

Министерство здравоохранения Российской Федерации
Российская медицинская академия последипломного образования

На правах рукописи

САРКИСОВА Элина Арамовна

**РАЗРАБОТКА ПОДХОДА К ПОВЫШЕНИЮ ЭФФЕКТИВНОСТИ
МЕТОДА ЭЛЕКТРОАКУСТИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ,
ОСНОВАННАЯ НА ОПРЕДЕЛЕНИИ РЕАЛЬНОГО УСИЛЕНИЯ**

14.00.04 – Болезни уха горла и носа

Диссертация

на соискание ученой степени кандидата медицинских наук

Научный руководитель:

доктор медицинских наук, профессор

Таварткиладзе Георгий Абелович

Москва – 2004 г.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

- АРУ – автоматическая регулировка усиления
- АСА – аналоговый слуховой аппарат
- Б/п – барабанная перепонка
- Верх. – верхний
- ВУ – вносимое усиление
- ВУЗД – реальный уровень звукового давления
- Дв. хр. гн. ср. отит – двусторонний хронический гнойный средний отит
- Доверит. интерв. – доверительный интервал
- Настр. прог. – настройка программы
- Нижн. – нижний
- ПСК – порог срабатывания компрессии
- РКРУ – различие в камере и реальном ухе
- РУ – реальное усиление
- СА – слуховой аппарат
- СО – стандартное отклонение
- Ср. арифм. – среднее арифметическое
- Субъект. настр. – субъективная настройка
- УЗД – уровень звукового давления
- ЦСА – цифровой слуховой аппарат
- ЦСП – цифровой сигнальный процессор
- ЦУ – целевое усиление

ОГЛАВЛЕНИЕ

	Стр.
ВВЕДЕНИЕ.....	5
ГЛАВА I. Обзор литературы.....	11
ГЛАВА II. Материал и методы исследования.....	36
2.1. Общая характеристика обследованных больных.....	36
2.2. Методы обследования больных.....	37
2.3. Методика измерения реального усиления.....	40
2.4. Методика выбора параметров электроакустической коррекции слуха, основанная на определении реального усиления	45
ГЛАВА III. Особенности реальных выходных характеристик слухового аппарата при электроакустической коррекции слуха взрослых с диагнозом сенсоневральная тугоухость.....	47
3.1. Характер изменения реального выходного уровня звукового давления слухового аппарата.....	47
3.2. Влияние статической податливости на выходные характеристики слухового аппарата.....	53
3.3. Роль компрессии в совокупном влиянии внешних факторов на реальный выходной уровень звукового давления слухового аппарата.....	56
3.4. Соотношение реального и целевого усиления слухового аппарата.....	60
3.5. Сравнительная оценка работы в реальном ухе программируемых СА с цифровым и аналоговым типом обработки сигнала.....	65
ГЛАВА IV. Особенности реальных выходных характеристик слухового аппарата при электроакустической коррекции слуха взрослых с патологией среднего уха	70

ГЛАВА V. Особенности реальных выходных характеристик слухового аппарата при электроакустической коррекции слуха детей с диагнозом сенсоневральная тугоухость	81
5.1. Общая характеристика детской популяции.....	81
5.2. Характер изменения реального выходного уровня звукового давления слухового аппарата.....	82
5.3. Влияние статической податливости на реальные характеристики слухового аппарата у детей.....	88
5.4. Соотношение вносимого и целевого усиления слухового аппарата.....	91
ГЛАВА VI. Значение метода определения реального усиления для оптимизации электроакустической коррекции слуха взрослых и детей.....	94
6.1. Оценка эффективности электроакустической коррекции слуха у взрослых с сенсоневральной тугоухостью.....	94
6.2. Оценка эффективности электроакустической коррекции слуха у детей с сенсоневральной тугоухостью.....	108
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	115
ВЫВОДЫ.....	123
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	126
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	127

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность исследования.

Последние годы сохраняется тенденция к росту числа больных, страдающих тугоухостью. Даже небольшие нарушения слуха и разборчивости восприятия речи ведут к ограничению социальной и профессиональной активности людей, росту эмоционального напряжения больного на производстве и в быту, быстрой утомляемости, что может способствовать развитию неврозов, особенно у лиц умственного труда. Не секрет, что для большинства больных, электроакустическая коррекция слуха остается единственным способом реабилитации. Своевременное и качественное слухопротезирование способствует сохранению социального положения больных.

По данным ВОЗ в 2002 г. в мире насчитывалось порядка 250 млн. человек с нарушениями слуха (учитывалось понижение слуха, превышающее 40 дБ на лучше слышащее ухо), что составляет 4,2 % от всей популяции Земного шара. Согласно данным ВОЗ в России насчитывалось более 13 млн. лиц с социально значимыми нарушениями слуха, в том числе детей и подростков – более 1 млн. [4].

Среди лиц, имеющих слуховые аппараты, значительная часть не пользуется ими из-за причин как психоэмоционального характера, так и вследствие некачественного их подбора. В настоящее время лишь около 20 % больных, пользующихся СА, удовлетворены результатами электроакустической коррекции, что, прежде всего, обусловлено отсутствием объективных критериев выбора адекватных параметров слухопротезирования [17]. Таким образом, одной из важных задач современной аудиологии остается повышение эффективности электроакустической коррекции слуха.

Зачастую выбор параметров электроакустической коррекции базируется на субъективной оценке при проведении психофизических тестов, или предусматривает перенос данных, определяемых при помощи калибровочных устройств в реальные условия, что не отражает истинной картины. При этом не учитываются анатомо-физиологические особенности пациента и степень влияния их на реальный выходной уровень слухового аппарата. В результате несоответствия требуемого и реального вносимого усиления слухового аппарата на определенных частотах появляются такие жалобы пациентов, как недостаточная разборчивость речи, неудовлетворительное качество звука, возникающие в результате недостатка или переизбытка усиления на тех или иных частотах, в результате чего, пациент отказывается от слухового аппарата. Полученные на сегодняшний день данные, позволяют утверждать, что определение адекватных параметров слухопротезирования возможно лишь при учете как анатомо-функциональных особенностей уха, так и эффектов системы звукопроводения слухового аппарата.

Усложнение конструкции современных высокотехнологичных СА и способов управления их работой, с одной стороны, позволяет «упростить» процесс выбора оптимального режима функционирования СА [24], с другой – выдвигает новые проблемы, требующие разработки объективных клинических методик, оптимизирующих эффективность электроакустической коррекции в каждом конкретном случае.

Проводимые с этой целью, исследования недостаточно освещают возможности функционирования высокотехнологичных программируемых СА в реальных условиях. В этой связи, для оценки параметров усиления СА с аналоговой и цифровой обработкой сигнала необходимо уточнить значение измерения усиленных сигналов непосредственно у барабанной перепонки, исследовать возможности настройки в реальном ухе

программируемых слуховых аппаратов со сложным комплексом алгоритма компрессии.

Данное исследование позволит глубже понять механизм реальной работы СА, влияние анатомо-физиологических особенностей пациента на выходные характеристики слухового аппарата, сократить продолжительность адекватного и корректного выбора режима функционирования СА и оградить, таким образом, пациента от нежелательных ощущений (недостаточная разборчивость речи, чувство дискомфорта), возникающих иногда при выборе режима, а также оценить важность и необходимость измерений в режиме реального времени, как этапа слухопротезирования.

Цель исследования:

Повышение эффективности электроакустической коррекции слуха у взрослых и детей.

Задачи исследования:

1. Отработать методику измерения реального усиления СА у детей и взрослых с использованием системы «ушной вкладыш - зонд».
2. Изучить возможности прогнозирования реального усиления программируемых аналоговых и цифровых СА измерением их частотного ответа в калибровочной камере.
3. Выявить факторы, влияющие на реализацию программы настройки программируемых аналоговых и цифровых СА и особенности влияния каждого компонента сложной системы «больной – ушной вкладыш – СА» на реальный выходной уровень звукового давления слухового аппарата.
4. Изучить характер соотношения реального и целевого усиления СА.
5. Провести сравнительный анализ реальной работы программируемых СА с аналоговой и цифровой обработкой звукового сигнала в реальных условиях.

6. Уточнить режим коррекции первичной настройки слухового аппарата методом определения реального усиления.
7. Установить возможности и преимущество настройки «in situ» для улучшения качества электроакустической коррекции слуха.

Объем исследований:

Проведено обследование 73 больных (50 взрослых и 23 детей) – 100 ушей, имеющих разнообразные формы и степень тугоухости и нуждающихся в электроакустической коррекции слуха.

Используемые методики:

Тональная пороговая и надпороговая аудиометрия, речевая аудиометрия, акустическая импедансометрия, регистрация коротколатентных слуховых вызванных потенциалов (КСВП), измерение реального усиления.

Научная новизна полученных результатов заключается в разработке нового подхода к повышению эффективности электроакустической коррекции программируемых СА со сложной системой обработки сигнала, основанного на измерении выходного уровня звукового давления СА у барабанной перепонки.

Получены новые данные о характере изменения реального ВУЗД под влиянием таких факторов, как индивидуальные особенности уха пациента, акустические свойства ушного вкладыша и электроакустические возможности различных моделей СА.

Впервые выявлена и подробно охарактеризована степень влияния жесткостных свойств барабанной перепонки на реальный выходной уровень звукового давления СА для взрослого и детского контингента больных с сенсоневральной тугоухостью.

Получены новые данные о характере влияния перфорации барабанной перепонки на результаты электроакустической коррекции слуха.

Раскрыты особенности влияния компрессии на реальные амплитудно-частотные характеристики СА.

Впервые при помощи метода определения реального усиления проведен детальный комплексный анализ реальной работы программируемых СА с аналоговой и цифровой обработкой звукового сигнала.

Проведена объективная оценка электроакустической коррекции слуха для детей и взрослых и оптимизирована тактика проведения коррекции первичной настройки СА.

Предложена оригинальная модель «ушной вкладыш-зонд» для повышения точности измерений «in situ».

Практическая значимость заключается в разработке и внедрении в практику объективных критериев выбора адекватных параметров электроакустической коррекции слуха у детей и взрослых и оптимизации тактики коррекции первичной настройки СА.

Положения, выносимые на защиту:

1. Прогнозирование реального усиления СА возможно лишь при учете анатомо-физиологических особенностей пациента, а также акустических особенностей индивидуального ушного вкладыша и особенностей алгоритма компрессии СА и не может быть обеспечено измерением амплитудно-частотных характеристик СА в условиях камеры объемом 2 см³.
2. Выбор «оптимального» режима функционирования программируемых СА не ограничивается настройкой на основе аудиологических данных пациента (как у взрослых, так и у детей) и требует коррекции амплитудно-частотных характеристик в каждом конкретном случае, которая должна производиться при помощи метода определения реального усиления.

Работа выполнена на базе кафедры оториноларингологии с курсом сурдологии отдела хирургии Российской медицинской академии последипломного образования Министерства здравоохранения Российской Федерации.

ГЛАВА I

ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

Начиная с пятидесятих годов прошлого века, несмотря на многочисленные исследования, направленные на повышение эффективности слухопротезирования, значительного успеха в решении этого вопроса достигнуто не было. Современным слуховым аппаратам присущ широкий спектр электроакустических параметров и функциональных возможностей, практически полностью перекрывающих требования к коррекции слуха при различных формах и степенях тугоухости. Однако до последнего времени электроакустические разработки значительно опережали теоретические исследования в области слухопротезирования, что не могло не сказаться на дальнейшем развитии проблемы. И действительно, несмотря на то, что технические возможности современных СА обеспечивают решение многих вопросов реабилитации, говорить о качественном скачке в развитии слухопротезирования не приходится.

Мировая статистика свидетельствует о том, что лишь менее 20% пациентов, пользующихся СА, полностью удовлетворены ими, даже несмотря на использование самых современных моделей. Причина столь низкого результата эффективности слухопротезирования носит множественный характер и до конца не ясна. Можно предположить, что она обусловлена как психологическими факторами, так и характеристиками системы усиления и характером их взаимодействия с той или иной формой патологии [18, 19, 151, 187, 175].

Оценка эффективности слухопротезирования является интегральной частью современной клинической аудиологии. Некоторые директивы слухопротезирования рассматривают усиление, основываясь на приятном

ощущении уровня усиленной речи, а не на значениях «желательного» реального усиления. Т.е. измерение вносимого усиления не является основной директивой непосредственной верификации слухопротезирования [141, 142]. Эта стратегия, впервые описанная Carhart (1946/b), все еще удовлетворяет некоторых исследователей, но уже подвергается обоснованной критике. Прежде всего, это обусловлено низкой информативностью и высоким статистическим разбросом данных, определенных при использовании моносиллабических слов и предложений, продолжительностью дискриминационных тестов и, наконец, отсутствием возможности описания требуемых характеристик электроакустической коррекции [25, 61, 73, 135]. Основанием для разработки новых, более эффективных и экономичных методов, основанных на отличающихся от традиционных принципах, послужили современные представления об дифракционных эффектах головы и ушной раковины, акустических эффектах наружного слухового прохода, а также влияния ушного вкладыша на спектр усиленных сигналов, подводимых к барабанной перепонке [19,134].

Как известно, открытый слуховой проход имеет эффект резонанса, выражающийся у взрослых в увеличении уровня звукового давления на 10-20 дБ на частоте 2.7 кГц (диапазон: 2.5 – 3.0 кГц) [67, 83, 160]. Следующий резонансный пик, но значительно меньший по амплитуде, возникает на частоте 4.5 кГц и является результатом влияния ушной раковины [179]. Важным фактором, влияющим на резонансные свойства наружного уха, по мнению ученых, является длина слухового прохода [89], которая возрастает от 12 мм при рождении до 25 мм у взрослых [160]. Клинические исследования позволили установить, что основная резонансная частота наружного уха является значительно большей при рождении и составляет около 6 кГц [37, 62, 99, 100]. Уменьшаясь с возрастом, она достигает

приблизительно 2932 Гц к концу первого года [188], а к двум годам – около 10-20 дБ на частоте 2.7 кГц [67, 83, 84, 75], оставаясь далее практически неизменной [111].

Измеренная трансформация звукового давления является как функцией геометрии наружного уха, так и реактивного сопротивления среднего уха и барабанной перепонки. Так, известно влияние перфорации барабанной перепонки на УЗД, измеренный в слуховом проходе. Исследования показали, что трансформация звукового давления при небольшой перфорации барабанной перепонки, не отличается от таковой при целой перепонке, в то время, как большой размер перфорационного отверстия создает бимодальную структуру частотной характеристики «свободного» уха [128].

Значения РКРУ для ушей с перфорацией барабанной перепонки в частотном диапазоне от 500 Гц до 1000 Гц на 8 дБ меньше, чем для ушей с сохранной перепонкой. Ни объем слухового прохода, ни размер перфорации перепонки не оказывают влияние на значения РКРУ [112]. Измерения ЧХСУ в ушном канале, сформированном в результате пластики слухового прохода при его атрезии, показали смещение основного резонансного пика в сторону более высокочастотной области, что объясняется изменением кривизны сформированного канала, определенной способностью пересаженной кожи вибрировать и абсорбировать звуки [156]. Исследования, проведенные на ушах после радикальной операции на сосцевидном отростке, указали на ослабление основного резонансного пика ЧХСУ и смещение его в оперируемых ушах в сторону низких частот. РКРУ в оперируемых ушах значительно меньше в области высоких частот. При этом межиндивидуальная вариабельность измерений РКРУ увеличивается на 2,6 дБ [113]. Изучение влияния низкого импеданса на трансформацию звука подробно описано в работах Robert De

Jonge (1996). Основные изменения ЧХСУ (около 6-7 дБ) были получены им в частотном диапазоне от 2 кГц до 3 кГц при давлении – 500 даПа. На других частотах изменения составили менее 3 дБ.

Gardner и Hawley (1992) смоделировали сужение слухового прохода и влияние этого сужения на УЗД в слуховом проходе. Полученные результаты показали, что УЗД уменьшается в частотном диапазоне от 2 до 4 кГц по мере уменьшения диаметра слухового прохода.

Введение ушного вкладыша в слуховой проход уменьшает его объем. В соответствии с исследованиями Bratt (1980), остаточный объем слухового прохода после введения в него индивидуального вкладыша составляет у взрослых около 1,26 см³ и 0,66 см³ – у детей. Подобное уменьшение объема наружного слухового прохода изменяет частотные характеристики «закрытого уха», перемещая резонансную частоту до 6 кГц у взрослых [192] и, тем самым, увеличивая звуковое давление. Чем меньше остаточный объем слухового прохода, тем больше УЗД. Увеличение УЗД при этом может варьировать от 0 дБ до 10 дБ в зависимости от частоты [189].

Установлено, что измерение выхода слухового аппарата в камере объемом 2 см³ не отражает влияния ряда факторов на работу слухового аппарата [104, 122]. Эти факторы включают акустику вкладыша, длину и геометрию слухового прохода, реактивное сопротивление барабанной перепонки и среднего уха, а также дифракционный эффект головы и ушной раковины пациента.

Krarup и Scott Nielsen (1965) были первыми, кто провел систематические исследования соотношения звукового давления, являющегося результатом работы слухового аппарата, измеренного в камере объемом 2 см³ и в ухе пациента с использованием ушного вкладыша. Несоответствие между результатами измерений особенно

велико у детей, прежде всего из-за меньшего объема слухового прохода [32, 69, 121, 188].

Клинически РКРУ используют для более точного индивидуального слухопротезирования взрослых и детей [125, 157, 159, 161]. Несмотря на преимущества использования метода измерения в реальном ухе, проведение этих измерений не всегда технически возможно, особенно у маленьких детей. В этом случае, определение коррекционного фактора, модифицирующего формулы расчета вносимого усиления, может быть использовано для оценки реального усиления слухового аппарата [49, 71, 82, 125, 159].

На значения РКРУ оказывает влияние не только объем слухового прохода, но и акустический импеданс барабанной перепонки и среднего уха, а также акустика вкладыша и степень герметизации слухового прохода ушным вкладышем, что обуславливает большую межиндивидуальную вариабельность значений РКРУ, независимо от возраста [32, 69, 85, 112, 113, 120, 188].

Таким образом, использование коррекционного фактора для оптимизации слухопротезирования не может в полной мере заменить метод измерения в реальном ухе. Результаты данных исследований свидетельствуют, что измерение частотных характеристик слухового аппарата в камере объемом 2 см^3 , остается стандартным методом (ANSI S3.22-1987) лишь для выявления несоответствия характеристик слухового аппарата заявлениям производителя [132, 135, 183, 192].

Таким образом, сегодня не вызывает сомнений, что выбор адекватных параметров слухопротезирования может быть обеспечен лишь при учете как анатомо-функциональных особенностей уха конкретного больного, так и эффектов, оказываемых на выходные характеристики системой звукопроводения аппарата. Исходя из этого, особое значение для

оценки системы усиленных сигналов приобретают исследования, основанные на измерении усиленных сигналов непосредственно у барабанной перепонки исследуемого [17, 22, 35].

В настоящее время предложено множество методов определения уровня звукового давления в слуховом проходе пациента, разработанных по физическим характеристикам слуховых аппаратов и реального уха. Разработаны программные средства для математического описания отдельных звеньев системы «слуховой аппарат – ухо», а также электронные аналоги [42, 78, 79, 80, 133]. Например, Studebaker и Cox (1977) использовали четырехмерный электронный аналог для изучения влияния вентиляльного отверстия, а Egolf (1977) – для математического моделирования уменьшения диаметра трубки, используемой при измерении в реальном ухе. Иными словами, наряду с повышением эффективности основным направлением сегодня является изыскание путей объективизации подбора параметров электроакустической коррекции [18].

Основным параметром классического слухопротезирования является выбор адекватных параметров электроакустического усиления, основанный на конфигурации тональной аудиограммы [5, 20, 47, 48, 136], не обеспечивающих, однако, информации о реальных акустических проявлениях [86]. Значительные успехи в этом направлении были достигнуты лишь после разработки и внедрения в практику измерительных систем, в основу которых положены замеры амплитудно-частотных характеристик слухового аппарата у барабанной перепонки исследуемого, осуществляемые при помощи измерительного микрофона.

С момента классических работ Wiener и Ross (1946), вносимое усиление измеряли, используя трубчатый зонд из пластика. Этот зонд был, в свою очередь, и микрофоном, введенным в слуховой проход через вентиляльное отверстие ушного вкладыша. Harford (1980) описал использование маленького электретного микрофона, который мог

располагаться между стенкой слухового прохода и ушным вкладышем. Метод использовался ограниченно, вследствие возникновения риска повреждения тканей слухового прохода, особенно при узком слуховом проходе [138].

Второй метод, более используемый на практике, был введен Lauridsen и Gunthersen (1981) на основе принципов Carlsson [53]. Модифицировав метод Wiener, Ross (1946), они разработали, соединенный с микрофоном зонд из мягкой силиконовой трубки, который ограничивал повреждение тканей слухового прохода. Метод использования гибкого зонда имеет то неудобство, что звуковая энергия, проходя сквозь стенку зонда, теряет часть энергии.

Эксперименты с использованием в первом случае миниатюрного электретного зонда, а во втором – гибкого зонда, показали полное соответствие этих двух методов для измерения УЗД в слуховом проходе [17, 136, 151]. Однако, преимущество последнего очевидно и связано, во-первых, с тем, что гибкий зонд оказывает меньшее влияние на звуковое поле и, во-вторых, установка зонда под контролем зрения обеспечивает оптимальную стандартизацию условий исследования. Таким образом, в настоящее время, когда созданы сверхминиатюрные микрофоны, в различных лабораториях мира используют два основных принципа – измерение при помощи измерительного микрофона, располагаемого в наружном слуховом проходе, и измерение УЗД при помощи гибкого зонда, подводимого к барабанной перепонке.

Сегодня, на основе использования гибкого измерительного зонда [106] производителями предложены системы, определяющие уровень звукового давления вблизи барабанной перепонки пациента. Эти системы отличаются своими функциями и удобством использования. Одни из них используют в качестве входящего стимула узкополосный сигнал (чистый тон, воющий тон или шум заданных параметров), например, система

Madsen IGO, другие – широкополосный стимул или широкополосный псевдослучайный шум (Acoustimed HA-2000, Frye 6500). Одни из них служат для клинического использования, другие – для научных исследований. Но одно важно, чтобы они обеспечивали достоверную точность измерений [130, 144, 145]. В основе всех систем лежит метод определения УЗД в слуховом проходе и, прежде всего: а) измерение характеристик слухового прохода «in situ»; б) измерение усиления слухового аппарата «in situ», т.е. разницы УЗД, производимого слуховым аппаратом и референтным УЗД (ANSI S3.35-1985); в) измерение вносимого усиления, т.е. разницы УЗД в определенной точке слухового прохода без слухового аппарата и с его использованием. [144, 145]. Измерение ВУ опирается на различные расчетные формулы ВУ, выбираемые по желанию исследователя. Большое количество таких систем и их относительная схожесть вызывает трудности в выборе последних для клинических исследований. Исследования, проведенные в этой области, показали высокую достоверность измерений системами от различных производителей. В частности, для различных измерительных систем в частотном диапазоне от 500 Гц до 2000 Гц были получены незначительные различия в пределах 4 дБ [63, 87, 122, 146, 151].

Звуковое поле, в котором выполняются измерения, стандартизовано ANSI и IEC стандартами (ANSI S3.22-1982 и IEC Standard 118-0, 1983 – для камеры, объемом 2 см^3 и ANSI S3.35-1985 и IEC Standard 118-8, 1983 – для манекена с микрофоном в симуляторе уха) и для него определены референтные условия. Измерение усиленного слуховым аппаратом звука в сравнении с не усиленным, т.е. референтным, определяет «вносимое усиление» слухового аппарата. Референтные условия определяют метод тестирования или «выравнивания звукового поля». Позиция референтного микрофона может влиять на УЗД, измеренный у барабанной перепонки, увеличивая его на 9,5 дБ и больше в частотном диапазоне от 1200 Гц до

2000 Гц [70], и на 4-9 дБ в частотном диапазоне от 1500 Гц до 5000 Гц [72]. Основные варианты позиции референтного микрофона, определенные IEC 118-0 и ANSI – S3.22 (ANSI Standard S3.22-1982, IEC Standard 118-0, 1983), следующие: 1) *метод замещения* – тестовый микрофон замещает референтный, используемый для измерения свободного звукового поля, в той же точке звукового поля. Он позволяет учитывать и дифракцию головы и тела пациента, и индивидуальные особенности каждого из двух слуховых проходов [119]; 2) *метод сравнения* – измерение, при котором тестовый и референтный микрофоны расположены одновременно в эквивалентных точках звукового поля, т.е. в обоих слуховых проходах. Данный метод предполагает полную симметричность правой и левой сторон головы; 3) *метод давления* – входной УЗД контролируется референтным микрофоном в точке, близкой к входу в слуховой проход, в котором расположен тестовый микрофон, таким образом, не учитывается дифракционный эффект головы [119, 143]; 4) *ипсилатеральный метод сравнения* – не стандартизованный вариант метода сравнения, с той разницей, что тестовый и «фиктивный» референтный микрофон расположены в одном слуховом проходе, предполагая, что оба уха исследуемого идентичны.

Использование того или иного метода может рассматриваться для каждой конкретной системы измерения [129].

Эти методы были первоначально выполнены, используя в качестве входящего тестового звука, синусоидальный сигнал определенной частоты. Однако применение этого сигнала требует наличия тестовой комнаты, свободной от шума и реверберации. В клинической практике измерений в реальном ухе выполнить все эти условия невозможно, т.к. каждое помещение имеет свой уровень реверберации и окружающего шума. В связи с этим в качестве тестового сигнала используют частотно-модулированный (воющий) тон [64, 127], узкополосный или

широкополосный шум [148], т.е. сигналы, ослабляющие артефакты, вызванные стоячими волнами [143]. Существует мнение, что широкополосный шум имеет преимущество в качестве тестового сигнала при измерении *in situ* в виду того, что он наиболее полно представляет характеристики сигналов окружающего мира. Однако, использование широкополосного шума в качестве тестового сигнала имеет тот недостаток, что область распространения его охватывает весь частотный спектр. Это делает его более чувствительным к ослабляющему эффекту окружающего шума по сравнению с чистым или частотно-модулируемым тоном и узкополосным шумом [148].

Для клинического выполнения метода измерения в реальном ухе точность, с которой измеряющий зонд будет располагаться в слуховом проходе, имеет решающее значение. Правильное расположение зонда в слуховом проходе – важное условие для измерений в реальном ухе. Основа в понимании потенциальных ошибок, зависящих от положения зонда в слуховом проходе, лежит в понимании структуры «стоячих волн», порождаемых отражением звука от барабанной перепонки [67]. Для каждой из частот максимальное давление будет возникать у барабанной перепонки, а минимальное – на расстоянии $\frac{1}{4}$ длины волны определенной частоты. Таким образом, в этой точке слухового прохода УЗД будет меньше, чем в других [169, 170]. В ранних работах [67, 80, 136], величина «отношения стоячей волны» как функции частоты была определена аналитически для стандартного симулятора уха (ANSI S3.25 1979). Измерения, сделанные в открытом ухе на антропометрическом манекене «КЕМАР», указали на значительные изменения УЗД, возникающие при удалении зонда на 15 мм от барабанной перепонки. В закрытом ухе расстояние, вызывающее подобные изменения УЗД, было определено в 10 мм. Результаты были получены, используя компьютерно-интеративный подход, а затем измененный эмпирически в симуляторе закрытого уха,

используя модель «вкладыш-зонд» [79]. Позже, клинические исследования Sullivan (1988) подтвердили теоретические данные и определили это значение в 14.7 мм.

Gerling и Engman (1991) сравнили УЗД в слуховом проходе, полученный при 4 различных положениях измеряющего зонда, и показали, что конец области «стоячих волн» определен на расстоянии 12.75 мм от барабанной перепонки. Storey и Dillon (2001) провели исследование, определяющее точность установки зонда в слуховом проходе, и получили минимум УЗД на расстоянии 14.1 мм от уровня барабанной перепонки при частоте тестируемого сигнала 6 кГц. Таким образом, внутри слухового прохода, открытого или закрытого ушным вкладышем, измеренный УЗД будет изменяться в соответствии с расстоянием до барабанной перепонки [13, 67, 80].

Для измерений вносимого усиления наиболее важно, чтобы положение зонда не менялось в условиях открытого и закрытого уха, и было бы не более 4-5 мм от конца вкладыша [67]. Точное определение места минимального давления и его абсолютной величины связано и с определенным импедансом барабанной перепонки. С увеличением сопротивления область минимального давления будет смещаться в сторону барабанной перепонки и наоборот [78, 80, 185]. В целом, изменения УЗД, возникающие лишь по причине измененного импеданса барабанной перепонки, проявляются в частотном диапазоне от 2.1 кГц до 3.8 кГц и имеют максимальную амплитуду 6.5 дБ [67, 80].

В литературе достаточно полно представлены данные о влиянии ошибок на результаты измерения в реальном ухе. Причинами ошибок при измерении в реальном ухе могут служить изменение положения громкоговорителя и движения головы пациента во время теста. Возникающие отклонения затрагивают частоты выше 1000 Гц [91,177].

Таким образом, процедура измерения вносимого усиления невозможна без измерения вариабельности измерений, контролирующей их качество. Примеры измерения вариабельности, имеющиеся в литературе, учитывают движения зонда и глубину его введения, эффект «сжатия» зонда, положение громкоговорителя, уровень входящего сигнала, установку АРУ, звуковые условия тестового помещения [32, 67, 83, 87, 152]. Результаты измерений достоверности показали, что, в среднем, в частотном диапазоне от 250 Гц до 4000 Гц более 80% повторных измерений отличались от первичных на ± 3 дБ [180]. Внутрииндивидуальная вариабельность измерения ЧХСУ составила менее 1 дБ в частотном диапазоне 250-4000 Гц. Межиндивидуальная вариабельность была больше, около 7 дБ, на частотах 250-500 Гц, увеличиваясь до 15-20 дБ на частотах 2100 Гц – 4800 Гц [181].

Для выполнения клинических измерений вносимого усиления большинство исследователей использовали зонд, вставленный в вентиляльное отверстие ушного вкладыша. Т.к. только около половины ушных вкладышей, используемых в клиническом слухопротезировании, были с вентиляльным отверстием, или слуховой проход был достаточно узким, чтобы сделать в нем вентиляльное отверстие, расположение зонда в слуховом проходе явилось одной из проблем измерений в реальном ухе. Как описано ранее [138], измерение звука у барабанной перепонки для частот выше 1 кГц не зависит от того, является ли вентиляльное отверстие ушного вкладыша открытым или закрытым [85]. Т. е., для более высоких частот, звуковое давление, измеренное зондом, вставленным в вентиляльное отверстие вкладыша, будет идентичным таковому при измерении УЗД с использованием вкладыша с открытым вентиляльным отверстием. В ранних статьях Smith (1981) описал метод, когда зонд располагался между вкладышем и стенкой слухового прохода. Используя этот метод, можно ожидать изменение частотных характеристик, если учесть сгибание и

сжатие зонда. Однако, проведенные на 11 пациентах исследования, подтвердили полное соответствие УЗД, полученное этими двумя способами на частотах выше 500 Гц [136].

Gilman, Dirks и Stern в 1981, Gilman и Dirks в 1984 году предложили использовать в качестве интегральной части измеряющей системы систему «вкладыш-зонд», обеспечивающую наибольшую точность измерений. Измеряющий зонд был вставлен в вентиляное отверстие вкладыша и смоделирован таким образом, чтобы обеспечить высокий акустический импеданс и низкую аттенюацию.

Определение функционального усиления является одним из способов определения необходимого усиления слухового аппарата, как разницы в порогах слышимости при использовании слухового аппарата и без него [135]. Использование для этой цели частотно-модулируемых тонов и узкополосного шума в частотном диапазоне от 250 до 6000 Гц позволяет получить значения, специфичные для отдельных частот [49]. Эти измерения служат для проверки соответствия электроакустических параметров предписывающей формуле или целевому усилению [179]. Электроакустический аналог функционального усиления – вносимое усиление – определяется как разница в уровнях звукового давления у барабанной перепонки до- и после включения слухового аппарата [30]. Методы предварительного выбора частотных характеристик слухового аппарата опираются на прогнозирующую формулу расчета вносимого усиления. В течение ряда последних лет с успехом используются методики расчета необходимых электроакустических характеристик и, в частности, усиления и выхода слухового аппарата, основанные на результатах различных психоакустических тестов, таких как определение порогов слышимости, порогов комфорта и дискомфорта, а также – на

использовании правила «полуусиления» [65, 109, 110, 123, 177] и «выравнивания громкости» [45, 49, 51, 52, 56, 126, 158].

При определении параметров электроакустической коррекции используются различные подходы. Особое значение придается выбору параметров акустического усиления, которое, по мнению большинства авторов, не должно превышать 50-60% от величины потери слуха [1, 6].

Любая методика, используемая при выборе параметров электроакустической коррекции, должна обеспечивать адекватное усиление окружающих звуков и, особенно, речи до комфортного уровня [45, 46, 47, 155]. Для достижения этой цели слуховой аппарат должен иметь амплитудно-частотные характеристики, которые могли бы наиболее полно скомпенсировать снижение слуха, являющееся результатом той или иной патологии [20, 23, 45, 92]. Последние 25 лет имеют место важные исследования в области расчета необходимого усиления слухового аппарата для пациентов со сниженным слухом. Увеличивается количество формул расчета, в том числе и для цифровых слуховых аппаратов, совершенствуются уже существующие [45]. Расхождение в рассчитанных параметрах, определенных при использовании различных методов у одного и того же больного, и является основной причиной отсутствия единого мнения о преимуществах той или иной формулы расчета, а также их специфичности [54].

Основные различия между усилением слухового аппарата, измеренным в камере объемом 2 см^3 , и реальным вносимым усилением подробно изложены в работе Dalsgaard (1976). Он объяснил это тем, что: 1) находящийся в слуховом проходе вкладыш, изменяет нормальный резонанс слухового прохода пациента; 2) акустический импеданс объема между ушным вкладышем и барабанной перепонкой не является эквивалентом импеданса калибровочной камеры; 3) отсутствие идеальной

герметизации слухового прохода в реальных условиях изменяет амплитудно-частотные характеристики особенно на низких частотах; 4) имеют место дифракционные эффекты головы. Естественная потеря усиления, обусловленная данными факторами, наблюдается в частотном диапазоне между 2 кГц и 4 кГц [60, 106, 135, 154].

Для измерения частотных характеристик слухового аппарата в камере объемом 2 см^3 (ANSI S3.22– 1987) были выбраны условия средних размеров звуководной трубки – диаметр 3 мм и длина 18 мм [184]. Изменение длины и диаметра звуководной трубки приводит к изменению УЗД у барабанной перепонки [9, 12, 114, 115, 188]. Так, возрастание длины трубки приведет к возрастанию низкочастотного усиления, а при уменьшении длины, соответственно, возрастает высокочастотное усиление. Более широкий диаметр звуководной трубки даст большее усиление на высоких частотах. Таким образом, выбор трубки играет существенную роль при выборе усиления в том или ином частотном диапазоне [93, 94, 95, 96, 109, 114, 184]. Эти выводы приемлемы и для внутриушных (ITE) слуховых аппаратов [147].

Тип вкладыша может ограничивать и максимально возможное значение вносимого усиления слухового аппарата, а именно, больший вкладыш не гарантирует большее максимально возможное значение вносимого усиления слухового аппарата. Так, в закрытом протезировании, вкладыши типа «shell», «canal», «skeleton» обеспечивали большее значение максимально возможного вносимого усиления, чем «стандартный» вкладыш (в среднем на 4-6 дБ). Для открытого протезирования большее значение максимально возможного вносимого усиления обеспечивал менее вентилируемый ушной вкладыш [101]. Знания о влиянии ушного вкладыша на вносимое усиление слухового аппарата привели к появлению новых конструкций ушных вкладышей. Например, для достижения

необходимого усиления в высокочастотной области, путем модификации ушного вкладыша, большинство исследователей описывают звуководную трубку вкладыша с возрастающим к ее концу диаметром [34, 94, 109]. Для пациентов с глубокой потерей слуха, когда возможности слухового аппарата ограничены, имеют значение вкладыши, обеспечивающие максимально возможное реальное усиление, не доводя до возникновения «обратной связи».

Кроме того, «в реальном ухе» различные модели слуховых аппаратов обеспечивают различное вносимое усиление. Эта разница значений вносимого усиления не была отмечена при измерении в калибровочной камере [14, 82, 105, 149].

Фактически всегда выбор слухового аппарата сопряжен с той или иной степенью вентилирования слухового прохода [133]. Lybarger (1979), измеряя в камере, объемом 2 см³, влияние вентиляного отверстия на УЗД, сделал заключение, что УЗД в низкочастотной области тем меньше, чем больше диаметр вентиляного отверстия. Максимальное ослабление УЗД наблюдается при открытом протезировании [184]. Kuk (1994) сообщил, что изменение диаметра вентиляного отверстия может изменить характеристику реального уха в низкочастотной области на 1–6 дБ. Для частот выше 1000 Гц диаметр вентиляного отверстия значения не имеет [136, 138]. Основной закономерностью при увеличении диаметра вентиляного отверстия является перемещение резонансной частоты в более высокочастотную область. Ширина полосы частот, регулируемая изменением диаметра входного отверстия вентиляного канала составляет около 200 Гц [2].

Таким образом, влияние вентиляного отверстия на вносимое усиление проявляется в следующем: 1) вентиляное отверстие позволяет ослабить усиление в низкочастотной области [138, 85]. Например,

вкладыш с параллельным вентиляльным отверстием, диаметром 2 мм, ослабляет усиление в частотном диапазоне от 0.75 кГц до 1 кГц на 8 дБ [116]; 2) дает возможность не усиленным сигналам «войти» в слуховой проход. Это в большей степени касается высоких частот и в меньшей – низких [85]; 3) объем вентиляльного отверстия в комбинации с полостью слухового прохода создает, ассоциированную с «ветом», резонансную частоту в пределах 250 Гц – 1000 Гц, на которой обеспечивается большее усиление, чем в отсутствии вентиляльного отверстия; 4) вентиляльное отверстие ослабляет эффект окклюзии. Следовательно, качество звучания воспринимаемых звуков и собственного голоса пациентов улучшается [116, 103].

Для выравнивания давления в слуховом проходе без видимых изменений УЗД Lybarger (1979) указывает вентиляльное отверстие диаметром 0.64 мм, Valente и соавт. (1996) – диаметром 0.06-0.8 мм. Однако использование вентиляльного отверстия или открытого протезирования ограничено, т.к. риск возникновения обратной связи ограничивает максимально возможное реальное усиление слухового аппарата [103] и возрастает с увеличением диаметра «вента» [184]. Часто не хватает необходимого пространства, чтобы сделать параллельное вентиляльное отверстие. В таких случаях используют вкладыш с, так называемым, акустическим горном [137, 139]. На практике усиление, достигаемое с помощью акустического горна, составляет 25-28 дБ [2].

В современных системах, предназначенных для определения вносимого усиления и подбора адекватных параметров электроакустической коррекции, предусматривается учет резонаторных свойств наружного слухового прохода и акустических свойств вкладыша, что имеет существенное практическое значение [2, 7, 11].

По мнению многих исследователей функциональное усиление равно вносимому усилению [122, 192]. Это мотивируется тем, что при обеих методиках определяющее значение приобретает уровень звукового давления в наружном слуховом проходе. Однако связь между функциональным и вносимым усилением не должна рассматриваться столь однозначно. Надо иметь в виду, что вносимое усиление не отражает реальной информации, усиление, определяемое психофизически, отражает активацию всей слуховой системы. В основе возможных различий в параметрах функционального и вносимого усиления, прежде всего, лежат объем наружного слухового прохода и жесткостные свойства барабанной перепонки и звукопроводящей системы среднего уха [17, 55, 67, 80, 166]. При повышении жесткости или мобильности системы среднего уха у больных с сенсоневральной тугоухостью звуковое давление, развиваемое в наружном слуховом проходе, в меньшей степени передается через звукопроводящую систему и, соответственно, в меньшей степени воспринимается больным. Иными словами, при небольших и высоких значениях статической податливости для достижения уровня функционального усиления необходимо увеличение среднего усиления СА.

Существенное значение имеют данные, полученные при определении связи между параметрами усиления и объемом наружного слухового прохода. Рассчитанные уравнения регрессии свидетельствуют о том, что уровень звукового давления, развиваемый в наружном слуховом проходе, обратно пропорционален объему слухового прохода плюс эквивалентный объем барабанной перепонки, т.е. при большем объеме необходимо введение дополнительного усиления, в то время, как при малом объеме – уменьшение усиления.

Расчет уравнений регрессии (для каждой используемой частоты) позволил уточнить характер зависимости между анализируемыми

переменными и обеспечил определение коррекционного фактора, модифицирующего формулы расчета вносимого усиления [17, 49, 182]. Многие исследователи [63, 81, 122] утверждают, что небольшие различия, возникающие между функциональным и вносимым усилением, являются результатом ошибок измерения или наличием внутреннего шума слухового аппарата [91, 31].

Dillon и Murray в 1987 году отметили в своих исследованиях, что различия между функциональным и вносимым усилением определяются в случае, когда слуховой аппарат усиливает звук на частотах, имеющих порог, близкий к нормальному. Т.е. эффект маскировки этих частот определяет приоритет функционального усиления. В своих работах исследователи [63, 117, 122, 150] определили три обстоятельства, влияющие на несоответствие функционального усиления вносимому: 1) слуховой аппарат с большим усилением, имеющий относительно низкий максимальный выходной уровень; 2) некоторые типы слуховых аппаратов с нелинейным усилением; 3) пациенты с большой потерей слуха.

Определение функционального усиления достаточно популярно, однако имеет ряд недостатков [83]. Во-первых, измерение функционального усиления – достаточно трудоемкий процесс, требующий большого количества времени. Во-вторых, значение усиления получены на дискретных частотах без учета связи между ними; не учитываются встречающиеся в частотной характеристике слухового аппарата интермодуляционные искажения, влияющие на разборчивость речи в слуховом аппарате [43]. В третьих, если потеря слуха имеет круто-нисходящий характер, а ширина тестового сигнала недостаточно узка, порог может быть определен неверно, т.е. не исключена переоценка функционального усиления [140]. В четвертых, если потеря слуха небольшая, определение порога слышимости может быть затруднено.

Тогда исследователь опирается на порог слуха в наушниках, что само по себе неверно. В пятых, при небольшой потере слуха, порог слышимости в слуховом аппарате может быть маскирован внутренним шумом самого аппарата или шумом тестового помещения [150].

Результатом недооценки реального усиления слухового аппарата является «хороший» слух, т.е. потеря слуха, не превышающая 30 дБ [117]. И, наконец, что наиболее важно, измерение функционального усиления – тест психологический и зависит от участия пациента в исследовании, т.е. от состояния его психического и физического здоровья [22, 57]. Иными словами, измерению функционального усиления присуща большая вариабельность, достигающаяся у отдельных индивидуумов 15 дБ [122, 183], в то время, как достоверный интервал для измерений в реальном ухе приблизительно 3 дБ [180, 181, 183].

Альтернативным методом, рекомендуемым некоторыми авторами для оценки слухопротезирования, является метод определения разницы порога акустического рефлекса без слухового аппарата и с использованием такового [150]. Большинство основных клинических проверочных тестов, содержащих измерение усиленной речи, сосредотачиваются на измерении разборчивости речи в различных тестовых условиях [3, 8, 58, 140].

Хорошо известно несоответствие между измерением функционального усиления и усилением, измеренным в камере объемом 2 см³ [122, 135, 192]. Так, усиление, измеренное в камере объемом 2 см³, больше функционального усиления в частотном диапазоне от 2 кГц до 5 кГц. Например, на частоте 3 кГц среднее значение разницы достигает 9,8 дБ, на частоте 4 кГц – 12.2 дБ [122]. Эти различия вызваны той же причиной, что и различия между измерением в реальном ухе и в калибровочной камере, т.е. эффектом акустики наружного уха,

дифракционным эффектом головы и ушной раковины пациента и акустикой вкладыша.

Усовершенствование измерений частотных характеристик слухового аппарата в «закрытом ухе» стало возможным с появлением симулятора уха [193], который учитывает геометрию слухового прохода и импеданс барабанной перепонки. Появление антропометрического манекена KEMAR (Knowles Electronics Manikin for Acoustic Research) позволило еще более расширить возможности изучения влияния различных факторов на реальные частотные характеристики слухового аппарата [42]. Результаты, полученные в KEMAR с симулятором уха учитывают дифракции головы и тела пациента.

Таким образом, измерения, сделанные в KEMAR и симуляторе уха (ANSI S3.25-1979) позволяют определить среднее значение реального усиления точнее, чем многие психологические тесты [192]. Измерение функционального усиления, по мнению одних авторов, наиболее соответствует измерению в симуляторе уха [192]. По мнению других, функциональное усиление недооценивает измерение в симуляторе уха [192]. Измерения, сделанные в реальном ухе отличаются от измерений в симуляторе уха, в основном, на частотах выше 4 кГц (на -10 -15 дБ) [192]. Измерения РКРУ для реального уха отличается от такового для KEMAR на 4 дБ и более в частотном диапазоне от 500 Гц до 4000 Гц [71]. Объясняется это различием между индивидуальным ушным вкладышем и сферическим адаптером, используемым для измерений в симуляторе уха.

Слухопротезирование у детей с различными формами тугоухости является одной из самых сложных и мало разработанных проблем клинической аудиологии и во многом отличается от электроакустической коррекции у взрослых. Принципиальное ее отличие заключается в том, что обеспечение слабослышащих детей соответствующим усилением важно

для развития их речи и языка. Как правило, требуется длительное наблюдение за ребенком, чтобы оценить качество протезирования. До сих пор мало известно о желаемом усилении слухового аппарата в детском слухопротезировании. Однако хорошо известно, что дети более требовательны к разборчивости речи, чем взрослые. Важно, чтобы усиленная речь была достаточно внятной, с минимальными искажениями, вызванными системой «клиппирования» усилителя, в то время, как громкие звуки не были бы излишне громкими, вызывающими ощущение дискомфорта [2, 7, 10, 11].

В настоящее время мнение исследователей относительно электроакустических требований к слухопротезированию у детей разделились. Одни утверждают, что существующие для взрослых формулы расчета усиления СА, применимы и для детей [46]. Другие – придерживаются мнения, что вносимое усиление СА для детей должно отличаться от усиления СА взрослых, потерявших слух с возрастом, в связи с тем, что целью усиления у детей служит развитие речи [159, 168]. Nelson и соавт. (1988), измерив УЗД в слуховом проходе детей и взрослых и сравнив его с УЗД в симуляторе уха и камере объемом 2 см^3 , получили различные значения РУКР у взрослых и детей от 3 до 15 лет.

Основываясь на измерении резонансной частоты слухового прохода и результатах оценки длины слухового прохода, сделанной Bernstein и Kruger в 1986 году, Kruger в 1987 году, Kruger и Ruben в 1987 году у детей до 3 лет жизни, они сделали вывод, что наибольшие изменения длины (объема) слухового прохода встречаются у детей до 2 лет. Таким образом, РКРУ у маленьких детей больше, чем у взрослых и более старших детей, и уменьшается по мере увеличения длины слухового прохода (рост ребенка) [32].

Большие значения РКРУ наблюдаются в основном в частотном диапазоне от 1 кГц до 3 кГц и не превышают 7 дБ [69]. Кроме того, РКРУ у

детей имеет большую внутрииндивидуальную вариабельность, чем у взрослых [188], но не превышает более чем на 5 дБ среднее значение РКРУ [161]. Имеются литературные данные о том, что у детей гораздо больше риск «переусиления» слухового аппарата, чем у взрослых, в связи с тем, что УЗД в слуховом проходе детей больше, чем в слуховом проходе взрослого пациента из-за меньшего объема слухового прохода ребенка [69, 89, 167]. Например, если максимальный УЗД, измеренный в камере объемом 2 см^3 , равен 130 дБ, то измеренный в слуховом проходе ребенка ($0,5 \text{ см}^3$), он достигает 140 дБ [40].

Независимо от степени потери слуха среднее значение вносимого усиления у детей на 7 дБ выше, чем у взрослых [163]. Более того, рассчитано, что для детей измеренное вносимое усиление равно половине величины потери слуха, иными словами, для расчета вносимого усиления у детей применимо правило полуусиления [108].

В 1995 году Snik и Stollman проверили это предположение, сравнив его с другим методом – DSL I/O, и получили полное соответствие обоих предписывающих методов. Основываясь на этом принципе, многие клиницисты ограничивают максимальный выход СА у маленьких детей, чтобы избежать переусиления, которое может привести к еще большему ослаблению слуха ребенка [153] и служить причиной отказа от ношения СА вследствие возникающего ощущения дискомфорта [172]. Установка же максимального выхода меньше, чем того требует оптимальное усиление, может ослабить уровень чувствительности к разговорной речи, а также вызвать искажение сигналов у детей со средней и глубокой потерей слуха в связи с тем, что комбинация высокого усиления и небольшой выходной мощности слухового аппарата приводит к достижению им уровня насыщения, чем и вызывается искажение усиленных сигналов.

Это также относится и к слуховым аппаратам с нелинейным усилением. Ослабление нормальной амплитуды флюктуации речи может ухудшить процесс ее восприятия [38, 72]. Стандартное измерение максимального выхода слухового аппарата в камере, объемом 2 см³, не является идеальным, из-за имеющихся больших индивидуальных различиях между измерением в камере и в реальном ухе даже для взрослых [135, 60, 106]. Поэтому, для выбора SSPL – 90 взрослых и детей необходимо измерение уровня дискомфорта *in situ* [83, 88, 172].

Усложнение конструкции современных высокотехнологичных СА и появление возможности управления их работой, с одной стороны, позволяет «упростить» процесс выбора оптимального режима функционирования СА [24], с другой – выдвигает проблемы, требующие разработки новых объективных клинических подходов, оптимизирующих эффективность электроакустической коррекции слуха в каждом конкретном случае.

Таким образом, необходимость выбора адекватных параметров электроакустической коррекции в каждом конкретном случае, которые могли бы обеспечить приближение слухового восприятия при различных формах тугоухости к нормальному, физиологическому, служит основанием для использования метода измерения вносимого усиления в клинической практике. Измерение вносимого усиления открывает новые пути для быстрой и эффективной верификации результатов слухопротезирования, делающие использование предварительных методов логическим шагом в процессе слухопротезирования. Иными словами, основным направлением современного слухопротезирования является изыскание путей объективизации подбора параметров электроакустической коррекции, каковым и является измерение в реальном ухе. Измерения в реальном ухе являются оптимальным и обеспечивающим оценку интенсивности звука, поступающего из

слухового аппарата [63, 151] и гарантирующим соответствие реального коэффициента усиления слухового аппарата предписанной цели [176].

ГЛАВА II

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Общая характеристика обследованных больных.

Всего обследовано 73 пациента (100 ушей), из них 50 взрослых в возрасте от 16 до 75 лет (22 женщины, 28 мужчин), и 23 ребенка в возрасте от 4-х до 15 лет (рис. 2.1).

Среди взрослых 43 пациента (56 ушей) были с сенсоневральной тугоухостью и 7 (10 ушей) – с кондуктивной. Все дети (23 ребенка – 34 уха) имели диагноз – сенсоневральная тугоухость (рис. 2. 2.) .

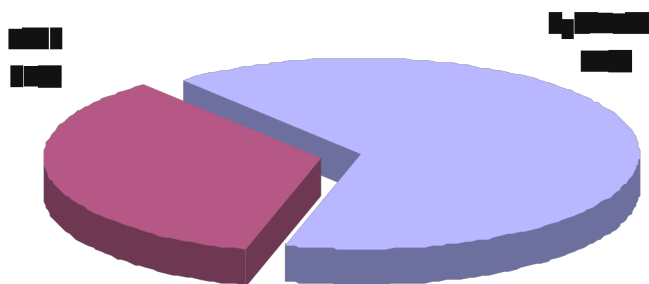


Рис. 2.1. Возраст обследованных больных.

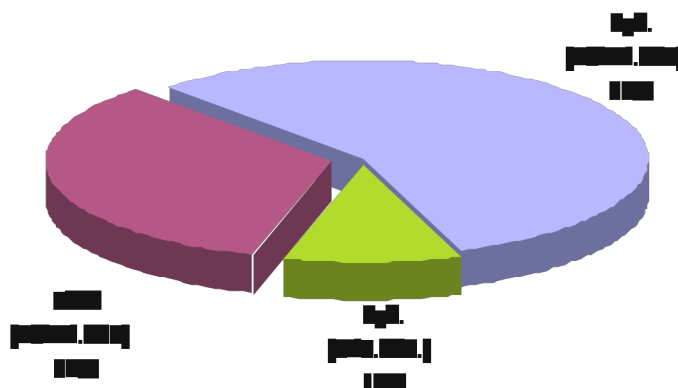


Рис. 2.2. Форма патологии обследованных больных.

16 взрослых пациентов были протезированы бинаурально, 34 – монаурально. В детской популяции 10 пациентов были протезированы

бинаурально, 14 – моноурально. Таким образом, суммарное количество выполненных исследований составило 100 ушей.

Для определения состояния слуховой функции, уточнения степени и формы тугоухости, а также для исключения ретрокохlearной патологии всем исследуемым проводилось тщательное отоларингологическое и аудиологическое обследование: субъективная (тональная и речевая) и объективная (регистрация коротколатентных вызванных потенциалов – КСВП) аудиометрия, акустическая импедансометрия, регистрация отоакустической эмиссии. Изучен анамнез, проведены консультации отоневролога, сурдопедагога и других специалистов по мере необходимости.

Основными показаниями для электроакустической коррекции слуха считали:

1. Двустороннюю тугоухость.
2. Одностороннюю тугоухость и глухоту в другом ухе.

2.2. Методы обследования больных.

2.2.1. Тональная и речевая аудиометрия.

Тональную пороговую аудиометрию, а также определение порогов комфорта и дискомфорта, проводили на аудиометре «ОВ – 822» (Madsen Electronics, Дания) по стандартной методике. У детей младшего возраста тональную игровую аудиометрию проводили с использованием приставки «Vera – 103» (Madsen Electronics, Дания).

Состояние слуховой функции оценивали согласно Международной классификации тугоухости.

Степень тугоухости	Пороги слуха
I степень	26 – 40 дБ
II степень	41 – 45 дБ
III степень	56 – 70 дБ
IV степень	71 – 90 дБ
Глухота	> 91 дБ

Речевую аудиометрию проводили по стандартной методике на аудиометре «ОВ-822» с речевой приставкой фирмы «Madsen Electronics» (Дания). При этом использовали «Таблицы сбалансированных слов для речевой аудиометрии в клинической практике» Г.И. Гринберга и Л.Р. Зиндера. Также исследовали разборчивость «живой речи» в тишине.

2.2.2. Объективная аудиометрия.

Регистрацию КСВП выполняли у детей младшего возраста по стандартной методике с помощью клинического усреднителя «Traveler», Bio-Logic (США). В качестве стимула использовали широкополосные акустические щелчки, предъявляемые с частотой следования 21 в секунду. Звуковосприятие оценивали по пороговым и амплитудно-временным характеристикам V пика КСВП. За порог регистрации принимали наименьшую интенсивность стимула (дБ УЗД), при которой визуализировался V пик. Исследование проводили в состоянии естественного сна ребенка.

2.2.3. Регистрация отоакустической эмиссии.

Регистрацию ОАЭ проводили по показаниям с использованием системы для регистрации отоакустической эмиссии ILO 88/92, Otodynamics LTD (Великобритания). Учитывали результаты задержанной вызванной ОАЭ, а также ОАЭ на частоте продукта искажения. Информацию о функционировании рецепторного аппарата улитки рассматривали в сопоставлении с данными тональной пороговой или игровой аудиометрии, КСВП.

2.2.4. Методика акустической импедансометрии.

Акустическую импедансометрию проводили при помощи акустического импедансометра Zodiac 901 («Madsen Electronics», Дания). Изучали динамические характеристики акустического импеданса (при изменении давления в наружном слуховом проходе от + 200 до – 300 мм водн. ст.). Акустическую рефлексометрию проводили с использованием частот зондирующего тона 226 Гц и 660 Гц.

При тимпанометрии в качестве объективных величин, характеризующих состояние звукопроводения, учитывали статическую податливость барабанной перепонки (акустическую проводимость в мл объема) и давление в барабанной полости (в мм водн.ст.). Рефлексометрию при регистрации ипси - и контралатерального акустического рефлекса стремной мышцы проводили при стимуляции чистыми тонами (0,5; 1; 2 и 4 кГц). Использовали длительность стимуляции 1, 5, 10 с. Интенсивность стимуляции изменяли шагом в 5 дБ (при определении порога – шагом в 1 дБ). В качестве основных параметров интерпретировали наличие рефлекса, амплитуду рефлекса, распад рефлекса.

2.3. Методика измерения реального усиления.

Измерение уровня звукового давления (УЗД) у барабанной перепонки проводили на установке для измерений в реальном ухе «IGO-NAT – 1500» (Madsen Electronics, Дания), снабженной зондом, диаметром 1,3 мм, длиной 35 мм (рис. 2.3.).



Рис. 2.3. Система для измерения реального усиления «IGO – NAT 1500».

Измерения проводили в клинических условиях, в связи с чем, в качестве тестового стимула использовался частотно-модулируемый (воющий) синусоидальный тон. Интенсивность предъявляемого стимула составляла 60–70 дБ (уровень средней разговорной речи). Точность уровня стимула соответствовала 2 дБ, количество точек измерения – 12 на октаву, нижний предел используемого частотного диапазона – 125 Гц, верхний – 8 кГц. Громкоговоритель устанавливали на расстоянии 1 м от исследуемого при азимуте 0°. В качестве метода выравнивания звукового поля использовали метод замещения (ANSI S3.35-1985).

Измерения в реальном ухе требуют тщательности калибровки помещения и зонда, точности установки зонда в наружном слуховом проходе. В противном случае, возможны ошибки измерений в виде дополнительного вносимого усиления на частотах 200 – 400 Гц и недостаточного усиления на частотах 2 кГц – 4 кГц [188]. В связи, с чем калибровку помещения и зонда производили в соответствии с правилами калибровки, т.е. перед каждым исследованием (рис. 2.4. – А).

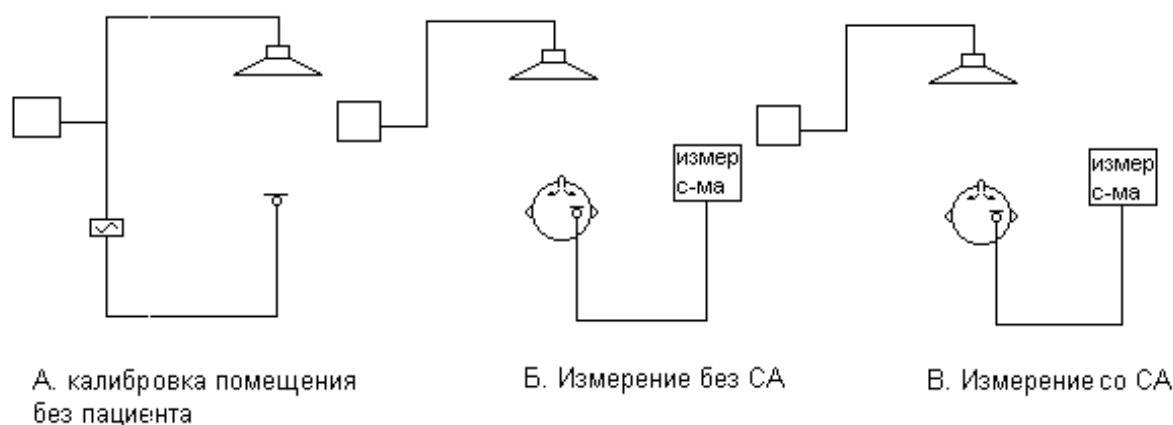


Рис. 2.4. Метод замещения, используемый для выравнивания звукового поля.

Измерение резонанса наружного уха – первый этап в серии измерений (рис. 2.4. – Б). При этом зонд был установлен на расстоянии не более 2-4 мм от барабанной перепонки, где УЗД – наименьший.

Результаты влияния расстояния от конца зонда до барабанной перепонки в «открытом» ухе представлены на рис. 2.5. (клинический эксперимент).

Как видно из рис 2.5., максимальный УЗД был определен при измерении у барабанной перепонки, что соответствует данным литературы. Уменьшение УЗД наблюдается при положении зонда на

расстоянии 5-6 мм, и составило около 1-2 дБ на частотах от 2 до 5 кГц и около 4 дБ на частотах выше 8 кГц. Достоверное уменьшение УЗД определялось при положении зонда на расстоянии 10 мм и составили около 2 дБ на 2кГц, 2,5 дБ - на 4 кГц, 4 дБ - на 5 кГц, 8 дБ - на 8 кГц ($p < 0,5$).

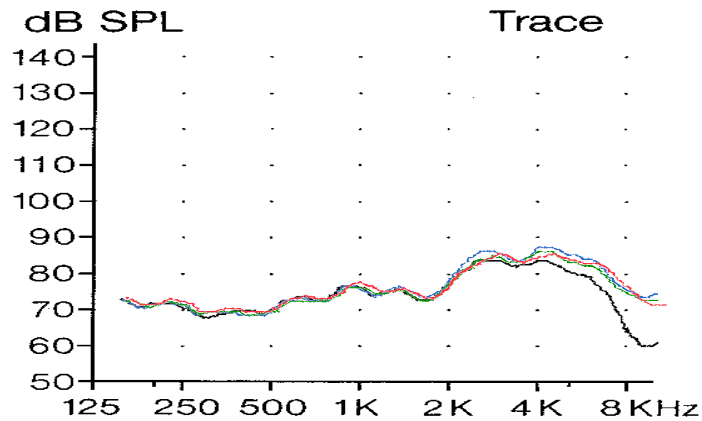


Рис. 2.5. Зависимость УЗД от положения зонда в «открытом» ухе.

(Синяя линия – положение конца зонда у барабанной перепонки, красная – 2-3 мм от барабанной перепонки, зеленая – 5-6 мм от барабанной перепонки, черная – 10 мм от барабанной перепонки).

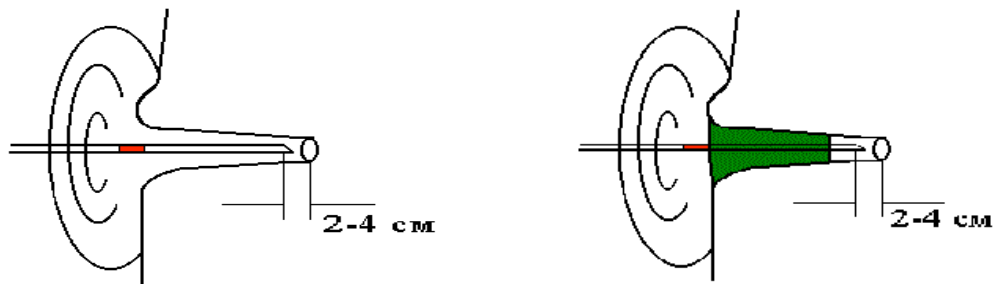
Расстояние до уровня барабанной перепонки определяли измерением слепка наружного слухового прохода. В качестве ушного вкладыша, obtурирующего слуховой проход, при измерениях вносимого усиления использовали модель индивидуального ушного вкладыша, изготовленную из слепочной массы, со вставленным в нее измерительным зондом (рис. 2.6.). При этом учтено наличие вентиляционного отверстия или свободного прилегания вкладыша, при этом наличие обратной связи исключалось.

Расстояние до барабанной перепонки в случае «закрытого» уха соответствовало таковому при измерении в «открытом» ухе и составляло

минимум 5 мм от конца вкладыша. Глубину введения зонда отмечали маркером (рис. 2.7.).



Рис. 2.6. Система «ушной вкладыш – зонд» для измерения в реальном ухе.



А

Б

Рис. 2.7. Схема расположения зонда в «открытом» (А) и в «закрытом» ушным вкладышем (Б) слуховом проходе.

Результаты влияния расстояния от конца зонда до барабанной перепонки на вносимое усиление СА представлены на рис. 2.8. (клинический эксперимент).

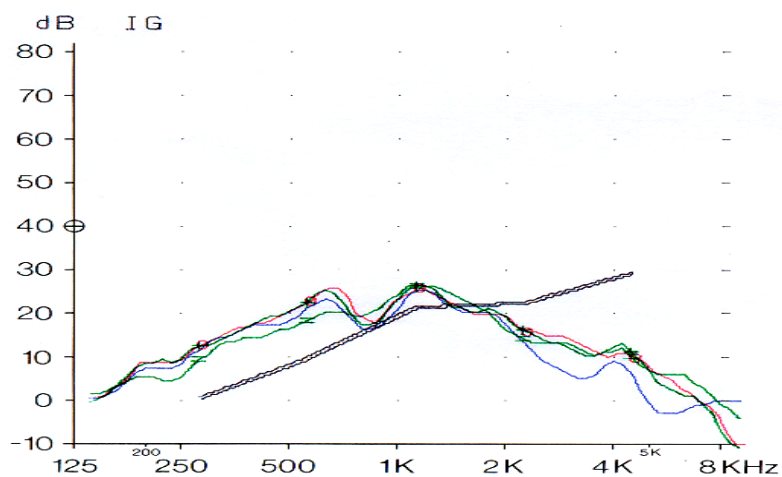


Рис. 2.8. Зависимость вносимого усиления СА от положения зонда в «закрытом» слуховом проходе. (Красная линия – положение конца зонда у барабанной перепонки, зеленая (+) – 2-3 мм от барабанной перепонки, зеленая (=) – 5-6 мм от барабанной перепонки, синяя – 10 мм от барабанной перепонки).

Основные различия были выявлены при удалении зонда более чем на 10 мм от барабанной перепонки и составили на 4 кГц около 2 дБ, 5 кГц - 3 дБ, 8 кГц и выше - 8 дБ ($p < 0,5$). При положении зонда на расстоянии 5-6 мм от барабанной перепонки уменьшение УЗД составило около 1 дБ на частотах 4-5 кГц, и 2 дБ - на 8 кГц и выше.

Измерения в «закрытом» ухе включали:

1. Измерение уровня звукового давления, создаваемого в слуховом проходе включенным слуховым аппаратом (рис.2.4. – В). При этом громкость отрегулирована до комфортного уровня.
2. Измерение реального вносимого усиления, как разницы между УЗД в «закрытом» ухе с включенным СА и в «открытом» ухе без СА (вычисляется автоматически).

Анализ результатов измерений включал оценку соответствия реального усиления целевому, рассчитанному в соответствии с выбранной формулой. Для расчета целевого усиления использовались данные аудиологического исследования. Целевое усиление рассчитывали с использованием формул NAL-R, NAL-RP, NAL-NL 1, DSL I/O в каждом конкретном случае с помощью компьютерной системы анализа (программа CONNEXX 3.4 (версия 3.4), 4.1 (версия 4.2), 4.3 (версия 4.3) для условий «речь в тишине»). Кроме того, для оптимального функционирования сложного механизма компрессии СА при расчете целевого усиления учитывалась степень адаптации пациента к СА.

2.4. Методика выбора параметров электроакустической коррекции слуха, основанная на определении реального усиления.

При проведении электроакустической коррекции слуха использовали следующие модели программируемых аналоговых и цифровых слуховых аппаратов: «Swing S1+», «Swing S2+», «Swing S2P+», «Swing S3+», «Music», «Music-D», «Prisma», «Prisma P», «Signia S» «Signia», «Triano». Все представленные модели СА – торговой марки «Siemens» (Германия). Модель СА выбирали в соответствии с аудиологическими данными пациента.

Программная настройка СА осуществлялась при помощи компьютерной системы анализа (программа CONNEXX 3.4 (версия 3.4), 4.1 (версия 4.2), 4.3 (версия 4.3) для условий «речь в тишине») при условии измерения его частотного ответа в камере объемом 2 см^3 (ANSI-1987). Кривую частотного ответа СА при уровне входящего сигнала 65 дБ – использовали для расчета РКРУ. РКРУ было получено вычитанием значений ВУЗД, измеренных в камере объемом 2 см^3 от таковых, измеренных в реальном ухе.

Таким образом оценивали влияние ряда факторов (акустику вкладыша, длину и геометрию слухового прохода, реактивное сопротивление барабанной перепонки и среднего уха, а также дифракционный эффект головы и ушной раковины пациента) на частотный ответ СА.

Для статистической обработки данных использовали компьютерную программу «Statistica for Windows». Для статистического анализа – непараметрический метод.

Эффективность электроакустической коррекции оценивали, основываясь на данных речевой аудиометрии в свободном звуковом поле, которую проводили по общепринятой методике, а также исследовании разборчивости «живой речи» в тишине. Стандартный протокол исследования включал:

1. Порог распознавания речи (дБ).
2. Восприятие речи без СА (записанной на пленке или «живой» речи) в процентном соотношении.
3. Восприятие речи со СА при интенсивности 65 дБ (записанной на пленке или «живой» речи) в процентном соотношении.

В случае необходимости производили коррекцию первичной настройки СА. Для этого пациенты были разделены на две группы. Первой (контрольной) группе коррекцию первичной настройки проводили без анализа реального усиления, на основе субъективных ощущений пациентов. Для коррекции настройки слухового аппарата у пациентов второй группы использовали метод «in situ».

Измерение реального усиления явилось этапом электроакустической коррекции слуха у детей и взрослых пациентов с различной степенью сенсоневральной и кондуктивной потери слуха.

ГЛАВА III

ОСОБЕННОСТИ РЕАЛЬНЫХ ВЫХОДНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК СЛУХОВОГО АППАРАТА ПРИ ЭЛЕКТРОАКУСТИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ СЛУХА У ВЗРОСЛЫХ С ДИАГНОЗОМ СЕНСОНЕВРАЛЬНАЯ ТУГОУХОСТЬ.

3.1. Характер изменения реального выходного уровня звукового давления слухового аппарата.

В выборе электроакустических характеристик СА аудиологи опираются на предписывающие формулы расчета вносимого усиления, т.к. NAL – R [46], DSL – I/O [56] и др., обычно используемые для начальной оценки требуемого усиления, основанные на аудиометрических данных и позволяющих сделать разговорную речь комфортабельно громкой. Компьютерные системы модифицируют формулы расчета в соответствии со средними анатомо-физиологическими данными пациента (объем слухового прохода, особенности резонанса наружного слухового прохода) с целью определить требуемые электроакустические характеристики, опираясь на измерения их в камере объемом 2 см³ (ANSI S.22-1987).

Мы провели исследование по выявлению возможности прогнозирования реального усиления программируемых аналоговых и цифровых СА измерением их частотного ответа в калибровочной камере и выявлению факторов, влияющих на реализацию программы настройки данных СА.

Исследовано 43 взрослых пациента (56 ушей) обоего пола (19 - женщин, 24 – мужчин) в возрасте от 16 до 75 лет с различной степенью сенсоневральной потери слуха. 12 пациентов были протезированы

бинаурально, 31 – моноаурально. Характер распределения популяции представлен на рис. 3.1.

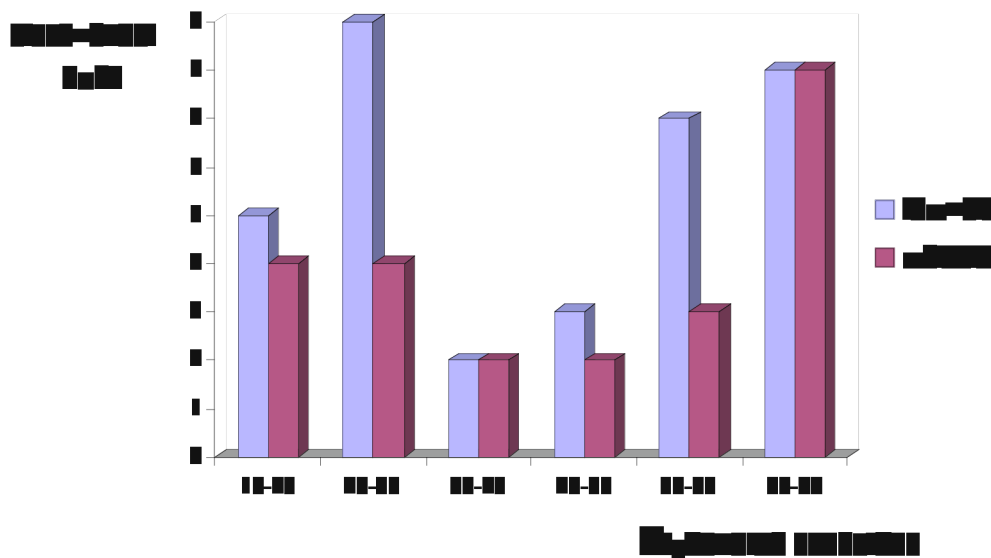


Рис. 3.1. Распределение случаев сенсоневральной потери слуха в соответствии с возрастом и полом больного.

На первом этапе в серии экспериментов проводили сравнение частотного ответа слухового аппарата, генерируемого в камере объемом 2 см³, с реальным, измеренным у барабанной перепонки.

Пример результата работы одного и того же СА (настройка программы CONNEXX (версия 3.4.) – «речь в тишине») в калибровочной камере и в реальном ухе представлен на рис. 3.2. В каждом конкретном случае значения УЗД, создаваемого СА у барабанной перепонки и в камере объемом 2 см³, заметно отличались друг от друга. Степень этих отличий в каждом конкретном случае не была одинакова, т.е. данные измерения были подвержены межиндивидуальной изменчивости. Причиной, вызывающей проявление подобной вариабельности, как известно, являются несколько факторов, включающих акустику вкладыша, длину и геометрию слухового

прохода, реактивное сопротивление барабанной перепонки и среднего уха, а также дифракционный эффект головы и ушной раковины пациента.

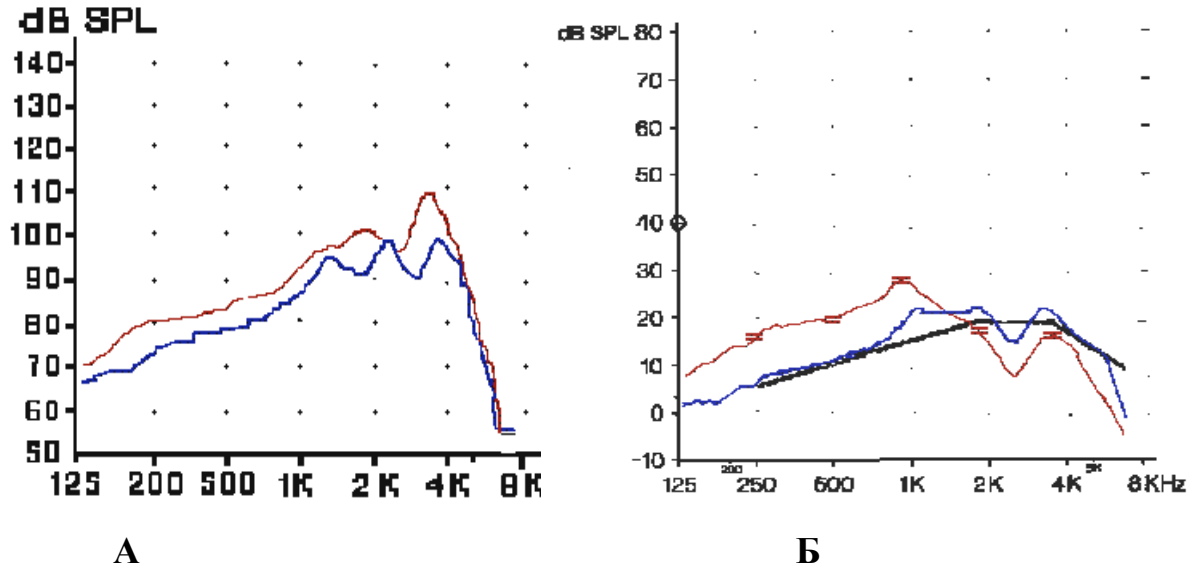


Рис. 3.2. А – УЗД, развиваемый СА в камере объемом 2 см^3 (синяя линия) и в реальном ухе (красная линия). Б – вносимое усиление, определяемое при измерении в камере объемом 2 см^3 (синяя линия) и в реальном ухе (красная линия). (СА Swing S1+, больная Д.).

Оценить степень влияния данных факторов на спектр акустических сигналов, подводимых к барабанной перепонке, позволяет расчет РКРУ – математической разницы значений, полученных путем измерения частотного ответа в камере объемом 2 см^3 и в реальном ухе.

Анализ генеральной совокупности данных РКРУ показал неравномерность (асимметричность) распределения значений. Итоги анализа представлены в Таблице 1.

Из данных, приведенных в таблице, следует, что изменение реального УЗД – есть результат совокупного влияния известных факторов. И особенности влияния каждого из них не могут рассматриваться строго изолированно. В дальнейшем, при изучении особенностей влияния

конкретного фактора мы должны помнить, что изучаем лишь долю влияния того или иного фактора.

Таблица 1

характеристики вариационного ряда (РКРУ)

частота (Гц)	ср. арифм. \pm стандартное отклонение (дБ)	ср. арифм. \pm 95%-ный доверит. интервал. (дБ)	минимум- нижн.квартиль- медиана- верх.квартиль- максимум (дБ)
250	$0 \pm 5,7$	$0 \pm 1,5$	-15-(-5)-(-1)-4-10
500	$1 \pm 4,7$	$1 \pm 1,2$	-12-(-2)-1-4-9
1К	$-1 \pm 6,5$	$-1 \pm 1,7$	-16-(-2)-1-4-16
2К	$-1 \pm 7,1$	$-1 \pm 1,8$	-20-(-5)-1-5-12
4К	$-6 \pm 7,1$	$-6 \pm 1,9$	-22-(-9)-(-6)-0-10
6К	$0 \pm 8,0$	$0 \pm 2,1$	-16-(-6)-0-4-21

Рис. 3.3. характеризует динамику изменения средних значений РКРУ в зависимости от степени тугоухости. Негативные значения РКРУ свидетельствуют о том, что реальный УЗД меньше измеренного в калибровочной камере. Как показал анализ полученных данных, наибольшие негативные значения РКРУ имеют место при больших потерях слуха (4-я степень тугоухости, глухота), что может быть результатом дополнительного влияния компрессии на выходные характеристики СА большей мощности, о чем подробно будет изложено ниже.

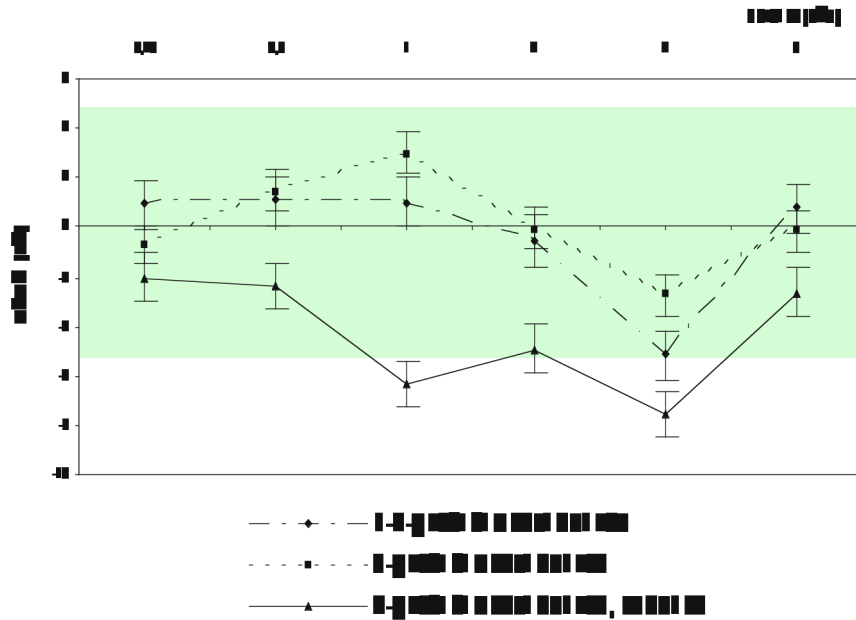


Рис. 3.3. Зависимость РКРУ от степени тугоухости.

По нашим данным, в среднем, УЗД, создаваемый СА в калибровочной камере, не отличается от реального УЗД на низких частотах (рис. 3.4.).

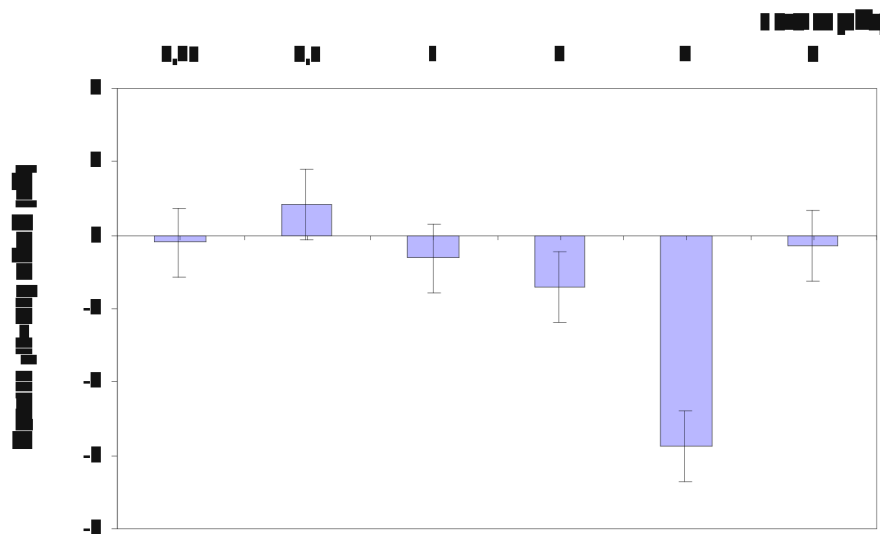


Рис. 3.4. Зависимость средних значений РКРУ от частоты входящего сигнала.

С увеличением частоты входного сигнала значения РКРУ уменьшаются, достигая -6 дБ ($\pm 2,0$ дБ) на частоте 4 кГц.

На рис. 3.5. представлена зависимость величины стандартного отклонения от частоты входного сигнала и степени тугоухости. Величина СО оценивает межиндивидуальную вариабельность значений РКРУ.

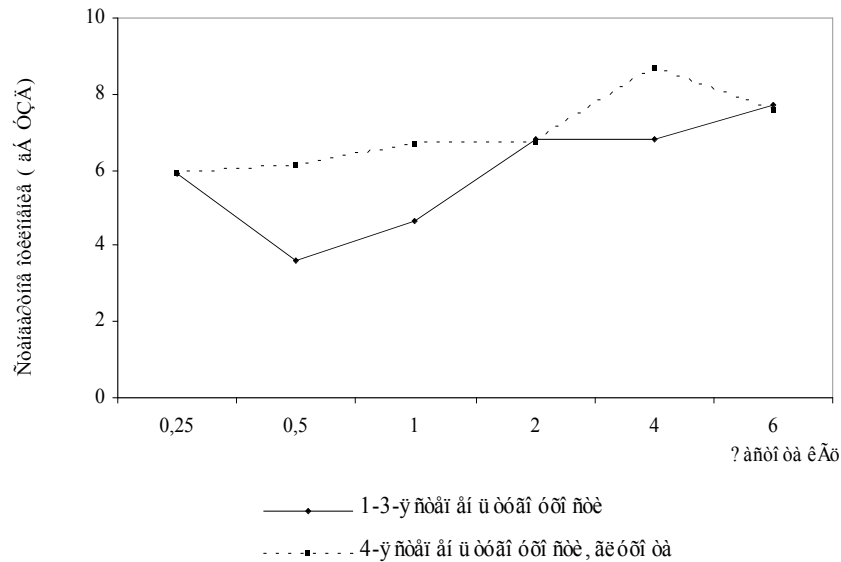


Рис. 3.5. Стандартное отклонение (дБ) в зависимости от степени тугоухости.

Как показывает график, большее значение межиндивидуальная вариабельность имеет место на частотах выше 2 кГц и при глубоких потерях слуха (4-я степень тугоухости, глухота). Возрастание вариабельности на высоких частотах соответствует данным, полученным другими авторами [70], и может быть вызвано уменьшением длины волны звука с возрастанием частоты, результатом чего является большее влияние стоячих волн на измерения зондом, произведенные в точке, удаленной от барабанной перепонки. Функционирование СА большой мощности (узкий динамический диапазон) предполагает выбор режима работы компрессии, создающий оптимальные условия для «комфортного» восприятия звука

пользователем СА. Это происходит за счет ослабления реального усиления СА (см. рис. 3.11.). Степень этого ослабления различна для различных моделей СА и вариантов аудиометрической кривой и создает предпосылки для возрастания значений СО [14, 82].

Таким образом, небольшие значения РКРУ, полученные при измерении выходных характеристик «оптимально» запрограммированных СА для слабых потерь слуха (1-2-я степень тугоухости), могли бы говорить о предсказуемости реального УЗД измерением его частотного ответа в калибровочной камере (потеря реального усиления на высоких частотах составила менее 5 дБ). Однако, межиндивидуальная вариабельность значений РКРУ, характеризуемая величиной СО, не позволяет использовать данные измерений частотного ответа СА в калибровочной камере для прогнозирования реальной работы СА в каждом конкретном случае.

Следующим шагом в серии экспериментов было выявление степени влияния отдельных известных факторов на выходные характеристики слухового аппарата.

3.2. Влияние статической податливости на выходные характеристики слухового аппарата.

Для уточнения характера зависимости между средними значениями РКРУ и статической податливостью барабанной перепонки для каждой исследуемой частоты был использован расчет уравнений линейной регрессии с учетом 95 %-ого доверительного интервала. С этой целью пациенты были разделены на 2 группы. Первую группу составили пациенты с нормальным значением статической податливости (колебания в пределах 0,29-2,5 мл), вторую – с небольшим значением статической податливости (менее 0,28 мл).

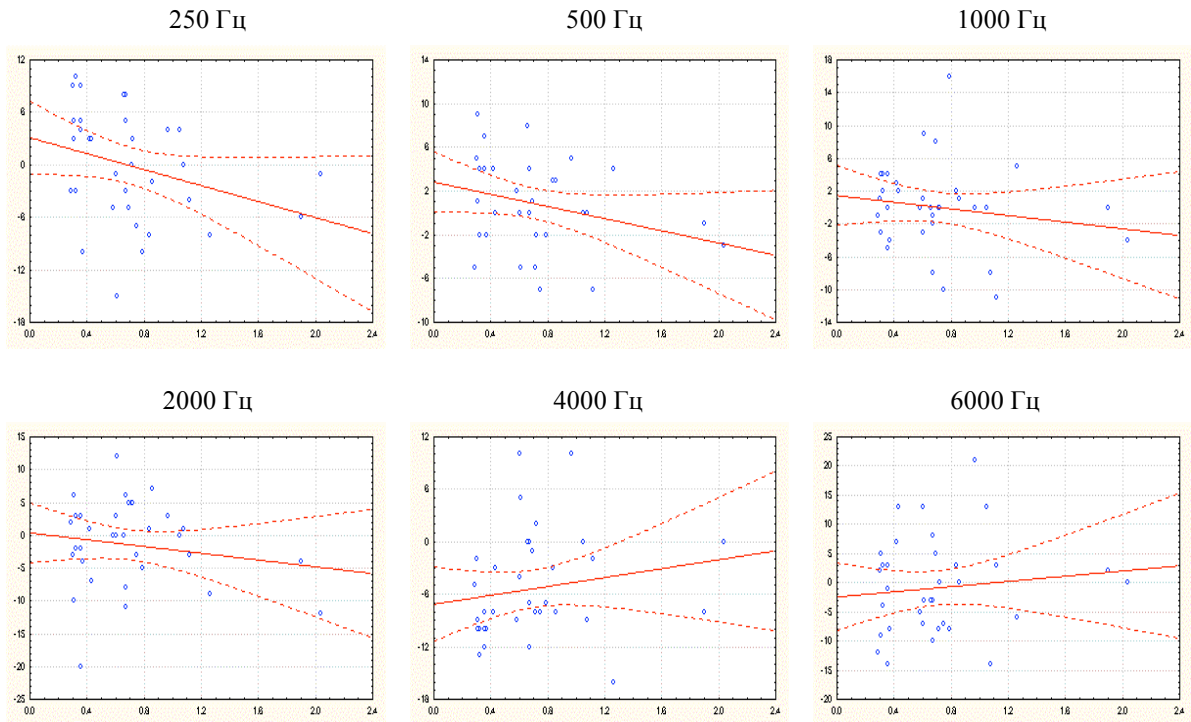


Рис. 3.6. Линии регрессии и соответствующая 95%-ная область доверительного интервала (статическая податливость 0,28-2,5 мл.)

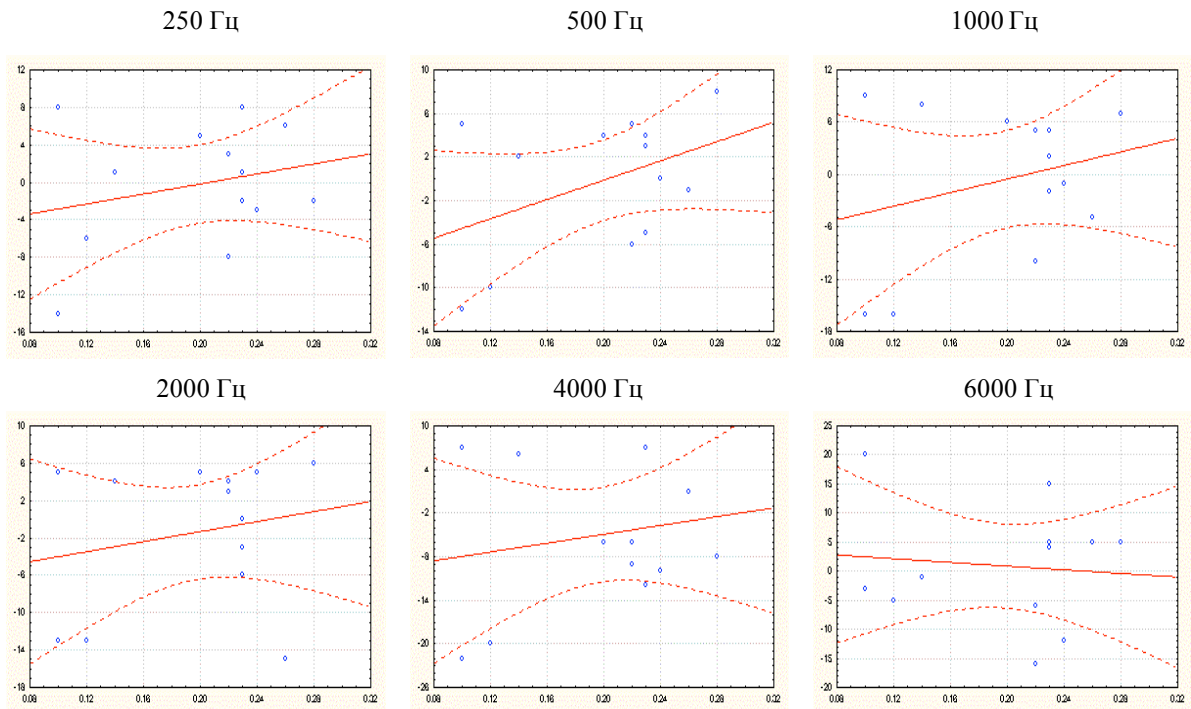


Рис. 3.7. Линии регрессии и соответствующая 95%-ная область доверительного интервала (статическая податливость меньше 0,28 мл.)

Результаты регрессионного анализа в виде регрессионной зависимости между значениями РКРУ и статической податливости барабанной перепонки представлены на рис. 3.6. и 3.7.

Для оценки степени связи признаков использовали выборочный коэффициент ранговой корреляции Спирмена. Проверка гипотезы о значимости показала различный уровень значимости для каждой частоты.

Таблица 2 суммирует уровень значимости корреляционной зависимости для каждой из двух групп.

Таблица 2

значения уровня значимости (p) корреляционной зависимости

частоты (Гц)	значения p (0,05- уровень)	
	1-я группа (SC = 0,29-2,5 мл)	2-я группа (SC менее 0,28 мл)
250	0,02	0,69
500	0,05	0,39
1К	0,35	0,95
2К	0,69	0,75
4К	0,09	0,71
6К	0,55	0,67

Очевидно, что существует значительная вариабельность достоверности регрессионной зависимости как внутри, так и между группами. Наиболее достоверная корреляционная зависимость была получена на низких частотах (250 и 500 Гц).

Данные, полученные при сравнительном изучении зависимости реального УЗД, создаваемого СА у барабанной перепонки, и

тимпанометрических данных, позволили вывести следующие уравнения регрессии для средних значений РКРУ (Y) в дБ УЗД как функции статической податливости (X) в мл объема на достоверных частотах: 250 Гц: $Y=3,104-4,568x$; 500 Гц: $Y=2,818-2,783x$. Эти уравнения показывают, что значения РКРУ уменьшаются на каждые 0,1 мл статической податливости в среднем на 0,5 дБ на частоте 250 Гц; на 0,3 дБ на частоте 500 Гц. Однако необходимо помнить, что отсутствие непосредственной корреляции двух переменных необязательно означает отсутствие взаимосвязи между ними. Т.е. отсутствие непосредственной корреляции между средними значениями РКРУ и статической податливостью барабанной перепонки для других частот не означает отсутствие причинно-следственной связи, вероятно, эта связь значительно сложнее.

Таким образом, рассчитанные уравнения регрессии подтверждают вывод о том, что у больных с сенсоневральной тугоухостью уровень звукового давления, развиваемый в наружном слуховом проходе, пропорционален усилению жесткостных свойств барабанной перепонки, т.е. с уменьшением жесткости или мобильности системы среднего уха уменьшается реальный ВУЗД на низких частотах (до 500 Гц). Однако доля этих изменений (при колебании нормальных значений статической податливости барабанной перепонки) для влияния на результаты электроакустической коррекции минимальна.

3.3. Роль компрессии в совокупном влиянии внешних факторов на реальный выходной уровень звукового давления слухового аппарата.

Большинство предписывающих методов для установки усиления и частотных характеристик не вполне соответствуют настройке СА с нелинейным усилением в связи с тем, что не могут в полной мере оценить уровневую обработку сигнала. Разработанные методы (DSL I/O,

NAL-NL1) обеспечивают более полной информацией о том, как СА будет функционировать в реальной обстановке. Оценить возможности нелинейного усиления СА некоторые авторы предлагают измерение трех уровней входящего сигнала – 40-50 дБ (тихие звуки), 60-70 дБ (средняя разговорная речь), 85-90 дБ (громкие звуки) [183]. Однако предложенный метод не отражает реальной работы сложного механизма сигнального процессора СА [33].

С целью изучения реальной работы компрессии при уровне средней разговорной речи (65 дБ) и влияния ее на значения РКРУ в наших исследованиях мы сравнивали частотный ответ СА, работающего в режиме линейного усиления (ПСК выше уровня тестового сигнала), с работой СА в режиме нелинейного усиления (ПСК ниже уровня тестового сигнала). Пример результата влияния компрессии на вносимое усиление СА представлен на рис. 3.8. (ЦСА) и 3.9. (АСА).

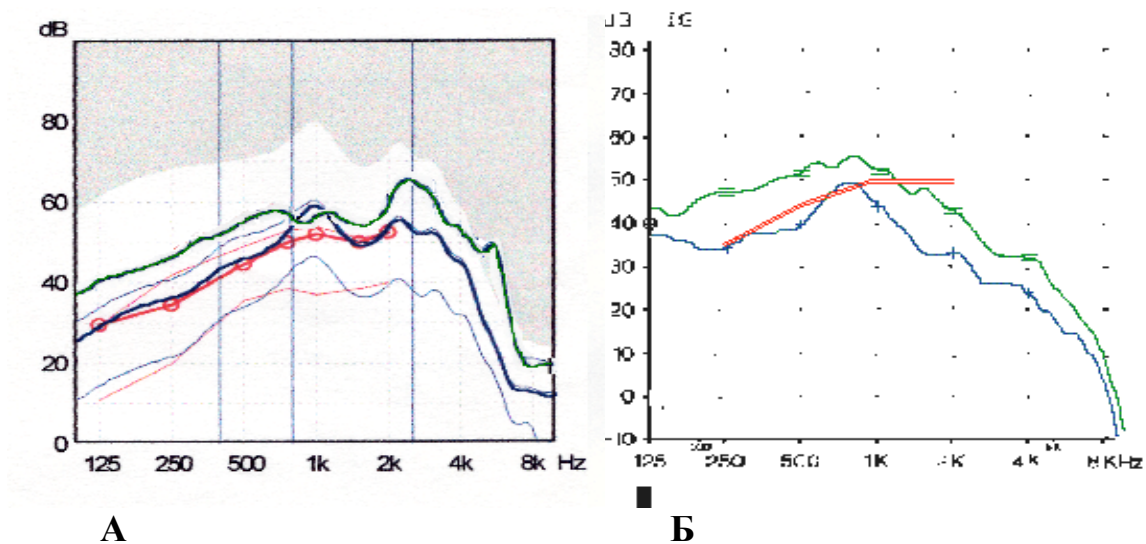


Рис. 3.8. Пример вносимого усиления программируемого ЦСА, измеренного в условиях: А – камеры объемом 2 см³ (ANSI, 1987); Б – реального уха (красная линия – целевое усиление, синяя линия – ПСК для 1-2 каналов – 42 дБ, для 3-4 каналов – 66 дБ, зеленая линия – компрессия отключена). (СА – Prisma2 SP HdO +, больной – Ю., 30 лет).

Данные измерения были подвержены межиндивидуальной изменчивости. Степень этих отличий в каждом конкретном случае не была одинакова.

Для программируемых АСА измерение амплитудно-частотных характеристик в камере объемом 2 см^3 не учитывает работы механизма компрессии, тестирование СА происходит в режиме отключенной компрессии (ANSI S3.35 – 1987), т.е. кривая вносимого усиления до включения компрессии и после установки ПСК меньше 65 дБ (уровень тестового сигнала) совпадают (рис. 3.9. А). На рис. 3.9. Б видно изменение реального ВУЗД при изменении параметров компрессии.

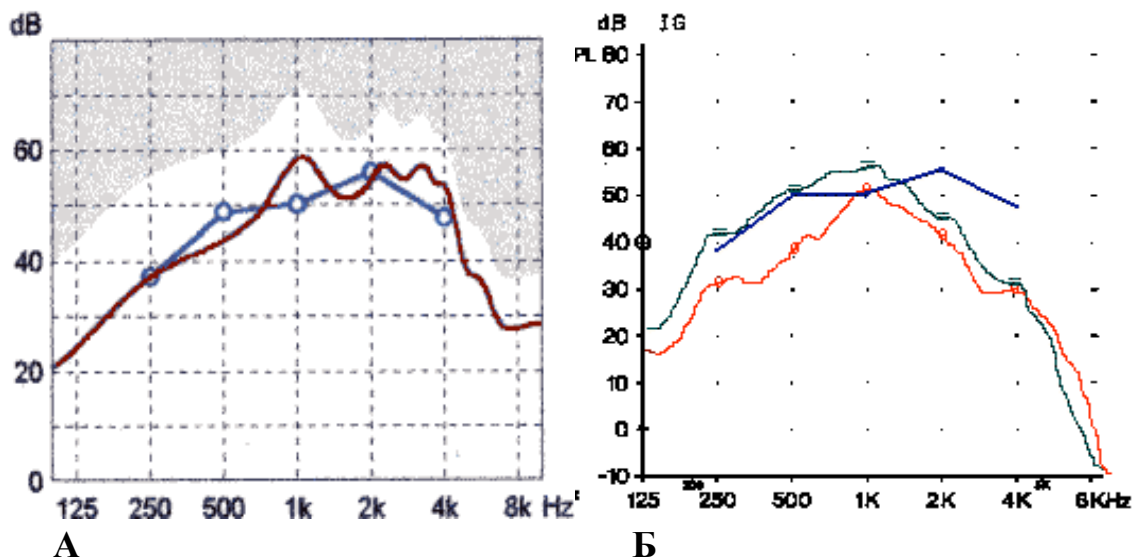


Рис. 3.9. Пример вносимого усиления программируемого АСА, измеренного в условиях: А – камеры объемом 2 см^3 (ANSI, 1987); Б – реального уха (синяя линия – целевое усиление, красная линия – ПСК 55 дБ, РС – 12 дБ, зеленая линия – компрессия отключена). (СА – Swing S2 P+, больной – Л., 31 г.).

В среднем, влияние компрессии на средние значения РКРУ можно представить следующим образом (рис. 3.10.).

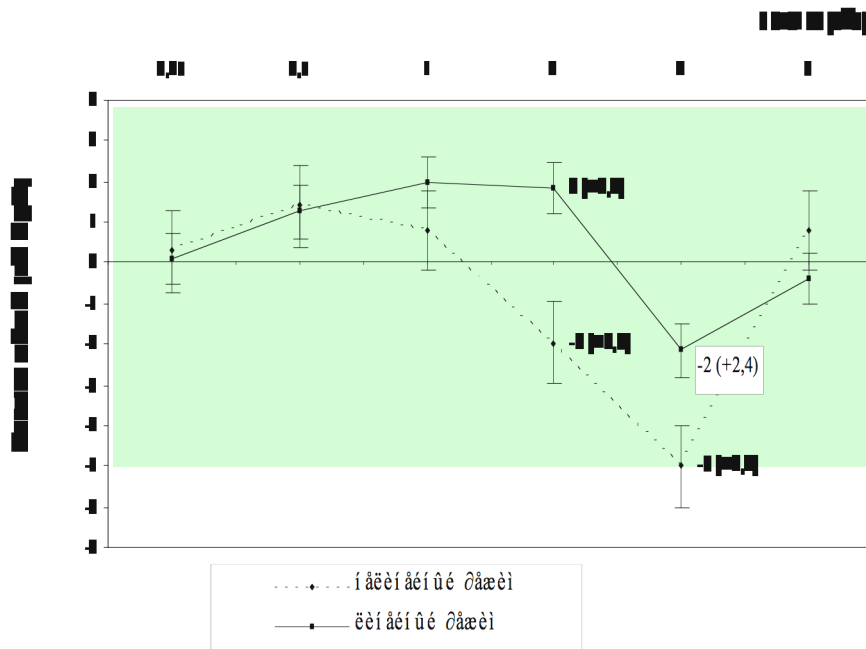


Рис. 3.10. Зависимость средних значений РКРУ от частоты входящего сигнала для СА, работающих в линейном и нелинейном режимах.

Как следует из представленного материала, влияние компрессии сказывается как в низко-, так и в высокочастотном диапазоне, но практическую ценность имеет дополнительный фактор дефицита вносимого усиления на высоких частотах, что может негативно отразиться на разборчивости речи в целом.

Для проверки гипотезы о дополнительном влиянии компрессии в СА большой мощности на значения РКРУ были выделены две группы исследуемых. В первую группу вошли больные сенсоневральной тугоухостью 1-3-й степени, вторую – составили пациенты с глубокой потерей слуха. В обеих группах режим функционирования СА предусматривал ПСК выше уровня тестового сигнала. Результаты исследования представлены на рис. 3.11. Данное графическое представление результатов исследования отчетливо демонстрирует уменьшение реального ВУЗД за счет влияния компрессии СА большой мощности (2-я группа). Так, получен дефицит реального ВУЗД для СА

большой мощности равный $4 (\pm 2,4)$ дБ на частоте 1 кГц и $2 (\pm 2,4)$ дБ на частотах выше 1 кГц.

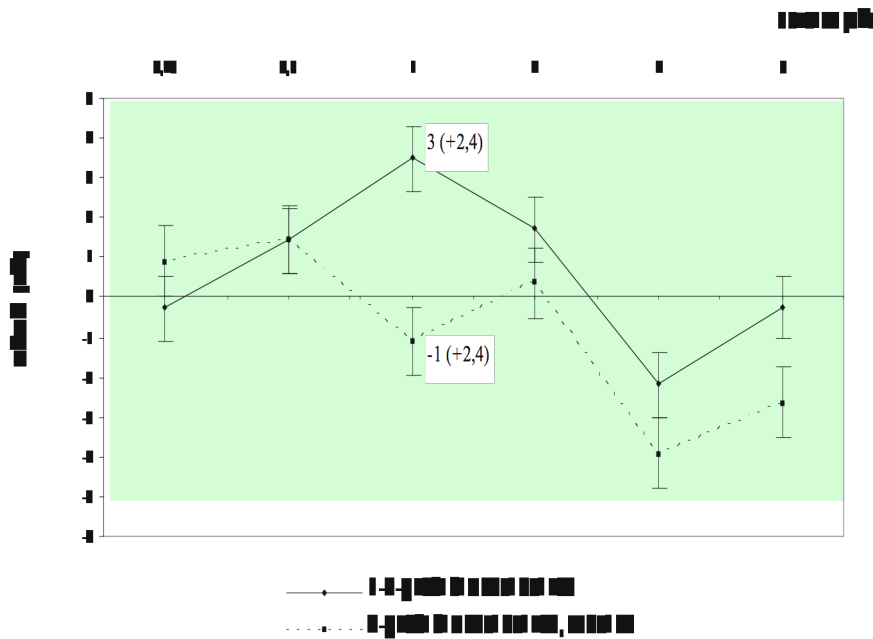


Рис. 3.11. Зависимость средних значений РКРУ от степени тугоухости в сравнительной оценке СА различной мощности.

Следовательно, в суммарном влиянии различных факторов на реальный ВУЗД, присутствуют также электроакустические возможности СА, в частности, работа механизма компрессии, незарегистрированные измерением в калибровочных условиях.

3.4. Соотношение реального и целевого усиления слухового аппарата.

Уменьшение объема наружного слухового прохода, вследствие введения ушного вкладыша, изменяет частотные характеристики «закрытого уха», перемещая резонансную частоту в более высокочастотную область, что приводит к естественной потере вносимого усиления в высокочастотном диапазоне. Изменение длины и диаметра звуководной трубки приводит к изменению УЗД у барабанной перепонки

[189, 114,115]. Кроме того, даже плотноприлегающий ушной вкладыш не гарантирует от просачивания звукового сигнала на низких частотах (до 1 кГц) [85].

На рис. 3.12. представлен частотный ответ реального уха, полученный у 42-летнего пациента до- и после установки невентилируемого, плотноприлегающего индивидуального ушного вкладыша (негативные значения указывают на аттенюацию входящего сигнала).

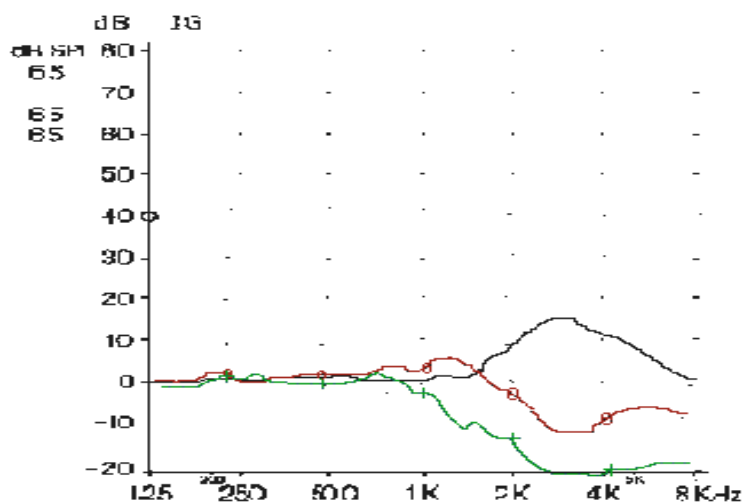


Рис. 3.12. Различие в дБ, как функция частоты, между УЗД на калиброванном референтном микрофоне, расположенном под слуховым проходом, и у барабанной перепонки: черная линия – в «открытом ухе», зеленая линия – в «закрытом ухе» с длинным вкладышем и узким звуководным отверстием, красная линия – с коротким вкладышем и широким звуководным отверстием (больной Д., 42 лет).

В наших исследованиях введение ушного вкладыша обеспечивало аттенюацию входящего сигнала на частотах выше 1 кГц до -10-20 дБ. Степень ослабления зависит от конфигурации вкладыша.

На рис. 3.13. представлен пример измеренного реального вносимого усиления в случае использования двух различных модификаций ушных вкладышей – невентилируемого плотноприлегающего длинного

индивидуального ушного вкладыша с узким звуководным отверстием (красная линия) и короткого – с широким звуководным отверстием (зеленая линия).

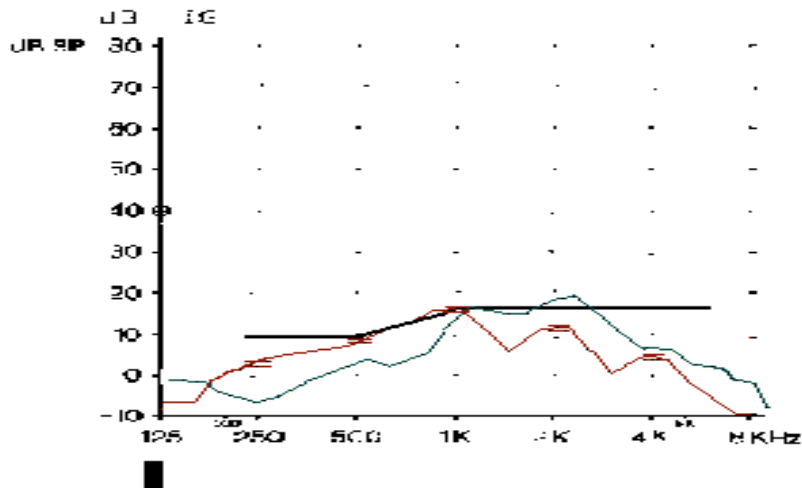


Рис. 3.13. Пример измеренного вносимого усиления с использованием двух различных модификаций ушных вкладышей (черная линия – целевое усиление), (СА Phoenix Pro, большая Ф., 75 лет).

Рис 3.14. демонстрирует влияние плотности прилегания индивидуального вкладыша на вносимое усиление СА.

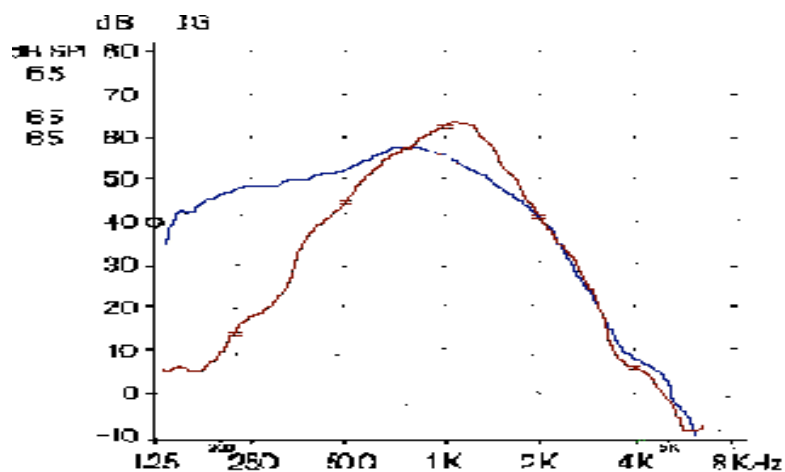


Рис. 3.14. Вносимое усиление СА Swing S3+, измеренное с использованием плотноприлегающего (синяя линия) и свободного индивидуального ушного вкладыша (красная линия) (больная П., 29 лет).

Пример реализации программы настройки конкретного СА, измеренный в камере объемом 2 см³ и «in situ» с использованием индивидуального невентилируемого ушного вкладыша, представлен на рис. 3.15.

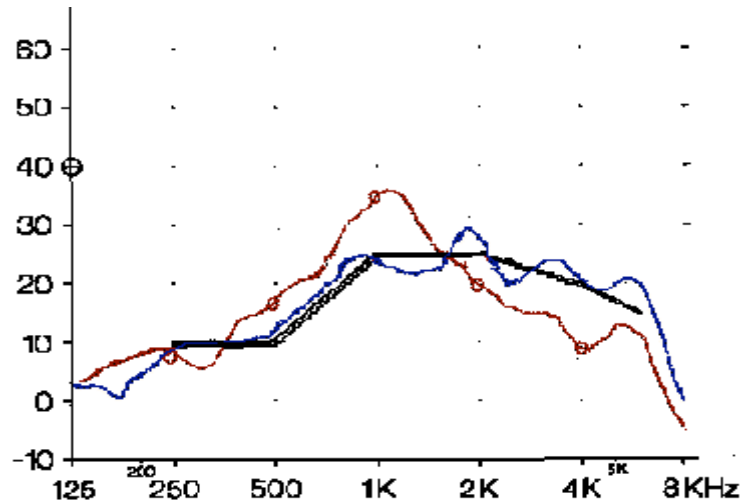


Рис. 3.15. Пример реализации программы настройки СА модели Signia (большой С.), измеренного в условиях калибровочной камеры (синяя линия), реального уха (красная линия) и соответствие их целевому усилению, рассчитанному по формуле NAL - NL 1 (черная линия).

Таким образом, наглядно проиллюстрировано влияние индивидуального ушного вкладыша на процесс реализации программы настройки, в частности, на вносимое усиление СА.

В среднем результаты соответствия реального усиления целевому с учетом степени тугоухости представлены на рис. 3.16.

Линия нулевой отметки отображает отсутствие различий между вносимым и целевым усилением. В нашем исследовании потеря вносимого усиления наблюдалась на частотах выше 1 кГц и составила – 10 ($\pm 2,3$) дБ на 2 кГц и –16 ($\pm 2,9$) дБ на 4 кГц, –17 ($\pm 2,3$) дБ на 6 кГц – для 1-3-й степени тугоухости. Для пациентов с 4-й степенью тугоухости и глухотой потеря вносимого усиления наблюдалась во всем частотном диапазоне и

объясняется не только влиянием индивидуального ушного вкладыша на спектр усиленных сигналов, подводимых к барабанной перепонке, но также ограниченными возможностями используемого слухового аппарата и влиянием компрессии, еще более ограничивающей эти возможности.

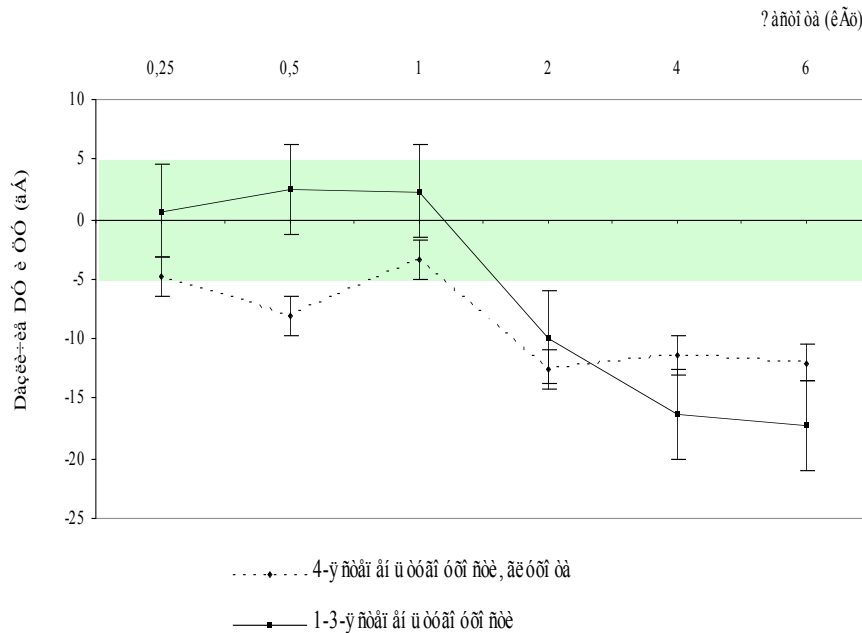


Рис. 3.16. Среднее различие в дБ между целевым и вносимым усилением в зависимости от степени тугоухости.

Таким образом, в наших исследованиях влияние акустических свойств индивидуальных ушных вкладышей проявляется в дефиците реального усиления в высокочастотной области (от 1 кГц), величина и частотная принадлежность зависит от модели ушного вкладыша.

При измерении частотных характеристик СА (особенно мощных моделей) в реальном ухе часто встречается неравномерный частотный ответ, характеризующийся наличием нескольких пиков и впадин на кривой, так называемых интермодуляционных искажений, которые дает сам СА или ушной вкладыш с вентиляльным отверстием (рис. 3.17.).

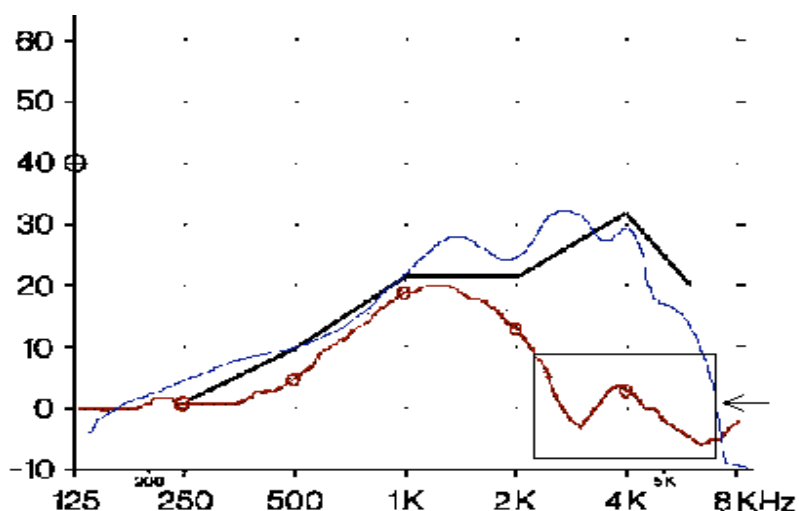


Рис. 3.17. Пример интермодуляционных искажений, возникающих при работе СА в реальном ухе (СА Swing S1+, больной П.). Красная линия – реальное усиление СА, синяя линия – вносимое усиление СА, измеренное в условиях камеры объемом 2 см³.

Субъективно неравномерность частотного ответа оценивается пациентами с сенсоневральной потерей слуха как «недостаточное качество звучания СА» и ведет к ухудшению разборчивости речи, т.к. сила речи на частотах выше пика может быть легко замаскирована [43].

Таким образом, становится абсолютно ясно, что процесс выбора оптимального режима функционирования СА можно производить только с учетом анатомо-физиологических особенностей пациента, а также акустических особенностей индивидуального ушного вкладыша, используя с этой целью метод измерения ВУЗД у барабанной перепонки.

3.5. Сравнительная оценка работы в реальном ухе программируемых СА с цифровым и аналоговым типом обработки сигнала.

Появление высоких технологий в слухопротезировании открывает новые возможности удовлетворения потребностей слабослышащих. Рекомендуемые Hearing Industries Association (HIA) технологии для слуховых аппаратов используют цифровой сигнальный процессор для

преобразования звукового сигнала и контроля над выполнением функций. Стратегия программирования такого слухового аппарата направлена на выбор оптимальных параметров настройки с учетом анатомо-физиологических и адаптивных особенностей пользователя.

Мы провели серию измерений по изучению реализации программы настройки программируемых СА с различным типом обработки сигнала (цифровым и аналоговым) с целью выявления преимуществ и недостатков в работе той или иной системы.

Таблица 3

сравнительный анализ средних значений РКРУ для программируемых аналоговых и цифровых слуховых аппаратов

частота (Гц)	ср. арифм.± довер. интерв. (дБ)		минимум - нижн. квартиль – медиана - верх. квартиль – максимум (дБ)	
	ЦСА	АСА	ЦСА	АСА
250	0 ± 1,9	-1 ± 2,3	-15-(-5) -(-1)-5-10	-14-(-3)-(-1)-3-6
500	1 ± 1,3	0 ± 2,5	-7-(-2)-0-4-8	-12-(-2)-0-4-9
1000	1 ± 1,8	-1 ± 3,1	-12-(-1)-1-4-16	-16-(-3)-(-1)-4-10
2000	-2 ± 2,1	-1 ± 3,5	-20-(-7)-0-4-12	-15-(-6)-3-5-12
4000	-5 ± 2,1	-6 ± 3,8	-17-(-10)-(-7)-0-10	-22-(-10)-(-6)-(-2)-10
6000	0 ± 2,3	-3 ± 4,0	-14-(-6)-0-4-21	-16-(-9)-(-5)-1-15

Первым шагом в серии экспериментов было сравнение частотного ответа СА, создаваемого в камере объемом 2 см³ с реальным, измеренным у барабанной перепонки (для каждого типа СА), и определение особенностей зависимости полученных значений РКРУ от ряда факторов,

таких как жесткостные свойства барабанной перепонки и среднего уха и электроакустические характеристики, характерные для каждого из типов СА.

В таблице 3 приведены результаты анализа генеральной совокупности переменных значений РКРУ для цифровых и аналоговых СА.

Анализ генеральной совокупности выявил неравномерность распределения значений, выраженную для АСА в большей степени, т.е. характеристики вариационного ряда АСА отличаются более высокой степенью отклонений от нормального распределения генеральной совокупности. Ширину распределения или межиндивидуальную вариабельность характеризует величина стандартного отклонения, представленная на рис. 3.18. для СА с аналоговой обработкой сигнала и ЦСА.

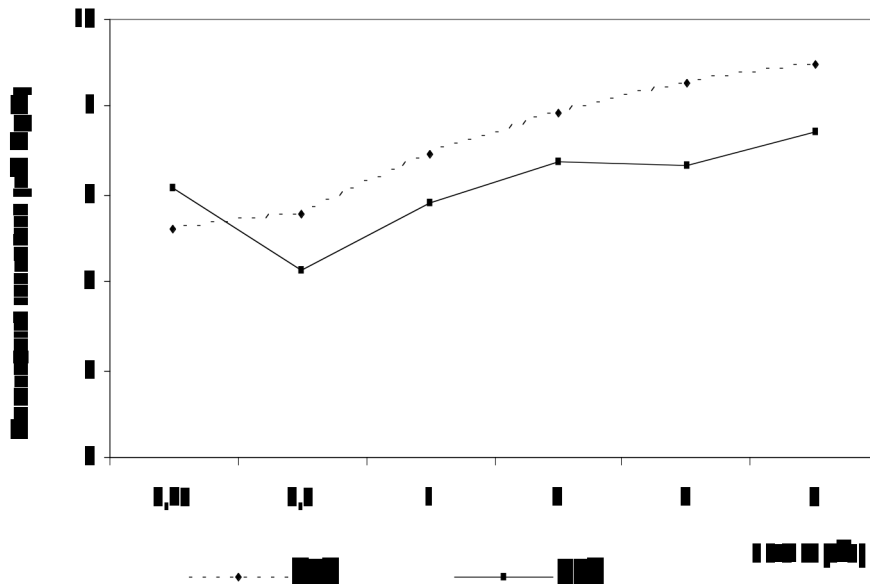


Рис. 3.18. Стандартное отклонение значений РКРУ для программируемых аналоговых и цифровых слуховых аппаратов.

Отмечены меньшие значения межиндивидуальной вариабельности для СА с цифровым сигнальным процессором, связанные с большими возможностями ЦСП адаптировать СА к заданному усилению.

Режим работы ЦСА представлен зачастую более низким порогом срабатывания компрессии, что затрудняет стандартизованные измерения выходных характеристик и может служить причиной дополнительного влияния на естественную потерю усиления СА в условиях «закрытого уха». Мы провели расчет соотношения реального и целевого усиления для СА с аналоговой обработкой сигнала и ЦСА, результаты которого представлены на рис. 3.19.

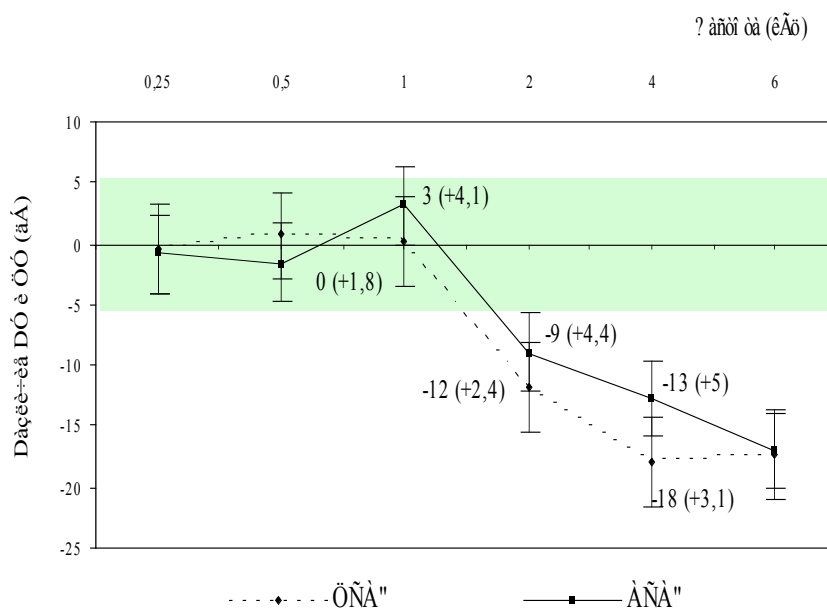


Рис. 3.19. Соответствие реального усиления целевому для программируемых аналоговых и цифровых слуховых аппаратов.

Как видно из рис. 3.19, основное несоответствие реального усиления значениям целевого по причине естественной потери, наблюдается на частотах выше 1 кГц как для АСА, так и для ЦСА.

Потеря естественного усиления в случае использования ЦСА в среднем на 3-5 дБ больше в высокочастотном диапазоне. Таким образом, влияние компрессии на реальную работу ЦСА проявляется уменьшением значений реального усиления на высоких частотах до 3-5 дБ и этот фактор необходимо учитывать при выборе амплитудно-частотных характеристик режима функционирования ЦСА.

Тем не менее, к сравнительной оценке соответствия реального усиления целевому для различных моделей СА надо подходить дифференцировано. В связи с тем, что формулы расчета вносимого усиления для аналоговых и цифровых СА предписывают различное вносимое усиление, более корректные выводы можно делать, сравнивая эффективность коррекции при выровненных уровнях громкости на каждой частоте в каждом конкретном случае [54].

При изучении возможностей использования цифровых технологий в слухопротезировании мы определили большие адаптационные возможности СА с ЦСП, выражающиеся в меньших значениях межиндивидуальной вариабельности, что важно не только для взрослого, но больше для детского слухопротезирования. Установка более низкого порога срабатывания компрессии ЦСА в сравнении с АСА служит дополнительным фактором для потери реального усиления в высокочастотной области и причиной выполнения измерений в реальном ухе в каждом конкретном случае при выборе оптимального режима функционирования ЦСА. Без сомнения использование цифровых технологий в слухопротезировании открывает новые перспективы к повышению качества электроакустической коррекции и служит источником для дополнительных изысканий в области слухопротезирования.

ГЛАВА IV

ОСОБЕННОСТИ РЕАЛЬНЫХ ВЫХОДНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК СЛУХОВОГО АППАРАТА ПРИ ЭЛЕКТРОАКУСТИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ СЛУХА У ВЗРОСЛЫХ С ПАТОЛОГИЕЙ СРЕДНЕГО УХА.

В литературе имеется немного исследований, посвященных влиянию патологии среднего уха на выходные характеристики слухового аппарата.

Исследовано 10 ушей больных в возрасте от 13 до 72 лет с кондуктивным типом тугоухости, являющейся следствием патологии среднего уха. Контрольную группу составили больные с диагнозом сенсоневральная тугоухость (10 ушей) в возрасте от 15 до 66 лет, имеющих нормальные показания импедансометрии. Особенности распределения больных с патологией среднего уха в соответствии с возрастом и характером патологии показано в таблице 4.

Измерены частотный ответ свободного уха, реальный ВУЗД, создаваемый «оптимально-запрограммированным» СА (Connexh – «речь в тишине» при условии измерения частотного ответа в камере объемом 2 см³). Рассчитано РКРУ, реальное вносимое усиление и соответствие вносимого усиления целевому. У всех больных определен тип «В» тимпанограммы. Частотный ответ свободного уха показал бимодальную структуру на 8 ушах – результат дефекта барабанной перепонки, уплощение основного резонансного пика – 1 ухо, увеличение амплитуды и уменьшение частотного диапазона основного резонансного пика, как следствие рубцовых изменений барабанной перепонки – 1 ухо. В качестве примера приведены данные обследования двух больных, имеющих превалирование кондуктивного компонента в патогенезе тугоухости.

Таблица 4

распределение больных с патологией среднего уха в соответствии с возрастом и характером патологии больного

№/№	возраст	характер патологии
1	68	хр. гн. ср. отит, перфорация б/п
2	58	хр. гн. ср. отит, рубцовые изменения б/п
3	61	хр. гн. ср. отит, перфорация б/п
4	61	хр. гн. ср. отит, рубцовые измен. б/п
5	62	хр. гн. ср. отит, перфорация б/п
6	62	хр. гн. ср. отит, перфорация б/п
7	72	хр. гн. ср. отит, смешанная тугоухость
8	65	хр. гн. ср. отит, тотальный дефект б/п
9	65	хр. гн. ср. отит, тотальный дефект б/п
10	13	хр. гн. ср. отит, радикальная операция

Больной С., 58 лет, диагноз: Хр. гнойный средний отит, рубцовые изменения барабанной перепонки. Данные тональной пороговой (рис. 4.1.) и надпороговой аудиометрии, импедансометрии свидетельствуют о наличии у больного кондуктивного компонента в патогенезе тугоухости. Функция слуховой трубы в пределах нормы.

Электроакустическая коррекция слуха произведена на правое ухо. Целевое усиление рассчитано по формуле NAL-RP (степень адаптации – 2), с учетом аудиологических данных больного. СА Swing S1+ адаптирован к заданному усилению посредством компьютерной программы Connexh 3.4. версия 3.2. («речь в тишине»).

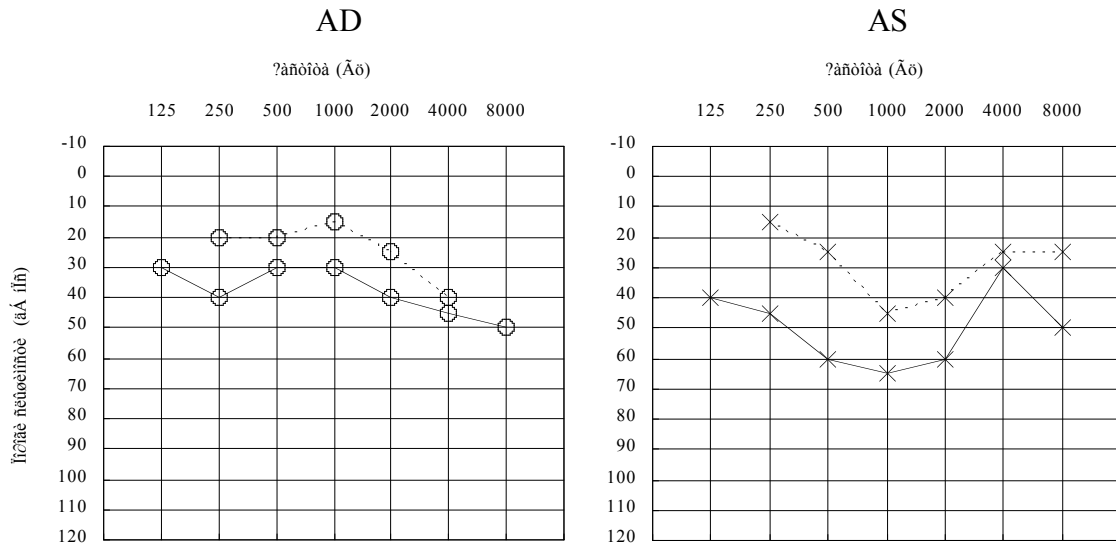


Рис. 4.1. Результаты тональной аудиометрии больного С.

Измеренная частотная характеристика «свободного» уха представлена на рис. 4.2.

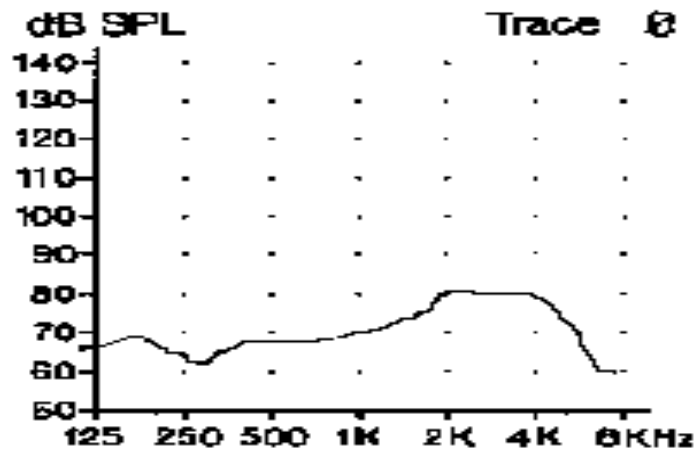


Рис. 4.2. Резонанс правого наружного слухового прохода у больного С. с рубцовыми изменениями барабанной перепонки.

Как показывает кривая частотного ответа свободного уха, основной резонансный пик слабо выражен, уплощен, расширен в частотном диапазоне, хотя и сохраняет достаточную амплитуду.

Стратегия программирования СА в данном случае направлена на создание большего звукового давления в слуховом проходе в ответ на предполагаемое изменение жесткостных свойств барабанной перепонки (кондуктивный компонент). При измерении в реальном ухе отмечено ослабление реального усиления во всем частотном диапазоне (влияние импеданса барабанной перепонки), основная тенденция потери естественного усиления на высоких частотах, вследствие введения ушного вкладыша в слуховой проход, сохраняется.

Частотный ответ СА зарегистрирован в условиях камеры объемом 2 см³ и реального уха пациента (рис. 4.3.).

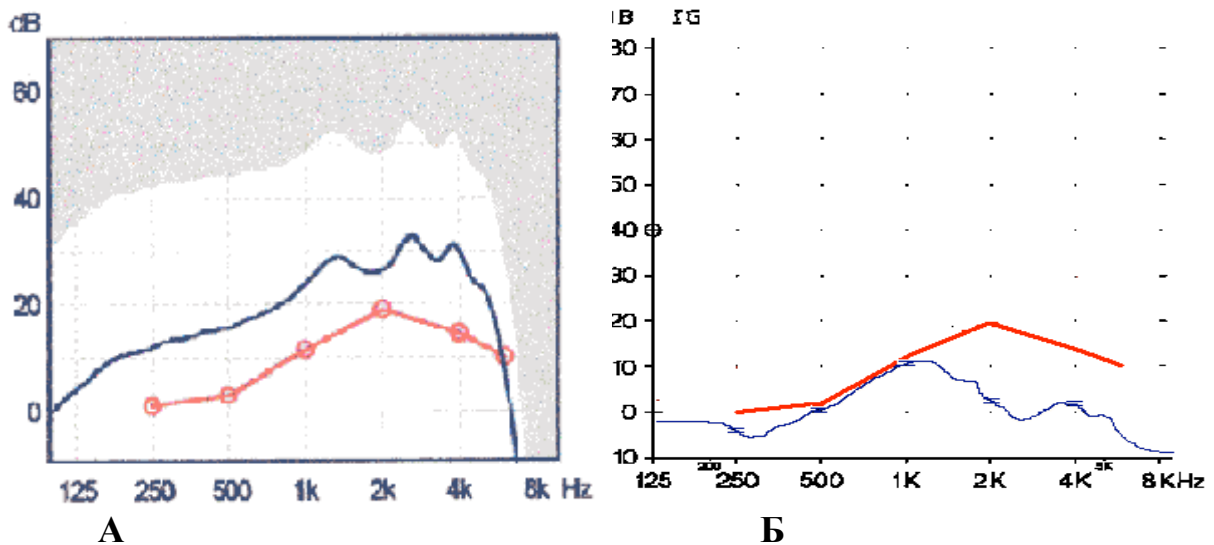


Рис. 4.3. Вносимое усиление СА Swing S1+, измеренное в условиях калибровочной камеры – А и реального уха – Б (красная линия – целевое усиление, синяя линия – вносимое усиление). (больной С., 59 лет, с диагнозом: экссудативный средний отит, рубцовые изменения б/п).

Вносимое усиление достаточно адаптировано к рассчитанному по формуле на низких частотах. В данном случае программа настройки выполнена корректно. Необходимо произвести коррекцию настройки,

направленную на восполнение дефицита реального усиления на высоких частотах, что и было выполнено (рис. 4.4.).

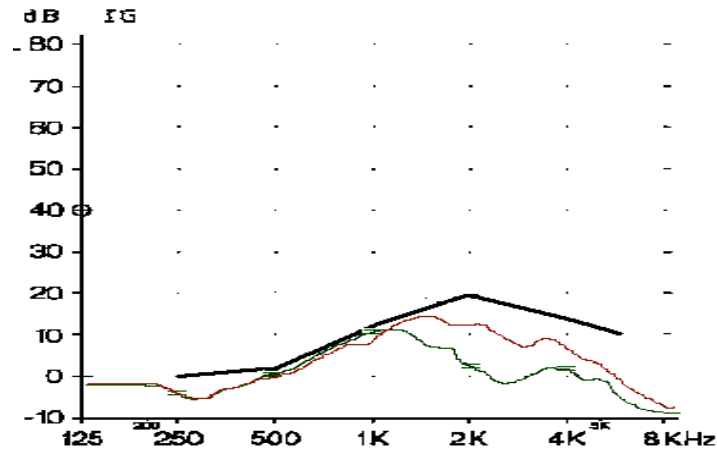


Рис. 4.4. Коррекция программы настройки СА «in situ».

Больная В., 65 лет, диагноз: двусторонний хр. гн. ср. отит, тотальный дефект барабанной перепонки. Данные тональной пороговой (рис. 4.5.) и надпороговой аудиометрии, импедансометрии свидетельствуют о наличии у больной кондуктивного компонента в патогенезе тугоухости. Функция слуховой трубы в пределах нормы.

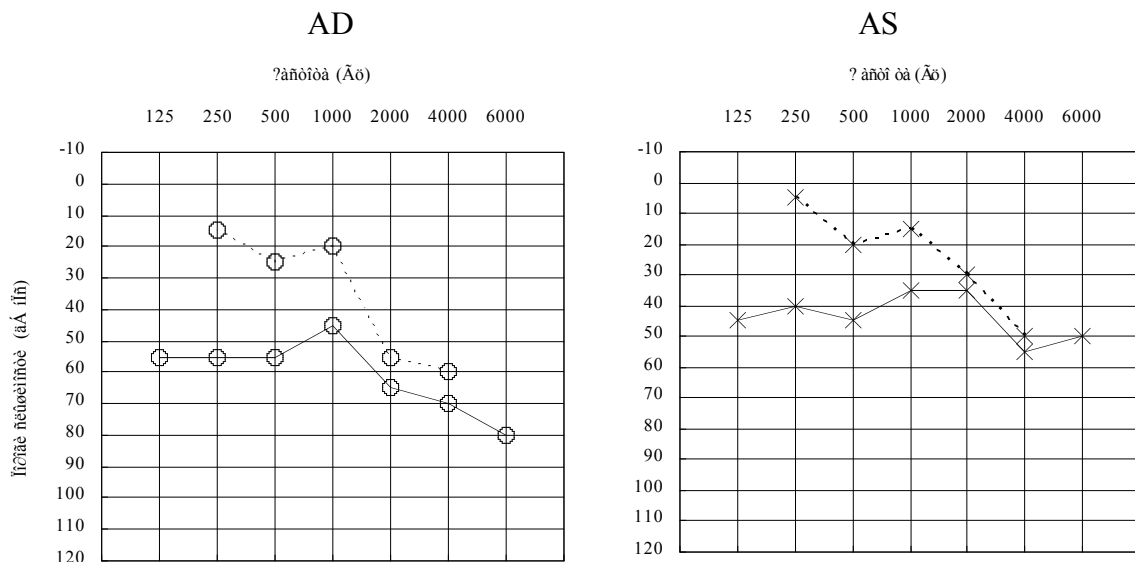


Рис. 4.5. Результаты тональной аудиометрии больной В.

Электроакустическая коррекция слуха произведена моноаурально справа. Целевое усиление рассчитано по формуле NAL-RP (степень адаптации – 2) с учетом аудиологических данных больной. СА Swing S1+ адаптирован к заданному усилению посредством компьютерной программы Sonnex 3.4. версия 3.2. («речь в тишине»).

На рис. 4.6. представлена резонансная характеристика свободного слухового прохода больной В. с тотальным дефектом барабанной перепонки.

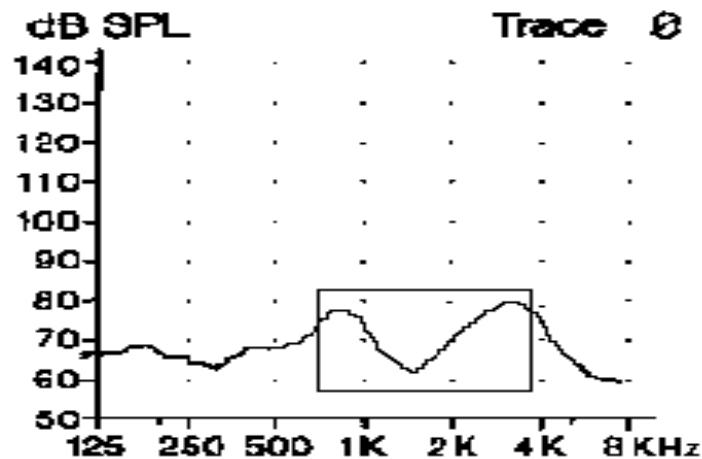


Рис. 4.6. Бимодальная структура резонанса правого слухового прохода у больной В., 66 лет, с двусторонним хр. гн. ср. отитом, тотальным дефектом б/п.

Частотный ответ СА зарегистрирован в условиях камеры объемом 2 см³ и реального уха пациента (рис. 4.7.).

Данный пример продемонстрировал превалирующее влияние анатомо-физиологических особенностей уха пациента на реальный ВУЗД в виде ослабления реального усиления и неравномерности реального частотного ответа.

Стратегия программирования СА в данном случае не была выполнена корректно, результатом чего явилась потеря реального усиления во всем частотном диапазоне, составляющая в среднем около 10

дБ. Коррекция программы настройки потребовала дополнительного общего усиления СА (рис. 4.8.).

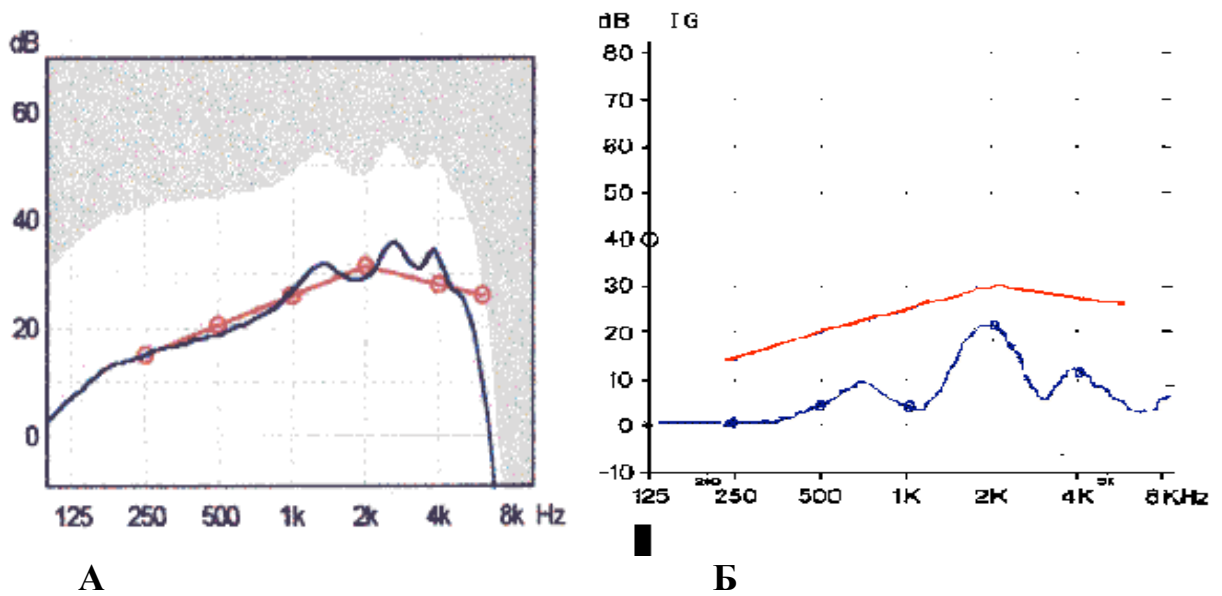


Рис. 4.7. Вносимое усиление СА Swing S1+, измеренное в условиях калибровочной камеры – А и реального уха – Б (красная линия – целевое усиление, синяя линия – вносимое усиление). (больная В., 66 лет, диагноз: дв. хр. гн. ср. отит, тотальный дефект б/п).

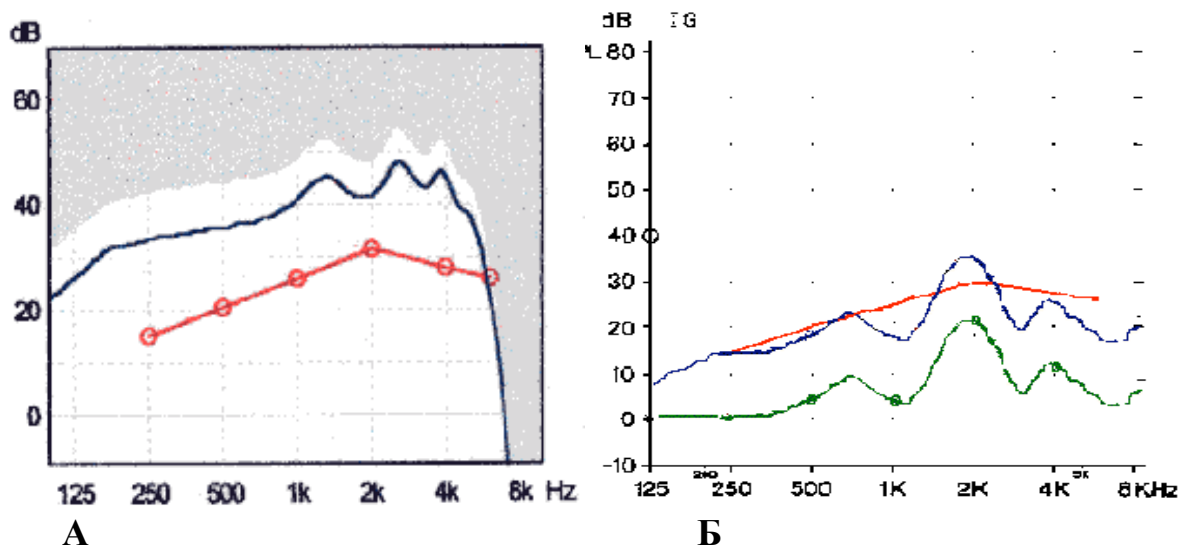


Рис. 4.8. Коррекция настройки «in situ», замеренная в калибровочных условиях – А и в условиях реального уха – Б (красная линия – целевое усиление, зеленая линия – предлагаемое программой вносимое усиление, синяя линия – вносимое усиление после корректировки настройки).

Очевидно, что при патологии среднего уха, возможности прогнозирования реального усиления программируемых аналоговых и цифровых СА измерением их частотного ответа в калибровочной камере, ограничены изменением импедансных свойств барабанной перепонки.

В наших исследованиях средние значения реального ВУЗД были меньше измеренных в калибровочных условиях практически во всем используемом частотном диапазоне в среднем на 6.5 ($\pm 2,3$) дБ. Различия между РКРУ обеих групп статистически достоверны в частотном диапазоне 0,25 кГц – 4 кГц (тест Стьюдента $p < 0,01$).

На рис. 4.9. представлены средние значения РКРУ для контрольной и экспериментальной групп.

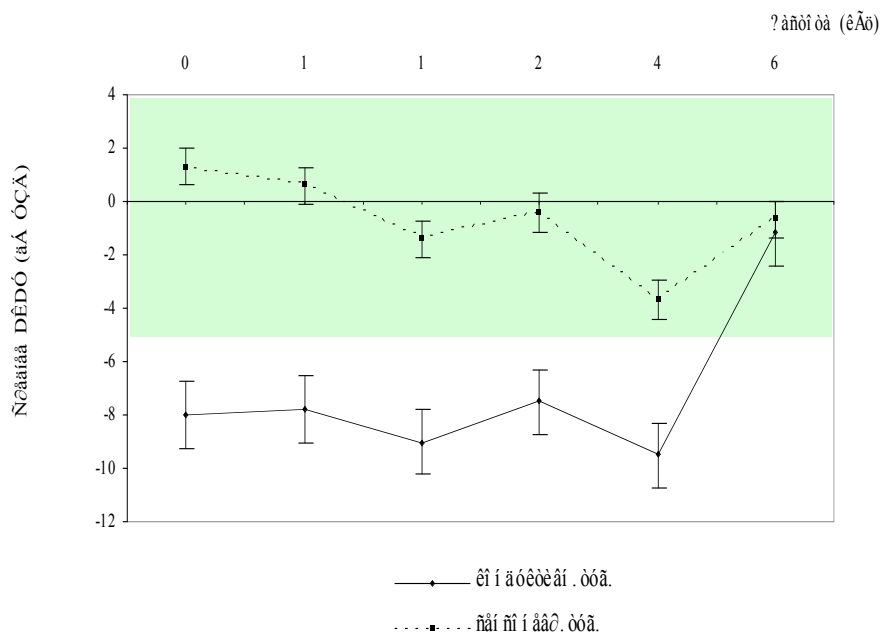


Рис. 4.9. Средние значения РКРУ для экспериментальной и контрольной групп в зависимости от частоты входящего сигнала.

В частотном диапазоне до 1 кГц ослабление реального ВУЗД в экспериментальной группе в сравнении с контрольной является результатом трансмиссии звуков, как в полость среднего уха (уменьшение

В среднем результаты соответствия реального усиления целевому в сравнительной оценке двух исследуемых групп представлены на рис. 4.11. Линия нулевой отметки отображает отсутствие различий между вносимым и целевым усилением.

В нашем исследовании потеря вносимого усиления в экспериментальной группе наблюдалась во всем частотном диапазоне и составила в среднем $-12 (\pm 2,1)$ дБ.

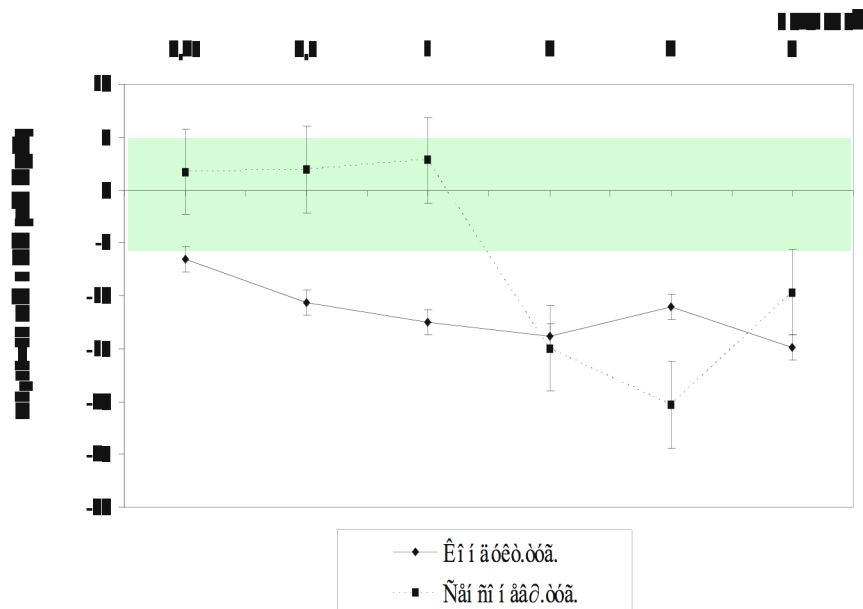


Рис. 4.11. Среднее различие в дБ между целевым и вносимым усилением в экспериментальной и контрольной группах.

Потеря усиления на низких частотах в экспериментальной группе объясняется трансмиссией звука в барабанную полость и через вентиляционное отверстие ушного вкладыша. Потеря усиления на высоких частотах происходит по причине введения в слуховой проход ушного вкладыша и характерна как для экспериментальной, так и для контрольной групп.

Таким образом, уровень звукового давления, создаваемый СА в слуховом проходе пациентов с патологией среднего уха, в среднем на 5-8 дБ меньше, чем прогнозируется стратегией программирования. Большие

значения межиндивидуальной вариабельности предполагают индивидуальные измерения ВУЗД всякий раз, когда проводится электроакустическая коррекция слуха пациентов с патологией среднего уха.

ГЛАВА V

ОСОБЕННОСТИ РЕАЛЬНЫХ ВЫХОДНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК СЛУХОВОГО АППАРАТА ПРИ ЭЛЕКТРОАКУСТИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ СЛУХА У ДЕТЕЙ С ДИАГНОЗОМ СЕНСОНЕВРАЛЬНАЯ ТУГОУХОСТЬ

5.1. Общая характеристика детской популяции.

Электроакустическая коррекция у детей с сенсоневральной формой тугоухости является одной из самых сложных и мало разработанных проблем клинической аудиологии и во многом отличается от электроакустической коррекции у взрослых. В выборе модели или настройки СА взрослыми пациентами преобладает субъективная оценка ими эффекта от предлагаемой коррекции. У детей субъективная оценка не всегда достаточно достоверна. Не вызывает сомнения, что использование с этой целью компьютерных систем для измерения в реальном ухе и анализа позволяет максимально точно провести выбор оптимального режима функционирования (настройку) СА.

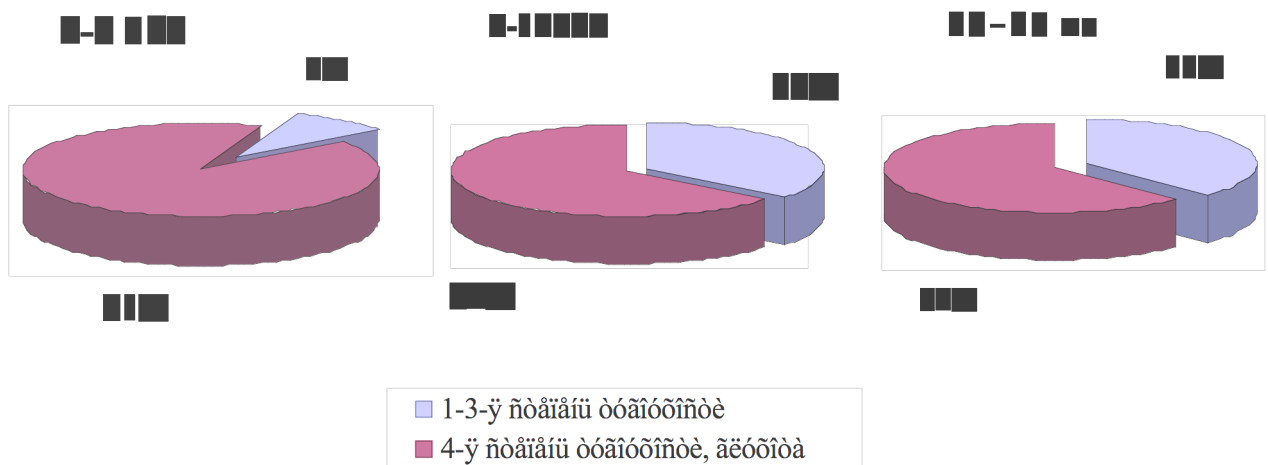


Рис. 5.1. Распределение больных в детской популяции в зависимости от возраста и степени тугоухости.

Анализ результатов включал исследование 23 (33 уха) детей обоего пола в возрасте от 4-х до 15 лет с диагнозом сенсоневральная тугоухость различной степени (рис. 5.1.). 10 детей были протезированы бинаурально, 13 – моноаурально по тем или иным причинам.

5.2. Характер изменения реального выходного уровня звукового давления слухового аппарата.

С целью оценки степени влияния ряда известных факторов на спектр акустических сигналов, подводимых к барабанной перепонке, измеряли выходные характеристики СА с заданным компьютерной программой режимом функционирования в камере объемом 2 см³ и в реальном ухе. Сравнивали результаты путем расчета РКРУ – математической разницы полученных значений.

Таблица 5

характеристики вариационного ряда значений РКРУ

частота (Гц)	ср. арифм. ± стандартное отклонение (дБ)	ср.арифм.± 95% доверит. интервал. (дБ)	минимум- нижн.квартиль- медиана- верх.квартиль- максимум (дБ)
250	0 ± 6,4	0 ± 2,2	-15-(-4)-0-4-15
500	1 ± 5,1	1 ± 1,7	-9-(-3)-0-7-9
1К	0 ± 6,5	0 ± 2,2	-13-(-5)-0-5-10
2К	0 ± 7,8	0 ± 2,7	-30-(-4)-0-4-13
4К	-6 ± 9,1	-6 ± 3,1	-32-(-10)-(-5)-(-2)-12
6К	-2 ± 8,1	-2 ± 2,8	-21-(-7)-(-1)-4-9

Анализ генеральной совокупности данных РКРУ показал неравномерность (асимметричность) распределения значений и представлен в таблице 5.

Данные анализа ширины распределения генеральной совокупности, представленные в таблице, свидетельствуют о том, что центральная тенденция распределения значений РКРУ у детей аналогична таковой у взрослых (см. стр. 50), однако разброс результатов у детей выражен в большей степени. Следовательно, изменение реального ВУЗД – есть результат совокупного влияния известных факторов, и особенности влияния каждого из них не могут рассматриваться строго изолированно.

Результаты измерений и расчета средних значений РКРУ в детской популяции, как функция частоты, представлены на рис. 5.2.

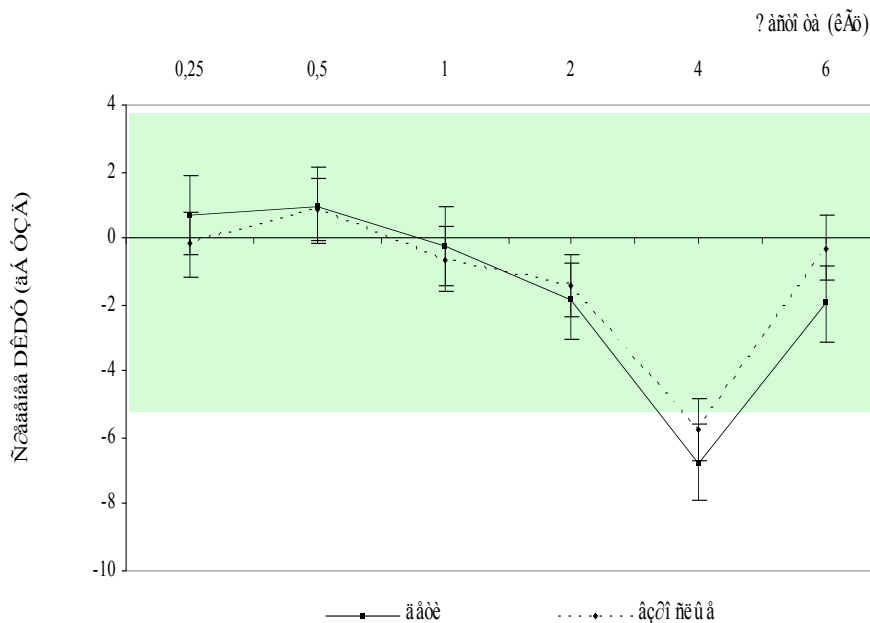


Рис. 5.2. Зависимость средних значений РКРУ от частоты входящего сигнала в сравнительной оценке детей и взрослых.

Негативные значения РКРУ свидетельствуют о том, что реальный УЗД меньше измеренного в калибровочной камере. Таким образом, зависимость средних значений ВУЗД от частоты входного сигнала следует

основной тенденции у взрослых, т.е. с увеличением частоты входного сигнала значения РКРУ уменьшаются за счет увеличения реального УЗД.

На рис. 5.3. представлена зависимость величины стандартного отклонения от частоты входного сигнала в сравнительной оценке детей и взрослых (величина стандартного отклонения оценивает межиндивидуальную вариабельность значений РКРУ).

Возрастание значений межиндивидуальной вариабельности на высоких частотах у детей отмечено и другими авторами [188] и связано с меньшим объемом слухового прохода и, следовательно, с большим эффектом стоячих волн на точность измерений.

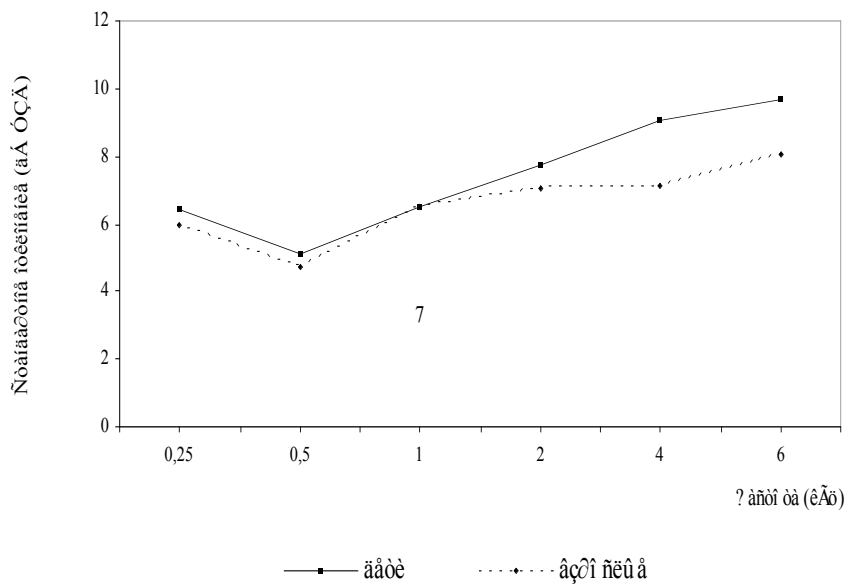


Рис. 5.3. Стандартное отклонение (дБ) в зависимости от степени тугоухости в сравнительной оценке детей и взрослых.

Рис. 5.4. характеризует динамику изменения средних значений РКРУ в зависимости от степени тугоухости.

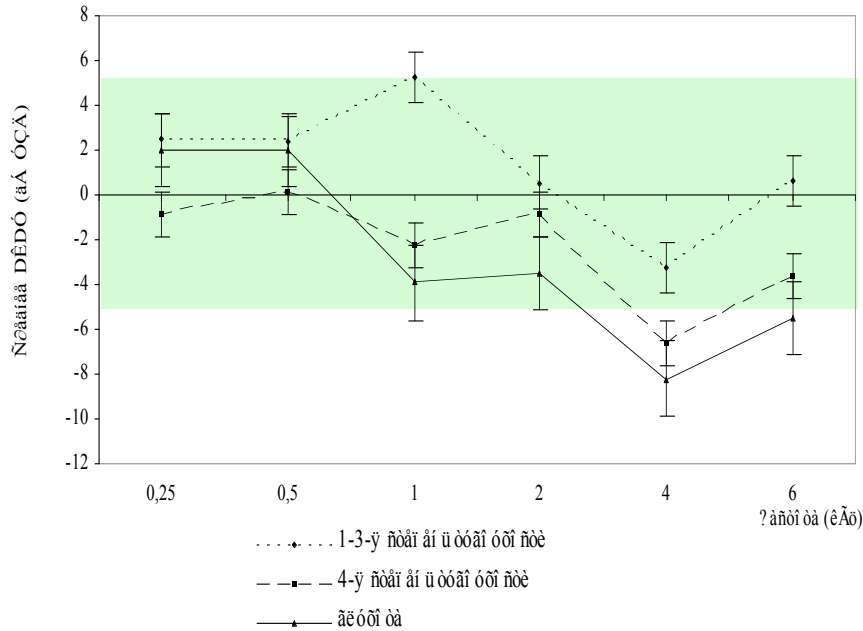


Рис. 5.4. Зависимость средних значений РКРУ у детей от степени тугоухости.

График показывает, что, чем больше степень потери слуха, тем меньше значения реального ВУЗД. Наибольшие негативные значения РКРУ определялись при больших потерях слуха (4 степень тугоухости, глухота), что является результатом возможного дополнительного влияния механизма компрессии мощных моделей СА (см. стр. 59- 60).

Кроме того, при слухопротезировании детей с большой потерей слуха, во избежание возникновения обратной связи, используются индивидуальные ушные вкладыши, отвечающие определенным требованиям (диаметр звуководного отверстия небольшой, длина вкладыша максимальная), что приводит к дополнительной потере усиления на частотах выше 1 кГц [182].

Меньший объем слухового прохода в детской популяции создает дополнительные условия для влияния стоячих волн на измерения зондом, сделанные в точке, удаленной от барабанной перепонки, что проявляется

дополнительным усилением на низких частотах и потерей – на высоких [188].

В зависимости от возраста динамика измерений РКРУ относительно частоты входящего сигнала распределилась следующим образом (рис. 5.5.).

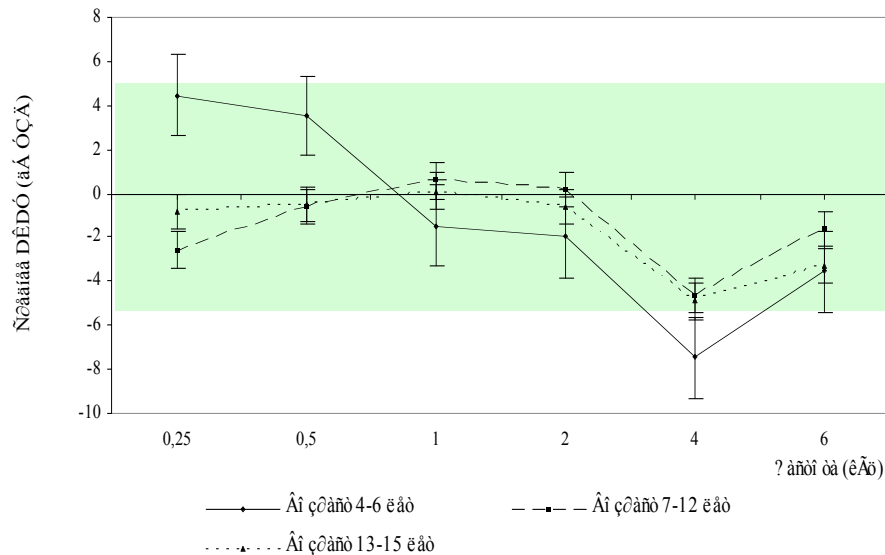


Рис. 5.5. Зависимость средних значений РКРУ от возраста.

Как видно из графика, реальный ВУЗД у детей в возрастной категории от 4-х до 6-ти лет значительно отличается от такового у старших детей. Можно предположить, что маленький объем слухового прохода детей младшего возраста влияет на точность измерений, а именно, создает дополнительные условия для влияния стоячих волн на точность измерений в реальном ухе. Кроме того, небольшой диаметр слухового прохода не позволяет сделать звуководное отверстие должного размера (т.е. звуководное отверстие было узким), что создает дополнительные условия для естественной потери усиления на высоких частотах и избыток – на низких. А также все дети в возрастной категории 4 – 6 лет имели глубокую потерю слуха (4-я степень тугоухости, глухота), что важно для установки режима компрессии.

Оценить долю влияния размера слухового прохода в совокупном влиянии других факторов на значения РКРУ позволил сравнительный анализ измеренного количества звукового давления, создаваемого СА незначительной мощности у барабанной перепонки детей и взрослых (рис. 5.6.).

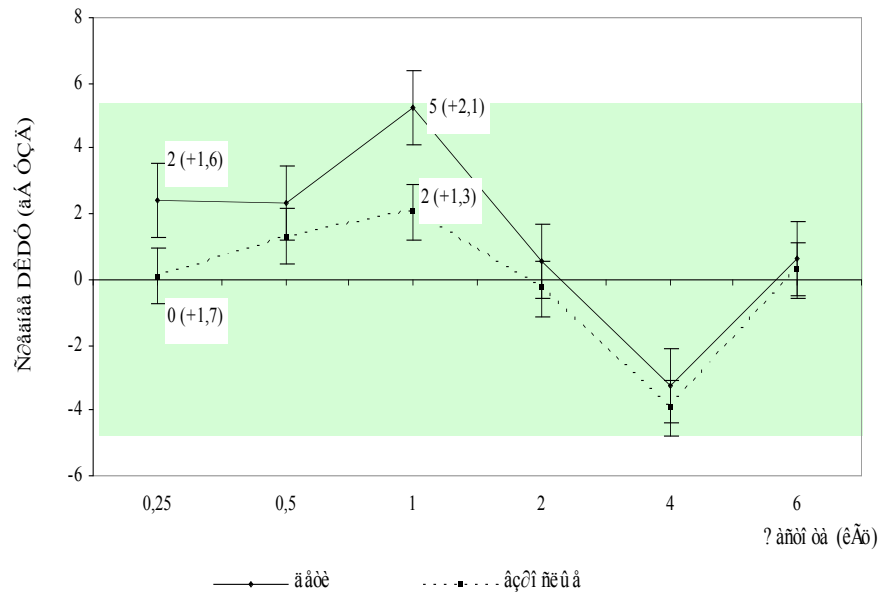


Рис. 5.6. Сравнительная оценка средних значений РКРУ для детей и взрослых при небольших и средних потерях слуха (1-3-я степень тугоухости).

Из графика следует, что при прочих равных условиях значения РКРУ у детей больше, нежели у взрослых, в низкочастотном диапазоне частотном диапазоне. Тем самым подтверждаются данные других исследований том, что в результате меньшего объема слухового прохода детей, УЗД, создаваемый СА и измеряемый у барабанной перепонки, у детей больше, чем у взрослых [70, 121, 32, 166, 188, 89]. В наших исследованиях различия для УЗД детей и взрослых составили 2-3 ($\pm 1,9$) дБ в частотном диапазоне до 2 кГц. Величина и частотная принадлежность этих различий зависит от акустики используемого ушного вкладыша.

Таким образом, при электроакустической коррекции детей с сенсоневральной тугоухостью небольшие значения РКРУ, полученные при измерении выходных характеристик «оптимально» запрограммированных СА для слабых и средних потерь слуха, могли бы говорить о предсказуемости реального ВУЗД измерением его частотного ответа в калибровочной камере (допустимый предел ± 5 дБ). Однако имеющаяся межиндивидуальная вариабельность средних значений РКРУ, характеризуемая величиной стандартного отклонения, не позволяет использовать данные измерений частотного ответа СА в калибровочной камере в каждом конкретном случае для прогнозирования реальной работы СА.

5.3. Влияние статической податливости на реальные характеристики слухового аппарата у детей.

Для уточнения характера зависимости между средними значениями РКРУ и статической податливостью барабанной перепонки был использован расчет уравнений линейной регрессии для каждой используемой частоты. Данные, полученные при сравнительном изучении зависимости реального УЗД, создаваемого СА у барабанной перепонки, и тимпанометрических данных, свидетельствуют о том, что характер и достоверность корреляционной связи анализируемых качественных переменных зависит от частоты входящего сигнала. Были получены следующие уравнения регрессии для средних значений РКРУ (Y) в дБ УЗД как функция статической податливости (X) в мл объема на различных частотах: 250 Гц: $Y = 7,223 - 13,574x$; 500 Гц: $Y = 4,042 - 6,868x$; 4 кГц: $Y = -14,825 + 17,357x$; 6 кГц: $Y = -9,306 + 17,544x$. Эти уравнения показывают, что значения РКРУ уменьшается на каждые 0,1 мл статической податливости в среднем на 1,4 дБ на частоте 250 Гц ($R = -0.6$, $p = 0.003$); 0,7

дБ – 500 Гц ($R = -0.4$, $p = 0.1$); и возрастают на каждые 0,1 мл статической податливости в среднем на 1,7 дБ на частоте 4 кГц ($R = 0.4$, $p = 0.05$), на 1,8 дБ на частоте 6 кГц ($R = 0.5$, $p = 0.03$). Для частот 1000 Гц и 2000 Гц не получена достоверная корреляционная связь, что не исключает наличия причинно-следственной связи. Результаты анализа линейной регрессии для всех тестируемых частот представлены на рис. 5.7.

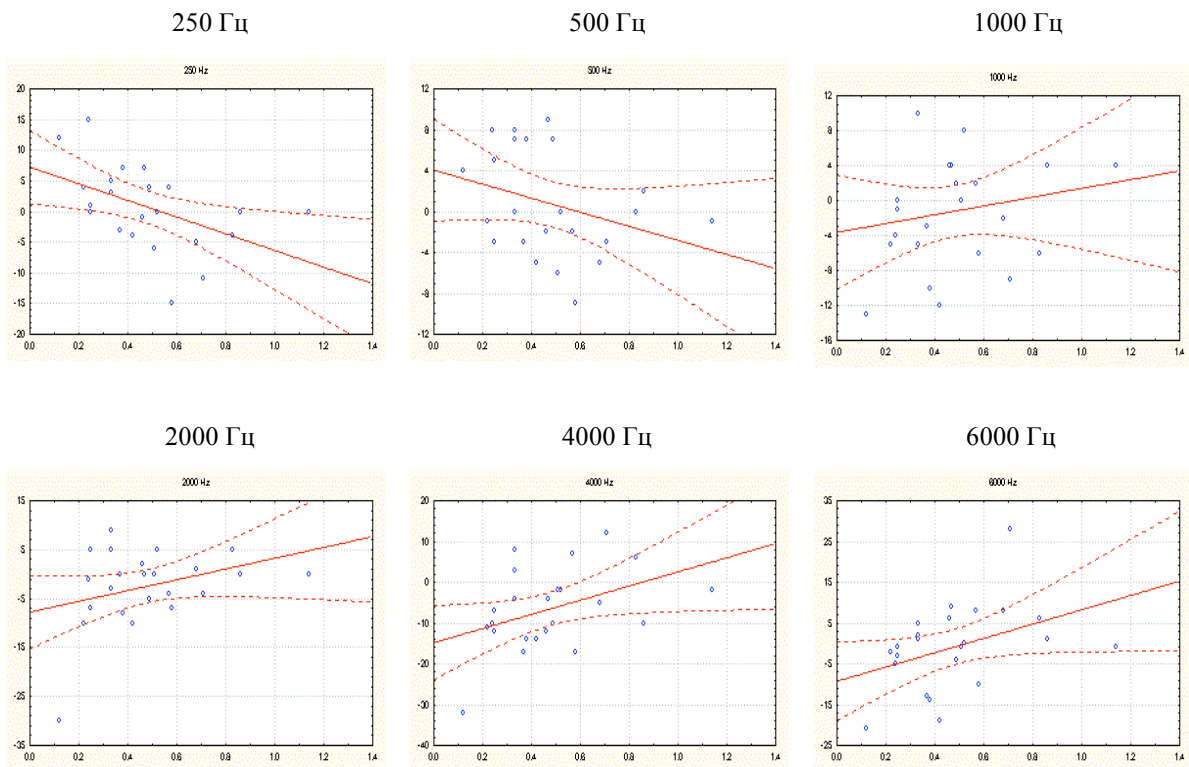


Рис. 5.7. Линии регрессии и соответствующая 95%-ная область доверительного интервала (статическая податливость 0,28-2,5 мл.)

Для оценки степени связи признаков использовали выборочный коэффициент ранговой корреляции Спирмена. Проверка достоверности гипотезы показала различный уровень значимости корреляционной зависимости для каждой частоты.

Таблица 6 суммирует уровень значимости корреляционной зависимости в сравнительной оценке детей и взрослых.

Таблица 6

значения уровня значимости (p) корреляционной зависимости

частоты (Гц)	значения p (0,05- уровень)	
	дети	взрослые
250	0,003	0,02
500	0,1	0,06
1К	0,43	0,35
2К	0,26	0,69
4К	0,05	0,09
6К	0,03	0,55

Очевидно, что существует значительная вариабельность достоверности регрессионной зависимости как внутри, так и между группами. Как видно из таблицы, корреляционная зависимость у детей больше выражена на высоких частотах, чем у взрослых.

Таким образом, статистическая обработка результатов подтвердила влияние жесткостных свойств барабанной перепонки на реальный ВУЗД и показала, что у детей с сенсоневральной тугоухостью это влияние выражено в большей степени, чем у взрослых и проявляется на высоких частотах, что связано с меньшими размерами слухового прохода детей и, следовательно, с меньшим остаточным объемом. Анализ уравнений регрессии показал, что изменение реального ВУЗД в ответ на колебания нормальных значений статической податливости (0,28-2,5 мл) невелики и

не могут кардинально изменить результат электроакустической коррекции у детей.

5.4. Соотношение вносимого и целевого усиления слухового аппарата.

Критерием оценки соответствия СА данной потере слуха является точность соответствия кривых вносимого и целевого усиления. Точность считается достаточной, если на любой из частот разница между этими двумя кривыми не превышает 5 дБ [11]. При проведении подобного анализа у взрослых, выявлена тенденция естественной потери усиления на высоких частотах (см. рис. 3.16), вследствие совокупного влияния ряда факторов на спектр усиленных сигналов, подводимых к барабанной перепонке, имеющая место и в детском протезировании. На рис. 5.8. представлена зависимость потери вносимого усиления от частоты входящего сигнала и степени тугоухости.

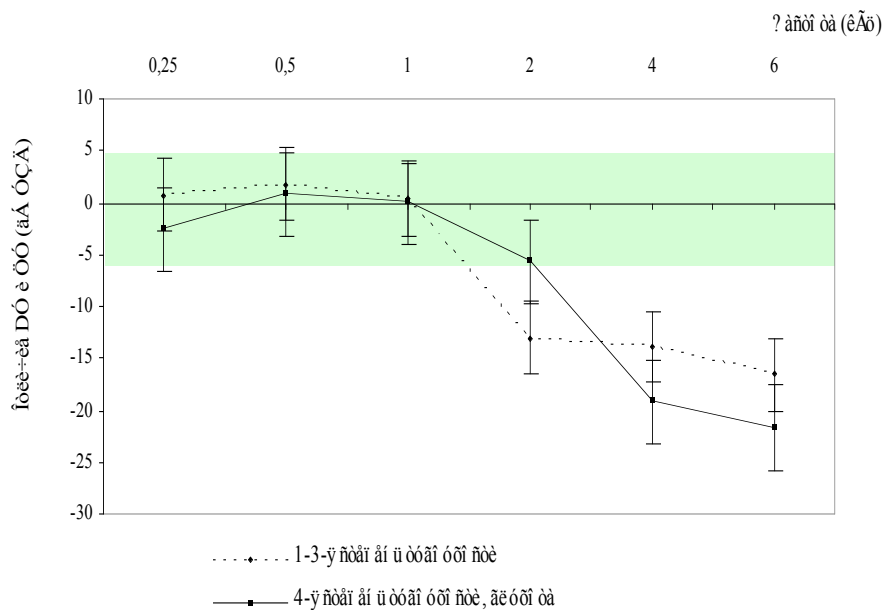


Рис. 5.8. Среднее различие в дБ между целевым и вносимым усилением в зависимости от степени тугоухости.

Линия нулевой отметки отображает отсутствие различий между вносимым и целевым усилением. В нашем исследовании потеря вносимого усиления наблюдалась на частотах выше 2 кГц вне зависимости от степени потери слуха. В связи с тем, что глубокую потерю слуха имели дети преимущественно младшего возраста и, следовательно, с меньшим объемом слухового прохода, для кривой соответствия реального и целевого усиления, принадлежащей глубокой потере слуха, характерно смещение акцента потери реального усиления в более высокочастотную область и больший дефицит реального усиления на 4 и 6 кГц [39, 192, 189].

Рис. 5.9. демонстрирует средние значения соответствия реального усиления целевому для детей и взрослых (в сравнительной оценке).

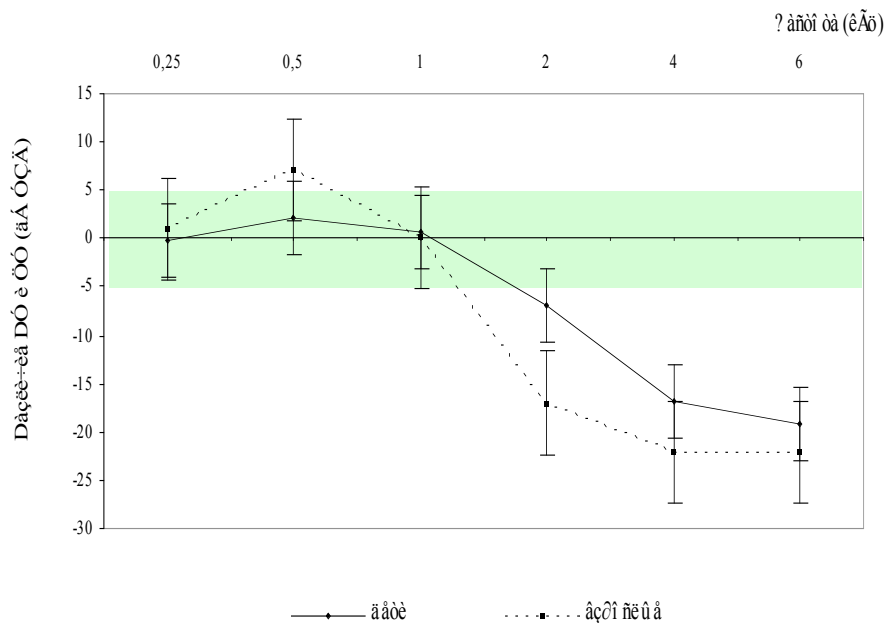


Рис. 5.9. Сравнительная оценка соответствия средних значений вносимого и целевого усиления в дБ для детей и взрослых.

Как показано на рис. 5.9., реальное усиление у детей больше, чем у взрослых в высокочастотном диапазоне (от 1 кГц) (естественная потеря усиления в зависимости от частоты входящего сигнала составляет -7 (\pm

2,8) дБ на частоте 2 кГц, -17 ($\pm 2,8$) дБ на частоте 4 кГц и -19 ($\pm 2,8$) дБ на частоте 6 кГц).

Таким образом, метод измерения ВУЗД в реальном ухе у детей должен служить обязательным этапом в выборе оптимального режима функционирования СА.

ГЛАВА VI

ЗНАЧЕНИЕ МЕТОДА ОПРЕДЕЛЕНИЯ РЕАЛЬНОГО УСИЛЕНИЯ ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ ЭЛЕКТРОАКУСТИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ ВЗРОСЛЫХ И ДЕТЕЙ.

6.1. Оценка эффективности электроакустической коррекции у взрослых с сенсоневральной тугоухостью.

В клинической практике слухопротезирования выбор амплитудно-частотных характеристик СА первоначально осуществляется с учетом аудиологических данных пациента (выбор усиления). Для изменения начальных электроакустических параметров СА существует, по меньшей мере, две причины [182]:

1. Оптимизация индивидуального выбора параметров функционирования СА.
2. Оптимизация условий восприятия окружающих звуков.

Первая категория опирается на измерения усиленных сигналов у барабанной перепонки и основывается на соответствии реального и целевого усиления. Вторая – требует дополнительной корректировки с целью добиться наилучшего восприятия усиленных сигналов, выражающегося в качестве звука и разборчивости речи.

Причины возможных изменений настройки в первом случае рассмотрены нами в предыдущих главах.

Данный раздел посвящен изучению целесообразности измерений реального усиления в выборе окончательно режима функционирования СА. С этой целью мы выделили 2 группы больных, электроакустические параметры СА которых, нуждались в коррекции. Группы отличались подходом к окончательному выбору настройки СА.

В экспериментальную группу вошли пациенты, которым производилась корректировка первоначальной настройки «in situ», контрольную группу составили пациенты, оценивающие настройку по субъективным ощущениям, оценка реального усиления в этой группе производилась «post factum».

Основным критерием верификации настройки СА был выбран критерий оценки разборчивости речи, определяемый методом речевой аудиометрии. Мы исследовали и оценивали следующие показатели речевой аудиометрии:

1. Разборчивость речи, выраженную в % (для уровня средней разговорной речи – 65 дБ) без СА.
2. Разборчивость речи, выраженную в % (для уровня средней разговорной речи – 65 дБ) со СА в рекомендуемой программой настройке и после корректировки, если таковая требовалась.

Рейтинг разборчивости речи без СА соответствовал степени потери слуха больного и профилю аудиологической кривой [21]. Т.е. при большей потере слуха, определялась меньшая разборчивость речи.

При оценке разборчивости речи получены следующие результаты:

1. У пяти пациентов функциональное усиление не определялось, в связи с большой потерей слуха.
2. Три пациента показали хорошую разборчивость речи (100 %-ная разборчивость при уровне речевого сигнала 65 дБ, сохраняющаяся и при 50 дБ) уже при первичной настройке слухового аппарата (1-2-я степень потери слуха), в связи, с чем коррекция настройки не проводилась.

В остальных случаях в контрольной и экспериментальной группах реализация программы настройки не показала максимальной разборчивости речи, что субъективно оценивалось пациентами, как «плохое звучание СА».

После корректировки настройки с целью достижения максимальной разборчивости речи как в контрольной, так и в экспериментальной группах пациенты отмечали «комфортное звучание СА» (субъективная оценка), разборчивость речи достигла больших значений, нарастание артикуляционной кривой было более крутым. Как правило, тактика настройки «in situ» предполагает компенсацию естественной потери усиления на высоких частотах с целью достижения максимального соответствия реального и целевого усиления. Графически представляется следующим образом (рис. 6.1).

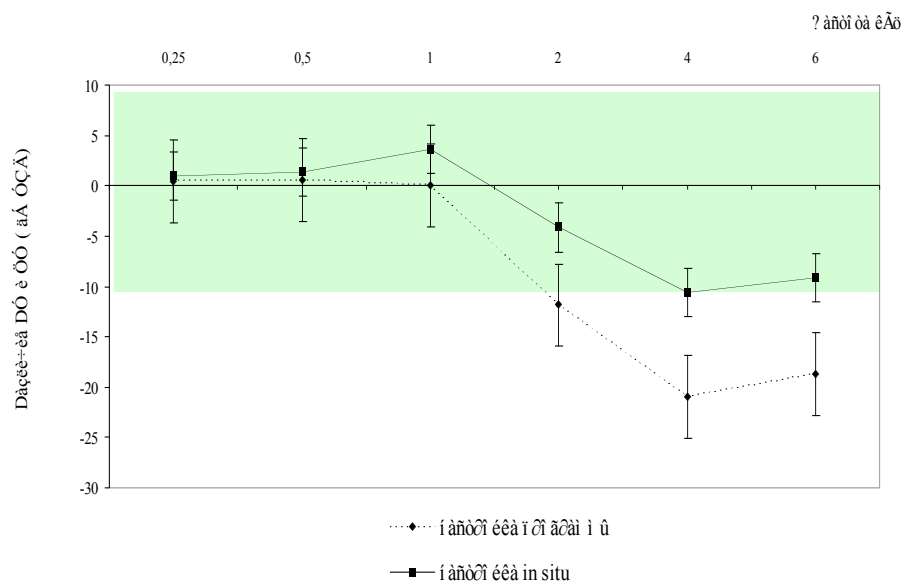


Рис. 6.1. Оценка корректировки настройки «in situ» (экспериментальная группа).

Настройка по субъективным ощущениям пациента носила эмпирический характер и оценивалась соответствием реального и целевого усиления (рис. 6.2.).

Как показывают рис. 6.1. и 6.2., после коррекции первичной настройки не удается добиться полного соответствия реального и целевого усиления в высокочастотном диапазоне, как в контрольной, так и в

экспериментальной группам. В первую очередь, это может быть связано с техническими возможностями усилительных устройств.

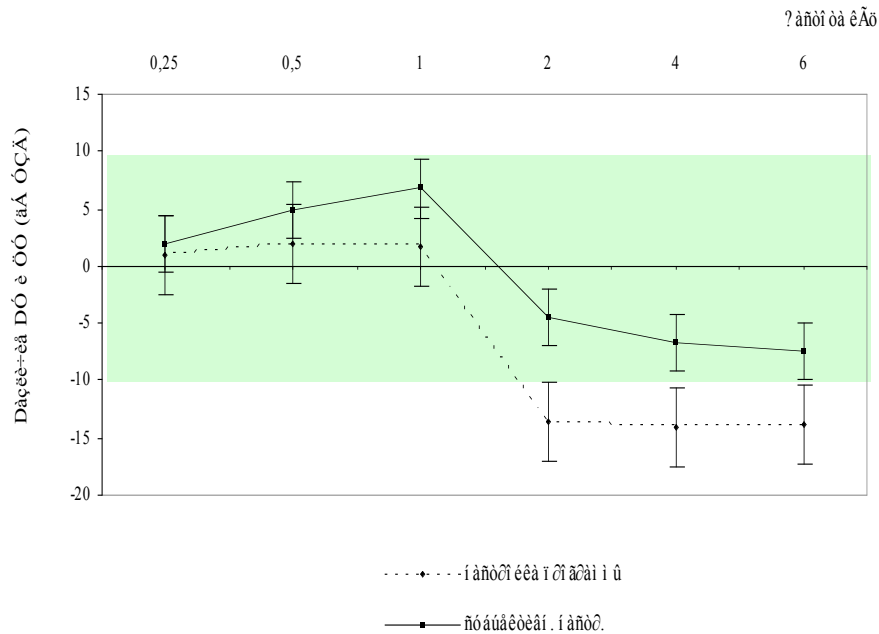


Рис. 6.2. Оценка корректировки настройки в контрольной группе.

Кроме того, при оценке электроакустических характеристик СА обычно используются неречевые стимулы (например, частотно-модулированный тон, узкополосный или речевой шум), которые недооценивают высокочастотное усиление для реальной речи, что особенно важно для СА с нелинейным усилением [168]. И, наконец, пациенты не всегда довольны качеством высокочастотного звучания, оценивая его как «металлический звук», несмотря на явные преимущества в разборчивости речи при этом. Исследователи предлагают различные критерии оценки адекватности слухопротезирования. Так, вносимое усиление может быть оценено как неадекватное, если различие между реальным и целевым усилением более 10 дБ [176]. Следуя этим стандартам, можно сказать, что и в контрольной, и в экспериментальной группах корректировка настройки проведена адекватно.

Современный взгляд на эффективность электроакустической коррекции основывается на улучшении восприятия речи, обусловленного меньшим усилением на частотах, где лучшая слышимость не несет полезной речевой информации, и большим – на частотах, где усиление наиболее полезно для лучшей разборчивости речи [54].

Из рис. 6.2. следует, что в контрольной группе, опираясь на свои ощущения, пациенты добиваются лучшей слышимости за счет увеличения усиления в низко- и среднечастотном диапазоне, что не всегда бывает оправдано, во-первых, не улучшает разборчивость речи и, во-вторых, ведет к возможному звуковому дискомфорту и даже шумовой травме [118].

Выявленная закономерность предполагает наличие межиндивидуальной вариабельности, характеризуемой величиной стандартного отклонения. Величина стандартного отклонения для контрольной группы, в сравнении с таковой для экспериментальной группы, представлена на рис. 6.3.

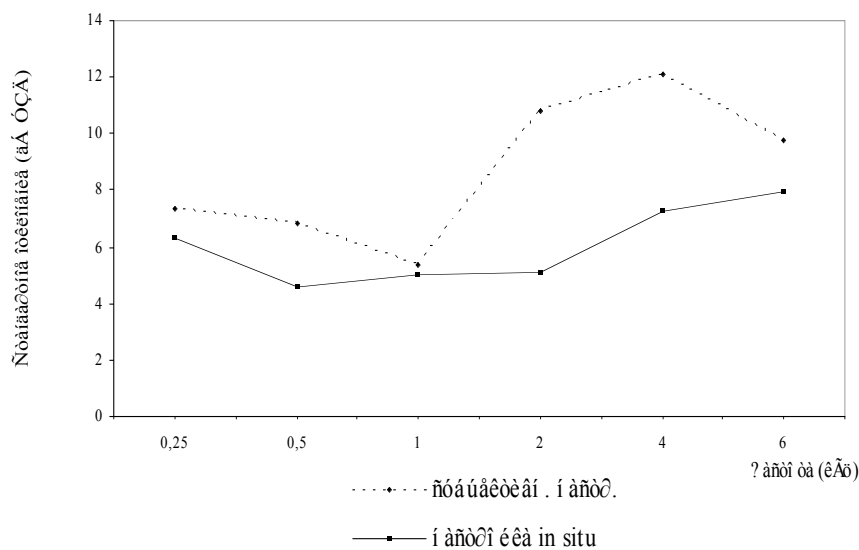


Рис. 6.3. Зависимость стандартного отклонения от частоты входного сигнала для контрольной и экспериментальной групп.

Причины больших значений стандартного отклонения для контрольной группы кроются в большей вариабельности функционального усиления в связи с субъективизацией самого метода [181].

Приведем клинические примеры, демонстрирующие необходимость контроля производимых изменений настройки при использовании метода измерения в реальном ухе.

Больной С., 23 лет. Данные тональной пороговой (рис. 6.4.) и надпороговой аудиометрии свидетельствуют о наличии у больного двусторонней сенсоневральная тугоухости.

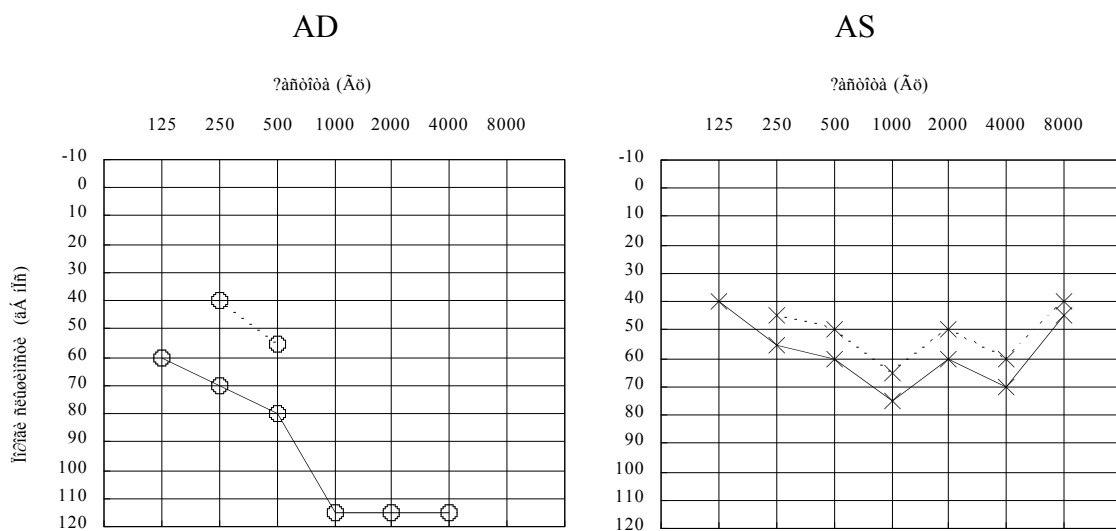


Рис. 6.4. Результаты тональной пороговой аудиометрии больного С., 23 лет, с диагнозом: двусторонняя сенсоневральная тугоухость III ст. слева, глухота – справа.

При исследовании акустического импеданса определены тимпанограммы типа «А» с обеих сторон с нормальным значением статической податливости и градиента. Функция слуховой трубы не нарушена. Порог распознавания речи левым ухом составил 65 дБ, правым – 80 дБ. Тактически рекомендована электроакустическая коррекция левого уха. Пациент обратился в РНПЦА и С, уже имея программируемый

цифровой СА (модель – Signia HdO+) с определенным режимом функционирования, выбранным субъективно (без учета реального усиления) на первой настроечной сессии. За период адаптации к заданному режиму у больного сформировались жалобы, выражающиеся в недостаточной разборчивости речи и ощущении дискомфортного звучания в момент усиления громкости речи.

На рис. 6.5. представлены результаты измерения вносимого усиления, выбранного пациентом режима функционирования СА, проведенные в условиях камеры и реального уха.

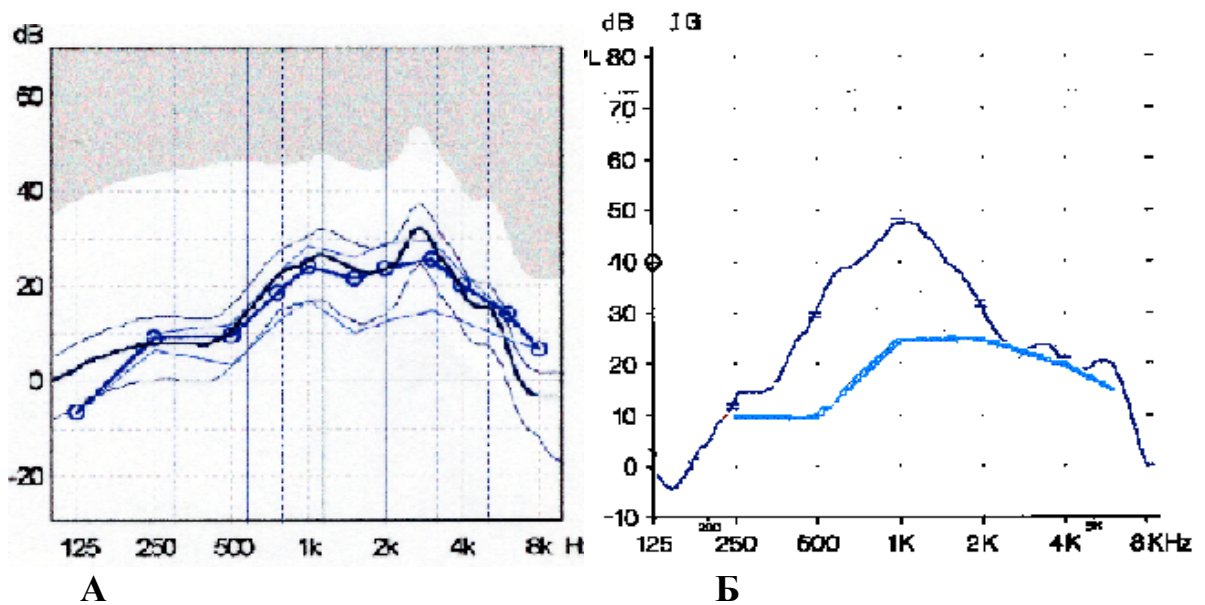


Рис. 6.5. Результаты измерения вносимого усиления в условиях калибровочной камеры – А и реального уха – Б (голубая линия – целевое усиление, синяя линия – вносимое усиление).

Данные измерений свидетельствуют о том, что реальное усиление больше вносимого в частотном диапазоне от 250 Гц до 2 кГц в среднем на 20 дБ. Безусловно, режим функционирования СА был выбран неверно, и пользоваться им нежелательно и небезопасно для пациента.

С целью изменения режима функционирования мы запрограммировали СА в режиме, предложенном программой (целевое усиление рассчитано по формуле NAL-NL1 (4) с учетом аудиологических данных больного, СА Signia HdO+ адаптирован к заданному усилению посредством компьютерной программы Connexx 4.1., версия 4.2. – «речь в тишине»).

Частотный ответ СА в режиме функционирования, предписанном программой, зарегистрированный в условиях камеры объемом 2 см³ реального уха пациента, представлен на рис. 6.6.

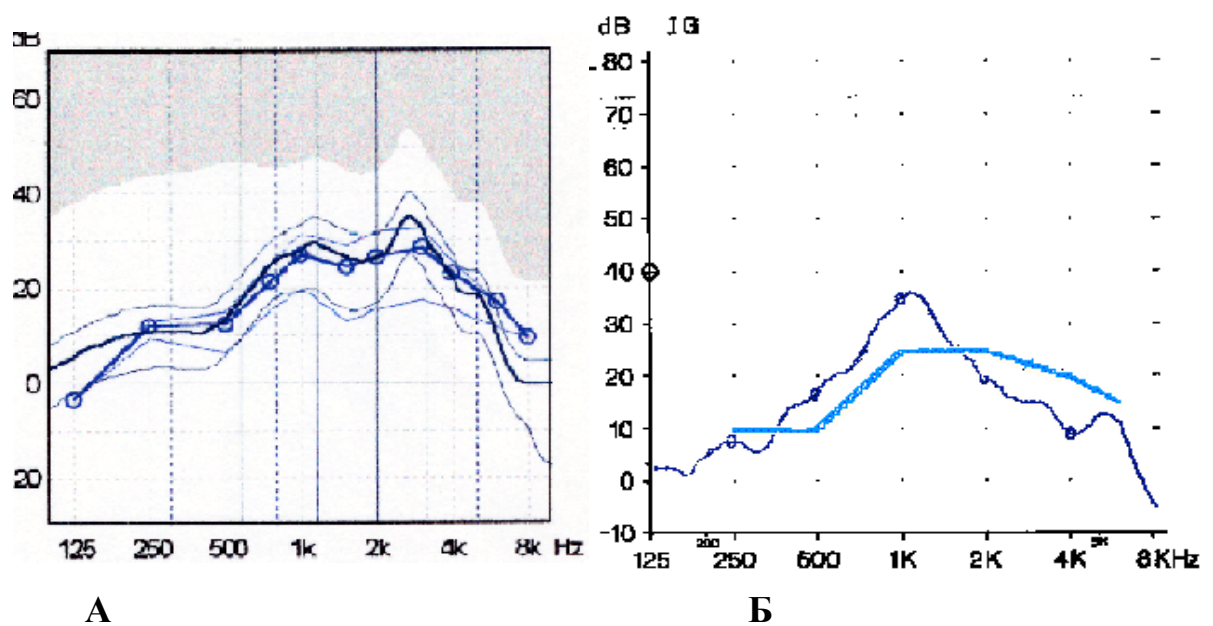


Рис. 6.6. Результаты измерения вносимого усиления в условиях калибровочной камеры – А и реального уха – Б до коррекции (голубая линия – целевое усиление, синяя линия – вносимое усиление).

В данном случае несоответствие реального и целевого усиления наблюдалось в виде пика на частоте 1 кГц, связанного с влиянием свободного прилегания индивидуального ушного вкладыша, и естественной потери усиления на высоких частотах. Тактика электроакустической коррекции должна быть направлена на

нивелирование возникших несоответствий. Окончательный выбор амплитудно-частотных характеристик режима функционирования СА, измеренный в реальном ухе представлен на рис. 6.7.

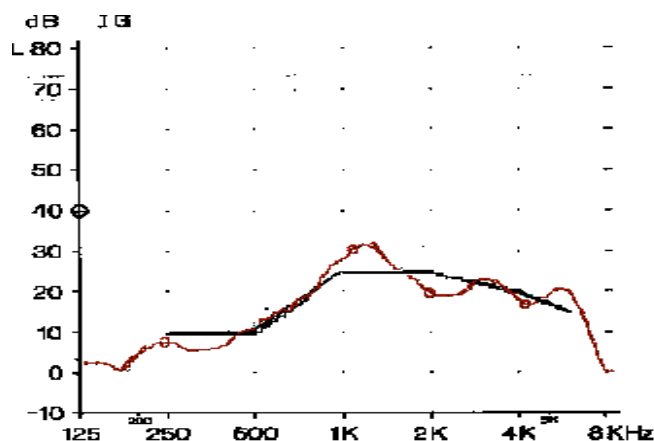


Рис. 6.7. Реальное усиление слухового аппарата, полученное во время последней настроечной сессии (черная линия — целевое усиление, красная линия — вносимое усиление).

В таблице 6 приведен протокол речевой аудиометрии данного больного.

Таблица 7

протокол речевой аудиометрии больного С., 23 лет

	порог распознав. речи (дБ)	восприятие речи в записи (%)	восприятие «живой речи» (%)
без СА	60	-	-
со СА (н-ка прог.)		70	75
со СА (суб. настр.)		80	85
со СА (in situ)		95	95

Как следует из представленных данных, СА дает значительные преимущества уже в первичной настройке, предложенной программой на основании аудиометрических данных пациента. Выбор амплитудно-частотных характеристик на основании данных речевых тестов, т.е. без учета реального усиления, не дал желаемых результатов качества звука и разборчивости речи и позволил пациенту прибегнуть к повторной настройке с целью корректировки данной настройки. Корректировка, осуществленная с учетом реального усиления, значительно улучшила показатели речевой аудиометрии (разборчивость «живой» речи в условиях тишины не отличалась от разборчивости с магнитофонной ленты в свободном звуковом поле) и субъективные ощущения комфортности звучания СА.

Больной Д., 19 лет. Данные тональной пороговой (рис. 6.8.) и надпороговой аудиометрии свидетельствуют о наличии у больного тяжелой двусторонней сенсоневральная тугоухости.

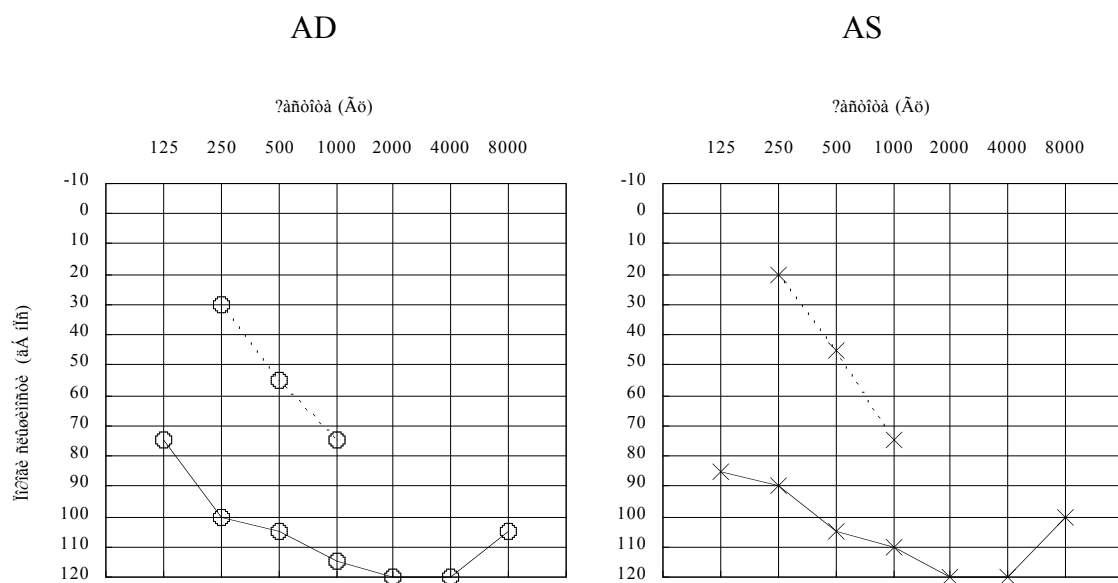


Рис. 6.8. Результаты тональной пороговой аудиометрии больного Д., диагноз: двусторонняя симметричная глухота.

При исследовании акустического импеданса определены тимпанограммы типа «А» с обеих сторон с нормальным значением статической податливости и градиента. Функция слуховой трубы не нарушена. Порог распознавания речи левым и правым ухом составил 70 дБ.

Тактически рекомендована бинауральная электроакустическая коррекция слуха. Пациент согласился лишь на монауральное слухопротезирование (левого уха).

Целевое усиление рассчитано по формуле NAL-NL1 (степень адаптации – 2) с учетом аудиологических данных больного. СА Music P+ адаптирован к заданному усилению посредством компьютерной программы Соппехх 4. 3. версия 4. 3. («речь в тишине»).

Частотный ответ СА, зарегистрированный в условиях камеры объемом 2 см³ реального уха пациента представлен на рис. 6.9.

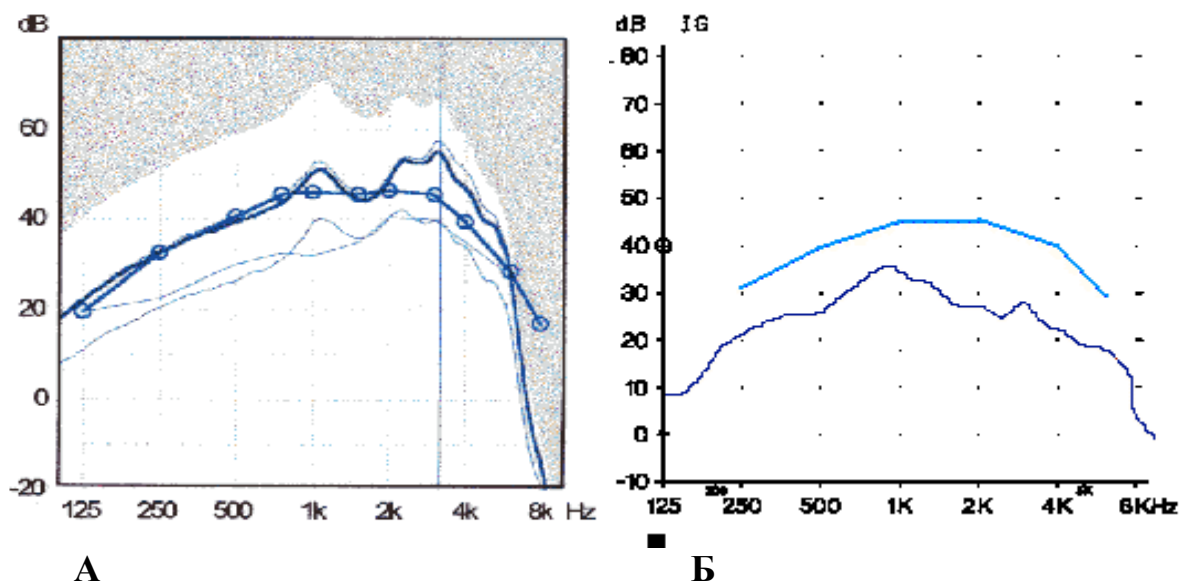


Рис. 6.9. Результаты измерения вносимого усиления в условиях калибровочной камеры – А и реального уха – Б до коррекции (голубая линия – целевое усиление, синяя линия – вносимое усиление).

Результаты измерений, проведенных у больного Д., демонстрируют классическую картину дефицита реального усиления во всем частотном диапазоне у пациентов с глубокой потерей слуха, связанного с возможной работой сложного механизма компрессии СА большой мощности, а также с влиянием акустики вкладыша.

В результате длительного подбора режима функционирования СА пациент отметил наилучшее звучание СА в данной настройке, зарегистрированное измерением в калибровочных и реальных условиях (рис. 6.10).

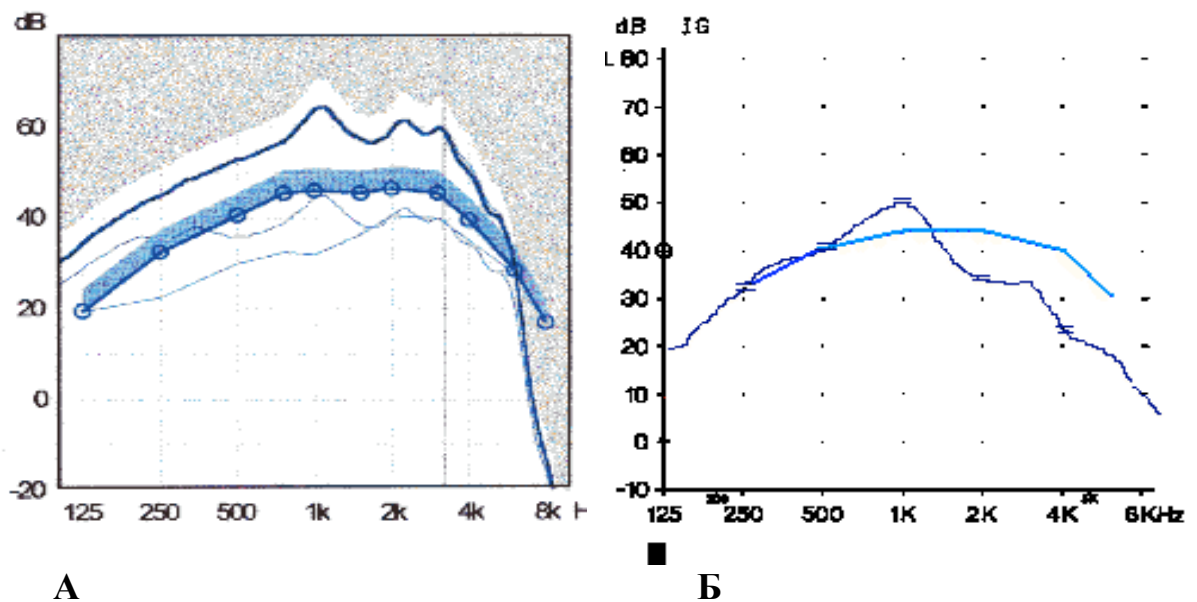


Рис. 6.10. Результаты измерения вносимого усиления в условиях калибровочной камеры – А и реального уха – Б после коррекции (голубая линия – целевое усиление, синяя линия – вносимое усиление).

В таблице 8 приведен протокол речевой аудиометрии данного больного.

Таблица 8

протокол речевой аудиометрии больного Д., 19 лет

	порог распознав. речи (дБ)	восприятие речи в записи (%)	восприятие «живой речи» (%)
без СА	70	-	-
со СА (настр.прог)		10	-
со СА (суб. настр.)		50	45

Таким образом, в результате длительного выбора оптимального режима настройки СА получена кривая вносимого усиления, практически соответствующая целевому усилению. Однако путь, по которому шли к окончательному выбору данного режима, можно было сократить, используя метод настройки «in situ».

В результате проведенных мероприятий по изменению режима функционирования СА с целью достичь лучшей разборчивости речи и качества звучания, нами были получены новые значения реального вносимого усиления, различные в каждой исследуемой группе и представлены в таблицах 9 и 10.

Как видно из таблиц, для экспериментальной группы характерна большая межиндивидуальная вариабельность выбора адекватного реального усиления. Следовательно, в каждом конкретном случае опираться только на субъективные ощущения пациентов (без контроля реального усиления) в выборе оптимального режима функционирования СА не рекомендуется.

Таблица 9

вносимое усиление до- и после настройки (контрольная группа)

частота (кГц)		ЦУ (дБ)	РУ в дБ (перв. настр.)	РУ в дБ (субъект. настр.)
0,25	Среднее (СО)	15 (13)	17 (13)	18 (15)
0,5	Среднее (СО)	19 (14)	21 (12)	24 (16)
1	Среднее (СО)	26 (15)	28 (11)	33 (16)
2	Среднее (СО)	33 (14)	20 (12)	29 (14)
4	Среднее (СО)	26 (14)	11 (12)	19 (11)
6	Среднее (СО)	20 (11)	6 (10)	13 (9)

Таблица 10

вносимое усиление до- и после настройки (экспериментальная группа)

частота (кГц)		ЦУ (дБ)	РУ в дБ (перв. настр.)	РУ в дБ (настр. in situ)
0,25	Среднее (СО)	9 (11)	10 (11)	10 (14)
0,5	Среднее (СО)	13 (12)	14 (11)	14 (13)
1	Среднее (СО)	21 (11)	22 (12)	24 (14)
2	Среднее (СО)	27 (10)	17 (10)	18 (11)
4	Среднее (СО)	26 (8,5)	9 (8,2)	12 (8,2)
6	Среднее (СО)	20 (7,9)	2 (7,9)	9 (6,9)

В среднем после коррекции настройки соответствие реального и целевого усиления в обеих группах соблюдается, хотя избыток усиления на 3-6 дБ в контрольной группе очевидно и нежелательно (рис. 6.11.).

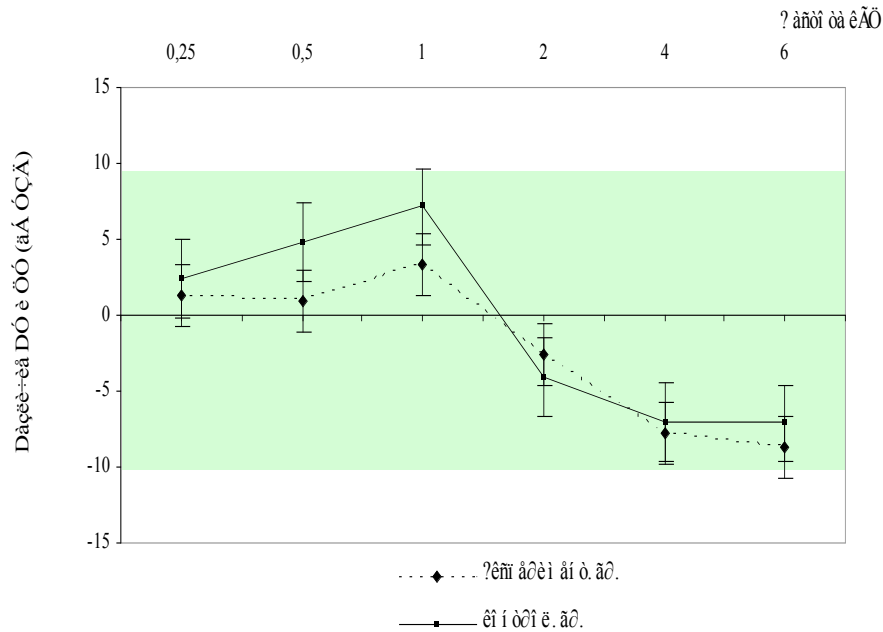


Рис. 6.11. Сравнительная оценка соответствия реального и целевого усиления после коррекции для экспериментальной и контрольной групп.

6.2. Оценка эффективности электроакустической коррекции детей с сенсоневральной тугоухостью.

Процесс верификации слухопротезирования у детей имеет свои особенности и сопряжен с определенными трудностями, в связи с тем, что обеспечение слабослышащих детей соответствующим усилением важно для развития их речи и языка. Как правило, требуется длительное наблюдение за ребенком, чтобы оценить качество протезирования. Тем не менее для изменения электроакустических параметров СА в детском слухопротезировании существуют те же самые причины, как и для взрослых, т.е. оптимизация индивидуального выбора параметров

функционирования СА и оптимизация условий восприятия окружающих звуков.

Оптимизация индивидуального выбора параметров функционирования СА, как известно, основана на выборе необходимого усиления. Однако до сих пор мало известно о желаемом усилении слухового аппарата в детском слухопротезировании. Дети более требовательны к разборчивости речи, чем взрослые. Важно, чтобы усиленная речь была достаточно внятной, с минимальными искажениями, вызванными системой «клиппирования» усилителя, в то время, как громкие звуки не были бы излишне громкими, вызывающими ощущение дискомфорта. В связи с этим, подход к оценке выбора оптимального режима функционирования СА для детей различных возрастных групп и имеющих различную степень тугоухости не может быть одинаков.

Так для маленьких детей и детей с глубокой потерей слуха, и не владеющих речью, тактика электроакустической коррекции была направлена на оптимизацию условий восприятия окружающих звуков и оценка электроакустической коррекции происходила на основе субъективных ощущений сурдопедагога (I группа). Рекомендуемый им режим оценивался измерением амплитудно-частотных характеристик СА в реальном ухе. Для детей, имеющих 1-3-ю степень тугоухости (II группа), использовался режим настройки «in situ» и стандартные тесты речевой разборчивости, соответствующие возрастной категории.

На рис. 6.12. и 6.13. представлены результаты соотношения реального усиления к целевому до и после коррекции настройки для двух групп. Как показывают результаты, для больных с сенсоневральной тугоухостью в детской популяции с глубокой потерей слуха (I группа) тактика выбора оптимальной настройки без учета реального усиления была направлена на увеличение усиления во всем частотном диапазоне, в

основном, за счет изменения режима работы компрессии (повышение ПСК).

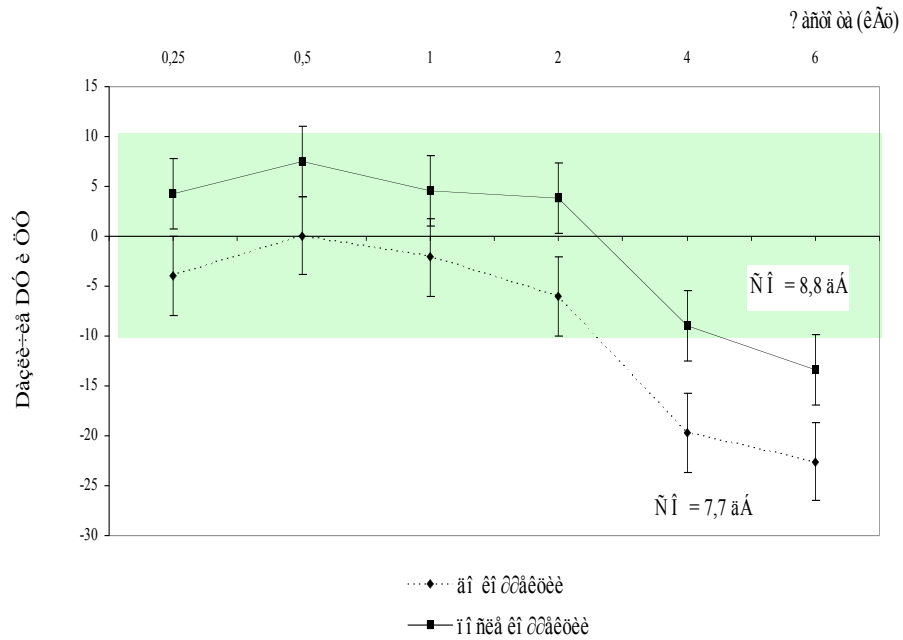


Рис. 6.12. Результаты коррекции вносимого усиления в I группе.

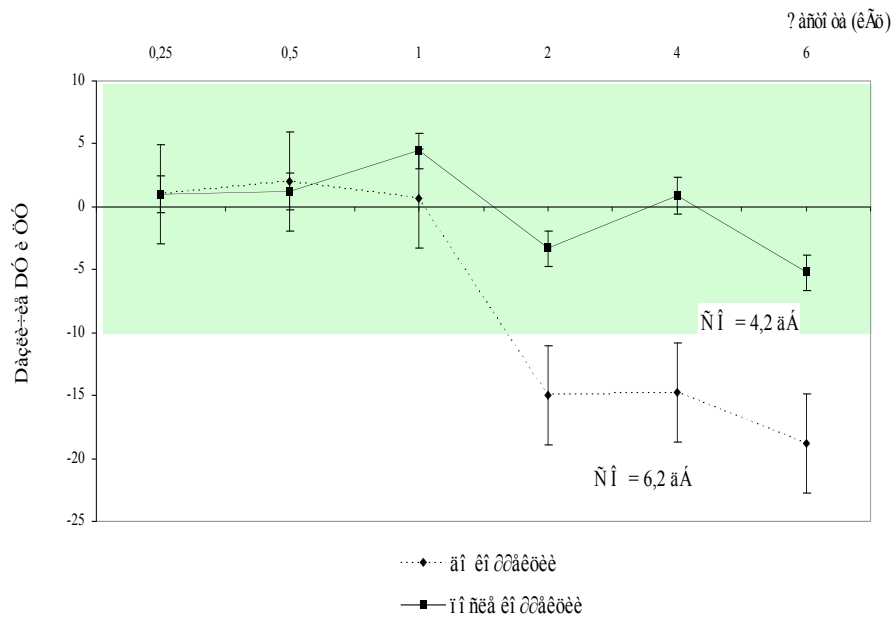


Рис. 6.13. Результаты коррекции вносимого усиления во II группе.

Многие авторы считают, что режим работы компрессии СА с нелинейным усилением может ограничить ВУЗД (что и наблюдается при измерении вносимого усиления СА большой мощности), но при этом может ослабить нормальную амплитуду флюктуации речи и, таким образом, ухудшить процесс ее восприятия [38]. Несмотря на то, что данная тактика выбрана эмпирически, она практически следует последним исследованиям, доказывающие ограниченность выгоды высокочастотного усиления для больных с глубокой потерей слуха [54].

Для детей, имеющих слабую и среднюю потери слуха, тактика выбора оптимального режима функционирования СА соответствует таковой у взрослых и направлена оптимизацию индивидуального выбора параметров функционирования СА. В результате наблюдается практически полное соответствие реального и целевого усиления. В данном случае усиление на высоких частотах оправдано и необходимо для улучшения разборчивости речи.

Величина стандартного отклонения, характеризующая межиндивидуальную вариабельность, в I группе заметно выше, и обусловлена индивидуальными возможностями слуховой системы в достижении заданного усиления. Так или иначе, выбор необходимого усиления опирается на формулы расчета вносимого усиления, основанные на аудиологических данных. Не всегда технические возможности усиливающих устройств позволяют достичь желаемое реальное усиление.

Для примера приводим выписку из истории болезни.

Больная К., 12 лет. Данные тональной пороговой (рис. 6.14.) и надпороговой аудиометрии свидетельствуют о наличии у больного тяжелой двусторонней сенсоневральная тугоухости.

При исследовании акустического импеданса определены тимпанограммы типа «А» с обеих сторон с нормальным значением

статической податливости и градиента. Функция слуховой трубы не нарушена. Порог распознавания речи левым и правым ухом составил 95 дБ.

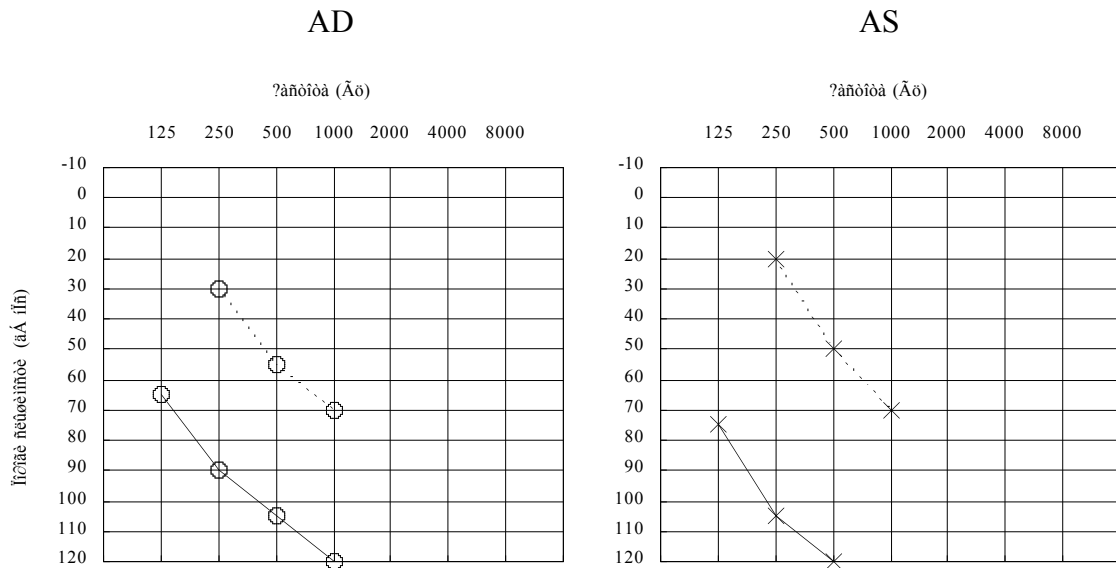


Рис. 9.14. Результаты тональной пороговой аудиометрии больной К. с диагнозом двусторонняя глухота.

Тактически рекомендована бинауральная электроакустическая коррекция слуха. Целевое усиление рассчитано по формуле NAL-RP (степень адаптации – 3) с учетом аудиологических данных больной. СА Swing S3+ адаптирован к заданному усилению посредством компьютерной программы Sonexx 4.1. версия 4.2. («речь в тишине»). ПСК установлен на уровне 55 дБ, РС - -12 дБ.

Частотный ответ СА, зарегистрированный в условиях камеры объемом 2 см³ реального уха больной, представлен на рис. 6.15.

Как видно, реальное усиление рекомендуемого программой режима функционирования СА меньше целевого, рассчитанного для данной потери слуха, во всем частотном диапазоне. Реакция на звуки средней интенсивности отсутствует. После коррекции настройки (в данном случае установлен максимальный режим работы СА) целевого усиления также

достичь не удалось в связи с ограниченными возможностями СА (рис. 6.16.).

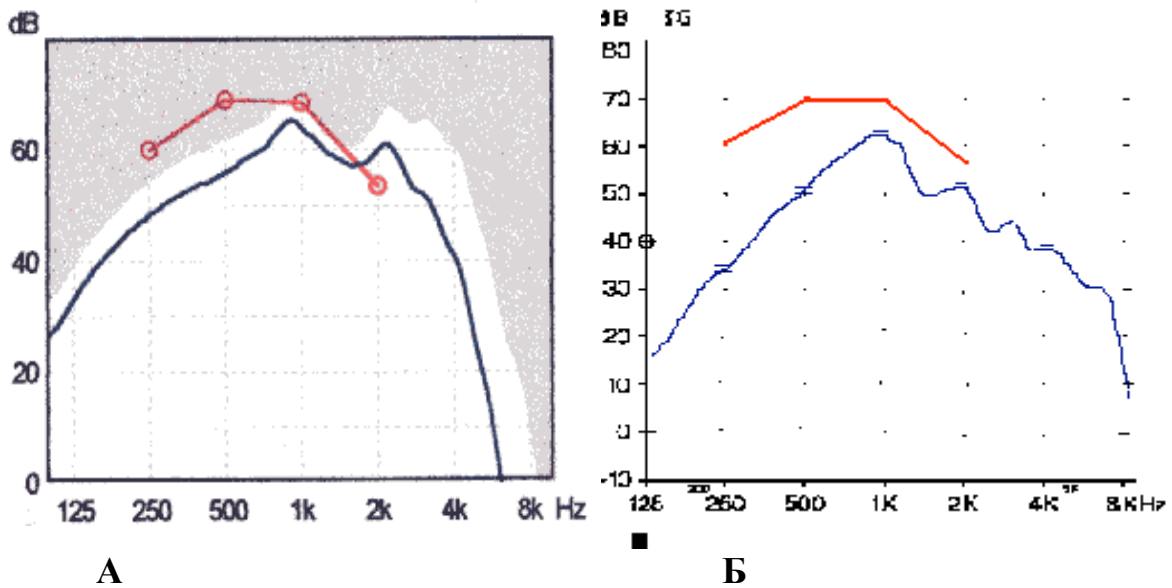


Рис. 6.15. Результаты измерения вносимого усиления в условиях калибровочной камеры – А и реального уха – Б до коррекции настройки (красная линия – целевое усиление, синяя линия – вносимое усиление).

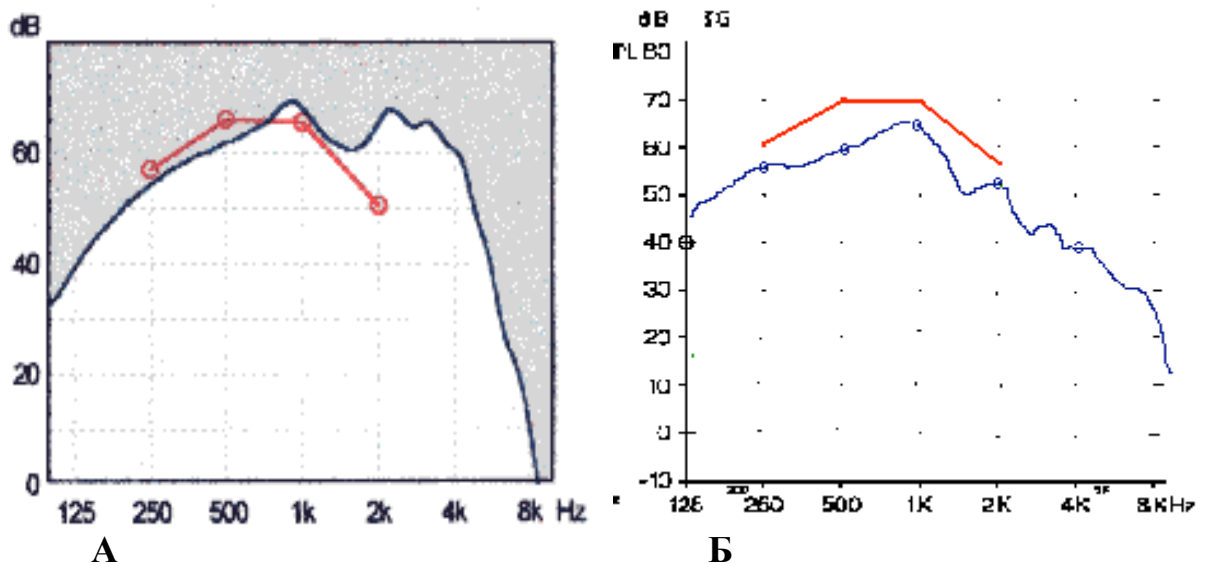


Рис. 6.16. Результаты измерения вносимого усиления в условиях калибровочной камеры – А и реального уха – Б после коррекции настройки (красная линия – целевое усиление, синяя линия – вносимое усиление).

При оценке восприятия речевых звуков режим функционирования СА, предписанный программой, не обеспечивал слышимость речи, реакция на слоги с расстояния 4 м была достигнута лишь при использовании максимальных возможностей СА. Измерение реального усиления позволило объективно показать неэффективность слухопротезирования для данной больной.

Таким образом, при электроакустической коррекции глубоких потерь слуха СА большой мощности необходимо учитывать технические возможности и особенности каждой конкретной модели СА, определить которые иногда позволяют лишь измерения, сделанные при помощи метода определения реального усиления (см. выше).

Приведенные клинические наблюдения свидетельствуют о том, что при выборе оптимального режима функционирования СА определение реального усиления должно явиться этапом в процессе электроакустической коррекции слуха детей и взрослых с нарушениями слуха.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ.

В клинической практике выбор амплитудно-частотных характеристик СА, особенно программируемых, не всегда подкрепляется объективными измерениями, а опирается на измерение их в камере объемом 2 см³, обуславливая, тем самым, ошибки при выборе режима функционирования СА. Это может явиться причиной недостаточной эффективности электроакустической коррекции слуха, а иногда и отказа от ношения СА в дальнейшем.

Известно, что индивидуальные особенности уха пациента, акустические свойства ушного вкладыша и электроакустические возможности различных моделей СА влияют на спектр усиленных сигналов, подводимых к барабанной перепонке, и создают условия для межиндивидуальной варибельности значений РКРУ независимо от возраста, что не позволяет использовать измерения в калибровочной камере для выбора амплитудно-частотных параметров СА.

В результате проведенных в диссертации исследований соотношения звукового давления, являющегося результатом работы слухового аппарата, измеренного в камере объемом 2 см³ и в ухе пациента с использованием индивидуального ушного вкладыша, выявили, что у взрослых пациентов с сенсоневральной тугоухостью, пользующихся программируемыми СА, реальный выходной уровень звукового давления меньше измеренного в калибровочных условиях в среднем на -5 ($\pm 1,8$) дБ на частоте 4 кГц (при небольшой и средней потере слуха) и -6 -8 ($\pm 2,0$) дБ в частотном диапазоне 1-4 кГц (при глубокой потере слуха).

Следует отметить, что эти данные расходятся с основными постулатами в работах Sachs и соавт. (1972) и Hawkins и соавт. (1990), свидетельствующих о том, что средние значения РКРУ больше в высокочастотном диапазоне. Отмеченные разногласия могут быть

объяснены тем, что в своих исследованиях они использовали для «in situ» – измерений ушные вкладыши из пенного материала, либо индивидуальные ушные вкладыши, модифицированные для максимального соответствия реальному и целевому усилению. В то время, как именно акустическим особенностям ушного вкладыша принадлежит решающая роль в изменении реального ВУЗД, о чем свидетельствуют исследования Dalsgaard (1976) и Killion и Revit (1993) и результаты нашей работы.

Ряд авторов (Barlow et al, 1988; Feigin et al., 1989; Hoover, et al, 2000) указывают значения стандартного отклонения, характеризующие межиндивидуальную вариабельность, в низкочастотном диапазоне – 3-5 дБ, в высокочастотном – 6-8 дБ. Данные, полученные нами, показали, что изменение значений СО происходит в соответствии со степенью потери слуха. Так, величина СО достигала 5,7 дБ в частотном диапазоне до 2 кГц, увеличиваясь до 7,5 дБ на частотах выше 2 кГц (для 1-3-й степени тугоухости). Было выявлено, что при глубокой потере слуха величина СО имела более высокие значения (7,5 дБ в частотном диапазоне до 2 кГц и 10 дБ на высоких частотах), вследствие дополнительного влияния компрессии на выходные характеристики СА. Возрастание вариабельности на высоких частотах соответствует данным, полученным другими авторами [69].

Изучение влияния статической податливости барабанной перепонки на выходные характеристики СА освещено в литературе на примерах больных отосклерозом и перфоративным средним отитом [71]. Нами была установлена статистически достоверная зависимость статической податливости барабанной перепонки и реального ВУЗД для взрослого контингента больных с сенсоневральной тугоухостью. Подтверждено, что увеличение жесткости барабанной перепонки ведет к увеличению реального УЗД в низкочастотном диапазоне (на 0,3 дБ на частоте 250 Гц и 0,6 дБ на частоте 500 Гц).

Анализ литературы обнаружил немногочисленность работ, посвященных акустическим эффектам перфорации барабанной перепонки на результаты электроакустической коррекции. Moryl и соавт. (1992), Liu и Lin (1999) показали, что значения РКРУ при перфорированных барабанных перепонках меньше в частотном диапазоне от 500 до 1000 Гц в среднем на 8 дБ, при этом СО, характеризующее межиндивидуальную вариабельность, на 2,2 дБ больше. В наших исследованиях реальный ВУЗД был меньше измеренного в калибровочной камере практически во всем исследуемом частотном диапазоне в среднем на $-6.5 (\pm 2,3)$ дБ, имея при этом значительно более выраженную межиндивидуальную вариабельность, нежели у пациентов, с интактной барабанной перепонкой (в среднем на 4,5 дБ). Потеря вносимого усиления составила в среднем $-12 (\pm 2,1)$ дБ.

В отечественной и зарубежной литературе не удалось найти исследований по оценке влияния алгоритма компрессии на реальные выходные характеристики СА. Не секрет, что компрессия ограничивает выходной уровень звукового давления, однако зарегистрировать изменение ВУЗД стандартными измерениями в калибровочных условиях для клинической практики недостаточно. Влияние механизма компрессии в совокупном влиянии различных факторов на реальный выходной уровень звукового давления СА в наших исследованиях проявляется в виде уменьшения значений РКРУ (уменьшение реального ВУЗД) уже начиная с частоты 1 кГц (-2 дБ), достигая $-4 (\pm 2,4)$ дБ на частоте 2 кГц и $-3 (\pm 2,4)$ дБ на частоте 4 кГц. СА большой мощности уменьшают реальный ВУЗД дополнительно на -4 дБ на частоте 1 кГц и на -2 дБ в частотном диапазоне 4-6 кГц. Таким образом, выявленное реальное уменьшение выходного уровня звукового давления СА, по причине действия компрессии, имеет практическую ценность, т.к. создает дополнительный дефицит вносимого

усиления на высоких частотах, что может негативно отразиться на разборчивости речи в целом.

Критерием оценки соответствия СА данной потере слуха, как известно, является точность соответствия кривых вносимого и целевого усиления. Исследования Dalsgaard и Jensen (1976), определили естественную потерю усиления, обусловленную введением ушного вкладыша в слуховой проход, в среднем в частотном диапазоне 2–4 кГц. В результате проведенных нами исследований удалось определить зависимость потери вносимого усиления от степени тугоухости. Так, для взрослых с 1-3-й степенью тугоухости дефицит реального усиления составил – 10 ($\pm 2,3$) дБ на 2 кГц, –16 ($\pm 2,9$) дБ на 4 кГц, –17 ($\pm 2,3$) дБ на 6 кГц. Для пациентов с 4-й степенью тугоухости и глухотой потеря вносимого усиления наблюдалась во всем частотном диапазоне (в среднем на –10,3 ($\pm 2,3$) дБ) и объясняется не только влиянием индивидуального ушного вкладыша на спектр усиленных сигналов, подводимых к барабанной перепонке, но также ограниченными возможностями используемого слухового аппарата и влиянием компрессии, еще более ограничивающей эти возможности.

Появление высоких технологий в слухопротезировании открывает новые возможности удовлетворения потребностей слабослышащих. Электроакустические характеристики СА с цифровым сигнальным процессором регулируются с помощью математических алгоритмов или серии компьютерных инструкций, которые контролируют работу ЦСП. Большинство исследовательских публикаций ограничивается лишь описанием функционирования отдельных звеньев цифрового сигнального процессора [131, 184]. В представленной работе проведена сравнительная оценка реальной работы СА с аналоговой обработкой сигнала и СА с цифровым сигнальным процессором при помощи метода определения реального усиления. Результаты исследования показали, что преимущество

использования ЦСП проявляется, прежде всего, в меньших значениях стандартного отклонения значений РКРУ по сравнению с АСА (в среднем на 1,4 дБ), отражающих большие адаптационные возможности СА с цифровым сигнальным процессором, в то время, как более низкий порог срабатывания компрессии ЦСА создает дополнительный дефицит усиления на высоких частотах (3-5 дБ в частотном диапазоне 1-4 кГц).

В литературе недостаточно освещен вопрос изучения особенностей реальных выходных характеристик СА при электроакустической коррекции слуха у детей с сенсоневральной тугоухостью и ограничивается лишь изучением резонаторных свойств уха ребенка. Некоторые исследователи заменяют «in situ» – измерения у детей использованием коррекционного фактора, основанного на средних значениях РКРУ, соответствующих возрасту ребенка [49, 125]. Однако не все исследователи поддерживают подобный подход к детскому слухопротезированию, объясняя его нецелесообразность наличием выраженной межиндивидуальной вариабельности значений РКРУ у детей [70, 121, 188].

Данное исследование позволило определить возможности прогнозирования реального усиления программируемых СА измерением его амплитудно-частотных характеристик в камере объемом 2 см³ для детской популяции. Были получены следующие значения РКРУ: для 1-3-й степени тугоухости реальный ВУЗД превышал измеренный в камере на 2-5 ($\pm 2,1$) дБ на частоте 0,5-1 кГц, уменьшаясь до -3 ($\pm 3,9$) дБ на частоте 4 кГц. С увеличением степени тугоухости уменьшались и значения реального ВУЗД, достигая -4 ($\pm 3,3$) дБ на частотах 1 и 2 кГц и -8 ($\pm 6,5$) дБ на частоте 4 кГц, как результат дополнительного влияния компрессии на выходные характеристики СА большой мощности.

Сравнительная оценка средних значений РКРУ для детей и взрослых подтвердила ранние исследования Barlow и соавт. (1988) и Feigin и соавт. (1989), свидетельствующие о том, что у детей УЗД, создаваемый СА в

слуховом проходе, больше, чем в слуховом проходе взрослого пациента из-за меньшего объема его у ребенка (на 5 дБ в частотном диапазоне 1–3 кГц). В наших исследованиях ВУЗД в детской популяции был выше, чем у взрослых, на 2-3 ($\pm 1,9$) дБ на низких частотах (до 1 кГц) и на 1 ($\pm 2,1$) дБ на частотах выше 2 кГц.

Значения стандартного отклонения, характеризующие межиндивидуальную вариабельность, составили 6,0 дБ в частотном диапазоне до 1 кГц и 8,3 дБ на частотах выше 2 кГц. У детей были получены большие значения СО на высоких частотах, чем у взрослых, что отмечено и другими авторами [188] и связано с меньшим объемом слухового прохода и, в связи с этим, большим эффектом стоячих волн на точность измерений.

При изучении особенностей влияния статической податливости барабанной перепонки на реальный выходной уровень звукового давления СА, характерной для детей с сенсоневральной тугоухостью, была выявлена статистически достоверная зависимость статической податливости барабанной перепонки и реального ВУЗД, которая определена на частотах 0,25, 4 и 6 кГц, причем на высоких частотах (4 и 6 кГц) наблюдалась прямая корреляционная зависимость, т.е. с увеличением мобильности барабанной перепонки увеличивалось и реальное ВУЗД (на 1,7 и 1,8 дБ соответственно).

Данные исследований Snik и Hombergen (1993) и Snik и Stollman (1995) о том, что среднее значение вносимого усиления у детей больше, чем у взрослых, вне зависимости от степени тугоухости, подтвердил анализ соотношения реального и целевого усиления у детей, который выявил лучшее соответствие этих двух показателей у детей, чем у взрослых. Потеря вносимого усиления в наших исследованиях составила в среднем $-7 (\pm 2,8)$ дБ на частоте 2 кГц, $-17 (\pm 2,8)$ дБ на частоте 4 кГц и $-19 (\pm 2,8)$ дБ на частоте 6 кГц и не зависела от степени потери слуха.

При оценке эффективности электроакустической коррекции слуха методом речевой аудиометрии у взрослых пациентов с сенсоневральной потерей слуха была выявлена необходимость коррекции настройки СА, рекомендованной программой на основании лишь аудиометрических и возрастных данных, практически во всех случаях.

Исследование разборчивости речи у пациентов после коррекции первичной настройки СА показало, что достижение максимальной разборчивости речи без контроля вносимого усиления идет по пути большего усиления на низких и средних частотах (на 5-7 дБ на частотах 500 и 1000 Гц), что в свою очередь может пагубно отразиться на слуховой функции пациента и служить поводом для отказа от ношения слухового аппарата в дальнейшем. Кроме того, была отмечена большая межиндивидуальная вариабельность выбора адекватного реального усиления для пациентов контрольной группы (СО в контрольной группе больше чем в экспериментальной в среднем на 2,7 дБ).

При оценке эффективности электроакустической коррекции слуха у детей с сенсоневральной тугоухостью 4-й степени и глухотой результатом выбора «оптимальной» настройки СА без учета реального усиления, опираясь только на субъективные ощущения сурдопедагога, явилось увеличение усиления во всем частотном диапазоне, в результате чего наблюдался избыток реального усиления на низких и средних частотах (на 5,6 (\pm 3,5) дБ), потеря вносимого усиления на высоких частотах при этом не была компенсирована и достигала -10 (\pm 4,7) дБ. Величина стандартного отклонения, обусловленная субъективизмом подхода, возросла на 1,1 дБ.

Для детей с 1-3-й степенью тугоухости окончательный выбор режима функционирования СА, основанный на настройке «in situ», был сделан в точном соответствии реального и целевого усиления, величина СО при этом уменьшилась на 2,2 дБ, что указывает на то, что настройка

«in situ» является более точным и объективным подходом к выбору параметров электроакустической коррекции слуха у детей.

Таким образом, в результате проведенного исследования были получены данные, подтверждающие, что выбор оптимального режима функционирования СА на основании только аудиологических данных, без учета влияния акустических особенностей уха пациента, а также характеристик индивидуального ушного вкладыша на реальный ВУЗД, может не дать желаемого результата, а иногда и вызвать чувство дискомфорта у больного, что будет служить причиной отказа в дальнейшем от ношения СА.

Были выявлены закономерности, характеризующие степень влияния отдельных компонентов сложной системы «больной– ушной вкладыш – СА» на реальные выходные характеристики СА, определен характер соотношения реального и целевого усиления и преимущества использования СА с цифровым сигнальным процессором в электроакустической коррекции слуха у детей и взрослых.

Проведена объективная и субъективная оценка эффективности электроакустической коррекции слуха у детей и взрослых, что, в свою очередь, доказывает необходимость измерений ВУЗД в реальном ухе с использованием индивидуального ушного вкладыша всегда, когда требуется корректировка первичной настройки СА, или модифицируется ушной вкладыш. Особенно это актуально для пациентов с сенсоневральной тугоухостью, имеющих глубокую степень потери слуха и пользующихся мощными моделями слуховых аппаратов, детей и больных, страдающих патологией среднего уха.

Все это позволило разработать и обосновать подход к повышению эффективности электроакустической коррекции слуха.

ВЫВОДЫ

1. Реальный ВУЗД, создаваемый СА у барабанной перепонки взрослых пациентов с сенсоневральной тугоухостью, пользующихся программируемыми СА, меньше измеренного в камере объемом 2 см³ в среднем на -5 (\pm 1,8) дБ на частоте 4 кГц (при небольшой и средней потере слуха) и -6 -8 (\pm 2,1) дБ в частотном диапазоне 1-4 кГц (при глубокой потере слуха) и характеризуется выраженной межиндивидуальной вариабельностью, коррелирующей со степенью потери слуха.

2. Для взрослых пользователей СА, страдающих сенсоневральной тугоухостью различной степени, влияние жесткостных свойств барабанной перепонки и среднего уха проявляется в уменьшении реального ВУЗД в ответ на увеличение ее податливости и затрагивает частоты 250 и 500 Гц (на 0,3 и 0,6 дБ, соответственно).

3. У детей с сенсоневральной тугоухостью на частотах 4 и 6 кГц имеет место увеличение реального ВУЗД в ответ на увеличение мобильности барабанной перепонки.

4. Влияние перфорации барабанной перепонки на выходные характеристики СА проявляется в уменьшении реального ВУЗД практически во всем частотном диапазоне (в среднем на -6,5 (\pm 2,3) дБ) и характеризуется более выраженной межиндивидуальной вариабельностью, чем у больных с сенсоневральной потерей слуха.

5. Влияние алгоритма компрессии создает дополнительный дефицит вносимого усиления на высоких частотах (-2 (\pm 2,1) дБ на частоте 1кГц, -4 (\pm 2,4) дБ на частоте 2 кГц и -3 (\pm 2,4) дБ на частоте 4 кГц). СА большой мощности уменьшают реальный ВУЗД дополнительно на -4 дБ на частоте 1 кГц и на -2 дБ в частотном диапазоне 4-6 кГц.

6. Для пациентов, имеющих глубокую потерю слуха, технические особенности функционирования СА большой мощности служат

дополнительным фактором, влияющим на реальное усиление (уменьшение реального усиления наблюдается всем частотном диапазоне в среднем на $-10,3 (\pm 2,3)$ дБ).

7. Преимущество использования ЦСА проявляется в меньшей межиндивидуальной вариабельности значений РКРУ по сравнению с АСА (в среднем на 1,4 дБ), что отражает большие адаптационные возможности СА с цифровым сигнальным процессором, в то время как более низкий порог срабатывания компрессии ЦСА создает дополнительный дефицит усиления на высоких частотах ($-3 -5$ дБ в частотном диапазоне 1-4 кГц).

8. Особенности выбора амплитудно-частотных характеристик СА в детском слухопротезировании связаны с меньшим объемом слухового прохода детей, что отражается в большем, чем у взрослых, реальном ВУЗД и в лучшем соответствии реального и целевого усиления. Естественная потеря вносимого усиления затрагивает высокочастотный диапазон и составляет в среднем $-7 (\pm 2,8)$ дБ на частоте 2 кГц, $-17 (\pm 2,8)$ дБ на частоте 4 кГц и $-19 (\pm 2,8)$ дБ на частоте 6 кГц вне зависимости от степени тугоухости.

9. Выбор оптимального режима функционирования программируемых СА, как у взрослых, так и у детей, не должен ограничиваться настройкой на основе аудиологических данных пациента и требует коррекции амплитудно-частотных характеристик, рекомендованных программой, практически во всех случаях.

10. Коррекция первоначального режима функционирования СА (как у взрослых, так и у детей), произведенная с целью достижения максимальной разборчивости речи, но проведенная без контроля вносимого усиления, сопровождается избытком усиления на низких и средних частотах (на 5-7 дБ на частотах 500 и 1000 Гц) и имеет более выраженную межиндивидуальную вариабельность (более, чем на 2,7 дБ у взрослых и 3,8 дБ у детей).

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. При выборе режима функционирования СА необходимо учитывать, что измерение амплитудно-частотных характеристик СА в условиях камеры объемом 2 см³, не отражает комплексного функционирования системы «СА – вкладыш – ухо», обуславливая, тем самым, ошибки.

2. На выходные характеристики СА оказывают влияние анатомо-функциональные особенности уха пациента, акустика индивидуального ушного вкладыша и электротехнические особенности СА. Зарегистрировать результат данного влияния помогает метод определения реального усиления.

3. Необходимость измерений ВУЗД в реальном ухе с использованием индивидуального ушного вкладыша возникает всегда, когда требуется корректировка первичной настройки СА, или модифицируется ушной вкладыш. Особенно это актуально для пациентов с диагнозом сенсоневральная тугоухость, имеющих глубокую потерю слуха и пользующихся мощными моделями СА, а также детей и больных, имеющих патологию среднего уха.

4. Выбор оптимального режима функционирования СА в каждом конкретном случае должен проводиться с использованием метода измерения реального выходного уровня звукового давления СА, т.е. «in situ». Данный метод должен явиться этапом электроакустической коррекции слуха в каждом конкретном случае.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Базаров В.Г., Лисовский В.А., Мороз Б.С., Токарев О.П. Основы аудиологии и слухопротезирования. // Медицина. – 1984. Стр. 226-228.
2. Богомильский М.Р., Сапожников Я.М., Радциг Е.Ю., Попов Б.Р. Современные возможности и особенности электроакустической коррекции слуха у детей. // Учебное пособие – М. 1998.
3. Гринберг Г.И., Зиндер Л.Р. Таблицы слов для речевой аудиометрии в клинической практике. // Труды Ленинградского НИИ по болезням уха, горла, носа и речи. – Л. – 1957 – т.2. – Стр. 45-47.
4. Загорянская М.Е., Румянцева М.Г. Значение эпидемиологических методов исследования в профилактике нарушений слуха у детей. // Российская отоларингология. – С-П. – 2003. – № 3 (6). – Стр. 73-83.
5. Кириллова И.П., Шишкина Е.И. Подходы к повышению эффективности индивидуального слухопротезирования. // В кн.: Тезисы докладов 1-го Международного симпозиума «Современные проблемы физиологии и патологии слуха». – М. – 1993. – Стр. 106-107.
6. Мороз Б.С., Базаров В.Г., Гехт Ю.К. Методика подбора слуховых аппаратов при слухопротезировании. // Научная думка. – 1982. – Стр. 48.
7. Радциг Е.Ю. Повышение эффективности слухопротезирования в детском возрасте с помощью использования компьютерных аналитических систем и индивидуальных ушных вкладышей. // Автореф. диссертации канд. мед. наук. – М. – 1997.
8. Руденко В.П., Потапов В.А. Упрощенный способ речевой аудиометрии. // Военно-мед. Журнал. – 1974 (8). – Стр. 82-84.

9. Сапожников Я.М. Индивидуальные ушные вкладыши и их значение в электроакустической коррекции слуха. // В кн.: Материалы XVI съезда отоларингологов РФ. – Сочи. – 2000. – Стр. 225.
10. Сапожников Я.М. Современные методы диагностики, лечения и коррекции тугоухости и глухоты у детей в возрастном аспекте. // Автореферат диссертации доктора мед. наук. – М. – 1996. – Стр.222.
11. Сапожников Я.М., Богомильский М.Р. Современные методы диагностики, лечения и коррекции тугоухости и глухоты у детей. // «ИКАР» – М. – 2001. – Стр.169-212.
12. Сапожников Я.М., Радциг Е.Ю., Попов Б.Р. Настройка слухового аппарата на реальном ухе без индивидуального ушного вкладыша. // В кн.: Материалы Научно-практической конференции. – Суздаль. – 1999.
13. Саркисова Э.А. Влияние расположения зонда на электроакустические характеристики при измерениях в реальном ухе. // В кн.: Тезисы к докл. – IV Международный симпозиум. – Суздаль. – 2001. – Стр. 155-156.
14. Саркисова Э.А. Использование метода измерения в реальном ухе для оценки работы программируемых цифровых слуховых аппаратов. // Российская отоларингология.– С-П. – 2002 (1). – Стр. 127-129.
15. Соколов Ю.К. Измерение вносимого усиления *in situ* для настройки слухового аппарата при слухопротезировании. // В кн.: Тезисы к докл. – VII съезд оториноларингологов Украины. – Киев. – 1995. – Стр. 299.
16. Соколова О.В. Стратегия слухопротезирования. // В кн.: Тезисы к докл. – VII съезд оториноларингологов Украины. – Киев. – 1995. – Стр. 299-230.

17. Таварткиладзе Г.А. Современные возможности и перспективы слухопротезирования. // В кн.: Отоларингология. Избранные актуальные проблемы. – М. – 1988. – Стр.122-134.
18. Таварткиладзе Г.А. Современные возможности и перспективы электроакустической коррекции слуха. // Рос. Мед. Журнал. – М. – 1999 (1). – Стр. 8-25.
19. Таварткиладзе Г.А., Шишкина Е.И. Методика выбора параметров электроакустической коррекции. // Методические рекомендации ВНЦАиС МЗ СССР – М. – 1991.
20. Таварткиладзе Г.А., Шишкина Е.И., Кириллова И.П. Обоснование стратегии расчета оптимальных параметров электроакустической коррекции. // Пособие для врачей – М. – 1997.
21. Темкина И.Я. Аудиометрические тесты в клинике тугоухости. // Автореф. дис. докт. мед. Наук. – М. – 1971.
22. Токарев О.П. Факторы и условия индивидуальной эффективности слухопротезирования. // Автореф. дис. докт. мед. Наук. – М. – 1987.
23. Шишкина Е.И. Методика расчета параметров электроакустической коррекции. // В кн.: Материалы Международной научно-практической конференции. Актуальные вопросы клинической отоларингологии. – Иркутск. – 1992.
24. Ahlbom C. Modern Approaches to Hearing Aid Fitting. // В кн.: Тезисы к докл. Актуальные вопросы оториноларингологии. – Суздаль. – 1997.
25. Ambrose WR, Neal WRJ. The effect of frequency bandwidth on speech discrimination by hearing impaired subjects. // J Aud Res. – 1973. – P. 13: 224.

26. American National Standards Institute. American national standards for an occluded ear simulator, ANSI S3.25 1979. New York. Acoustical Society of American.
27. American National Standards Institute. Methods of Measurement of Performance Characteristics of Hearing Aids Under Simulated In Situ Working Conditions (ANSI S3.35 – 1985). // New York. Acoustical Society of American.
28. American National Standards Institute. Specification of Hearing Aids Characteristics (ANSI S3.35 – 1987). // New York. Acoustical Society of American.
29. ANSI S3. 46. (1997) Methods of measurement of real-ear performance characteristics of hearing aids. New York, NY: American National Standards Institute.
30. Ayers EW. A discussion of some problems involved in deriving objective performance criteria for a wearable hearing aid from clinical measurements with laboratory apparatus. Proc. I-st ICA Congress. Delft 1953. – P. 141-143.
31. Balfour PB, Hawkins DB. Aided Masked Thresholds: Case of Deception. // J Am Acad Audiol Jul. – 1993. – 4 (4): P. 272-274.
32. Barlow NLN, Auslander MC, Rines D, Stelmachowicz P.G. Probe Tube Measurements in Hearing-Impaired Children and Adults. // Ear Hear. – 1988 (9): P. 243-247.
33. Benson D, Clark TM, Johnson JS. Patient Experiences with Multiband Full Dynamic Compression. // Ear Hear Apr. – 1993. – V 14 (2). – P. 144-145.
34. Bergenstoff H. Earmould design and its effect on real ear insertion gain. // Hear Instr. – 1983. – 34 (9).

35. Berninger E, Ovegard A, Svard I. Coupler-Related Real Ear Gain. Interaction between Subject and Hearing Aid Type. // *Scand Audiol.* – 1992. – 21 (1). – P. 15-22.
36. Bernstein RS, Kruger B. The external ear sound pressure level transformation in infants. // *J Acoust Soc Am.* – 1986. – 79. – S 33 (A).
37. Betler RA. External Ear Resonance Characteristics in Children. // *J Speech Hear Dis.* – 1989. – 54. – P. 264-268.
38. Boothroyd A, Springer S, Smith L, Schulman J. Amplitude compression and profound hearing loss. // *J Speech Hear Res.* – 1988. – 31. – P. 362-37.
39. Bratt GW. Hearing aid receiver output in occluded ear canals in children. // Unpublished doctoral dissertation, Nashville, TN: Vanderbilt University. – 1980.
40. Brokx JPL, Snik AFM, Lith AP. Fitting Hearing Aid in Children with Severe Hearing Loss. // *Scand Audiol.* – 1997 – 26 (Suppl.46). – P. 38-42.
41. Bunch CC. // In: *Clinical Audiometry.* C.V. Mostby, St. Louis. – 1943.
42. Burkhard MD, Sachs RM. Anthropomorphic manikin for acoustic research. // *J Acoust Soc Am.* – 1975. – 58. – P. 214-222.
43. Buuren RA, Festen JM, Houtgast T. Peaks in the Frequency Response of Hearing Aids: Evaluation of the Effects on Speech Intelligibility and Sound Quality. // *J Speech Hear Res.* – Apr 1996. – V 39. – P. 239-250.
44. Byrne D, Cotton S. Evaluation of the National Acoustic Laboratories' new hearing aid selection procedure. // *J Speech Hear Res.* – 1988. – 31. – P. 178-186.
45. Byrne D, Dillon H, Ching T, Katsch R, Keidser G. NAL-NL1 Procedure for Fitting Non-linear Hearing Aids: Characteristics and Comparisons with Other Procedures. // *J Am Scand Audiol.* – 2001. – 12. – P. 37-51.

46. Byrne D, Dillon H. The National Acoustic Laboratories' (NAL) new procedure for selecting the gain and frequency response of hearing aid. // *Ear Hear.* – 1986. – 7. – P. 257-265.
47. Byrne D, Dillon H. The National Acoustic Laboratories (NAL). New Procedure for Selecting the Gain and Frequency Response of Hearing Aid. // *Ear Hear.* – 1987. – V.7. – P. 257-265.
48. Byrne D, Parkinson A, Newall P. Hearing aid gain and frequency response requirements of the several/ profoundly hearing-impaired. // *Ear Hear.* – 1990. – 11. – P. 40-49.
49. Byrne D, Tonisson W. Selecting the gain of hearing aids for persons with sensorineural impairments. // *Scand Audiol.* – 1976. – 5. – P. 51.
50. Byrne D. Effects of frequency response characteristics on speech discrimination and perceived intelligibility and pleasantness of speech for hearing impaired listeners. // *J Acoust Soc Am.* – 1986. – P. 494-504.
51. Byrne D. Implication of the National Acoustic Laboratories' (NAL) research for hearing aid gain and frequency response selection strategies. // In Studebaker GA, Hochberg I, eds. *Acoustical Factors Affecting Hearing Aid Performance*. Boston: Allyn and Bacon. – 1993. – P. 119-131.
52. Carhart R. Volume control adjustment in hearing aid selection. // *Laryngoscope.* – 1946/ a. – 56. – P. 510.– Test for the selection of hearing aids. // *Laryngoscope.* – 1946 /b. – 56. – P. 780.
53. Carlsson EV. Smoothing the hearing aid frequency response. // *J Audiol Eng Soc.* – 1974. – 22. – P. 426.
54. Ching TYC, Dillon H, Katsch R, Byrne D. Maximising Effective Audibility in Hearing Aid Fitting. // *Ear Hear.* – 2001. – 22 (3). – P. 212-224.
55. Cleaver VC. Real-Ear Measurements in Conductive Hearing Loss: Discrepancies between Probe-tube Microphone Measurements and Sound Field Test Result. // *Br J Audiol.* – 1998. – Jun 32 (3). – P. 205-209.

56. Cornelisse L, Seewald RC, Jamieson DG. The input /output formula: a theoretical approach to the fitting of personal amplification. // *J Acoust Soc Am.* – 1995. – 97. – P. 1854-1864.
57. Cox RM, Alexander GC, Gray G. Personality and the Subjective Assessment of Hearing Aids. // *J Am Acad Audiol.* – 1999. – 10. – P. 1-13.
58. Cox RM, Alexander GC. The Abbreviated Profile of Hearing aid Benefit. // *Ear Hear.* – 1995. – 16. – P. 176-186.
59. Cox RM, Alexander GC. Evaluation of an In-Situ Output Probe Microphone Method for Hearing Aid Fitting Verification. // *Ear Hear.* – 1990. – V 11 – № 1. – P. 31-39.
60. Dalsgaard S. & Jensen D. Measurement of the Insertion Gain of Hearing Aids. // *J Audiol Techn.* – 1976. – 15. – P. 170.
61. Davis H, Stevens SS, Nichols RHJ, Hudgins RJ, Marguis RJ, Peterson GE, Ross DA. Hearing Aids: An Experimental study of design objectives. // Harvard University Press, Cambridge. – 1947.
62. Dempster JH, Mackenzie K. The Resonance Frequency of External Auditory Canal in Children. // *Hear Instrum.* – 1990. – 11. – P. 269-298.
63. Dillon H, Murray N. Accuracy of Twelve Methods for estimating the Real Ear Gain of Hearing Aids. // *Ear Hear.* – 1987. – V 8. – № 1. – P. 2-11.
64. Dillon H, Walker G. Comparison of stimuli used in sound field audiometric testing. // *J Acoust Soc Am.* – 1982. – 71. – P. 161-172.
65. Dillon H. Compression? Yes, but for low or high intensities, and for what response time? // *Ear Hear.* – 1996. – 17. – P. 287-307.
66. Dillon H. Converting Insertion Gain to and from Headphone Coupler Responses. // *Ear Hear.* – Aug1997. – V 18 – № 4. – P. 346-348.
67. Dirks DD, Kincaid GE. Basic Acoustic Considerations of Ear Canal Probe measurements. // *Ear Hear.* – 1987. – 8 (suppl. 5). – P. 60S-67S.
68. Egolf DP. Mathematical modelling of a probe-tube microphone. // *J Acoust Soc Am.* – 1977. – 61. – P. 200-205.

69. Feigin J.A., Kopun JG, Stelmachowicz PG, Gorga M. Probe Tube Microphone Measurements of Ear-Canal Sound Pressure Levels in Infants and Children. // *Ear Hear.* – 1989. – V10. – № 4. – P. 254-258.
70. Feigin JA, Feigin JA, Stelmachowicz PG. The Effect of Reference Microphone Placement on Sound Pressure Levels at an Ear Level Hearing Aid Microphone. // *Ear Hear.* – 1990. – V11. – № 5. – P. 321- 326.
71. Fikret-Pasa S, Revit LJ. Individualised Correction Factors in the Preselection of Hearing Aids. // *J of Speech Hear Res.* – Apr 1992. – V 35 (2). – P. 384-400.
72. Fortune T. Amplifiers and Circuit Algorithms of Contemporary Hearing Aids. In: Valente M. *Hearing Aid: Standards, Options, And Limitations.* // New York 1996.
73. Franks JR, Staton R. Word Discrimination Performance using Variable Frequency Response Hearing Aids. // In: *Hearing aid.* – 1977. – J 30., Jan 37.
74. Gabrielle FS, Westwood GF, Bamford JM. Probe Tube Microphone Measurements with Very Young Infants: Real Ear to Coupler Differences and Longitudinal Changes in Real Ear Unaided Response. // *Ear Hear.* – 1995. – 16. – P. 263-273.
75. Gallagher G. Real-ear measurements: Adding more science to the artful science of fitting. // *Hear J.* – 1989. – 42 (11). – P. 14-17.
76. Gerling I.J. Evaluation of Prescriptive Fitting. // *J Am Acad Audiol.* – Sep 1992. – 3 (5). – P. 331-337.
77. Gerling IG, Engman SM. Comparison of probe tube placement methods in real ear measurements. // *Hear Instr.* – 1991. – 42. – P. 20-22.
78. Gilman S, Dirks DD, Stern R. The effect of occluded ear impedances on the eardrum SPL produced by hearing aids. // *J Acoust Soc Am.* – 1981. – 70. – P. 370- 386.

79. Gilman S, Dirks DD. A Probe Earmoulds System for Measuring Eardrum SPL under Hearing-Aid Condition. // *Scand Audiol.* – 1984. – 13. – P. 15-22.
80. Gilman S, Dirks DD. Acoustics of ear canal Measurement of eardrum SPL in simulator. // *J Acoust Soc Am.* – 1986. – 80. – P. 783-793.
81. Harford ER. A Microphone in the ear canal to the Measure Hearing Aids Performance. // *Hearing Instr.* – 1980. – 31. – P. 14.
82. Harrowven RGC. Insertion gain versus median ear corrected coupler gain: a comparison of two fitting methods in new HNS hearing aid users. // *Br J Audiol.* – 1998. – 32. – P. 153-165.
83. Hawkins D.B. Clinical Ear Canal Probe Tube Measurements. // *Ear Hear.* – 1987. – 8 (suppl. 5). – P. 74S-81S.
84. Hawkins D.B. Mueller G. Some variables affecting the accuracy of probe-tube microphone measurements. // *Hear Instrum.* – 1986. – 37. – P. 8-12, 49.
85. Hoover BM, Stelmachowich PG, Lewis DE. Effect of Earmould fit on Predicted Real Ear SPL using a Real Ear to Coupler Difference Procedure. // *Ear Hear.* – Aug 2000. – 21 (4). – P. 310-317.
86. Humes LE, Barlow NN, Garner CB, Wilson DL. Prescribed Clinician-Fit Versus As-worn Coupler Gain in a group of elderly Hearing Aid Wearers. // *J Speech Land Hear Res.* – 2000. – Aug; 43 (4). – P. 879-892.
87. Humes LE, Hipskind NM, Block MG. Insertion Gain Measured with Three Probe Tube Systems. // *Ear Hear.* – 1988. – V9. – № 3. – P. 108-112.
88. Kawell M, Kopun J, Stelmachowicz PG. Loudness discomfort levels and children. // *Ear Hear.* – 1988. – 9. – P. 133-136.
89. Keefe DG, Bulen JG. Ear – canal impedance and reflection coefficient in human infants and adults. // *J Acoust Soc Am.* – 1993. – 94. – P. 2617-2638.

90. Keidser G, Dillon H, Byrne D. Candidates for Multiple Frequency Response Characteristics. // *Ear Hear.* – Dec 1995. – 16 (6). – P. 562-574.
91. Killion MC, Revit LJ. Insertion Gain Repeatability versus Loudspeaker location: You Want Me to Put My Loudspeaker WHERE? // *Ear Hear.* – 1987. – 8 (suppl. 5). – P. 68S-73S.
92. Killion MC. A high fidelity hearing aid. // *Hear Instr.* – 1990. – V 48. – № 8. – P. 38-39.
93. Killion MC. Earmould design: theory and practice. // In: Jensen JH, ed. *Hearing Aid Fittings. Theoretical and Practical Views.* 13th Danavox Symposium. Copenhagen: Stougaard Jensen . – 1988. P. 155-172.
94. Killion MC. Earmould option for wideband hearing aids. // *J Speech Hear Disord.* – 1981. – 46. – P. 10-16.
95. Killion MC. Recent earmoulds for wideband OTE and ITE hearing aids. // *Hear J.* – 1984. – 8. – P. 15-18, 20-22.
96. Killion MC., Revit LJ. CORFIG and GIFROC: Real ear to coupler and back. // In: Studebaker GA, Hochberg J, eds. *Acoustical Factors Affecting Hearing Aid Performance* 2nd ed. Needham Heights: Allyn and Bacon. – 1993. – P. 65-85.
97. Knebel SB, Bentler RA. Comparison of Two Digital Hearing Aids. // *Ear Hear.* – Aug 1998. – 19 (4). – P. 280-289.
98. Krarup B. & Scott Nielsen S. Lydtrykmaling i oregangen. // *Nord Audiol.* – 1965. – P. 14: 90.
99. Kruger B, Ruben RJ. The Acoustic Properties of the Infant Ear. // *Acta Otolar.* – 1987b. – 103. – P. 578-585.
100. Kruger B. An Update on the External Ear Resonance in Infants and Young Children. // *Ear Hear.* – 1987a. – 8. – P. 333-336.
101. Kuk FK, Harper T, Doubek K. Preferred Real-Ear Insertion Gain on a Commercial Hearing Aid at different Speech and Noise levels. // *J Am Acad Audiol.* – 1994/b. – Mar 5 (2). – P. 99-109.

102. Kuk FK. Maximum Usable Real-ear Insertion Gain with Ten Earmold Designs. // J Am Acad Audiol. – 1994/a. – Jan 5 (1). – P. 44-51.
103. Kuk FK. Perceptual consequence of vents in hearing aids. // Br Audiol. – 1991. – 25. – P. 163-169.
104. Larson VD, Studebaker GA, Cox RM. Sound levels in a 2-cc cavity, a Zwislocki coupler, and occluded ear canals. // J of the Am Audiol Soc. – 1977. – 3. – P. 63-70.
105. Lauridsen O, Gunthersen C. A new probe microphone for investigation of the acoustics of the ear. // J Acoust Soc Am. – 1981. – 69. – P. 1496.
106. Lauridsen O. & Birk Nielsen H. A new Computerized Method for Hearing Aid Fitting based on measurements at the ear drum. // Scand Audiol. – 1981. – 10. – P. 109.
107. Lauridsen O. & Gunthersen C. A new Probe Microphone for Investigation of the Acoustics of the ear. // J Acoust Soc Am. – 1981. – 69. – P. 1496.
108. Leijon A, Lindkvist A, Ringdahl A, Israelsson B. Preferred hearing aid gain in everyday use after prescriptive fitting. // Ear Hear. – 1990. – 11. – P. 299-305.
109. Libby ER. Achieving a transparent, smooth wideband hearing aid response. // Hear Instr. – 1981. – 32. – №10.
110. Libby ER. The 1/3 – 2/3 insertion gain hearing aid selection guide. // Hear Instr. – 1986. – V3. – P. 42-52.
111. Liu TC, Chen YS. Aging and External Ear Resonance. // Audiol. – 2000. – 39. – P. 235-237.
112. Liu TC, Lin KN. Real-Ear to Coupler Difference in Patients with Ear Drum Perforation. // ORL. – 1999. – 61. – P. 345-349.

113. Liu TC, Lin KN. Probe-tube Microphone Measures in patient with open-mastoid surgery: real-ear-to-coupler differences and real-ear unaided responses. // *Audiol Neurootol.* – 2000. – Mar-Apr 5 (2). – P. 59-63.
114. Lybarger SF. Controlling hearing aid performance by earmold design. In: Larson VD, Egolf DP, Kirlin RL, Stile SW, eds. // *Auditory and Hearing Prosthetics Research.* New York: Grune and Stratton. – 1979. – P. 101-132.
115. Lybarger SF. Earmolds. In: Katz J, ed. // *Handbook of Clinical Audiology* 3rd ed. Baltimore: Williams and Wilkins. – 1985. – P. 885-910.
116. MacKenzie K, Browning G, McClymont L. Relationship between earmold venting, comfort and feedback. // *Br J Audiol.* – 1989. – 23. – P. 335-337.
117. Macrae J. Invalid aided thresholds. // *Hear Instr.* – 1982. – 33. – P. 20,22.
118. Macrae J. Safety aspects of amplification for severe/profound hearing loss. // *Austral J of Audiol.* – 1995. – 17. – P. 23-38.
119. Madsen PB. Insertion gain optimization. // *Hear Instr.* – 1986. – V 37. – №1.
120. Martin HC, Munro KJ, Langer DH. Real-Ear to Coupler Differences in children with Grommets. // *Br J Audiol.* – 1997. – Feb 31 (1). – P. 63-69.
121. Martin HC, Westwood GF, Bamford JM. Real ear to coupler differences in children having otitis media with effusion. // *Br J of Audiol.* – 1996. – 30. – P. 71-78.
122. Mason D, Popelka GR. A Comparison of Hearing-aid Gain using Functional, Coupler, and Probe-tube Measurements. // *J of Speech Hear Res.* – June 1986. – V 29. – P. 218-226.
123. McCandless G, Lyregaard P. Prescription of gain/output (POGO) for hearing aids. // *Hear Instr.* – 1983. – V 34. – P. 16-21.

124. McPherson B, Hickson L, Baumfield A. Clinical Reliability of Insertion Gain Measurements with assistive listening. // *Scand Audiol.* – 1992. – 21 (1). – P. 51-54.
125. Moodie KS, Seewald RC, Sinclair ST. Procedure for predicting real-ear hearing aid of individual HI to SPL transforms. // *Ear Hear.* – 1994. – 19. – P. 407-413.
126. Moore BCJ, Alcantara JI, Glasberg BR. Development and evaluation of a procedure for fitting multichannel compression hearing aids. // *Br J Audiol.* – 1998. – 32. – P. 177-195.
127. Morgan DE, Dirks DD, Bower DR. Suggested Threshold Sound Pressure Levels for Frequency-modulated (warble) tones in the Sound Field. // *J of Speech Hear Disord.* – 1979. – V 44. – P. 37-54.
128. Moryl CL, Danhauer JL, DiBartolomeo JR. Real Ear Unaided Responses in Ears with Tympanic Membrane Perforations. // *J Am Acad Audiol.* – Jan 1992. – 3 (1). – P. 60-65.
129. Moskal NL, Goldstein DP. Probe Tube Systems: Effects of Equalization on Real Ear Insertion and Aided Gain. // *Ear Hear.* – 1992. – V 13. – № 1. – P. 46-54.
130. Mueller HG, Sweetow RW. A Clinical Comparison of Probe Microphone systems. // *Hear Instr.* – 1987. – V 38 – №6. – P. 20-22.
131. Murray DJ, Hanson JV. Application of Digital Signal Processing to Hearing Aids: A Critical Survey. // *J Am Acad Audiol.* – 1992. – 3. – P. 145-152.
132. Norman M, James P. Insertion Gain Measurements using Two low-power analogue hearing aids. // *Br J Audiol.* – 2000. – Dec 34. – P. 375-377.
133. Oliveira RJ, Hammer B, Stillman A, Holm J, Jons C, Margolis RH. A Look at Ear Canal Changes with Jam Motion. // *Ear Hear.* – 1992. – V13 – № 6. – P. 464-466.

134. Olson HF. Acoustical Engineering. Princeton, NJ: D. Van Nostrand. – 1957. – P. 17-24, 89, 116-117,
135. Pascoe DP. Frequency response of hearing aids and their effect on the speech perception of hearing – impaired subjects. // Ann Otol Rhinol Laryngol. – 1975. – 84. – Suppl. 23.
136. Pedersen B, Lauridsen O, Nielsen HB. Clinical Measurement of Hearing Aid insertion gain. // Scand Audiol. – 1982. – 11. – P. 181-186.
137. Pedersen B. Interaction between hearing aid and patient in the individual fitting situation. // Scand Audiol. – 1984/b. – 13. – P. 25-31,
138. Pedersen B. Probe Placement for Sound Pressure Measurement in the Aided Ear. // Scand Audiol. – 1982. – 11. – P. 281-283.
139. Pedersen B. Venting of Earmoulds with acoustic horn. // Scand Audiol. – 1984/a. – 13. – P. 205-206,
140. Popelka GR, Mason D. Factors which Affect Measures of Speech Audibility with Hearing Aids. // Ear Hear. – 1987. – 8 (5). – P. 109S-118S,
141. Preminger JE, Van Tasell DJ. Measurement of Speech Quality as A Tool to Optimize the Fitting of a Hearing Aid. // J Speech Hear Res. – 1995. – June V 38. – P. 726-736.
142. Preminger JE, Van Tasell DJ. Quantifying the Relation between Speech Quality and Speech Intelligibility. // J Speech Hear Res. – 1995. – June V 38. – P. 714-725.
143. Preves DA, Sullivan RF. Sound Field Equalisation for Real Ear Measurements with Probe Microphones. // Hear Instr. – 1987/c. – v38. – №1. – P. 20-26, 64,
144. Preves DA. A Comparison of Probe Microphone Systems. // Cort Org. – 1987/b. – V1. – №3. – P. 10-19,
145. Preves DA. Probe Microphone Systems. // Cort Org, Win. – 1987/a. – P. 16-20.

146. Preves DA. Some Issues in Utilising Probe Tube Microphone Systems. // *Ear Hear.* – 1987. – 8 (suppl. 5). – P. 82S-99S.
147. Preves DA. Stepped bore earmoulds for custom ITE hearing Aids. // *Hear Instr.* – 1980. – 31 (10). – P. 24-26.
148. Punch J, Chi C, Allan J. Signal Averaging in Real Ear Probe Tube Microphone Measurements. // *Ear Hear.* – 1990. – V11. – № 5. – P. 327-331.
149. Ricketts TA, Bentler RA. Comparison of two Digitally Programmable Hearing Aids. // *J Am Acad Audiol.* – 1992. – 3. – P. 101-112.
150. Rines D, Stelmachowich PG, Gorga MP. An Alternate Method for Determining Functional Gain of Hearing Aids. // *J Speech Hear Res.* – 1984. – V 27. – P. 627-633.
151. Ringdahl A, Leijon A, Liden G. Analysis of Hearing Aid fitting using Insertion Gain Measurement. // *Scand Audiol.* – 1984. – 13. – P. 179- 185.
152. Ringdahl A, Leijon A. The Reliability of Insertion Gain Measurement using Probe Microphones in the ear canal. // *Scand Audiol.* – 1984. – 13. – P. 173-178.
153. Rintlemann WF, Bess FH. High-level amplification and potential hearing loss in children. // In Bess F. Ed. *Childhood Deafness.* New York: Grune and Stratton. – 1977. – P. 267-293.
154. Sachs RM, Burkhard MD. Earphone pressure response in ears and couplers. // *Industrial Research Products, Inc. Report No. 20021-2 (1972)*
155. Sammeth CA, Peek BF, Bratt GW, Bess FH, Amberg SM. Ability to Achieve Gain-Frequency Response and SSPL-90 Under Three Prescription Formulas with In-The-Ear Hearing Aids. // *J Am Acad Audiol.* – 1993. – 4. – P. 33-41.
156. Satar B, Yetiser S, Ozkaptan Y. Acoustic Characteristics of reconstructed ear canal after Atresia Surgery. // *Br J Audiol.* – 2000. – 34. – P. 379-381.

157. Scollie SD, Seewald RC, Cornelisse LE, Jenstad LM. Validity and Repeatability of Level-Independent HL to SPL transform. // *Ear Hear.* – 1998. – Oct V 19. – № 5. – P. 407-413.
158. Seewald RC, Cornelisse LE, Ramji KV, Sinclair ST, Moodie KS, Jamieson DG. *DSL v 4.0 for Windows Manual.* London, ON: University of Western Ontario, 1996.
159. Seewald RS, Moodie KS, Sinclair ST, Scollie SD. Predictive Validity of a Procedure for Pediatric Hearing Instrument fitting. // *Am J Audiol.* – 1999. – Dec 8 (2). – P. 143-152.
160. Shaw AG. Transformation of sound pressure level from the free field to the eardrum in the horizontal plane. // *J Acoust Soc Am.* – 1974. – 56. – P. 1848-1861.
161. Shim YJ, Kim HN, Park K. A Modified Hearing Aid Fitting Procedure using both Real Ear and 2 cc Coupler Measurement System. // *Yonsei Med J.* – 1997. – Aug 38 (4). – P. 202-205.
162. Smith DA. Real Ear Evaluation of Hearing Aid Gain. // *Acoust Technic Bull*, Sept. 1981. Preliminary report.
163. Snik AFM, Hombergen GCHJ. Hearing aid fitting of preschool and primary school children: an evaluation using the insertion gain. // *Scand Audiol.* – 1993. – 22. – P. 245-250.
164. Snik AFM, Stollman MHP. Measured and Calculated Gains in young children. // *Br J Audiol.* – 1995. – 29. – P. 7-11.
165. Staab WJ, Nunley JA. A guide to tube fitting of hearing aids. // *Hear Aid J.* – 1982. – 9. – P. 25-26, 28-30, 32, 34.
166. Stelmachowich PG, Lewis DE. Some Theoretical Considerations Concerning the Relation between Function Gain and Insertion Gain. // *J Speech Hear Res.* – 1988. – Sept V 31. – P. 491-496.

167. Stelmachowich PG, Mace AL, Kopun JG, Carney E. Long-term and short-term characteristics of speech: implications for hearing aid selection for young children. // *J Speech Hear Res.* – 1993. – 36. – P. 609-620.
168. Stelmachowich PG. Hearing Aid Outcome Measures for Children. // *J Am Acad Audiol.* – 1999. – 10. – P. 14-25.
169. Stinson MR, Shaw EAG, Lawton BW. Estimation of acoustical energy reflectance at the eardrum from measurements of pressure distribution in the human ear canal. // *J Acoust Soc Am.* – 1982. – 72. – P. 766-773.
170. Stinson MR. The spatial distribution of sound pressure within scaled replicas of the human ear canal. // *J Acoust Soc Am.* – 1985. – 78. – P. 1596- 1602.
171. Storey L, Dillon H. Estimating the Location of Probe Microphones relative to the tympanic membrane. // *J Am Acad Audiol.* – 2001. – Mar 12 (3). – P. 150-154.
172. Stuart A, Durieux-Smith A, Stenstrom R. Probe Tube Microphone Measurements of Loudness Discomfort Levels in children. // *Ear Hear.* – 1991. – V 12. – № 2. – P. 140-146.
173. Studebaker GA, Cox RM. Side branch and parallel vent effects in real ear in acoustical and electrical models. // *J Acoust Soc Am.* – 1977. – 3. – P. 108-117.
174. Sullivan RF. Probe microphone placement near the tympanic membrane. // *Hear Instr.* – 1988. – 39. – P. 43-44, 60.
175. Surr RK, Hawkins DB. New Hearing Aid user's perception of the "hearing aid effect". // *Ear Hear.* – 1988. – V 39. – P. 113-118.
176. Swan IR, Gatehouse S. The Value of Routine In-The-Ear Measurement of Hearing Aid Gain. // *Br J Audiol.* – 1995. – Oct 29. – P. 271-277.

177. Tecca J. Clinical application of real ear probe tube measurements. // In: Handbook of Hearing Aid Amplification. / Ed: Sandin RE – Boston: College – Hill Press. – 1990. – V 2. – P. 225-256.
178. Teranishi R, Shaw EAG. External-ear models with simple geometry. // J Acoust Soc Am. – 1967. – 44. – P. 257-263.
179. Tobin H. Rehabilitation Research and Development service. // Practical Hearing Aid Selection and Fitting, 1997.
180. Valente M, Meister M, Smith P, Goebel J. Intratester Test-Retest Reliability of Insertion Gain Measures. // Ear Hear. – 1990. – V 11. – № 3. – P. 181-187.
181. Valente M, Valente Maur, Goebel J. Reliability and Intersubject Variability of the Real Ear Unaided Response. // Ear Hear. – 1991. – V 12. – № 3. – P. 216-220.
182. Valente M. Hearing Aid: Standards, Options, And Limitations. // New York. 1996.
183. Valente Mic, Potts LG, Valente Mau. Signal Testing Approaches. Clinical Procedures to Improve User Satisfaction with Hearing Aids. // In: Henry Tobin. Rehabilitation Research and Development Service. Practical Hearing Aid Selection and Fitting, 1997.
184. Valente Mic, Valente Mau, Potts LG, Lybarger EH. Earhooks, Tubing and earmoulds. // In: Valente M. Hearing Aid: Standards, Options, And Limitations. New York, 1996.
185. Voss SE, Allen JB. Measurement of acoustic impedance and reflectance in the human ear canal. // J Acoust Soc Am. – 1994. – 95. – P. 372-384.
186. Watson NA, Cnudsen VO. Selective amplification in hearing aids. // J. Acoust Soc Am. – 1940. – 11. – P. 406.

187. Wernick JS. Use of Hearing aids. // Handbook of clinical audiology, Ed: Kats J. – Baltimore: Williams and Wilkins. – 1985. – P. 893-995.
188. Westwood GF, Bamford JM. Probe Tube Microphone Measurements with very young infants: real ear to coupler differences and longitudinal changes in real ear unaided response. // Ear Hear. – 1995. – V – 16. – № 3. – P. 263-273.
189. Wetzell C, Harford ER. Predictability of Real Ear Hearing Aid Performance from Coupler Measurements. // Ear Hear. – 1983. – V 4. – № 5. – P. 237-242.
190. Zelisco DLC, Seewald RC, Gagne JP. Signal Delivery/Real Ear Measurement System for Hearing Aid Selection and Fitting. // Ear Hear. – 1992. – V 13. – № 3. – P. 460-463.
191. Zelnick E, Berger KW, Duffy JK, MacAllister MD, McCandless G, Preves DA. Hearing Instrument Selection and Evaluation. // 1987.
192. Zemplenyi J, Dirks D, Gilman S. Probe-Determined Hearing-Aid Gain Compared to Functional and Coupler Gains. // J Speech Hear Res. – 1985. – Sept V 28. – P. 394-404.
193. Zwislocki JJ. An acoustic coupler for earphone calibration. // Special Report LSC-S-7, Syracuse, University, New York, 1970.