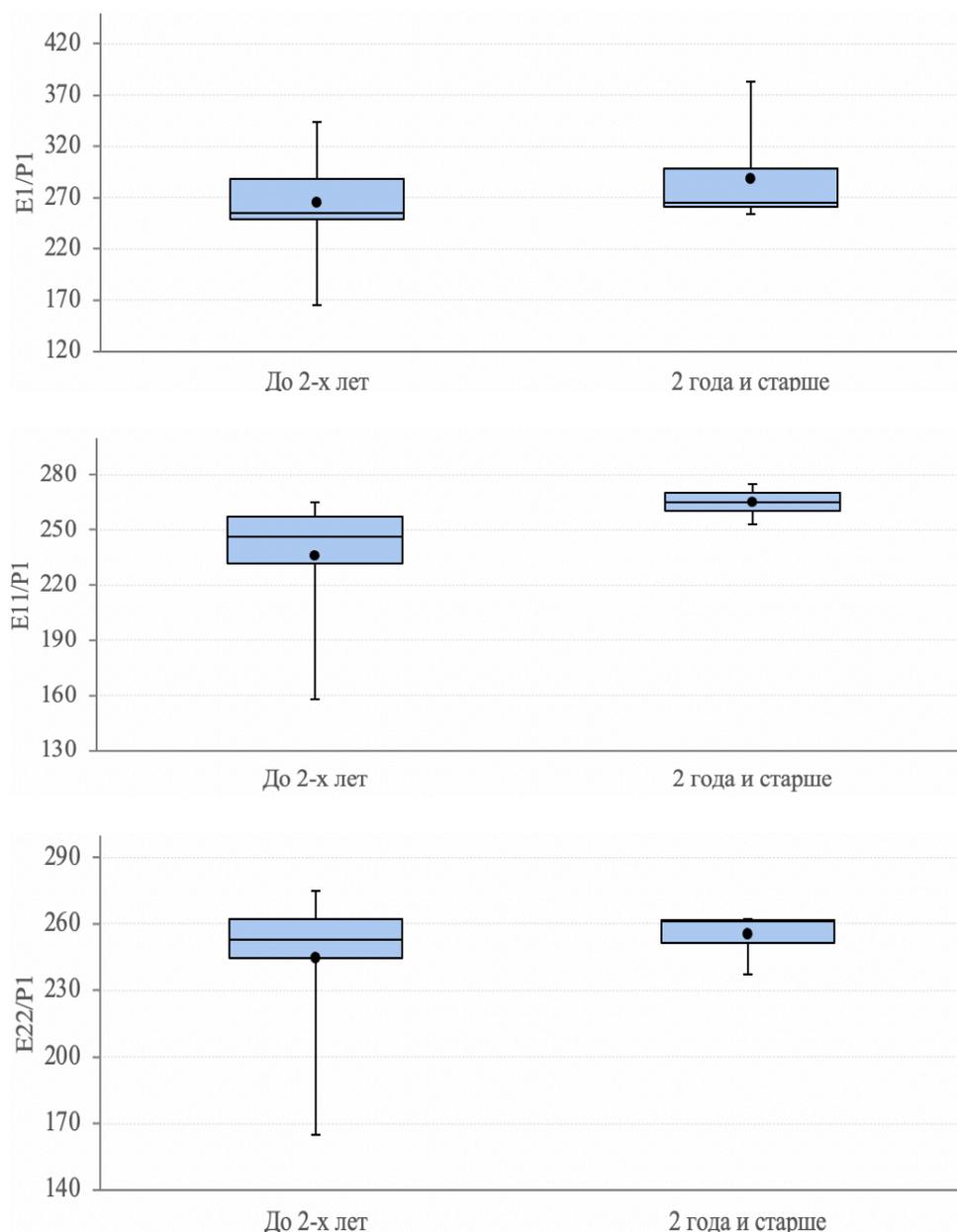


Рис. 24. Латентный период пика P1(в мс) на электродах E1, E11 И E22 в обеих возрастных группах через 12 месяцев после подключения РП.

На основании полученных результатов можно сделать вывод, что через 3 и 6 месяцев после подключения РП у детей из младшей возрастной группы значения ЛП меньше, чем у детей из старшей возрастной группы, однако через 12 месяцев после подключения РП происходит выравнивание значений ЛП в обеих возрастных группах.

Полученные данные свидетельствует о том, что с началом постоянной электрической стимуляции после проведенной кохлеарной имплантации и активации речевого процессора начинается процесс созревания слуховой коры пациента, однако результаты этих активных структурных изменений становятся видимы только через 3-6 месяцев после подключения системы КИ, что находит отражение при регистрации ЭДСВП. Наблюдение в динамике показало, что дальнейшее созревание слуховой коры делает возможным регистрацию ЭДСВП в 80% случаев через год после проведенной КИ, что определяет целесообразность использования ЭДСВП для оценки эффективности реабилитации после проведенной КИ у детей раннего возраста. В качестве электрофизиологического маркера активации и созревания слуховой коры следует рассматривать достоверное укорочение ЛП пика P1 зарегистрированного ЭДСВП.

Глава 4. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

4.1 Изменение уровней межэлектродного сопротивления после кохлеарной имплантации в динамике.

При анализе интраоперационных результатов (T0) с результатами, полученными в различные сроки после операции, в группе I, статистически достоверное уменьшение уровня сопротивления было отмечено в интервалах T0-T3 и T0-T4, в то время как во временном интервале T0-T1 и T0-T2 был получен статистически недостоверный результат, что может быть связано с остаточными послеоперационными воспалительными явлениями во внутреннем ухе, что подтверждает данные, полученные в исследовании [Zadrozniak M. et al., 2011]. В послеоперационном периоде в группе I статистически достоверное изменение межэлектродного сопротивления было отмечено во временных промежутках T1-T3 и T1-T4. В интервалах T1-T2, T2-T3, T2-T4 и T3-T4 были отмечены статистически недостоверные результаты. При анализе динамики изменения межэлектродного сопротивления после операции, у пациентов из группы I достоверное снижение уровня межэлектродного сопротивления было отмечено в интервале T1-T3 и T1-T4, в то время как в интервале T3-T4 изменения были статистически недостоверными. Это позволяет предположить, что стабилизация сопротивления наступает к 3-му месяцу после подключения РП. При проведении анализа интраоперационных результатов (T0) с результатами, полученными в дальнейшие сроки (T1, T3, T4) в группе II, в интервалах T0-T3, T0-T4, наблюдался статистически достоверный результат, в то время как во временном промежутке T0-T1 результат был статистически недостоверным. Причиной данного явления, может быть отсутствие электрической стимуляции слухового нерва в данном временном интервале, а также послеоперационные воспалительные явления во внутреннем ухе. При проведении анализа результатов, полученных в послеоперационном

периоде, было отмечено, что изменение межэлектродного сопротивления во временном интервале Т3-Т4 было статистически недостоверно, в то время как во временных интервалах Т1-Т3 и Т1-Т4 изменение межэлектродного сопротивления было статистически достоверно. Из этого следует, что у пациентов из группы II также, как и у пациентов из группы I, стабилизация уровня межэлектродного сопротивления отмечается к 3-му месяцу после подключения РП.

Таким образом, проведенное нами исследование показало, что снижение межэлектродного сопротивления начинается после подключения РП с началом постоянной электрической стимуляции, и стабилизируется через 3 месяца после подключения, что соответствует результатам, полученным в других исследованиях [Hughes M.L. et al., 2001; Newbold C. et al., 2004; Newbold C. et al., 2014; Tykocinski M., Cohen L.T., Cowan R.S., 2005].

Полученные нами данные могут быть использованы для оптимизации алгоритмов планирования и верификации протоколов настройки речевого процессора кохлеарного импланта на основе применения объективных методик с максимальной автоматизацией процессов, что чрезвычайно важно при работе с маленькими детьми.

4.2 Динамические изменения параметров электрически вызванного потенциала действия слухового нерва

Полученные в настоящей работе данные позволяют сделать вывод о том, что ТНО является стабильной и точной методикой при корректном ее использовании. Определенные в послеоперационном периоде пороги ТНО значительно отличались от порогов, определенных интраоперационно. При этом электродов или групп электродов, отличающихся большей стабильностью во времени, выявлено не было. Стабильные результаты при регистрации порогов ТНО были определены через 6 месяцев после активации РП кохлеарного импланта. Полученные данные позволяют сделать вывод о

том, что ТНО является стабильной и точной методикой при корректном ее использовании.

Различия между результатами, зарегистрированными интраоперационно и после операции, соответствуют данным [Spivak L. et al., 2011] и других исследователей [Hughes M.L. et al., 2000]. Отсутствие достоверного снижения порогов потенциала действия слухового во временном интервале T1-T3, может быть связано с тем, что этого времени недостаточно для проявления эффектов электрической стимуляции, которая начинается через один месяц после операции при подключении РП, а также с все еще продолжающимися послеоперационными воспалительными явлениями в улитке, аналогичное мнение присутствует в работе авторов [Björnsne A., Magnusson L., 2020]

Во временном интервале T0-T4 наблюдалось статистически достоверное снижение величины порогов потенциала действия слухового нерва ($P < 0,001$). И здесь на первое место выступают эффекты электрической стимуляции, усиливающиеся со временем.

Отмеченная в настоящем исследовании стабилизация порогов через 6 месяцев после начала электрической стимуляции может служить основанием для использования при разработке объективных алгоритмов программирования РП, особенно у маленьких детей.

Таким образом, полученные в настоящем исследовании данные свидетельствуют о том, что определенные в послеоперационном периоде пороги ТНО значительно отличались от порогов, определенных интраоперационно. При этом электродов или групп электродов, отличающихся большей стабильностью во времени, выявлено не было. Тенденция к стабилизации порогов ТНО была отмечена уже с момента активации РП, и достигала своего максимума через 6 месяцев после начала электрической стимуляции.

В исследовании был проведен корреляционный анализ взаимосвязей показателей межэлектродного сопротивления и порогов ТНО в динамике в различные временные интервалы после подключения РП. Была выявлена достоверная корреляционная зависимость между данными, полученными после проведения регистрации межэлектродного сопротивления, и данными полученными после проведения ТНО в динамике.

4.3 Динамика регистрации электрически вызванных длиннолатентных слуховых потенциалов

Как и следовало предположить, при попытке регистрации ЭДСВП сразу после операции и подключения РП (через 1 месяц), потенциалы не были зарегистрированы в обеих возрастных группах. Это можно объяснить тем, что подключение КИ и начало электрической стимуляции лишь только запускают процессы созревания слуховой коры, которая все еще остается незрелой. Успешное проведение регистрации ЭДСВП наблюдалось в дальнейшем послеоперационном периоде и, чем больше был послеоперационный срок, тем у большего количества пациентов результат исследования был успешным. Через 3 месяца успешная регистрация ЭДСВП наблюдалась после подключения РП у 24% от общего числа исследуемых пациентов. В младшей возрастной группе (дети до 2 лет), значения ЛП пика P1 ЭДСВП были ниже, чем в старшей возрастной группе (дети старше 2 лет). Далее, через 6 месяца после подключения РП у 40% от общего числа исследуемых пациентов регистрация ЭДСВП была успешной. В младшей возрастной группе значения ЛП пика P1 ЭДСВП были незначительно ниже, чем в старшей возрастной группе. Через год после подключения РП у 80% от общего числа исследуемых пациентов регистрация ЭДСВП была успешной. Было отмечено, что в младшей возрастной группе значения ЛП пика P1 ЭДСВП находились на том же уровне, что и в старшей возрастной группе.

После проведенного исследования был сделан вывод, что через 3 и 6 месяцев после подключения РП у детей из младшей возрастной группы значения ЛП меньше, чем у детей из старшей возрастной группы, однако через 12 месяцев после подключения РП происходит выравнивание значений ЛП в обеих возрастных группах.

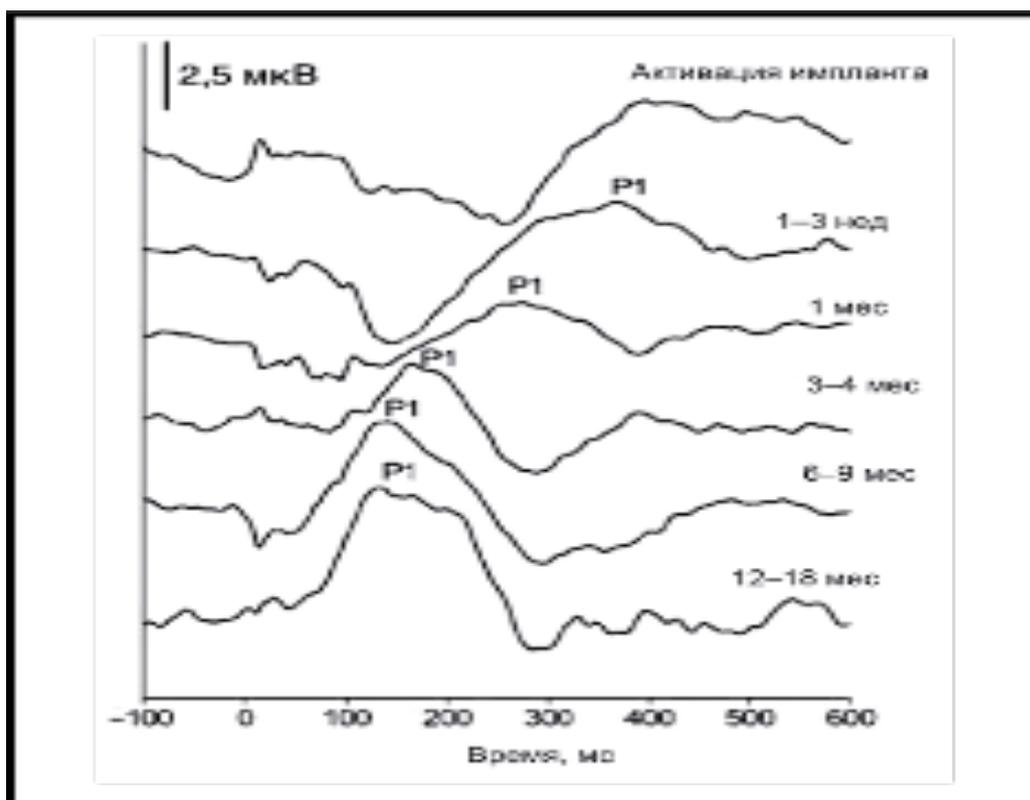


Рис. 25. Динамика ЭДСВП у ребенка, прооперированного в возрасте менее 2 лет, после активации импланта.

На основании полученных в данной серии исследований данных было сделано предположение, что созревание слуховой коры начинается в среднем через 6 месяцев после начала электрической стимуляции, а окончательная стабилизация наступает через 1 год после операции. Результаты, которые были получены в нашем исследовании схожи с результатами, полученными в исследовании Sharma A. и Dorman M. [Sharma A., Dorman M., 2006.], было сделано заключение что у детей с кохлеарными имплантами созревание

потенциала P₁ зависит от возраста, в котором была произведена имплантация, и длительности использования импланта.

Процесс созревания слуховой коры начинается после активации речевого процессора и начала постоянной электрической стимуляции, но несмотря на это результаты активных структурных изменений становятся видимы только через 3-6 месяцев после подключения системы КИ.

Проведение регистрации ЭДСВП через 12 месяцев после проведенной КИ, может быть использовано для оценки эффективности реабилитации после проведенной КИ у детей раннего возраста.

Основываясь на результатах, полученных в настоящем исследовании, а также на данных литературы, можно сделать следующие выводы:

1. ЭДСВП состоят из комплекса P₁-N₁-P₂ и отражают детекцию стимулов на уровне слуховой коры.
2. Большой возраст пациента на момент проведения кохлеарной имплантации сопровождаются незрелостью морфологии ЭДСВП и удлиненными ЛП пиков.
3. Лучшие показатели восприятия речи имеют место у пациентов с меньшими ЛП и большими амплитудными значениями, как правило, к данной категории пациентов относятся дети, прооперированные в возрасте до 2 лет.

4. Проведение регистрации ЭДСВП обеспечивает объективный контроль эффективности реабилитации пациентов после проведенной кохлеарной имплантации.

Полученные в настоящем исследовании данные, в том числе, анализ взаимосвязей показателей межэлектродного сопротивления, порогов ЭВПДСН, динамики временных параметров длиннолатентных потенциалов позволили сформулировать **критерии и алгоритм оценки эффективности кохлеарной имплантации:**

Если у пациента при нормальных показателях межэлектродного сопротивления удастся зарегистрировать ЭВПДСН как во время имплантации, так и в течение реабилитационного периода, а также зарегистрировать ЭДСВП через двенадцать месяцев после операции, то дают **хорошую оценку** эффективности проведенной кохлеарной имплантации.

Если у пациента при нормальных показателях межэлектродного сопротивления удастся зарегистрировать ЭВПДСН как во время имплантации, так и в течение реабилитационном периоде, но не удастся зарегистрировать ЭДСВП через двенадцать месяцев после операции, то дают **сомнительную оценку** эффективности проведенной кохлеарной имплантации. Требуются специальные подходы к реабилитации.

Если у пациента при нормальных показателях межэлектродного сопротивления не удастся зарегистрировать ЭВПДСН как во время имплантации, так и в течение реабилитационного периода, а также зарегистрировать ЭДСВП через двенадцать месяцев после операции, то это позволяет предположить **неблагоприятные результаты** проведенной КИ.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящем исследовании были поставлены и решены следующие задачи:

1. Определена динамика изменения межэлектродного сопротивления в различные сроки после кохлеарной имплантации.
2. Определена динамика порогов электрически вызванного потенциала действия слухового нерва в различные сроки после кохлеарной имплантации.
3. Определены сроки стабилизации уровня межэлектродного сопротивления и порогов электрически вызванного потенциала действия слухового нерва, а также корреляция этих параметров в зависимости от сроков после операции.
4. Изучена динамика созревания структур слуховой коры по данным изменения латентного периода электрически вызванных длиннолатентных слуховых потенциалов.
5. Определена зависимость динамики латентного периода электрически вызванного длиннолатентного слухового потенциала от возраста, в котором была проведена кохлеарная имплантация, и длительности электрической стимуляции.
6. Разработаны электрофизиологические критерии оценки эффективности кохлеарной имплантации, основанные на результатах регистрации уровней межэлектродного сопротивления, потенциалов слухового нерва и слуховой коры у пациентов с кохлеарными имплантами в динамике.

Проведенное нами исследование показало, что стабилизация уровня сопротивления электродов наступает через 3 месяца после проведенной операции. Необходимо отметить, что описанная нами динамика межэлектродного сопротивления, наблюдалась по всей электродной решетке, как в базальной, так и на апикальной ее части.

Таким образом, нами показано, что снижение межэлектродного сопротивления начинается после подключения РП, с началом постоянной

электрической стимуляции, и стабилизируется после 3 месяцев вне зависимости от фирмы-изготовителя установленного импланта.

При сравнении результатов, которые были получены интраоперационно, с результатами, которые наблюдались при регистрации ЭВПДСН в динамике, выявлено статистически достоверное снижение величины порогов ЭВПДСН, стабилизация которых происходит через 6 месяцев после проведенной операции.

Отмеченная в настоящем исследовании стабилизация порогов через 6 месяцев после начала электрической стимуляции должна учитываться при разработке объективных алгоритмов программирования РП, особенно у маленьких детей. Определенный профиль порогов ЭВПДСН характеризовался одинаковыми относительными различиями между электродами электродной решетки.

При сравнении результатов измерения межэлектродного сопротивления и порогов ЭВПДСН в динамике определена достоверная корреляционная связь между снижением сопротивления и уровнем порогов потенциала действия со временем, прошедшим после операции.

Особого внимания заслуживают результаты, полученные при регистрации ЭДСВП. У всех исследуемых пациентов, у которых удалось зарегистрировать ЭДСВП, отмечалась тенденция к укорочению латентных периодов пиков ЭДСВП в динамике: статистически значимые данные были получены в интервале между 3-м и 12-м месяцами после начала электрической стимуляции. Было отмечено, что у детей из младшей возрастной группы (дети до 2 лет) через 3 месяца значения ЛП пика P1 ЭДСВП были значительно ниже, чем в старшей возрастной группе (дети старше 2 лет), однако через 12 месяцев значения ЛП пика P1 ЭДСВП у детей из обеих возрастных групп находились на одном уровне. Полученные данные свидетельствует о том, что после проведенной операции, активации РП и начала электрической стимуляции начинается процесс созревания

слуховой коры пациента, однако результаты этих активных структурных изменений становятся видимы только через 6 месяцев после операции, что реализуется в возможности зарегистрировать ЭДСВП. Наблюдение в динамике показало, что дальнейшее созревание слуховой коры делает возможным регистрацию ЭДСВП в 80% случаев через год после проведенной КИ, что определяет целесообразность использования ЭДСВП для оценки эффективности реабилитации после проведенной КИ у детей раннего возраста. В качестве электрофизиологического маркера активации и созревания слуховой коры следует рассматривать достоверное укорочение ЛП пика P1 зарегистрированного ЭДСВП.

На основании результатов, полученных в настоящем исследовании, сделан вывод о значимости регистрации ЭДСВП для получения информации о функционировании центральных отделов слуховой системы, что в сочетании с результатами оценки периферического отдела слухового анализатора (регистрация электрически вызванного потенциала действия слухового нерва) позволяет обеспечить комплексную оценку состояния и созревания структур слухового проводящего пути и слуховой коры и может служить критерием определения эффективности реабилитации после проведенной КИ.

6. ВЫВОДЫ

1. Снижение уровня межэлектродного сопротивления у имплантированных пациентов начинается после подключения речевого процессора и начала постоянной электрической стимуляции, что сопровождается постепенным уменьшением послеоперационных воспалительных изменений в улитке, однако окончательная стабилизация наступает через 3 месяца после начала электрической стимуляции.
2. Пороги ЭВПДСН, зарегистрированные от электродов многоканальной электродной системы кохлеарного импланта в послеоперационном периоде, достоверно отличаются от порогов, определенных интраоперационно ($P < 0,05$). Тенденция к снижению порогов отмечается уже с момента активации РП. Пороги достоверно снижаются и достигают стабильных значений через 6 месяцев после начала электрической стимуляции.
3. Выявлена высокая степень корреляции между снижением уровней межэлектродного сопротивления и снижением уровней порогов ЭВПДСН, достигающая максимальных значений через 6 месяцев после активации речевого процессора и начала электрической стимуляции.
4. Выявлено уменьшение ЛП пика Р1 ЭДСВП, начиная с 3-го мес. после начала электрической стимуляции, свидетельствующее о начале процесса созревания центральных отделов слуховой системы.
5. Определена достоверная корреляционная связь между временными параметрами пика Р1 ЭДСВП и возрастом на момент имплантации. У детей, прооперированных в возрасте до 2 лет, значения ЛП пика Р1 приближались к нормативным показателям.
6. Сравнение показателей, зарегистрированных от периферических и центральных отделов слуховой системы у одного и того же пациента, может

быть использовано для определения связи проблем восприятия у имплантированного пациента с поражением на уровне слуховой периферии или с нарушениями функции центральных отделов слуховой системы, что должно учитываться при определении тактики реабилитационных мероприятий.

7. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

- 1) Оценивать окончательную стабилизацию уровней межэлектродного сопротивления и порогов ЭВПДСН, а также корреляцию данных параметров, нужно не ранее, чем через 6 месяцев после подключения РП.
- 2) Проведение регистрации ЭДСВП детям рекомендуется не ранее, чем через 1 год после подключения РП.
- 3) В качестве стимулов для проведения регистрации ЭДСВП рекомендуется использовать электрические импульсы, генерируемые РП, уровень интенсивности которых соответствует максимально комфортному уровню индивидуальной карты пациента.
- 4) В случае отсутствия ЭДСВП необходимо повысить уровень стимуляции на 5 СЛ. Если же после этого ЭДСВП не регистрируются, необходимо прекратить исследование для предотвращения чрезмерной стимуляции пациента.
- 5) Запатентованный алгоритм оценки эффективности КИ (патент №RU 2766045 от 07.02.2022), основанный на комплексном электрофизиологическом обследовании и учитывающий функциональное состояние слуховой коры, позволяет прогнозировать результаты КИ.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

ЛП-Латентный период

ТНО-Телеметрия нервного ответа

ЭВПДСН-Электрически вызванный потенциал действия слухового нерва

ЭДСВП-Электрически вызванный длиннолатентный слуховой потенциал

ДСВП- Длиннолатентный слуховой вызванный потенциал

КИ-Кохлеарная имплантация

РП-Речевой процессор

ПК-Персональный компьютер

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бахшиян В.В. Современные тенденции и перспективы применения метода телеметрии нервного ответа в реабилитации пациентов после кохлеарной имплантации // Вестник оториноларингологии. – 2014. - № 2 – С.14-17
2. Бахшиян В.В., Федосеев В.И., Таварткиладзе Г.А. Новые технологии интраоперационной регистрации электрически вызванного потенциала действия слухового нерва методом телеметрии нервного ответа // Вестник оториноларингологии. – 2015. - № 3 (Том 80). – С.14-17
3. Бахшиян В.В. Корреляция результатов интра- и послеоперационной телеметрии нервного ответа с параметрами индивидуальных карт стимуляции у пациентов после кохлеарной имплантации // В кн.: Матер. 3-го Национального конгресса аудиологов и 7-го международного симпозиума «Современные проблемы физиологии и патологии слуха». Суздаль, 2009. – С. 32—33.
4. Бобошко М.Ю., Риехакайнен Е.И. Речевая аудиометрия в клинической практике. СПб: Диалог; 2019. – С.31-35
5. Богомильский М.Р. Значение активного аудиологического обследования детей раннего возраста в выявлении и профилактике слуховых нарушений/М.Р. Богомильский//Вестник оториноларингологии. – 2006. - № 1. – С. 49-50.
6. Бронякин С.Ю., Белов О.А. Регистрация стационарных слуховых вызванных ответов: технические аспекты предъявления стимула с использованием слухового аппарата // Вестник оториноларингологии. – 2007;5(Приложение). – С.38-39.
7. Гарбарук Е.С., Федорова Л.А., Савенко И.В., Вихнина С.М., Бобошко М.Ю. Аудиологический скрининг в детском возрасте: достижения, проблемы, возможности повышения эффективности // Вестник оториноларингологии. – 2021;86(1). – С.82-89.

8. Гойхбург М.В., Бахшиян В.В., Таварткиладзе Г.А. Эффективность реабилитации после билатеральной кохlearной имплантации // Вестник оториноларингологии. – 2014;2. – С.26-28.
9. Гойхбург М.В., Нечаев Д.И., Бахшиян В.В., Таварткиладзе Г.А. Оценка результатов реабилитации пользователей кохlearных имплантатов с применением психоакустических методов исследования // Вестник оториноларингологии. – 2021;86(6). – С.10-16.
10. Королева И.В., Шапорова А.В., Кузовков В.Е. Разработка критериев и методов оценки эффективности кохlearной имплантации у детей // Российская оториноларингология. – 2013;67(6). – С.80-86.
11. Королева И.В. Помощь детям с нарушениями слуха. Книга для родителей и специалистов/И.В. Королева. – СПб.: Каро, 2016.
12. Костевич И.В., Кузовков В.Е., Лиленко А.С., Сугарова С.Б. Значение микроанатомии окна улитки для проведения кохlearной имплантации // Вестник оториноларингологии. – 2021;86(5). – С.42-47.
13. Кузнецов А.О., Критические параметры систем слуховой имплантации; Автореф. Канд.дисс.; 2017; 14 с.
14. Кузнецов А.О. Мониторинг межэлектродного сопротивления различных систем кохlearной имплантации в течение первых двух лет слухоречевой реабилитации/ А.О. Кузнецов, И.В. Наумова, А.В. Пашков //Российская оториноларингология. -2016.- №1. – С.61-66.
15. Лалаянц М.Р., Маркова Т.Г., Бахшиян В.В., Близнац Е.А., Поляков А.В., Таварткиладзе Г.А. Аудиологическая картина и распространенность GJB2-обусловленной сенсоневральной тугоухости среди младенцев с нарушением слуха // Вестник оториноларингологии. – 2014;2. – С.37-43.
16. Маркова Т.Г. Наследственные нарушения слуха. Оториноларингология: национальное руководство. Под ред. Пальчуна В.Т. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2016.- С. 723.

- 17.Петрова И.П. Оценка эффективности кохлеарной имплантации с помощью искусственных нейронных сетей: автореф.дис. ... канд. мед. наук: 14.01.03/Петрова Ирина Павлов-а - М., 2017. – 26 с.
- 18.Радионова Ю.А. Особенности настройки речевых процессоров у пациентов после КИ с учетом этиологического фактора сенсоневральной тугоухости: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.03/Радионова Юлия Олеговна – СПб., 2016 г. -19 с.
- 19.Савельева Е.Е. Клинические особенности диагностики сенсоневральной тугоухости и глухоты у детей /Е.Е. Савельева // Вестник оториноларингологии-. - 2014. - № 2. – С. 66-72
- 20.Соколова С.М. Оценка речевой разборчивости у детей с глубокими формами тугоухости/Соколова С.М., Беличева К.А., Кибалова Ю.С. и др. // Российская оториноларингология-. - 2013 - №-. - С. 193-197.
- 21.Таварткиладзе Г.А., Миронова Э.В., Фроленков Г.И., Белянцева И.А. Восприятие речевых стимулов различного лингвистического уровня больными с кохлеарными имплантами Nucleus// В кн.: расстройства речи/ Новости оториноларингологии и логопатологии-. -1999.- Приложение 1.- С.87-97.
- 22.Таварткиладзе Г.А. Реабилитационная аудиология: основы, принципы, перспективы развития. Российская оториноларингология. – 2003. - №3 (6). – С.132-135
- 23.Таварткиладзе Г.А., Кириллова И.П., Шарманжинова Т.Д., Белостоцкий А.П. Современные подходы к отбору больных для кохлеарной имплантации и прогнозирование результатов операции. Вестник оториноларингол. – 2003. - № 6. – С.32-34.
- 24.Таварткиладзе Г.А. Диагностика и коррекция нарушений слуховой функции у детей первого года жизни: метод. Пособие /Г.А. Таварткиладзе, Н.Д. Шматк-. - М.: Полиграф сервис, 2001.- 66 с

25. Таварткиладзе Г.А. Кохлеарная имплантация // Национальное руководство по оториноларингологии. – М., Геотар-Медиа, 2007. – Гл. – С.360-373
26. Таварткиладзе Г.А. Кохлеарная имплантация: Подходы к разработке унифицированных алгоритмов реабилитации // Medicine: Science and Education. - 2009. - N4. - P.92-96.
27. Таварткиладзе Г.А. Руководство по аудиологии /Г.А. Таварткиладзе. М.: Медицин–. - 2013. – 676 с.
28. Таварткиладзе Г.А. Раннее выявление и коррекция нарушений слуха у детей первых лет жизни: методическая разработка/ /Г.А. Таварткиладзе. Т.Г. Гвелесиани, Е.Р. Цыганкова и др.- М.: РМАП-. -2011. – 76 с.
29. Таварткиладзе Г.А. Клиническая аудиология /Г.А. Таварткиладзе, Т.Г. Гвелесиани. – М.: Святигор Пресс, 2013. – 74 с.
30. Таварткиладзе Г. А. Электрически вызванные потенциалы слуховой коры // Вестник оториноларингологи–. - 2018;83(4). – С.9-14.
31. Таварткиладзе Г.А., Цыганкова Е.Р., Бобошко М.Ю., Климанцев С.А. Сенсоневральная тугоухость. Клинические рекомендации. М.- СПб; 2014.- С.15-17.
32. Таварткиладзе Г.А. Современное состояние и перспективы развития кохлеарной имплантации// Вестник оториноларингологии. – 2015;80(3).- С.4-9.
33. Таварткиладзе Г.А., Бахшинян В.В., Маркова Т.Г., Цыганкова Е.Р., Петрова И.П., Гойхбург М.В., Чибисова С.С., Близнац Е.А., Поляков А.В. Результаты кохлеарной имплантации у пациентов с наследственными и ненаследственными формами тугоухости // Вестник оториноларингологи–. - 2016;81(6). – С.17-21.
34. Таварткиладзе Г.А. Кохлеарная имплантация. Национальное руководство по оториноларингологии/ Гл.15, 2-е издание.- М.: «ГЭОТАР-Медиа», 2016–. - С. 382-396.

35. Туфатулин Г.Ш., Королева И.В., Мефодовская Е.К. Эпидемиология нарушений слуха у детей: распространенность, структура, аспекты слухопротезирования и социальные факторы // Вестник оториноларингологи-. - 2021;86(3). – С.28-35.
36. Чибисова С.С., Маркова Т.Г., Алексеева Н.Н., Ясинская А.А., Цыганкова Е.Р., Блинец Е.А., Поляков А.В., Таварткиладзе Г.А. Эпидемиология нарушений слуха среди детей 1-го года жизни // Вестник оториноларингологи-. - 2018;83(4). – С.37-42.
37. Чугунова Т. И., Жеренкова В. В., Гойхбург М. В., Поталова Л. А., Мосин В.В., Бахшинян В.В., Таварткиладзе Г.А. Вызванные потенциалы в реабилитации пациентов после кохlearной имплантации // Вестник оториноларингологи-. - 2018. – Т.83, №4. – С.21-25.
38. Федосеев В.И. Сравнительный анализ современных подходов к хирургическому этапу кохlearной имплантации и прогнозирование результатов операции // Вестник оториноларингологи-. - 2003; 6. – С.35-37
39. Федосеев В.И. Особенности оценки качества жизни пациентов с глухотой в процессе их реабилитации методом кохlearной имплантации/В.И. Федосеев, С.С. Чибисова // Российская оториноларингологи-. - 2009. – Приложение -. - С. 155 – 159.
40. Федосеев В.И., Милешина Н.А., Бахшинян В.В., Гойхбург М.В., Таварткиладзе Г.А. Реоперации при кохlearной имплантации // Вестник оториноларингологи-. - 2016;81(6). – С.9-12.
41. Щербакова, Е. В. Оптимизация отбора кандидатов на кохlearную имплантацию: Дис. канд. мед. наук: 14.00.04 / Щербакова Елена Викторовна -Санкт-Петербург, 200-. - 149 с.
42. Янов Ю.К., Кузовков В.Е., Лиленко А.С., Сугарова С.Б., Костевич И.В., Дроздова М.В. Анатомия области ниши окна улитки применительно к хирургическому этапу кохlearной имплантации // Вестник оториноларингологи-. - 2019;84(1). – С.25-27.

43. Abbas P.J. Summary of results using the nucleus CI24M implant to record the electrically evoked compound action potential/ P.J.Abbas, C.J.Brown, J.K.Shallop, J.B.Firszt, M.L.Hughes, S.H.Hong, S.J.Staller // *Ear Hear.* - 1999.-Vol.20.- №1.- P.45–59
44. Abbas P.J. Channel interaction in cochlear implant users evaluated using the electrically evoked compound action potential/ P.J.Abbas, M.L.Huges, C.J.Brown, C.A.Miller, H.South // *Audiol Neuroto.* - 2004.-Vol.9.-№4.- P.203-213.
45. Albrecht R·The development of auditory evoked dipole source activity from childhood to adulthood/R.Albrecht, W.Suchodoletz, R. Uwer // *Clin Neurophysiol.*-2000.- Vol.111.-№12.- P.268-276.
46. Almosnino G. Use of neural response telemetry for pediatric cochlear implants: current practice/G.Almosnino, S.Anne, S.A. Schwartz // *Ann Otol Rhinol Laryngol.* - 2018.-Vol. 127. - №-. - P.367-372.
47. Alsabellha R.M. Cochlear implant device activation and programming: 5 days postimplantation/R.M.Alsabellha, A.Hagr, M.O. Al-Momani, S.N. Garadat // *Otol Neurotol.* -2014.- Vol.35.- №. - P.130–134.
48. Asal S. Study of telemetry changes over time in children with a cochlear implant/S.Asal, A.Sobhy // *Egypt J Otolaryngol.* -2018.- Vol.34.-№34. - P.198-202.
49. Balkany T.J. Modiolar proximity of three perimodiolar cochlear implant electrodes/T.J Balkany, A.A.Eshraghi, N.Yang // *Acta.Otolaryngol.*-2002.- Vol.122.- №-4. - P. 363-369.
50. Bayrak S. Examination and Comprison of Electricaly Evoked Compound Action Potentials and Electrically Evoked Auditory Brainstem Response Results of Children with Cochlear Implantation without Inner Ear Anomaly.S. Bayrak,B. Mutlu, G.Kırkım, B.Şerbetçioğlu // *Turk Arch Otorhinolaryngol.* -2019.- Vol.57. - №5. - P.81-85.
51. Berliner K.I. The cochlear implant program: an overview/K.I. Berliner, W.F. House // *Ann Otol Rhinol Laryngol.* -198-. - Vol.91.- №2. - P.11-14.

52. Bess F.H. Universal screening for infant hearing impairment: Not simple, not risk-free, not necessarily beneficial, and not presently justified/F.H. Bess, J.L. Paradise//Pediatrics. – 1995–. - Vol. 93. – P. 330-334.
53. Birman C.S. Impedance, neural response telemetry, and speech perception outcomes after reimplantation of cochlear implants in children/C.S. Birman, H. Sanli, W.P. Gibson, E.J. Elliot // Otol Neuroto. - 2014. - Vol.35.-№8.- P.1385-1393.
54. Björsne A. When Can Stable AutoNRT Thresholds be Expected? A Clinical Implication When Fitting Young Children/A. Björsne, L. Magnusson // J Am Acad Audio. - 2020. -Vol.34.-№1.- P.69-75.
55. Botros A.M. AutoNRT: An automated system that measures ECAP thresholds with the nucleus freedom cochlear implant via machine intelligence / A.M. Botros, B. van Dijk, M. Killian // Artif Intell Me. - 2007.-Vol.40.- №1.- P.15-28.
56. Botros A.M. Neural Response Telemetry Reconsidered: 1. The Relevance of ECAP Threshold Profiles and Scaled Profiles to Cochlear Implant Fitting/A. Botros, C. Psarros // Ear Hear - 2010. - Vol.31.- №3. P.367-379.
57. Brown C.J. Electrically evoked whole-nerve action potentials: data from human cochlear implant users/C.J. Brown, P.J. Abbas, B. Gantz// J Acoust Soc Am.- 1990. – Vol.88.-№3.-P.1385-1391.
58. Brown C.J. The relationship between EAP and EABR thresholds and levels used to program the Nucleus 24 speech processors/ C.J. Brown, M.L. Huges, B. Luk, P.J. Abbas, P. Wolaver, J. Gervais // Ear Hear–. - 2000. -Vol.21.- №2.- P.151-163.
59. Brown C.J. The electrically evoked auditory change complex: Preliminary results from Nucleus cochlear implant users/ C.J. Brown, C. Etler, S. He, S.O. Brien, S. Erenberg, J.R. Kim, A.N. Dhuldhova, P.J. Abbas // Ear Hear.-2008.- Vol.29.-№5. - P.704-727.

60. Buckhard R.F. Auditory evoked potentials: Basic principles and clinical application/R.F.Buckhard, M. Don, J.J.Eggermont (Eds.): Lippincott. Williams & Wilkins.- 2007.
61. Burdo S. Clinical Application of NRT Spread of Excitation (SOE). In Objective measures in cochlear implants / S.Burdo, S.Razza, M.Caponio// Abstract book. Hannover -2007.- Vol.11.- №3.- P.143-159.
62. Cafarelli Dees D. Normative findings of electrically evoked compound action potential measurements using the neural response telemetry of the nucleus CI24M cochlear implant system / D.Cafarelli Dees, N.Dillier N, W.K.Lai, E.Von Wallenberg, B.Van Dijk, F.Akdas, M.Aksit, C.Batman, A.Beynon, S.Burdo, J.M.Chanal, L.Collet, M.Conway, C.Coudert, L.Craddock, H.Cullington, N.Deggouj, B.Fraysse, S.Grabel, J.Kiefer, J.G.Kiss, T.Lenarz, A.Mair, S.Maune, J.Muller-Deile, J.P.Piron, S.Razza, C.Tasche, H.Thai-Van, F.Toth, E.Truy, A.Uziel, G.F. Smoorenburg // *Audiol Neuroto.* - 2005.- Vol.10.-№2.- P.105-116.
63. Carlson M. L. Cochlear Implantation in Adults/M.L.Carlson // *New England Journal of Medicine.*-2020.-Vol.382.-№16.-P.1531-1542.
64. Carvalho B. Intraoperative Neural Response Telemetry and Neural Recovery Function: a Comparative Study between Adults and Children/B.Carvalho, R.Hamerschmidt // *Int Arch Otorhinolaryngol.* -2015.- Vol.19.-№1.- P.10–15.
65. Ceponiene R. Maturation of cortical sound processing as indexed by event-related potentials/ R.Ceponiene, T.Rinne, R. Naatanen // *Clin Neurophysiol.* -2002.- Vol.113.- №6.- P.870-882.
66. Ceponiene R. Event related potential indices of auditory vowel processing in 3-year-old children/ R.Ceponiene, T.Lepisto, P.Alku, H.Aro, R.Naatanen // *Clin Neurophysiol.* -2003.- Vol.114.- №4. - P.652-661.
67. Chauhan I. A study on relationship between Neural Response Telemetry and behavioural Threshold/Comfort levels in children with cochlear implant/ I.

- Chauhan, H.Swami, R.Natraj // Medical Journal Armed Forces India.-2021.- Vol.77.-№2.-P.224-229.
- 68.Choudhury N. Maturation of auditory evoked potentials from 6 to 48 months: prediction to 3 and 4 year language and cognitive abilities/N.Choudhury, A.A.Benasich //Clin Neurophysiol. -2011.- Vol.122.- №2. - P.320–338.
- 69.Christov F. Electric compound action potentials (ECAPs) and impedances in an open and closed operative site during cochlear implantation./F.Christov, M.B. Gluth, S.J.Lahti, S.Ludwig, S.Hans, L.C.Holtmann, S.Lang, D. Arweiler-Harbeck // Cochlear Implants In-. - 2019.- Vol.20.-№1. - P.23-30.
- 70.Cohen L.T. Measurement and analysis of access resistance and polarization impedance in cochlear implant recipients/L.T.Cohen, R.S. Cowan // Otol Neurotol. - 2005.- Vol.26.- №5. - P.948–956.
- 71.David.E. Speech coding strategies and revised cochlear implant candidacy: an analysis of post-implant performance/E.David // Otol Neurotol. - 2003.- Vol.24.-№2. - P.228-233.
- 72.Davis A.C. A critical review of the role of neonatal hearing screening in the detection of congenital hearing impairment/A.C. Davis, J. Bamford, I. Wilson et al. // Health Technol Assess.– 1997. -Vol. 1. - № 10. – P. 1-176.
- 73.Davis A.C. The epidemiology of childhood hearing impairment: factors relevant to planning of services/A.C. Davis, S. Wood //Br J Audiol. – 1992. – Vol. 26.-№2.– P.77–90.
- 74.Dayane D.D. Long Latency Auditory Evoked Potential in Term and Premature Infants/D.D. Dayane, M.V. Garcia, A.F. Silveira // Int Arch Otorhinolaryngol. -2014.- Vol.18.-№1. - P.16-20.
- 75.Deniz B. Changes in electrically evoked auditory brainstem responses in children with sequential bilateral cochlear implants./B.Deniz, E.Kara, Z.Polat, R.Deniz, A.Ataş /Int J Pediatr Otorhinolaryngol. -2021.- Vol.141.
- 76.Didone D, Oppitz S, Goncalves M. Long-latency auditory evoked potentials: Normalization of protocol applied to normal adults/D.Didone, S.Oppitz, M.Goncalves // Arch Otolaryngol Rhino–. - 2019.-Vol.5.-№3.- P.69-73.

77. Di Lella F.A. Measuring the Electrical Status of the Bionic Ear. Re-thinking the Impedance in Cochlear Implants/ F. A. Di Lella, M. Parreño, F. Fernandez, C. M. Boccio, S. A. Ausili // *Front Bioeng Biotechnol.* - 2020.- Vol.18. -№8. – P.1-9.
78. Dillier N. Measurement of the electrically evoked compound action potential via a neural response telemetry system/N.Dillier, W.K. Lai, B.Almqvist, C.Frohne, J.Muller-Deile, H.Stecker, E.L.von Wallenberg // *Ann Otol Rhinol Laryngo.* - 2002.- Vol.111.-№5. - P.407-414.
79. Dorman M.F. Long-term measures of electrode impedance and auditory thresholds for the Ineraid cochlear implant/ M.F. Dorman L.M. Smith, K. Dankowski, G. McCandless, J.L. Parkin // *J Speech Hear Res.*-1992.-Vol.35. №5. - P.1126-1130.
80. Dorman M.F. Central auditory development: Evidence of CAEP measurements in children fit with cochlear implants/M.F.Dorman, A.Sharma, P.Gilley, K.Martin, P.Roland // *J Com Dis.* - 2007.- Vol.40.- №.4. - P.284-294.
81. Dowell.R. Outcomes for cochlear implant users with significant residual hearing: implications for selection criteria in children // R.Dowell, R.Hollow, E.Winton//*Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* – 2004.-Vol.130- №5- P.575-581.
82. Downs M.P. The case for detection and intervention at birth /M.P. Downs // *Semin Hear.* – 1994. – Vol.15.–№2. - P.76-83.
83. Duarte J.L. P300-long-latency auditory evoked potential in normal hearing subjects: simultaneous recording value in Fz and Cz / J.L.Duarte, K.F.Alvarenga, M.R.Banhara // *Braz J Otorhinolaryngol.* -2009.-Vol.75.- №2.- P.231–236.
84. Estienne P. Comparison of automated and traditional ECAP recording approaches in clinical practice/P.Estienne, A.Scaglia, A.Kontides, K.Lauss, K.Schwarz, S.L.Arauz // *Int J Audiol.* -2021.- Vol.3–. - P.1-9.

85. Fallon J.B. Cochlear implants and brain plasticity/ J.B.Fallon, D.R.F.Irvine, R.K.Shepherd // *Hear Res.* -2008.- Vol.238.- №1-2.- P.110-117.
86. Fellman V. Atypical auditory event-related potentials in preterm infants during the first year of life: a possible sign of cognitive dysfunction?/ V.Fellman, E.Kushnerenko, K.Mikkola, R.Ceponiene, J.Leipala, R. Naatanen // *Pediatr Res.* -2004.- Vol.56.- №2.- P.291-297.
87. Frank K.H. Estimation of psychophysical levels using the electrically evoked compound action potential measured with the neural response telemetry capabilities of Cochlear Corporation's CI24M device/ K.H.Frank, S.J.Norton // *Ear Hear.* -2001.- Vol.22.-№4. - P.289-299.
88. Gartner L. Clinical use of a system for the automated recording and analysis of electrically evoked compound action potentials (ECAPs) in cochlear implant patients/L.Gartner, T.Lenarz, G.Joseph, A.Buchner // *Acta Otolaryngol.* - 2010.-Vol.130.- №6. - P.724-732.
89. Gartner L. Correlation of Electrically Evoked Compound Action Potential Amplitude Growth Function Slope and Anamnestic Parameters in Cochlear Implant Patients-Identification of Predictors for the Neuronal Health Status/L.Gartner, K.Klötzer, T.Lenarz, V.Scheper // *Life (Basel).* -2021.- Vol.11.-№3. - P.203.
90. Gelfand S. *Essentials of Audiology*/S.Gelfand/3rd Edition-Thieme 2009.
91. Glark G.M. *Cochlear implants: Fundamentals and Applications*//Springer Verlag, Inc, 2003.
92. Giardina C.K. Impedance measures during in vitro cochlear implantation predict array positioning/C.K.Giardina // *IEEE Trans Biomed En.* -2018.- Vol.65.-№2. - P.327-335.
93. Gibson P. Optimal electrode design: Straight versus perimodiolar/ P.Gibson, P. Boyd // *Eur Ann Otorhinolaryngo.* - 2016.-Vol.133.-№1. - P.63-65.
94. Goehring J.L. How well do cochlear implant intraoperative impedance measures predict postoperative electrode function/ J.L.Goehring, M.L

- Hughes, J.L Baudhuin, R.P. Lusk // Otol Neurotol. -2013.- Vol.34.-№2.- P.239-244.
- 95.Gordin A. Evolution of cochlear implant arrays result in changes in behavioral and physiological responses in children/A.Gordin, B.Papsin, A.James, K.Gordon // Otol Neurotol.-2009.- Vol.30.- №7. - P.908–915.
- 96.Graham J.M. Malformations of the ear and cochlear implantation in children: review and temporal bone report of common cavity/J.M. Graham, P.D. Phelps, L. Michaels // J Laryngol Otol. Suppl.-2000. -Vol.2-. - P.1-14.
- 97.Guiraud J. Effects of auditory pathway anatomy and deafness characteristics? Part 2: On electrically evoked late auditory responses / J.Guiraud, S.Gallego, L.Arnold, P.Boyle, E.Truy, L.Collet // Hear Res.-2007.-Vol.228.- №.1-2.- P.44-57.
- 98.Hagr A. Feasibility of one-day activation in cochlear implant recipients/A. Hagr, S.N. Garadat, M. Al-Momani, R.M. Alsabellha, F.A. Almuhawwas //Int J Audiol. -2015.-Vol.54. -№5. - P.323-328.
- 99.Hassaan M.R. Aided evoked cortical potential: an objective validation tool for hearing aid benefit/M.R.Hassaan // EJENTAS.-2011.-Vol.12.-№3.- P.155-161.
100. Heutink F. Angular electrode insertion depth and speech perception in adults with a cochlear implant: A systematic review /F.Heutink //Otol Neurotol.-2019.-Vol.40.- №7.- P.900–910.
101. Holden L.K. Factors affecting open-set word recognition in adults with cochlear implants/L.K.Holden, C.C. Finley// Ear Hear. -2013.-Vol.34.- №3.- P.342-360.
102. Hughes M.L. Comparison of EAP thresholds to MAP levels in the Nucleus 24M cochlear implant/M.L.Huges, C.J.Brown, P.J.Abbas, A.A.Welaver, J.P. Gervais//Data from children // Ear Hear. -2000.- Vol.21.- №21.- P.164-174.

103. Hughes M.L. Objective measures in cochlear implants/M.L.Hughes/ San Diego- Oxford-Melbourne: Plural Publishing, 2013.
104. Hughes M.L. A longitudinal study of electrode impedance, the electrically evoked compound action potential, and behavioral measures in nucleus 24 cochlear implant users/M.L.Hughes, K.R.Vander Werff, C.J.Brown, P.J.Abbas, D.M.Kelsay, H.F.Teagle // *Ear Hear.*-2001.-Vol.22.-№6.- P.471–486.
105. Kabel A.H. Follow up of P1 peak amplitude and peak latency in a group of specific language-impaired children/ A.H.Kabel, T,Mesallam, H.H.Ghandour // *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* -2009.- Vol.73.- №1–. - P.1525-1531.
106. Kashio A. Cochlear implants in Japan: Results of cochlear implant reporting system over more than 30 years/A.Kashio, H.Takahashi, K.Nishizaki, A.Hara, T.Yamasoba, H.Moriyama // *Auris Nasus Larynx.*-2021. - Vol.48.-№4.-P.622-629.
107. Kennedy C.R. Controlled trial of universal neonatal screening for early identification of permanent childhood hearing impairment: coverage, positive predictive value, effect on mothers and incremental yield. Wessex universal neonatal screening trial group/C.R. Kennedy // *Acta Paediatrica.* -1999.-Vol. 88.-№432.- P.73-75
108. Kranick M. Optimizing stimulation parameters to record electrically evoked cortical auditory potentials in cochlear implant users/ M.Kranick, L.Wagner, S.Plontke // *Cochlear Impl In.* - 2021.- Vol.22.-№3. - P.121-127.
109. Kraus.N.The mismatch negativity cortical evoked potential elicited by speech in cochlear implant users / N. Kraus, A.G. Micco, D.B. Koch, T. McGee, T. Carrell, A. Sharma, R.J. Wiet, C.Z.Weingarten // *Hear Res.*-1993.- Vol.65.-№1-2. - P.118-124.
110. Kraus N. Potenciais auditivos evocados de longa latência/N.Kraus, T.McGee// In: Katz J. *Tratado de audiologia clínica.* 4. ed. São Paulo: Manol–. - 2002.-Vol.81.-№6.- P.403-420.

111. Kreft H.A. Effects of pulse rate on threshold and dynamic range in Clarion cochlear-implant users/H.A.Kreft, G.S.Donaldson, D.J. Nelson // *J Acoust Soc Am.* – 2004.- Vol.115.-№5 Pt 1. - P.1885-1888.
112. Lachowska M. Is cochlear implantation a good treatment method for profoundly deafened elderly/M.Lachowska, A. Pastuszka, P.Glinka // *Clin.Interv.Aging.*-2013.- Vol.8.- P.1339–1346.
113. Li Q. The impact of auditory nerve functional states on the correlations between human and computer decisions for electrically evoked compound action potential threshold/Q.Li, C. Zhang, T. Lu, C. Xu, Z. Sun, W. Fan, Z. Wang, S. Li // *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* - 2020.- Vol.13
114. Lieu J. Hearing Loss in Children: A Review/J. Lieu, M. Kenna, S. Anne, L. Davidson // *JAM*–. - 2020.-Vol.324.- №21–. - P.2195-2205.
115. Lippé .S. Electrophysiological study of auditory development/S. Lippé, E. Martinez-Montes, C.Arcand, M.Lassonde // *Neuroscience.* – 2009. - Vol.164.-№3.-P.1108-1118.
116. Litovsky R.Y. Benefits of bilateral cochlear implants and/or hearing aids in children/R.Y.Litovsky, P.M.Johnstone, S.P.Godar // *Int.J.Audiol.*- 2006.- Vol.45.- №1.- P.78-91.
117. Lucas H.M. Advances in Cochlear Implant Telemetry: Evoked Neural Responses, Electrical Field Imaging, and Technical Integrity/H.M. Lucas // *Trends Amplif.*-2007.-Vol.11.-№3.-P.143-159.
118. Mäki-Torkko E.M. Epidemiology of moderate to profound childhood hearing impairments in northern Finland. Any changes in ten years?/E.M. Mäki-Torkko, P.K. Lindholm, M.R. Väyrynen // *Scand. Audiol.* – 1998. – Vol. 27. - № 2. – P. 95-103.
119. Martin B.A. Principles and applications of cortical auditory evoked potentials/B.A.Martin, K.L.Tremblay, D.R.Stapells// In: R.F. Burkhard, M. Don, J.J. Eggermont (Eds.): *Auditory evoked potentials: Basic principles and clinical application.* Philadelphia, PA: Lippincott -Williams & Wilkins, 2007.

120. Don, J.J. Eggermont (Eds.): Auditory evoked potentials: Basic principles and clinical application. Philadelphia, PA: Lippincott -Williams & Wilkins, 2007.
121. Martini A. Cochlear implant in children: rational, indications and cost efficacy /Martini A., Bovo R., Trevisi P. et al. // *Minerva Pediatr.*-2013.-№ 3.-Vol. 65.-P. 325-339.
122. Mason S. Electrophysiologic and objective monitoring of the cochlear implant during surgery: implementation, audit and outcomes/S.Mason// *Int J Audiol.* –2004.- Vol.43.- Suppl.1.-P.33-38.
123. Maurer J. Auditory late cortical response and speech recognition in digisonic cochlear implant users/ J.Maurer, L.Collet, H.Pelster, E.Truy, S.Gallégo // *Laryngoscope.* -2002.- Vol.112.- №.1–. - P.2220-2224.
124. Mehl A.L. The Colorado newborn hearing screening project, 1992-1999: on the threshold of effective population-based universal newborn hearing screening/A.L. Mehl, V. Thomson // *Pediatrics.* – 2002. – Vol. 109. - №1.
125. Mlynski R. Mapping Cochlear Duct Length to Electrically Evoked Compound Action Potentials in Cochlear Implantation/R.Mlynski, A. Lüsebrink, T. Oberhoffner, S. Langner, N.M. Weiss// *Otol Neuroto.* - 2021.- Vol.1.-№3.-P.254-260.
126. Moeller M.P. Current state of knowledge: psychosocial development in children with hearing impairment/M.P. Moeller // *Ear Hear.* – 2007. – Vol. 28. - № 6. – P. 729-739.
127. Moura.A. Longitudinal Analysis of the Absence of Intraoperative Neural Response Telemetry in Children using Cochlear Implants/A.Moura // *Int Arch Otorhinolaryngo.* - 2014.-Vol.18.-№4. - P.362-368.
128. Mylanus E.A., Rotteveel L.J. Congenital malformation of the inner ear and pediatric cochlear implantation / E.A.Mulanus,L.J.Rotteveel // *Otol Neurotol* - 2004.- Vol. 25. №3. - P-308-317.

129. Musiek F.E. Potenciais auditivos de média e longa latência/
F.E.Musiek, W.W.Lee//Perspectivas Atuais em Avaliação Auditiva. Barueri:
Manole; - 2006. Vol.1.-№2.- P.239–267.
130. Mussoi B.S. The Effect of Aging on the Electrically Evoked
Compound Action Potential/B.S.Mussoi, C.J.Brown // Otol Neurotol. -
2020.-Vol.41.- №7. - P.804-811.
131. Nassiri A.M. Intraoperative Electrically Evoked Compound Action
Potential (ECAP) Measurements in Traditional and Hearing Preservation
Cochlear Implantation/A.M.Nassiri, R.J.Yawn, R.H.Gifford, D.S.Haynes,
J.B. Roberts, M.S.Gilbane, J.Murfee, M.L.Bennett //J Am Acad Audiol. -
2019-Vol.30.-№10.-P.918-926.
132. Newbold C. An in vitro model for investigating impedance changes
with cell growth and electrical stimulation: implications for cochlear
implants/ C. Newbold, R. Richardson, C.Q.Huang, D. Milojevic, R. Cowan,
R.Shepherd // Journal of neural engineering. -2004.- Vol.1. -№4.-P-218–
227.
133. Newbold C. Impedance changes in chronically implanted and
stimulated cochlear implant electrodes/C. Newbold, S. Mergen, R
Richardson, P. Seligman, R. Millard, R. Cowan // Cochlear implants
international. -2014.- Vol.15. №4.- P-191–199.
134. Newbold C. Long-term electrode impedance changes and failure
prevalence in cochlear implants/C. Newbold, F. Risi, R. Hollow, Y. Yusof, R.
Dowell // Int. J. Audiol.-2015.-Vol.54.-№7.-P.453–460.
135. Niparko J.K.Cochlear Implants/J.K.Niparko// New Handbook for
Auditory Evoked Responces.- Allyn & Bacon, Inc., 2007.
136. Niparko J.K. Cochlear implants: Principles and Practices/J.K. Niparko/
2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2009.- 356 p.
137. Ozdemir I. Effects of a sequential cochlear implant of minimum
comfort, impedance and electrically evoked compound action potential
values of the initial cochlear implant/I. Ozdemir, K. Bozdemir, E.Callioglu,

- D. Bayazit, M. Şalviz // Eur Arch Otorhinolaryngol.-2020.-Vol.277.-№8.- P.2235-2241.
138. Peixoto M.C. Effectiveness of cochlear implants in children: Long term results/Peixoto M.C., Spratley J., Oliveira G., et al. // Int J Pediatr Otorhinolaryngol. - 2013—. - Vol.77.- №4. - P.462-468.
139. Peneranda A. Economic benefits of the cochlear implant for treating profound sensorineural hearing loss/Peneranda A., Mendieta JC., Perdomo JA et al. // Rev Panam Salud Publica - 2012. - Vol.31.- №4. - P.325-331.
140. Pernilla P.V. Cochlear Implantation with the CI512 and CI532 Precurved Electrode Arrays: One-Year Speech Recognition and Intraoperative Thresholds of Electrically Evoked Compound Action Potentials/P.V. Pernilla, E.Martin, H. Smeds, F.Asp // Audiol Neurotol.- 2019.-Vol.24.-№6. - P.299-308.
141. Ponton C.W. Don M. The mismatch negativity in cochlear implant users/ C.W.Ponton, M.Don// Ear Hear. -1995.- Vol.16.- №1.- P.130-146.
142. Ponton C.W. Of kittens and kids: Altered cortical maturation following profound deafness and cochlear implant use/ C.W.Ponton, J.J.Eggermon // Audiol Neurotol. -2001.-Vol.6.- №6.- P.363-380.
143. Ponton C.W. Maturation of human cortical auditory function: differences between normal-hearing children and children with cochlear implants/ Ponton C.W., Don M., Eggermont J.J., Waring M.D., Masuda A. // Ear Hearing. - 1996.- Vol.17.-№5. - P.430-437.
144. Pradeep V.R.Variation in Impedance Measurement in Cochlear implant Children/ V.R. Pradeep, T.A. Subba Rao // Glob J Otol.-2019.- Vol.20.-№1. P-20-22.
145. Prakash H. The Effect of Intensity on the Speech Evoked Auditory Late Latency Response in Normal Hearing Individuals/ H. Prakash, A.Abraham, B.Rajashekar, K.Yerraguntla //J Int Adv Otol. -2016.- Vol.12.- №1.- P.67–71.

146. Reis A.C. P300 in subjects with hearing loss/ A.C.Reis, A.C. Frizzo, M.Isaac, C.F.Garcia // Pro Fono.-2007.-Vol.19.-№.1.- P.113–122.
147. Russ S.A. Epidemiology of congenital hearing loss in Victoria, Australia/S.A. Russ, Z. Poulakis, M. Barker et al. // Int J Audiol.-2003.- Vol. 42. - № 7. – P. 385-390.
148. Schvartz-Leyzac K.C. Effects of Electrode Location on Estimates of Neural Health in Humans with Cochlear Implants/K.C. Schvartz-Leyzac, T.A. Holden, T.A. Zwolan H.A. Arts, J.B. Firszt, C.J. Buswinka, B.E. Pfingst // J Assoc Res Otolaryngol. – 2020. – Vol.21.-№3. – P.259-275.
149. Sennaroglu L. Cochlear implantation in inner ear malformations/ L. Sennaroglu/ A review article // Cochlear Implants Int. -2010.- Vol.11.- №1.-P.4-41.
150. Sharma A. Central auditory development in children with cochlear implants: clinical implications/A.Sharma, M.F.Dorman // Adv Otorhinolaryngol. -2006.- Vol.64.- P.66–88.
151. Sharma A. A sensitive period for the development of the central auditory system in children with cochlear implants/ A.Sharma, M.F.Dorman, A.J.Spahr/ Implications for age of implantation // Ear Hear–. - 2002- Vol.23.- №6. - P.532-539.
152. Sharma A. P1 latency as a biomarker for central auditory development in children with hearing impairment/ A.Sharma, K.Martin, P.Roland, P.Bauer, M.H. Sweeney, P.Gilley, M.Dorman // Journal of the American Academy of Audiology. -2005.- Vol.16.- №.8.- P.564-573.
153. Shew M. For Whom Do Cochlear Implants Work Best?/M. Shew, J.A.Herzog,C.A.Buchman //JAMA Otolaryngol Head Neck Surg. - 2020.- Vol.146.- №7.- P.603-604.
154. Silva L.A. Cortical maturation of long latency auditory evoked potentials in hearing children: the complex P1-N1-P2-N2 /L.A.Silva,F.Magliaro, A.Carvalho //Cudas. -2017.-Vol.4.- №29.

155. Smoorenburg G.F. Speech perception in Nucleus CI24M cochlear implant users with processor settings based on electrically evoked compound action potential thresholds/G.F.Smoorenburg, C.Willeboer, J.E. van Dijk // *Audiol Neurotol.* - 2002-. - Vol.7.- №6.- P.335-347.
156. Somers B. EEG-based diagnostics of the auditory system using cochlear implant electrodes as sensors/B.Somers, C.Long, T.Francart // *Sci Rep.* -2021.- Vol.11.-№1.- P.53-58.
157. Spivak L. Electrical compound action potentials recorded with automated c neural response telemetry: threshold changes as a function of time and electrode position / L.Spivak,C.Auerbach, A.Vambutas, S.Geshkovich // *Ear Hear*-. - 2011-. - Vol.31.-№1.- P.104–113.
158. Svirski.M. Language development in profoundly deaf children with cochlear implants/ M.Svirski, Robbins A, Kirk K // *Psychol. Sci.*-2000.- Vol.11.-P.153-158.
159. Tan C. Real-time measurement of electrode impedance during intracochlear electrode insertion: Real-Time intracochlear electrode impedance /C.Tan // *Laryngoscope.*-2013.-Vol.123.-№4.-P.1028–1032.
- 160.Tavartkiladze G. Evaluation of new technology for intraoperative evoked compound action potential threshold measurements/ G.Tavartkiladze, V.Bakhshinyan, C. Irwin // *Int. J. Audiol.* -2015.- Vol.54.-№-. - P.347–352.
- 161.Telmesani L.M. Electrically evoked compound action potential ECAP in cochlear implant children: Changes in auditory nerve response in first year of cochlear implant use/L.M Telmesani, N.M.Said // *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* – 2016. – Vol.82.- P.28-33.
- 162.Tykocinski M. Measurement and analysis of access resistance and polarization impedance in cochlear implant recipients/ M.Tykocinski, L.T.Cohen, R.S.Cowan // *Otol Neurotol.* -2005.- Vol.26. - №5. - P-948–956.
- 163.Unsal S. Comparison of Neural Response Telemetry (NRT) results of Cochlear implanted children in view of pre-operative Auditory Brainstem

Response (ABR)/S.Unsal, M.Gunduz //Int Tinnitus J. - 2019.- Vol.23.-№2.-
P.122-124.

164.Uus K. Epidemiology of permanent childhood hearing impairment in Estonia, 1985-1990/K. Uus, A.C. Davis //Audiol. – 2000. – Vol. 39. - № 4. – P. 192-197.

165.Van Dijk B. Clinical results of autoNRT, a completely automatic ECAP recording system for cochlear implants/ B.Van Dijk, A.M.Botros, R.D.Battmer, K.Begall, N.Dillier, M.Hey, W.K.Lai, T.Lenarz, R.Laszg, A. Morsnowski, J.Muller-Deile, C.Psarros, J.Shallop, B.Weber, T.Wesarg, A.Zarowski, E.Offeciers// Ear Hear. -2007.-Vol. 28.- №4.- P.558–570.

166.Vonck B. Lammers M.Cortical Auditory Evoked Potentials in Response to Frequency Changes with Varied Magnitude, Rate, and Direction/B.Vonck, M.Lammers // J Ass Res Otolaryngol. - 2019. -Vol.20.-№5. - P.1-10.

167.Waltzman S.B. A comparison of the growth of open-set speech perception between the nucleus 22 and nucleus 24 cochlear implant systems/S.B.Waltzman, N.L.Cohen, J.T. Roland Jr// Am J Otol. – 1999. – Vol.20.-№4-. P.435-441.

168.Waltzman S.B. Cochlear implants in children younger than 12 month/ S.B.Waltzman, Th.J.Roland // Pediatrics. – 2005. – Vol.116.-№4.-P.487-493.

169.Waltzman S.B. Cochlear implants/S.B.Waltzman, Th.J. Roland //2nd Ed.- Thieme Medical Publishers, 2006.-256p.

170.Weert S.V. Effect of peri-modiolar cochlear implant positioning on auditory nerve responses: A neural response telemetry study/ S.V.Weert, R.J.Stokroos, M.J.G.Rikers, P.van Dijk //Acta.Otolaryngol. -2005.- Vol.125.- №7.- P.725-731.

171.Willeboer C. Comparing cochlear implant user's speech performance with processor fitting based on conventionally determined T and C levels or on compound action potential thresholds and live-voice speech in a prospective balanced crossover study/ C.Willeboer, G.F.Smoorenburg // Ear Hear -2006.- Vol.27.- №6.- P.789-798.

172.Wolfe J. Cochlear Implants: Audiologic Management and Considerations for Implantable Hearing Devices. San Diego, CA: Plural Publishing Incorporated. – 2017-45p.

173. World Health Organization. Global estimates on prevalence of hearing loss. Geneva, Switzerland: World Health Organization. - 2018.
174. Wu W. Observation on the change of electrode impedance and THR/MCL values in 20 cases with Med-EL Combi 40+ cochlear implant/W.Wu, H. Jia, Y. Li, Z. Tang, Q. Huang, J. Yang, L. Mei, Z. Haung, H. Wu // Lin Chung Er Bi Yan Hou Tou Jing Wai Ke Za Zhi/2013.-Vol.27.-№22.- P.1238-1342.
175. Zadrozniak M. Impedance changes in cochlear implant users/ M.Zadrozniak M.Szymanski, H.Siwiec, T.Broda // Otolaryngol Pol. -2011.- Vol.65. -№3.- P.214-217.
176. Zarowski A. Prediction of Behavioral T/C Levels in Cochlear Implant Patients Based Upon Analysis of Electrode Impedances//A. Zarowski, A. Molisz, E. Cardinael, A. Vermeiren, T. Theunen, L. De Coninck, L. Theuwis, J. Siebert, F.E. Offeciers //J Am Acad Audiol.-2020.-Vol.31.-№9.-P.674-679.
177. Zuniga M.G. Tip fold-over in cochlear implantation: Case series/M.G.Zuniga // Otol Neurotol. - 2017.- Vol.38.-№2.- P.199–206.