



Руководство по практическому применению

Методы проведения психоакустического и физиологического исследований для оценки нарушения слуха
Опыт научной работы, методика, практическое применение

Senti и Sentiero

Изготовитель

PATH MEDICAL GmbH

Landsberger Str. 65
82110 Germering
Germany (Германия)

Email ✉ info@pathme.de
Телефон ☎ +49 89 800 765 02
Факс +49 89 800 765 03

Информация о Руководстве

Номер в каталоге: 100893-RU
Дата выпуска: 2023-12
Редакция: 06
Действителен для: Прошивки Ред. 2.9, компьютерного ПО Mira Ред. 2.5

Все указанные изделия, продукция, бренды и торговые марки зарегистрированы на имя или являются собственностью указанных компаний.

Вся информация, иллюстрации, а также спецификации, представленные в настоящем руководстве, основаны на самых последних данных о продукции, доступных на момент публикации. PATH MEDICAL оставляет за собой право на внесение изменений в любое время и без уведомления.

С самой последней версией Руководства по эксплуатации можно ознакомиться в режиме онлайн по ссылке www.pathme.de/support/download.

Ошибки и пропуски исключены.

Уведомление об авторском праве

Запрещается воспроизводить, переводить, хранить или передавать какую-либо часть настоящего руководства в какой-либо форме, или какими бы то ни было средствами – с использованием электронных, механических средств, с помощью фотокопирования, записи или иным способом, без предварительного письменного согласия PATH MEDICAL GmbH.

Авторские права на приведенную литературу остаются за авторами. Пожалуйста, смотрите список использованной литературы.

Copyright ©2023 PATH MEDICAL GmbH



Содержание

1	Введение	4
2	Обзор	6
3	Методика, практическое применение, исходные научные данные.....	13
3.1	Процедура психоакустических исследований	15
3.1.1	Тональная аудиометрия (ПТА)	16
3.1.2	Определение тиннитуса (Tinnitus-Matcher)	22
3.1.3	Тональная аудиометрия, основанная на множественном выборе графических изображений (картинок) (MAGIC)	25
3.1.4	Обзор: Тесты на разборчивость речи.....	31
3.1.5	Распознавание речи в шумной обстановке (SUN)	33
3.1.6	Аудиометрическое исследование детей по Майнцеру (MATCH).....	37
3.1.7	Универсальная проверка способности различать речь (UST).....	43
3.1.8	Устройство воспроизведения записанной речи с компакт-дисков.....	49
3.1.9	Живая речь	52
3.1.10	Мюнхенский скрининг слуха для анализа дисфункций (MAUS).....	55
3.1.11	Тест на распознавание речи на слух по методике Бохума (BASD)	60
3.1.12	Скрининг слуха у пожилых (NHIE-S).....	66
3.2	Процедуры физиологических тестов	68
3.2.1	Обзор: Отоакустическая эмиссия	70
3.2.2	Спонтанная отоакустическая эмиссия (SOAEs).....	78
3.2.3	Задержанная вызванная отоакустическая эмиссия (TEOAE)	79
3.2.4	Отоакустическая эмиссия на частоте продукта искажения (DPOAE).....	87
3.2.5	Обзор: Слуховые вызванные потенциалы	104
3.2.6	Слуховые коротколатентные стволомозговые вызванные потенциалы (ABR/КСВП) 108	
3.2.7	Стационарные слуховые вызванные потенциалы (ASSR)	130
3.2.8	Электрокохлеография (ECochG).....	139
3.2.9	Вестибулярные вызванные миогенные потенциалы (VEMP)	143
3.2.10	Обзор: Импедансная аудиометрия.....	156
3.2.11	Тимпанометрия.....	161
3.2.12	Проверка акустического рефлекса.....	169
3.2.13	Исследования проходимости евстахиевой трубы	176

1 Введение

Устройства Senti и Sentiero являются переносными медицинскими инструментами, работающими независимо от ПК и предназначенными для удобной в использовании и детальной оценки нарушений слуха на разных участках слухового пути у грудничков, детей, а также взрослых. Предусмотрена возможность подсоединения различных преобразователей для реактогенного стимула и электродов для измерения слуховых потенциалов на скальпе. Дисплей с сенсорным экраном позволяет осуществлять управление данными пациентов, установку параметров, контроль за процедурами проведения измерений, а также обеспечивает наглядное представление результатов. Данные можно передавать на ПК для дальнейшего анализа.

Все устройства являются модульными, за счет чего можно объединять ряд доступных методов исследований. Некоторые из методов, упоминаемых в настоящем руководстве, нельзя включить в ваше устройство. Наличие тестовых модулей зависит от типа вашего устройства (Senti, Senti Desktop, Sentiero, Sentiero Advanced и Sentiero Desktop), а также от лицензии на ваше устройство. Пожалуйста, свяжитесь со своим дистрибьютором, если желаете получить более высокую версию лицензии, которая включает большее количество тестовых модулей. Скриншоты представлены в качестве примеров и могут отличаться от тех, что можно получить на вашем устройстве.

Целью настоящего Руководства по практическому применению (эксплуатации) является ознакомление со всеми методами, доступными на устройствах Senti и Sentiero. В разделе [2: Обзор](#) содержится краткое описание всех методов, а также типичное применение в медицинской практике и виды устройств, для которых предусмотрен соответствующий модуль. Информация об общих аспектах метода, в том числе опыте научной работы и о его практическом применении, поясняется для всех методов исследований в разделе [3: Методика, практическое применение, исходные научные данные](#).

В Руководстве по эксплуатации представлена информация об устройствах Senti и Sentiero с точки зрения ежедневного их применения. Оно не заменяет собой Руководство пользователя Senti и Sentiero, которое предоставляется вместе с устройством и в котором описаны основные функции устройства в сжатом изложении. Пожалуйста, смотрите общие сведения о правилах обращения с устройством и его функциях, области применения, уходе за ним и техническом обслуживании, очистке, приспособлениях, гарантии, замечаниях о технике безопасности, технических спецификациях, а также электромагнитной совместимости в **Руководстве пользователя Senti и Sentiero**. Информацию о технических данных и доступных параметрах тестовых модулей смотрите, пожалуйста, в **Технических спецификациях на Senti и Sentiero**. Более подробную информацию об устройстве и его тестовых модулях смотрите, пожалуйста, в разделе **"Процесс обучения"** на веб-сайте PATH MEDICAL, в который включены научные работы, программы, обучающие работе с устройством, краткие руководства, а также видеоматериалы об устройстве.

Руководство по практическому применению предоставляется на условиях "как есть". PATH MEDICAL позаботилась о том, чтобы содержание и описания были верными. Содержимое было

получено и было выверено под научным руководством профессионалов и экспертов, имеющих богатый опыт работы в соответствующей области. Представлен список подобранной литературы, чтобы читатель мог больше узнать о научной подоплеке методов, реализуемых в устройствах Senti и Sentiero. PATH MEDICAL не может принять на себя никакую ответственность, возникающую в связи с (неверной) интерпретацией или (неверным) применением настоящего *Руководства по практическому применению* и списка использованной литературы.

Пожалуйста, имейте в виду, что настоящее *Руководство по практическому применению* имеет целью оказание содействия квалифицированному в области аудиологии персоналу, но при этом не заменяет собой соответствующие обучение и квалификацию.

2 Обзор

Таблица 1 содержит краткое описание всех тестовых модулей, доступных на устройствах Senti и Sentiero (в том числе на Senti [модели SIH100097], Senti Desktop [моделей SID100419, SID100433], Sentiero [моделей SOH100098, SOH100360], а также Sentiero Desktop [модели SOD100497]) наряду с их типичным применением в медицинской практике. Пожалуйста, смотрите информацию об области применения и противопоказаниях устройств в *Руководстве пользователя Senti и Sentiero*.

Тестовый модуль	Краткое описание / Применение в медицинской практике	Устройства
ТОНАЛЬНАЯ АУДИОМЕТРИЯ		
РТА Тональная аудиометрия	Тональная аудиометрия согласно IEC 60645-1, в том числе процедуры скрининга и режима пороговых значений, стимуляции воздушной и костной проводимости, контралатерального маскирующего шума, высокочастотной аудиометрия до 16 кГц и автоматического определения порога распознавания.	Все
	Определение состояния слуха на специфической частоте у готовых к сотрудничеству объектов для аудиологического скрининга и диагностики, а также для профилактики и лечения профессиональных заболеваний.	
Tinnitus-Matcher Определение тиннитуса	Аудиометрия чистого тона позволяет настроить стимулы таким образом, чтобы они соответствовали воспринимаемому шуму в ушах как по частоте, так и по уровню.	Все
	Частотно-специфическое определение воспринимаемого шума в ушах у сотрудничающих пациентов.	
MAGIC Тональная аудиометрия, основанная на множественном выборе графических изображений (картинок)	Основанная на выборе картинок и саморегулируемая тональная аудиометрия, в том числе стимуляция воздушной и костной проводимости. - <i>MAGIC Screen</i> : режим скрининга с фиксированными уровнями стимула, определяемыми пользователем - <i>MAGIC Audio</i> : режим пороговых значений с автоматически регулируемые уровнями стимула.	Все
	Определение состояния слуха на специфической частоте у готовых к сотрудничеству объектов (особенно у дошкольников и детей школьного возраста) для аудиологического скрининга и диагностики.	
РЕЧЕВАЯ АУДИОМЕТРИЯ		
SUN Распознавание речи в шумной обстановке	Саморегулируемая речевая аудиометрия с бессмысленными слогами и ипсилатеральным шумом. - <i>SUN Predefined</i> : режим скрининга с фиксированным уровнем речи, определяемым пользователем - <i>SUN Adaptive</i> : режим пороговых значений с	Все

Тестовый модуль	Краткое описание / Применение в медицинской практике	Устройства
	<p>автоматически регулируемые уровни речи</p> <p>Определение разборчивости речи в шумной обстановке у готовых к сотрудничеству объектов для аудиологического скрининга (особенно у пожилых людей) (<i>Фиксированный SUN</i>) и диагностики (<i>SUN Adaptive</i>).</p>	
<p>MATCH Аудиометрическое исследование детей по Майнцеру</p>	<p>Основанная на выборе картинок и саморегулируемая речевая аудиометрия с использованием реальных слов и опционального ипсилатерального шума.</p> <ul style="list-style-type: none"> - <i>MATCH Fixed</i>: фиксированный Уровень громкости речи, определяемый пользователем - <i>MATCH Adaptive</i>: режим пороговых значений с автоматически регулируемые уровни речи <p>Определение разборчивости речи в условиях тишины и в шумной обстановке у готовых к сотрудничеству объектов для аудиологической диагностики. Слова и изображения оптимизированы для детей двухлетнего возраста.</p>	Все
<p>UST Универсальная проверка способности различать речь например, Freiburger (немецкий), Dr. Tato (испанский), NU-6 (английский), CID W-22 (английский), PBK-50 (английский), Maryland CNC (английский), Mots français CAD (французский)</p>	<p>Речевая аудиометрия с помощью слов (например, односложных слов, чисел) и опционального ипсилатерального или контралатерального шума. Тестовый модуль доступен для разных списков слов.</p> <p>Примечание: существует специфическая адаптация последовательности действий, в зависимости от типичной последовательности действий теста на различимость речи.</p> <p>Определение разборчивости речи в условиях тишины и в шумной обстановке у готовых к сотрудничеству объектов для аудиологической диагностики. Целевая возрастная группа зависит от речевого материала конкретного теста.</p>	Все ¹
<p>Устройство воспроизведения компакт-дисков с записью речи например, NVA (Нидерланды)</p>	<p>Речевая аудиометрия с помощью слов (например, односложных слов, чисел), непрерывно воспроизводимых на устройстве воспроизведения компакт-дисков, а также с использованием опционального ипсилатерального или контралатерального шума.</p> <p>Примечание: существует специфическая адаптация последовательности действий, в зависимости от типичной последовательности действий теста на различимость речи.</p> <p>Определение разборчивости речи в условиях тишины и в шумной обстановке у готовых к сотрудничеству объектов для аудиологической диагностики. Целевая возрастная группа зависит от речевого</p>	Все ¹

Тестовый модуль	Краткое описание / Применение в медицинской практике	Устройства
	материала конкретного теста.	
Живая речь	Речевая аудиометрия с использованием живой речи и многочисленных тестовых режимов, в том числе порога распознавания речи, порога восприятия речи, и распознавания слов.	Все
	Определение порогов распознавания речи и восприятия речи / слов в условиях тишины.	
ПРОЧИЕ ОБЪЕКТИВНЫЕ АУДИОМЕТРИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ		
MAUS Мюнхенский скрининг слуха для анализа дисфункций	Исследование на основе речевого общения с подтестами, касающимися последовательности слогов, слов в шумной обстановке, фонеморазличения и идентификации.	Все ¹
	Скрининг на предмет анализа слуховых нарушений (ADP) у готовых к сотрудничеству объектов (особенно у детей в возрасте от 6 до 11 лет).	
BASD Исследование на предмет различения речи на слух по методике Бохума	Серия тестов на предмет различения речи на слух с подтестами, касающимся различия согласных звуков и изменений с высоким разрешением в частоте, уровне, времени, а также амплитудной модуляции и с моноауральным, бинауральным, дихотическим и интерауральным предъявлением стимула.	Все
	Диагностика нарушений в слуховой обработке и речевом развитии у готовых к сотрудничеству объектов.	
ННIE-S Скрининг на предмет нарушения слуха у пожилых	Анкета, затрагивающая вопросы об ограничении активности, ограничении совместной деятельности, связанных чувствах и эмоциях, касающихся повседневной жизни.	Все
	Определение объективного состояния слуха у готовых к сотрудничеству взрослых объектов в целях аудиологического скрининга.	
ОТОАКУСТИЧЕСКАЯ ЭМИССИЯ		
SOAE спонтанной отоакустической эмиссии	Регистрация спонтанной отоакустической эмиссии наружных волосковых клеток в диапазоне от 0,4 до 9,6 кГц.	Sentiero [SOH100098, SOH100360]
	Визуализация состояния наружных волосковых клеток у пациентов всех возрастных групп.	Sentiero Desktop [SOD100497]
TEOAE Задержанная вызванная отоакустическая эмиссия	Объективный тест для проверки функциональности наружных волосковых клеток в диапазоне от 0.7 до 4 кГц (либо в полном диапазоне частоты или в пяти интервалах частот) с помощью кратковременных широкополосных стимулов и статистического определения ответа.	Sentiero [SOH100098, SOH100360] Sentiero Desktop [SOD100497]

Тестовый модуль	Краткое описание / Применение в медицинской практике	Устройства
	<p>- <i>TEOAE Quick</i>: критерий фиксированного ограничения</p> <p>- <i>TEOAE Diagnostic</i>: определяемый пользователем критерий ограничения в разных интервалах частот</p> <p>Определение статуса наружных волосковых клеток у объектов всех возрастных групп (особенно у новорожденных и грудничков) для скрининга и аудиологической диагностики.</p>	
<p>DPOAE</p> <p>Отоакустическая эмиссия на частоте продукта искажения</p>	<p>Объективный тест, направленный на проверку функциональности наружных волосковых клеток на конкретных частотах с помощью двух синусоидальных стимулов, накладываемых на базилярную мембрану, и определения статистического ответа.</p> <p>- <i>DPOAE Quick</i>: один фиксированный, определяемый пользователем уровень стимула</p> <p>- <i>DPOAE Diagnostic</i>: многочисленные фиксированные, определяемые пользователем уровни стимула (Sentiero Desktop: опционально с компенсацией статического давления)</p> <p>- <i>DPOAE Threshold</i>: оценка порога с автоматически регулируемые уровнями стимула</p> <p>Дополнительные опциональные свойства:</p> <p>- <i>DPHIREs</i>: определяемый пользователем выбор частоты (начало, окончание, размер шага): позволяет оценить тонкую структуру DPOAE; многоканальное измерение: позволяет провести одновременное исследование на многих частотах</p> <p>- <i>FMDPOAE</i>: частотно-модулированная DPOAE, позволяет уменьшить воздействие 2-ого источника DPOAE</p> <p>Определение статуса наружных волосковых клеток у объектов всех возрастных групп в аудиологических целях: например, последующее врачебное наблюдение после аудиологического скрининга новорождённых, подтверждение сенсоневральной потери слуха, диагностика слуха на основе топологических признаков, выявление ранней стадии сенсоневральной потери слуха во время чрезмерного воздействия шума или применения ототоксичных лекарственных препаратов; определение порогов слышимости на специфической частоте (<i>Порог DPOAE</i>).</p>	<p>Sentiero [SOH100098, SOH100360]</p> <p>Sentiero Desktop [SOD100497]</p>
СЛУХОВЫЕ ВЫЗВАННЫЕ ПОТЕНЦИАЛЫ		
<p>ABR</p> <p>слуховые коротколатентные стволомозговые вызванные потенциалы</p>	<p>Объективный тест, направленный на проверку пути передачи звукового сигнала на улитке и по нейронам с помощью различных кратковременных стимулов.</p> <p>- <i>Quick ABR</i>: один фиксированный, определяемый пользователем уровень стимула, статистическая оценка волны V</p> <p>- <i>ABR</i>: многочисленные фиксированные, определяемые</p>	<p>Sentiero [SOH100360]</p>

Тестовый модуль	Краткое описание / Применение в медицинской практике	Устройства
	<p>пользователем уровня стимула со стимулом нескольких типов (щелчок, писк), стимуляция воздушной и костной проводимости, контралатеральная маскировка, статистическое выявление волны V</p> <p>Дополнительные опциональные свойства: - ABR-FS: низкий/средний/высокий писк, тональные посылки - ABR-BIN: бинауральное измерение</p> <p>Определение состояния слуха вдоль слухового пути вплоть до ствола головного мозга у объектов всех возрастных групп в аудиологических целях: например, диагностика в процессе последующего врачебного наблюдения после аудиологического скрининга новорождённых, неврологическая диагностика, диагностика слуха на основе топологических признаков, определение порогов слышимости.</p>	
<p>E-ABR Электрически слуховые вызванные потенциалы</p>	<p>Объективный тест, направленный на проверку пути передачи звукового сигнала на улитке и по нейронам, при котором статистический ответ определяется посредством записи электрически вызванных потенциалов, стимулируемых извне системой тестирования кохлеарного импланта (предоставляется изготовителем кохлеарного импланта).</p> <p>Определение состояния слуха вдоль слухового пути вплоть до ствола головного мозга у объектов всех возрастных групп с кохлеарным имплантом в аудиологических целях, в том числе пригонка кохлеарного импланта.</p>	<p>Sentiero [SOH100360]</p>
<p>ECochG Электрокохлеография</p>	<p>Объективный тест, направленный на проверку пути передачи звукового сигнала на улитке и по нейронам с помощью кратковременных стимулов в виде щелчков и определения статистического ответа.</p> <p>Определение состояния слуха вдоль слухового пути, в том числе суммационного потенциала (SP), потенциала действия (AP) и микрофонного потенциала (CM) у объектов всех возрастных групп в аудиологических целях.</p>	<p>Sentiero [SOH100360]</p>
<p>ASSR Стационарные слуховые вызванные потенциалы (потенциалы на частотно-модулированный тон)</p>	<p>Объективный тест, направленный на проверку пути передачи звукового сигнала на улитке и по нейронам с помощью стимулов в виде писков на специфической частоте (с компенсацией кохлеарной бегущей волны), 40/80 Гц и смешанной скорости стимулов, многоканальное тестирование, контралатеральную маскировку, а также определение статистического ответа.</p> <p>- ASSR Fixed: фиксированные, определяемые пользователем уровня стимула</p>	<p>Sentiero [SOH100360]</p>

Тестовый модуль	Краткое описание / Применение в медицинской практике	Устройства
	<p>- <i>ASSR Threshold</i>: оценка порога слышимости с автоматически регулируемым уровнем стимула</p> <p>Определение состояния слуха вдоль слухового пути вплоть до ствола головного мозга (80 Гц) и подкорковых участков (40 Гц) у объектов всех возрастных групп в аудиологических целях: например, диагностика в процессе последующего врачебного наблюдения после аудиологического скрининга новорождённых, неврологическая диагностика, диагностика слуха на основе топологических признаков, определение порогов слышимости на специфической частоте.</p>	
Вестибулярные вызванные миогенные потенциалы		
<p>VEMP</p> <p>Вестибулярные вызванные миогенные потенциалы</p>	<p>Объективный тест для проверки вестибулярной функции с использованием акустических стимулов с определенным пользователем уровнем стимуляции, нескольких типов стимулов (щелчок, чирикание), стимуляции воздушной и костной проводимости и контроля миогенной активности. Миогенные потенциалы могут быть обнаружены в грудино-ключично-сосцевидной мышце (cervical VEMP) или глазной мышце (ocular VEMP)</p> <p>Определение вестибулярного статуса, включая функцию мочевого пузыря и мешочка, в частности, например, при болезни Меньера, вестибулярном неврите, вестибулярной шванноме, рассеянном склерозе, отосклерозе или расхождении верхнего полукружного канала.</p>	<p>Sentiero [SOH100360]</p>
ИМПЕДАНСНАЯ АУДИОМЕТРИЯ		
<p>Тимпанометрия</p>	<p>Объективный тест, направленный на измерение импеданса среднего уха, в зависимости от статического давления (+/-) в наружном слуховом проходе.</p> <p>Определение состояния среднего уха у объектов всех возрастных групп в аудиологических целях: например, выявление патологий среднего уха (таких как воспаление среднего уха, отит среднего уха, перфорация барабанной перепонки, нарушение подвижности слуховых косточек, дисфункция евстахиевой трубы, отосклероз, тимпаносклероз) или закупорка наружного слухового прохода.</p>	<p>Sentiero Desktop [SOD100497]</p> <p>Sentiero [SOH100360] + TY-MA [100947]</p>
<p>Порог акустического рефлекса</p>	<p>Объективный тест, направленный на измерение ипсилатерального и контралатерального акустического рефлекса, вызванного тонами разных уровней и частот или шумом.</p> <p>- Автоматический режим (после проведения тимпанометрии) - Ручной режим</p>	<p>Sentiero Desktop [SOD100497]</p> <p>Sentiero [SOH100360] + TY-MA [100947]</p>

Тестовый модуль	Краткое описание / Применение в медицинской практике	Устройства
	<p>Определение порогов акустического рефлекса у объектов всех возрастных групп в аудиологических целях: например, диагностика на основе топологических признаков и выявление патологий среднего уха (например, отосклероза) или невралгий патологий (например, дисфункции лицевого нерва).</p>	
<p>Затухание акустического рефлекса</p>	<p>Объективный тест, направленный на измерение затухания ипсилатеральных и контралатеральных акустических рефлексов, вызванных тонами разных уровней и частот или шумами.</p> <p>Выявление затухания акустического рефлекса у объектов всех возрастных групп в аудиологических целях, например, выявление ретрокохлеарных патологий.</p>	<p>Sentiero Desktop [SOD100497] Sentiero [SOH100360] + TY-MA [100947]</p>
<p>ETF Исследования проходимости евстахиевой трубы</p>	<p>Объективная импедансная аудиометрия с многочисленными подтестами: отсутствие перфорации барабанной перепонки, перфорация барабанной перепонки, проходимость евстахиевой трубы.</p> <p>Определение функционирования евстахиевой трубы в различных условиях исследования (отсутствие перфорации барабанной перепонки, перфорация барабанной перепонки, проходимость евстахиевой трубы)</p>	<p>Sentiero Desktop [SOD100497] Sentiero [SOH100360] + TY-MA [100947]</p>
<p>¹ доступны только для устройств Senti [модель SIH100097] и Sentiero [модель SIH100098] с расширенной памятью (т.е. PCB ред. ≥ 67)</p>		

Таблица 1: Обзор методов исследований, доступных на устройствах Senti и Sentiero

3 Методика, практическое применение, исходные научные данные

Описание методики и практическое пособие относительно методов, используемых в устройствах Senti и Sentiero, представлены далее. Это включает традиционную тональную аудиометрию (PTA или Audio), тональную аудиометрию, основанную на выборе картинок (MAGIC), тесты на различимость речи (например, SUN, MATCH), а также другие психоакустические методики исследований (например, MAUS, BASD). Методика проведения физиологического теста включает отоакустическую эмиссию (OAE), слуховые вызванные потенциалы (ABR), электрокохлеографию (ECoChG), слуховые стационарные ответы (потенциалы) (ASSR), Вестибулярные вызванные миогенные потенциалы (VEMP) а также исследования среднего уха (например, тимпанометрия, акустический рефлекс, исследования проходимости евстахиевой трубы). Высокотехнологичные механизмы генерации, записи и воспроизводимости OAE, ABR и ASSR, определения параметров стимулов, а также их применение в медицинской практике описаны в деталях. В частности, рассматривается взаимосвязь между данными измерениями и поведенческими порогами чистого тона. Кроме того, приведены примеры клинических случаев. В каждый модуль также включен список литературы для дополнительного чтения.

Пожалуйста, имейте в виду, что детальная техническая информация, например, имеющиеся в наличии преобразователи, максимальные уровни, а также другие технические детали представлены по каждому модулю в отдельном документе "**Техническая спецификация**", который можно загрузить по ссылке www.pathme.de/support/. Пожалуйста, смотрите более подробную информацию о доступных параметрах тестовых модулей в интерактивной справке об устройствах.

В целом, рекомендуется проводить все тесты в акустически изолированной кабине или в отдельной тихой комнате (особенно при использовании стимулов низкого уровня). При использовании ушных зондов или головных телефонов (наушников), внутриушных телефонов, вставляемых в слуховой проход, преобразователь должен быть плотно вставлен без какого-либо зазора между ушным вкладышем и наружным слуховым проходом. Надлежащее примыкание ушного вкладыша к наружному слуховому проходу снижает влияние внешних звуков.

Чтобы обеспечить надежные измерения слуховых вызванных потенциалов (AEP), следует использовать изолированную от электромагнитных помех кабину/комнату. Провод с защитным покрытием, идущий к электроду, также снижает влияние электромагнитных шумов. Более того, рекомендуется держать провода, идущие к электроду, вблизи от тела объекта и тщательно отделять провод, идущий к электроду, от кабеля преобразователя звука.

Ушной зонд или внутриушные телефоны, вставляемые в слуховой проход, не должны блокироваться, например, серной пробкой. Ушные зонды или внутриушные телефоны, вставляемые в слуховой проход, не следует использовать в случае наружного отита (инфекция наружного слухового прохода) или в случаях, когда наружный слуховой проход заблокирован серной пробкой. Перед проведением любого исследования рекомендуется выполнить отоскопию, для того чтобы определить, существует ли какая-либо непроходимость наружного слухового прохода или какое-либо другое видимое нарушение среднего уха (например,

перфорация барабанной перепонки). Деформация наружного слухового прохода также может нарушить передачу звука и поэтому может ухудшить показатели теста.

Рекомендуется проводить как можно больше аудиологических исследований, для того чтобы получить полное представление о состоянии слуха вдоль слухового пути, особенно если существуют сомнения относительно истинного состояния слуха или если существуют какие-либо несоответствия или расхождения. Квалифицированный персонал должен решить, какие тесты целесообразно провести с учетом возраста, готовности к сотрудничеству, а также истории болезни/анамнеза пациента. Пожалуйста, имейте в виду, что советы по интерпретации и рекомендованные установочные параметры представлены в настоящем *Руководстве по практическому применению* исключительно в целях информирования и что они не содержат советов относительно диагноза. Анализ результатов и установку параметров проводит квалифицированный врач, проводящий обследование, с учетом конкретных обстоятельств.

3.1 Процедура психоакустических исследований

Процедура психоакустических исследований включает тональную аудиометрию, речевую аудиометрию и другие поведенческие тесты, требующие обратной связи с пациентом.

Для всех психоакустических тестов важны способность, готовность и концентрация пациента (испытуемого). Перед проведением любой процедуры психоакустических исследований, объект должен быть проинструктирован о задаче. Экзаменатор (специалист/аудиометрист), проводящий обследование, должен убедиться, что пациент понял задачу и способен выполнить ее. Всегда размещайте преобразователь на ушах пациента *после* проведения инструктирования, чтобы на слух пациента не повлияло ослабление звука преобразователя.

Низкие уровни шума в окружающей среде также важны для надлежащего проведения исследования, поскольку фактические показатели слуха могут быть искусственно снижены высоким окружающим шумом.

В целом, надлежащее размещение и калибровка преобразователя важны для надежного результата. Неверное размещение преобразователя или применение неправильно калиброванного преобразователя может исказить результат. Подходящий преобразователь должен быть подсоединен и подогнан надлежащим образом. Смещение положения головного телефона (наушника) вверх/вниз или вперед/назад, а также зазор между головным телефоном (наушником) и ухом могут привести к неверным результатам, например, ложно слабым порогам слышимости, особенно на высоких частотах.

Если не указано иное, все психоакустические тесты можно проводить на объектах всех возрастов, если при этом от них можно ожидать соответствующего участия и готовности к сотрудничеству. Это означает, что данные исследования не подходят, например, для очень маленьких детей, или пациентов, страдающих психическим заболеванием или других не готовых к сотрудничеству пациентов. В этих случаях рекомендуется использовать методы физиологических исследований.

3.1.1 Тональная аудиометрия (РТА)

МЕТОДИКА

РТА – наиболее часто используемый психоакустический метод исследований способности пациента слышать различные акустические частоты. РТА является основной проверкой остроты слуха, предназначенной для оценки порогов слухового восприятия по воздушной проводимости (АС) и костной проводимости (ВС), позволяющей определить степень и тип (кондуктивная или сенсоневральная) потери слуха. Пороги слухового восприятия обычно указывают на самый тихий звук, слышимый пациентом. Стимулы для проверки слуха по воздушной проводимости могут подаваться через обычный головной телефон (наушник), внутриушные телефоны, вставляемые в слуховой проход, или громкоговорители. Стимулы для проверки слуха по костной проводимости могут подаваться через электромеханический костный телефон, расположенный на лбу или сосцевидном отростке височной кости пациента. Если при костной проводимости слух лучше, чем при воздушной (воздушно-костный промежуток), вероятно кондуктивная тугоухость, если уровни костной проводимости находятся в пределах нормального диапазона слышимости. Если пороги воздушной и костной проводимости выходят за пределы нормы, вероятно нейросенсорная (кохлеарная или ретрокохлеарная недостаточность) или смешанная тугоухость, если костная проводимость все еще выше уровня воздушной проводимости. РТА может использоваться для оценки состояния слуха тональными стимулами у готовых к сотрудничеству пациентов, которые способны выполнять задачи, например, в клинике (традиционная аудиометрия, аудиометрия у постели больного, в скорой помощи), а также при профилактике и лечении профессиональных заболеваний. Для того чтобы дифференцировать выявленную сенсоневральную тугоухость, можно выполнить надпороговые измерения (например, тест Фаулера, Кархарта, определение категориальной шкалы громкости). Отоакустическая эмиссия (ОАЕ) и слуховые вызванные потенциалы (АЕР) могут использоваться для дальнейшей диагностики на основе топологических признаков. Пожалуйста, имейте в виду, что пациентам, от которых трудно ожидать способности пройти тест или которые не могут реагировать на звук надлежащим образом для того, чтобы получить данные о потере слуха на специфической частоте, рекомендуется проводить DPOAE или измерение порога ASSR.

Для проведения исследования требуется экзаменатор (специалист/аудиометрист), который проводит исследование и оценивает реакции пациента. Слух, как правило, проверяется на восьми частотах, варьирующихся от низких (250 Гц) до высоких частот (8 кГц). Типичная процедура исследования (типа "butterfly") начинается с 1 кГц, переходит на более высокие частоты, возвращается обратно на 1 кГц (повторная проверка) и опускается на более низкие частоты. Необходимо подчеркнуть, что диапазон аудиометрических частот всего лишь часть полного слухового диапазона человека, который простирается от 20 Гц до 20 кГц. Основным методом РТА заключается в том, чтобы подать пациенту чистый тон, близкий к пороговому значению, и снижать уровень звукового давления до тех пор, пока пациент не перестанет отвечать (поднимать руку или нажимать кнопку), а затем увеличивать уровень звукового давления, пока он не начнет отвечать снова (смотрите ISO 8253-1).

В некоторых случаях пациенты должны обследоваться с помощью маскирующего шума на нетестируемом ухе, для того чтобы исключить возможность восприятия звука, идущего со стимулируемой стороны через нестимулируемую сторону, на нестимулируемой стороне (перекрёстное слушание). Порог слухового восприятия тестируемого уха замеряется в то же время, когда маскирующий шум подается на нетестируемое ухо. Пороговые значения,

полученные с помощью маскировки, обеспечивают точное представление об истинном пороге слуха тестируемого уха. При костном проведении интерауральное затухание может снижаться до 0 дБ, поскольку кости черепа очень хорошо передают звук. Следовательно, пороги костной проводимости рекомендуется измерять всегда с контралатеральным маскирующим шумом. Что касается головных телефонов (наушников), для них интерауральное затухание составляет около 40 дБ. Маскировку следует использовать, если разница по воздушной проводимости на одном ухе и костной проводимости на другом ухе составляет 40 дБ или более. Для внутриушных телефонов интерауральное затухание находится в диапазоне до 55 дБ, так что применение внутриушных телефонов снижает необходимость в маскировке. Дилемма маскировки возникает, когда маскировка с нетестируемого уха переходит на тестируемое ухо и оказывает влияние на определение порога восприятия для тестируемого уха. В этом случае нельзя получить надежный порог маскировки. Это явление обычно возникает при наличии существенного кондуктивного компонента потери слуха на обоих ушах.

Автоматическая РТА оценивает пороги слухового восприятия на основе аудиометрии с использованием теста Bekesy (Бекеша) или теста Hughson-Westlake (Хьюстон-Вестлейк). В отличие от метода регулировки, при котором пациент может изменять интенсивность стимула до тех пор, пока он не станет слышимым, в этом случае пациент может контролировать только направление, в котором меняется интенсивность стимула. Интенсивность стимула усиливается и уменьшается в зависимости от того, как пациент слышит тоновый сигнал (метод отслеживания). Доступные техники измерений соответствуют алгоритмам, предложенным согласно стандарту ISO 8253-1.

Скрининг аудиометрия позволяет проверить, являются ли уровни порога восприятия на различных частотах лучше, равными или хуже, чем предусмотренные уровнем скрининга. Стимул подается на ухо на определенных частотах и на уровнях, которые были выбраны для скрининга. Пациент проходит скрининг-тест согласно предварительно установленным критериям, например, результат "пройдено" будет получен, если все стимулы слышны в обоих ушах. Скрининг на определенных выбранных уровнях и частотах в большинстве случаев проходит быстрее, но предоставляет меньше информации, чем измерение порогов слухового восприятия с помощью общепринятых процедур РТА.

Доступны различные модули РТА:

- **РТА 4** для оценки порогов слухового восприятия чистого тона по воздушной проводимости на частотах от 125 Гц до 6 кГц с уровнями стимула от -10 до 70 дБ HL в соответствии с IEC 60645-1, класс 4.
- **РТА 4 Advanced** для оценки порогов слухового восприятия чистого тона по воздушной проводимости на частотах от 125 Гц до 8 кГц с уровнями стимула от -10 до 110 дБ HL в соответствии с IEC 60645-1, класс 4, с учетом расширенного диапазона частот и уровней.
- **РТА 3** для оценки порогов слухового восприятия чистого тона по воздушной и костной проводимости в соответствии с IEC 60645-1, класс 3. Частоты и уровни те же, что и для РТА 4 Advanced. Ввиду ограниченной мощности электромеханического костного телефона, интенсивность стимула костной проводимости ниже. Модуль также обеспечивает опцию контралатеральной маскировки, предоставляет стимулы различного типа (чистый тон, импульсный чистый тон, частотно-модулированный тон), а также процедуры автоматического определения порога (тесты Bekesy и Hughson-Westlake).

- **PTA-HF** для оценки порогов слухового восприятия чистого тона на высоких частотах от 9 до 16 кГц. Вариант PTA-HF доступен только со специальными высокочастотными головными телефонами (например, Sennheiser HDA 300).

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Выберите *Audio* на экране выбора модуля. Выберите заданные заранее параметры, которые вы хотели бы использовать. Если это необходимо, измените параметры (например, протокол аудиометрии). Если выбран режим *Expert*, появится пользовательский интерфейс (как показано на *Рисунок 1*). Нажмите на кнопку *settings* ("настройки") ⑬ (только для PTA 3), для того чтобы выбрать преобразователь и его расположение (AC – для воздушной проводимости, BC mastoid – сосцевидный отросток височной кости для костной проводимости, BC forehead – лоб для костной проводимости), выберите вид стимула (чистый тон, импульсный чистый тон, частотно-модулированный тон), переключитесь на режим уровня громкости, отражающего порог дискомфорта (UCL), активируйте автоматическую проверку или активируйте просмотр двухсторонней аудиограммы (графические данные с обеих ушей, представленные на одной аудиограмме). Пожалуйста, имейте в виду, что вы можете также переключить преобразователи, нажав на кнопку AC ③, в результате чего происходит переключение с воздушной проводимости на костную: BC (сосцевидный отросток височной кости) или BC-F (лоб), если подсоединены преобразователи AC и BC.

Для некоторых пациентов (например, детей) импульсный чистый тон или частотно-модулированный тон могут быть интереснее, и, следовательно, предпочтительней, чем постоянный чистый тон. Для проведения теста Bekesy используются импульсные стимулы. Для пациентов с тональным шумом в ушах (тиннитус) импульсный чистый тон или частотно-модулированный тон может быть более эффективным для того, чтобы отличить стимул от шума в ушах (тиннитус). Включите режим маскировки, если это необходимо, нажав на кнопку *masking* ("маскировка") ⑫ (смотрите *МЕТОДИКУ*). Режим маскировки можно отключить нажатием кнопки ⑭.

Перед тем как подогнать преобразователь и начать исследование, пациент должен пройти инструктаж относительно задачи. Пациент должен подать знак, слышит ли тон, например, подняв руку или нажав на кнопку ответа для пациента, если тон слышим, или опустив руку или отпустив кнопку ответа для пациента, если тон *не* слышим. Что касается импульсных тонов, пожалуйста, удостоверьтесь в том, что пациент понимает, что реагировать на импульсный тон нужно один раз (т.е. показывать "*слышим*", пока импульсный тон слышим), а не на каждый отдельный импульс стимула. Тест *не* предусматривает возможность самостоятельной регулировки теста пациентом. Проводимые вручную тесты должны полностью контролироваться экзаменатором/специалистом (аудиометристом), проводящим обследование. Автоматические тесты не требуют регулировки уровня/частоты со стороны экзаменатора/специалиста (аудиометриста), проводящего обследование, но, тем не менее, проводятся под наблюдением квалифицированного персонала.

Выберите тестируемое ухо, нажав на кнопку *ear* ("ухо") ⑪. Будет показано текущее активное ухо. Если громкоговорители подсоединены или на устройстве включено бинауральное измерение, также можно выбрать бинауральную стимуляцию. Выполните либо проводимый вручную тест, либо автоматический тест на выбранных частотах. Более подробную информацию о типичной последовательности действий при тональной аудиометрии смотрите,

например, в стандартах ISO 8253-1 и ASHA (2005). Во время проводимых вручную тестов можно выбрать частоту стимула ⑧, уровень стимула и (или) уровень маскировки ⑦ (в режиме маскировки кнопки уровня маскировки имеют подсвеченную серую область). Выбранные уровни можно считать с крестиков (обозначения) на аудиограмме (красное: правое ухо; синее: левое ухо; черное: бинауральный; зеленое: маскировка), а также со значений между элементами переключателя (на *Рисунок 1*: уровень стимула: 40 дБ HL, выравнивание: -10 дБ HL). Для РТА-НФ, аудиограмма переходит на более высокие частоты, когда крестики перемещаются выше 8 кГц. В режиме маскировки, можно регулировать либо уровень стимула, либо уровень маскировки, либо оба зафиксированных друг на друга уровня. Режим фиксации можно включить, нажав на кнопку *lock* ⑮. Параметры кнопок уровня стимула можно задать с устройства с помощью *Audio Preferences* (стрелка "вверх": понизить уровень, стрелка "вниз": повысить уровень или наоборот). Стимул можно подать, пока нажата кнопка *loudspeaker* ("громкоговоритель") ⑨. Если стимул проигрывается, включен оранжевый датчик состояния ①. Если проигрывается маскирующий шум, включен зеленый датчик состояния ②. Если нажата кнопка ответа для пациента, включен большой зеленый датчик состояния ③. Если порог определен, установите символ в положение красных или синих крестиков ⑥, нажав на аудиограмму ⑤. Символ можно переключить с *heard* ("слышимый") на *not heard* ("неслышимый") или можно вообще удалить символ. Тест можно завершить с помощью кнопки *stop* ⑩.



Рисунок 1: Пользовательский интерфейс Audio Expert (слева: стандартный режим; справа: режим маскировки)

Пороги слухового восприятия представлены графически по всем тестовым частотам в форме аудиограммы. Символы правого уха представлены на графике красным, символы левого уха – синим, а бинауральные данные – черным. Смотрите используемые символы в ISO 8253-1, Таблица 1. Символы костной проводимости можно представить графически согласно рекомендациям ISO 8253-1 или отобразить зеркально (обычный способ представления, например, в Германии). Символ костной проводимости ("BC") и значок отсутствия ответа можно задать в предварительных настройках аудио (*Audio Preferences*).

Аудиограмма разделена на три цветных зоны: зеленую (нормальный слух ≤ 20 дБ HL), оранжевую (слабо выраженная потеря слуха $>20 - 40$ дБ HL), и серую (>40 дБ HL: потеря слуха от средней до глубокой).

В целях интерпретации результатов, можно учесть следующие советы (смотрите *Рисунок 2*):

- **Кондуктивная тугоухость:** Аудиограмма отражает нормальные пороги слухового восприятия по костной проводимости, при этом пороги слухового восприятия по воздушной проводимости хуже, чем норма, как минимум, на 10 дБ. Такой костно-воздушный разрыв возникает при демпфировании (заглушение) стимулов воздушной проводимости по пути через наружное и среднее ухо. Кондуктивная потеря слуха в большинстве случаев возникает вследствие проблем с наружным или средним ухом, в том числе при патологии барабанной перепонки, закупорки наружного слухового прохода (например, из-за серной пробки), инфекции среднего уха или наличия в нем жидкости (например, при воспалении среднего уха), перфорации барабанной перепонки, или дефектов слуховой косточки.
- **Сенсоневральная тугоухость:** Аудиограмма показывает пороги воздушной и костной проводимости, которые превышают 20 дБ HL, и оба находятся в диапазоне около 10 дБ друг от друга. Сенсоневральная тугоухость в большинстве случаев происходит ввиду очаговых поражений сенсорных клеток, слухового нерва или центральных слуховых путей (пресбиакузис, потеря слуха в результате воздействия шума, синдром Меньера, невринома слухового нерва).
- **Смешанная тугоухость:** Комбинация кондуктивной и сенсоневральной тугоухости.

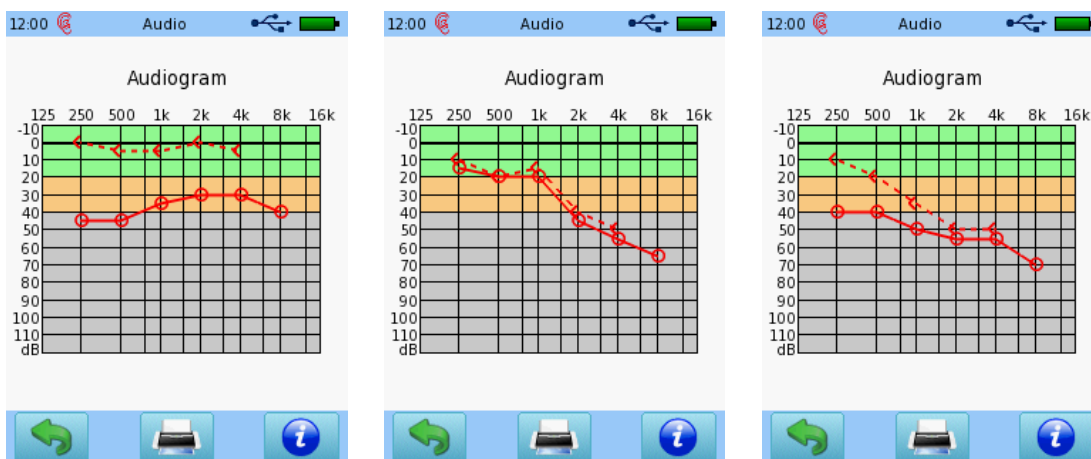


Рисунок 2: Примеры аудиорезультатов (слева: кондуктивная тугоухость; в центре: сенсоневральная тугоухость; справа: смешанная тугоухость с кондуктивным и сенсоневральным компонентами)

Протоколы *Screen*, *Diagnostic* и *Auto Audio* обеспечивают адаптированные пользовательские интерфейсы, как показано на Рисунке 3. Пользовательские интерфейсы данных протоколов во многом аналогичны пользовательскому интерфейсу *Expert*. Ниже объясняются различия. Пользовательский интерфейс *Screen* представляет таблицу с результатами ① вместо графика аудиограммы. В таблице приведены либо протестированный уровень (услышанный), либо *NR = отсутствие реакции* (не услышанный). Текущая комбинация активной частоты/уровня выделена в таблице с результатами. Пользовательский интерфейс *Auto Audio* предусматривает кнопку *play* ("воспроизведение") ③ вместо кнопки *loudspeaker* ("громкоговоритель"), что позволяет начать процедуру автоматического определения порога распознавания. Реакция пациента, которая считывается с кнопки реакции пациента, влияет на направленность уровня стимула. Если порог обнаружен по автоматическому алгоритму, он автоматически отражается на графике аудиограммы. Во всех протоколах отсутствуют кнопки *settings* ("настройки") и *masking* ("маскировка"). Вместо этого, в нижней части вы можете напрямую изменить вид

стимула (чистый тон, импульсный чистый тон, частотно-модулированный тон), нажав на кнопку *stimulus type* ("тип стимула") ②.



Рисунок 3: Пользовательские интерфейсы Audio для разных протоколов (слева: Screen; в центре: Diagnostic; справа: Auto Audio)

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- American Speech-Language-Hearing Association (2005): Guidelines for manual pure-tone threshold audiometry, online: <http://www.asha.org/policy/GL2005-00014.htm>
- IEC 60645-1: Electroacoustics – Audiometric equipment – Part 1: Equipment for pure-tone audiometry
- ISO 8253-1: Acoustics – Audiometric test methods – Part 1: Pure-tone air and bone conduction audiometry

3.1.2 Определение тиннитуса (Tinnitus-Matcher)

МЕТОДИКА

Американская ассоциация тиннитуса определяет тиннитус как “восприятие звука при отсутствии фактического внешнего шума”. Шум в ушах обычно субъективен в том смысле, что его слышит только отдельный человек, но в редких случаях может быть объективным в том смысле, что его могут слышать и другие. Хотя это обычно называют “звоном в ушах”, тиннитус может проявляться множеством различных восприятий звука, включая жужжание, шипение, свист, свист в ушах и щелчки. В некоторых редких случаях пациенты с шумом в ушах сообщают, что слышат музыку. Звук может быть высокого или низкого тона и может быть описан как мягкий или громкий. Шум в ушах может быть постоянным или прерывистым. Хотя шум в ушах встречается относительно редко, в некоторых случаях он коррелирует со спонтанной отоакустической эмиссией (SOAE).

Хотя лекарство от шума в ушах еще не известно, пациентам можно помочь, определив шум в ушах более точно, чем при обычном аудиометрическом обследовании.

Шум в ушах часто вызывается потерей слуха или другими сопутствующими заболеваниями. Таким образом, для тех, кто испытывает шум в ушах, сопоставление шума в ушах проводится в дополнение к стандартной аудиометрии, которая часто включает тестирование чистого тона и речи, уровни дискомфорта от громкости, акустическую проницаемость и оценку отоакустической эмиссии. Сопоставление тиннитуса часто проводится вместе с опросниками по тиннитусу, чтобы определить влияние, которое оказывает тиннитус на пациента, поскольку тиннитус может негативно повлиять на качество жизни человека.

Сопоставление шума в ушах предполагает использование различных тонов или шумов, чтобы попытаться определить специфическое восприятие пациентом шума в ушах, который он испытывает. Она включает в себя регулировку высоты тона и громкости (частоты и интенсивности) сигнала, чтобы позволить пациенту определить, насколько это возможно, соответствие субъективному восприятию звука, который он слышит. Сопоставление шума в ушах проводится для предоставления полезной информации для работы с шумом в ушах.

Подбор громкости и высоты тона проводится после аудиологической оценки. Как и при стандартной аудиометрии, подбор высоты тона часто начинается с частоты 1000 Гц, и пациента просят определить, выше или ниже уровень шума в ушах, чем подаваемый сигнал. Цель состоит в том, чтобы выровнять высоту звука с точностью до половины октавы и, наконец, привести его в соответствие с высотой шума в ушах. При согласованной по высоте частоте порог слышимости и громкость шума в ушах совпадают с шагом в 1 дБ. Первоначальное соответствие громкости заключается в подаче сигнала на уровне 10-20 дБ SL при наличии нормальных пороговых уровней слуха и на уровне 5-10 дБ SL при наличии потери слуха. Для подбора громкости и высоты тона можно использовать чистые тона или узкие полосы шума.

Основные отличия Tinnitus Matcher от модуля РТА заключаются в том, что частоты могут быть установлены с высоким разрешением вплоть до 0,1 Гц, а уровни могут быть установлены с шагом всего в 1 дБ HL. Кроме того, оба уха можно стимулировать независимо друг от друга. Стимулы также включают, в дополнение к чистым тонам, импульсные и переливчатые тона, а также узкополосный шум. Tinnitus Matcher поддерживает тот же диапазон трансдьюсеров воздушной проводимости, что и РТА.

Другим тестом, который часто выполняется, является тест на путаницу в октавах. Цель состоит в том, чтобы подтвердить октаву шума в ушах пациента. Пациенты с шумом в ушах иногда путают подачу своего шума в ушах с тоном, который на октаву выше или ниже их шума в ушах. Тест проводится путем подачи звуковых сигналов на одну октаву выше и на одну ниже частоты, выбранной пациентом во время подбора частоты.

В дополнение к подбору громкости и высоты тона установлено, что минимальный уровень маскировки (MML) делает шум в ушах неслышимым. Корреляция между MML и эффективностью лечения была выявлена в том, что при улучшении проблемы с шумом в ушах наблюдалось снижение MML (Jostreboff, Hazell и Graham, 1994). Также сообщалось, что при использовании маскировки шума в ушах в качестве лечения, если MML меньше, чем соответствует громкости, польза считается вероятной, и наоборот, если MML больше, чем соответствует громкости, успех менее вероятен (Vernon, Griest и Press, 1990; Vernon и Meikle, 2000).

Минимальный уровень маскировки (MML) измеряется путем предъявления стимула, который настраивается таким образом, чтобы шум в ушах больше не воспринимался. Тип стимула должен быть выбран таким образом, чтобы иметь возможность маскировать шум в ушах, т.е. он должен содержать достаточное количество спектральных компонентов шума в ушах (Vernon и Meikle, 2003). Можно использовать как чистые тона, так и шум, в зависимости от спектральной сложности шума в ушах (руководство AWMF, 2021).

В дополнение к MML также измеряется остаточное ингибирование. Остаточное торможение - это временное подавление или устранение шума в ушах, которое возникает после слуховой стимуляции (Vernon, 1982; Vernon и Meikle, 1988). Остаточное торможение (RI) измеряется путем предъявления маскирующего стимула в течение 1 минуты на уровне MML + 10 дБ HL. Для RI могут использоваться различные типы стимулов, включая (амплитудно-модулированные) чистые тона или узкополосный или широкополосный шум (например, белый шум). Задача пациента состоит в том, чтобы указать, когда восприятие шума в ушах остается таким же, как до предъявления маскирующего стимула. Измеряется количество времени, которое на это требуется (Vernon и Meikle, 2003). Полный RI описывает период времени, когда восприятие шума в ушах полностью отсутствует после смещения маскировки, тогда как частичный RI описывает период времени, когда шум в ушах присутствует, но с уменьшенной громкостью / раздражением.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Выберите Tinnitus-Matcher на экране выбора модуля. Обратите внимание, что для этого модуля нет доступных пресетов. Убедитесь, что подключен исправный трансдьюсер (наушники, внутренние наушники или громкоговорители), и начните тест, выбрав тестируемое ухо (нажав ЛЕВОЕ или ПРАВОЕ). Перед установкой трансдьюсера и началом теста пациент должен быть проинструктирован о поставленной задаче. Пациент должен определить, является ли его шум в ушах выше или ниже подаваемого сигнала.

Выберите тестируемое ухо, нажав кнопку ear (ухо) ①. Отображается текущее активное ухо. Во время теста можно выбрать частоту стимула ②, уровень ③, тип стимула ④ и шаги частоты ⑤. Выбранные уровни можно считывать по перекрестию на аудиограмме (красный: правое ухо, синий: левое ухо) и по значениям между элементами выбора (на рисунке 4: уровень стимула: 50 дБ HL). Активное ухо можно переключать в соответствии с его собственными

параметрами стимула. Чтобы “скопировать” настройку на другое ухо, воспользуйтесь функцией поменять ухо (6). Стимул подается, если активирована кнопка громкоговорителя (7). Если воспроизводится стимул, соответствующая тестовая кнопка на ухе отображается красным или синим цветом. Эту кнопку также можно использовать в качестве переключателя включения/выключения звукового сигнала. Как только точка совпадения будет найдена опытным путем, установите символ в положение красного или синего перекрестия, нажав на аудиограмму. На аудиограмме может быть отмечено более одной точки. Модуль может быть завершен с помощью кнопки "Стоп" (8).

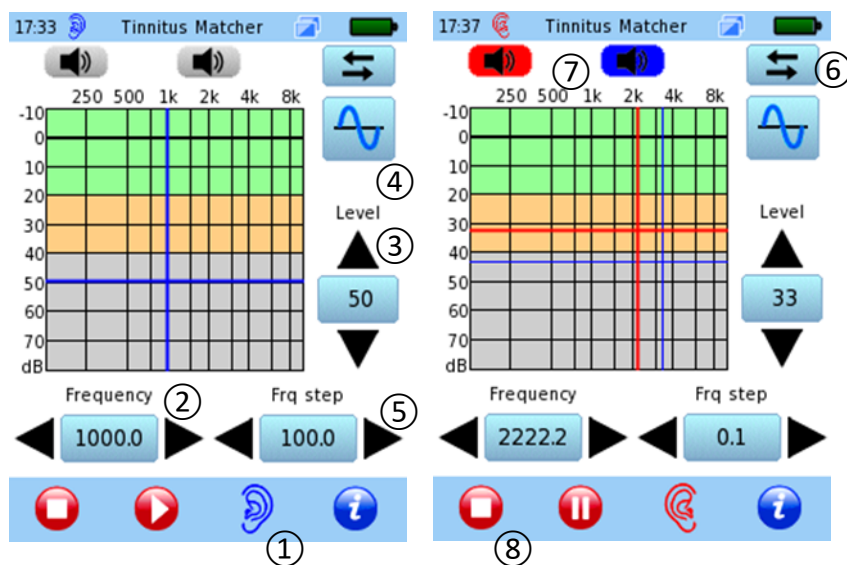


Рисунок 4: Пользовательский интерфейс Tinnitus Matcher (слева: монофонический, справа: бинауральный)

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- American Tinnitus Association, (2023a, March 10), What is Tinnitus?, <https://www.ata.org/about-tinnitus/why-are-my-ears-ringing/>
- Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF), Chronischer Tinnitus (017/064), last update: 09/2021, 017-064|_S3_Chronischer_Tinnitus_2021-09_1.pdf (awmf.org)
- Jastreboff, P. J., Hazell, J. W. P., & Graham, R. L. (1994): Neurophysiological model of tinnitus: Dependence of the minimal masking level on treatment outcome, *Hearing Research* 80, p. 216–232.
- Vernon, J., Griest, S., & Press, L. (1990): Attributes of tinnitus and the acceptance of masking, *American Journal of Otolaryngology* 11, p. 44–50.
- Vernon, J. (1982). Relief of tinnitus by masking treatment, In: G. M. English (Ed.), *Otolaryngology* (pp. 1–21), Philadelphia: Harper & Row.
- Vernon, J. A., & Meikle, M. B. (1988): Measurement of tinnitus: An update, In: M. Kitahara (Ed.), *Tinnitus. Pathophysiology and management* (pp. 36–52), Tokyo: Igaku-Shoin.
- Vernon, J. A., & Meikle, M. B. (2000): Tinnitus masking, In: R. S. Tyler (Ed.), *Tinnitus handbook* (pp. 313–356), San Diego, CA: Singular.
- Vernon, J., & Meikle, M. B. (2003): Tinnitus: clinical measurement, *Otolaryngologic Clinics of North America* 36(2), p. 293–305.

3.1.3 Тональная аудиометрия, основанная на множественном выборе графических изображений (картинок) (MAGIC)

МЕТОДИКА

Игровая аудиометрия – хорошо зарекомендовавший себя в детской аудиологии метод. Однако, процедура исследования, при которой ребенок должен быть постоянно внимательным, является утомительной, и при этом задание (обычно собрать фишки на доске) меняется лишь немного. В отличие от нее, основанные на выборе картинок и проводимые в произвольном темпе процедуры исследования могут значительно повысить внимательность ребенка. MAGIC представляет собой основанный на выборе картинок, саморегулируемый тест, который является игровой альтернативой традиционной тональной аудиометрии. Тест, в частности, предназначен для дошкольников и детей школьного возраста, но при этом также может использоваться для других готовых к сотрудничеству пациентов. Пожалуйста, имейте в виду, что для пациентов, которые вряд ли смогут выполнить тест или не способны реагировать на звук надлежащим образом, рекомендуется использовать измерение порогов слуха DPOAE или ASSR.

Существует две последовательности действий для MAGIC:

- **MAGIC Screen** позволяет провести быстрый аудиологический скрининг на частоте и уровнях, которые могут быть выбраны пользователем. Если выбраны несколько уровней, алгоритм начинается с самого нижнего уровня и переходит к следующему по высоте уровню каждый раз, если тон не был услышан.
- **MAGIC Audio** позволяет определить порог слухового восприятия на частотах, которые могут быть выбраны пользователем, с помощью автоматически регулируемого ограничивающего алгоритма. Беззвучные тоны включены для обнаружения неверных сигналов, вводимых пациентом.

MAGIC может проводиться на стандартных аудиометрических частотах от 250 Гц до 8 кГц. Различные животные представляют разные частоты (корова = 250 Гц, медведь = 500 Гц, слон = 1 кГц, кошка = 2 кГц, овца = 3 кГц, мышь = 4 кГц, птица = 5 или 6 кГц, дельфин = 8 кГц; смотрите Рисунок 5).

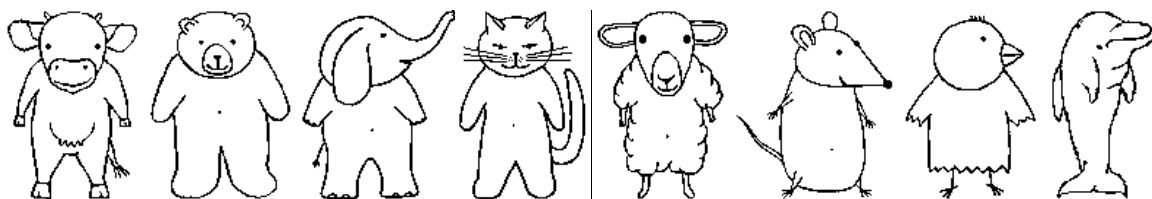


Рисунок 5: Животные в системе MAGIC (слева направо: корова, медведь, слон, кошка, овца, мышь, птица и дельфин)

Каждое животное представлено в трех вариантах: *нейтральном*, чтобы начать подачу звука, *здоровом* и *больном* для обозначения двух состояний – *услышанный* и *не услышанный*, – соответственно (смотрите Рисунок 6). Саморегулируемая последовательность действий требует подробных разъяснений пациенту. Рекомендуется использовать вступительный рассказ, чтобы объяснить задачу и мотивировать пациента к прохождению исследования. Пациент должен принять на себя роль врача, чья задача заключается в постановке диагноза здоровым и больным животным, в зависимости от того, издают ли они звуки, соответственно. Это также

может помочь снизить давление на пациента, поскольку в этом случае не ему ставится диагноз, а это он должен будет поставить диагноз по способности животных издавать звуки.

С помощью сенсорного экрана пациент регулирует подачу звука и реакцию, если звук услышан (здоровое животное) или не услышан (больное животное). Врач, проводящий обследование, объясняет процедуру тестирования на этапе инструктажа, наблюдает за процессом тестирования, а также оказывает пациенту помощь, если на то есть показания. Врач, проводящий обследование, также может в любое время вмешаться в процедуру проведения измерений или может провести повторное исследование на любой частоте, если это необходимо (MAGIC Audio).

Пожалуйста, смотрите общие сведения о традиционной тональной аудиометрии в разделе [3.1.1: Тональная аудиометрия \(РТА\)](#).

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Выберите *MAGIC* на экране выбора модуля. Выберите заданные заранее параметры, которые вы хотели бы использовать. Если это необходимо, измените параметры (например, режим исследования, частоту, уровни скрининга (MAGIC Screen) / диапазон уровней исследования (MAGIC Audio), тип стимула) и наименования заданных заранее параметров по мере необходимости. Для некоторых пациентов (например, детей) частотно-модулированный тон может оказаться более интересным, чем чистый тон и, следовательно, может быть предпочтительным. Кроме того, для пациентов с тональным шумом в ушах (тиннитус) импульсный чистый тон или частотно-модулированный тон может быть более эффективным для того, чтобы отличить стимул от шума в ушах (тиннитус).

Удостоверьтесь в том, что подсоединен соответствующий преобразователь (например, обычные головные телефоны (наушники), внутриушные телефоны, костный телефон) и выберите тестируемое ухо (*Right+Left*: последовательное измерение правого и левого ушей для каждой частоты). Измерение можно начать с вводного этапа (если он активирован через настройки) или с этапа исследования.

Рекомендуется начинать с этапа инструктажа. В качестве инструкций, объясните пациенту, что его задача теперь – быть врачом. Несколько животных будут издавать звуки, потому что они здоровы и счастливы (что видно по приветствию поднятыми руками), а другие животные не могут издать звуки, потому что они болеют (носят шарф). Пациент, выступающий в роли врача, должен выяснить, какие животные здоровы, а какие – больны. Чтобы понять, издает ли животное звук (тон) или нет, нужно нажать на нейтральное животное (смотрите *Рисунок 6 - ①*). Реакция демонстрируется нажатием на соответствующее здоровое ③ или больное ② животное. Реакция принимается, только *после* нажатия на живот нейтрального животного, т.е. после представления звука (тона). Этап инструктажа начинается со стимула на начальном уровне, определяемом пользователем (MAGIC Audio), или на фиксированном уровне, определяемом устройством (MAGIC Screen). Второй стимул представляется на уровне, который ниже на 10 дБ (если первая реакция была услышана). И наконец, беззвучный тон представляется, для того чтобы приучить пациента к тому, что в некоторых ситуациях звук также может отсутствовать.



Рисунок 6: Пользовательский интерфейс MAGIC (слева: представления тона и реакция; в центре/справа: выбор животного)

Типичная инструкция может соответствовать последовательности действий, представленной в Таблица 2. Краткую инструкционную карту также можно загрузить с веб-сайта PATH MEDICAL (раздел *Learning* ("Процесс обучения")).

Инструкции врача, проводящего обследование	Задание для врача, проводящего обследование
<i>Сейчас ты видишь животное. Нажми на живот животного, и ты сможешь услышать, издает ли животное звук или нет. Первое животное издает звук.</i>	Покажите пациенту, как следует нажимать на живот нейтрального животного.
<i>Нажми на живот животного. Ты слышишь звук?</i>	Попросите пациента нажать на живот несколько раз.
<i>Каждый раз, когда ты нажимаешь на живот животного, оно издает звук.</i>	Пациент должен дать понять, что звук слышим. Если нет, нужно выбрать более высокий уровень стимула (нажав на <i>not heard</i> : уровень стимула повышается на 20 дБ автоматически). Повторите инструкцию, начиная с первого шага. Покажите пациенту, как следует нажимать на здоровое животное в соответствии с <i>услышанным</i> .
<i>Следующее животное также издает звук, но при этом звук тише. Нажми на живот и послушай.</i>	Пациент должен услышать и этот звук. Удостоверьтесь в том, что пациент нажимает на здоровое животное, соответствующее <i>услышанному</i> .
<i>Следующее животное не издает никаких звуков. Ты не услышишь ничего. Нажми на живот и слушай.</i>	Пациент должен дать понять, что звук не слышим. Если нет, повторите инструкцию. Покажите пациенту, как следует нажимать на больное животное, соответствующее <i>не услышанному</i> .

Таблица 2: Инструктаж MAGIC

После этапа инструктажа начинается этап исследования. В зависимости от возраста и физических / умственных способностей, этап исследования может проводиться в условиях полного саморегулирования (т.е. когда пациент отвечает) или с помощью врача, проводящего обследование. Наблюдение со стороны квалифицированного врача, проводящего обследование, рекомендуется всегда.

Ход выполнения процедуры исследования можно визуализировать по полке, с которой выбирается текущее исследуемое животное (опция для MAGIC Audio). Во время теста, пожалуйста, проверяйте, проводит ли пациент тест соответствующим образом. Если существует какой-либо намек на то, что пациент не понимает последовательность действий (например, нажимая на здоровое животное после представления беззвучного тона или нажимая на экран в произвольном порядке), вы можете повторно начать тест или повторить этап инструктажа в промежутке (опция, доступная в настройках ⑤) (MAGIC Audio). Кроме того, предыдущую реакцию пациента можно аннулировать, нажав на кнопку *undo* ("отменить") ④ в нижней части (нажмите на выключатель питания (on/off), чтобы сделать нижнюю часть видимой).

В верхней части представлена информация о текущем статусе теста, в том числе об уровнях стимула и реакции пациента (смотрите *Таблица 3*). Например, в верхней части на *Рисунок 6* показано, что тест находится на этапе инструктажа, при этом представленный тон составляет 50 дБ HL при нажатии на живот животного. Предыдущий стимул, который был представлен при 60 дБ HL, был услышан пациентом. Если вы подозреваете, что пациент мог воспользоваться информацией, доступной в верхней части, отключите информацию о текущем уровне, представленную в настройках модуля (это также можно сделать во время теста для MAGIC Audio с помощью кнопки *settings* ⑤).



Стимул	Этап исследования	Текущий уровень	Режим MAGIC:	Предыдущий уровень	Реакция
S: синусоидальный F: частотно-модулированный (тон FM)	I: Инструктаж M: измерение	Значение [дБ HL], беззвучный	Аудио (Audio), Экран (Screen)	Значение [дБ HL], беззвучный	 услышан  не услышан

Таблица 3: Информация MAGIC в верхней части

В начале этапа исследования и по окончании исследования на конкретной частоте, пациенту разрешается выбрать новое животное (смотрите *Рисунок 6 - справа*). Очередность выбора различных животных зависит от оператора (т.е. пациента или врача, проводящего обследование).

После завершения теста, результат для MAGIC Screen показан в форме таблицы (смотрите *Рисунок 7*) с использованием символов "услышанный" ④, "не услышанный" ⑥, а также "пропущен/не проверен" ⑤. Результат для MAGIC Audio показан в форме аудиограммы. Для MAGIC Audio можно провести повторный тест на конкретных частотах. Повторный тест может быть показан, если есть неверная реакция пациента. Неверная реакция представлена символом "?" на аудиограмме под соответствующей частотой. Количество неверных реакций отражено под знаком "?" ⑦. Еще одним показанием для повторной проверки частоты может быть выброс на аудиограмме. На экране результатов MAGIC Audio вы можете увидеть детали теста, нажав на соответствующую частоту на аудиограмме. Реакции на выбранной частоте показаны (в этом случае, например: 25 дБ HL: услышанный; 5 дБ HL: не услышанный; 15 дБ HL:

услышанный; беззвучный: не услышанный; 10 дБ HL: услышанный; проведение теста завершено; порог определен на 10 дБ HL). Серая линия указывает на минимальный уровень, заданный в настройках модуля.

Пожалуйста, имейте в виду, что во время данного теста нижняя часть скрыта. Вы можете активировать нижнюю часть, кратко нажав на выключатель питания.

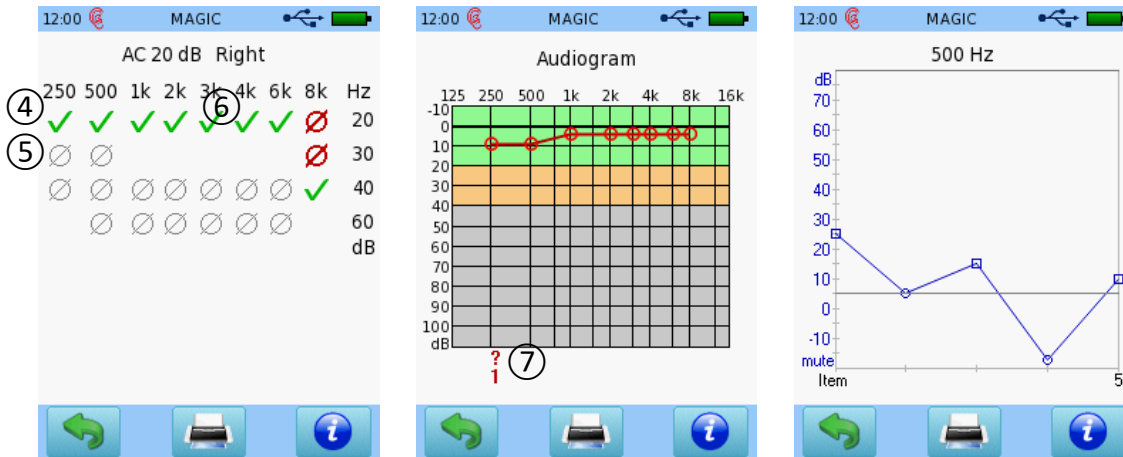


Рисунок 7: Результат MAGIC (слева: MAGIC Screen; в центре: MAGIC Audio; справа: детали MAGIC Audio)

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Применимость и надежность тональной аудиометрии, основанной на множественном выборе картинок (MAGIC), были изучены на детях в ходе клинических исследований в медицинских центрах, проведенных в Отделении коммуникативных расстройств госпиталя медицинской школы при кафедре оториноларингологии Майнцкого университета (Германия), в клинике оториноларингологии Klinikum rechts der Isar при Мюнхенском техническом университете (Германия), а также в Кипрском центре аудиологии (г. Никосия, Кипр) (Schirkonyer и др., 2010b, 2011). Аудиометрические тесты MAGIC проводились на 108 детях в возрасте от 3;6 до 11;11 лет на частотах 0,5, 1, 2, 4 кГц ($n = 82$) и, кроме того, на частотах 0,25, 3, 6, 8 кГц ($n = 26$). Кроме того, оценка порога слышимости посредством функций ввода-вывода DPOAE проводилась на 36 детях. Функции ввода-вывода DPOAE были записаны при частотах $f_2 = 1, 1,5, 2, 3, 4$ и 6 кГц при базовом тоновом уровне L_2 в диапазоне от 10 до 65 дБ SPL. Пороги слухового восприятия были оценены по линейно-регрессионному анализу. Базовые тоновые уровни L_1 и L_2 были установлены согласно ножничной парадигме. Соотношение частот f_2/f_1 было равным 1,2. Как функция MAGIC, так и функция ввода-вывода DPOAE были измерены с помощью Sentiero. Для сравнения, пороги чистого тона при игровой аудиометрии были определены на соответствующих частотах. Существовала весьма значительная ($p < 0,001$) корреляция между порогами, полученными для основанной на выборе картинок (MAGIC), и порогами для игровой аудиометрии. Коэффициент корреляции ($n = 1247$) составил $r = 0,73$. Гистограмма разницы между порогами, полученными при аудиометрии, основанной на выборе картинок, и игровой аудиометрии, продемонстрировала нормальное распределение. Средняя разница составила $-1,5 \pm 9,6$ дБ. Время проведения теста на каждой частоте (одно ухо) составило в среднем около 30 с., варьируясь от 14 до 91 с. Время проведения теста сокращалось по мере увеличения возраста. Кроме того, пороги чистого тона MAGIC и прогнозируемые пороги DPOAE были весьма значительными ($p < 0,005$) при коэффициенте корреляции, равном $r = 0,60$.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Bohnert A, Schirkonyer V, Müller S, Brantzen P, Keilmann A, Janssen T (2010): Hearing screening in children using DPOAE thresholds and interactive, self-paced behavioural pure-tone thresholds (MAGIC), NHS annual meeting.
- Heller O, Opp-Enzinger AHA (2007): Self-paced in-situ audiometry, international patent WO2007009287 A2
- Janssen T, Bohnert A, Heller O, Schirkonyer V, Oswald H, Zoth P, Keilmann A (2009): Hearing diagnostics in children using DPOAE and pure-tone thresholds, EFAS annual meeting.
- Niedermeyer HP, Schirkonyer V, Lochmahr S, Janssen T (2010): Bildgestützte Tonschwellenaudiometrie und DPOAE-Schwellen in der Pädaudiologie (German: Image-based pure-tone audiometry and DPOAE thresholds in paedaudiology), DGPP annual meeting.
- Schirkonyer V, Bohnert A, Heller O, Keilmann A, Janssen T (2010a): Bildgestützte Tonschwellenaudiometrie und DPOAE-Schwellenschätzung bei Kindern (German: Image-based pure-tone audiometry and estimated DPOAE thresholds for children), DGA annual meeting.
- Schirkonyer V, Bohnert A, Niedermeyer HP, Thodi C, Keilmann A, Janssen T (2010b): Validierung eines Handgerätes zur bildgestützten Tonschwellenaudiometrie und DPOAE-Schwellenbestimmung bei Kindern (German: Validation of a handheld device for image-based pure-tone audiometry and DPOAE thresholds for children), DGPP annual meeting.
- Schirkonyer V, Bohnert A, Thodi C, Niedermeyer HP, Keilmann A, Janssen T (2011): Image-based and self-controlled test procedure for assessing pure-tone thresholds in children, Journal of Hearing Science 1(1).
- Thodi C, Zoth P (2010): MAGIC – interactive, self-paced pure-tone audiometry for children, NHS annual meeting.
- Zoth P, Ludwig A, Schirkonyer V, Haszprunar B, Janssen T (2009): Hearing diagnostics by means of extrapolated DPOAE I/O-functions and pure-tone thresholds using a unique hand-held device, IERASG annual meeting.

3.1.4 Обзор: Тесты на разборчивость речи

Аналитические речевые тесты оценивают фонетический уровень восприятия речи. Они отражают процесс слуховой обработки отдельных звуков речи. Эти тесты направлены на оценку восприятия согласных и гласных в простых словах или словоподобных сочетаниях. Согласные звуки, например, представлены в бессмысленном слове, состоящем из гласной - согласной – гласной (ГСГ) (например, SUN: aɡa/ага, aʃa/афа, aʒa/аца). Гласные представлены в формате СГС, например, с помощью звонких взрывных согласных звуков, когда первый и второй согласный являются фиксированными (например, bid, bed, bad – в тесте на английском языке).

Тесты с предъявляемыми словами определяют способность распознавания речи. Эти тесты нацелены на оценку максимально достижимого показателя разборчивости речи при оптимальном уровне громкости речи или на проверку потери показателя разборчивости при заданной громкости речи. В этом отношении, они определяют эффективное нарушение слуха для реалистичных речевых стимулов, которые, как правило, представляют собой используемую речь, например, односложные слова (такие как, bed, cow, row), спондеи / двухсложные слова (например, rapcake, playground), или двузначные цифры (например, 21, 45, 97). Отдельные значения разборчивости речи, т.е. процент слов, услышанных верно и повторенных пациентом для каждого представленного уровня речи, выводятся на экран в виде речевой аудиограммы. В качестве порога распознавания речи может быть задано конкретное значение, например, уровень слышимости при 50% разборчивости. Начальные речевые уровни могут быть получены из индивидуального порога слышимости на конкретной частоте (например, 0,5 кГц, см., например, PTA, MAGIC) плюс фиксированное смещение. Ожидается, что среднее значение для порогов чистого тона 0,5, 1 и 2 кГц (коэффициент Флетчера) будет близко к порогу разборчивости речи (для двухсложных слов). Если средний порог чистого тона значительно лучше, чем порог разборчивости речи (для двухсложных слов), следует учесть вероятность центральных расстройств слуха.

Тесты на разборчивость речи можно проводить с помощью головных телефонов (наушников), внутриушных телефонов, а также громкоговорителей. Громкоговорители, в частности, используются при обследовании пациентов со слуховыми аппаратами или другими звукоусиливающими устройствами, которые исключают применение головных телефонов (наушников) или внутриушных телефонов.

В целом, речевые тесты могут использоваться для определения разборчивости речи в тихой или в шумной обстановке (т.е. при ипсилатеральном шуме) или для проверки эффективности настройки слухового аппарата, т.е. тестирования пациента, когда он использует и не использует слуховой аппарат. По сравнению с тональной аудиометрией, речевая аудиометрия исследует слуховое на более высоком интеллектуальном уровне – т.е. не только слух, но также понимание.

Списки слов для тестов на разборчивость с использованием реальных слов, должны соответствовать целевой группе и, следовательно, должны учитывать возраст и языковые способности пациента (т.е. предполагаемое знание слов). Пожалуйста, также имейте в виду, что речь эволюционирует, и что некоторые слова, использовавшиеся, как правило, ранее, могут выйти из употребления (может быть, в зависимости от возраста). Более того, результаты теста зависят от диктора (например, мужской или женский голос), а также от произношения и

акцентуирования слов. Тесты, основанные на словах, в целом, должны проводиться на родном языке пациента. Если изложенные выше рекомендации не соблюдаются, результат может не отражать фактическое состояние слуха. Пожалуйста, имейте в виду, что если врач, проводящий обследование, оценивает верность реакции, его слух и языковые способности также влияют на результат теста.

Устройства Senti и Sentiero обеспечивают проведение различных тестов на разборчивость речи, таких как SUN и MATCH, а также предоставляют платформы для теста на разборчивость речи UST, устройство воспроизведения записанной речи с компакт-дисков, а также живую речь, которые рассматриваются в следующих разделах.

3.1.5 Распознавание речи в шумной обстановке (SUN)

МЕТОДИКА

SUN является быстрым саморегулируемым тестом на разборчивость речи в шумной обстановке, предназначенным, в частности, для скрининга слуха взрослых и престарелых людей с помощью набора интервокальных согласных звуков (ГСГ). Понимание речи в шумной обстановке является наиболее распространенным нарушением звуковосприятия, с которыми сталкиваются взрослые (Kramer *и др.*, 1998). Однако тест может использоваться также на других готовых к сотрудничеству пациентах. Тест разработан таким образом, чтобы он был самодеказательным, быстрым, а также связанным с низкой когнитивной нагрузкой.

Тест имеет целью распознавание бессмысленных слогов в шумной обстановке, в особенности, идентификацию согласных звуков и, следовательно, оценку на ранней стадии потери слуха на низких частотах. Тест полностью автоматизирован. Три альтернативные комбинации ГСГ (например, aFa, aGa, aSa) выводятся на сенсорный экран. Комбинации ГСГ представлены через обычные головные телефоны (наушники), внутриушные телефоны, или громкоговорители при разных коэффициентах отношения сигнал/шум. Пациент должен выбрать верный вариант на экране. В наличии имеются записи дикторов, говорящих на разных языках (например, итальянском, немецком, английском¹) и в разных символьных представлениях (например, с использованием латинского, греческого, фарси, хинди шрифтов, а также кириллицы).

Предусмотрены две последовательности действий SUN:

- **SUN Predefined** позволяет проводить тест с предварительно установленными категориями коэффициента отношения сигнал/шум (SNR), т.е. тест начинается на определенном SNR, после чего во время теста отношение SNR уменьшается после фиксированного количества слов. Последовательность слов фиксированная и оптимизирована под разборчивость сочетаний ГСГ. Уровень громкости речи остается постоянным во время всего теста. Тест определяет показатель, в зависимости от количества верных ответов (Paglialonga *и др.*, 2011a,b).
- **SUN Adaptive** позволяет проводить тест с настраиваемым SNR (аналогично Kaernbach, 1991). Уровень громкости речи снижается после верного ответа и возрастает после неверного ответа. Уровень шума остается постоянным во время всего теста. Дополнительная кнопка с вопросительным знаком предусмотрена для того, чтобы объект мог нажать на нее, если не понял бессмысленный слог. Тест предоставляет порог SNR в качестве результата.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Выберите *SUN* на экране выбора модуля. Если лицензия получена на несколько тестов на разборчивость речи, *SUN* можно найти в разделе *Speech*. Если это необходимо, измените параметры (например, режим исследования, уровень теста, тип маскирующего шума, язык, символьный набор) по мере необходимости. Убедитесь, что выбрали язык и символьный набор, знакомые объекту исследований.

Перед началом теста, проинструктируйте пациента о задаче. На дисплее появятся три разных варианта ГСГ. Однако, голос произносит только один из них. Пациент должен прослушать

¹ Пожалуйста, запросите в PATH MEDICAL более подробную информацию о доступных языках.

образец речи. После того, как будет проигран образец речи, пациента просят нажать на кнопку, соответствующую *слову*, которое было понято. Если слово не было понятным, пациент должен догадаться и нажать на любую кнопку (SUN Predefined) или пациент может нажать на кнопку с *вопросительным знаком* (SUN Adaptive) (смотрите *Рисунок 8*). Удостоверьтесь в том, что пациент понимает задание.

Для того чтобы приучить пациента к *словам*, вы можете начать с этапа обучения (режим *Training* ("Обучение") должен быть активирован в настройках). На этапе обучения, несколько бессмысленных слогов из теста проигрываются без шума. Переходите к этапу исследования, если пациент ознакомлен с задачей.

Перед тем, как начать этап обучения или этап исследования, удостоверьтесь в том, что подсоединен соответствующий преобразователь (головные телефоны (наушники), внутриушные телефоны, или громкоговорители), и выберите тестируемое ухо. Начинается обучение или тест. Пожалуйста, имейте в виду, что во время теста *SUN Predefined*, при определении конечного результата начальные реакции не учитываются.

В зависимости от возраста и физических/умственных способностей, тест может быть полностью саморегулируемым (т.е. реакции вводятся пациентом) после прохождения инструктажа, или может быть проведен с помощью врача, проводящего обследование. Наблюдение со стороны квалифицированного врача, проводящего обследование, рекомендуется всегда.

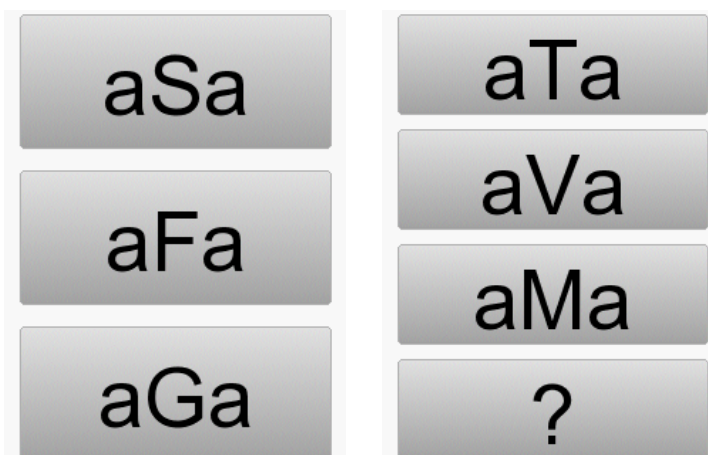


Рисунок 8: Пользовательские интерфейсы для разных режимов исследования SUN (слева: SUN Predefined; справа: SUN Adaptive)

После завершения теста, в случае с SUN Predefined результат выводится в виде баллов со статусом в форме светофора (смотрите *Рисунок 9 - слева*) или в случае с SUN Adaptive – в виде порога SNR наряду с баллами и статусом в форме светофора (смотрите *Рисунок 9 – в центре/справа*).

Временная динамика коэффициента отношения сигнал/шум (SNR) кроме того отражается на графике при нажатии на экран результатов. Трехфазный световой статус соответствует следующим определениям: зеленый означает способность слышать в пределах диапазона нормальных значений, желтый означает способность слышать, которая может быть меньше диапазона нормальных значений, красный - способность слышать намного меньше диапазона нормальных значений. Границы между группами слухового диапазона зависят от выбранного языка.

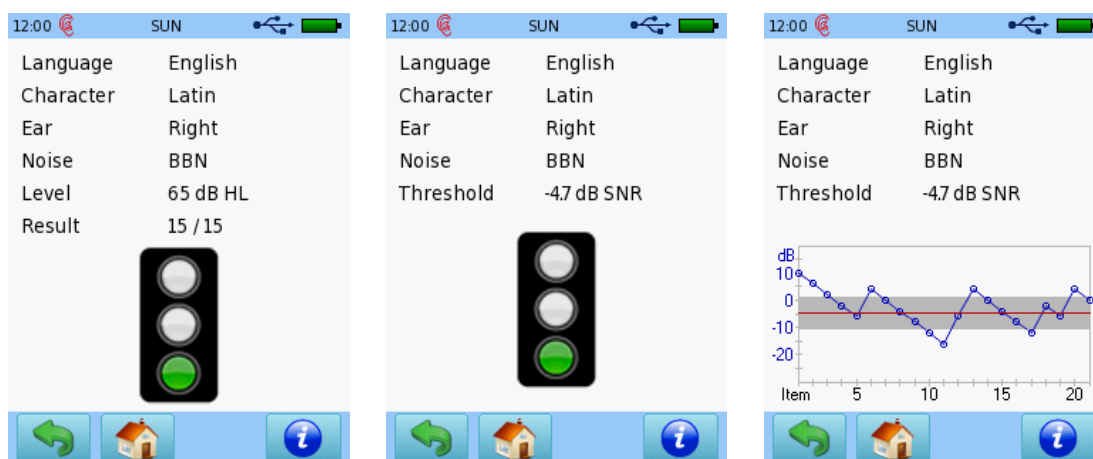


Рисунок 9: Результат теста SUN (слева: SUN Predefined; в центре: SUN Adaptive со светофором; справа: SUN Adaptive с указанием временной динамики SNR)

Пожалуйста, имейте в виду, что во время данного теста нижняя часть скрыта. Вы можете активировать нижнюю часть, кратко нажав на выключатель питания.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследование эффективности теста SUN (режим предварительных установок) для аудиологического скрининга взрослых людей проводилось в Институте биомедицинской техники (IsIB) (г. Милан, Италия) (Paglialonga *и др.*, 2011a). Исследование проводилось на 1273 молодых людях и взрослых (от 13 до 89 лет) с переменной степенью аудиометрических порогов, в том числе тест SUN (предварительно установленный режим) на итальянском языке, а также тональная аудиометрия на частоте 1, 2 и 4 кГц в качестве эталона. Тесты проводились как в условиях низкого, так и высокого окружающих шумов. После проведенного теста всех пациентов попросили заполнить анкету для оценки сложности задания, длительности теста и общего рейтинга. Основным результатом исследования заключался в том, что тест SUN подходит для аудиологического скрининга взрослых людей ввиду следующих подробных полученных данных: Общий результат теста SUN соответствовал тональной аудиометрии, демонстрируя при этом устойчивую корреляцию между тремя категориями SUN (статусами в форме светофора) и тремя категориями теста ПТА, которые были определены специально. Показатели эффективности теста были аналогичны для всех пациентов, независимо от возраста. На эффективность теста также не влияли уровни окружающего шума до 65 дБ(А), следовательно, тест также может проводиться в неклинической обстановке, когда, как правило, нельзя контролировать окружающий шум (например, для поставщиков слуховых аппаратов). Время проведения теста было очень непродолжительным – две минуты в среднем для обеих ушей. Даже престарелые люди в большинстве случаев справились с тестом в течение одной минуты на каждое ухо. Это считается важным фактором для аудиологического скрининга, поскольку невнимательность и утомляемость могут усилиться при увеличении времени проведения теста. Когнитивная нагрузка была низкой и при этом положительное отношение к тесту было на очень высоком уровне. Приблизительно 85% пациентов посчитали тест простым или немного затруднительным. 95% пациентов признали время проведения теста коротким или оправданным. Более 90% пациентов оценили тест SUN как приятный или нейтральный.

Дальнейшее исследование (Paglialonga *и др.*, 2013) расширило указанные выше данные за счет проведения теста SUN (предварительно установленный режим) на более чем 6000 пациентах.

Тест SUN был признан очень надежным с устойчивой корреляцией с тональной аудиометрией и собранными со слов пациентов данными о повреждении слуха. Чувствительность и специфичность теста в плане определения связанного с потерей дееспособности нарушения слуха составили 84% и 75%, соответственно. Время проведения теста в среднем было меньше 1 минуты на каждое ухо.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Grandori F, Tognola G, Paglialonga A (2010): The SUN test - Speech Understanding in Noise: A new test for screening hearing ability in adults, EUHA annual meeting.
- Kaernbach C (1991): Simple adaptive testing with the weighted up-down method, Perception & Psychophysics 49, p. 227-229.
- Kramer SE, Kapteyn TS, Festen JM (1998): The self-reported handicapping effect of hearing disabilities, International Journal of Audiology 37(5), p. 302-312.
- Paglialonga A, Tognola G, Grandori F (2011a): SUN-test (Speech Understanding in Noise): a method for hearing disability screening, Audiology Research 1:e13.
- Paglialonga A, Tognola G, Grandori F (2011b): Pilot initiatives of adult hearing screening in Italy, Audiology Research 1:e17.
- Paglialonga A, Tognola G, Grandori F, Chisolm TH, Deggouj NAD, Fenech AJ, Janssen T, Li X, Walger M (2012): The SUN test (Speech Understanding in Noise) in different languages: test development and fine-tuning, AHS annual meeting.
- Paglialonga A, Grandori F, Tognola G (2013): Using the speech understanding in noise (SUN) test for adult hearing screening, American Journal of Audiology 22(1), p. 171-174.

3.1.6 Аудиометрическое исследование детей по Майнцеру (MATCH)

МЕТОДИКА

Исследование MATCH является интерактивным, основанным на выборе картинок тестом на разборчивость речи, который можно проводить как в тихой, так и в шумной обстановке. Тест основан на детском языковом тесте I по Майнцеру (Mainzer Kindersprachtest I – немецкий тест на разборчивость речи для детей), который использует слова, состоящие из одного и двух слогов, представленные на карточках с картинками. Недостатками теста Mainzer Kindersprachtest I было слишком малое количество слов, неактуальные слова и изображения, а также тот факт, что слова не соответствовали типичному словарному запасу (вокабуляру) двухлетнего ребенка.

Тест MATCH состоит из 26 слов, соответствующих типичному словарному запасу двухлетнего ребенка (смотрите *Рисунок 10*). Хотя тест специально разработан для детей, его также можно использовать для других готовых к сотрудничеству пациентов. Слова отобраны на основе данных последних исследований вокабуляра детей младшего возраста (Suchodoletz и Sachse, 2008). Фонемное распределение по немецкому тесту демонстрирует достаточное соответствие разговорному немецкому языку (Schiel, 2010; Schirkonyer *и др.*, 2014). Тестовые слова являются образно представимыми, и при этом не зависят от пола (не гендер-специфические). Простые картинки подходят для детей и представляют такие слова (например, "утка", "молоко", "машина" и т.п.), что пациенту не нужно уметь читать. Пациенту просто нужно указать на ту картинку, которую он считает верной. Тест разработан как исследование замкнутого типа (т.е. для выбора представлено ограниченное количество альтернативных вариантов), потому что считается, что открытое исследование было бы слишком сложным для детей младшего возраста. Четыре изображения выводятся на сенсорный экран одновременно. Одно из них относится к произнесенному слову. Если слово не было понято, пациенту не нужно угадывать, но он может нажать на кнопку "?". Звуковая презентация начинается путем нажатия на волшебный ящик. После того как от пациента получена реакция, тест продолжается, пока все предметы не будут представлены. Тест является полностью рандомизированным, т.е. последовательность слов и альтернативных вариантов рандомизирована, чтобы можно было повторить тест с тем же самым пациентом. Можно провести тест с отдельными словами, выбранными из полного списка слов. Например, если ребенок не знает некоторые слова, данные слова можно удалить из теста.

Также можно проводить исследование MATCH с дополнительным ипсилатеральным шумом на фиксированном уровне 65 дБ. Этот режим позволяет оценить разборчивость речи в шумной обстановке согласно той же процедуре, которая работает без использования шума. Было доказано, что порог разборчивости речи в шумной обстановке является более чувствительным для оценки потери слуха (Leensen *и др.*, 2011). Тест с ипсилатеральным шумом подходит для детей старшего возраста и взрослых.



Рисунок 10: Изображения MATCH (слева направо: 1) обезьяна, яблоко, глаз, машина, медведь, мяч, дерево; 2) кровать, лодка, масло, яйца, утка, огурец, волосы; 3) кролик, брюки, свет, молоко, рот, нос, ухо; 4) дедушка, лошадь, дверь, часы, вода)

Существуют две последовательности действий для проведения исследования MATCH:

- **MATCH Fixed** позволяет проводить тест при фиксированном уровне громкости речи. Тест определяет баллы, в зависимости от количества верных ответов.
- **MATCH Adaptive** позволяет проводить тест с настраиваемым уровнем громкости речи. Уровень громкости речи снижается после правильного ответа и повышается после неверного ответа. Тест определяет 71,4% порог восприятия речи в тихой обстановке (без ипсилатерального шума) или в шумной обстановке (с ипсилатеральным шумом).

Нормативные данные для детей были собраны и представлены Bohnert *и др.* (2013), Zoth *и др.* (2013) и Schirkoуer *и др.* (2014). Более подробное пояснение доступно в Кратком руководстве по MATCH (100800-24).

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Выберите *MATCH* на экране выбора модуля. Если лицензия была приобретена на несколько тестов на разборчивость речи, *MATCH* можно найти в разделе *Speech*. Если это необходимо, измените параметры (например, режим исследования, уровень теста (*MATCH Fixed*) / диапазон уровней исследования (*MATCH Adaptive*), маскирующий шум, язык, предметы) по мере необходимости. Убедитесь, что вы выбрали язык, знакомый пациенту². Выберите или отмените выбор маскирующего шума, если вы предпочитаете проводить тест на разборчивость речи в шумной обстановке или тихой, соответственно.

Удостоверьтесь в том, что подсоединен соответствующий преобразователь (головные телефоны (наушники), внутриушные телефоны, или громкоговорители) и начните тест, выбрав тестируемое ухо. В начале теста проинструктируйте пациента о задаче. Скажите ребенку, что на

² Пожалуйста, запросите в PATH MEDICAL более подробную информацию о доступных языках.

экране устройства есть волшебный ящик и что задача в том, чтобы выяснить, что внутри него. Обычный инструктаж может быть проведен согласно последовательности действий, представленной в *Таблице 4*. Инструкции также разъясняются в интерактивной справке по устройству.

Инструкции врача, проводящего обследование	Задание для врача, проводящего обследование
<i>В волшебном ящике могут быть разные вещи.</i>	Покажите пациенту, как нажимать на ящик с зелеными вопросительными знаками (смотрите <i>Рисунок 11 - ①</i>).
<i>Нажми на волшебный ящик и внимательно послушай, что находится в ящике в этот раз.</i>	Попросите пациента нажать на волшебный ящик. После этого появятся альтернативные варианты ответа (смотрите <i>Рисунок 11 - ③</i>).
<i>Ты услышал(а), что внутри ящика? Если ты не услышал(а), что находится внутри ящика, нажми на зеленый вопросительный знак внизу экрана. Если ты слышишь, покажи мне, что внутри ящика.</i>	Пациент должен дать понять, было ли понято слово. Покажите пациенту кнопку с зеленым вопросительным знаком и покажите, как нажать на верное изображение.

Таблица 4: Инструктаж по MATCH

Пожалуйста, имейте в виду, что ответная реакция возможна только после того, как слово было проиграно. Во время представления слова кнопка с *вопросительным знаком* ② неактивна и возможно отсутствие реакции.



Рисунок 11: Пользовательские интерфейсы MATCH (слева: вызов стимула; справа: альтернативные варианты ответа)

В верхней части представлена информация о текущем статусе исследования, в том числе уровнях стимула и ответе пациента (смотрите *Таблица 5*). Например, в верхней части на *Рисунок 11* (изображение справа) показано, что слово представлено при 40 дБ НЛ. Правильный ответ – внизу справа (дверь). Один пункт уже был проверен. Предыдущее слово было выбрано пациентом верно.

Уровень громкости речи	Верное слово	Количество предметов	Реакция
Значение [дБ HL] ④	Показатель положения изображения ⑤: 0 2 1 3	Количество проверенных предметов ⑥	<div style="display: flex; align-items: center;"> <div style="width: 15px; height: 15px; background-color: green; margin-right: 5px;"></div> выбран нужный предмет </div> <div style="display: flex; align-items: center;"> <div style="width: 15px; height: 15px; background-color: red; margin-right: 5px;"></div> выбран неверный предмет </div> ⑦

Таблица 5: Информация в верхней части MATCH

Если вы подозреваете, что пациент мог воспользоваться данными из верхней части, отключите информацию в верхней части в настройках перед началом теста.

В зависимости от возраста и физических/умственных способностей, проводимый тест может быть полностью саморегулируемым (т.е. пациент вызывает стимул и вводит ответ) после инструктажа или выполняется с помощью врача, проводящего обследование. Наблюдение со стороны квалифицированного врача, проводящего обследование, рекомендуется всегда.

Во время теста предусмотрены некоторые особые функциональные возможности, доступные при подсоединении к кнопке ответа пациента. В этом случае кнопка ответа для пациента управляется врачом, проводящим обследование. Образец речи может быть повторен врачом, проводящим обследование, путем кратковременного нажатия на кнопку, при этом предыдущий ответ может быть аннулирован (например, если объект хотел бы исправить ответ после ответной реакции) путем нажатия на кнопку в течение примерно 2 секунд.

После завершения теста, в случае с MATCH Fixed результат выводится в виде баллов (смотрите Рисунок 12), а в случае с MATCH Adaptive результат показан в форме речевой аудиограммы (функция прогнозного распознавания) с порогом восприятия речи (смотрите Рисунок 13). Кроме того, временная динамика уровня громкости речи и время реакции, а также протокол исследования видны при нажатии на экран результатов. Протокол исследования отражает список всех представленных слов, представленных альтернативных вариантов, а также реакцию пациента. График временной динамики может оказаться полезным для оценки надежности теста, тогда как протокол исследования может предоставить сведения о проблемах, например, с распознаванием специфических фонем.

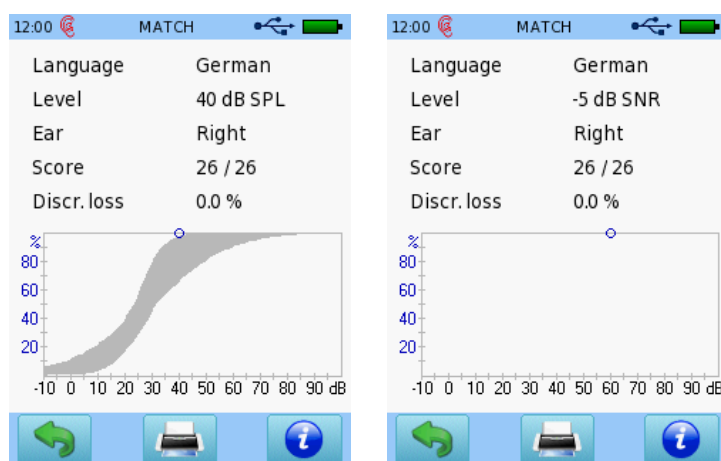


Рисунок 12: Результат для MATCH Fixed (слева: балл в условиях тишины; справа: балл в шумной обстановке)

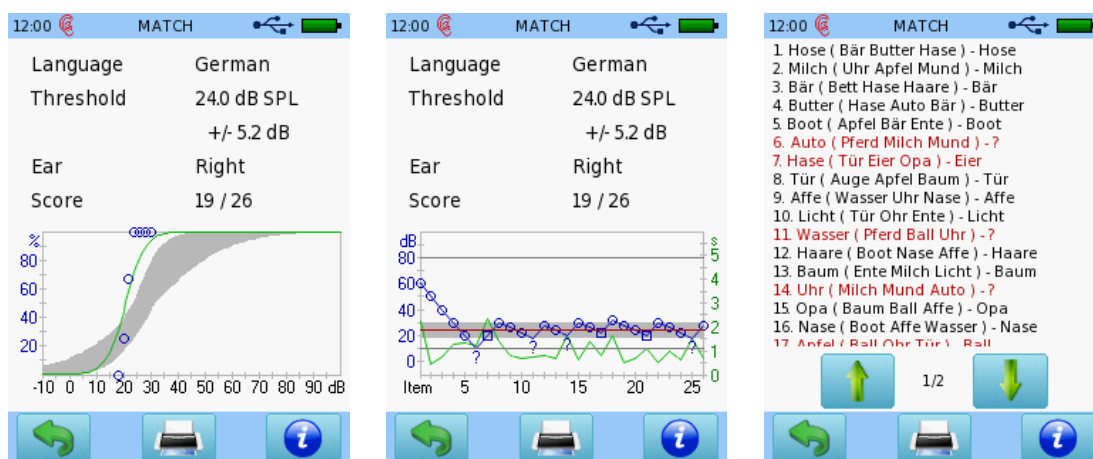


Рисунок 13: Результат для MATCH Adaptive в условиях тишины (слева: речевая аудиограмма и функция распознавания; в центре: временная динамика уровня громкости речи (синие символы) и время реакции (зеленая линия); справа: протокол теста с выбранными словами)

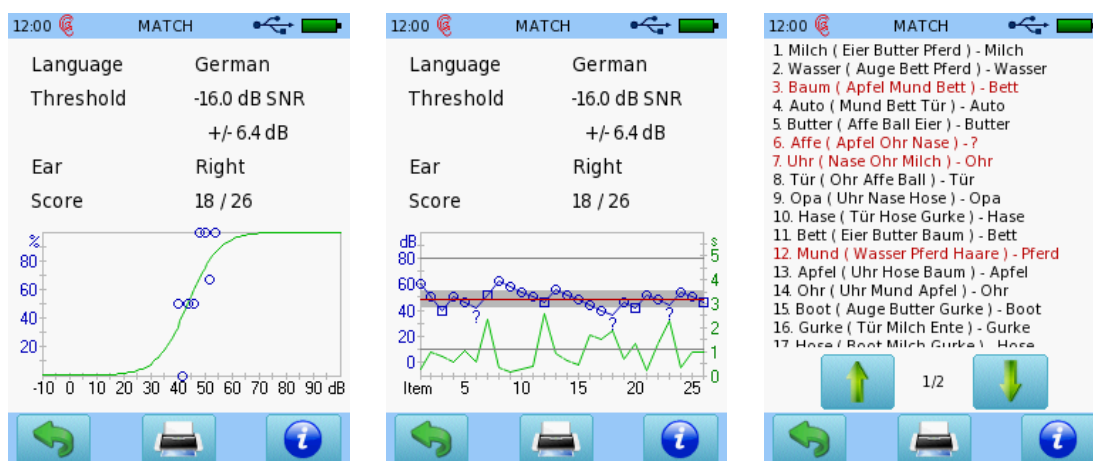


Рисунок 14: Результат для MATCH Adaptive в шумной обстановке (слева: речевая аудиограмма и функция распознавания; в центре: временная динамика уровня громкости речи (синие символы) и время реакции (зеленая линия); справа: протокол теста с выбранными словами)

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследование (Bohnert и др., 2013; Schirkonyer, 2013; Schirkonyer и др., 2014) с целью оценки эффективности теста MATCH для детей проведено в Отделении коммуникативных расстройств кафедры оториноларингологии при госпитале медицинской школы Майнцкого университета (Германия). В ходе исследования тональная аудиометрия и тест MATCH проводились с помощью Senti Desktop на 111 детях (213 ушах) в возрасте от 2;6 до 6;9 лет. Из них, 157 ушей продемонстрировали нормальный слух, тогда как 56 ушей имели нарушение слуха. Некоторые дети проявили одностороннее нарушение слуха. Нормальный слух был определен в процессе исследования как прохождение скрининга при 30 дБ HL на частоте 0,5, 1, 2, 4 и 6 кГц. Если был получен неудачный результат, пороги слуха определялись по экстраполированным функциям ввода-вывода DPOAE. Все тесты проводились в тихой комнате, когда окружающий шум был < 50 дБ(A), или в кабине. Данные, полученные от всех пациентов, были разбиты на три возрастные группы (AG1: 2;6-4;3 лет, AG2: 4;3-5;6 лет, AG3: 5;5-6;9 лет). Пороги разборчивости речи при 50% составили $29,4 \pm 1,2$ (AG1), $27,8 \pm 0,9$ (AG2) и $25,4 \pm 0,8$ дБ HL (AG3), тогда как пороги разборчивости речи при 71,4% составили $38,2 \pm 1,0$ (AG1), $34,9 \pm 0,7$ (AG2) и $31,1 \pm 1,0$ дБ

HL (AG3), т.е. с увеличением возраста пороги разборчивости речи слегка понижались. Средняя длительность теста составила 4,0 (AG1), 3,4 (AG2) и 3,1 минуты на каждое ухо (AG3), т.е. длительность теста уменьшалась с увеличением возраста. Стабильность от исследования к исследованию (n = 79) была хорошей при корреляции $r = 0,89$. При сравнении средних порогов чистого тона при частоте 0,5, 1 и 2 кГц с 71,4% порогами восприятия речи для MATCH (n = 55) наблюдалась устойчивая корреляция $r = 0,81$.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Bohnert A, Schirkonyer V, Harmuth C, Leonhard K, Janssen T, Keilmann A (2013): Was ist neu am Neuen Mainzer Kindersprachtest? (in German: What is new with the Mainzer speech test for children), ADANO annual meeting.
- Leensen MC, de Laat JA, Snik FM, Dreschler WA (2011): Speech-in-noise screening tests by internet, part 2: improving test sensitivity for noise-induced hearing loss, International Journal of Audiology 50(11), p. 835-848.
- Schiel F (2010): BAStat: New statistical resources at the Bavarian Archive for Speech Signals, In: Proc. of LREC, paper 277.
- Schirkonyer V, Bohnert A, Keilmann A, Janssen T (2014): MATCH – ein neuer Kindersprachtest (in German: MATCH – a new speech test for children), DGA annual meeting.
- Suchodoletz W, Sachse S (2008): Handbuch: Sprachbeurteilung durch Eltern - Kurztest für die U7 (SBE-2-KT) (German: Manual: language assessment by parents – quick test for the U7 (SBE-2-KT)), online: [http://www.kjp.med.uni-muenchen.de/download/SBE-2-KT-Handbuch .pdf](http://www.kjp.med.uni-muenchen.de/download/SBE-2-KT-Handbuch.pdf).
- Zoth P, Bohnert A, Schirkonyer V, Keilmann A, Janssen T (2013): A new interactive & self-paced speech test for children, EFAS annual meeting.

3.1.7 Универсальная проверка способности различать речь (UST)

МЕТОДИКА

Универсальный речевой тест (UST) предоставляет платформу для проведения тестов на разборчивость речи согласно типичной последовательности действий по представлению слов (в виде специально подобранных списков слов) на различных уровнях громкости речи с тем, чтобы определить 50% порог разборчивости речи и по возможности определить максимальный уровень разборчивости речи, который в идеале составляет 100%. Исследование UST предполагает проведение теста в три этапа: (1) этап прослушивания голоса (по желанию/дополнительно) для определения уровня, на котором слово или в целом человеческий голос можно услышать, но нельзя понять, (2) этап понимания слова (по желанию/дополнительно) для определения уровня, на котором пациент начинает понимать слово, и (3) этап исследования, который позволяет определить баллы разборчивости речи на различных уровнях громкости речи. Дополнительные этапы предварительного тестирования могут быть использованы для определения начального уровня этапа тестирования. В качестве альтернативы, могут использоваться данные аудиометрического порога (например, средний порог слышимости при 0,5, 1 и 2 кГц). Исследование UST может проводиться с дополнительным ипсилатеральным шумом для оценки разборчивости речи в шумной обстановке. Контралатеральный шум предусмотрен для маскировки, например, для пациентов с односторонней потерей слуха или отчетливой разницей в пороге слышимости между левым и правым ухом. Применение в медицинской практике и целевая группа пациентов зависят от используемого речевого материала. Типичный речевой материал включает односложные слова, двусложные слова/спондеи, а также двузначные цифры³.

Примером может служить тест по Фрайбургу (*Freiburger*) на разборчивость речи (Halbrock, 1953). Это хорошо зарекомендовавший себя немецкий тест на разборчивость речи для взрослых, который объясняется ниже. Пожалуйста, имейте в виду, что в других тестах на разборчивость речи могут использоваться другие типы слов, а также они могут быть направлены на другие целевые значения восприятия речи. Тест *Freiburger* на разборчивость речи использует односложные существительные, представляющие, как правило, используемую речь (например, Ring, Spott, Farm, Hang, ...), а также двузначные цифры, в основном, из четырех слогов (например, 98, 22, 54, ...). Списки слов включают в себя наиболее часто используемые слова на момент их записи. Списки были подготовлены таким образом, чтобы слова представляли схожее фонетическое распределение. Тест состоит из 20 списков слов, каждый из которых включает 20 односложных существительных, а также из 10 списков слов, каждый из которых включает 10 двузначных цифр (смотрите требования стандарта DIN 45621-1). Тест *Freiburger* на разборчивость речи может подразделяться на два отдельных подтеста. Оба они в большинстве случаев проводятся без ипсилатерального шума, для того чтобы определить распознавание речи в тихой обстановке. Тест на основе односложных слов предназначен для определения индивидуальных значений восприятия речи, т.е. процентного отношения слов, услышанных правильно и повторенных пациентом, проходящим обследование, на нескольких уровнях громкости речи (65, 80, 95, 110 дБ SPL), которые выводятся на экран в форме речевой аудиограммы. Область применения теста на основе двузначных цифр – определение потери слуха в отношении чисел при 50% разборчивости. Числа представляются на двух уровнях

³ Пожалуйста, свяжитесь с PATH MEDICAL, чтобы получить обзор имеющихся в наличии речевых тестов, относящихся к категории.

громкости речи. Более низкий уровень соответствует потере слуха объектом на 4 кГц, установленной посредством тональной аудиометрии, плюс 20 дБ. Более высокий уровень необходимо установить на уровне на 5 дБ выше начального. Начальный уровень громкости речи соответствует индивидуальной потере слуха при 500 Гц от аудиограммы чистого тона плюс 20 дБ.

Для пациентов с нормальным слухом односложные существительные обычно требуют уровни громкости на 10 - 20 дБ выше, чтобы получить тот же балл восприятия речи, что и для двузначных чисел (Brinkmann и Richter, 1997). Слабослышащие пациенты могут не достичь 100% показателя разборчивости речи даже на высоких уровнях громкости речи. Нормативные данные для односложных слов и двузначных цифр представлены в стандарте DIN 45626-1.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Выберите подтест UST (например, *Freiburger*) на экране выбора модуля. Если лицензия была приобретена на несколько тестов на разборчивость речи, соответствующий подтест UST можно найти в разделе *Speech*. Если это необходимо, измените параметры (например, ипсилатеральный шум или контралатеральный маскирующий шум, уровень шума, прослушивание голоса / этап понимания слова) по мере необходимости. Убедитесь, что вы выбрали подтест UST с языком и списками слов, соответствующими языковым способностям пациента.

Удостоверьтесь в том, что подсоединен соответствующий преобразователь (головные телефоны (наушники), внутриушные телефоны, или громкоговорители) и начните тест, выбрав тестируемое ухо. Перед началом теста пациент должен пройти инструктаж относительно задания. На этапе прослушивания голоса пациент должен ответить, был ли услышан голос. Во время проведения этапа понимания слова пациент должен ответить, было ли слово понято. Установленный уровень понимания слова отмечается на речевой аудиограмме как самый низкий уровень громкости речи с нулевым баллом. Во время этапа исследования, пациент должен повторить слово. Врач, проводящий обследование, должен оценить, было ли слово понято правильно. Пожалуйста, имейте в виду, что тест должен проводиться квалифицированным, с нормальным слухом врачом. Врач, проводящий обследование, должен вызвать стимул и ввести ответ. Тест *не* предназначен для самостоятельного регулирования пациентом.

Для каждого предварительного этапа и во время теста – каждого сеанса обследования (т.е. для каждого проверяемого уровня громкости речи), необходимо выбрать список слов (смотрите *Рисунок 15 - ①*). Уже выбранные списки слов неактивны, но могут быть выбраны повторно. Удостоверьтесь в том, что ранее представленные слова еще не известны пациенту. Поэтому, на этапе исследования выберите новый список слов для каждого сеанса обследования (т.е. для каждого проверяемого уровня громкости речи). После выбора списка слов отрегулируйте уровень громкости речи согласно вашим потребностям, нажав на кнопки *up/down* ②. В большинстве исследований, как правило, выбираются несколько уровней для определения показателей разборчивости речи, от очень низкого (приблизительно 0%) до очень высокого (приблизительно 100%).

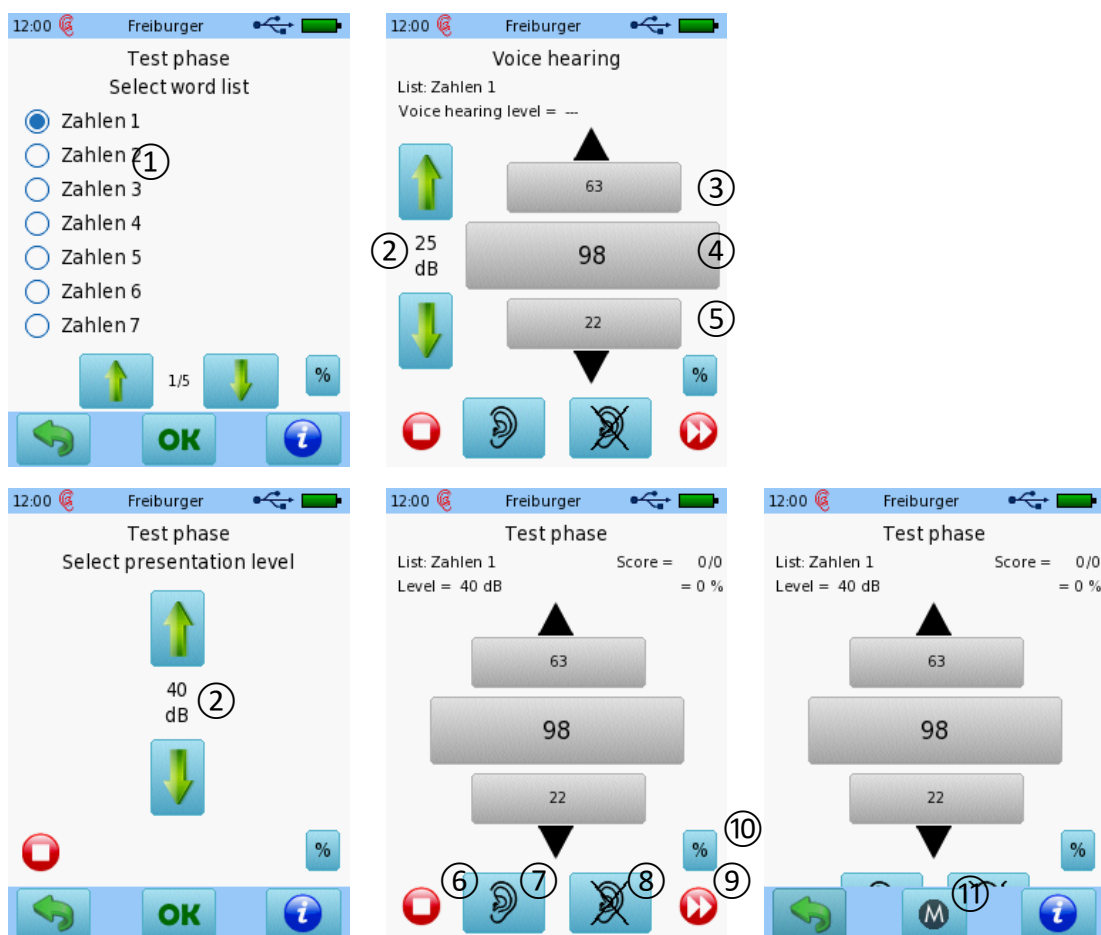


Рисунок 15: Пользовательский интерфейс UST (вверху слева: выбор списка слов; вверху справа: основной пользовательский интерфейс на этапе прослушивания голоса; внизу слева: выбор уровня на этапе исследования; внизу в центре: основной пользовательский интерфейс на этапе исследования; внизу справа: основной пользовательский интерфейс с видимой нижней частью)

Слово проигрывается при нажатии на большую кнопку *word* ("слово") ④. Если вы хотите выбрать другое слово из списка, вы можете пролистать список слов вверх или вниз с помощью треугольных кнопок *up/down* ("вверх/вниз"). Кнопки меньшего размера показывают предыдущее ③ и следующее ⑤ слово в списке. После того как слово было проиграно и пациент дал ответ, введите ответ пациента (правильно повторенное: ⑦, неверно повторенное: ⑧). Уже проверенные слова окрашены зеленым цветом (правильно повторенные) или красным (неверно повторенные). Тест можно остановить, нажав на кнопку *stop* ("стоп") ⑥. Можно отменить любой предварительный этап исследования или сеанс обследования на текущем уровне громкости речи, нажав на кнопку *forward* ("перемотка вперед") ⑨. Текущий экран результатов можно отобразить, нажав на кнопку *score* ("балл") ⑩. Во время теста можно включить или отключить маскировку, нажав на кнопку *masking* ("маскировка") ⑪ в нижней части.

После завершения теста, результат (смотрите Рисунок 16) представлен графически и в виде табличной речевой аудиограммы, наряду с 50% порогом разборчивости речи. Переключите вид, нажав на экран результатов. Предусмотрены специальные подстройки результатов для конкретных тестов (например, *Freiburger*: смотрите Рисунок 17).

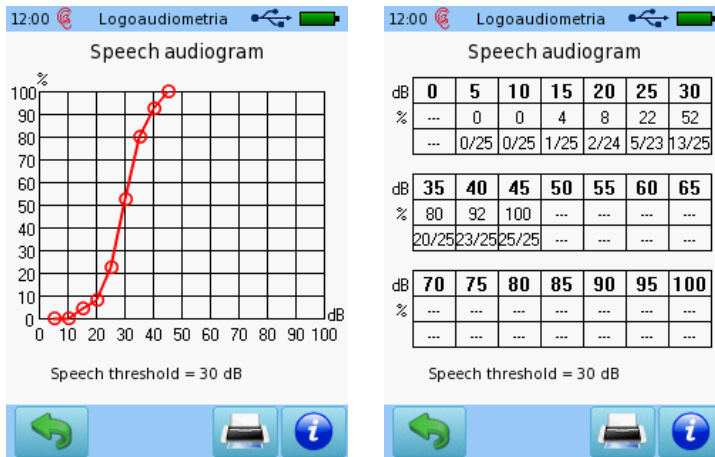


Рисунок 16: Типичный результат UST (слева: график речевой аудиограммы; справа: речевая аудиограмма в табличной форме)

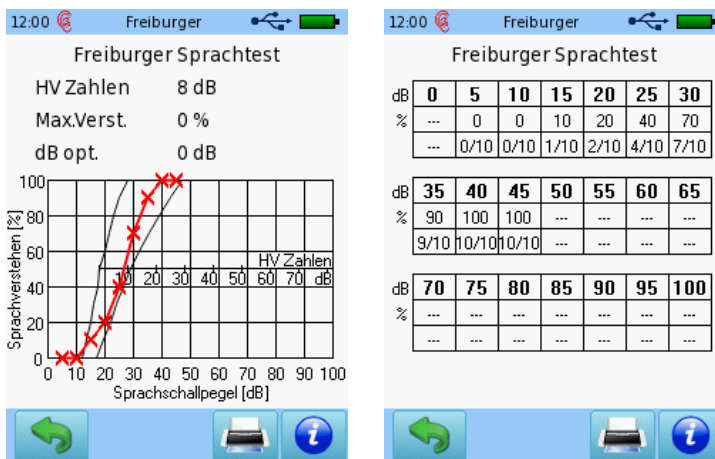


Рисунок 17: Особый результат Freiburger (слева: график речевой аудиограммы; справа: речевая аудиограмма в табличной форме)

Пожалуйста, имейте в виду, что во время данного теста нижняя часть скрыта. Вы можете активировать нижнюю часть, кратко нажав на выключатель питания.

Предусмотрены два вида адаптации базовой процедуры UST, как указано выше, для проведения конкретных тестов на разборчивость речи.

Первый вид адаптации предлагает пользовательский интерфейс, который позволяет представлять слова из одного или нескольких списков слов на разных уровнях громкости речи (смотрите Рисунок 18) для упрощенного определения речевого порога. Данная последовательность действий доступна, например, для тестов *Spondees Children* или *Spondees Adult* на разборчивость речи. После выбора списка слов ①, пользователь изменяет уровень громкости речи, пока не будет достигнут речевой порог. Определенный речевой порог ③ представляет собой уровень, установленный врачом, проводящим обследование, при завершении теста с помощью кнопки stop ②.

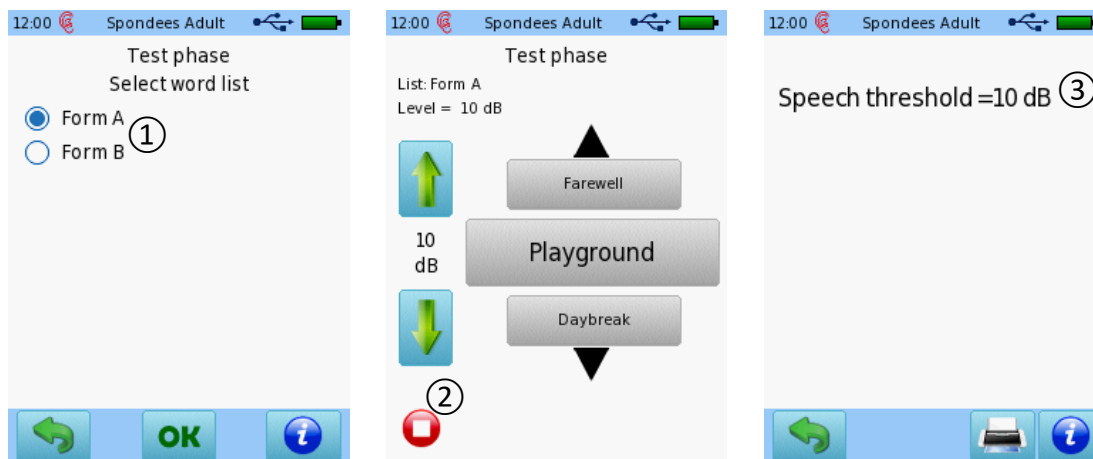


Рисунок 18: Адаптация пользовательского интерфейса UST для упрощенного определения речевых порогов (слева: выбор списка; в центре: тест с выбором уровня для определения речевого порога; справа: просмотр результатов)

Второй вид адаптации аналогичен стандартной процедуре UST, но при этом предусматривает выбор уровня в рамках основного экрана исследования (но не между списком слов и экраном исследования как при стандартной процедуре UST), чтобы можно было изменить уровень по мере прохождения по отдельному списку слов (смотрите Рисунок 19). Данная последовательность действий доступна, например, для тестов *NU-6*, *CID W-22*, *PBK-50*, *Maryland CNC*, а также *Mots français CAD* на разборчивость речи. Результат теста сначала представлен в форме таблицы, но может быть переключен на графическое представление нажатием на экран результатов.

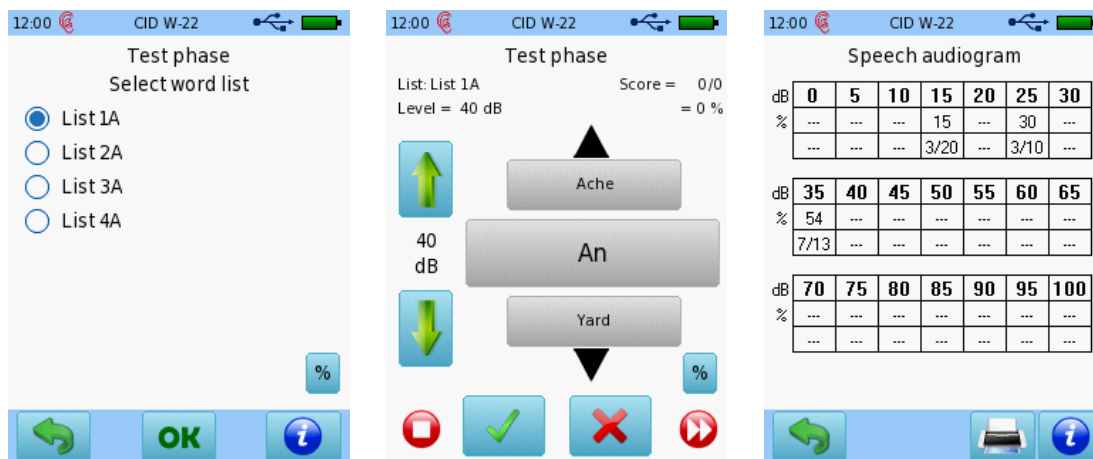


Рисунок 19: Адаптация пользовательского интерфейса UST для определения речевых порогов с регулированием уровня во время исследования с использованием одного списка (слева: выбор списка; в центре: тест, предполагающий выбор уровня и балльную оценку; справа: просмотр начальных результатов в форме таблицы)

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- American Speech-Language-Hearing Association (1988): Determining threshold level for speech, online: <http://www.asha.org/policy/GL2005-00014.htm>
- Brinkmann K, Richter U (1997): Ensuring reliability and comparability of speech audiometry in Germany, In: Speech Audiometry (editor: Martin M), Whurr Publishers Ltd., p. 106-130.

- Causey GD, Hood LJ, Hermanson CL, Bowling LS (1984): The Maryland CNC Test: Normative Studies, *Audiology* 23, p. 552-568
- DIN 45621-1: Sprache für Gehörprüfung - Teil 1: Ein- und mehrsilbige Wörter (in German: Word lists for recognition tests – part 1: monosyllabic and polysyllabic words).
- DIN 45626-1: Tonträger mit Sprache für Gehörprüfung - Teil 1: Tonträger mit Wörtern nach DIN 45621-1 (in German: Sound carrier with speech for recognition tests – part 1: sound carrier with word lists in accordance with DIN 45621-1 (recording 1969)).
- Hahlbrock KH (1953): Über Sprachaudiometrie und neue Wörtesteste (in German: On speech audiometry and new word-based tests). *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology* 162, p. 394-431.
- Heckendorf AL, Wiley TL, Wilson RH (1997): Performance Norms for the VA Compact Disc Versions of CID W-22 (Hirsh) and PB-50 (Rush Hughes) Word Lists, *J Am Acad Audiol* 8, p. 163-172
- Hillock-Dunn A (2015): Pediatric Speech Recognition Measures - What's Now and What's Next!, <http://www.audiologyonline.com>
- Picard M (1997): Speech Audiometry in French speaking Quebec, *Revue d'Orthophonie et d'audiologie* 21(4), p. 301-311
- Schoepflin JR (2012): Back to Basics: Speech Audiometry, <http://www.audiologyonline.com>
- Stoppenbach DT, Craig JM, Wiley TL, Wilson RH (1999): Word Recognition Performance for Northwestern University Auditory Test No. 6 Word Lists in Quiet and in Competing Message, *Journal of the American Academy of Audiology* 10, p. 429-435
- Thomson S (2012): Comparison of Word Familiarity: Conversational Words vs. NU-6 list Words, <http://www.audiologyonline.com>

3.1.8 Устройство воспроизведения записанной речи с компакт-дисков

МЕТОДИКА

Устройство воспроизведения записанной речи с компакт-дисков обеспечивает альтернативную платформу для проведения тестов на разборчивость речи согласно типичной последовательности действий по представлению слов, в виде списков слов, сгруппированных на звуковой дорожке компакт-диска на одном или нескольких уровнях громкости речи. Тест может проводиться в тихой или в шумной обстановке. Контралатеральный маскирующий шум может использоваться в качестве опции. Устройство воспроизведения записанной речи с компакт-дисков обеспечивает возможность выбора звуковой дорожки на компакт-диске и проигрывания слов из данной дорожки с функциями начала, остановки и паузы. Балльная оценка может использоваться применительно к каждому представленному слову. Применение в медицинской практике и целевая группа пациентов зависят от используемого речевого материала⁴.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Выберите на экране выбора модуля подтест для устройства воспроизведения компакт-дисков с записью речи. Если лицензия была приобретена на несколько тестов на разборчивость речи, соответствующий подтест можно найти в разделе *Speech*. Убедитесь, что вы выбрали подтест с языком и списками слов, отвечающими языковым способностям пациента. Следующая последовательность действий служит примером теста Dutch NVA на разборчивость речи (смотрите *Рисунок 20*).

Удостоверьтесь в том, что подсоединен соответствующий преобразователь (головные телефоны (наушники), внутриушные телефоны, или громкоговорители). Перед началом теста, пациент должен пройти инструктаж относительно задания. Во время теста пациент должен повторить слово. Врач, проводящий обследование, должен оценить, было ли слово понято верно. Пожалуйста, имейте в виду, что тест должен проводиться квалифицированным, с нормальным слухом врачом. Врач, проводящий обследование, должен контролировать воспроизведение стимула, если это необходимо, а также ввести ответ пациента. Тест *не* предназначен для самостоятельного регулирования пациентом.

Первоначально, соответствующий речевой материал должен быть выбран врачом, проводящим обследование. Каждая кнопка ① служит для выбора группы звуковых дорожек с компакт-диска (например, со словами для разных возрастных групп). После этого можно выбрать соответствующую фонограмму ② из группы звуковых дорожек. Для того чтобы осуществить конфигурацию стимула на выходе, нажмите на кнопку *settings* ③. В меню настроек пользователь может настроить выходной сигнал для двух каналов стимулов. Для каждого канала можно установить уровень громкости речи, нажав на кнопки up/down ("вверх/вниз") ④. Если вы желаете изменить одновременно оба уровня, вы можете заблокировать уровни громкости речи каналов №№ 1 и 2, нажав на кнопку *lock* ⑤. Для каждого канала можно задать тип стимула ⑥ и сторону уха ⑦. После выбора звуковой дорожки тест начинается автоматически с проигрывания слов из выбранной звуковой дорожки, пока воспроизводится компакт-диск. Во время теста на экран выводятся проигрываемое в настоящее время слово ⑧ и истекшее время. Если они будут активированы, можно в любое

⁴ Пожалуйста, свяжитесь с PATH MEDICAL, чтобы получить общую информацию о речевых тестах, доступных для устройства воспроизведения компакт-дисков с записью речи (*Speech CD Player*).

время нажать на кнопки балльной оценки (*scoring*) ⑩ (в случае с NVA, чтобы оценить количество верных фонем). Представление можно прервать, нажав на кнопку *pause* ("пауза") ⑫. Если вы желаете повторить текущее слово или перейти к следующему слову, нажмите на кнопки *back* ("назад") ⑪ или *forward* ("перемотка вперед") ⑬. Нажав на кнопку *back* дважды, вы можете перемотать запись к предыдущему слову. Балл ⑭ выводится на экран согласно данным, введенным пользователем. После окончания звуковой дорожки, сохраняется отдельная точка для речевой аудиограммы. Если покинуть экран исследования, результат показан в форме графика и табличной речевой аудиограммы наряду с 50% порогом разборчивости речи и максимальным баллом (смотрите *Рисунок 21*). Переключиться на другую форму представления можно, нажав на "graph / table" ("график/таблица").

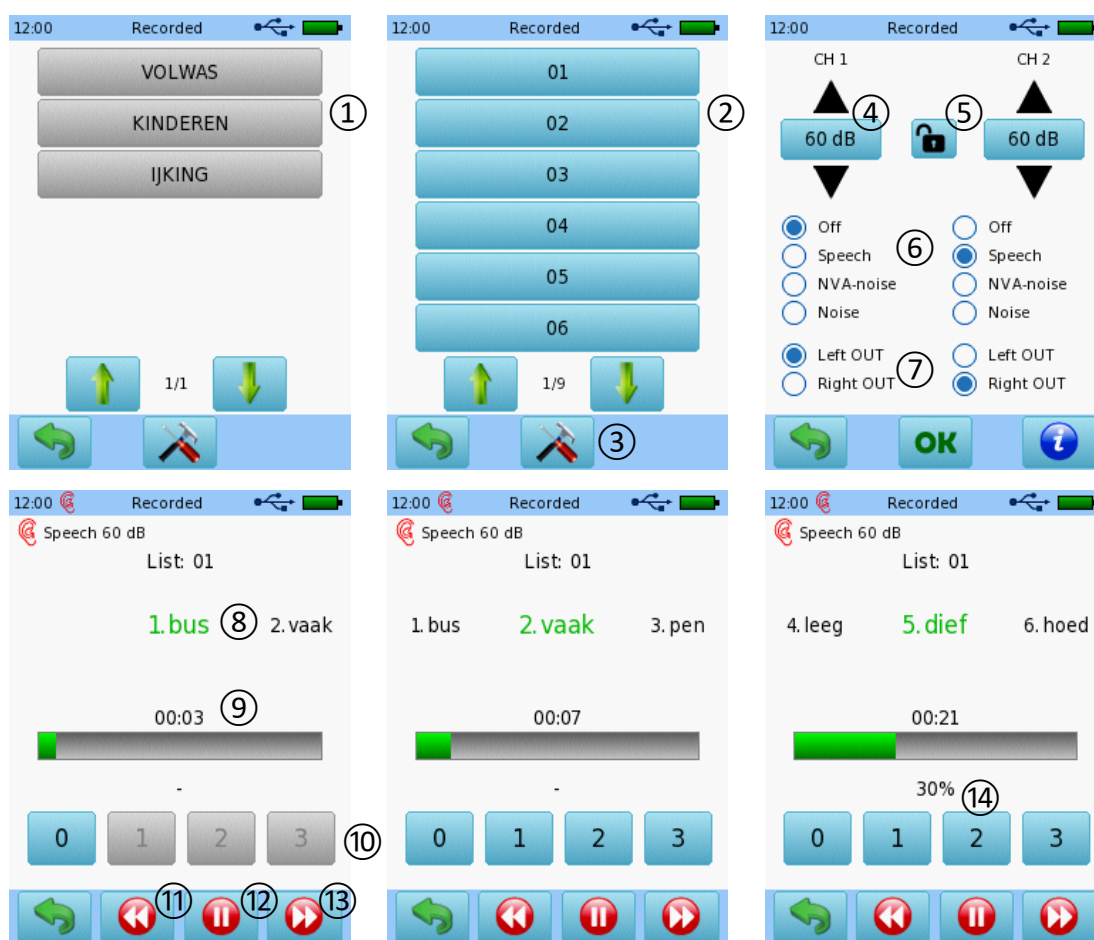
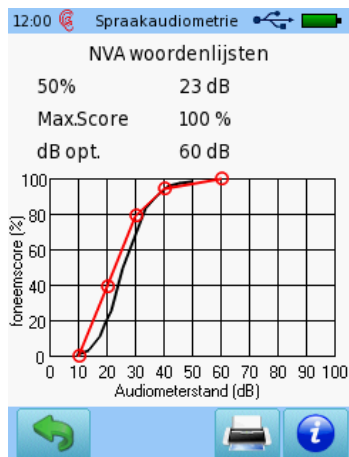


Рисунок 20: Пользовательский интерфейс NVA (вверху слева: выбор списка; вверху в центре: выбор звуковой дорожки; вверху справа: конфигурация стимула на выходе; внизу слева направо: пользовательский интерфейс обследования в разное время в пределах звуковой дорожки)



12:00 Spraakaudiometrie

NVA woordenlijsten

dB	0	5	10	15	20	25	30
%	0	...	39	...	79
	0/33	...	13/33	...	26/33

dB	35	40	45	50	55	60	65
%	...	94	100	...
	...	31/33	33/33	...

dB	70	75	80	85	90	95	100
%

Navigation icons: back, print, help

Рисунок 21: Результат NVA (слева: график речевой аудиограммы; справа: речевая аудиограмма в табличной форме)

3.1.9 Живая речь

МЕТОДИКА

Модуль "Live speech" предоставляет собой базовую платформу для проведения тестов на разборчивость речи с помощью живой речи, представленной врачом, проводящим обследование, через микрофон. Уровень выходного сигнала можно балансировать с помощью устройства для измерения среднего уровня громкости (VU). Пользователь отвечает за верный выбор, произношение и баланс слов, а также за оценку результатов. В целом, известны недостатки данного метода, связанные с воспроизводимостью для разных представлений (например, ввиду изменяющихся высоты тона, качества голоса, скорости представления слов врачом, проводящим обследование). Модуль живой речи предусматривает три режима: порог слышимости (детекции) речи (SDT), порог разборчивости речи (SRT) и разборчивость слов (WR).

Порог разборчивости речи или порог восприятия речи – это минимальный уровень речи, при котором пациент опознает 50% речевого материала. Разборчивость означает, что пациент может правильно воспроизвести представленный речевой материал (либо повторив представленный речевой материал, либо выбрав тестовое слово из закрытого набора вариантов). Порог слышимости речи или порог восприятия речи – это минимальный уровень речи, при котором пациент слышит звук и воспринимает его как речь в 50% случаев. Пациенту не нужно идентифицировать представленный материал как речь, но он должен продемонстрировать осведомленность о наличии звука. Порог распознавания слов определяется путем установки презентации на фиксированном уровне выше порога распознавания речи (может быть изменен для получения наилучшего возможного результата) и получения процентной правильной оценки.

Применение живой речи в медицинской практике заключается в определении порога слышимости (детекции) речи или порога разборчивости речи в тихой обстановке у готовых к сотрудничеству пациентов в целях аудиологической диагностики. Применение в медицинской практике и предполагаемая целевая группа пациентов зависят от используемого речевого материала.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Выберите модуль *Live speech* на экране выбора модуля. Если лицензия была приобретена на несколько тестов на разборчивость речи, соответствующий речевой модуль можно найти в разделе *Speech*.

Удостоверьтесь в том, что подсоединен соответствующий преобразователь (головные телефоны (наушники) или внутриушные телефоны). Перед началом теста пациент должен пройти инструктаж относительно задания. Во время теста пациент должен повторить представленный тестовый материал (SRT, WR) или показать, что звук был обнаружен (SDT). Врач, проводящий обследование, должен оценить, был ли правильно понят представленный тестовый материал (SRT, WR). Пожалуйста, имейте в виду, что тест должен проводиться квалифицированным, с нормальным слухом врачом. Врач, проводящий обследование, должен спродуцировать живую речь и зафиксировать ответную реакцию пациента. Тест *не* предназначен для самостоятельного регулирования пациентом.

Модуль "Живая речь" предусматривает несколько опций конфигурации теста (смотрите Рисунок 22). Прежде всего, пожалуйста, выберите режим исследования (SDT: Порог

слышимости (детекции) речи, SRT: Порог разборчивости речи, WR: Разборчивость слов), нажимая на кнопку *test mode* ②, пока не появится нужный режим исследования. Выбор тестируемого уха (правого, левого, обоих) можно осуществить, поставив флажки, соответствующие нужному уху ①.

Перед тем, как начать представление живой речи, может потребоваться корректировка уровня сигнала на входе микрофона: удостоверьтесь в том, что кнопка *input/output* ⑧ настроена на *MIC*. Если это необходимо, включите микрофон, нажав на кнопку включения/выключения микрофона (*microphone on/off*) ⑦ и произнесите в микрофон фразу с такой громкостью, которую вы используете для представления живой речи. Отрегулируйте сигнал на входе микрофона с помощью кнопок *level* ④ так, чтобы индикатор измерителя среднего уровня громкости ③ установился на значении, близком к "0" и не доходил постоянно до красной зоны. Нажмите на кнопку *level up*, чтобы увеличить, а кнопку *level down*, чтобы понизить чувствительность микрофона. Вы можете пропустить процедуру регулировки громкости микрофона, если громкость вашей речи соответствует заданным настройкам громкости микрофона. Если громкость микрофона верная, вы можете перейти к настройкам уровня громкости речи: нажмите на кнопку *input/output* ⑧, чтобы показать значок наушников, и используйте кнопки *level* ④, чтобы менять уровень громкости речи по мере необходимости.



Рисунок 22: Пользовательский интерфейс модуля "Живая речь" (слева: Пользовательский интерфейс SDT с отключенным микрофоном; в центре: Пользовательский интерфейс SDT с включенным микрофоном и регулировкой громкости микрофона; справа: пользовательский интерфейс WR после приема установленного порога)

Во время теста удостоверьтесь в том, что когда вы говорите в микрофон, индикатор измерителя среднего уровня громкости остается, главным образом, в синей зоне, близко к нулю. Если индикатор постоянно достигает красной зоны во время представления живой речи, пожалуйста, отрегулируйте громкость микрофона, как указано выше. Во время работы в режиме SDT или SRT уровень громкости речи должен регулироваться врачом, проводящим обследование, пока не будет определен соответствующий порог. В режиме WR, помимо этого, можно подсчитать правильные и неверные ответы, нажав на кнопку *OK* ⑨ или *not OK* ⑪, соответственно. Баллы и процентное отношение выводятся на экран ⑩. Пожалуйста, имейте в виду, что данные значения не запоминаются при изменении уровня громкости речи. Если речевой порог был определен, нажмите на кнопку *accept threshold* ("принять порог") ⑤. Текущий выбранный уровень громкости речи, а для режима WR - также и баллы, -

принимаются и выводятся на кнопке *test mode* ("режим теста") ②. Нажмите на кнопку *stop* ⑥, чтобы завершить тест.

Результаты всех трех режимов сохраняются. На экран результатов выводится речевая аудиограмма, в том числе показатель разборчивости слов, а также пороги слышимости (детекции) и разборчивости речи, которые были определены (смотрите *Рисунок 23*).

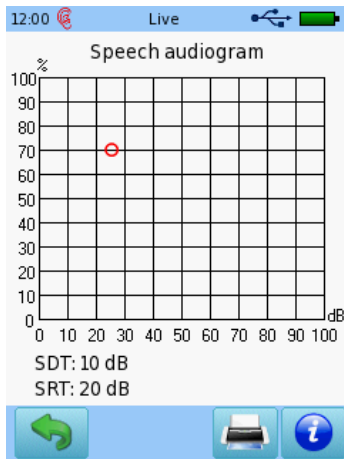


Рисунок 23: Результат теста в режиме "Живая речь" (с показателем разборчивости слова на речевой аудиограмме, порогом слышимости (детекции) речи и порогом разборчивости речи)

3.1.10 Мюнхенский скрининг слуха для анализа дисфункций (MAUS)

МЕТОДИКА

Скрининг MAUS – это немецкий тест, предназначенный для выявления пациентов с центральными расстройствами слуха (APD). Тест, в частности, предназначен и одобрен для детей в возрасте от 6 до 11 лет, но при этом также может использоваться для других готовых к сотрудничеству пациентов. Предполагается, что тест должен проводиться после исключения или лечения нарушения периферического отдела слуховой системы (например, ношение слухового аппарата, хирургическое вмешательство). В случае положительной диагностики в отношении центральных расстройств слуха, могут быть даны рекомендации относительно дальнейшей диагностики с целью дифференциации других дисфункций, таких как когнитивные дисфункции, синдром дефицита внимания, общие нарушения кратковременной памяти. Тест MAUS доступен только на немецком языке (фонотека: © Westra Elektroakustik GmbH 2003/2004). Тест MAUS включает в себя три подтеста: последовательность слогов, слова в шумной обстановке, а также дифференциация и идентификация фонем. Эти подтесты обеспечивают максимальную чувствительность для выявления центральных расстройств слуха (смотрите раздел "РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ"). Подтест на основе последовательности слогов включает 18 элементов с шестью словами, состоящими из трех слогов (например, *tuwage* = *tu-wa-ge*), шестью словами, состоящими из четырех слогов, и шестью словами, состоящими из пяти слогов. Все элементы являются не имеющими смысла словами. Наличие гласных и согласных звуков, заметное для пациентов с центральными расстройствами слуха (ADP), сбалансировано. Тест на основе слов в условиях шума включает 12 элементов на каждое ухо, при этом используется имитирующий речь ипсилатеральный шум. В противоположность другим подтестам, в рамках которых элементы представлены бинаурально, все слова-элементы в шумной обстановке представлены моноаурально. Тест на дифференциацию и идентификацию фонем включает 13 пар согласный-гласный и 10 пар согласный-согласный-гласный, состоящих из бессмысленных слогов. Весь речевой материал представлен на фиксированном уровне громкости 65 дБ HL. Продолжительность теста составляет около 15 минут. Пожалуйста, смотрите более подробную информацию в разделе "РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ" и Руководстве по проведению теста MAUS (Nickisch и др., 2004).

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Выберите *MAUS* на экране выбора модуля. Если лицензия была приобретена на несколько тестов на разборчивость речи, *MAUS* можно найти в разделе *Speech*. Удостоверьтесь в том, что подсоединен соответствующий преобразователь (например, головные телефоны (наушники), внутриушные телефоны). Тест начинается с подтеста на последовательность слогов и продолжается с переходом к подтестам на основе слов в шумной обстановке, а также на дифференциацию и идентификацию фонем (смотрите *Рисунок 24*). По каждому подтесту проинструктируйте пациента о задачах согласно *Таблица 6*. Инструкции также выводятся на экран устройства перед тем, как начнется подтест.

Инструкции врача, проводящего обследование	Задание для врача, проводящего обследование
Подтест 1: Последовательность слогов	
<i>Вы услышите волшебные слова. Слушайте внимательно и повторяйте то, что</i>	

Инструкции врача, проводящего обследование	Задание для врача, проводящего обследование
услышали.	
Подтест 2: Слова в шумной обстановке	
<i>Теперь вы будете слушать слова на фоне шума. Слушайте внимательно и повторяйте то, что услышали.</i>	
Подтест 3: Дифференциация и идентификация фонем	
<p><i>Теперь я произнесу два не имеющих смысла слова. Слушайте внимательно и скажите мне, совпадают ли эти слова точно или нет! Оба варианта могут быть правильными. После этого, пожалуйста, повторите слова в правильном порядке. Давайте попробуем. "Mi-Mi" – эти слова абсолютно одинаковые. Какие слова я произнес?</i></p> <p><i>[если правильно:] Отлично.</i></p> <p><i>[если неверно:] Прослушайте внимательно опять, Я произнесу слова еще раз...</i></p> <p><i>[повторите инструкцию]</i></p>	<p>Дождитесь реакции пациента и проверьте, понимает ли он задание для аналогичных слогов.</p>
<p><i>Теперь послушайте опять: "Vo-Sa" – звуки в этих словах разные. Вы можете это слышать? Какие слова я произнес? Попробуйте теперь сами: Li-Pa. Схожие или разные?</i></p> <p><i>[если правильно:] Отлично.</i></p> <p><i>[если неверно:] Прослушайте внимательно опять... [повторите инструкцию]</i></p>	<p>Дождитесь реакции пациента и проверьте, понимает ли объект задание для других слогов.</p>

Таблица 6: Инструктаж по MAUS

Пожалуйста, имейте в виду, что для первого подтеста (последовательность слогов) у пациента есть две попытки, т.е. если последовательность слогов не была повторена правильно первый раз, элемент автоматически проигрывается еще раз и пациент может повторить слово второй раз. Для других подтестов, все тестовые элементы проигрываются только один раз. Для последующего качественного анализа рекомендуется фиксировать неверные ответы в отдельном протоколе. Тест *not* предназначен для самостоятельного регулирования пациентом.

Текущий тестовый элемент показан в ячейке на экране ①. Ячейка, содержащая тестовое слово, выделена зеленым цветом, пока длится представление тестового слова. Статус ответа можно внести, выбрав радиокнопку *OK* (правильное повторение) ② или *Error* (неверное повторение) ③. Для подтеста на дифференциацию и идентификацию фонем, помимо этого должны быть введены данные относительно правильности распознавания (Yes: правильно распознано ⑦; No: неверно распознано ⑧). Начальный тестовый элемент по каждому подтесту проигрывается автоматически. После ввода статуса ответа можно начать следующий тестовый элемент, нажав на кнопку воспроизведения (*play*) ⑤. Вы можете отменить текущий

подтест и перейти к следующему подтесту, нажав на кнопку *forward* ("перемотка вперед") ⑥. Тест можно остановить, нажав на кнопку *home* ("домой") ④.

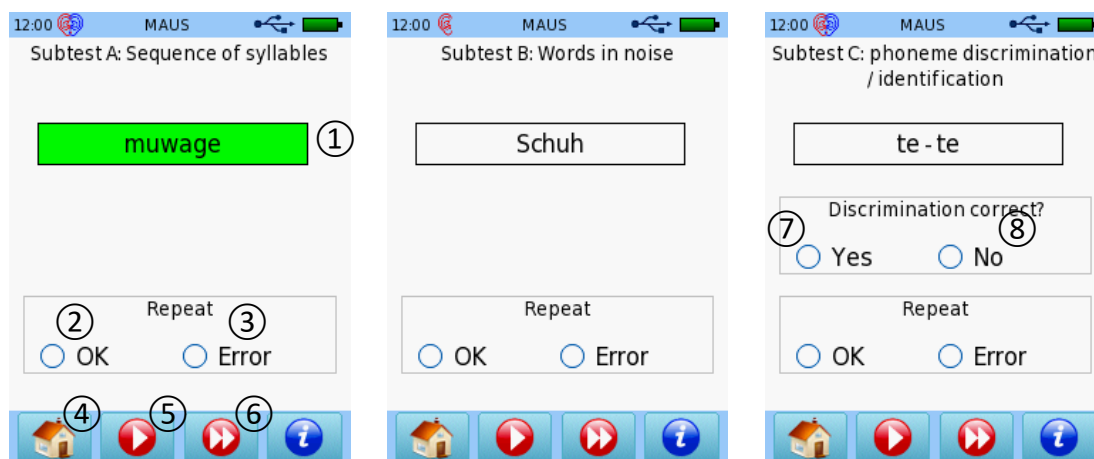


Рисунок 24: Пользовательский интерфейс MAUS для разных подтестов (слева: последовательность слогов; в центре: слова в шумной обстановке; справа: дифференциация и идентификация фонем)

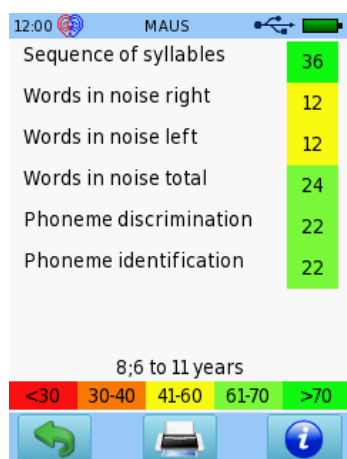


Рисунок 25: Результат теста MAUS

Результат представлен в форме перечня баллов с использованием цветового кода (смотрите Рисунок 25). Баллы подсчитываются автоматически на основе данных, вводимых врачом, проводящим обследование. Максимальные баллы присваиваются за последовательность слогов (36 пунктов), за "слова в шумной обстановке" (12 пунктов) за каждое ухо, а также за "дифференциацию и идентификацию фонем" (22 пункта в каждом случае). Балл отображается схематично согласно диапазону T-значений, которые зависят от возраста, представленному выделенными цветом участками (<30: крайне неудовлетворительный, 30-40: неудовлетворительный, 41-60: нормальный, 61-70: превосходный, >70 чрезвычайно превосходный). Пожалуйста, имейте в виду, что даже если все ответы были верными, для некоторых возрастных групп балл, тем не менее, не отображается на схеме в диапазоне наилучших T-значений. Если все результаты нормальные или лучше, вероятность центральных расстройств слуха очень низкая. Если, как минимум, один результат является неудовлетворительным или хуже, вероятно наличие центральных расстройств слуха. Пожалуйста, имейте в виду, что тест представляет собой скрининговое обследование, которое может дать ложно положительные результаты. Поэтому, если тест MAUS дает обращающий на

себя внимание результат, рекомендуется дополнительная диагностика (например, диагностика нарушений психических функций, психолого-педагогическая диагностика, объективные методы аудиометрической диагностики, например, КПСВ).

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

В процессе предварительного исследования, проведенного Nickisch и Oberle (2002), 79 детей в возрасте от 6 до 12 лет (средний возраст: 8,8 лет) с нормальным периферическим слухом (пороги чистого тона ≤ 20 дБ HL) и клиническими признаками нарушения слуха центрального происхождения, в том числе с двумя или более положительными результатами в сторону центрального нарушения слуха, полученными с помощью следующих психоакустических тестов: тест Мотье из Цюриховского теста на чтение, тест на звуковую дифференциацию по Хайдельбергу (HLAD), тест на дифференциацию, анализ и идентификацию звуков, речевая аудиометрия в шумной обстановке, числовые последовательности, дихотический тест для исследования слуха, направленное исследование слуха, сжатая во времени речь, бинауральное слияние, тест Патси, обследование на наличие зазора, а также прилегающие фонемы. Была проанализирована частота получения результатов, типичных для лиц с нормальным слухом. Была изучена комбинация тестов с целью получения максимальной чувствительности для выявления центральных нарушений слуха. Было установлено, что комбинация из трех тестов обеспечивает максимальную чувствительность: речевая аудиометрия в шумной обстановке, тест Мотье и дифференциация фонем от HLAD. Нормативные данные (Nickisch и др., 2004b) были получены на основе данных 356 детей школьного возраста (189 мальчиков и 167 девочек), средний возраст которых составил 8,76 лет, с нормальным периферическим слухом.

Было проведено клиническое исследование (Nickisch и др., 2004a) 52 детей (36 с APD, 16 без APD) возрастом от 6 до 12 лет (средний возраст – 9,5 лет), имеющих нормальный периферический слух. Все дети продемонстрировали нормальный периферический слух. Центральные нарушения слуха (APD) диагностировалось, если, как минимум, два из указанных выше других тестов, дали APD-положительный результат. Тест MAUS проводился для сравнения. Была изучена корреляция между подтестами MAUS и другими методами исследований, которая составила $r = 0,78$ (MAUS: последовательность слогов \leftrightarrow тест Мотье), $r = 0,51$ (MAUS: слова в шумной обстановке \leftrightarrow речевая аудиометрия в шумной обстановке), $r = 0,76$ (MAUS: фонеморазличение \leftrightarrow HLAD: звуковая дифференциация) и $r = 0,81$ (MAUS: идентификация фонем \leftrightarrow HLAD: звуковая идентификация). Все корреляции оказались высоко значимыми. Показатель совпадений для результатов скрининга APD был сопоставлен с данными подтестов MAUS и другими методами исследований и составил 71% (MAUS: последовательность слогов \leftrightarrow тест Мотье), 75% (MAUS: слова в шумной обстановке \leftrightarrow речевая аудиометрия в шумной обстановке), 73% (MAUS: фонеморазличение \leftrightarrow HLAD: звуковая дифференциация) и 87% (MAUS: идентификация фонем \leftrightarrow HLAD: звуковая идентификация). Чувствительность теста MAUS составила 97%. В ходе расширенного исследования (Neuckmann и др., 2006) чувствительность была проверена на 132 детях школьного возраста (80 с APD, 52 без APD) в возрасте от 6 до 12 лет (средний возраст: 9,5 лет) и составила 96%.

Стабильность результатов теста MAUS от обследования к обследованию проверялась в ходе исследования (Neuckmann и др., 2005), охватившего 62 ребенка школьного возраста в возрасте от 8 до 10 лет. В связи с чем, тест MAUS проводился дважды с разницей во времени, составившей от двух до шести недель между первым и вторым тестом. Общая стабильность

результатов теста MAUS от обследования к обследованию составила $r = 0,75$, тогда как для подтестов варьировалась от $r = 0,64$ (последовательность слогов) до $r = 0,75$ (фонеморазличение).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Heuckmann C, Massinger C, Burger T, Nickisch A (2005): Münchner Auditiver Screeningtest für Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen (MAUS) - Retest-Reliabilität und Sensivität (in German: Munich Auditory Screening test (MAUS) for Perception Disorders - reliability and sensitivity), DGPP annual meeting.
- Heuckmann C, Massinger C, Burger T, Kunze S, Nickisch A (2006): Münchner Auditiver Screeningtest für Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen (MAUS) – Untersuchungen zur Kriteriumsvalidität (in German: Munich Auditory Screening test (MAUS) for Perception Disorders – Analysis of vriteria validity), DGPP annual meeting.
- Nickisch A, Oberle D (2002): Analyse von Testprofilen bei auditiven Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen (in German: Analysis of test profiles for auditory processing disorders), In: Aktuelle phoniatisch-pädaudiologische Aspekte (in German: Current phoniatic-paedaudiological aspects) (editors: Kruse E, Gross M), Median-Verlag, p. 327-331.
- Nickisch A, Heuckmann C, Burger T (2004): MAUS manual, Westra Elektroakustik.
- Nickisch A, Heuckmann C, Burger T, Massinger C (2006): Münchner Auditiver Screeningtest für Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörungen (MAUS) (in German: Münchner screening of auditory perception disorders (MAUS)), Laryngorhinootologie, 85, pp.253–259.

3.1.11 Тест на распознавание речи на слух по методике Бохума (BASD)

МЕТОДИКА

Тест на распознавание речи на слух по методике Бохума (BASD) предоставляет собой батарею аудиометрических тестов для выявления нарушений развития речи и связанных с ними нарушений слуховой обработки (APD), то есть функциональных нарушений, которые не вызваны периферическими нарушениями слуха или нарушениями внимания. Тест BASD исследует слуховую обработку речевых и неречевых стимулов путем измерения едва заметных различий (JND) в частоте, уровне, продолжительности и амплитудной модуляции представленного синусоидального сигнала. Часть теста BASD, представляющая собой неречевой материал, основана на Лейпцигском опроснике для оценки центральных слуховых нарушений во время развития ребенка (LIPP: смотрите Ludwig, 2008). Дополнительные тестовые элементы – это речевые стимулы, используемые для тестирования способности различать разнообразные согласные звуки *ба/га* (контрастное произношение) и *га/ка* (контраст по месту артикуляции). Тест разработан как игровое задание, т.е. игра на запоминание, и, в частности, предназначен для детей от 4 лет и старше. Однако, тест также может использоваться для других готовых к сотрудничеству пациентов. Тест проводится по принципу навязанного выбора из трех альтернативных вариантов. Задача заключается в нахождении двух схожих элементов (т.е. с одними и теми же согласным звуком, частотой, громкостью, длительностью) из трех альтернативных вариантов. Два схожих элемента распределены в произвольном порядке на трех карточках-памятках. При нажатии на карты появляются изображения как в игре на запоминание. Если на двух выбранных картах есть одно и то же изображение, ответная реакция верная. Это обеспечивает немедленную обратную связь с пациентом и, следовательно, повышает его мотивацию.

Начальные параметры установлены следующим образом: уровень стимула варьируется от 5 до 20 дБ (шаги в 5 дБ), разница в продолжительности составляет от 100 до 300 мкс (шаги в 50 мкс), а разница в частоте настроена на 0,05, 0,1, 0,2, 0,4, 0,8 и 1,6 октав. Базовые частоты составляют 500 Гц и 1 кГц. Для подтеста на амплитудную модуляцию эталонная частота модуляции равна 20 Гц. Отклоняющийся тон имеет частоту модуляции 20 Гц + x Гц, при этом x варьируется от 0 до 80. Режимы стимуляции: моноауральный (левое или правое ухо), дихотический (сигнал ипсилатеральный, шум широкого спектрального состава контралатеральный), бинауральный (один и тот же сигнал в обоих ушах), а также интерауральный (один и тот же стимул на контралатеральном ухе, другой стимул на тестируемом ухе).

Для определения едва заметных различий, настраиваемый алгоритм реализуется посредством изменения размера шага, в зависимости от длительности времени измерений, т.е. на начальных этапах они больше по сравнению с теми, что наблюдаются в конце процедуры. Для тестов на громкость, частоту и продолжительность, сначала целевое свойство (т.е. разница в громкости, разница в частоте, разница в длительности) увеличивается/уменьшается после каждого прогона, а позже увеличивается/уменьшается после двух прогонов (уменьшается, если оба прогона были верными; увеличивается, если, как минимум, один прогон был неверным). Едва заметные различия рассчитываются на основе точек поворота.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Выберите *BASD* на экране выбора модуля. Если лицензия была приобретена на несколько тестов на различимость речи, тест можно найти в разделе *Speech*. Если это необходимо,

измените параметры (например, громкость представления, режим представления, частота для тональных подтестов, начальная разница для громкости, частоты и длительности, число прогонов и поворотов), по мере необходимости. Выберите подтест.

Удостоверьтесь в том, что подсоединен соответствующий преобразователь (например, головные телефоны (наушники), внутриушные телефоны) и начните тест, выбрав тестируемое ухо. Доступные для тестируемого уха конфигурации зависят от выбора режима представления (монауральный, бинауральный, дихотический, интерауральный) в настройках модуля. Если выбран *монауральный*, *дихотический* или *интерауральный*, вы можете обследовать либо правое, либо левое ухо. Если выбран *дихотический* режим, все тестовые стимулы представлены вместе с контралатеральным шумом. Если выбран *интерауральный* режим, все тестовые стимулы представлены с тремя идентичными контралатеральными стимулами (например, правое ухо выбрано для подтеста *ба/га*; правое ухо: *га – ба – га*, левое ухо: *га – га – га*). Если выбран *бинауральный* режим, оба уха обследуются вместе.

Перед началом теста пациент должен пройти инструктаж относительно задания. Задача заключается в том, чтобы прослушать три стимула, представленных тремя карточками-памятками. Два из этих трех стимулов являются идентичными, т.е. они характеризуются тем же согласным звуком, громкостью, частотой, продолжительностью или амплитудной модуляцией. Два идентичных стимула должны быть отмечены пациентом посредством открытия соответствующих двух карточек.

В зависимости от возраста и физических/умственных способностей, проводимый тест может быть полностью саморегулируемым (т.е. пациент вызывает стимул и вводит ответ) после инструктажа или выполняется с помощью врача, проводящего обследование. Наблюдение со стороны квалифицированного врача, проводящего обследование, рекомендуется всегда.

После начала теста выводится основной пользовательский интерфейс (смотрите *Рисунок 26*). Стимул можно вызвать, нажав на кнопку *play* ②. Предъявление стимула можно повторить, повторно нажав на кнопку *play*. Пациент отвечает, нажав на две из трех карточек-памяток ④, соответствующие стимулам, которые он считает схожими в плане целевого свойства (согласный звук, уровень, частота, длительность, амплитудная модуляция). Если выбраны нужные карточки, переходят к следующему прогону. Если карточки выбраны неверно, третья карточка открывается автоматически, для того чтобы обеспечить обратную связь и показать, какая комбинация была бы правильной. Синие полосы слева ① и справа ③ от кнопки *play* представляют стопки карт, отражая при этом ход выполнения теста, т.е. левая полоса уменьшается с каждым прогоном, а правая полоса увеличивается с каждой правильной реакцией.

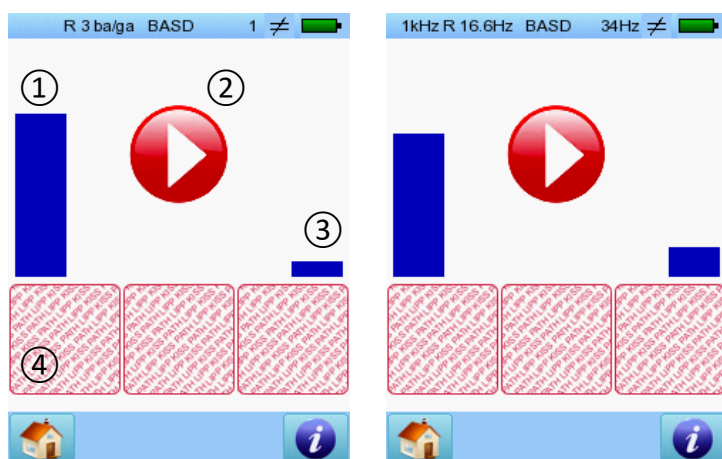


Рисунок 26: Пользовательский интерфейс BASD (слева: дифференциация ба/га; справа: частота дифференциации)

В верхней части содержится различная информация (см. Таблица 7).

Частота	Ухо	Текущая разница / Текущее положение отличающегося элемента	Вид теста	Предыдущая разница / Предыдущий элемент, на который не нажали	
500 Гц, 1 кГц для тональных тестов	R (правый), L (левый), B (бинауральный)	Значение расхождения для тональных тестов, в ином случае - положение отличающегося элемента	ба/га или га/ка не доступны для тональных тестов	Значение расхождения для тональных тестов, в ином случае – положение элемента, на который не нажали	≠ верно (разница может быть обнаружена) = неверно

Таблица 7: Информация в верхней части для теста BASD

Например, левый скриншот на Рисунок 26 содержит следующую информацию: тест, проведенный на правом ухе, текущий элемент, отличающийся от других двух элементов, являющийся третьим элементом (т.е. элемент справа экрана), проведенный подтест - ба/га, не нажатая ранее кнопка – кнопка слева экрана (т.е. нажали на кнопки посередине и справа), ответная реакция была верной. Правый скриншот на Рисунок 26 содержит следующие сведения: тест проведен с тоном 1 кГц на правом ухе, текущая разница в частоте составляет 16,6 Гц, предыдущая разница в частоте составляла 34 Гц, ответная реакция была верной.

Результаты теста BASD показаны в баллах для тестов на согласный звук и в форме порога слышимости для тональных тестов (смотрите Рисунок 27). Для тональных тестов на экран можно вывести временную динамику реакций, нажав на экран результатов. Доступны предварительные нормативные данные (смотрите РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ).

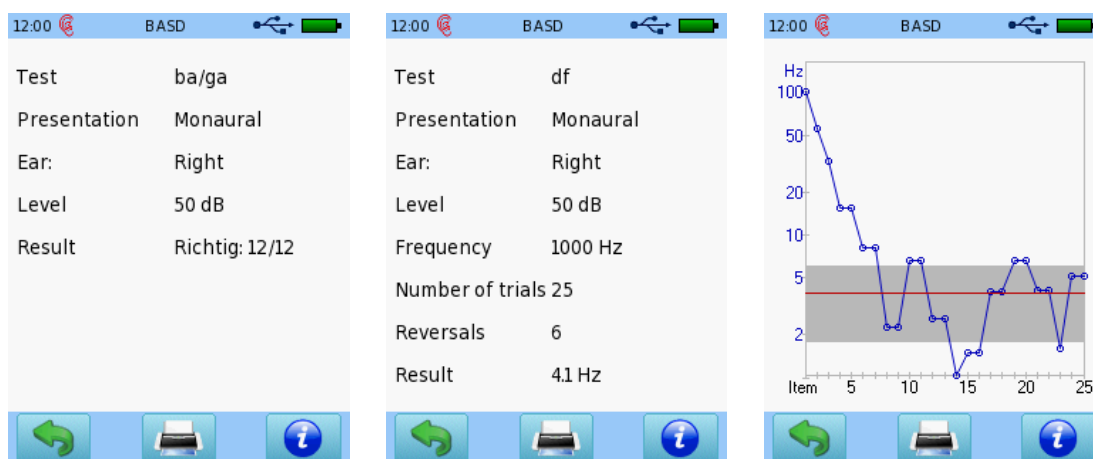


Рисунок 27: Результат теста BASD (слева: дифференциация ба/га; посередине справа: данные и временная динамика результатов дифференциации частоты)

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

В ходе исследования, проведенного в Университете г. Лейпциг (Freigang *и др.*, 2011), был выполнен тест LIPP (аналогично части теста BASD, основанной на не речевом материале) на 59 взрослых в возрасте от 65 до 89 лет. Тесты проводились при громкости стимула 35 дБ SL с использованием моноаурального, дихотического и интераурального представления. Измерения показали значимые, зависящие от возраста, отклонения в способностях распознавать акустические свойства. Наиболее заметно возросло распознавание интерауральной частоты и продолжительности на низких тестовых частотах, что можно объяснить ухудшением зависящего от времени и фазы процесса обработки информации в стволовой части головного мозга и на корковых уровнях.

В рамках проекта, реализованного при поддержке Федерального министерства образования и исследований ФРГ (BMBF), была разработана программа скрининга речи для детей дошкольного возраста (Neumann, 2012). Программа скрининга должна позволить провести дифференциацию между нормальным речевым развитием (группа А), бросающимся в глаза речевым развитием, требующим обучающего исправления недостатков речи (группа В), и нарушениями речевого развития с необходимостью проведения терапии (группа С). Более того, должны быть выявлены случаи APD (центральные расстройства слуха) в пределах каждой группы. Разработанный ранее речевой скрининговый тест KiSS для детей (Euler *и др.*, 2010) продемонстрировал хорошую чувствительность и специфичность в плане выявления выраженных проблем с речевым развитием, но недостаточную возможность проводить различие между группами В и С. Задача проекта заключалась в разработке улучшенной серии психоакустических тестов для исследования слуховой обработки (с дифференциацией между группами А - С) у детей в возрасте от 4 до 5 лет. Более того, электрофизиологическая составляющая соотносится с обработкой тех же стимулов наряду с измерением событийно-обусловленных потенциалов, т.е. изучалась негативность рассогласования (MMN).

Тест BASD проводился на 189 детях дошкольного возраста в возрасте от 4 до 4,5 лет, наряду с несколькими эталонными тестами. Периферический слух проверялся с помощью тональной аудиометрии, тимпанометрии, определения порога стапедального рефлекса, а также теста Göttinger на разборчивость речи (в условиях тишины) для детей. Речевое развитие проверялось посредством теста AWST-R на оценку объема активного словарного запаса у детей, теста SET-K 3-5 на оценку речевого развития детей (с подтестами на проверку конструкций на основе

правил морфологии, понимание речи, фонологический анализ единиц речи, не являющихся словами, запоминание предложений), артикуляционного теста PLAKSS, а также речевого теста KiSS.2 для детей. Слуховое восприятие проверялось посредством теста Göttinger на разборчивость речи (в условиях тишины/в шумной обстановке) детей, теста Уттенвайлера на дихотическое слуховое восприятие, теста Мотье, а также анкетирования родителей. Когнитивные способности проверялись с помощью Цветных прогрессивных матриц (СРМ), не вербального теста на интеллектуальное развитие, а также фоониатрического/ аудиологического обследования. На основе данных исследований, эксперты провели классификацию общего речевого развития и подозрений на наличие APD по каждому ребенку. Из 189 детей, 120 (63,5%) были отнесены к группе А, 37 (19,6%) – к группе В, а 32 (16,9%) – к группе С. Из 188 детей, подозрения на APD были у 13 детей (6,9%). Из APD-положительных детей, 2 ребенка (1,7%) были из группы А, 4 (10,8%) – из группы В, а также 7 (22,6%) – из группы С. Чувствительность теста KiSS.2 на выявление явных проблем с речевым развитием (в том числе в группах В и С) составила 89,7%, специфичность была равна 89,1%. К 71 из 189 детям (имеющим схожие доли в каждой группе от А до С) была применена негативность рассогласования. Значимых различий между тестируемыми группами не наблюдалось.

Нормативные данные по BASD были установлены в ходе исследования на 293 детях в возрасте от 4;0 до 5;11 лет. Можно было наблюдать зависящий от возраста эффект развития. Средние значения по порогам распознавания представлены в *Таблица 8* для разных возрастных групп. Что касается частоты дифференциации, имели место выбытия, зависящие от возраста. Если считать распознавание частот свыше 500 Гц недействительным, следует удалить 35% всех данных по возрастной группе 4;0 - 4;5 лет. Эта доля уменьшалась по мере увеличения возраста до 9% для возрастной группы 5;6 - 5;11 лет. Это означает, что подтест на распознавание частот может быть неподходящим для детей самого юного возраста.

Возраст (лет)	4;0-4;5	4;6-4;11	5;0-5;5	5;6-5;11
Уровень [дБ]	8.7 [n=143]	8.6 [77]	7.6 [50]	6.0 [23]
Частота [Гц]	67.8 [103]	69.0 [59]	62.3 [41]	40.0 [21]
Продолжительность [мкс]	146.0 [143]	146.7 [77]	113.4 [50]	65.3 [23]
Га-Ка [балл/12]	6 [122]	5 [73]	6 [50]	10 [23]
Ба-Га [балл/12]	6 [125]	8 [74]	9 [50]	11 [23]

Таблица 8: Средние значения порогов распознавания в рамках теста BASD для разных возрастных групп

Нормативные данные для 90% перцентиль для разных возрастных групп приведены в *Таблица 9*. Корреляция между подтестами BASD и экспертной классификацией была значимой для подтестов на частоту (если исключить невалидные результаты, главным образом, полученные для детей младшего возраста), место артикуляции, а также генерацию тона голосовыми связками. Кроме того, была изучена дифференциация APD. Значимые корреляции можно было обнаружить между генерацией тона голосовыми связками и экспертным мнением, а также между продолжительностью и настороженностью родителей или работников детских дошкольных учреждений.

Возраст (лет)	4;0-4;5	4;6-4;11	5;0-5;5	5;6-5;11
Уровень [дБ]	13.4	13.4	12.7	12.7
Частота [Гц]	296	344	223	70
Продолжительность[мкс]	249	254	158	157
Га-Ка [балл/12]	2	2	2	4
Ба-Га [балл/12]	2	3	5	6

Таблица 9: 90% перцентиль теста BASD для разных возрастных групп

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Biedermann F (2004): Zentrale Verarbeitung akustischer Informationen nach unilateralen Läsionen im auditorischen Di- und Telencephalon (in German: Central processing of acoustic information after unilateral lesions in the auditory di- and telencephalon), dissertation, University of Leipzig.
- Biedermann F, Bungert P, Dorrscheidt GJ, von Cramon DY, Rübsamen R (2008): Central auditory impairment in unilateral diencephalic and telencephalic lesions, *Audiology and Neurootology* 13, p. 123-144.
- Bungert-Kahl P, Biedermann F, Dörrscheidt GJ, von Cramon DY, Rübsamen R (2004): Psychoacoustic test tools for the detection of deficits in central auditory processing: Normative data, *Audiological Acoustics* 43, p. 48-71.
- Euler HA, Holler-Zittlau I, van Minnen S, Sick U, Dux W, Zaretsky Y, Neumann K (2010). Psychometrische Gütekriterien eines Kurztests zur Erfassung des Sprachstandes vierjähriger Kinder, (in German: Validity criteria of a short test to assess speech and language competence in 4-year-olds), *HNO* 58, p. 1116–1123.
- Freigang C, Schmidt L, Wagner J, Eckardt R, Steinhagen-Thiessen E, Ernst A, Rübsamen R (2011): Evaluation of central auditory discrimination abilities in older adults, *Frontiers in Aging Neuroscience* 3(6)
- Ludwig A (2008): Psychoakustische Untersuchungen zu zentral-auditiven Verarbeitungsstörungen während der Kindesentwicklung (in German: Psycho-acoustical examinations regarding central-auditory processing disorders during child development), dissertation, University of Leipzig.
- Neumann K (2012): Ein Screening-Verfahren zur flächendeckenden Erfassung des Sprachstandes vier- bis viereinhalbjähriger Kinder: Optimierung, Validierung, Erweiterung, elektrophysiologische Fundierung (in German: A screening procedure for a comprehensive acquisition of the speech status in 4- to 4,5-year-old children: optimization, validation, extension, electro-physiological foundation), final report of BMBF project DLR 01GJ0982.
- Neumann K, Moliadze V, Bieck S, Oswald J, Darquea M, Euler H, Zeratsky Y, Dazert S (2012a): Auditive Verarbeitung und Wahrnehmung vierjähriger Kinder: ein neues Testverfahren mit sprachfreien und sprachhaltigen Stimuli (in German: Auditory processing and perception of 4-year-old children), DGA annual meeting.
- Neumann K, Zaretsky Y, Euler HA, Kunz L, Looschen A, Beste C, Ocklenburg S, Lücke T, Schirkonyer V, Oswald J (2012b): A new test to assess central auditory processing of 4-year-old children: A psychoacoustic and MMN study, NHS annual meeting.

3.1.12 Скрининг слуха у пожилых (ННIE-S)

МЕТОДИКА

В анкетах по скринингу пациентов просили оценить состояние своего слуха, ответив на один или несколько специфических вопросов. Анкета ННIE была разработана и стандартизирована Ventry и Weinstein (1982) и включала 25 вопросов. Сокращенная версия скрининга ННIE-S (Weinstein, 1986) включает 10 вопросов, касающихся ограничения активности, ограничения в совместной деятельности, а также чувств и эмоций, касающихся повседневной жизни. Например, один из вопросов, относящийся к ограничению участия: *Чувствуете ли вы смущение из-за проблемы со слухом, когда встречаете новых людей?* Например, один из вопросов эмоционального характера: *Трудно ли вам расслышать, когда кто-нибудь говорит шепотом?* Ответ может быть "Да", "Иногда" или "Нет". Ответы соответствуют шкале множественных реакций: *Да* = 4 балла, *Иногда* = 2 балла, и *Нет* = 0 баллов. Общий балл подсчитывается сложением баллов, а затем впоследствии сопоставляется с заданным порогом с тем, чтобы решить, проходной ли это балл. Как правило, анкета заполняется в форме личного общения. Лицо, проводящее опрос, последовательно зачитывает вслух каждый вопрос и категории возможных ответов, ждет реакции пациента и вносит соответствующий ответ в форму.

Анкета специально предназначена для аудиологического скрининга пожилых людей, однако, при этом может использоваться для других готовых к сотрудничеству пациентов. Пожалуйста, имейте в виду, что тест представляет собой исследование на основе самооценки и поэтому зависит от готовности пациента к сотрудничеству и его способности отвечать честно и реалистично, и, следовательно, может дать результат, не соответствующий реальному состоянию слуха. Рекомендуется дополнительная аудиологическая диагностика, особенно если результаты скрининга ННIE-S предположительно указывают на проблемы со слухом.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Выберите *ННIE-S* на экране выбора модуля. Выберите язык, на котором вы хотели бы заполнять анкету. Расскажите пациенту о задаче: количество заданных вопросов о повседневных ситуациях (смотрите *Рисунок 28* слева). Объект должен ответить: "Да", "Иногда" или "Нет", в зависимости от того, какой ответ кажется наиболее уместным. В зависимости от возраста и физических/умственных способностей, тест может быть полностью саморегулируемым и проводится после инструктажа или выполняется с помощью врача, проводящего обследование (т.е. врач, проводящий обследование, зачитывает вопросы и (или) фиксирует реакции). Результат показан в форме балла, при этом статус отражается в виде светофора (смотрите *Рисунок 28* справа).

Пожалуйста, имейте в виду, что во время данного теста нижняя часть скрыта. Вы можете активировать нижнюю часть, кратко нажав на выключатель питания.

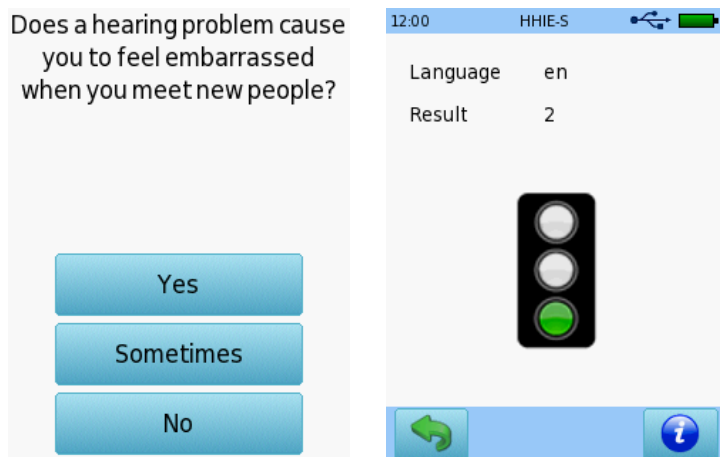


Рисунок 28: Пользовательский интерфейс HHIE-S (слева) и результат (справа)

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Jupiter и DiStasio (1998) изучали проведение скрининга HHIE-S на 50 объектах преклонного возраста (от 65 до 85 лет), без истории отологических заболеваний, подверженности воздействию высокого уровня шумов или ототоксичности. В ходе исследования анкета HHIE-S заполнялась наряду с определением среднего трехчастотного (0,5, 1, 2 кГц) порога чистого тона (коэффициент Флетчера) по уху, которое слышит лучше. Средний балл HHIE-S составил 9,8, тогда как средний порог чистого тона был равен 36,8 дБ HL. Корреляция между баллом HHIE-S и средним порогом чистого тона составила $r = 0,67$ для ситуационных вопросов, $r = 0,52$ для эмоциональных вопросов и $r = 0,63$ для всех вопросов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Jupiter T, DiStasio D (1998): An evaluation of the HHIE-S as a Screening Tool for the elderly homebound population, Journal of the Academy of Rehabilitative Audiology 31, p. 11-21
- Ventry IM, Weinstein BE (1982): The hearing handicap inventory for the elderly: a new tool, Ear and Hearing 3(3), p. 128-134.
- Weinstein BE (1986): Validity of a screening protocol for identifying elderly people with hearing problems, American Speech-Language-Hearing Association 28, p. 41-45.

3.2 Процедуры физиологических тестов

Процедуры физиологических тестов включают регистрацию отоакустической эмиссии (ОАЭ), слуховых вызванных потенциалов (СВП), Вестибулярные вызванные миогенные потенциалы (VEMP), исследования методом акустической импедансометрии (тимпанометрии), и другие исследования, в основе которых лежит измерение физиологических свойств.

Процедуры физиологических тестов (кроме VEMP) не требуют активного участия пациента во время теста. В отличие от психоакустических тестов, способности и желание пациента сотрудничать играют лишь второстепенную роль. Тем не менее, определенное взаимодействие необходимо. Это может включать (в зависимости от процедуры исследования) требование к пациенту оставаться спокойным, не глотать, не двигаться, а также не перемещать преобразователь или любое другое соответствующее оборудование с нужного положения во время теста. В отличие от процедуры психоакустических исследований, процедура физиологических тестов может проводиться для пациентов, которые не могут или не желают выполнять психоакустическое задание, т.е. для пациентов, слишком маленьких или неспособных реагировать в силу поведенческих проблем. К ним могут относиться новорожденные и дети младшего возраста, лица, страдающие психическим заболеванием или физическим недостатком, или лица, симулирующие потерю слуха. Врач, проводящий обследование, должен убедиться, что пациент способен выполнить соответствующие обязательные условия (например, сохранять спокойствие во время теста). Кроме того, пациенты преклонного возраста должны быть проинформированы о процедуре исследования, чтобы они были в курсе о том, чего следует ожидать во время теста. Это может способствовать расслаблению пациента. VEMP требует активного участия пациента, поскольку тестируемый пациент должен выполнить определенное мышечное сокращение (движение головы, взгляд в определенном направлении) и, следовательно, применим только к пациентам, которые способны и желают выполнить требуемую задачу.

В зависимости от процедуры исследования, окружающая обстановка должна быть соответствующей. Для тестирования ОАЭ в окружающей среде должен быть низкий уровень шума, а для регистрации слуховых вызванных потенциалов (СВП) в комнате должно быть низкое электромагнитное излучение. Нарушение данных требований может ухудшить результаты.

Процедуры физиологических тестов основаны (кроме VEMP) на особых физиологических процессах, активных на разных участках слухового пути, и, следовательно, отражают механическое или неврологическое функционирование слуховой системы. Поэтому физиологические тесты (отдельный тест или комбинация тестов) можно использовать для диагностики слуха на основе топологических признаков, т.е. для выявления очага патологии на слуховом пути. Согласно полученным сведениям, тимпанометрия, ОАЭ и СВП способны провести дифференциацию между патологиями среднего уха, кохлеарными и неврологическими расстройствами. Это важно, поскольку верную терапию в случае нарушений слуха можно разработать, только если известно, какой отрезок слухового пути поражен. С помощью психоакустических тестов дифференциация между кондуктивной и сенсоневральной потерей слуха возможна посредством оценки разницы между порогами воздушной и костной проводимости чистого тона. Однако, распознавание сенсоневральной потери слуха, т.е. дифференциация между сенсорным (кохлеарным) и неврологическим расстройством с помощью объективного тестирования может оказаться ненадежной, ввиду ограниченной

валидности соответствующих тестов (например, индекса малых приращений чувствительности (SISI), тесты Фаулера, Кархарта). Более того, на грудничках и других не готовых к сотрудничеству пациентах психоакустические тесты провести надежно нельзя. Кроме того, VEMP может быть использован для оценки состояния вестибулярного аппарата.

Что касается психоакустических тестов, надлежащее положение и калибровка преобразователя важны для надежного результата. Неправильное расположение преобразователя или использование неверно калиброванного преобразователя могут исказить результат. Подходящий преобразователь должен быть подсоединен и подогнан надлежащим образом.

Если не указано иное, все физиологические тесты могут проводиться на пациентах любого возраста, если от них можно ожидать соответствующего участия и взаимодействия.

3.2.1 Обзор: Отоакустическая эмиссия

Открытие отоакустической эмиссии (ОАЭ) (Кетр, 1978) привело к созданию быстрого, мощного и универсального инструмента для диагностики целостности улитки. Измерения ОАЭ в настоящее время являются стандартным компонентом серии аудиометрических тестов. ОАЭ измеряются с помощью высокочувствительного микрофона с низким уровнем помех в ушном зонде, который размещается в наружном слуховом проходе. Существуют спонтанные и вызванные отоакустические эмиссии. Отоакустические эмиссии являются побочным продуктом нелинейного процесса усиления звука в улитке (Davis, 1983; Dallos, 1992). Отоакустические эмиссии представляют собой излучение звука на низкой громкости, генерированные наружными волосковыми клетками (ОНС) внутреннего уха. Уровни громкости ОАЭ зависят от количества функционирующих наружных волосковых клеток при нормальном функционировании среднего уха. Кроме того, уровни громкости ОАЭ зависят от объема наружного слухового прохода. Ввиду меньшего объема наружного слухового прохода, амплитуда ОАЭ у новорожденных обычно выше, чем у взрослых (Norton, 1992; Lasky, 1998a,b; Abdala, 2000). Как следствие, отоакустические эмиссии измерить проще у новорожденных.

Спонтанная отоакустическая эмиссия (SOAE) представляет собой синусоидальные сигналы, появляется без какой-либо звуковой стимуляции в здоровой улитке и при этом, кажется, является прямым следствием образования клеточной силы наружных волосковых клеток (Zwicker и Schloth, 1984; Burns *и др.*, 1998; Jülicher *и др.*, 2003). SOAE не наблюдается у всех лиц с нормальным слухом и присутствует приблизительно у половины населения с нормальным слухом, при этом очевидно намного чаще встречается у женщин, чем у мужчин (Bilger *и др.*, 1990; Penner *и др.*, 1993; Penner и Zhang, 1997). Поэтому SOAE не подходит для аудиологической диагностики. Для получения дополнительной информации о SOAEs, пожалуйста, обратитесь к разделу [3.2.2: Спонтанная отоакустическая эмиссия \(SOAEs\)](#).

Вызванная ОАЭ вызывается внешними звуками, либо переходными (щелчками или тональными посылками), либо стационарными стимулами (синусоидальные тона), подаваемыми через громкоговорители в ушной зонд. Как правило, используются следующие виды индуцированных ОАЭ:

Частотно-специфическая отоакустическая эмиссия (SFOAE) вызывается одним непрерывным, негромким синусоидальным сигналом. Запись SFOAE затруднительна, поскольку стимул и реакция перекрывают друг друга. SFOAE в большинстве случаев получаются как разница звукового давления в наружном слуховом проходе, будь то с или без добавления тона-глушителя к тону зонда (Kalluri и Shera, 2001; Neely *и др.*, 2005).

Задержанная вызванная отоакустическая эмиссия (TEOAE) вызывается щелчками или тональными импульсами (смотрите *Рисунок 29*). TEOAE представляют собой сумму импульсных реакций наружных волосковых клеток вдоль улитки. Они исчезают уже при слабо выраженной потере слуха и, следовательно, как правило, используются в программах аудиологического скрининга. Более подробную информацию о TEOAE смотрите, пожалуйста, в разделе [3.2.3: Задержанная вызванная отоакустическая эмиссия \(TEOAE\)](#).

Отоакустическая эмиссия на частоте продукта искажения (DPOAE) вызывается двумя синусоидальными тонами, имеющими особое отношение частоты к уровню громкости (смотрите *Рисунок 29*). DPOAE представляет кубические искажения наружных волосковых клеток, и возникают непосредственно из частотно-селективной компрессионной нелинейности

наружных волосковых клеток. DPOAE может применяться как тест для оценки дисфункции улитки на специфической частоте. Сообщается, что DPOAE поддается измерению при дисфункции улитки при 40 - 50 дБ HL максимум, что соответствует диапазону усиления наружных волосковых клеток. Более подробную информацию о DPOAE смотрите, пожалуйста, в разделе [3.2.4: Отоакустическая эмиссия на частоте продукта искажения \(DPOAE\)](#).

Устройства Sentiero предусматривают проведение как процедуры исследований TEOAE, так и DPOAE. TEOAE и DPOAE присутствуют фактически у каждого лица с нормальным слухом. TEOAE дают быстрое представление о функции улитки, тогда как DPOAE предоставляет больше количественных данных об обработке звука на определенных участках улитки.

Сообщается, что наружные волосковые клетки страдают от чрезмерного воздействия звука, ототоксичных лекарственных препаратов (например, ототоксичных антибиотиков), от инфекций (например, менингита, эпидемического паротита, инфекции плода и матери), а также от гипоксии (например, при родовой травме), или частично отсутствуют при генетической потере слуха. Патология наружных волосковых клеток приводит к потере чувствительности и частотной селективности органа слуха (Liberman и Dodds, 1984). ОАЭ, будучи побочным продуктом кохлеарного нелинейного усиления звука, затем появляется с уменьшенной амплитудой или исчезает (Mills и Rubel, 1994).

Поскольку ОАЭ является побочным продуктом нелинейного процесса усиления звука наружных волосковых клетках в улитке, она может служить только как средство для оценки целостности наружных волосковых клеток, т.е. очаговые дефекты внутренних волосковых клеток или ретрокохлеарные дефекты (например, невральные нарушения, нарушения слуховой обработки) нельзя обнаружить с помощью ОАЭ. При потере слуха вследствие поражения звукопроводящего аппарата, снижаются как амплитуда стимула, так и амплитуда реакции, в результате чего отоакустическая эмиссия отсутствует, даже при легкой кондуктивной тугоухости (Margolis, 2002), например, ввиду дисфункции евстахиевой трубы или наличия околоплодной жидкости в барабанной полости. Поэтому, при отсутствии какой-либо поддающейся обнаружению реакции ОАЭ, возможны следующие виды патологий: потеря слуха вследствие поражения звукопроводящего аппарата, кохлеарная потеря слуха свыше 20-30 дБ HL (ТЕОАЕ) или 40-50 дБ HL (DPOAE), или ретрокохлеарная потеря слуха. В данных случаях, следует провести тимпанометрию, регистрацию слуховых вызванных потенциалов (КСВП/ABR), а также слуховых стационарных потенциалов (ASSR), чтобы определить тип и степень снижения слуха.

По общему правилу, если есть подозрение на снижение слуха, прежде всего, следует использовать метод регистрации ОАЭ. Метод исследований быстрый и помогает подтвердить нормальное функционирование среднего уха и улитки. Это справедливо в случае если ОАЭ наблюдаются в широком диапазоне частот. Если ОАЭ отсутствуют, вероятно, наличие патологии среднего уха или улитки (наружных волосковых клеток). Затем после метода регистрации ОАЭ нужно использовать тимпанометрию. Если тимпанограмма в норме, и при этом отсутствуют ОАЭ, в таком случае вероятно нарушение на уровне улитки. Если тимпанограмма не соответствует норме, вероятна потеря слуха вследствие поражения звукопроводящего аппарата. Если есть указание на нарушение слуха и при этом как тимпанограмма, так и ОАЭ нормальные, исследования КСВП/ABR) или ASSR помогут выявить, есть ли кохлеарная (внутренних волосковых клеток) или невральная патология. Например, при слуховой нейропатии, когда нарушена синхронизация нейронной активности волокон слухового нерва

(из-за или синаптической, или невральной дисфункции внутренних волосковых клеток), наблюдаются нормальные ОАЭ и не соответствующие норме КСВП (ABR) (Doyle *и др.*, 1998; Starr *и др.*, 1996).

Типичное применение ОАЭ в медицинской практике: аудиологический скрининг, диагностика в процессе последующего врачебного наблюдения после аудиологического скрининга новорождённых, подтверждение кохлеарной потери слуха (наряду с тимпанометрией и методом регистрации слуховых вызванных потенциалов (КСВП/ABR)), количественная оценка потери слуха и феномен выравнивания громкости звука для параметров настройки слухового аппарата, выявление на ранних стадиях и мониторинг нарушений наружных волосковых клеток после чрезмерного воздействия шума или применения ототоксичных лекарственных препаратов, диагностика на основе топологических признаков, а также определение пациентов, симулирующих потерю слуха.

Аудиологический скрининг представляет собой процедуру отбора, используемую для принятия решения о том, рекомендуется ли дальнейшая диагностика. Следовательно, решение о скрининге является двоичным, т.е. *pass* ("прошел") (отрицательный результат, диагностика не требуется) или *refer* ("не прошел") (положительный результат, рекомендуется последующая диагностика). Требования к скринингу отличаются от требований к диагностике. Ввиду того, что скрининг проводится на больших популяциях, в большинстве случаев используемые устройства скорее обеспечивают автоматическую оценку, чем полагаются на экспертное суждение. Скрининговое обследование должно проводиться как можно быстрее. Следовательно, используемые методы должны исключать длительное время подготовки и при этом тест должен быть остановлен автоматически при достижении желаемого качества результата. Общеизвестно, что методика на основе ОАЭ (особенно ТЕОАЭ) подходит для скрининга новорожденных и грудничков, поскольку они измеряются быстро и отсутствуют в случае в случае дисфункции наружных волосковых клеток (например, Kemp и Ryan, 1991; Norton *и др.*, 2000a,b). Основой для данного подхода служит тот факт, что сенсоневральная потеря слуха всегда предполагает повреждение или дисфункцию наружных волосковых клеток. Необходимо подчеркнуть, что потеря слуха вследствие поражения звукопроводящего аппарата из-за дисфункции евстахиевой трубы и (или) наличия околоплодной жидкости в барабанной полости также приводит к результатам *refer* в условиях скрининга, главным образом, ввиду ослабления существующего сигнала ОАЭ.

Недостатком использования ОАЭ в протоколах скрининга является более низкая достоверность по сравнению с методами КСВП/ABR (Barker *и др.*, 2000; Norton *и др.*, 2000a). Это особенно верно в популяциях с высокой распространенностью незначительного повышения порога из-за временной кондуктивной потери слуха, как это обнаруживается у доношенных новорожденных в первые 36 часов жизни из-за дисфункции евстахиевой трубы или наличия околоплодных вод в барабанной полости или из-за сохраняющейся сенсорной потери слуха у недоношенных и новорожденных в отделении интенсивной терапии. Чтобы поддерживать высокую чувствительность, специфичность может быть значительно снижена, что делает процедуру скрининга неэффективной. Во избежание высоких показателей непрошедшего скрининга слуха, необходимо перед направлением на дальнейшую диагностику после не прошедшего ОАЭ-скрининга проводить скрининг КСВП/ABR, т.е. двухэтапный скрининг (Rhodes *и др.*, 1999; Norton *и др.*, 2000b). Аудиограммы DPOAE могут служить альтернативным средством выявления временной потери слуха. При применении аудиограмм DPOAE перед скринингом КСВП/ABR время и затраты могут быть сэкономлены у тех детей, у которых DPOAE поддаются измерению

и, таким образом, никаких дополнительных тестов на основе скрининг КСВП/ABR не требуется. Аудиограммы DPOAE имеют преимущество перед ТЕОАЕ или вызываемыми щелчком КСВП/ABR, поскольку они могут количественно оценивать пороги кохлеарного слуха на разных частотах тестирования.

При настройке слуховых аппаратов, особенно для грудничков, необходима количественная оценка потери слуха и феномена выравнивания громкости звука. Когда инициирование стимула происходит на высоких уровнях громкости (что общепринято в клинической практике), ТЕОАЕ отсутствуют при сенсоневральной потере слуха свыше 20-30 дБ HL, тогда как DPOAE отсутствуют при сенсоневральной потере слуха свыше 40-50 дБ HL. Таким образом, при применении как ТЕОАЕ, так и DPOAE, возможна приблизительная оценка потери слуха.

Показатели ОАЭ стабильны во времени и, следовательно, могут использоваться для мониторинга восстановления после нарушений наружных волосковых клеток. Лекарственные средства, такие как антибиотики (например, аминогликозиды) и противораковые химиотерапевтические вещества (например, цисплатин) вызывают, согласно сообщениям, необратимую потерю слуха, которая в большинстве случаев влияет сначала на высокие частоты, при этом потеря слуха последовательно прогрессирует к более низким частотам (например, Kopelman *и др.*, 1988; Fausti *и др.*, 1994; Berg *и др.*, 1999; Stavroulaki *и др.*, 2001). Выявление ототоксичности на ранних стадиях важно для разработки эффективных мер, таких как замена лекарственных средств, изменение дозировки, а также способа применения (Lonsbury-Martin и Martin, 2001). Поскольку ТЕОАЕ менее эффективны при частоте выше 4 кГц, метод DPOAE является тестом первого выбора для выявления и мониторинга дисфункции наружных волосковых клеток, вызванной ототоксичными лекарственными средствами. Более того, DPOAE имеют дополнительное преимущество над ТЕОАЕ, поскольку они могут дать информацию о компрессии усилителей наружных волосковых клеток. Если функционирование наружных волосковых клеток нарушено во время токсического процесса, в таком случае не только уровень DPOAE, но также рост DPOAE должны измениться. Наряду с антибиотиками и химиотерапевтическими препаратами, салицилаты также влияют на слуховую чувствительность и вызывает тиннитус (шум в ушах) (Myers и Bernstein, 1965; McFadden и Plattsmier, 1984; Wier *и др.*, 1988; Long и Tubis, 1988; Boettcher и Salvi, 1991; Brown *и др.*, 1993; McFadden и Pasanen, 1994). Однако, что самое важное, нарушение, вызванное токсичностью салицилата, обратимо. Исходя из предположения, что потеря жесткости наружных волосковых клеток вызывает искажения в рамках кохлеарной микромеханики, соответствующее изменение в активности внутренних волосковых клеток может потенциально иметь отношение к тиннитусу (шуму в ушах) (Janssen *и др.*, 2000).

Шумы микрофона, физиологический шум (дыхание, ток крови), а также окружающий шум не позволяют использовать измерения ОАЭ надлежащим образом при очень низких уровнях стимула. На низких частотах, измерения ОАЭ не являются надежными даже при высоких уровнях стимула, главным образом, из-за технических шумов. Ввиду ограниченного диапазона частоты электроакустических преобразователей ушного зонда, измерения ОАЭ носят ограниченный характер в плане высоких частот при увеличивающейся изменчивости уровней ОАЭ (Dreisbach *и др.*, 2006). Чтобы достичь уровня непрерывного маскирующего шума, измерения ОАЭ должны проводиться в шумозащитной кабине или любой другой тихой комнате, особенно когда используются уровни стимула, близкие к порогу. В качестве альтернативы, можно использовать наушник со звукоизоляцией, покрывающий ушной зонд. Более того, пациент должен быть в спокойном состоянии, т.е. ему нельзя активно двигаться,

дышать или глотать. Кабель от ушного зонда должен свободно свисать и не касаться никакого материала, например, одежды. Прикосновение к кабелю или трение могут вызвать дополнительный шум.

Автоматизированные процедуры измерения и оценки гарантируют согласованность теста и упрощают интерпретацию данных ОАЭ. Расчеты преобразования Фурье на основе сигнала временных доменов обеспечивают автоматическую оценку сигналов ОАЭ. Чтобы максимально сократить влияние нежелательных внешних сигналов, используются алгоритмы уменьшения шумов и отклонения артефактов. Уровень непрерывного маскирующего шума обычно выше на низких частотах ввиду свойств микрофона и низкочастотных звуков тела, таких как дыхание. Артефакты могут отклоняться посредством устранения буферов шума высокой громкости или взвешивания показателей каждого буфера в зависимости от его шумового содержания. Кроме того, уровень непрерывного маскирующего шума снижается временным доменом, усредняя записанный сигнал. Идея усреднения заключается в том, что сигнал является постоянным и, следовательно, один и тот же в каждом буфере, тогда как шум носит случайный характер и, следовательно, меняется в каждом буфере. Добавление всех буферов повышает сигнал и снижает шум. Теоретически, улучшение SNR (коэффициента отношения сигнал/шум) пропорционально квадратному корню количества усредняемых образцов, ограниченному техническими характеристиками (например, шумами квантования).

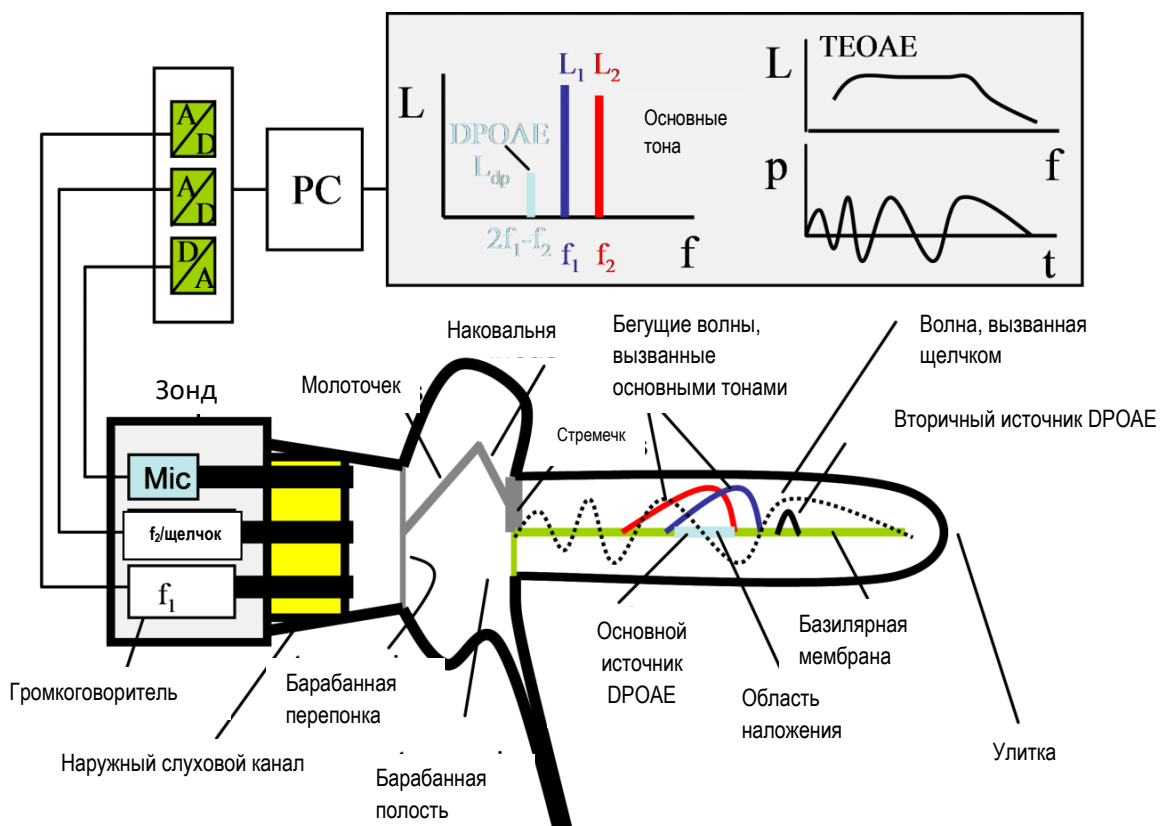


Рисунок 29: Схематическое представление замеров TEOAE и DPOAE (A/D = аналого-цифровой преобразователь, D/A = цифро-аналоговый преобразователь, PC = персональный компьютер, L = уровень звукового давления, p = звуковое давление, f = частота, t = время)

ОАЭ можно исследовать только с помощью специального ушного зонда, который в большинстве случаев включает один (для TEOAE) или два (для TEOAE или DPOAE) громкоговорителя и микрофон (смотрите Рисунок 29). Для записи DPOAE обычно используются

отдельные громкоговорители для каждого основного тона, чтобы исключить технически генерируемые искажения.

Перед началом каждого измерения ОАЭ, проводится автоматическая калибровка ушного зонда, для того чтобы адаптировать стимул на выходе к объему наружного слухового прохода. Однако, ввиду эффектов стоячих волн, предполагаемый объем наружного слухового прохода может не соответствовать точно во всех случаях реальному объему наружного слухового прохода (Siegel, 1994; Whitehead *и др.*, 1995). Ушной зонд должен быть вставлен надлежащим образом, плотно подогнан, без каких-либо зазоров между ушным зондом и наружным слуховым проходом. Если есть зазор, компоненты звука на низких частотах не могут быть доставлены до улитки надлежащим образом и, следовательно, никакие апикальные и медиальные наружные волосковые клетки не участвуют в реакции ОАЭ. Более того, надлежащее смыкание наружного слухового прохода и ушного вкладыша снижает влияние внешних звуков. Каналы ушного зонда не должны быть заблокированы, например, ушной серой.

Смотрите обзор методики, технических и клинических аспектов ОАЭ у Janssen и Müller (2008).

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

В целом, рекомендуется регулярно проверять функциональность ушного зонда (например, если ушной зонд используется часто: раз в день перед началом обследования пациентов или в случае наличия подозрений о какой-либо неисправности ушного зонда). Ушной зонд можно проверить, поместив его вместе с соответствующим наконечником зонда в нужную тестовую полость (небольшой наконечник зонда РТ-S подходит к синей тестовой полости, большой наконечник зонда РТ-А подходит для красной тестовой полости). Начните проверку зонда (смотрите *Рисунок 30*) и выясните, успешна ли она. Если нет, проверьте кабель ушного зонда, расположение наконечника зонда на ушном зонде, а также каналы ушного зонда и его наконечника, например, на предмет наличия загрязнений). Если необходимо, очистите наконечник зонда. Нельзя использовать острые предметы с ушным зондом. Если зонд не прошел проверку или если вы предполагаете наличие какой-либо неисправности, пожалуйста, повторите проверку с другим ушным зондом или наконечником зонда и (или) свяжитесь со своим дистрибьютором.

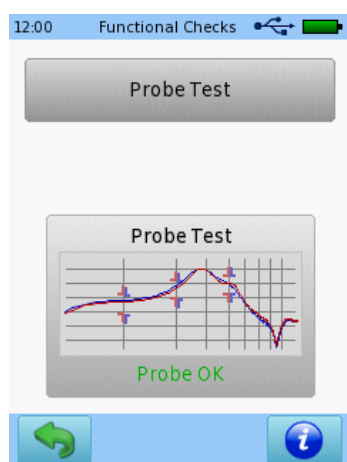


Рисунок 30: Проверка зонда

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Abdala C (2000): Distortion product otoacoustic emission (2f1-f2) amplitude growth in human adults and neonates, *Journal of the Acoustical Society of America* 107, p. 446-456.
- Barker SE, Lesperance MM, Kileny PR (2000): Outcome of newborn hearing screening by ABR compared with four different DPOAE pass criteria, *American Journal of Audiology* 9, p. 142-148.
- Berg AL, Spitzer JB, Garvin JH Jr. (1999): Ototoxic impact of cisplatin in pediatric oncology patients, *Laryngoscope* 109, p. 1806-1814.
- Bilger RC, Matthies ML, Hammel DR, Demorest ME (1990): Genetic implications of gender differences in the prevalence of spontaneous otoacoustic emissions, *Journal of Speech and Hearing Research* 33, p. 418-432.
- Boettcher FA, Salvi RJ (1991): Salicylate ototoxicity: review and synthesis, *American Journal of Otolaryngology* 12, p. 33-47.
- Brown AM, Williams DM, Gaskill SA (1993): The effect of aspirin on cochlear mechanical tuning, *Journal of the Acoustical Society of America* 93, p. 3298-3307.
- Burns RM, Keefe DH, Ling R (1998): Energy reflectance in the ear canal can exceed unity near spontaneous otoacoustic emission frequencies. *Journal of the Acoustical Society of America* 103, p. 462-474.
- Dallos P (1992): The active cochlea, *Journal of Neuroscience* 12, p. 4575-4585.
- Davis H (1983): An active process in cochlear mechanics. *Hearing Research* 9, p. 79-90.
- Doyle KJ, Fujikawa S, Rogers P, Newman E (1998): Comparison of newborn hearing screening by transient otoacoustic emissions and auditory brainstem response using ALGO-2, *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 43, p. 207-211.
- Dreisbach LE, Long KM, Lees SE (2006): Repeatability of high-frequency distortion-product otoacoustic emissions in normal-hearing adults. *Ear and Hearing* 27(5), p. 466-479
- Fausti SA, Larson VD, Noffsinger D, Wilson RH, Phillips DS, Fowler CG (1994): High-frequency audiometric monitoring strategies for early detection of ototoxicity, *Ear and Hearing* 15, p. 232-239.
- Janssen T, Müller J (2008): Active processes and otoacoustic emissions, In: *Springer handbook of auditory research* (editors: Manley AG, Fay RR, Popper AN), Springer, p. 421-460.
- Janssen T, Boege P, Oestreicher E, Arnold W (2000): Tinnitus and 2f1-f2 distortion product otoacoustic emissions following salicylate overdose, *Journal of the Acoustical Society of America* 107, p. 1790-1792.
- Jülicher F, Camalet S, Prost J, Duke TAJ (2003): Active amplification by critical oscillations, In: *Biophysics of the cochlea: from molecule to models* (editor: Gummer A), World Scientific.
- Kalluri R, Shera CA (2001): Distortion-product source unmixing: A test of the two-mechanism model for DPOAE generation, *Journal of the Acoustical Society of America* 109, p. 622-637.
- Kemp DT (1978): Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. *Journal of the Acoustical Society of America* 64, p. 1386-1391.
- Kemp DT, Ryan S (1991): Otoacoustic emission tests in neonatal screening programmes. *Acta Otolaryngologica Supplementum* 482, p. 73-84.
- Kopelman J, Budnick AS, Sessions RB, Kramer MB, Wong GY (1988): Ototoxicity of high-dose cisplatin by bolus administration in patients with advanced cancers and normal hearing, *Laryngoscope* 98, p. 858-864.
- Lasky RE (1998a) Distortion product otoacoustic emissions in human newborns and adults. I. Frequency effects, *Journal of the Acoustical Society of America* 103, p. 981-991.
- Lasky RE (1998b) Distortion product otoacoustic emissions in human newborns and adults. II. Level effects, *Journal of the Acoustical Society of America* 103, 992-1000.

- Liberman MC, Dodds LW (1984): Single-neuron labeling and chronic cochlear pathology. III. Stereocilia damage and alterations of threshold tuning curves. *Hearing Research* 16, p. 55-74.
- Long GR, Tubis A (1988): Modification of spontaneous and evoked otoacoustic emissions and associated psychoacoustic microstructure by aspirin consumption, *Journal of the Acoustical Society of America* 84, p. 1343-1353.
- Lonsbury-Martin BL, Martin GK (2001): Evoked otoacoustic emissions as objective screeners for ototoxicity, *Seminars in Hearing* 22, p. 377-392.
- Margolis RH (2002): Influence of middle-ear disease on otoacoustic emissions, In: *Otoacoustic emissions: clinical applications* (editors: Robinette MS, Glatcke TJ), Thieme.
- McFadden D, Pasanen EG (1994): Otoacoustic emissions and quinine sulphate, *Journal of the Acoustical Society of America* 95, p. 3460-3474.
- McFadden D, Plattsmier HS (1984): Aspirin abolishes spontaneous oto-acoustic emissions, *Journal of the Acoustical Society of America* 76, p. 443-448.
- Mills DM, Rubel EW (1994): Variation of distortion product otoacoustic emissions with furosemide injection, *Hearing Research* 77, p. 183-199.
- Myers EN, Bernstein JM (1965): Salicylate ototoxicity; a clinical and experimental study, *Archives of Otolaryngology* 82, p. 483-493.
- Norton SJ (1992): The effects of being a newborn on otoacoustic emissions, *Journal of the Acoustical Society of America* 91, p. 2409-2409.
- Norton SJ, Gorga MP, Widen JE, Folsom RC, Sininger Y, Cone-Wesson B, Vohr BR, Mascher K, Fletcher K (2000a): Identification of neonatal hearing impairment: evaluation of transient evoked otoacoustic emission, distortion product otoacoustic emission, and auditory brain stem response test performance, *Ear and Hearing* 21, p. 508-528.
- Norton SJ, Gorga MP, Widen JE, Folsom RC, Sininger Y, Cone-Wesson B, Vohr BR, Fletcher KA (2000b): Identification of neonatal hearing impairment: summary and recommendations, *Ear and Hearing* 21, p. 529-535.
- Penner MJ, Glotzbach L, Hunag T (1993): Spontaneous otoacoustic emissions: measurement and data, *Hearing Research* 68, p. 229-237.
- Penner MJ, Zhang T (1997): Prevalence of spontaneous otoacoustic emissions in adults revisited, *Hearing Research* 103, p. 28-34.
- Rhodes MC, Margolis RH, Hirsch JE, Napp AP (1999): Hearing screening in the newborn intensive care nursery: comparison of methods, *Otolaryngology – Head Neck Surgery* 120, p. 799-808.
- Siegel JH (1994): Ear-canal standing waves and high-frequency sound calibration using otoacoustic emission probes, *Journal of the Acoustical Society of America* 95, p. 2589-2597.
- Starr A, Picton TW, Sininger Y, Hood LJ, Berlin CI (1996): Auditory neuropathy, *Brain* 119(3), p. 741-753.
- Stavroulaki P, Apostolopoulos N, Segas J, Tsakanikos M, Adamopoulos G (2001): Evoked otoacoustic emissions – an approach for monitoring cisplatin induced ototoxicity in children, *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 59, p. 47-57.
- Whitehead ML, Stagner BB, Lonsbury-Martin BL, Martin GK (1995): Effects of ear-canal standing waves on measurements of distortion product otoacoustic emissions, *Journal of the Acoustical Society of America* 98, p. 3200-3214.
- Wier CC, Pasanen EG, McFadden D (1988): Partial dissociation of spontaneous otoacoustic emissions and distortion products during aspirin use in humans, *Journal of the Acoustical Society of America* 84, p. 230-237.
- Zwicker E, Schloth E (1984): Interrelation of different oto-acoustic emissions, *Journal of the Acoustical Society of America* 75, p. 1148-1154.

3.2.2 Спонтанная отоакустическая эмиссия (SOAEs)

МЕТОДИКА

Спонтанные отоакустические эмиссии (SOAE) - это звуки, которые могут быть записаны в слуховом проходе с помощью зондового микрофона в отсутствие акустической стимуляции. Как и все OAE, SOAE, как полагают, генерируются внешними волосковыми клетками улитки и могут рассматриваться как побочный эффект кохлеарного усилителя.

SOAE присутствуют примерно в 40% и более 80% случаев в зависимости от возраста, наличия или отсутствия потери слуха и используемой системы измерения (Dhar и Hall, 2012). Это очень стабильные сигналы, похожие на чистые тона, обычно в диапазоне от 500 Гц до 4 кГц и реже до 8 кГц. Они чаще встречаются в правом ухе и у женщин. Имеются некоторые свидетельства того, что у младенцев распространенность SOAE выше, чем у детей и молодых взрослых (Prieve и Hula, 1999). В дополнение к распространенности, имеются также доказательства того, что SOAE у взрослых и младенцев встречаются с разной частотой (Bright, 1997; Prieve и Hula, 1999).

Клиническое применение SOAE более ограничено, чем вызванные отоакустические эмиссии, поскольку они присутствуют не во всех ушах, и существует вариабельность частоты и амплитуды регистрируемых SOAE у разных людей, хотя они стабильны по частоте у одного человека. Считается, что при наличии они поддерживают нормальный уровень слышимости в частотной области частоты SOAE с уровнем слышимости не более 25 дБ HL. Кроме того, в некоторых ушах SOAE коррелирует с шумом в ушах и может быть использован для усиления процедуры сопоставления шума в ушах.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Выберите OAE, затем SOAE на экране выбора модуля. Обратите внимание, что для этого модуля не доступны предустановки. Пациент должен быть спокоен и удобно сидеть в кресле или лежать на кровати. Что касается младенцев, попробуйте протестировать пациента во время сна. Убедитесь, что подключен исправный ушной зонд (например, EP-TE или EP-DP) и что кабель ушного зонда не трется о какой-либо материал, например, одежду. Выберите ушной наконечник подходящего размера, соответствующий размеру наконечника зонда и размеру слухового прохода пациента. Убедитесь, что ушной зонд вставлен без какой-либо утечки между ушным зондом и слуховым проходом. В случаях, когда ушной зонд вставлен неправильно или каналы ушного зонда заблокированы, появится предупреждение.

Выберите тестируемое ухо (правое+левое: одновременное измерение правого и левого уха – доступно только при подключении двух ушных зондов). После выбора начнется запуск теста и выполнение статистики по всему спектру. В верхней части дисплея отображается индикация текущего общего уровня звука в дБ(A), записанная зондовыми микрофонами. Желательны значения ниже 30 дБ(A).

Реализация SOAE применяет фазовую автоподстройку (PLL) к каждому кандидату SOAE для достижения точного считывания частоты, обеспечивая разрешение 0,1 Гц.

Настоятельно рекомендуется использовать ушные вкладыши поверх зондов при записи SOAE, поскольку этот метод очень чувствителен к внешнему шуму. Не только внешний шум будет препятствовать записи SOAE, но и тональные компоненты во внешнем шуме также будут записаны как SOAE. Более того, сами SOAE подавляются шумом. Рекомендуется записывать

SOAE бинаурально, поскольку обнаружение, которое появляется в обоих ушах, является убедительным признаком того, что это не сигнал SOAE, а тональный компонент окружающего шума.

При наличии SOAE обнаружение не должно занимать более 5 минут.

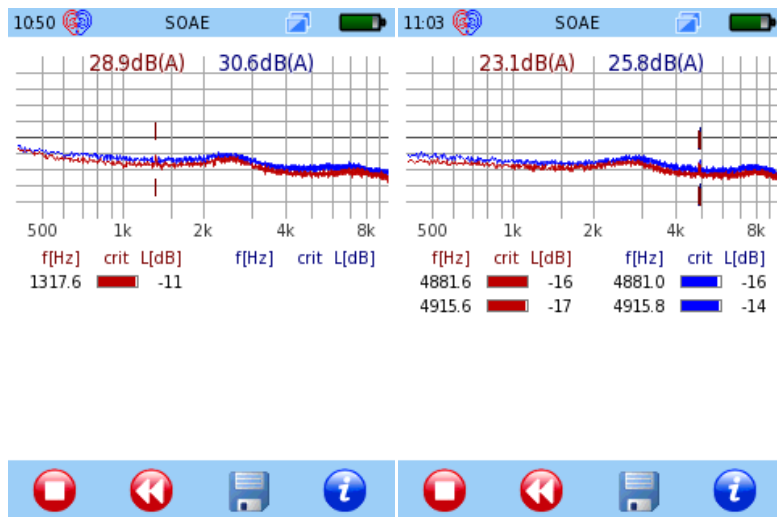


Рисунок 31: Интерфейс SOAE (слева: SOAE обнаружен на частоте 1317 Гц и -11 дБ (SPL); справа: ложное обнаружение SOAE по тональным компонентам окружающего шума - совпадающие частоты обоих ушей)

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Bright KE (2007): Spontaneous otoacoustic emissions, In: Robinette MS, Gattke TJ, ed. Otoacoustic emissions, Clinical applications 3rd ed. New York, Thieme, p. 69-86.
- Dhar S, Hall JW (2012): Otoacoustic Emissions. Principles, Procedures, and Protocols, San Diego, Plural Publishing, p.28.
- Prieve B, Hula H (1999): SOAEs in infants and children, Presented to the American Auditory Society, Scottsdale, AZ, March 1999.

3.2.3 Задержанная вызванная отоакустическая эмиссия (ТЕОАЕ)

МЕТОДИКА

Задержанная вызванная отоакустическая эмиссия (ТЕОАЕ), вызываемая щелчками, представляет собой сумму импульсных реакций наружных волосковых клеток в улитке (смотрите Рисунок 29). Возбуждаются почти все наружные волосковые клетки вдоль кохлеарной перегородки или их часть (участок улитки, в зависимости от несущей частоты тональной посылки). Ввиду рассеивания частоты в улитке, можно отследить конкретный компонент реакции ТЕОАЕ вплоть до конкретного компонента частоты переходного сигнала. Поскольку базилярная мембрана на базальных участках движется быстрее, чем на более апикальных участках, высокочастотные компоненты ТЕОАЕ берут свое начало на базальных кохлеарных участках, тогда как низкочастотные компоненты ТЕОАЕ проистекают из более апикальных участков. Кроме того, базальные реакции появляются в начале, а апикальные реакции в конце временной функции ТЕОАЕ.

Реакции ТЕОАЕ в большинстве случаев индуцируются одной из следующих последовательностей стимулов: (i) четыре щелчка равной магнитуды (линейный протокол), (ii)

три щелчка положительной полярности, за которыми следует четвертый щелчок обратной полярности и относительной магнитуды на 9,5 дБ выше, чем соответствующие положительные щелчки (нелинейный протокол) (Kemp *и др.*, 1986; Bray, 1989). Согласно гипотезе о том, что записи ТЕОАЕ берут свое начало от насыщенных улиточных генераторах, при этом допускается, что нелинейный протокол удаляет артефакты стимула, имеющие линейный характер (т.е. сам стимул), потому что сигналы стимула возрастают линейно с уровнем громкости стимула, тогда как сигналы реакции (т.е. эмиссия, возникающая при нелинейной активности наружных волосковых клеток) увеличиваются нелинейно с уровнем стимула. Общепринято считать, что нелинейный протокол представляет собой используемый на практике компромисс с целью максимально повысить надежность записи ТЕОАЕ (Kemp *и др.*, 1990a,b; Grandori и Ravazzani, 1993; von Specht *и др.*, 2001; Hatzopoulos *и др.*, 2003).

Запись сигналов ТЕОАЕ происходит во время кратких пауз между стимулами в пределах последовательности стимулов. Существует несколько объективных методов для отделения сигнала ТЕОАЕ от фоновых шумов, а также для автоматической оценки валидности зафиксированной эмиссии. Первый метод основан на расчете буферной корреляции усредненных сигналов временного домена между двумя отдельными буферами сигналов (Kemp *и др.*, 1990a). Если два буфера полностью идентичны, коэффициент корреляции равен 1 и, следовательно, воспроизводимость равна 100%. Сигнал, как правило, принимается как валидный для воспроизводимости выше минимальной (60%). Второй метод основан на вычислении коэффициента спектральной мощности суммы и разницы двух буферных сигналов, обозначенных как коэффициент отношения сигнал/шум (SNR). Критерий прохождения валидного сигнала в большинстве случаев установлен на SNR 6 дБ. Процедура валидации третьего сигнала основана на биномиальном статическом испытании, которое определяет статистическую вероятность того, что эмиссия была записана. Биномиальная статистика снижает записанный сигнал до бинарных событий, а также использует знания о предполагаемом распределении данных событий (биномиальное распределение) (Giebel, 2001).

Межиндивидуальная вариабельность уровня ТЕОАЕ высока, при этом стандартное отклонение превышает 10 дБ (Kemp *и др.*, 1986; Probst *и др.*, 1987; Bonfils и Uziel, 1989; Smurzynski и Kim, 1992). Однако, внутрииндивидуальная вариабельность довольно мала - стандартное отклонение составляет около 1 дБ (Harris *и др.*, 1991).

При записи ТЕОАЕ, артефакты стимулов могут генерировать сигналы, совпадающие по фазе с двумя усредненными буферами, что приводит в результате к псевдо-реакции высокой воспроизводимости. С помощью функции оконного преобразования, можно исключить артефакт стимула, чтобы воспроизводимость общего сигнала была ограничена рассматриваемой последовательностью сигналов (Kemp *и др.*, 1990a, Kemp *и др.*, 1990b). Необходимо подчеркнуть, что поскольку артефакт стимула всегда появляется вначале этапа записи, высокочастотные компоненты ТЕОАЕ с базального участка улитки теряются в результате процедуры оконного преобразования. Ввиду того, что стимул и высокочастотные компоненты ТЕОАЕ перекрывают друг друга и, следовательно, должны аннулироваться во время записи ТЕОАЕ, метод ТЕОАЕ не может измерить функциональность наружных волосковых клеток в базальной зоне улитки, т.е. выше 4 кГц. Следовательно, высокочастотную потерю слуха нельзя обнаружить с помощью ТЕОАЕ. Кроме того, валидные реакции ТЕОАЕ могут наблюдаться в ушах со среднечастотной потерей слуха (например, наследственной тугоухостью). Проблема с ТЕОАЕ в данном случае заключается в том, что можно не заметить грудничков с

наследственной тугоухостью, и факт потери слуха будет установлен на более позднем этапе их жизни.

На калибровку широкополосных стимулов ТЕОАЕ не столь сильно как на DPOAE влияют феномены стоячих волн. Более того, обычно стимуляция ТЕОАЕ производится с помощью щелчков на относительно большой громкости, т.е. когда кохлеарная компрессия уже насыщает перемещение базилярной мембраны. В противоположность методу DPOAE, нет необходимости соблюдать какой-либо коэффициент уровня между основными тонами. Это приводит к тому, что метод ТЕОАЕ является менее чувствительным к ошибкам в калибровке стимулов.

ТЕОАЕ исчезают уже при случаях низкой кондуктивной потери слуха (> 10-15 дБ HL) или слабо выраженной сенсоневральной потери слуха (> 20-30 дБ HL) и поэтому подходят для аудиологического скрининга (новорожденных) (Robinette и Glattke, 2002; Janssen, 2009; Janssen и Müller (2009)).

Для того чтобы получить больше количественных данных и данных о конкретной частоте в связи с потерей слуха, рекомендуется проводить тесты DPOAE или измерения порога ASSR.

Существуют все последовательности действий для метода ТЕОАЕ:

- **ТЕОАЕ Quick** позволяет провести простой тест ТЕОАЕ с алгоритмом автоматической статистики для выявления реакции с помощью фиксированных критериев выявления. Режим ТЕОАЕ Quick производит более качественную оценку функционирования наружных волосковых клеток улитки. Тест может проводиться бинаурально, если подсоединены два ушных зонда. В этом случае время проведения теста сокращается в два раза.
- **ТЕОАЕ Diagnostic** позволяет провести более серьезное обследование для оценки реакций в пяти полуоктавных интервалах частот – приблизительно 1, 1,5, 2, 3 и 4 кГц, а также на различных уровнях громкости стимула. Могут быть настроены определяемые пользователем критерии, т.е. критерии SNR (6 или 9 дБ) для каждого интервала частот, а также общий критерий прохождения (число пройденных интервалов частот для общего прохождения: 3/5, 4/5, 5/5).

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

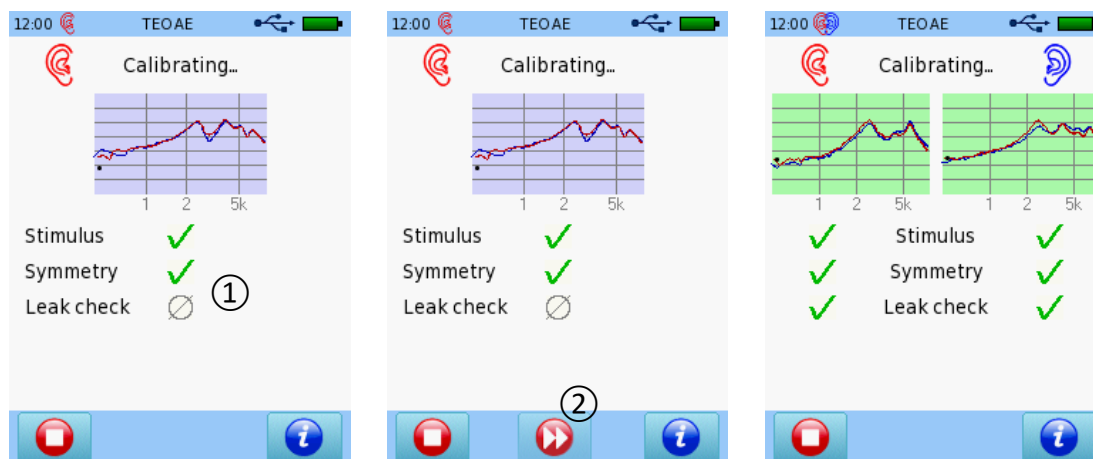
Выберите тест ТЕОАЕ, который вы хотели бы провести, на экране выбора модуля, т.е. *ТЕОАЕ Quick* или *ТЕОАЕ Diagnostic*. Если лицензия была приобретена больше, чем на один тест ОАЕ, *ТЕОАЕ Quick* и *ТЕОАЕ Diagnostic* можно найти в разделе *ОАЕ*. Для *ТЕОАЕ Diagnostic*, если это необходимо, измените параметры (например, критерий однополосных SNR, критерий общего прохождения). Пожалуйста, имейте в виду, что выбор SNR и критериев прохождения влияет на общий результат теста, т.е. разные настройки могут привести к разным общим результатам. Чем строже будут выбранные критерии, тем более выдающимися должна быть реакция ТЕОАЕ, обеспечивая валидный результат. Критерии сохраняются вместе с данными о результатах и их нельзя изменить после этого.

Пациент должен быть спокоен и должен удобно расположиться в кресле или лежать на кровати. Что касается грудных детей, то постарайтесь обследовать ребенка во время сна. Удостоверьтесь в том, что подсоединен правильный ушной зонд (например, EP-TE или EP-DP), и что кабель ушного зонда не трется ни о какой материал, например, об одежду. Подберите

ушной вкладыш нужного размера, соответствующий размеру наконечника зонда и размеру наружного слухового прохода пациента. Удостоверьтесь в том, что ушной зонд вставлен так, что между ушным зондом и наружным слуховым проходом отсутствует какой-либо зазор. В случаях, когда ушной зонд вставлен ненадлежащим образом или каналы ушного зонда забиты, появится предупреждение.

Выберите тестируемое ухо (*Right+Left* ("*Правое+Левое*"): одновременное обследование правого и левого ушей – доступно только в том случае, когда подсоединены два ушных зонда). Перед тем, как начнется измерение, появится экран калибровки (смотрите *Рисунок 32*). В режиме *expert* для просмотра калибровки (настраивается через *TEOAE Preferences*) и во время калибровки проверяются параметры уровня стимула, симметрия обоих каналов (не для одноканального ушного зонда EP-TE), а также утечка (зеленая галочка: "*ok*", серый символ \emptyset : "*не ok*") ①. Если критерии стимула и симметрии пройдены, но при этом проверка на утечку не пройдена, то через некоторое время калибровку можно пропустить, нажав на кнопку *forward* ("вперед") ②. Если все три критерия пройдены, график калибровки становится зеленым. В режиме просмотра калибровки *simple* ("простой") – настраивается через *TEOAE Preferences*), во время калибровки показан статус в форме светофора. Если не все критерии калибровки пройдены, светофор остается красным или желтым. Если пройдены все критерии, светофор становится зеленым. После успешной калибровки ушного зонда измерение начинается автоматически.

Нелинейная последовательность широкополосных стимулов-щелчков представлена для режима TEOAE Quick на фиксированном уровне (85 дБ reSPL), а для режима TEOAE Diagnostic – на определяемом пользователем уровне. Реакция выявляется с помощью микрофона ушного зонда.



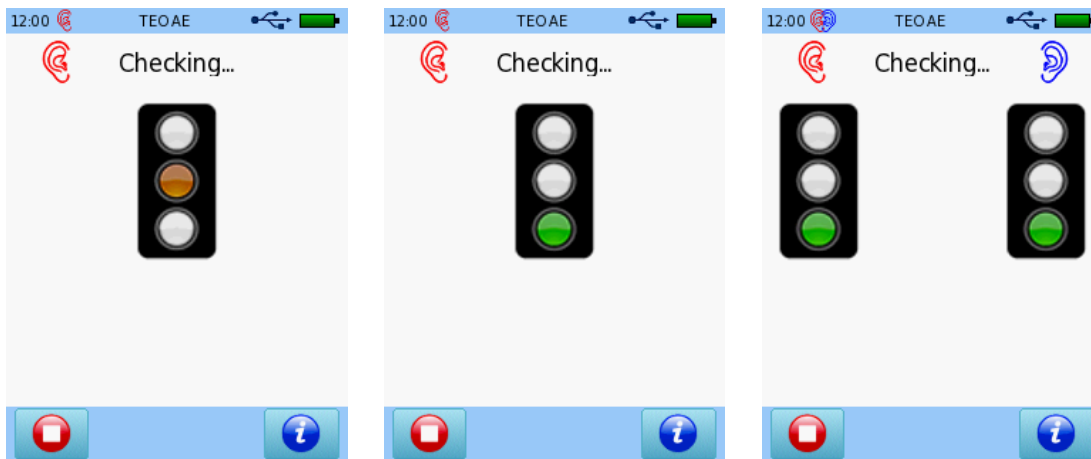


Рисунок 32: Калибровка ушного зонда для TEOAE (вверху слева: моноaurальный режим expert; вверху в центре: моноaurальный режим expert с опцией "пропустить"; вверху справа: бинауральный режим expert; внизу слева/в центре: моноaurальный режим simple; внизу справа: бинауральный режим simple)

Во время измерения (смотрите Рисунок 33) на экран выводятся общий ход измерений ⑤ и непрерывный маскирующий шум ④. Непрерывный маскирующий шум является показателем достаточности условий измерения. В нормальных условиях измерений, полоса непрерывного маскирующего шума должна оставаться в нижней четверти. Если полоса непрерывного маскирующего шума расположена выше, уровень окружающего шума может быть слишком высоким, пациент может быть недостаточно спокоен (например, при глотании, движении), или кабель ушного зонда может тереться, например, об одежду. Если активирована проверка на наличие утечки в настройках *TEOAE Preferences* и при этом критерий не соблюдается во время теста (например, если зонд выскользнет из наружного слухового прохода), на месте зеленой полосы шумов появляется предупреждение *"unstable"* ("нестабилен"). Общее время измерений зависит от условий исследования, т.е. чем выше непрерывный маскирующий шум, тем ниже скорость полосы-индикатора процента выполнения.

Временная характеристика (усредненная по двум буферам, временной интервал от 5 до 13 мс) ② и частотный спектр (сигнал: красная зона (правое ухо), синяя зона (левое ухо), шум: серая зона) отображаются во время измерения. Для *TEOAE Quick* показаны непрерывный спектр ① и полоса действия TEOAE ③. Для *TEOAE Diagnostic*, спектр показан отдельно для разных полос частот вместе с текущими значениями SNR ⑧. Режим динамического изображения (мультфильм) (самолет или другой объект, пролетающий через ландшафт, оформленный в стиле комиксов ⑨) можно активировать, нажав на кнопку *plane* ("самолет") ⑦. Мультипликационный режим специально предназначен для того, чтобы сфокусировать внимание ребенка и, следовательно, снизить шумы во время теста. Тест может быть прерван экзаменатором с помощью кнопки *stop* ("стоп") ⑥.

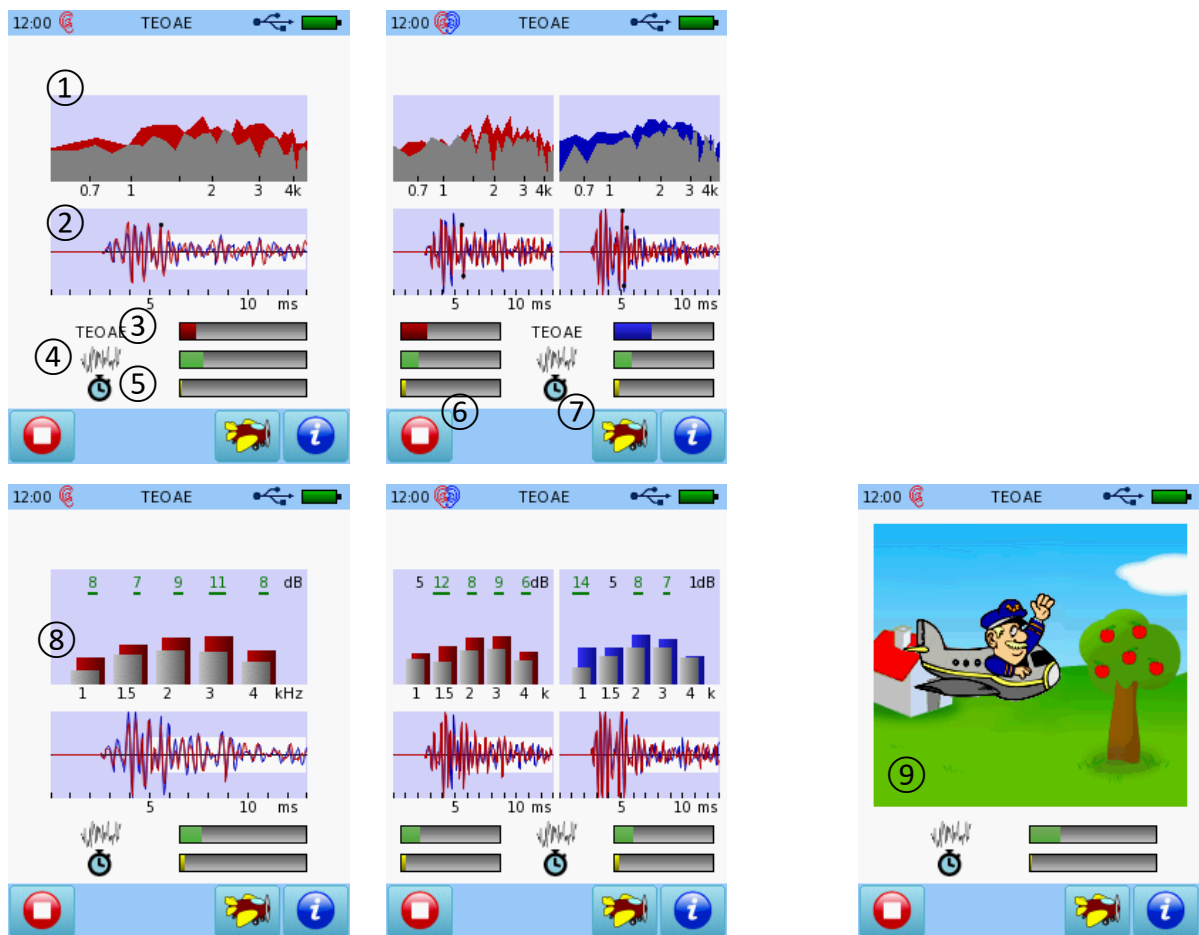


Рисунок 33: Измерение TEOAE (вверху: TEOAE Quick; внизу: TEOAE Diagnostic; слева: моноауральный; справа: бинауральный; внизу крайний справа: режим динамического изображения/мультипликация)

После завершения теста общие результаты ① выводятся на экран (смотрите Рисунок 34) (зеленый символ, если достигнуты критерии теста, или красный символ, если нет; на прекращение измерений пользователем указывает желтый символ с вопросительным знаком). Для дальнейшего анализа, спектр сигнала отклика и шума (ТЕОАЕ Quick: непрерывный спектр ②; TEOAE Diagnostic: интервалы частот ⑦), а также временной сигнал ③ демонстрируются наряду с данными о качестве, т.е. уровне шума ⑤, показателе артефактов, а также стабильности стимула ⑥. Для TEOAE Quick статистическую валидность можно считать с полосы валидности TEOAE ④. Для режима TEOAE Diagnostic, на экран можно вывести дополнительные результаты для просмотра, нажав на экран результатов, - т.е. SNR и общие критерии прохождения ⑧, непрерывный спектр ② и параметры исследования (тип стимула, уровень и усредненные значения) ⑨.

В случае если валидный результат не обнаружен, и при этом показатель артефактов выше приблизительно 20% или стабильность стимула ниже приблизительно 80%, пожалуйста, постарайтесь устранить вероятные причины (например, окружающий шум, неверное расположение ушного зонда) и начните измерение заново.

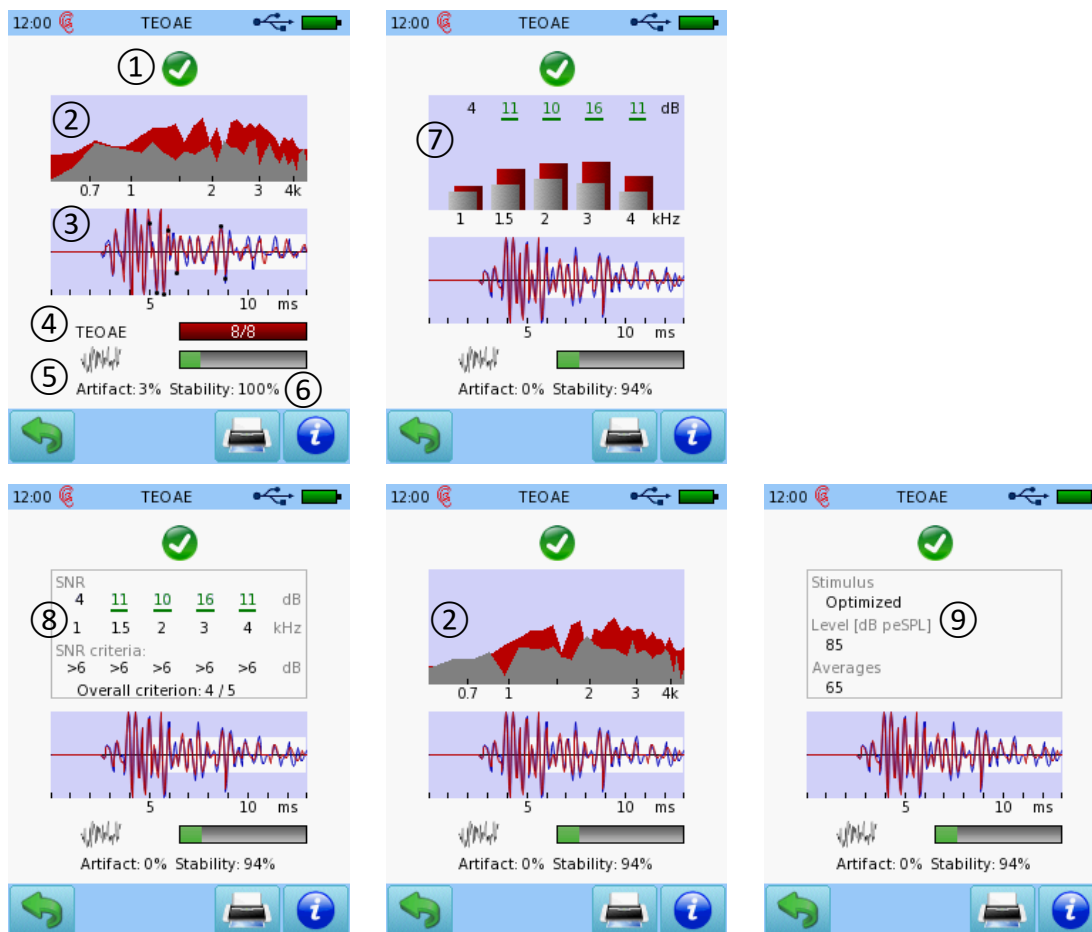


Рисунок 34: Результат TEOAE (вверху слева: TEOAE Quick; вверху справа: просмотр интервала частот TEOAE Diagnostic; внизу слева: просмотр SNR; внизу в центре: просмотр спектра; внизу справа: просмотр параметров)

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Bonfils P, Uziel A (1989): Clinical applications of evoked acoustic emissions: results in normally hearing and hearing-impaired subjects, *Annals of Otology, Rhinology, and Laryngology* 98, p. 326-31.
- Bray P (1989): Click evoked otoacoustic emissions and the development of a clinical otoacoustic hearing test instrument, dissertation, University College and Middlesex School of Medicine, London.
- Giebel A (2001): Applying signal statistical analysis to TEOAE measurements, *Scandinavian Audiology Supplementum* 52, p. 130-132.
- Grandori F, Ravazzani P (1993): Non-linearities of click-evoked otoacoustic emissions and the derived non-linear technique, *British Journal of Audiology* 27, p. 97-102.
- Harris FP, Probst R, Wenger R (1991): Repeatability of transiently evoked otoacoustic emissions in normally hearing humans, *Audiology* 30, p. 135-141.
- Hatzopoulos S, Petrucelli J, Morlet T, Martini A (2003): TEOAE recording protocols revised: data from adult subjects, *International Journal of Audiology* 42, p. 339-347.
- Janssen T (2009): Otoakustische Emissionen (in German: Otoacoustic emissions), In: *Praxis der Audiometrie* (editors: Lehnhardt E, Laszig R), Thieme, p. 113-136.
- Janssen T, Müller J (2008): Otoacoustic emissions as a diagnostic tool in a clinical context. In: Manley GA, Fay RR, Popper AN. *Springer Handbook of Auditory Research* (Vol 30). Heidelberg, Germany
- Kemp DT, Bray P, Alexander L, Brown AM (1986): Acoustic emission cochleography – practical aspects, *Scandinavian Audiology Supplementum* 25, p. 71-95.

- Kemp DT, Ryan S, Bray P (1990a): A guide to the effective use of otoacoustic emissions, *Ear and Hearing* 11, p. 93-105.
- Kemp DT, Ryan S, Bray P (1990b): Otoacoustic emission analysis and interpretation for clinical purposes, In: *Cochlear mechanisms and otoacoustic emissions* (editors: Grandori F, Ciafrone G, Kemp D), Karger.
- Probst R, Lonsbury-Martin BL, Martin GK, Coats AC (1987): Otoacoustic emissions in ears with hearing loss, *American Journal of Otolaryngology* 8, p. 73-81.
- Robinette MS, Glatcke TJ (2002): Transient evoked otoacoustic emissions, In: *Otoacoustic emissions: clinical applications* (editors: Robinette MS, Glatcke TJ), Thieme.
- Smurzynski J, Kim DO (1992): Distortion-product and click-evoked otoacoustic emissions of normally-hearing adults, *Hearing Research* 58, p. 227-240.
- von Specht H, Ganz M, Pethe J, Leuschner S, Pytel J (2001): Linear versus non-linear recordings of transiently-evoked otoacoustic emissions – methodological considerations, *Scandinavian Audiology* 30, p. 116-118.

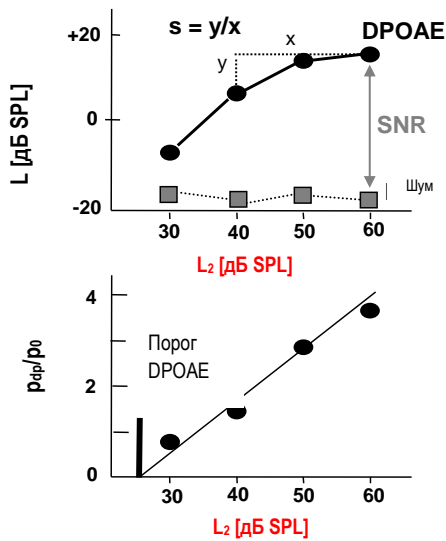
3.2.4 Отоакустическая эмиссия на частоте продукта искажения (DPOAE)

МЕТОДИКА

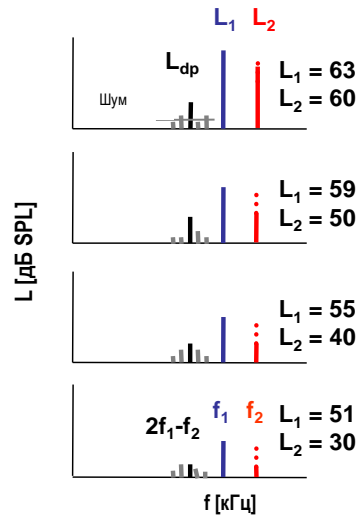
Отоакустическая эмиссия на частоте продукта искажения (DPOAE) представляет кубические искажения наружных волосковых клеток (ОНС) при одновременном стимулировании двумя тонами f_1 (пониженная частота) и f_2 (повышенная частота) (смотрите *Рисунок 29*). DPOAE возникают непосредственно из частотно-селективной компрессионной нелинейности наружных волосковых клеток (Brownell и др., 1985; Kemp и др., 1986). Два основных тона взаимодействуют в улитке в пределах области наложения бегущих волн двух основных тонов, близко к характерному для f_2 положению. Таким образом, DPOAE может использоваться для оценки кохлеарной дисфункции на специфической частоте на месте f_2 . У людей можно обнаружить продукты как квадратичного (например, f_2-f_1), так и кубического искажения (например, $2f_1-f_2$). Компонент кубического искажения $2f_1-f_2$ дает самую высокую амплитуду и поэтому используется в основном в аудиологической диагностике (Gorga и др., 2000). Амплитуды DPOAE в большинстве случаев варьируются приблизительно от 20 дБ SPL до предельного уровня непрерывного маскирующего шума, т.е. около -20 дБ SPL. Метод DPOAE предоставляет количественные данные и информацию для специфической частоты о диапазоне и рабочих характеристиках кохлеарного усилителя, т.е. чувствительности, компрессии, а также частотной селективности органа слуха. В частности, экстраполированные функции ввода-вывода DPOAE (смотрите *Рисунок 35*) позволяют провести оценку потери кохлеарной чувствительности и компрессии (Janssen и Müller, 2008). Количество наружных волосковых клеток, способствующих генерированию DPOAE, зависит от размера области наложения, которая определяется по базовым тоновым уровням L_1 и L_2 и соотношению частот f_2/f_1 . Соотношение частот при бл. 1,2 оказалось оптимальным. Были предложены различные соотношения уровней основного тона. Настройки уровня основного тона, который обуславливает разную компрессию бегущих волн основного тона в точке f_2 , - ножничная парадигма (Whitehead и др., 1995; Kummer и др., 2000; Voege и Janssen, 2002). Ввиду слабого наклона бегущей волны по направлению к вершущке улитки, участок максимального взаимодействия близок к точке f_2 в улитке. Чтобы сохранить оптимальное наложение бегущих волн основного тона при постоянном соотношении частот, разница в громкости основного тона должна быть увеличена при снижении уровня стимула. Это приводит к уменьшению L_1 , значение которого меньше уменьшения L_2 (смотрите *Рисунок 35*).

Несмотря на то, что DPOAE, как предполагается, в первую очередь отражают активность наружных волосковых клеток в точке f_2 , существуют свидетельства того, что DPOAE генерируются двумя четкими кохлеарными источниками (Whitehead и др., 1992; Brown и др., 1996; Shega и Guinan, 1999). Как уже отмечалось, первый источник, эффект которого фактически должен быть измерен, расположен в области наложения бегущих волн двух основных тонов вблизи точки f_2 и вызван интермодуляционным искажением. Второй источник, который произвольно дополняет в конструктивном или деструктивном плане эмиссию из первого источника, расположен в точке эмиссии характерной частоты на $2f_1-f_2$ и вызван отражением энергии, прошедшей апикально от области наложения вблизи f_2 . Таким образом, энергия из обоих взаимодействующих источников дает сложный сигнал DPOAE, который фактически записывается в наружном слуховом канале. Влияние второго источника DPOAE можно наблюдать в ходе мониторинга уровня DPOAE по всем значениям частоты при узком интервале по частоте f_2 (Тонкая структура DPOAE).

Функция ввода-вывода DPOAE



Спектр микрофона



Базиллярная мембрана

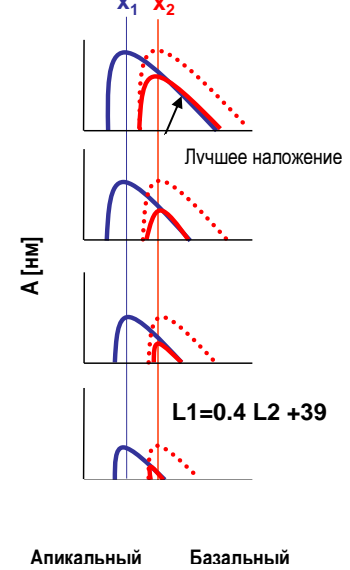


Рисунок 35: Схематическое представление генерации DPOAE при разных настройках уровня основного тона: ножничная парадигма (сплошные линии), $L_1 = L_2$ (пунктирные линии)

Существует несколько объективных методов для отделения сигнала DPOAE от фоновых шумов, а также для автоматической оценки достоверности зарегистрированной эмиссии. Первый метод основан на расчете уровня непрерывного маскирующего шума путем усреднения уровней нескольких смежных частотных компонентов вокруг компонента частоты DPOAE, при этом SNR определяется разницей между уровнем эмиссии и уровнем непрерывного маскирующего шума. Критерий SNR обычно устанавливается на 6 дБ. Вторая процедура проверки данных основана на статистике фаз, которая проверяет связь фазы компонента DPOAE с фазой первичных тонов. Фазовая статистика усредняет нормализованные фазовые векторы сигнала, полученного при известной частоте DPOAE. Как в случае с биномиальной статистикой, сумма векторов может быть пересчитана с точки зрения вероятности, с учетом заданной и очень высокой чувствительности. Типичный уровень значимости составляет более 99% на тест на отдельной частоте.

Внутрииндивидуальная вариабельность уровня DPOAE довольно низкая, при этом стандартное отклонение меньше 2 дБ (Johnsen и Elberling, 1982a,b). Многократные измерения DPOAE при неизменном положении звукового зонда продемонстрировали экспоненциально возрастающее стандартное отклонение уровня DPOAE с ростом SNR (Janssen и др., 2005a). Например, при коэффициенте отношения сигнал/шум (SNR), равном 10 дБ, стандартное отклонение составляет 1,8 дБ, если SNR равен 20 дБ – 0,7 дБ, а также при SNR, равном 40 дБ – 0,1 дБ. Это означает, что чем выше SNR, тем выше надежность измерений DPOAE. Этот вывод важен для оценки небольших изменений DPOAE. Для клинической практики актуальны многократные измерения DPOAE с измененным положением звукового зонда. Стандартное отклонение уровня DPOAE составило приблизительно 1,6 дБ (Müller и др., 2005) при изменении положения звукового зонда между измерениями.

DPOAE grams отражает уровень DPOAE, L_{dp} , на графике в виде функции f_2 (главный участок генерации DPOAE) для выбранной комбинации уровней основного тона L_1 и L_2 . Необходимо подчеркнуть, что DPOAE grams отражает чувствительность кохлеарного усилителя (CA) наилучшим образом, когда запись производится при уровнях стимула, близких к порогу (Janssen и др., 1998; Kummer и др., 1998; Dorn и др., 2001). При нормальном слухе (нормальный

CA), DPOAE grams близки друг к другу на высоких уровнях стимула и больше разделены на низких уровнях стимула, которые отражают обработку кохлеарных нелинейных звуков. В случаях с сенсоневральным снижением слуха (нарушенный CA), DPOAE grams больше разделены даже при высоких уровнях стимула, что указывает на потерю компрессии CA (Janssen *и др.*, 1998, Kummer *и др.*, 1998, Neely *и др.*, 2003).

DPOAE level I/O-functions представляет графически уровень DPOAE, L_{dp} , в виде функции уровня основного тона L_2 для выбранного f_2 и таким образом, отражает динамику кохлеарного усилителя (CA) в точке f_2 в улитке (Dorn *и др.*, 2001). При нормальном слухе, в процессе отклика на стимулы низкого уровня, DPOAE level I/O-functions демонстрируют слабый наклон, тогда как при высоких уровнях стимула наклон уменьшается, отзеркаливая таким образом сильное усиление при низком и уменьшающемся усилении (насыщении) на средних уровнях звука. Однако, так происходит, только когда используется конкретная настройка уровня стимула, обуславливающая разные компрессии основных тонов в точке f_2 (ножничная парадигма: Kummer *и др.*, 2000).

DPOAE pressure I/O-functions отражают на графике давление DPOAE, p_{dp} (вместо уровня DPOAE, L_{dp}), в виде функции уровня основного тона L_2 . Ввиду логарифмической зависимости уровня DPOAE от уровня основного тона, существует линейная зависимость между давлением DPOAE, p_{dp} , и уровнем основного тона L_2 (Voegel и Janssen, 2002). Таким образом, данные DPOAE можно легко подобрать с помощью линейно-регрессионного анализа.

Точка пересечения кривой линейной регрессии и оси L_2 при $p_{dp} = 0$ Па может затем служить как возможное значение уровня стимула при пороге **DPOAE** (смотрите *Рисунок 36*; Voegel и Janssen, 2002; Gorga *и др.*, 2003). Предполагаемый уровень порога L_{dpth} при графическом отражении для частоты f_2 предоставляет инструмент для оценки порога CA в точке f_2 . Из-за стоячих волн в наружном слуховом канале, не всегда можно надежно определить стимул и реакцию, и таким образом, порог DPOAE не всегда соответствует порогам чистого тона. Это особенно верно для наружных слуховых проходов большого размера. В этом случае расхождение между порогом DPOAE и порогами РТА наблюдается, главным образом, у взрослых (в зависимости от размера наружного слухового прохода) в среднечастотной зоне (около 3 кГц) и на более высоких тестовых частотах (> 6 кГц). Эффекты стоячих волн менее важны у новорожденных и грудничков ввиду меньшей длины наружного слухового прохода (Keefe *и др.*, 1993). Корреляция между уровнем OAE и порогом слышимости – или скорее его отсутствием – активно обсуждается. Ранее было принято определять границы доверительного интервала с тем, чтобы установить степень достоверности, с которой можно приложить любую измеренную реакцию к нормальному или нарушенному слуху (Gorga *и др.*, 1996; Gorga *и др.*, 2000), или определять порог обнаружения DPOAE как уровень стимула, при котором реакция уравнивает шум, присутствующий в аппарате (Dorn *и др.*, 2001). Однако, поскольку шум имеет техническое происхождение (например, шумы микрофона), порог, оцениваемый таким образом, не соответствует поведенческому порогу. Более релевантным средством является точка пересечения между экстраполированной функцией ввода-вывода DPOAE и осью уровня основного тона, при котором звуковое давление реакции равно нулю и, следовательно, при котором наружные волосковые клетки неактивны. При использовании ножничной парадигмы для индентификации DPOAE присутствует линейная зависимость между звуковым давлением DPOAE и звуковым давлением уровня основного тона. Предполагаемый порог DPOAE, L_{dpth} , не зависит от шума и кажется более тесно связанным с поведенческим порогом, чем порогом обнаружения DPOAE (Voegel и Janssen, 2002; Gorga *и др.*, 2003; Janssen *и др.*, 2006).

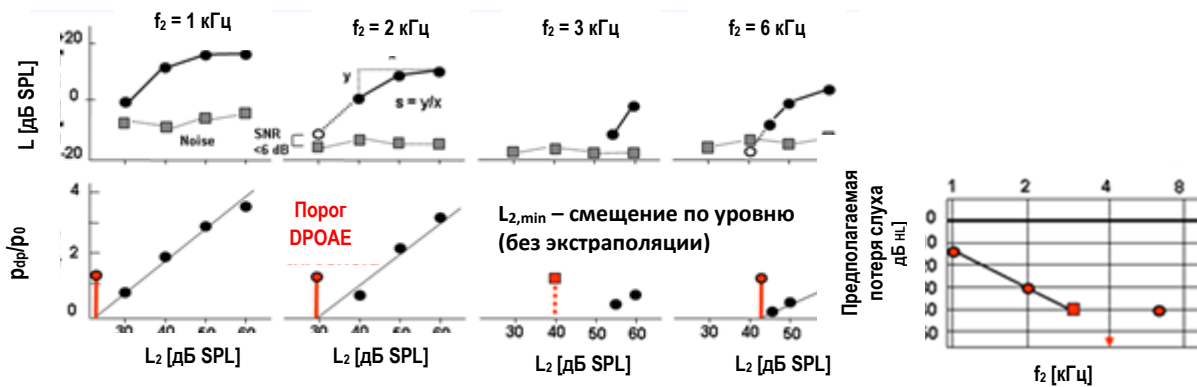


Рисунок 36: Схематическое представление аудиограммы DPOAE, полученной на основе предварительной оценки порога DPOAE

При построении графика порога DPOAE на уровне слухового восприятия (HL) в дБ, предполагаемый порог DPOAE можно представить графически в форме аудиограммы (**аудиограмма DPOAE**) (смотрите Рисунок 36). Аудиограммы DPOAE могут использоваться для грудных детей со ссылкой на результат аудиологического скрининга новорождённых, чтобы выявить кондуктивную потерю слуха переходного характера ввиду дисфункции евстахиевой трубы и (или) наличия околоплодной жидкости в барабанной полости, или чтобы подтвердить сохраняющуюся сенсоневральную потерю слуха в ходе дальнейшей диагностики. В случае легкой и умеренной тугоухости аудиограммы DPOAE являются альтернативным методом поведенческой аудиометрии или частотно-специфической аудиометрии (коротколатентные слуховые стволовые вызванные потенциалы (КСВП/ABR) с узкополосными стимулами, слуховые стационарные потенциалы (ASSR)). Особенно у грудничков, когда адаптированная аудиограмма с произвольными полями не отражает реального порога, аудиограммы DPOAE могут использоваться для более точной оценки сенсоневральной потери слуха, чем при поведенческих тестах. Более того, можно выявить одностороннюю потерю слуха. Аудиограммы DPOAE могут обеспечить количественную оценку потери слуха на определенных частотах за пару минут. Прогнозирование потери слуха на пяти частотах с помощью тонального сигнала ABR или ASSR может занять полчаса и более. Этот момент является существенным преимуществом DPOAE над тональными сигналами ABR или ASSR. Таким образом, аудиограммы DPOAE могут служить в качестве усовершенствованного инструмента для преодоления разрыва между скринингом и аудиологическими исследованиями в детской аудиологии.

Уклон DPOAE (**DPOAE slope**), рассчитанный на основе функций ввода-вывода уровня DPOAE (например, между уровнями стимула L_2 , равного 40 и 60 дБ SPL), указывает на компрессию CA. При графическом представлении для всех значений частоты, можно определить профиль уклона. В случаях с сенсоневральной потерей слуха уклон, s , функции ввода-вывода уровня DPOAE увеличивается по мере усиления потери слуха, что указывает на потерю компрессии функций ввода-вывода уровня DPOAE (Janssen *и др.*, 1998; Kummer *и др.*, 1998; Müller и Janssen, 2004; Neely *и др.*, 2003). Уклон DPOAE значительно различается для разных категорий потери слуха (Janssen *и др.*, 2005b). Согласно сообщениям, уклон DPOAE связан с уклоном функций громкости (Neely *и др.*, 2003, Müller и Janssen, 2004). Таким образом, предполагается, что уклон функций ввода-вывода DPOAE позволяет провести количественную оценку компрессии CA и, следовательно, обеспечивает проведение объективного теста на феномен выравнивания громкости звука. При настройке слухового аппарата для детей количественная оценка потери слуха и феномена выравнивания громкости звука особенно необходима. С помощью

аудиограмм DPOAE и характеристик роста DPOAE при кохлеарной патологии могут быть представлены дополнительные параметры для настройки слуховых аппаратов для неготовых к сотрудничеству пациентов (Müller и Janssen, 2004).

Влияние второго источника DPOAE можно наблюдать при графическом представлении уровня DPOAE для всех значений частоты с узким интервалом по частоте, т.е. ≤ 100 Гц (**DPOAE fine-structure** - Тонкая структура DPOAE). Из-за деструктивного или конструктивного наложения второго источника по всей частоте, можно наблюдать закономерности провалов и пиков в тонкой структуре DPOAE у лиц с нормальным или почти нормальным слухом (He и Schmiedt, 1993, 1996, 1997; Talmadge *и др.*, 1999; Mauermann *и др.*, 1999a,b). Тонкая структура DPOAE может предоставить информацию о тонкой структуре поведенческих порогов чистого тона. Однако, учитывая наложение второго источника, корреляция между двумя средствами не ясна. Более того, согласно полученным сведениям, тонкая структура DPOAE способна выявить дисфункцию наружных волосковых клеток на самой ранней стадии, т.е. на начальном этапе потери слуха, например, из-за чрезмерного воздействия шума или применения ототоксичных лекарственных средств. Сообщается, что пики и провалы тонкой структуры DPOAE, а вместе с этим и влияние второго источника исчезают у пациентов с усиливающейся потерей слуха (Mauermann *и др.*, 1999b). У лиц с потерей слуха на начальном этапе второй источник активен как минимум, на некоторых кохлеарных участках. Для клинической оценки функций ввода-вывода DPOAE помехи, вызванные вторым источником DPOAE, ухудшают возможность интерпретации и точность выводимых мер, таких как порог DPOAE и компрессия, с тем, чтобы устранение второго источника повысило их надежность. Это можно сделать до определенной степени за счет подавления второго источника DPOAE посредством стимуляции уха одновременно с тоном сверхпорогового уровня при частоте, близкой к $2f_1-f_2$ (Heitmann *и др.*, 1998), применяя метод оконного преобразования (Mauermann и Kollmeier, 2004), метод начала разбиения (Dalhoff *и др.*, 2013) или согласно рекомендациям PATH MEDICAL посредством частотно-модулированных основных тонов (Lodwig, 2012, 2013 a,b). При применении метода подавления DPOAE необходимо использовать высокие уровни тона-глушителя, чтобы сократить влияние второго источника. Как следствие, наружные волосковые клетки вблизи точки $2f_1-f_2$ подвергаются влиянию, что ведет к оценке потери слуха на меньшей специфической частоте. Недостаток метода оконного преобразования заключается в том, что этот метод весьма затратный по времени. Кажется, что метод начала разбиения может за короткое время и с высокой точностью предсказать кохлеарный порог слышимости. Однако данный метод до сих пор применялся только у лиц с нормальным слухом и в ограниченном диапазоне частот (от 1,4 до 2,6 кГц).

Метод измерения **FMDPOAE**TM был разработан компанией PATH MEDICAL (Lodwig, 2012, 2013 a,b, 2014 a,b) как средство подавления влияния второго источника DPOAE. Значения частоты основного тона изменяются во времени согласно формуле $f_1(t) = f_{1norm} + d_1(t)$ и $f_2(t) = f_{2norm} + d_2(t)$, приводя к $f_{dp}(t) = 2*f_1(t) + f_2(t)$. Значения частоты основного тона сдвигаются между ± 50 Гц при 1 кГц и ± 100 Гц при 4 кГц, когда коэффициент модуляции равен 1,4 – 1,6 Гц. Из-за связанного фазового сдвига влияние второго источника, которое может ухудшить выявление DPOAE, а с ним и оценку порога DPOAE, особенно при минимальном значении тонкой структуры, уменьшается. Более того, ввиду модуляции частоты число стимулированных наружных волосковых клеток увеличивается, что приводит к повышению уровня DPOAE. Таким образом, FMDPOAE не нуждается ни в каких дополнительных стимулах и не приводит к увеличению

длительности теста. Кажется, что FMDPOAE может значительно улучшить эффективность как скрининга, так и диагностическую эффективность теста DPOAE.

Сообщается, что DPOAE измеримы при кондуктивной потере слуха до 20 - 25 дБ HL и сенсоневральной потере слуха до 40 - 50 дБ HL, что приблизительно соответствует диапазону кохлеарного усилителя (Davis, 1983; Ruggero *и др.*, 1997).

В целом, основные области применения DPOAE в медицинской практике следующие: последующая диагностика после аудиологического скрининга (новорожденных), оценка потери чувствительности (кохлеарный порог) и компрессии (феномен выравнивания громкости звука) усилителей наружных волосковых клеток, а также выявление на ранней стадии сенсоневральной тугоухости, вызванной чрезмерным воздействием шума или применением ототоксичных лекарственных препаратов, и настройка слуховых аппаратов, особенно для детей младшего возраста.

Аудиологический скрининг новорожденных на основе DPOAE обычно проводится в среднечастотной области (например, между 1,5 и 4 кГц). Высокочастотное обследование менее надежно ввиду проблемы, связанной со стоячими волнами, и ограничений, касающихся электроакустических преобразователей. Ниже 1 кГц SNR недостаточен. Целью аудиологического скрининга у детей является выявление нарушений слуха, которые не являются очевидными и могут стать причиной возникновения у ребенка значительных дефектов. Дошкольное аудиологическое скрининговое обследование должно предоставлять больше данных по специфическим частотам и количественной информации о потере слуха, которые доступны на аудиограмме DPOAE.

Существует две последовательности действий для метода DPOAE:

- **DPOAE Quick/Diagnostic** позволяет провести измерение DPOAE на специфической частоте измерение на одном или нескольких уровнях стимула. Статус выявления реакции (ответ «прошел»/ «не прошел») предоставляется для каждой выбранной комбинации частота/уровень стимула. *DPOAE Quick* относится к измерению на одном уровне скрининга, тогда как *DPOAE Diagnostic* относится к измерению на нескольких уровнях. Могут быть настроены определяемые пользователем критерии, т.е. критерии SNR (6, 9 или 12 дБ), а также для *DPOAE Quick* критерий общего прохождения (число ответов «прошел»: x из y).
- **DPOAE Threshold** позволяет определить кохлеарные пороги слышимости на специфической частоте, измеряя DPOAE с установкой настраиваемого уровня. Оценка сенсоневральной потери слуха с помощью экстраполированных функций ввода-вывода DPOAE обеспечивает количественную оценку функции / дисфункции наружных волосковых клеток. Процедура оптимизации автоматической частоты и уровня проводится перед каждым измерением на определенной частоте.

Тесты DPOAE могут проводиться бинаурально, если используются два ушных зонда. Время проведения теста в этом случае сокращается в два раза. С указанными выше стандартными модулями DPOAE могут измеряться при частотах f_2 от 1 до 8 кГц (для диагностики DPOAE с помощью *DPHIREs* диапазон частот расширяется).

Для настольных устройств Sentiero Desktop и *DPOAE Diagnostic* доступны DPOAE под давлением. Эта функция позволяет измерять DPOAE со смещением статического давления, для того чтобы

компенсировать сдвиг в максимальной сжимаемости среднего уха. Использование DPOAE под давлением может улучшить возможность обнаружения DPOAE у пациентов с тимпанограммой, не соответствующей норме (смотрите например, Zebian *и др.*, 2013; Beck *и др.*, 2016).

В наличии имеются несколько расширений модулей, которые обеспечивают особые дополнительные функциональные возможности:

- **Multichannel DPOAE** позволяет проводить одновременное измерение DPOAE на нескольких парах основных тональных сигналов (Zurek и Rabinowitz, 1993; Lodwig, 2013b). Для того чтобы предотвратить наложение бегущих волн пар тональных сигналов ($f_{11}:f_{21}$, $f_{12}:f_{22}$, $f_{13}:f_{23}$, ...) на базилярную мембрану, значения частоты пары тональных сигналов $f_{1i}:f_{2i}$ должны иметь определенное расстояние, составляющее, как минимум, одну октаву. Частотное расстояние основных тонов регулируется автоматически.
- **FMDPOAE™** позволяет провести измерение DPOAE с помощью частотно-модулированных основных тонов, чтобы уменьшить влияние второго источника DPOAE и, следовательно, предполагается, что это повысит надежность выявления DPOAE и, следовательно, предварительных оценок порога слышимости.

Расширение только для *DPOAE Diagnostic*:

- **DPOAE High Resolution** позволяет проводить измерение DPOAE на частоте запуска и остановки, определяемой пользователем (от 0,8 до 10 кГц), и с определяемым пользователем линейным или логарифмическим размером шага. Это позволяет, с одной стороны, измерить DPOAE grams в определяемом пользователем диапазоне частоты и, с другой стороны, измерить тонкую структуру DPOAE с помощью узкого интервала по частоте.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Выберите тест DPOAE, который вы хотели бы провести, на экране выбора модуля, т.е. *DPOAE Quick*, *DPOAE Diagnostic* или *DPOAE Threshold*. Если лицензия была приобретена больше, чем на один тест ОАЭ, *DPOAE Quick*, *DPOAE Diagnostic* и *DPOAE Threshold* можно найти в разделе ОАЭ. Выберите заранее заданные параметры, которые вы хотели бы использовать. Если это необходимо, измените параметры (например, частоту f_2 ; для *DPOAE Quick/Diagnostic*: уровень L_2 , критерий SNR; для *DPOAE Quick*: критерий общего прохождения; для *DPOAE Diagnostic*: настройку L_2/L_1 , минимальный $L_{др}$, паузу), а также при необходимости предварительно установленное название. Для настройки уровня L_2/L_1 компания PATH MEDICAL рекомендует использовать настройку *Auto*, которая обеспечивает оптимизированные базовые тоновые уровни, аналогичные ножничной парадигме по Kummer *и др.* (2000). Вы можете выбрать настраиваемую паузу (время контролируется устройством) или ручную паузу с минимальным и максимальным временем измерения. Пожалуйста, обратите внимание, что увеличение времени измерений вдвое соответствует увеличению SNR до 3 дБ. Если приобретена соответствующая лицензия, можно активировать режим *FMDPOAE* и *Multichannel DPOAE*, для того чтобы повысить надежность DPOAE и увеличить время измерения, соответственно. Для режима *DPOAE Diagnostic*, опцию *DPOAE High Resolution* можно использовать с линейным или логарифмическим размером шага для измерений DPOAE grams в определяемом пользователем диапазоне частот или для измерения тонкой структуры DPOAE. Если планируется изучить свойства тонкой структуры, следует отключить режим *FMDPOAE*. Во всех других случаях рекомендуется активировать *FMDPOAE*.

Пациент должен быть спокоен и удобно расположиться в кресле или лежать на кровати. В случае с грудными детьми, постарайтесь обследовать ребенка во время сна. Удостоверьтесь в том, что подключен пригодный ушной зонд (например, EP-DP, EP-VIP) и что кабель ушного зонда не трется ни о какой материал, например, об одежду. Подберите ушной вкладыш нужного размера, соответствующего размеру наконечника зонда и размеру наружного слухового прохода пациента. Удостоверьтесь в том, что ушной зонд вставлен так, что между ушным зондом и наружным слуховым проходом отсутствует какой-либо зазор. В случаях, когда ушной зонд вставлен ненадлежащим образом или каналы ушного зонда забиты, появится предупреждение.

Выберите тестируемое ухо (*Right+Left*: одновременное обследование правого и левого ушей). После успешной калибровки ушного зонда (смотрите *Рисунок 32*), начинается измерение. Пожалуйста, смотрите более подробную информацию о калибровке ушного зонда в разделе *3.2.3: Задержанная вызванная отоакустическая эмиссия (ТЕОАЕ)*. Режим просмотра калибровки ушного зонда можно задать в *DPOAE Preferences*. Стимулы DPOAE представлены согласно установочным параметрам и при этом обнаружение ответной реакции осуществляется через микрофон ушного зонда. Во время измерения *DPOAE Quick/Diagnostic*, на экран выводятся следующие элементы:

DPOAE Quick (смотрите *Рисунок 37, вверху*):

- Индикатор законченности теста DPOAE ① для всех выбранных значений f_2 на тестируемом в данное время уровне L_2 (цвет полосы-индикатора зависит от уха: красный – правое ухо, синий – левое ухо)

DPOAE Diagnostic (смотрите *Рисунок 37, внизу*):

- Индикатор законченности теста DPOAE ① и полоса-индикатор пауз ④ для тестируемых в данное время комбинаций f_2/L_2
- Матрица статуса реакции ⑤ (выводится на экран для правого или левого уха при нажатии на экран с левой или правой стороны экрана, соответственно): указывает для каждого отношения f_2/L_2 , является ли DPOAE тест пройденным (зеленая галочка), непройденным (красный символ "Ø") или пропущенным (серый "Ø").
- DPOAE gram ⑩ (Только DPOAE высокого разрешения – смотрите *Рисунок 38*) (выводится на экран для правого или левого уха при нажатии на экран с левой или правой стороны экрана, соответственно)

DPOAE Quick/Diagnostic

- Индикатор общего процента выполнения операции ②
- Полоса-индикатор шумов ③

DPOAE Threshold (смотрите *Рисунок 39*):

- Индикатор законченности теста DPOAE ① и полоса-индикатор паузы ② для тестируемых в настоящее время комбинаций f_2/L_2
- Полоса-индикатор шумов ③
- Матрица уровня-частоты, отражающая статус теста ⑪: заполненные вертикальные полосы указывают, при каком минимальном уровне тест DPOAE был пройден, символы открытой ячейки указывают, при каком соотношении f_2/L_2 в настоящее время проводится измерение DPOAE
- Аудиограмма DPOAE ⑫ (выводится на экран для правого или левого уха при нажатии на экран в нижней или верхней половине экрана, соответственно)

Пожалуйста, имейте в виду, что опция *FMDPOAE* не влияет на экран измерений. Для бинауральных и многоканальных измерений пользовательский интерфейс адаптирован так, чтобы можно было просматривать все данные, записанные одновременно, на одном экране.

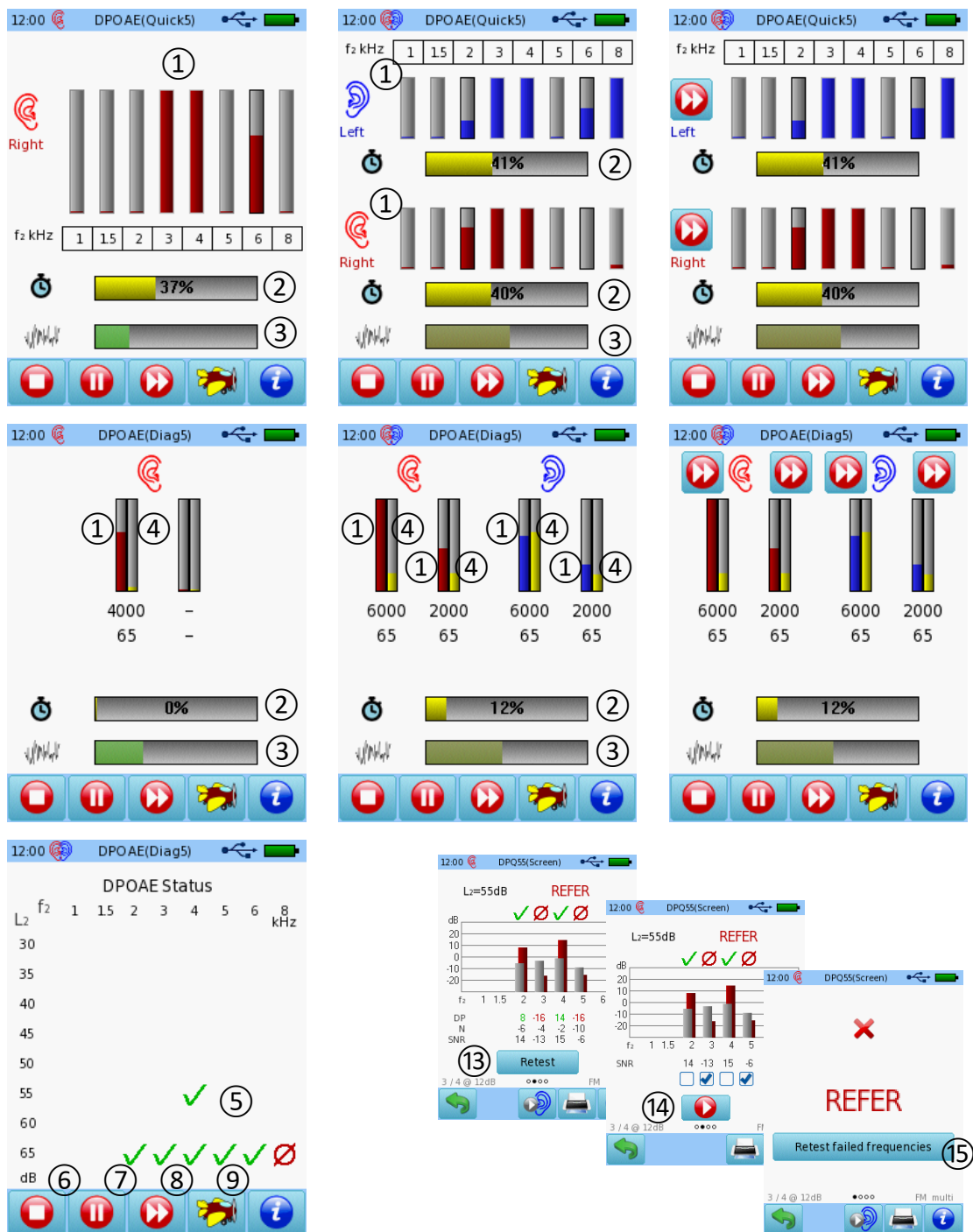


Рисунок 37: Измерения DPOAE Quick/Diagnostic (вверху: DPOAE Quick, средний ряд: DPOAE Diagnostic; слева: моноауральный тест, в центре: бинауральный тест, справа: бинауральный, пропуск текущего измерения f_2/L_2 ; внизу слева: DPOAE Diagnostic с матрицей текущего статуса реакции; внизу справа: просмотр повторного теста DPOAE Quick)

Если индикатор законченности DPOAE достигает полной амплитуды, то обнаруживается, что тест DPOAE пройден. Если индикатор выполнения операции достигает полной амплитуды, достигается пауза в измерении. Непрерывный маскирующий шум является индикатором адекватности условий исследования. При хороших условиях исследования полоса

непрерывного маскирующего шума должна оставаться в нижней четверти. Если полоса непрерывного маскирующего шума выше (полоса-индикатор шума постепенно становится красной), уровни окружающего шума слишком высоки, при этом пациент может быть недостаточно спокойным (глотание, движение), или кабель ушного зонда может тереться, например, об одежду. Во время измерения стабильность стимула соблюдается с помощью низкочастотного тона зонда. Если стабильность стимула ухудшается, например, ввиду движения ушного зонда, процедура калибровки ушного зонда проводится повторно. После успешной повторной калибровки измерение продолжается.

Тесты можно приостановить и продолжить после паузы ⑦ или остановки ⑥. Кроме того, можно пропустить текущие измерения f_2/L_2 ⑧. Для режима *DPOAE Quick*, все текущие продолжающиеся измерения f_2/L_2 пропущены. Если проводится бинауральное измерение, пользователь может решить, на каком ухе нужно пропустить продолжающиеся текущие измерения f_2/L_2 . Что касается *DPOAE Diagnostic*, можно выбрать отдельный прогон измерений f_2/L_2 . Предусмотрен режим динамического изображения (смотрите Рисунок 33) при нажатии на кнопку *plane* ("самолет") ⑨. Режим динамического изображения, в частности, предназначен для того, чтобы дольше сохранить интерес ребенка и, следовательно, улучшить ситуацию с шумами во время теста.

После окончания теста *DPOAE Quick* можно повторить измерения DPOAE на указанных частотах, нажав на кнопку *retest* ("повторный тест") ⑬ при просмотре графика полос-индикаторов. По умолчанию частоты с недействительными реакциями помечаются для повторного теста, но при этом может быть выбрана любая частота. Повторный тест начинается при нажатии на кнопку *play* ("проиграть") ⑭. Если нажата кнопка *retest failed frequency* ("проверить повторно частоту, для которой получен неудовлетворительный результат") ⑮ при общем просмотре результатов, DPOAE немедленно проверяются повторно на частотах, давших недействительные реакции. Можно настроить *DPOAE Diagnostic* на автоматический повтор комбинаций f_2/L_2 с недействительными реакциями после завершения теста *DPOAE Diagnostic*.

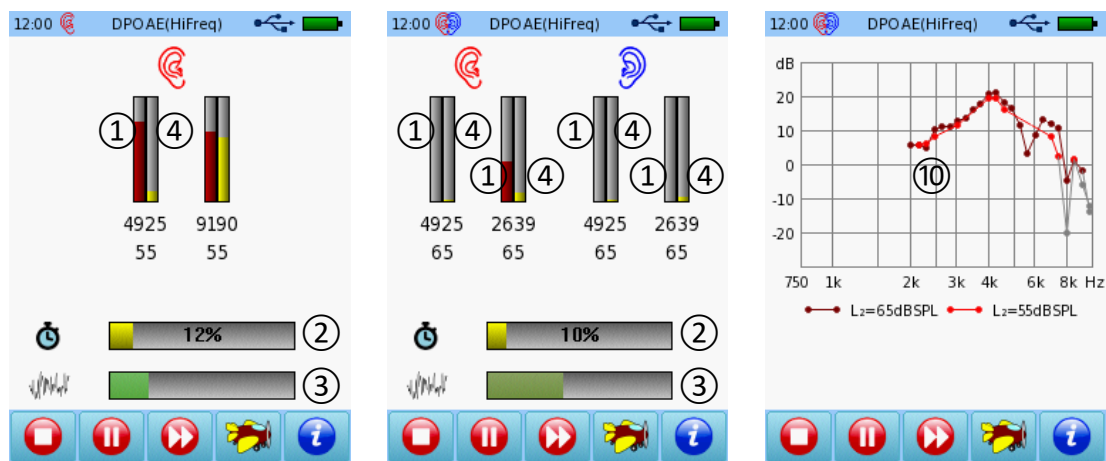


Рисунок 38: Измерение DPOAE с высоким разрешением (слева: моноауральный режим; в центре: бинауральный режим; справа: DPOAE gram)

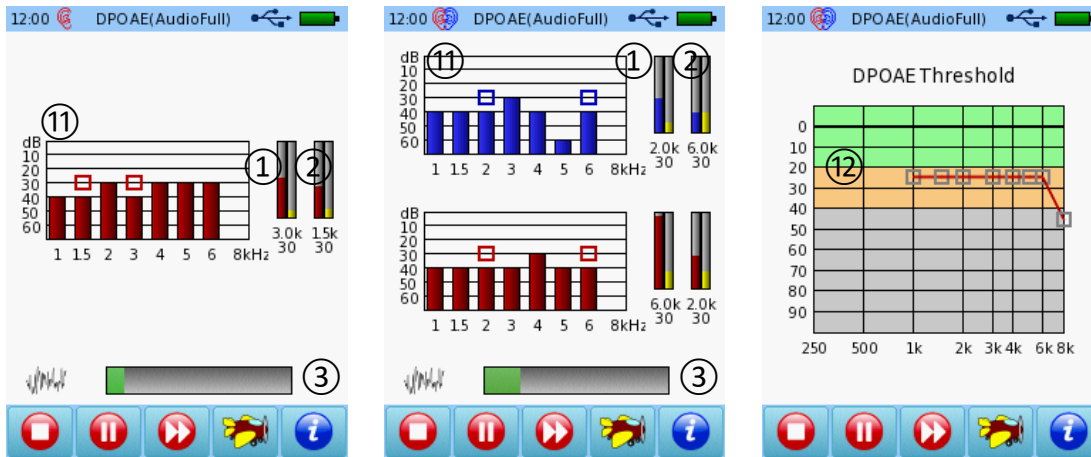


Рисунок 39: Измерение порога DPOAE (слева: моноaurальный; в центре: бинауральный; справа: аудиограмма)

На экран результатов выводятся следующие элементы для соответствующих модулей:

DPOAE Quick (смотрите Рисунок 40):

- Общий результат (в зависимости от выбранного критерия общего результата x из y)
- DPOAE и полосы-индикаторы уровня шума для каждого тестируемого значения f_2 для заданного L_2
- DPOAE gram: графическое представление DPOAE и уровней шума для всех значений f_2 на заданном L_2
- Таблица данных о результатах (в том числе L_2 , f_2 , уровень DPOAE L_{dp} , уровень непрерывного маскирующего шума L_{nf} , а также SNR)

Пожалуйста, имейте в виду, что вы можете переключать режимы просмотра результатов, перемещая палец по экрану в горизонтальном направлении. Соответствующие параметры теста (критерий SNR, FMDPOAE, многоканальное) показаны в сером цвете в нижней части экрана результатов наряду с выбранным в настоящее время указателем результатов просмотра (закрашенный кружок в ряду кружков: ●○○○ = первая страница из четырех). Желаемый экран начальных результатов можно выбрать в настройках устройства в разделе *DPOAE Preferences*.



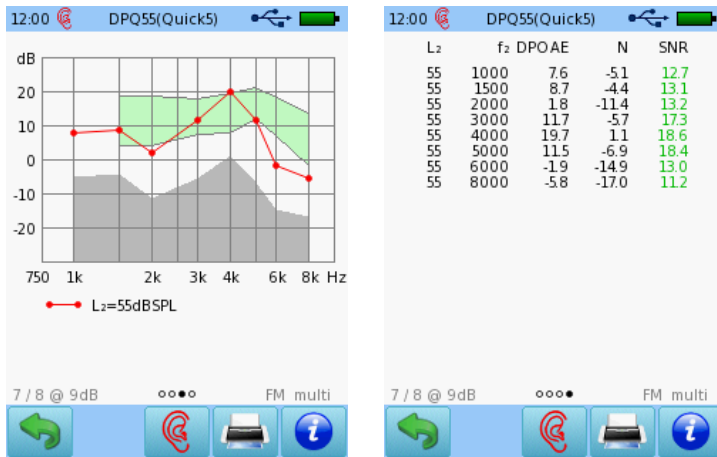
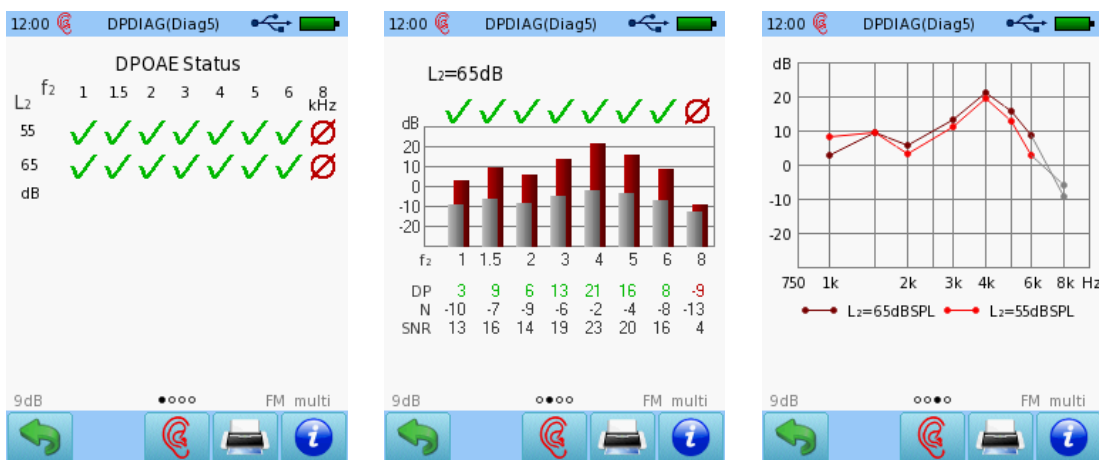


Рисунок 40: Результат DPOAE Quick (вверху слева: общий результат; вверху справа: полосы-индикаторы DPOAE и уровня шума для каждого тестируемого значения f_2 ; внизу слева: DPOAE gram; внизу справа: таблица данных)

DPOAE Diagnostic (смотрите Рисунок 41):

- Матрица законченности теста DPOAE: указывает для каждого отношения f_2/L_2 , является ли тест DPOAE пройденным (зеленая галочка), непройденным (красный символ "Ø") или пропущенным (серый "Ø")
- График полос-индикаторов DPOAE gram: представляет графически DPOAE и уровни шумов в виде вертикальных полос и показывает их числовые значения наряду с полученными в результате SNR для каждого значения f_2 на выбранном L_2 . График полос-индикаторов DPOAE gram может проходить через все L_2 при нажатии на экран результатов.
- DPOAE gram: графически представляет уровни DPOAE для всех значений f_2 на всех L_2 (разный цвет для каждого L_2). DPOAE gram может проходить через все L_2 при нажатии на экран результатов. Для отдельного L_2 , графически представлены DPOAE и уровни шумов для всех значений f_2 на выбранном L_2 .
- Таблица данных о результатах (в том числе L_2 , f_2 , уровень DPOAE L_{dp} , уровень непрерывного маскирующего шума L_{nf} и SNR)



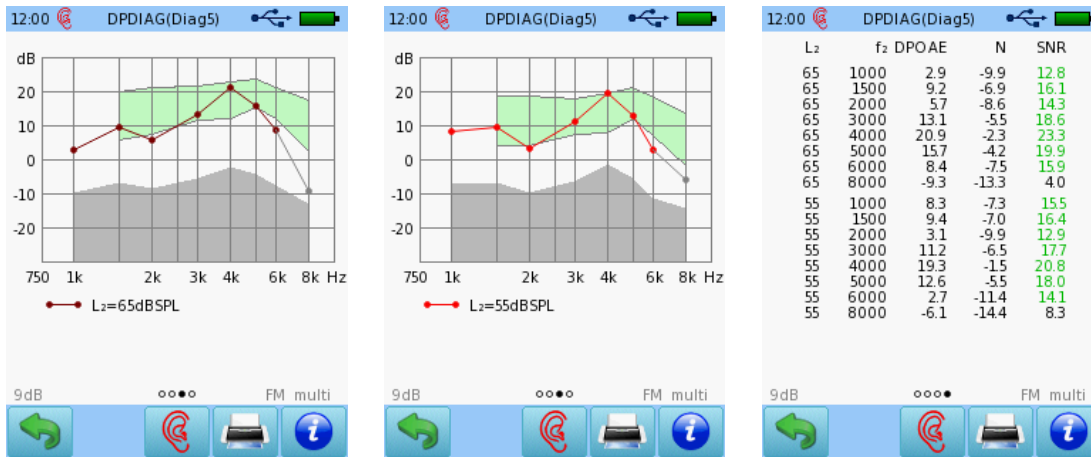


Рисунок 41: Результат DPOAE Diagnostic (вверху слева: матрица валидности DPOAE; вверху в центре: полосы-индикаторы DPOAE и уровня шума для каждого проверенного значения f_2 ; вверху справа, внизу слева, внизу в центре: DPOAE gram; внизу справа: таблица данных)

DPOAE High Resolution (смотрите Рисунок 42):

- DPOAE gram: графическое представление уровней DPOAE для всех значений f_2 на всех L_2 (разный цвет для каждого L_2). DPOAE gram может проходить через все L_2 при нажатии на экран результатов. Для отдельного L_2 , на графике представлены DPOAE и уровни шумов для всех значений f_2 при выбранном L_2 .
- Таблица данных о результатах (в том числе L_2 , f_2 , Уровень DPOAE L_{dp} , уровень непрерывного маскирующего шума L_{nf} и SNR)

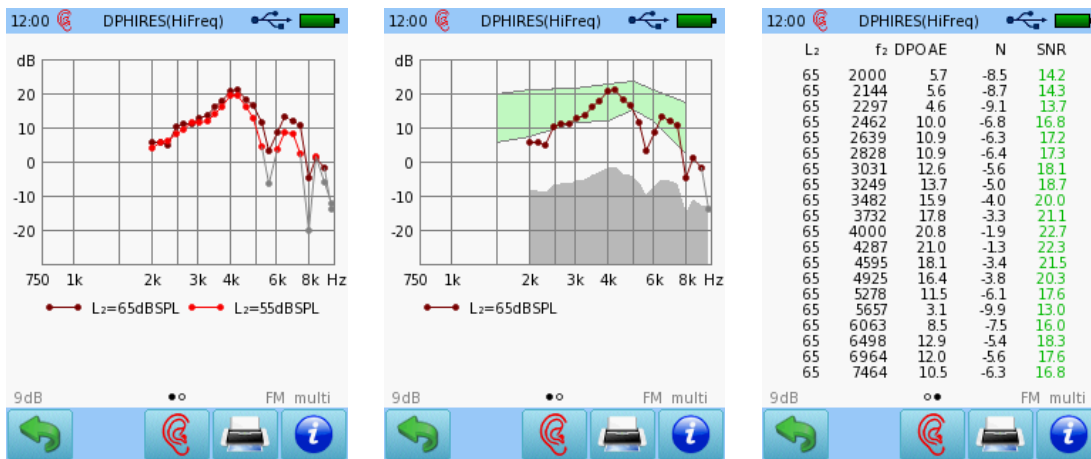


Рисунок 42: Результат DPOAE High Resolution (слева, в центре: DPOAE gram; справа: таблица данных)

DPOAE Threshold (смотрите Рисунок 43):

- Аудиограмма DPOAE, т.е. предполагаемый L_{dpth} для DPOAE Threshold представлен на графике для всех значений f_2 . Вид предварительной оценки порога DPOAE обозначен с помощью различных символов. Предполагаемые пороги ограничиваются 50 дБ HL. Если доступны один или два пройденных пункта теста, пороги оцениваются на основе вычета экспериментального сдвига. Если доступны более двух пройденных пунктов теста, пороги оцениваются посредством линейно-регрессионного анализа (смотрите Рисунок 36). При нажатии на экран результатов также комбинации пройденного DPOAE

f_2/L_2 отражаются на графике аудиограммы в виде красных (правое ухо) или синих (левое ухо) точек.

- DPOAE gram: графическое представление уровней DPOAE для всех значений f_2 на всех L_2 (разный цвет для каждого L_2). DPOAE gram может проходить через все L_2 при нажатии на экран результатов. Для отдельного L_2 , DPOAE и уровни шумов для всех значений f_2 при выбранном L_2 представлены графически.
- Функция ввода-вывода DPOAE: графическое представление уровней DPOAE для всех значений L_2 при выбранном значении f_2 . Функция ввода-вывода DPOAE может проходить через все значения f_2 при нажатии на экран результатов.
- Таблица порогов DPOAE (в том числе порога DPOAE L_{dpth} и минимального L_2)
- Таблица данных о результатах (в том числе L_2 , f_2 , уровень DPOAE L_{dp} , уровень непрерывного маскирующего шума L_{nf} и SNR)

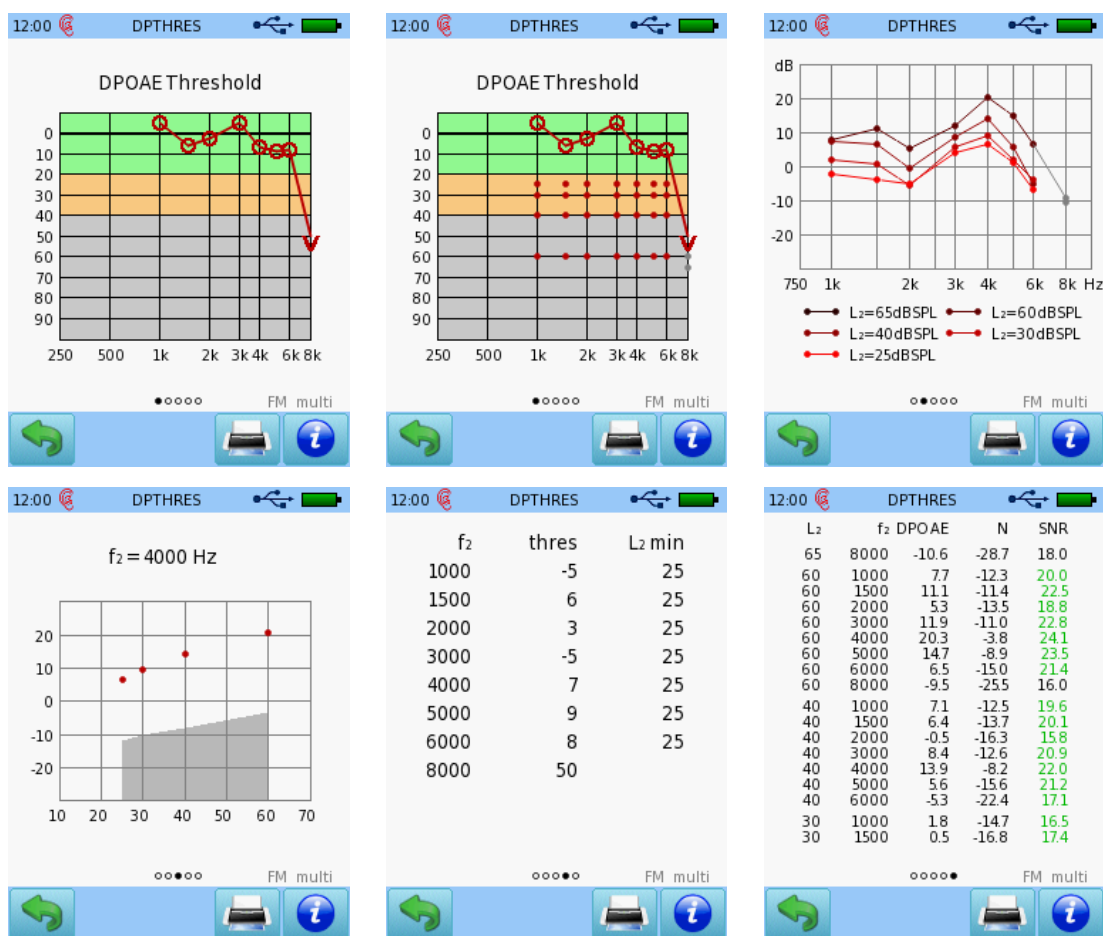


Рисунок 43: Результат DPOAE Threshold (вверху слева/в центре: порог DPOAE; вверху справа: DPOAE gram; внизу слева: функция ввода-вывода DPOAE; внизу в центре: таблица порогов; внизу справа: таблица данных)

Пожалуйста, имейте в виду, что опции *FMDPOAE* и *Multichannel DPOAE* не влияют на оформление экрана результатов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Beck DL, Speidel S, Arrue Ramos J, Schmuck C (2016): Otoacoustic Emissions and Pressurized OAEs, Hearing Review 23(7), p. 30-33

- Boege P, Janssen T (2002): Pure-tone threshold estimation from extrapolated distortion product otoacoustic emission I/O-functions in normal and cochlear hearing loss ears, *Journal of the Acoustical Society of America* 111, p. 1810-1818.
- Brown AM, Harris FP, Beveridge HA (1996): Two sources of acoustic distortion products from the human cochlea, *Journal of the Acoustical Society of America* 100, p. 3260-3267.
- Brownell WE, Bader CR, Bertrand D, de Ribaupierre Y (1985): Evoked mechanical responses of isolated cochlear outer hair cells, *Science* 227, p. 194-196.
- Dalhoff E, Turcanu D, Vetesnik A, Gummer AW (2013): Two-source interference as the major reason for auditory-threshold estimation error based on DPOAE input-output functions in normal-hearing subjects, *Hearing Research* 296, p. 67-82.
- Davis H (1983): An active process in cochlear mechanics, *Hearing Research* 9, p. 79-90.
- Dorn PA, Konrad-Martin D, Neely ST, Keefe DH, Cyr E, Gorga MP (2001): Distortion product otoacoustic emission input/output functions in normal-hearing and hearing-impaired human ears, *Journal of the Acoustical Society of America* 110, p. 3119-3131.
- Gorga MP, Stover L, Neely ST, Montoya D (1996): The use of cumulative distributions to determine critical values and levels of confidence for clinical distortion product otoacoustic emission measurements, *Journal of the Acoustical Society of America* 100, p. 968-977.
- Gorga MP, Nelson K, Davis T, Dorn PA, Neely ST (2000): Distortion product otoacoustic emission test performance when both 2f₁-f₂ and 2f₂-f₁ are used to predict auditory status, *Journal of the Acoustical Society of America* 107, p. 2128-2135.
- Gorga MP, Neely ST, Dorn PA, Hoover BM (2003): Further efforts to predict pure-tone thresholds from distortion product otoacoustic emission input/output functions, *Journal of the Acoustical Society of America* 113, p. 3275-3284.
- He NJ, Schmiedt RA (1993): Fine structure of the 2f₁-f₂ acoustic distortion product: changes with primary level. *Journal of the Acoustical Society of America* 94, p. 2659-2669.
- He NJ, Schmiedt RA (1996): Effects of aging on the fine structure of the 2f₁-f₂ acoustic distortion product. *Journal of the Acoustical Society of America* 99, p. 1002-1015.
- He N, Schmiedt RA (1997): Fine structure of the 2 f₁-f₂ acoustic distortion products: effects of primary level and frequency ratios, *Journal of the Acoustical Society of America* 101, p. 3554-3565.
- Heitmann J, Waldmann B, Schnitzler HU, Plinkert PK, Zenner HP (1998): Suppression of distortion product otoacoustic emissions (DPOAE) near 2f₁-f₂ removes DP-gram fine structure – Evidence for a secondary generator, *Journal of the Acoustical Society of America* 103, p. 1527-1531.
- Janssen T, Müller J (2008): Otoacoustic emissions as a diagnostic tool in a clinical context. In: Manley GA, Fay RR, Popper AN. *Springer Handbook of Auditory Research (Vol 30)*. Heidelberg, Germany
- Janssen T, Kummer P, Arnold W (1998): Growth behavior of the 2 f₁-f₂ distortion product otoacoustic emission in tinnitus, *Journal of the Acoustical Society of America* 103, p. 3418-3430.
- Janssen T, Boege P, Mikusch-Buchberg J, Raczek J (2005a): Investigation of potential effects of cellular phones on human auditory function by means of distortion product otoacoustic emissions, *Journal of the Acoustical Society of America* 117, p. 1241-1247.
- Janssen T, Gehr DD, Klein A, Müller J (2005b): Distortion product otoacoustic emissions for hearing threshold estimation and differentiation between middle-ear and cochlear disorders in neonates, *Journal of the Acoustical Society of America* 117, p. 2969-2979.
- Janssen T, Niedermeyer HP, Arnold W (2006) Diagnostics of the cochlear amplifier by means of distortion product otoacoustic emissions. *ORL: Journal for Otorhinolaryngology and its Related Specialties* 68, p. 334-339.
- Johnsen NJ, Elberling C (1982a): Evoked acoustic emissions from the human ear. I. Equipment and response parameters, *Scandinavian Audiology* 11, p. 3-12.

- Johnsen NJ, Elberling C (1982b): Evoked acoustic emissions from the human ear. II. Normative data in young adults and influence of posture 11, p. 69-77.
- Keefe DH, Bulen JC, Arehart, KH, Burns EM (1993): Ear-canal impedance and reflection coefficient in human infants and adults, *Journal of the Acoustical Society of America* 94, p. 2617-2638.
- Kemp DT, Bray P, Alexander L, Brown AM (1986): Acoustic emission cochleography – practical aspects, *Scandinavian Audiology Supplementum* 25, p. 71-95.
- Kummer P, Janssen T, Arnold W (1998): The level and growth behavior of the 2 f₁-f₂ distortion product otoacoustic emission and its relationship to auditory sensitivity in normal hearing and cochlear hearing loss, *Journal of the Acoustical Society of America* 103, p. 3431-3444.
- Kummer P, Janssen T, Hulin P, Arnold W (2000): Optimal L(1)-L(2) primary tone level separation remains independent of test frequency in humans, *Hearing Research* 146, p. 47-56.
- Lodwig A (2012): Frequenzmodulierte DPOAE (in German: Frequency modulated DPOAE), AGERA annual meeting.
- Lodwig A (2013a): Frequency modulated DPOAE, IERASG annual meeting.
- Lodwig A (2013b): Mehrkanal-FMDPOAE (in German: Multichannel FMDPOAE), AGERA annual meeting.
- Lodwig A (2014a): Finding hearing threshold with Multichannel FMDPOAE, *AudiologyNow* annual meeting
- Lodwig A (2014b): Method and Apparatus for measuring Distortion Product Otoacoustic Emissions (DPOAE) by means of frequency modulated stimuli, US patent 13/657,158
- Lodwig A (2015): Multi-Stimulus suppression in DPOAE vs. ASSR, IERASG annual meeting
- Lonsbury-Martin BL, Martin GK (1990): The Clinical Utility of Distortion-Product Otoacoustic Emissions, *Ear and Hearing* 11(2), p. 144-154
- Mauermann M, Kollmeier B (2004): Distortion product otoacoustic emission (DPOAE) input/output functions and the influence of the second DPOAE source, *Journal of the Acoustical Society of America* 116, p. 2199-2212.
- Mauermann M, Uppenkamp S, van Hengel PWJ, Kollmeier B (1999a): Evidence for the distortion product frequency place as a source of DPOAE fine structure in humans I. Fine structure and higher order DPOAE as a function of the frequency ratio f₂/f₁, *Journal of the Acoustical Society of America* 106, p. 3473-3483.
- Mauermann M, Uppenkamp S, van Hengel PWJ, Kollmeier B (1999b): Evidence for the distortion product frequency place as a source of distortion product otoacoustic emissions (DPOAE=) fine structure in humans. II. Fine structure for different shapes of cochlear hearing loss, *Journal of the Acoustical Society of America* 106, p. 3484-3491.
- Müller J, Janssen T (2004): Similarity in loudness and distortion product otoacoustic emission input/output functions: implications for an objective hearing aid adjustment, *Journal of the Acoustical Society of America* 115, p. 3081-3091.
- Müller J, Janssen T, Heppelmann G, Wagner W (2005): Evidence for a bipolar change in distortion product otoacoustic emissions during contralateral acoustic stimulation in humans, *Journal of the Acoustical Society of America* 118, p. 3747-3756.
- Neely ST, Gorga MP, Dorn PA (2003): Cochlear compression estimates from measurements of distortion-product otoacoustic emissions. *Journal of the Acoustical Society of America* 114, p. 1499-1507.
- Ruggero MA, Rich NC, Recio A, Narayan SS, Robles L (1997): Basilar-membrane responses to tones at the base of the chinchilla cochlea, *Journal of the Acoustical Society of America* 101, p. 2151-2163.

- Shera CA, Guinan JJ Jr. (1999): Evoked otoacoustic emissions arise by two fundamentally different mechanisms: a taxonomy for mammalian OAE, *Journal of the Acoustical Society of America* 105, p. 782-798.
- Smurzynski J, Janssen T (2015): Protocols of DPOAE Measurements Aimed at Reducing Test Time, *American Auditory Society Scientific and Technology Meeting 2015-05*, Poster #113 DX05
- Smurzynski J (2016): Frequency modulated distortion-product otoacoustic emission (FMDPOAE) tests aimed for improving diagnostic performance, *World Congress of Audiology annual meeting*
- Talmadge CL, Long GR, Tubis A, Dhar S (1999): Experimental confirmation of the two-source interference model for the fine structure of distortion product otoacoustic emissions, *Journal of the Acoustical Society of America* 105, p. 275-292.
- Whitehead ML, Lonsbury-Martin BL, Martin GK (1992): Evidence for two discrete sources of 2f1-f2 distortion-product otoacoustic emission in rabbit: I. Differential dependence on stimulus parameters, *Journal of the Acoustical Society of America* 91, p. 1587-1607.
- Whitehead ML, McCoy MJ, Lonsbury-Martin BL, Martin GK (1995a): Dependence of distortion-product otoacoustic emissions on primary levels in normal and impaired ears. I. Effects of decreasing L2 below L1. *Journal of the Acoustical Society of America* 97, p. 2346-2358.
- Whitehead ML, Stagner BB, McCoy MJ, Lonsbury-Martin BL, Martin GK (1995b): Dependence of distortion-product otoacoustic emissions on primary levels in normal and impaired ears. II. Asymmetry in L1,L2 space, *Journal of the Acoustical Society of America* 97, p. 2359-2377.
- Williams DM, Brown AM (1995) Contralateral and ipsilateral suppression of the 2f1-f2 distortion product in human subjects. *Journal of the Acoustical Society of America* 97, p. 1130-1140
- Zebian M, Schirkonyer V, Hensel J, Vollbort S, Fedtke T, Janssen T (2013): Distortion product otoacoustic emissions upon ear canal pressurization, *Journal of the Acoustical Society of America* 133(4), p. 331-337
- Zurek PM, Rabinowitz WM (1993): Method for testing adequacy of human hearing, U.S. patent #5,267,571.

3.2.5 Обзор: Слуховые вызванные потенциалы

Слуховые вызванные потенциалы (СВП) являются инструментом для диагностики слуховой обработки по восходящему пути от наружного уха до слуховой коры, в том числе для диагностики неврологических расстройств. Слуховые вызванные потенциалы генерируются в улитке, переходят на улитковый нерв, через кохлеарное ядро, верхний оливковый комплекс, латеральную петлю, к нижнему холмику четверохолмия среднего мозга, в слуховую кору. Слуховые вызванные потенциалы – это очень мелкие событийно-обусловленные потенциалы электрического напряжения, которые запускаются акустическим стимулом и регистрируются как потенциалы дальнего поля через электроды от скальпа (черепа) или как потенциалы ближнего поля, например, с помощью электрода, близкого к барабанной перепонке. Потенциалы дальнего поля регистрируются на некотором расстоянии от их источника, тогда как потенциалы ближнего поля записываются вблизи их источника. Канал записи требует одного электрода в качестве заземления и двух электродов для измерения нужного потенциала.

Запись СВП является производной от электроэнцефалографии (ЭЭГ). Записи ЭЭГ включают различные профили волн: *delta* ("дельта") (4 Гц, наблюдаемый у грудных детей и у взрослых во время медленноволнового сна), *theta* ("тета") (4-7 Гц, наблюдаемый у детей младшего возраста и у взрослых, например, во время релаксации и пробуждения), *alpha* ("альфа") (7-14 Гц, во время расслабления и при закрытии глаз), *beta* ("бета") (15-30 Гц, во время активных движений и при концентрации) и *gamma* ("гамма") (30-100 Гц, во время движений и когнитивных процессов).

Записи СВП отличаются от стандартных записей ЭЭГ тем, что фактически сигнал отклика усреднен по времени до акустического стимула. Акустически иницируемый запуск нейронов приводит к очень низким электрическим потенциалам. Небольшие амплитуды требуют усиления сигнала и отмены нежелательных внешних сигналов (например, через дифференциальное усиление, то есть подавление синфазного сигнала (CMR); фильтрацию). Для того чтобы еще больше минимизировать влияние нежелательных внешних сигналов, применяются алгоритмы отклонения артефактов. Отклонения артефактов могут быть осуществляться с помощью устранения буферного шума высокой громкости или путем взвешивания показателей каждого буфера в зависимости от его шумового содержания. Кроме того, при достаточном количестве повторений акустического стимула усреднение сигнала позволяет реакции СВП возникать из наложенных фоновых шумов, т.е. спонтанных невральных импульсов и других вмешательств, таких как биологические артефакты (например, из-за моргания глаз и движений, глотания и другой сердечной, мышечной и мозговой активности; смотрите также профили волн ЭЭГ), и артефакты окружающей среды (например, из-за электромагнитного излучения 50/60 Гц в зависимости от частоты местной энергосистемы). Идея усреднения заключается в том, что сигнал постоянен и, следовательно, одинаков в каждом буфере, тогда как шум носит случайный характер и, следовательно, изменяется в каждом буфере. Добавление всех буферов увеличивает сигнал и снижает шум. Теоретически, улучшение SNR пропорционально квадратному корню числа образцов, которые усреднены, ограничено техническими свойствами (например, шумы квантования). Помимо условий окружающей среды, выявление реакции зависит от расположения электродов, типа электродов (поверхностный электрод, игольчатый электрод), электродного кабеля, идущего к электроду, а также от технических аспектов, таких как степень усиления и свойства фильтра.

Слуховые вызванные потенциалы могут дифференцироваться согласно латентному времени ответа, т.е. временному интервалу между началом стимула и реакцией (смотрите *Рисунок 44*). С увеличением задержки невральная генератор перемещается на более близкие к центру участки.

Коротколатентные слуховые вызванные потенциалы (= аудиометрия по слуховым вызванным потенциалам мозга, BERA) включают потенциалы, которые можно записать в пределах временных рамок, равных приблизительно 0 - 10 мкс после начал стимула (ранняя латентность). Физиологический источник этих потенциалов расположен между улиткой, слуховым нервом и различными участками слуховых отделов стволового мозга (верхнеоливарный комплекс, латеральная петля и нижний бугорок четверохолмия). Типичные области применения в медицинской практике: аудиологический скрининг (новорожденных), диагностика на основе топологических признаков (наряду с тимпанометрией и отоакустической эмиссией), электрофизиологический мониторинг, определение порога слышимости, особенно у маленьких детей и других не готовых к сотрудничеству пациентов. Следующие методы исследований используются, как правило, в медицинской практике:

Слуховые коротколатентные стволотомозговые вызванные потенциалы (ABR/КСВП) регистрируются с помощью поверхностных электродов на коже головы. В большинстве случаев используются щелчки, писк или тональные посылки. Латентное время ответа зависит от типа стимула и уровня, технических условий (например, типа преобразователя), а также от возраста и состояния слуха пациента. Записанные потенциалы содержат от пяти до семи волн, примерно связанных с конкретными участками вдоль слухового пути. Сон не влияет на ABR/КСВП. Пожалуйста, смотрите более подробную информацию о ABR/КСВП в разделе [3.2.6: Слуховые коротколатентные стволотомозговые вызванные потенциалы \(ABR/КСВП\)](#).

Стационарные слуховые вызванные потенциалы (ASSR) записываются поверхностными электродами на коже головы. В качестве стимула в большинстве случаев используется амплитудно-модулированный сигнал (тональные посылки, писк). Частота повторения стимула (например, 40 Гц, 80 Гц) выбирается таким образом, чтобы переходные реакции перекрывались в стволе головного мозга, обеспечивая тем самым устойчивую реакцию. Ответы обнаруживаются по статистическим характеристикам, чтобы от врача не требовалось проведения визуального анализа. В зависимости от частоты повторения на ASSR может влиять (40 Гц) или не влиять (80 Гц) сон. Пожалуйста, смотрите более подробную информацию о ASSR в разделе [3.2.7: Стационарные слуховые вызванные потенциалы \(ASSR\)](#).

Электрокохлеография (ECochG) - это процедура, при которой нейронную активность регистрируют, помещая электрод ближнего поля в наружный слуховой проход рядом с барабанной перепонкой (экстратимпанальная запись), или с помощью игольчатого электрода, который перфорирует барабанную перепонку, чтобы опереться на мыс улитки (транстимпанальная запись). Латентное время ответа составляет от 1 до 3 мкс. Пожалуйста, смотрите более подробную информацию о ECochG в разделе [3.2.8: Электрокохлеография \(ECochG\)](#).

Среднелатентные слуховые вызванные потенциалы (MLR) представляют собой потенциалы, которые могут быть записаны с кожи головы в пределах временных рамок примерно от 10 до 50 мкс после начала стимула (средняя латентность). Физиологический источник этих потенциалов находится в таламусе и первичной слуховой коре. Сигнал состоит из нескольких

максимумов с положительной (P) и отрицательной (N) полярностью, называемыми P0, Na, Pa, Nb и P1. Длиннолатентные слуховые вызванные потенциалы (= аудиометрия по слуховым вызванным потенциалам мозга, CERA) - это потенциалы, которые можно записать в пределах временных рамок, превышающих 50 мкс после начала стимула (поздняя латентность). Физиологическим источником данных потенциалов является слуховая кора. Сигнал в большинстве случаев значительно сильнее, чем для ответов ранней и средней латентности, и включает в себя волны P1, N1, P2 и N2. Ответы средней и поздней латентности очень чувствительны к бдительности и вниманию пациента.

К числу прочих методов регистрации СВП относится негативность рассогласования (MMN), которая представляет собой процедуру выявления потенциалов, вызванных обычными акустическими изменениями (например, изменениями уровня или частоты), индуцированными последовательностью идентичных звуков, которые время от времени прерываются другим звуком. Процедуры MMN могут быть как независимы, так и зависимы от когнитивной обработки, т.е. пациенту необходимо обратить внимание на разницу в стимуле (например, P300). Для более сложных различий в стимулах, таких как семантические несоответствия в образцах речи, от пациента требуются навыки анализа языка (например, N400).

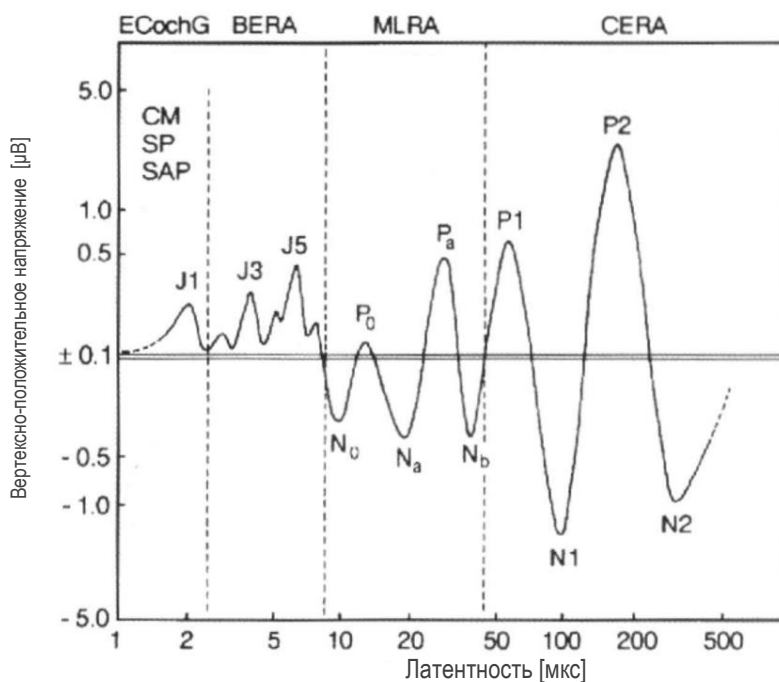


Рисунок 44: Обзор коротких, средних и поздних латентных волн СВП

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

В целом, рекомендуется регулярно проверять рабочее состояние кабеля, идущего к электроду. Электродный кабель может быть проверен путем закрепления всех зажимов электродов на устройстве для проверки электродов или на любом имеющемся в наличии токопроводящем металлическом болте. Когда начинаете тест регистрации СВП (например, ABR/КСВП или ASSR), импеданс должен быть равен 0 кОм для красного и белого электродов.

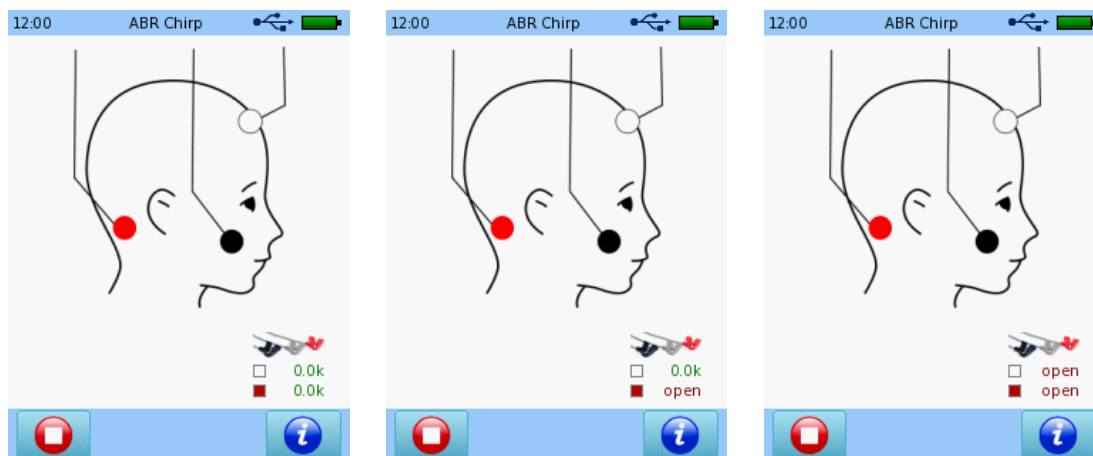


Рисунок 45: Проверка кабеля, идущего к электроду АЕР, с помощью устройства для тестирования электродов (слева: все зажимы установлены; в центре: красный зажим удален; справа: черный зажим удален или красный и белый зажимы удалены)

При отсоединении зажима для красного или белого электрода от устройства для проверки электродов импеданс красного или белого электрода соответственно меняет статус на *open* ("открытый"), т.е. нет проводящей связи между красным или белым электродами, соответственно, в отношении черного электрода. При отсоединении зажима черного электрода оба импеданса имеют статус *open* ("открыт"). Если есть какое-либо отклонение от описанной ситуации или если вы подозреваете наличие какой-либо неисправности, пожалуйста, повторите попытку с другим электродным кабелем и (или) свяжитесь со своим дистрибьютором.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- American Speech-Language-Hearing Association (1987): Short latency auditory evoked potentials, online: <http://www.asha.org/policy/RP1987-00024/>.
- Kraus N, Nicol T (2009): Auditory evoked potentials, In: Encyclopedia of Neuroscience (editors: Binder MD, Hirokawa N, Windhorst U), Springer, p. 214-218.

3.2.6 Слуховые коротколатентные стволомозговые вызванные потенциалы (ABR/КСВП)

Слуховые коротколатентные стволомозговые вызванные потенциалы (ABR/КСВП), записанные с электродов, помещенных на кожу головы, представляют собой потенциалы дальнего поля, генерируемые нейронными проводящими путями и ядрами восходящего слухового пути между улиткой и стволом головного мозга. Эпоха латентности ABR/КСВП состоит из семи выдающихся волновых пиков, которые в большинстве случаев появляются в течение первых 10 мкс (Jewett и Williston, 1971). Как правило, ABR/КСВП вызываются переходными стимулами (щелчок, писк, тональные посылки). ABR/КСВП представляют собой сумму синхронизированной нейронной активности восходящего слухового пути. Волны, как правило, называются Джюит/волнами I - VII. В клинической диагностике проанализированы, в основном, волны I, III и V. Волны I и II происходят из слухового нерва, и хотя в течение многих лет предполагалось, что волна III возникает из ядра улитки, волны IV и V - из латерального лемниска и нижнего колликула (нижний ствол головного мозга), а волны VI и VII - из подкорковых областей, имеются более поздние данные, свидетельствующие о том, что несколько участков вдоль слухового прохода могут вносить вклад в более поздние волны, и что каждый анатомический участок может вносить вклад в более чем одну волну (Hall, 2007). Ввиду того, что скорость бегущей волны, врезающейся в улитку, является самой высокой в базальной области, щелчок-индуцированные ABR/КСВП отражают, главным образом, активность базальных (высокочастотных) кохлеарных областей. Это также верно для низкочастотных тональных посылок и писков, когда применяются стимулы высокого уровня.

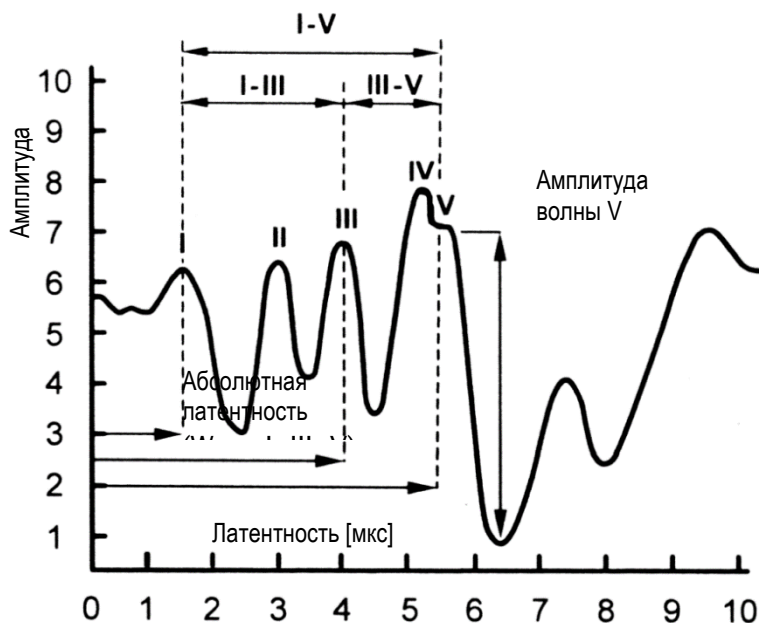


Рисунок 46: Обзор волн ABR/КСВП

Типичные свойства – амплитуда и латентность волны. Волновые амплитуды представляют собой разницу амплитуд между положительным пиком и следующим отрицательным пиком, которая в большинстве случаев составляет менее 2 μV (Picton и др., 1981). Абсолютные латентные задержки волн представляют собой время от начала стимула до появления волнового пика. Межпиковые латентности (IPL) описывают время между пиками волн. Волна V

имеет самую высокую, а волна I – самую низкую амплитуду. Амплитуда также уменьшается по мере снижения уровня стимула. Волновая латентность короче при более высоком уровне стимула ввиду роста базального распространения возбуждения (Folsom, 1984). ABR/КСВП совершенно не зависят от бдительности пациента (т.е. сна, внимательности) (Picton и Hillyard, 1974) и поэтому могут проводиться под воздействием седативных средств или анестезией.

Как правило, ABR/КСВП вызываются путем стимулирования органа слуха через воздушную проводимость (АС) с помощью головных телефонов (наушников) внутриушных телефонов, или громкоговорителей. Однако ABR/КСВП также могут быть вызваны путем стимулирования улитки напрямую, минуя среднее ухо через костную проводимость (BC). В этом случае костный телефон помещают на сосцевидный отросток височной кости (или лоб) для стимуляции сенсорных клеток в улитке. Может быть выявлена нарушение слуха, вызванное патологией среднего уха (эффузия среднего уха / экссудат за барабанной перепонкой, дисфункция евстахиевой трубы, отосклероз), особенно у детей с сомнительными результатом поведенческой тональной аудиометрии (Mauldin и Jerger, 1979). Кондуктивная и сенсоневральная потеря слуха демонстрируют различные волновые амплитуды и модели латентности. В частности, латентность и порог волны V используются для аудиологической диагностики детей или инвалидов, которые не могут достоверно сообщить о нарушениях слуха. IPL между волнами I и V представляют собой время передачи нервного импульса между улиткой и нижней частью ствола головного мозга. Поэтому IPL используется для оценки ретрокохлеарных патологий между улиткой и нижней частью ствола головного мозга.

ABR/КСВП можно вызвать несколькими стимулами, такими как щелчки, писк или тональные посылки. Широкополосные стимулы, такие как щелчок и широкополосный писк, являются краткими во времени стимулами, которые приводят к синхронизированным невральным разрядам и устойчивым потенциалам. Они используются для стимуляции как можно большего количества сенсорных клеток вдоль улитки, чтобы обеспечить наивысшую нейронную активность на нервных волокнах. Однако временная специфичность стимула достигается за счет специфичности частоты. В отличие от этого, узкополосные стимулы, такие как пiski специфической частоты или тональные посылки, включают компоненты с ограниченной частотой. Сенсорные клетки стимулируются на участке в пределах улитки, соответствующем стимул-частотным составляющим. Ввиду времени прохождения по базилярной мембране латентность варьируется, т.е. увеличивается по мере падения частоты. В большинстве случаев, по мере падения частоты также уменьшается амплитуда, а форма волны становится не столь резкой. По мере увеличения уровня стимула специфичность частоты уменьшается ввиду роста распространения возбуждения.

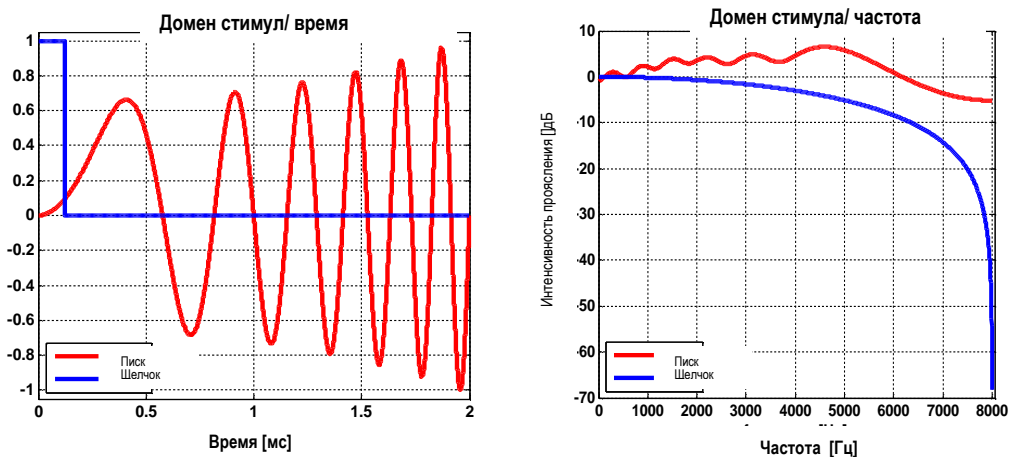


Рисунок 47: Стимулы ABR/КСВП: щелчок и писк (слева: временной домен; справа: частотный домен)

Щелчок (смотрите Рисунок 47 – кривые синего цвета) представляет собой звук, полученный посредством применения импульса постоянного тока. Его внезапное начало и небольшая продолжительность приводят к высокой синхронизации нейронной активности. Однако головные телефоны (наушники) изменяют спектр импульса постоянного тока. Сама слуховая система также фильтрует стимул. Таким образом, ограничения частоты всегда накладываются на щелчок-индуцированные потенциалы (Durrant, 1983). **Писк** (смотрите Рисунок 47 – кривые красного цвета) представляет собой частотно-модулированный синусоидальный сигнал низкой частоты в начале и высокой частоты в конце стимула или наоборот. Из-за модуляции частоты, специфическое для места время в пути по базилярной мембране может быть компенсировано, что приводит к росту синхронизации потенциалов действия, причем этом имеет место в более высоких амплитудах ABR/КСВП (Dau и др., 2000, Elberling и др., 2007). Преимущество стимула в виде писка по сравнению с обычно используемым стимулом в виде щелчка заключается в том, что он обеспечивает более высокую синхронизацию потенциалов действия на нервных волокнах, что особенно верно для уровней стимулов, близких к порогу. Писки могут содержать частотные компоненты, охватывающие основной диапазон базилярной мембраны (широкополосный писк), или только довольно ограниченный диапазон (узкополосный писк). Это может включать низкий писк (например, от 100 до 850 Гц), средний писк (например, от 850 Гц до 3 кГц) и высокий писк (от 3 до 10 кГц). **Тональная посылка** представляет собой краткий (приблизительно 50 - 200 мкс) синусоидальный импульс стимула, характеризующийся несущей частотой, продолжительностью в виде "площадки", временем роста и падения, а также функцией оконного преобразования, которая позволяет стимулу постепенно усиливаться и ослабляться. Оконное преобразование стимула приводит к дополнительным частотным компонентам помимо несущей частоты.

Важно отметить, что ввиду формирования невралного пути абсолютная латентность и IPL изменяются в течение первого года жизни (Starr и др., 1977). Взрослая латентность достигается для волны I примерно в возрасте 6-24 недель, а для волны V - примерно через 18 месяцев. IPL I-V уменьшается во время первых 18 месяцев жизни. В случае с недоношенными грудничками, латентность всех компонентов в большинстве случаев продлевается по сравнению с доношенными грудничками. Влияние возраста на ABR у пожилых людей является предметом споров. В то время как некоторые авторы сообщали об изменении IPL, другие утверждают, что задержка в передаче нервного импульса отсутствует по мере старения. Кроме того, между баллом на тесты на распознавание речи и IPL значимой корреляции не наблюдалось.

Поскольку синхронизация нейронной активности низкая в более апикальных областях улитки ввиду уменьшения скорости бегущей волны (Mrowinski, 2009), чувствительность ABR/КСВП довольно низкая при частотах ниже 1000 Гц. ABR с широкополосным стимулом (щелчок, широкополосный писк) не позволяют проводить прямую оценку потери слуха на специфической частоте и демонстрируют почти нормальные модели у пациентов с низкой - среднечастотной потерей слуха. Порог ABR/КСВП обнаруживается на уровнях стимула, соответствующих потере слуха на средней и высокой частотах. Частотная специфичность обычно улучшается при использовании ABR/КСВП с узкополосными стимулами (узкополосные пiski, тональная посылка). Однако низкочастотная стимуляция на высоком уровне также стимулирует базальные сенсорные клетки. Таким образом, оценка низкочастотной функциональности возможна только при низком уровне стимула. Ипсилатеральный маскирующий шум может использоваться для уменьшения воздействий реакции по направлению от средних к высокочастотным кохлеарным участкам. Для получения еще более специфической информации о частотах следует использовать DPOAE (при потерях слуха до 50 дБ HL) или ASSR.

У пациентов с потерей слуха волна I может отсутствовать. У этих пациентов определить IPL невозможно, и поэтому неврологические расстройства нельзя оценить надежно. Правильное расположение электродов имеет решающее значение для того, чтобы получить оптимальные образцы ABR/КСВП. Ввиду того, что электромагнитные поля оказывают влияние на ABR/КСВП, необходимы надлежащие условия измерения. Правильные условия измерения присутствуют, если ABR/КСВП можно измерить вплоть до 10 дБ nHL у молодого пациента с нормальным слухом.

Область применения ABR/КСВП в медицинской практике – диагностика на основе топологических признаков, т.е. оценка периферической и центральной обработки звука на слуховом пути вплоть до нижней части ствола головного мозга, выявление неврологических расстройств на слуховом пути (очаговые дефекты преддверно-улиткового нерва и нижней части ствола головного мозга: например, акустическая шваннома, неврологическое расстройство), определение потери слуха в пределах среднечастотного диапазона без использования специфической частоты с помощью широкополосных стимулов (Gorga и др., 1985), а также приблизительное определение потери слуха в пределах областей разных частот с помощью стимулов специфической частоты. Несмотря на низкочастотную специфичность, ABR/КСВП может служить средством для настройки слухового аппарата у детей.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Выберите *ABR* на экране выбора модуля. Если лицензия приобретена на несколько тестов *AEP*, *ABR* можно найти в разделе *AEP*. Выберите заранее заданные параметры, которые вы хотели бы использовать. Если это необходимо, измените параметры (например, вид стимула, полярность стимула, контралатеральный маскирующий шум, уровень стимула, громкость стимула, количество средних значений, критерий помехоустойчивости, Spread Spectrum ("распределённый спектр", Auto Proceed ("продолжать автоматически"), Auto Stop ("автостоп"), возрастная группа для нормативных латентных участков) и предварительно установленное название, по мере необходимости.

Различные варианты параметров и возможные сферы применения объясняются далее:

Вид стимула:

- Щелчок при низкой скорости стимула (≤ 20 Гц) вызывает четкие волны I, III и V и может использоваться для получения информации об амплитуде и латентности. Используйте щелчок для неврологических проблем, когда требуется оценка межпиковой задержки. Ввиду низкой специфичностью частоты, порог может быть оценен только качественно. Для аудиологического скрининга измерения щелчков ABR проводятся с помощью скрининга с фиксированным уровнем (например, 35 дБ nHL).
- Писк вызывает более высокую амплитуду реакции, чем щелчок для волн III и V. В отличие от этого, волну I в большинстве случаев трудно идентифицировать. Используйте пiski для определения порога слышимости, потому что оценивается только волна V.
- Узкополосные (низкие, средние, высокие) пiski предоставляют информацию о латентности и являются более специфичными по частоте, чем широкополосные стимулы (щелчок, широкополосный писк). Следовательно, они могут использоваться для более специфического определения порога слышимости. Однако амплитуда реакции ниже в большинстве случаев, чем у широкополосных стимулов, чтобы было сложнее выявить реакцию во временном домене. Пожалуйста, имейте в виду, что для того, чтобы уменьшить вклад реакции из более базальных кохлеарных регионов, представлен ипсилатеральный маскирующий шум для низких и средних писков.
- Тональные посылки более специфичны по частоте, чем узкополосные пiski, но они дают более низкие амплитуды (особенно на более низких уровнях).

Полярность стимула:

- Изменяющаяся полярность помогает уменьшить артефакт стимула, который генерируется самим преобразователем (особенно рекомендуется для измерений костной проводимости). Переменная полярность обеспечивает более широкий округлый пик волны V.
- Разряжение и сгущение обеспечивают более острую реакцию и могут дать более высокую амплитуду для волны I. Разница в латентности между сгущением и разряжением почти идентична у взрослых с нормальным слухом. Однако, реакции на сгущение и разряжение щелчков могут значительно отличаться у пациентов с сенсоневральной потерей слуха.

Режим скорости:

- Если он включен, тест может проводиться для фиксированного уровня стимула при многократной скорости стимула.

Маскирующий шум:

- Контралатеральное маскирование рекомендуется, если существует значительная асимметрия в потере слуха между ушами, т.е. для разностей около 30 - 40 дБ (головные телефоны (наушники) или 50 - 60 дБ (внутриушные телефоны). Если используется костный телефон, важно применение контралатерального шума.

Уровень стимула:

До восьми уровней стимула (в том числе повторений) можно задать предварительно. Уровни стимула даны в дБ nHL, т.е. относительно порога слышимости группы пациентов с нормальным слухом, который задан на уровне 0 дБ nHL. Уровень стимула может повторяться до трех раз. Беззвучный стимул доступен для сравнительных измерений. Измерения начинаются с самого высокого уровня. Стандартное отклонение латентности

в большинстве случаев ниже, а амплитуда волны выше при более высоком уровне стимула. При более низком уровне стимула исчезают волна I (примерно 60 дБ nHL) и волна III (примерно 30 дБ nHL). В режиме скорости можно установить только один уровень стимула.

Громкость стимула:

Чем выше громкость стимула, тем меньше амплитуда реакции (особенно для I - IV и для высоких уровней) и тем больше латентность. Латентный сдвиг ввиду громкости стимула компенсируется на устройстве и, следовательно, не виден в графике результатов. Более высокие показатели повышают эффективность сбора данных за счет сокращения времени измерения при фиксированном количестве средних значений, но при этом ставят под угрозу идентификацию реакции, особенно в некоторых патологических случаях. Волны I и III могут исчезнуть при частоте стимула выше 50 Гц. Если необходимо провести оценку всех волн (например, для неврологической диагностики), следует использовать стимул с низкой интенсивностью. Для определения порога ABR также может использоваться более высокая интенсивность стимула. 50 и 60 Гц – недоступная частота стимула, потому что это типичная частота энергосистемы. Нажав на поле громкости стимула, можно ввести значение громкости стимула, определяемое пользователем. Полученный в результате интервал между стимулами отображается на экране *settings* ("настроек"). В режиме скорости можно выбрать до восьми скоростей стимула (в том числе повторений).

Количество средних значений:

При фиксированных условиях измерения, с увеличением количества средних значений, непрерывный маскирующий шум снижается (количество средних значений, увеличенное в четыре раза, снижает шум вдвое), но при этом увеличивается время измерения. Время на каждый след, а также общее время измерения отображаются на экране *settings* ("настройки").

Распределённый спектр:

Если он включен, громкость стимула слегка изменяется для того, чтобы уменьшить влияние электрических помех, синхронизированных с громкостью стимула. Кроме того, известно, что амплитуда ABR уменьшается при постоянной громкости стимула ввиду адаптации. Всегда рекомендуется активировать данную опцию. Пожалуйста, имейте в виду, что опция "Распределённый спектр" всегда активна для уровня стимула, превышающего 70 Гц, а также во время бинауральной стимуляции для изоляции реакций из двух каналов.

Автоматическое выявление Волны V:

Если данный режим включен, появление статистически валидной волны V выявляется автоматически.

Минимальная амплитуда Волны V:

Если активирован режим *Minimum Wave V amplitude* ("Минимальная амплитуда волны V"), можно выбрать минимальную амплитуду волны V, которая должна быть доступна для идентификации признанной волны V в качестве валидной.

Auto Proceed:

Если эта опция активирована, запись следа прекращается, как только для данного следа обнаруживается статистически валидная волна V. Затем тест начинается с записи

следующего следа. Пожалуйста, имейте в виду, что эта опция доступна, только если активирована опция *Автоматическое выявление Волны V*.

Auto Stop:

Если данная опция активирована, тест прекращается, если в рамках двух последовательных следов нельзя было обнаружить ни одну статистически валидную волну V. Пожалуйста, имейте в виду, что данная опция доступна только, если активирована опция *Автоматическое выявление Волны V*.

Критерий помехоустойчивости:

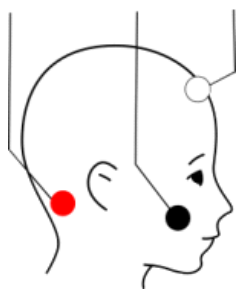
Если он активирован (т.е. критерий помехоустойчивости > 0 нВ), запись следа прекращается, как только остаточный шум падает ниже заданного шумового порога, и при этом установлено отсутствие реакции. Следовательно, если эта опция активирована, это ускоряет запись в случае отсутствия реакции.

Возрастная группа (для нормативных латентностей):

Выберите нужную возрастную группу, соответствующую возрасту пациента, для которого проводится обследование.

Перед началом исследований пациент должен пройти инструктаж о процедуре исследования. Для того, чтобы уменьшить мышечные артефакты, пациент должен быть спокоен и полностью расслаблен, удобно лежать на кресле или кровати. Во время измерения пациентам также рекомендуется держать глаза закрытыми во время измерения, чтобы сократить артефакты, возникающие из-за моргания. В случае с грудными детьми, постарайтесь обследовать ребенка во время сна. Для того чтобы уменьшить артефакты окружающей среды, проводите измерения в комнате с низким электромагнитным излучением, т.е. в электрически экранированной металлической кабине или любой другой комнате без включенных электрических приборов (например, компьютера, света, телефона, сотового, силового трансформатора) в непосредственной близости к измерительному оборудованию. Рекомендуется использовать акустически изолированную кабину или тихую комнату, если ABR применяется для определения порогов при низком уровне звукового давления.

Удостоверьтесь в том, что подсоединены исправные преобразователь (например, головные телефоны (наушники), внутриушные телефоны, ушной зонд, костный телефон) и электродный кабель, идущий к электроду. Удостоверьтесь в том, что кожа чиста в предполагаемых местах расположения электродов. В соответствующих случаях тщательно очистите кожу (например, с помощью геля для предварительной подготовки кожи) для того, чтобы удалить грязь, масло и поверхностные мертвые клетки кожи. Выберите подходящие электроды и прикрепите их к коже пациента. Электродную пасту можно нанести на контакт электрода для того, чтобы улучшить проводимость кожного слоя, поскольку это эффективно увеличивает площадь поверхности электрода. Прикрепите электродные зажимы на проводе, к нужному электроду. Белый и красный электрод – это записывающие электроды, черный – заземляющий электрод. Не устанавливайте заземляющий электрод рядом с сердцем, чтобы избежать появления волн электрокардиографии (ЭКГ). Есть несколько вариантов размещения электродов. Положение электродов влияет на морфологию колебательного сигнала и латентность. Самое оптимальное для получения максимальных амплитуд волны положение электрода – на макушке головы (белый электрод) и ипсилатеральный сосцевидный отросток височной кости (красный электрод), как показано на *Рисунок 48* (вертикальный монтаж).



Белый электрод:

- Макушка головы или высокий лоб

Красный электрод:

- Ипсилатеральный сосцевидный отросток (для моноауральной записи)
- Затылок (для бинауральной записи – последующей или одновременной – для записи костной проводимости, если костный проводник помещен на сосцевидный отросток)

Черный электрод (заземление):

- Например, щека

Рисунок 48: Расположение электродов ABR при вертикальном монтаже

В качестве альтернативы положению на макушке головы, для белого электрода возможно расположение высоко на лбу. Однако в этом случае амплитуда ABR слегка уменьшается. Несмотря на это, на практике предпочтение отдается лбу, особенно у пациентов, у которых расположение электрода на макушке головы расположение неудобно из-за волос. Амплитуда волны I может быть больше при горизонтальном монтаже (белый электрод: ипсилатеральный сосцевидный отросток височной кости; красный электрод: контралатеральный сосцевидный отросток височной кости), чем при стандартном вертикальном монтаже.

Выберите тестируемое ухо (*Right+Left*: одновременное обследование правого и левого ушей – пожалуйста, имейте в виду, что в этом случае рекомендуется симметричный монтаж электродов и при этом не предусмотрен никакой контралатеральный маскирующий шум). Начинается измерение импеданса электродов (смотрите Рисунок 49). Импеданс электрода зависит от материала, из которого сделан электрод, а также от поверхности, с которой он контактирует. Импеданс показан для красного и белого электродов, соответственно, по сравнению с черным электродом ①. Начать тест ABR можно, нажав на кнопку *play* ②, если значения импеданса ниже 6 кОм и при этом разница между импедансом красного и белого электрода ниже 3 кОм. Если вы некоторое время не нажмете на кнопку *play*, появляется сообщение, чтобы напомнить вам, что нужно начать измерение, нажав на кнопку *play*. Можно задать автоматический запуск теста ABR в *AEP Preferences* после достижения соответствующих / корректных значений импеданса. Измерение начнется автоматически, если значения импеданса ниже 4 кОм, а разница импедансов меньше 2 кОм. Однако, в некоторых случаях невозможно получить эти значения импеданса (например, у маленьких детей нельзя очистить кожу, потому что ребенок может проснуться от прикосновений к коже) и при этом тест ABR должен быть проведен, несмотря на отсутствие идеальных условий для исследований. В этих случаях появляется кнопка *forward* ("перемотка вперед") ③, если значения импеданса ниже 12 кОм и разница импеданса составляет меньше 6 кОм. Если значения импеданса хуже, проведение теста ABR невозможно. Пожалуйста, имейте в виду, что у новорождённых импеданс может быть выше из-за их нежной кожи. Если значения импеданса слишком высоки, проверьте электродный кабель, идущий к электроду (смотрите ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ в разделе 3.2.5: *Обзор: Слуховые вызванные потенциалы*), и очистите кожу с помощью кондуктивного геля и подождите пару минут, пока гель не впитается в кожу.



Рисунок 49: Измерение импеданса ABR (слева: нормальные значения импеданса и кнопка "play"; в центре: нормальные значения импеданса и кнопка "play", а также напоминание о необходимости начать тест, нажав на кнопку "play"; справа: неудовлетворительные значения импеданса с кнопкой "forward")

При проведении теста ABR с помощью ушного зонда на экране отображается информация о калибровке ушного зонда ① и измерении импеданса ② (смотрите Рисунок 50). Вы можете настроить режим просмотра ушного зонда в *AEP Preferences*, выбрав режим *Simple* или *Expert*. Если результаты измерения импеданса или калибровки ушного зонда не корректны, может появиться кнопка *forward* ("перемотка вперед"), чтобы можно было приступить к тесту ABR. Пожалуйста, смотрите более подробную информацию о калибровке ушного зонда, критериев пропуска и различиях в режиме просмотра данных о калибровке в пункте ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ в разделе 3.2.3: *Задержанная вызванная отоакустическая эмиссия (ТЕОАЕ)*.



Рисунок 50: Измерение импеданса ABR и калибровка ушного зонда (слева: нормальные значения импеданса и подгонка ушного зонда (режим simple); в центре: нормальные значения импеданса и подгонка ушного зонда (бинауральный тест, режим expert; справа: неудовлетворительный / не корректный импеданс во время измерения)

После успешного измерения импеданса электродов вы можете начать тест, нажав на кнопку *play* ("воспроизведение") (или *forward* ("перемотка вперед")). Стимул ABR представлен через преобразователь, при этом реакция выявляется через электродный кабель, идущий к электроду. Во время измерения контролируется импеданс электродов. В случае если значения импеданса становятся слишком высокими (например, если электрод отскочил), тест

автоматически прерывается (смотрите Рисунок 50). Тест можно продолжить, только если импеданс электродов возвратится к допустимым значениям.

Во время измерений ABR на экран выводится следующая информация (смотрите Рисунок 51):

Кривые ABR/КСВП показаны для каждого выбранного уровня стимула (для режима скорости: для каждого выбранного уровня стимула). На стандартном экране измерений в то же время показаны максимум три кривые. Проверяемая в настоящее время кривая отображена красным цветом (правое ухо) и (или) синим (левое ухо) ②. Уже завершённые кривые неактивны. Нормативные данные для волн III (красная зона) и V (зеленая зона) отображаются, если задать эту опцию в настройках. При нажатии на область графика отображается расширенный вид (до восьми кривых). Повторное нажатие на график переключит обратно на стандартный экран измерений с тремя кривыми. Перемещая палец горизонтально по оси времени на графике кривых ABR/КСВП, можно изменить масштаб времени. Перемещая палец вертикально по области графика, можно изменить масштаб амплитуды кривой. Если активировано автоматическое выявление волны V, датчик состояния волны V ① отражает основанную на статистических вычислениях вероятность того, что волна V присутствует в записанном сигнале. Для бинауральных измерений, красная полоса-индикатор относится к правому уху, синяя полоса-индикатор к левому уху. Если статистически значимая волна V обнаружена, появляется красная или синяя точка у следа правого или левого уха, соответственно. Пожалуйста, имейте в виду, что датчик состояния волны V представляет лишь статистическую возможность выделения сигнала волны V и не учитывает нормальную амплитуду или латентность.

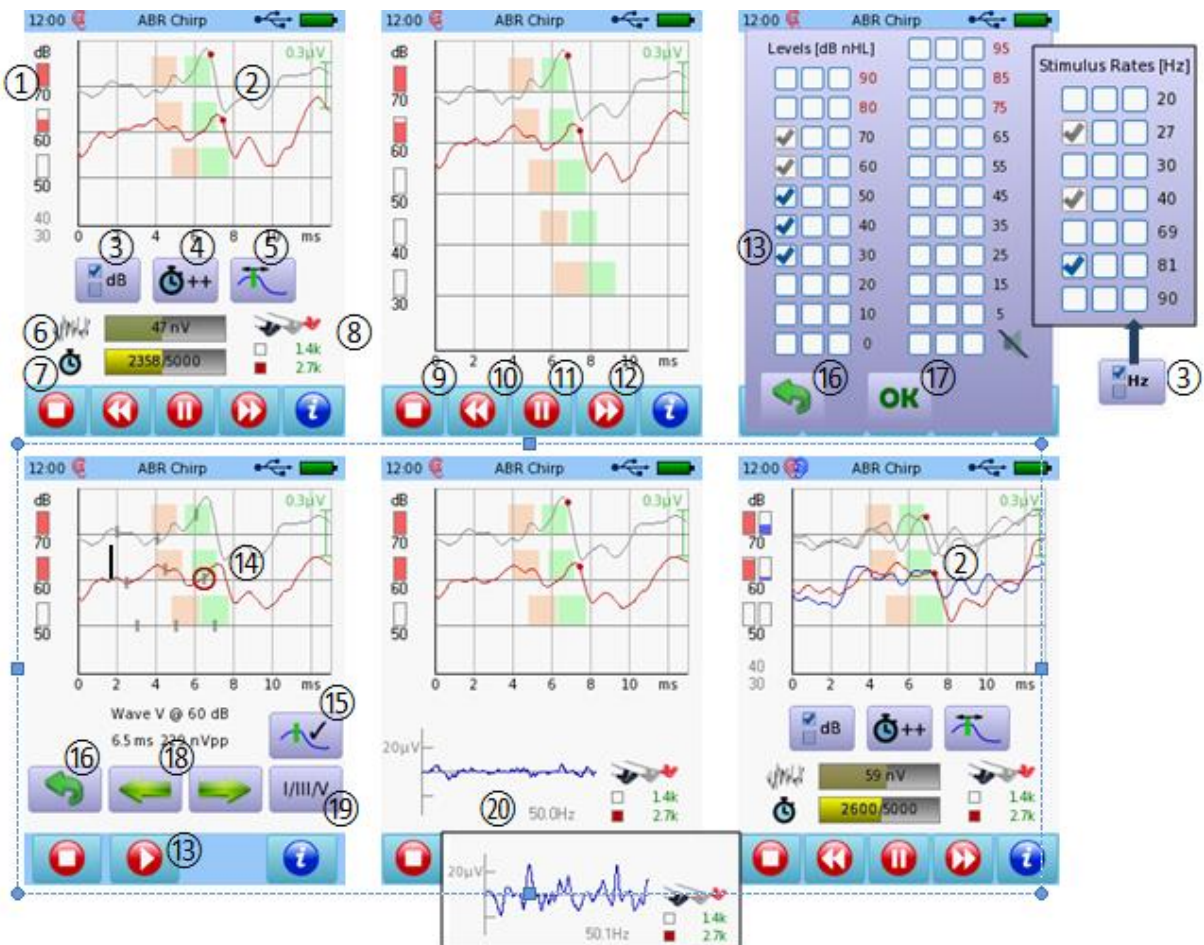


Рисунок 51: Измерение ABR (вверху слева: стандартный экран измерений; вверху в центре: расширенный экран измерений; вверху справа: выбор уровня (для режима скорости: выбор

интенсивности стимула); внизу слева: настройка маркера по Джюиту; внизу в центре: стандартный экран измерений с графиком шумов ЭЭГ для условий низкого и высокого шума; внизу справа: стандартный экран измерений для бинаурального измерения)

Во время измерения ABR / КСВП можно настроить предварительно заданный выбор уровня, нажав на кнопку *setup* ("настроить") ③ (для режима скорости вместо этого можно скорректировать предварительно заданную интенсивность стимула). Открывается матрица уровней и отображаются выбранные уровни. Уже проверенные уровни являются неактивными. Экран настройки уровня можно оставить, нажав на кнопку *back* ("назад") ⑯ (не сохраняя изменения) или на кнопку *OK* ⑰ (сохранив изменения). Кроме того, предварительно заданное количество средних значений можно увеличить на 1000 для текущей кривой, нажав на кнопку *increase averages* ("увеличить средние значения") ④. Маркеры по Джюиту могут быть установлена для текущей активной кривой, нажав на кнопку *Jewett marker mode* ("режим маркера по Джюиту") ⑤. Первоначально все маркеры выводятся в сером цвете. Активный маркер обведен кругом ⑭. Активный маркер можно переместить, нажав на кнопки со стрелками *right/left arrow* ("вправо/влево") ⑱, а также может быть установлен в определенное положение путем нажатия на кнопку *set marker* ("закрепить маркер") ⑮. Затем маркер станет красным или синим (что соответствует правому или левому уху, соответственно). Во время перемещения маркера он снова становится серым. Вы можете выбрать, какой маркер по Джюиту (V, III и I) следует закрепить, нажав на кнопку *Jewett marker selection* ("Выбор маркера по Джюиту") ⑲. Режим маркера по Джюиту можно оставить, нажав на кнопку *back* ("назад") ⑯.

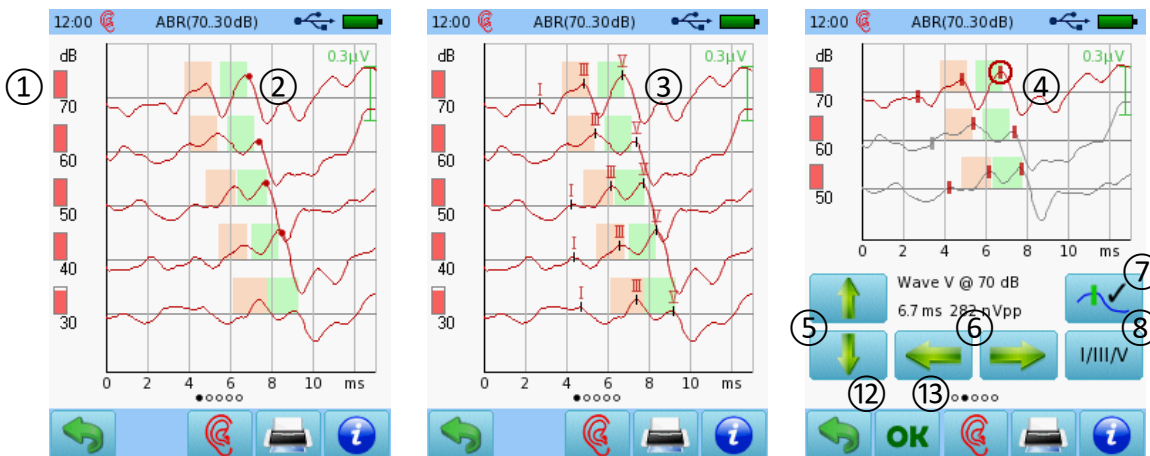
Полоса-индикатор шумов ЭЭГ ⑥ представляет биологические и внешние шумы, которые являются индикатором полноценности условий измерения. При нормальных условиях измерений, полоса-индикатор шумов ЭЭГ должна оставаться зеленой. По мере увеличения шума, полоса-индикатор шумов ЭЭГ постепенно становится желтой и красной, что указывает на то, что биологический и внешний артефакты могут быть слишком высокими, т.е. пациент может быть не спокоен и недостаточно расслаблен (например, глотание, движение, сжимание челюстей / зубов), или электромагнитное излучение может быть слишком выраженным. При нажатии на полосу-индикатор шума ЭЭГ отображается график шума ЭЭГ ⑳. Вы можете вернуться к просмотру полосы-индикатора шумов ЭЭГ, нажав на график шумов ЭЭГ. Индикатор процента выполнения операции ⑦ показывает ход измерений на текущей активной кривой. Если полоса-индикатор полная, измерение для текущей кривой завершено, т.е. достигнуто количество средних значений, заданное пользователем. В зависимости от настроек, измерение можно завершить еще до того, как будет достигнуто количество средних значений, например, если активна опция *Auto Proceed* или *Noise Stop Criterion*. Импеданс электродов ⑧ регулярно обновляется во время измерения и при этом измерение приостанавливается, если импеданс становится слишком высоким. Тест может быть приостановлен вручную ⑪, продолжен после паузы ⑬ или прекращен ⑨. Кроме того, можно возобновить текущее измерение ⑩ или пропустить ⑫.

После завершения теста, выводится результат ABR / КСВП (смотрите *Рисунок 52*). На экран выводятся записанные кривые ABR / КСВП ② для каждого уровня стимула наряду с обязательными участками, если была задана возрастная группа по нормативным данным. Если была активирована опция автоматического выявления волны V, предполагаемая волна V показана в форме точки на кривой. Также на датчике состояния волны V ① показана статистическая валидность волны V. После настройки маркеров по Джюиту название волны (I,

III и V) отображается у соответствующих маркеров ③. Разрешение оси амплитуд можно изменить, проведя пальцем вверх (увеличить масштаб) или вниз (уменьшить масштаб) на экране графика результатов. Разрешение оси времени можно изменить, проведя пальцем вправо (увеличить масштаб) или влево (уменьшить масштаб) на оси времени экрана графика результатов. Пожалуйста, имейте в виду, что задержки сигнала компенсируются для внутриушных телефонов и для различной скорости стимула.

Значения латентности для волн I, III и V могут быть настроены пользователем на экране маркера по Джюиту ④. Текущий активный маркер отмечен кружком. Кривую можно выбрать с помощью кнопок *up/down* ("вверх/ вниз") ⑤. Активный маркер можно перемещать вдоль выбранной кривой с помощью кнопок со стрелками *right/left* ("вправо/влево") ⑥, а также можно закрепить, нажав на кнопку *set marker* ("закрепить маркер") ⑦. Во время перемещения маркер становится серым. При закреплении маркера он становится красным или синим (правое или левое ухо, соответственно). Пожалуйста, имейте в виду, что очередность маркеров сохраняется всегда и при этом минимальное расстояние составляет 0,5 мкс (например, когда при перемещении маркера по Джюиту I, маркер справа от маркера по Джюиту III будет также перемещаться, как только маркер по Джюиту I дойдет до маркера по Джюиту III). Латентность, соответствующая активному маркеру, и полученная в результате амплитуда показаны в виде числового значения под графиком кривых ABR / КСВП. Вы можете выбрать, какой из маркеров по Джюиту (I, III или V) вы желаете изменить, нажав на кнопку выбора *Jewett marker selection* ⑧. Если какой-либо маркер был изменен, в нижней части появится кнопка *OK* ⑬. Когда вы закрываете просмотр результатов, любые изменения можно принять, нажав на кнопку *OK* ⑬ или отменить с помощью кнопки *back* ⑫.

Перемещая палец справа налево на экране результатов, вы можете перейти к просмотру других результатов. На трех экранах представлена диаграмма зависимости уровня от латентности (волна V: кружочки, волна III: треугольники, волна I: квадраты) ⑨, числовые значения амплитуды, латентности и межпиковые задержки, а также другая информация, относящаяся к тесту (такие как значения импеданса, количество средних значений и шум для каждой кривой) ⑩, общие сведения об используемых преобразователях и настройках (в виде средних значений, громкость стимула, вид стимула, тестовые опции, возрастная группа для нормативной области и общее время) ⑪. Для того чтобы обеспечить полноценные условия измерения, шум должен быть <100 нВ после 2000 средних значений. По мере увеличения средних значений шум снижается (например, <70 нВ после 4000 средних значений, <50 нВ после 8000 средних значений).



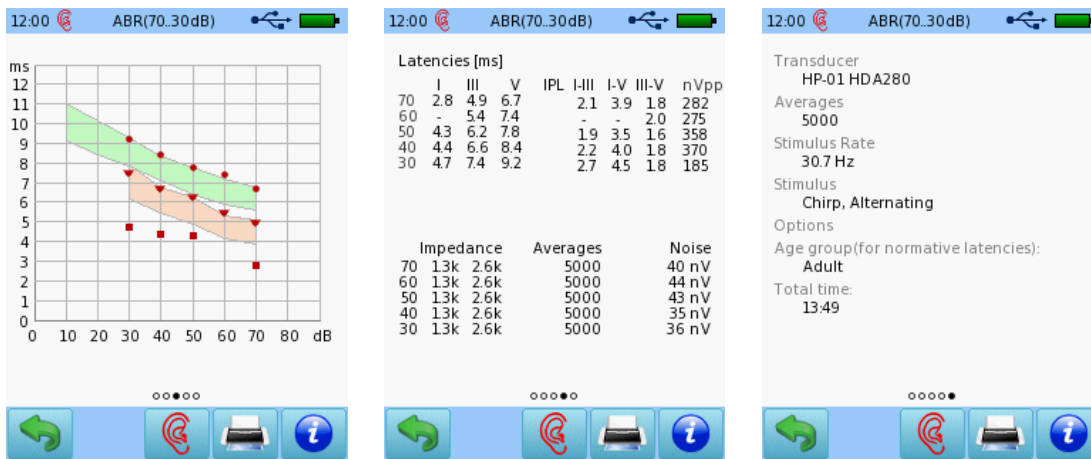


Рисунок 52: Результат ABR / КСВП (вверху слева: кривые с предполагаемой волной V; вверху в центре: кривые с подтвержденными волнами I, III и V; вверху справа: настройка маркера по Джюитту; внизу слева: диаграмма зависимости уровня от латентности; внизу в центре: данные об измерениях; внизу справа: общая информация о тесте)

Для повторений уровня предусмотрены дополнительные опции представления кривых ABR / КСВП. Они могут быть показаны отсортированными по времени (тестовая последовательность) или по уровню, при этом кривые ABR / КСВП одного уровня могут выводиться на экран в обобщенном виде или могут быть представлены графически одна поверх другой, чтобы оценить повторяемость реакции ABR / КСВП для заданного уровня. Доступные опции показаны на Рисунок 53:

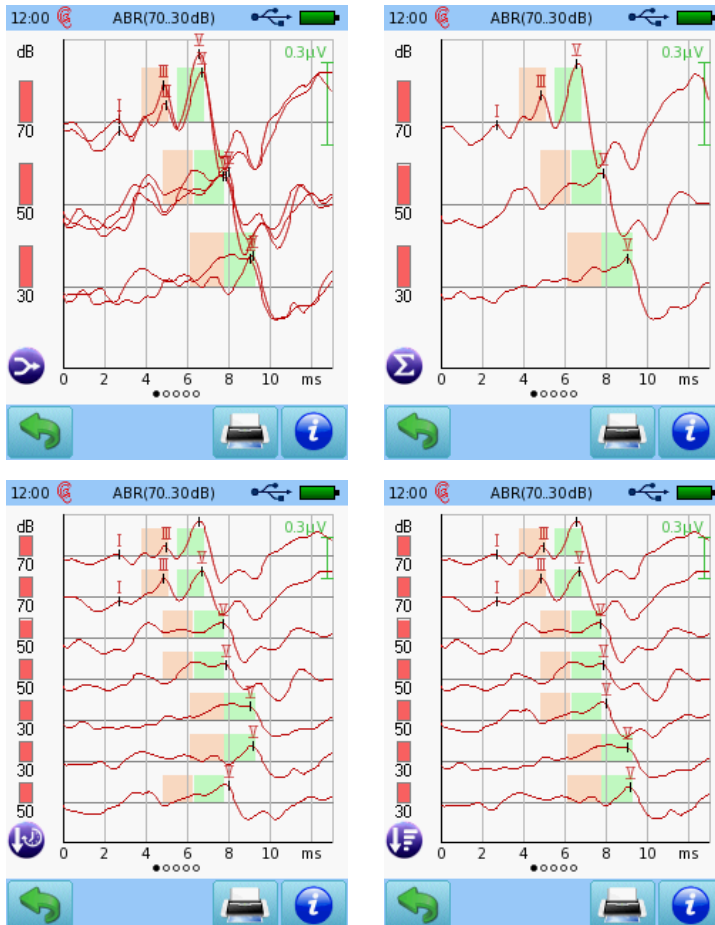


Рисунок 53: Опции результатов ABR / КСВП для повторяемых уровней (вверху слева: наложение кривых одного уровня; вверху справа: просмотр обобщенных кривых для одного и того же уровня; внизу слева: просмотр кривых в тестовой последовательности; внизу справа: просмотр кривых, отсортированных по уровню)

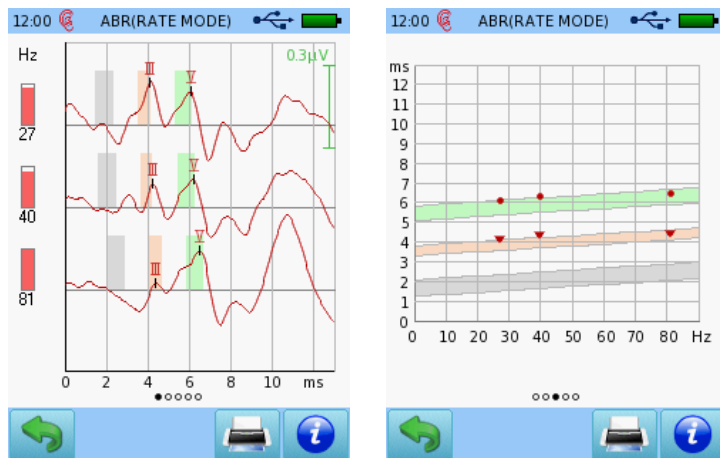


Рисунок 54: Результат ABR / КСВП для режима скорости (слева: кривые с подтвержденными волнами III и V; справа: график зависимости уровня стимула от латентности)

Если был выбран режим скорости, на экран выводятся кривые для каждой протестированной интенсивности стимула (вместо уровня стимула как в стандартном режиме), при этом доступен график зависимости интенсивности стимула от латентности (вместо графика зависимости уровня от латентности) (смотрите Рисунок 54). Базовое расположение для просмотра результатов в режиме скорости аналогично просмотру результатов в стандартном режиме.

Для интерпретации результатов ABR / КСВП, можно рассмотреть следующие случаи в качестве примеров (смотрите Рисунок 55 - Рисунок 58):

- **Пациент с нормальным слухом** (смотрите Рисунок 55): Слуховые коротколатентные стволомозговые вызванные потенциалы (ABR / КСВП) с широкополосными стимулами в большинстве случаев можно измерить вплоть до приблизительно 10 дБ nHL у лица с нормальным слухом. Латентность волны V повышается, а амплитуда волна V снижается по мере уменьшения уровня стимула. Значения латентности волны V находятся в пределах диапазона нормальных значений, когда выбрана соответствующая возрастная группа.

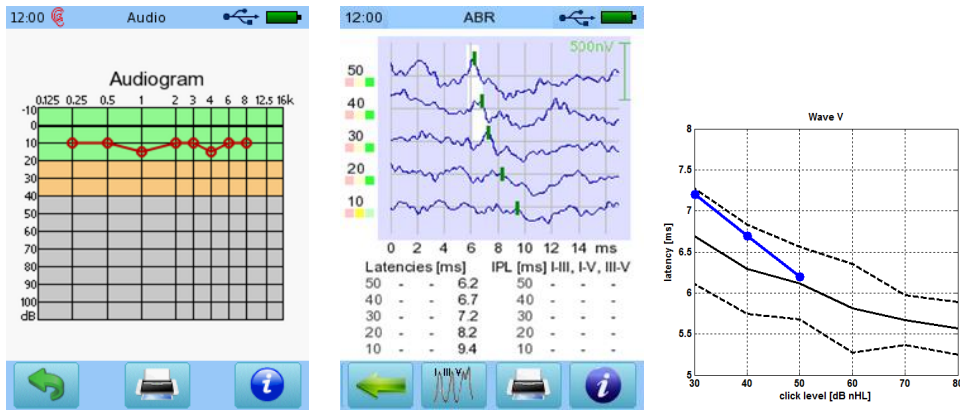


Рисунок 55: Пример результатов ABR / КСВП для лица с нормальным слухом (слева: аудиограмма; в центре: кривые ABR / КСВП; справа: график зависимости латентности от уровня)

- **Кондуктивная тугоухость** (смотрите Рисунок 56): У пациента, с кондуктивной потерей слуха, эффективный уровень стимула снижается. Как следствие, значения латентности и амплитуды для всех волн изменяются. В том числе, латентность волны V в большинстве случаев выходит за пределы диапазона нормальной латентности. Все волны, идущие до волны V часто не поддаются обнаружению. Межпиковая латентность не затронута. При кондуктивной потере слуха с плоской аудиограммой функция задержки уровня смещается по оси уровня на величину кондуктивной потери слуха. Порог ABR / КСВП достигается при уровнях стимула, соответствующих потере слуха на средних и высоких частотах.

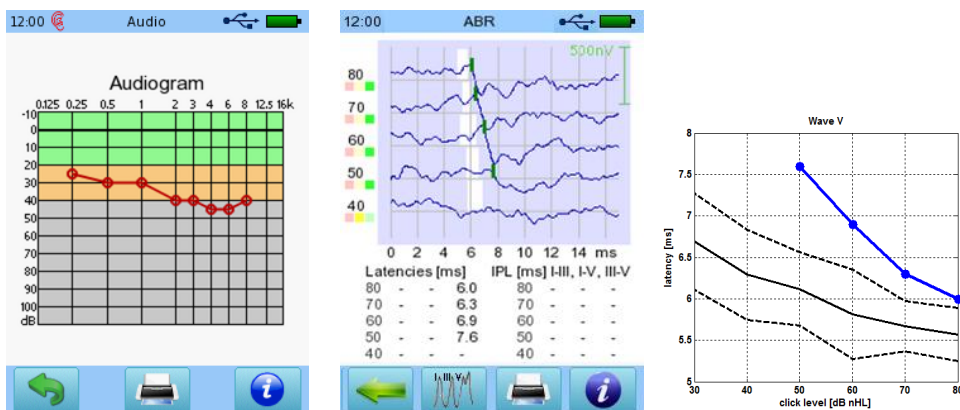


Рисунок 56: Пример результатов ABR / КСВП для пациента с кондуктивной потерей слуха (слева: аудиограмма; в центре: кривые ABR / КСВП; справа: график зависимости латентности от уровня)

- **Сенсоневральная тугоухость** (смотрите Рисунок 57): Общий эффект зависит от тяжести и конфигурации потери слуха, а также от частотной составляющей стимула. Значения латентности волны V фактически эквивалентны тем, что получены у лиц с нормальным слухом, при этом стимулы, как минимум, на 20 дБ выше порога на 4 кГц, а конфигурация потери слуха не имеет крутого наклона и имеет слабую или умеренную степень тяжести. Межпиковая латентность I-V нормальная. Графики уровня латентности для этих пациентов схожи с графиками у лиц с нормальным слухом при высоких уровнях стимула.

Пример случая 1: Слуховые стволомозговые коротколатентные вызванные потенциалы (ABR / КСВП) у пациента с сенсоневральной тугоухостью умеренной степени тяжести на высоких частотах (щелчок, громкость стимула: 20 Гц): По сравнению с лицом с нормальным слухом, ABR / КСВП имеют более низкую амплитуду и слегка повышенную латентность волны V. Порог ABR / КСВП достигается при уровнях стимула, соответствующих потере слуха на средних и высоких частотах. Пролонгация латентности на низких уровнях стимула соответствует времени распространения бегущей волны вдоль нефункционирующей базальной части улитки на данных уровнях.

Пример случая 2: Слуховые стволомозговые коротколатентные вызванные потенциалы (ABR / КСВП) у пациента с сенсоневральной тугоухостью тяжелой степени на высоких частотах (щелчок, громкость стимула: 20 Гц): порог ABR / КСВП достигается на уровнях стимула, соответствующих потере слуха на высоких частотах. Низкочастотные пороги невозможно оценить ввиду низкой синхронизации активности нервных волокон на апикальном участке улитки.

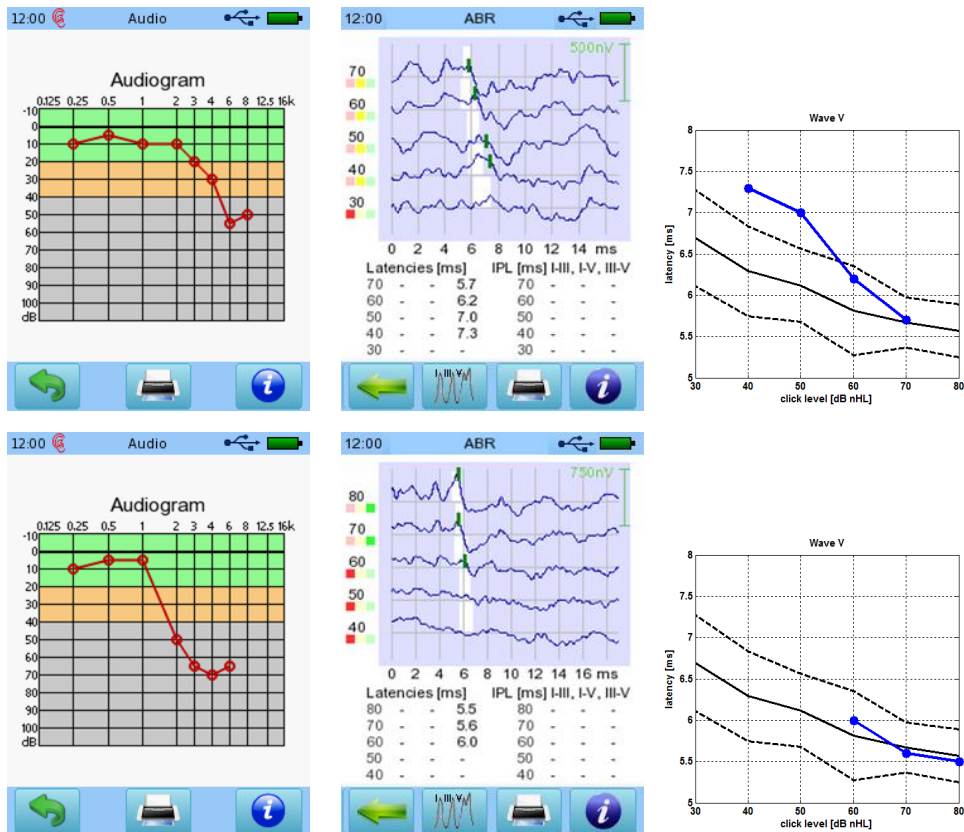


Рисунок 57: Пример результатов ABR / КСВП для пациентов с сенсоневральной тугоухостью (вверху: Пример случая 1; внизу: Пример случая 2) (слева: аудиограмма; в центре: кривые ABR / КСВП; справа: график зависимости латентности от уровня)

- **Ретрокохлеарная потеря слуха** (смотрите Рисунок 58): Слуховые стволомозговые коротколатентные вызванные потенциалы (ABR / КСВП) у пациента с неврологическими расстройствами (щелчок, громкость стимула: 10 Гц): профиль волн ABR / КСВП отличается от профилей лиц с нормальным слухом и пациентов с сенсоневральной или кондуктивной потерей слуха в отношении межпиковой латентности I-V (IPL). IPL I-V является пролонгированной (4,4 мкс) ввиду сокращенного времени передачи нервного

импульса между улиткой и стволом головного мозга и превышает нормальный интервал I-V (женщины: $3,8 \pm 0,2$ мкс; мужчины: $4,0 \pm 0,2$ мкс). Если есть данные по обоим ушам, можно оценить разницу интерауральной латентности волны V (не показано). Разница в латентности волны V между ушами не должна превышать 0,3 – 0,4 мкс, если отсутствует четкая интерауральная асимметрия потери слуха.

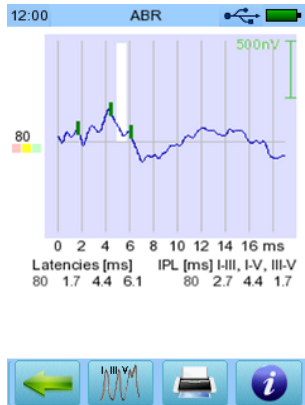


Рисунок 58: Пример результатов ABR / КСВП для пациента с ретрокохлеарной потерей слуха

Quick ABR

В качестве альтернативы для стандартного модуля ABR / КСВП, этот модуль предусмотрен на Sentiero Advanced, главным образом, для скрининга. Выберите *QuickABR* на экране выбора модуля. Если лицензия была приобретена больше, чем на один тест АЕР, *QuickABR* можно найти в разделе АЕР. Если это необходимо, измените параметры. Опции параметров сокращены по сравнению со стандартным модулем ABR / КСВП и предоставляют только возможность выбора уровня стимула и возрастную группу по нормативной латентности. Уровни стимула приведены в дБ еНЛ, т.е. *estimated hearing level* ("предполагаемый уровень слуха"), и при этом дБ еНЛ = дБ нНЛ + 10 дБ. Поправка определена на основе опыта, поскольку ABR / КСВП может быть зарегистрирована в большинстве случаев только при 10 дБ выше порога слышимости. Следовательно, при введении дополнительного смещения типичный порог выявления ABR / КСВП для лиц с нормальным слухом считается достигнутым при 0 дБ еНЛ. Применяется фиксированная настройка стимула (громкость стимула, полярность стимула, количество средних значений). В модуле *QuickABR* алгоритм статистического обнаружения выявляет только волну V в области нормальной латентности, которая отличается от стандартного модуля ABR / КСВП, осуществляющего поиск волны V в более широком временном интервале, в том числе поздние значения латентности.

Пожалуйста, смотрите в пояснениях к стандартному модулю ABR / КСВП информацию о подготовке пациента (инструктаж, подготовка кожи и монтаж электродов). Удостоверьтесь в том, что подсоединены исправные преобразователь (например, обычные головные телефоны (наушники), внутриушные телефоны, ушной зонд) и электродный кабель, идущий к электроду. Выберите тестируемое ухо (*Right+Left*: одновременное обследование правого и левого ушей). Начинается измерение импеданса электродов. Если тест проводится с использованием одного или двух ушных зондов, также начинается калибровка ушного зонда. Более подробную информацию об измерении импеданса и калибровке ушного зонда смотрите, пожалуйста, в пояснениях к стандартному модулю ABR / КСВП. После успешного измерения импеданса электродов, вы можете начать тест, нажав на кнопку *play* ("воспроизвести") (или *forward*

("перемотка вперед"). Во время измерений в режиме *QuickABR* на экран выводится следующая информация (смотрите *Рисунок 59*):

Зафиксированная кривая ABR / КСВП представляется графически для выбранных уровней стимула ①. Уровень стимула выводится на экран под графиком кривой ABR / КСВП. Нормативные данные для волны III (красная зона) и V (зеленая зона) выводятся, если задать эту функцию в настройках. Проведя пальцем вертикально по зоне графика, можно скорректировать масштаб амплитуды. Индикатор валидности волны V ② отражает основанную на статистических вычислениях вероятность того, что волна V, характеризующаяся нормальной латентностью, присутствует в записанном сигнале. Для бинауральных измерений, красная полоса-индикатор относится к правому уху, а синяя полоса-индикатор – к левому уху. Если для одного уха обнаружена корректная волна V, то появляется зеленая галочка вместо индикатора корректности волны V.

Полоса-индикатор шума ЭЭГ ③ представляет биологические и внешние шумы, которые указывают на полноценность условий измерения. При нормальных условиях измерений, полоса-индикатор шумов ЭЭГ должна оставаться зеленой. По мере увеличения шума, полоса-индикатор шумов ЭЭГ постепенно становится желтой и красной, что указывает на то, что биологический и внешний артефакты могут быть слишком высокими, т.е. пациент может быть не спокоен и недостаточно расслаблен (например, глотание, движение, сжимание челюстей / зубов), или электромагнитное излучение может быть слишком выраженным. Индикатор процента выполнения операции ④ отражает ход проведения измерений применительно к максимальному количеству средних значений. Если полоса-индикатор полная, измерение прекращается. Измерение может завершиться раньше, если корректная реакция будет обнаружена до достижения максимального количества средних значений. Импеданс электродов ⑤ регулярно обновляется во время измерения и при этом измерение приостанавливается, если импеданс становится слишком высоким. Тест может быть приостановлен вручную ⑦, продолжен после паузы (кнопка *pause* ("пауза") становится кнопкой *play* ("воспроизвести") – не показано на *Рисунок 59*) или прекращен ⑥.



Рисунок 59: Измерение QuickABR (слева: моноауральное; в центре/ справа: бинауральное)

По завершению теста, можно посмотреть результат *QuickABR* (смотрите *Рисунок 60*). Записанная кривая ABR / КСВП ① выводится на экран для выбранного уровня стимула наряду с обязательными участками, если задана возрастная группа по нормативным данным. Общий результат показан в виде зеленой галочки ② (корректная реакция) или красного символа ③

(недействительная реакция). Разрешение оси амплитуды можно изменить, проведя пальцем вверх (увеличить масштаб) или вниз (уменьшить масштаб) на экране графика результатов. Пожалуйста, имейте в виду, что задержки сигнала компенсируются для внутриушных телефонов. Дополнительная информация об используемых виде и уровне стимула, количестве средних значений, амплитуде ЭЭГ и импедансе показана в нижней части просмотра результатов ④.

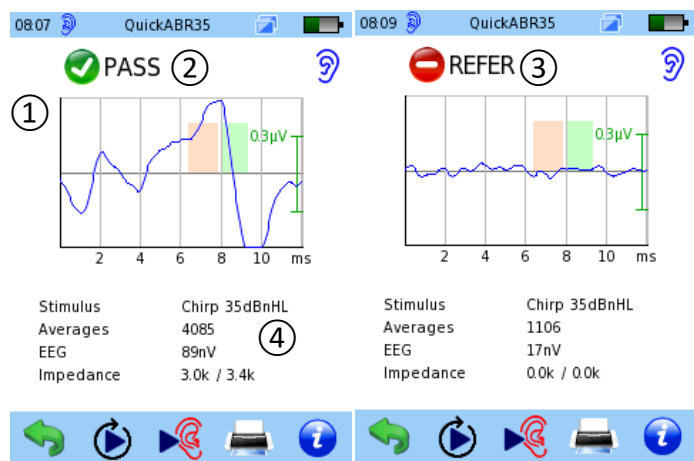


Рисунок 60: Результат QuickABR (слева: корректная реакция; справа: недействительная реакция)

E-ABR

Еще одной версией стандартного модуля ABR / КСВП является модуль E-ABR, который позволяет записывать электрически вызванные слуховые стволомозговые вызванные потенциалы, чтобы определить, адекватно ли слуховой нерв реагирует на электрическую стимуляцию.

Модуль E-ABR позволяет измерять реакции ABR у пациентов с кохлеарным имплантом. Электрический стимул поступает из внешнего стимулятора, обычно из системы настройки кохлеарного импланта (которая предоставляется изготовителем кохлеарного импланта). Электрический стимул передается непосредственно на катушку кохлеарного импланта, откуда он направляется на электрод кохлеарного импланта и преобразуется в стимуляцию слухового нерва. Реакции ABR регистрируются с кожи головы пациента через поверхностные электроды, прикрепленные к пациенту (как при нормальных ABR). Поверхностные электроды прикреплены к электродному кабелю, подключенному к Sentiero Advanced. Для того, чтобы правильно синхронизировать реакции, необходимо знать временную последовательность стимулов на стороне устройства. По этой причине импульсы, запущенные стимулом, передаются из системы настройки кохлеарного импланта на измерительное устройство.

Модуль E-ABR на устройстве Sentiero Advanced позволяет измерить до 15 кривых за один сеанс обследования и обеспечивает автоматическое выявление реакций и маркировку V по Джюиту. Основные принципы работы ABR такие же, что и для стандартного модуля ABR.

Выберите E-ABR на экране выбора модуля. Если лицензия была приобретена больше, чем на один тест AEP, E-ABR можно найти в разделе AEP. Выберите заранее заданные параметры, которые вы хотели бы использовать. Если это необходимо, измените параметры записи (например, автоматическое выявление волны V, отключение проверки импеданса во время

измерения, опции запуска) и предварительно установленное название, по мере необходимости. Параметры стимула должны быть заданы в системе настройки кохлеарного импланта. Пожалуйста, смотрите более подробную информацию о системе настройки кохлеарного импланта в соответствующем руководстве по эксплуатации или свяжитесь с изготовителем кохлеарного импланта.

Перед началом исследования пациент должен пройти инструктаж о процедуре исследования. Удостоверьтесь в том, что условия исследования (положение и расслабленное состояние пациента, монтаж электродов, окружающая обстановка) соответствующие, и что исправный электродный кабель подсоединен к устройству Sentiero Advanced. Пожалуйста, смотрите более подробную информацию в пояснениях к стандартному модулю ABR. Пожалуйста, также удостоверьтесь в том, что параметры стимула в системе настройки кохлеарного импланта соответствующие и что подходящий преобразователь подсоединен к системе настройки кохлеарного импланта.

Выберите тестируемое ухо. Начинается измерение импеданса электродов (смотрите пояснения к стандартному модулю ABR). Начать тест ABR можно, нажав на кнопку воспроизведения *play*, если значения импеданса удовлетворительные. При нажатии на кнопку воспроизведения, устройство осуществляет проверку на предмет корректного ввода пусковых импульсов. Как только пусковой сигнал признан, начинается измерение, синхронизированное с пусковым сигналом. Во время измерения проводится контроль импеданса электродов. В случае если, как минимум, одно из значений импеданса становится слишком высоким (например, если электрод отскочил), тест прерывается автоматически. Тест можно продолжить, только если импеданс электродов возвратится к допустимым значениям.

Во время измерения E-ABR, информация, отображаемая на экране (см. *Рисунок 61*), аналогична стандартным ABR, т.е. на экране отображаются кривые E-ABR (просмотр всех кривых доступен при щелчке по графику кривых; кривые последовательно нумеруются), шум, ход текущей записи измеряемого следа и импеданс электродов. Кривая начинается за 1 мкс до начала стимула, чтобы показать электрический артефакт внешнего стимулятора. Кривая заканчивается, как только индикатор выполнения операции станет полным, т.е. будет достигнуто заданное количество средних значений. Затем измерение приостанавливается. После настройки параметров следующего теста в системе настройки кохлеарного импланта можно снова начать запись на устройстве Sentiero Advanced, нажав на кнопку воспроизведения (*play*). Если соответствующая опция задана, пусковая пауза автоматически приводит к переключению на новую кривую. Запись кривой может быть пропущена или возобновлена, если нажать на кнопку *forward* ("перемотка вперед") или *back* ("назад"). Предварительно заданное количество средних значений можно увеличить. График шумов ЭЭГ можно вывести на экран при нажатии на панель ЭЭГ. После завершения теста результат E-ABR показан в сопоставлении со стандартным результатом ABR.

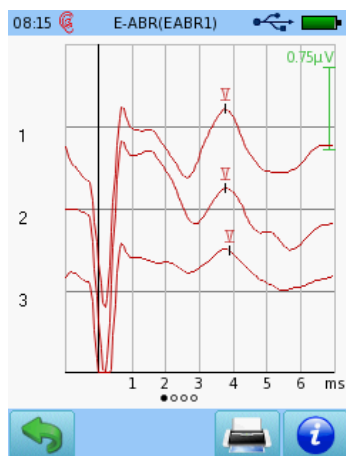


Рисунок б1: Измерения E-ABR

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- American Speech-Language-Hearing Association (1987): Short latency auditory evoked potentials, online: <http://www.asha.org/policy/RP1987-00024/>.
- Barga GA (2015): Chirp-Evoked Auditory Brainstem Response in Children: A Review, American Journal of Audiology 24, p. 573-583
- Bell SL, Allen R, Lutman ME (2002): An investigation of the use of band-limited chirp stimuli to obtain the auditory brainstem response, International Journal of Audiology 41, p. 271-278
- Cebulla M, Stürzebecher E (2013): Detectability of newborn chirp-evoked ABR in the frequency domain at different stimulus rates, International Journal of Audiology 52, p. 698–705
- Crumly W (2011): Good practices in auditory brainstem response, part 1, online: <http://www.audiologyonline.com/articles/good-practices-in-auditory-brainstem-827>.
- Dau T, Wegner O, Mellert V, Kollmeier B (2000): Auditory brainstem responses with optimized chirp signals compensating basilar-membrane dispersion, Journal of the Acoustical Society of America 107(3), p. 1530-1540
- Durrant JD (1983): Fundamentals of sound generation, In: Bases of auditory brainstem evoked responses (editor: Moore EJ), Grune Stratton, p. 15-49.
- Elberling C, Don M, Cebulla M, Stürzebecher E (2007): Auditory steady-state responses to chirp stimuli based on cochlear traveling wave delay, Journal of the Acoustical Society of America 122, p. 2772-2785.
- Folsom RC (1984): Frequency specificity of human auditory brainstem responses as revealed by pure-tone masking profiles, Journal of the Acoustical Society of America 66, p. 919-914.
- Gorga MP, Worthington DW, Reiland JK, Beauchaine KA, Goldgar DE (1985): Some comparisons between auditory brainstem response thresholds, latencies, and the pure-tone audiogram, Ear and Hearing 6, p. 105-112.
- Hall, JW (2007): New Handbook of Auditory Evoke Responses, Pearson Education, Inc.
- Jewett DL, Williston JS (1971): Auditory evoked far fields averaged from the scalp of humans, Brain 94, p. 681-696.
- Lu TM, Wu FW, Chang H, Lin HC (2017): Using click-evoked auditory brainstem response thresholds in infants to estimate the corresponding pure-tone audiometry thresholds in children referred from UNHS, International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology 95, p. 57-62
- Mauldin L, Jerger J (1979): Auditory brain stem evoked responses to bone-conducted signals, Archives of Otolaryngology 10, p. 656-661.

- Miyamoto RT (1986): Electrically evoked potentials in cochlear implant subjects, *Laryngoscope* 96(2), p. 178-185.
- Mrowinski D (2009): Elektrische Reaktionsaudiometrie (in German: Electrical response audiometry), In: *Praxis der Audiometrie* (editors: Lehnhardt E, Laszig R), Thieme.
- Thieme, Stuttgart. Lehnhardt, E. und Laszig, R., p. 203-238.
- Picton TW, Hillyard SA (1974): Human auditory evoked potentials. II. Effects of attention, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 36, p. 191-200.
- Picton TW, Stapells DR, Campbell KB (1981): Auditory evoked potentials from the human cochlea and brainstem, *Journal of Otolaryngology* 9, p. 1-41
- Starr A, Amlie RN, Martin WH, Sanders S (1977): Development of auditory function in newborn infants revealed by auditory brainstem potentials, *Pediatrics* 60, p. 831-839.

3.2.7 Стационарные слуховые вызванные потенциалы (ASSR)

Стационарные слуховые вызванные потенциалы (потенциалы на частотно-модулированный тон) (ASSR) предоставляют частотно-специфическую и количественную информацию об обработке звука в пределах ствола мозга и подкорковых участков (Picton *и др.* 2003; Herdman и Stapells 2003). ASSR инициируются с помощью узкополосных стимулов, т.е. амплитудно- (и частотно)-модулированного синусоидального или узкополосного писка, с компенсацией на временную задержку на базилярной мембране. По сравнению с модулированным синусом использование узкополосного писка снижает частотную специфичность, но увеличивает амплитуды отклика. В зависимости от частотных составляющих стимула стимулируются различные области сенсорных клеток в улитке. В зависимости от частоты модуляции (то есть для синуса: частота амплитудной модуляции, для писка: частота повторения – в дальнейшем используется только термин «частота стимула»), начальные нейроны активируются на различных участках вдоль слухового пути. Интенсивность стимула подбирается таким образом, чтобы переходные ответы накладывались на месте генерации, следовательно, обеспечивая устойчивый ответ. Типичная интенсивность стимула составляет 40 и 80 Гц. ASSR 40 Гц вырабатываются главным образом в слуховой подкорке (Mäkelä и Hari, 1987; Pantev *и др.*, 1996; Ross *и др.*, 2003), тогда как ASSR 80 Гц генерируются в стволе головного мозга (Herdman *и др.*, 2002). По сравнению с коротколатентными слуховыми вызванными потенциалами, ASSR 40 Гц включают компоненты латентности как ранней (коротколатентные), так средней (среднелатентные) реакции, тогда как ASSR 80 Гц состоят из коротко-латентных ответов (Mäkelä и Hari, 1987). На ASSR 40 Гц влияет состояние бодрствования и, следовательно, они подходят для бодрствующих и проснувшихся пациентов (Galambos *и др.*, 1981), тогда как на ASSR 80 Гц не влияет состояние бдения и, следовательно, они подходят для грудных детей и в целом для пациентов в состоянии сна (в том числе под воздействием седативных препаратов и анестезией) (Levi *и др.*, 1983). У новорожденных среднелатентные потенциалы не регистрируются, так что амплитуда ASSR 40 Гц обычно уменьшается. Более того, оптимальная интенсивность стимула также зависит от несущей частоты. Амплитуда реакции ASSR 40 Гц возрастает по мере уменьшения несущей частоты (Rodriguez *и др.*, 1986, Picton *и др.*, 1987), тогда как амплитуда реакции для ASSR 80 Гц максимальна на средней несущей частоте от 1 до 2 кГц (John *и др.*, 2001, Dimitrijevic *и др.*, 2002). Для частоты от 6 кГц и выше можно использовать стимул даже с более высокой интенсивности, до 160 Гц (Lodwig и Rosner, 2016). По мере увеличения интенсивности стимула фоновые шумы во время записи реакции уменьшаются. Реакция может быть обнаружена через дальние электроды в пределах ЭЭГ в виде синусоидального сигнала с частотой, следующей за интенсивностью стимула. Реакция может быть проанализирована статистически в частотном домене (Stapells *и др.*, 1987; Dobie и Wilson, 1989; Picton *и др.*, 2001).

При использовании различных значений интенсивности стимула для различных несущих частот, возможно одновременное измерение на нескольких частотах (Lins и Picton, 1995). Эффект подавления для одновременных измерений нескольких частот при минимальном расстоянии в одну октаву между одновременно тестируемыми частотами значительно ниже для ASSR 80 Гц, чем для ASSR 40 Гц (John *и др.*, 1998; Ross *и др.*, 2003). Для ASSR 40 Гц, амплитуда может уменьшиться на 50%, тогда как для ASSR 80 Гц амплитуда может уменьшиться приблизительно на 15%. Эффект подавления может отчетливо меняться от пациента к пациенту. Более того, интенсивность стимула может слегка измениться во время теста, для того чтобы сократить артефакты, вызванные электромагнитным излучением.

В отличие от DPOAE, ASSR дают информацию о степени снижения слуха в пределах всего динамического диапазона слуха. Таким образом, регистрация ASSR является подходящим средством для частотно-специфической и количественной оценки состояния слуха, особенно у детей, и может способствовать улучшению процесса подбора слухового аппарата. Область применения ASSR – это последующая диагностика после скрининга слуха новорожденных, топологическая диагностика (наряду с тимпанометрией, ОАЭ), неврологическая диагностика и частотно-специфическое определение порогов слуха.

ASSR особенно полезны для объективного определения порогов слухового восприятия на низких частотах, где DPOAE недоступны. Для объективного определения порогов слухового восприятия рекомендуется измерять на первом этапе порог DPOAE при требуемой частоте, а также на втором этапе измерять ASSR на тех частотах, на которых реакцию DPOAE обнаружить невозможно. Среднее время проведения теста для восьми тестовых частот составляет около 15 минут для лиц с нормальным слухом и около 25 минут для пациентов с нарушениями слуха (Rosner, 2013b).

Существуют две последовательности действий для ASSR:

- **ASSR Fixed** позволяет провести частотно-специфическое измерение ASSR на одном или нескольких уровнях. Статус обнаружения ответа (действительный / недействительный ответ) предоставляется для каждой комбинации частоты / уровня.
- **ASSR Threshold** (Пороговое значение ASSR) позволяет провести частотно-специфическое определение порогов слышимости путем измерения ASSR с адаптивной настройкой уровня в пределах настраиваемого диапазона уровней (ограничивающий алгоритм). Потеря слуха оценивается с помощью фиксированных значений смещения. Обнаружение порога прерывается на частоте, если два последовательных отклика на данной частоте не действительны.

Тесты ASSR могут проводиться бинаурально, если подсоединен подходящий преобразователь (напр. головные телефоны (наушники), два ушных зонда), что может сократить время проведения теста в два раза. ASSR можно замерить при частоте от 250 Гц до 8 кГц с многочастотным предъявлением стимула.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Выберите ASSR на экране выбора модуля. Если лицензия была приобретена больше, чем на один тест AEP, ASSR можно найти в разделе AEP. Выберите заданные заранее параметры, которые вы хотели бы использовать. Если это необходимо, измените параметры (например, режим исследования, частоту стимула, уровни стимула (ASSR Fixed) или диапазон уровня (ASSR Threshold), интенсивность стимула, диапазон частот стимула, время усреднения) и предварительно установленное название, по мере необходимости.

Интенсивность стимула:

В целом, рекомендуется использовать ASSR 40 Гц для бодрствующих и проснувшихся пациентов (например, для детей и взрослых), а также использовать ASSR 80 Гц для пациентов в состоянии сна (например, для грудных детей и пациентов под воздействием седативных препаратов во время анестезии). Автоматический режим обеспечивает парадигму интенсивности стимула, оптимизированного с учетом эффективности, которая повышает интенсивность стимула по мере роста частоты, с

учетом зависимости интенсивности стимула от несущей частоты, а также зависимости уровня непрерывного маскирующего шума от интенсивности стимула. Автоматический режим можно использовать для бодрствующих или спящих пациентов. Пожалуйста, имейте в виду, что интенсивность стимула колеблется для повышения сопротивления помехам.

Диапазон частот стимула:

При повышении диапазона частот стимула амплитуда реакции увеличивается, но при этом падает специфичность частоты. Выбор диапазона частот стимула влияет на выбор частоты.

Маскирующий шум:

Контралатеральная маскировка рекомендуется при значительной асимметричной потере слуха, когда разница между ушами приблизительно 30 - 40 дБ (головные телефоны) или около 50 - 60 дБ (внутриушные телефоны). Если используется костный телефон, применение контралатерального шума имеет важное значение.

Средние значения:

При фиксированных условиях измерения, с увеличением времени усреднения уменьшаются непрерывный маскирующий шум и надежность достоверности реакций и, следовательно, повышается качество определения порога.

Критерий помехоустойчивости:

Если опция активирована (т.е. критерий помехоустойчивости > 0 нВ), запись кривой прекращается, как только остаточный шум падает ниже заданного порога шума и будет обнаружено отсутствие реакции. Следовательно, если эта опция активирована, она ускоряет запись, если заранее не была отправлена никакая реакция.

Перед началом исследования пациент должен пройти инструктаж о процедуре исследования. Для того чтобы сократить мышечные артефакты, пациент должен быть спокоен и быть в полностью расслабленном состоянии, удобно расположившись в кресле или на кровати. Для ASSR 40 Гц пациенты должны оставаться в состоянии бодрствования, тогда как при ASSR 80 Гц пациенты могут спать. В случае с грудными детьми, постарайтесь обследовать ребенка во время спонтанного сна или воздействия седативных препаратов, если это одобрено врачом. Для того чтобы сократить артефакты, связанные с внешней средой, проводите измерение в помещении с низкими электромагнитными излучениями, т.е. в электроэкранированной металлической кабине или любом другом помещении, где нет включенных электрических устройств (например, компьютера, света, обычного и мобильного телефона, силового трансформатора) в непосредственной близости от измерительного оборудования. Кабель с защитным покрытием, идущий к электроду, также может помочь уменьшить электромагнитные шумы. Рекомендуется использовать акустически изолированную кабину или тихое помещение, если ASSR используется для определения порога при низких уровнях звукового давления.

Удостоверьтесь в том, что подсоединены исправные преобразователь (например, головные телефоны (наушники), внутриушные телефоны, ушной зонд, костный телефон) и электродный кабель, идущий к электроду. Убедитесь, что кожа на участках предполагаемой установки электродов чистая. Более подробные инструкции относительно подготовки кожи, расположения электродов и об импедансе смотрите, пожалуйста, в пункте *ПРАКТИЧЕСКОЕ*

ПРИМЕНЕНИЕ в разделе **3.2.6: Слуховые коротколатентные стволомозговые вызванные потенциалы (ABR/КСВП).**

Выберите тестируемое ухо (*Right+Left*: одновременное обследование правого и левого ушей – пожалуйста, имейте в виду, что в этом случае рекомендуется симметричный монтаж электродов). Начинается измерение импеданса электродов. Для того чтобы можно было приступить к измерению оба значения импеданса должны быть <12 кОм. Рекомендуемое значение импеданса равно <6 кОм, а рекомендуемая разница между импедансом красного и белого электродов составляет <3 кОм. После успешного измерения импеданса электродов, вы можете начать тест, нажав на кнопку воспроизведения *play*. Стимулы ASSR подаются через преобразователь, при этом реакция выявляется через электродный кабель, идущий к электроду. Во время измерения осуществляется контроль импеданса электродов. В случае если, как минимум, одно из значений импеданса становится слишком высоким (например, если электрод отскочил), тест прерывается автоматически. Тест можно продолжить, только если импеданс электродов возвратится к допустимым значениям. Более подробную информацию об измерении импеданса смотрите в пункте **ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ** в разделе **3.2.6: Слуховые коротколатентные стволомозговые вызванные потенциалы (ABR/КСВП).**

Во время измерения на экран выводится следующая информация (смотрите *Рисунок 62*):



Рисунок 62: Измерение ASSR (вверху: моноaurальное измерение ASSR 40 Гц; вверху слева: стандартный экран измерений; вверху справа: экран измерений с графиком шумов ЭЭГ; внизу: бинауральное измерение ASSR 80 Гц; внизу слева: стандартный экран измерений; внизу

в центре: выбор "пропустить/остановить"; внизу справа: статус измерения и матрица результатов)

Статистическая валидность ASSR показана для каждой проверяемой в настоящее время комбинации частота/уровень ①. Кривые показаны в красном (правое ухо) и (или) синем (левое ухо) цвете. Для ASSR 40 Гц одновременно проводятся измерения максимум двух комбинаций частота/уровень, а для 80-Гц ASSR и для режима автоматической интенсивности стимула – до четырех комбинаций частота/уровень. Кривая прекращается, если она достигает верха поля (корректная реакция), если она достигает серой треугольной зоны в пределах поля (недействительная реакция), или при достижении заданного максимального времени усреднения (недействительная реакция). Полоса-индикатор шумов ЭЭГ ② представляет биологические и внешние шумы, которые указывают на полноценность условий измерения. При нормальных условиях измерений, полоса-индикатор шумов ЭЭГ должна оставаться зеленой. По мере увеличения шума, полоса-индикатор шумов ЭЭГ постепенно становится желтой и красной, что указывает на то, что биологический и внешний артефакты могут быть слишком высокими, т.е. пациент может быть не спокоен и недостаточно расслаблен (например, глотание, движение, сжимание челюстей / зубов), или электромагнитное излучение может быть слишком выраженным. При нажатии на полоску-индикатор шума ЭЭГ отображается график шума ЭЭГ ⑤. Вы можете вернуться к просмотру полосы-индикатора шумов ЭЭГ, нажав на график шумов ЭЭГ. Индикатор общего процента выполнения операции ③ отражает ход проведения измерений. Если полоса-индикатор полная, прекращается вся последовательность теста. Импеданс электродов ④ регулярно обновляется во время измерения и при этом измерение приостанавливается, если импеданс становится слишком высоким.

Тест может быть приостановлен вручную ⑦, продолжен после паузы (кнопка *pause* становится кнопкой *play* – не показано на *Рисунок 62*) или прекращен ⑥. Кроме того, можно пропустить текущее измерение ⑧. Если проводятся несколько измерений, можно выбрать комбинацию частоты/уровня (пропустить ⑨: пропустить уровень на частоте, остановить ⑩: пропустить все уровни на частоте), нажав на основную кнопку *forward* ("перемотка вперед") ⑧. Кнопки *forward* ("перемотка вперед") ⑨ и *stop* "стоп" ⑩ можно удалить для комбинаций частота/уровень, еще раз нажав на основную кнопку *forward* ("перемотка вперед") ⑧. Текущий статус измерения для правого или левого уха можно вывести на экран нажатием на левую или правую часть графика, соответственно. Экран окрашен в красный цвет для правого уха и в синий для левого уха. Тестируемые в настоящее время комбинации частота/уровень отмечены значком *clock* ("часы") ⑪, уже протестированные комбинации частота/уровень имеют зеленую галочку ⑫ (корректная реакция), красный символ "Ø" ⑬ (недействительная реакция), или серый символ "Ø" (незавершенная реакция, поскольку измерение было прервано для данной комбинации частота/уровень).

Алгоритм статистического ответа основан на тесте квадрата функции когерентности (Dobie и Wilson, 1989) и призван определить, есть ли реакция. Алгоритм выявления реакции сравнивает среднее квадратичное (= мощность) усредненной формы волны с суммой средних квадратичных отдельных участков и рассчитывает балл. Корректная реакция определяется при достижении показателя выявления, равного 4 (что равно уровню значимости 5%) после усреднения минимума в 45 секунд. Это означает, что мощность общего среднего должна быть в четыре раза выше, чем добавленная мощность на отдельных участках.

После завершения теста на экран выводится результат ASSR (смотрите на *Рисунок 63* просмотр общих результатов ASSR и *Рисунок 64* просмотр результатов аудиограммы, специфичных для порога ASSR). Для всех измерений ASSR предусмотрены три экрана. Матрица статуса реакции ① показывает статус реакции для каждой тестируемой комбинации частота/уровень, т.е. является ли реакция действительной /корректной (зеленая галочка), недействительной (красный Ø) или незавершенной (серый Ø). При нажатии на любой из символов статуса реакции в верхней части экрана отображается соответствующая подробная информация о реакции ②, в том числе информация о частоте, уровне, интенсивности стимула и статусе реакции. Ниже показана кривая статистической валидности с использованием красного (правое ухо) или синего (левое ухо) цвета, соответственно. На *Рисунок 63* вы можете увидеть три примера типичной реакции (внизу слева: корректная реакция – кривая валидности достигает верха поля до того, как будет достигнуто максимальное время измерения; внизу в центре: недействительная реакция – кривая валидности достигает серого треугольника в пределах поля; внизу справа: недействительная реакция – наступила пауза, но при этом не было корректной реакции). В нижней части на экран выводятся амплитуда реакции, амплитуда шума и импеданс электродов. Вы можете возвратиться к матрице статуса реакции, нажав на экран или на кнопку *back* ("назад"). На экране общих сведений ③ показаны используемый преобразователь, параметры теста (режим исследований, диапазон частот стимула, интенсивность стимула), а также общее время измерения.

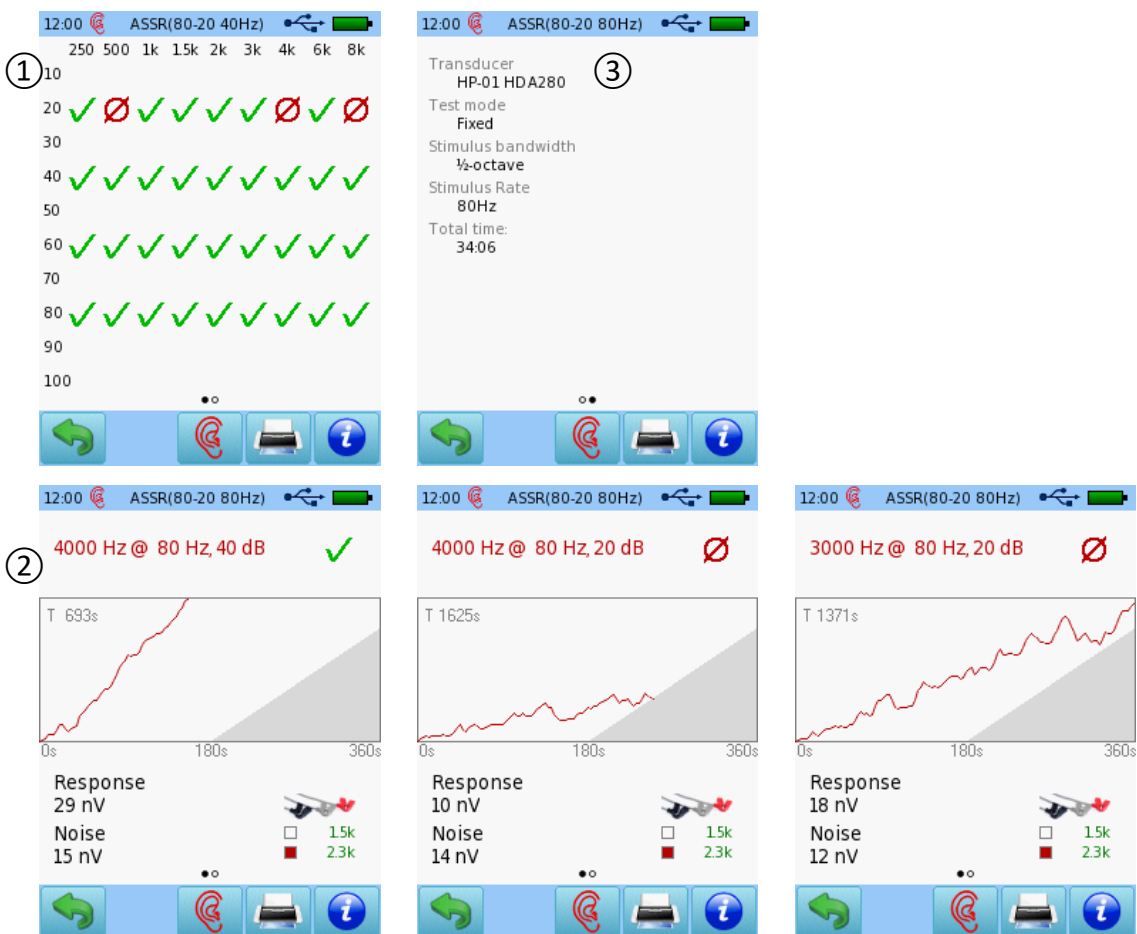


Рисунок 63: Результат ASSR (вверху слева: матрица статуса реакции; вверху справа: общая информация о тесте; внизу: подробные данные о реакции – для корректных / действительных и недействительных реакций)

Чтобы обеспечить адекватные условия измерения, шум должен быть ниже 20 нВ после времени усреднения 360 с. С увеличением времени усреднения шум уменьшается, и наоборот, т.е. если действительный ответ ASSR обнаруживается быстро, ожидается, что уровень шума будет более высоким.

Для ASSR Threshold доступна дополнительная аудиограмма ASSR (смотрите *Рисунок 64*). Аудиограмма отражает предполагаемые пороги ASSR, которые получены посредством вычета эмпирически установленного смещения из самого низкого уровня стимула, при котором была выявлена корректная / действительная реакция ASSR (Rosner, 2013a). Пороги окрашены в красный (правое ухо) или синий (левое ухо) цвет. Ширина символа порога соответствует заданному диапазону частот стимулов. Символ стрелки "вверх" у символа порога означает, что порог равен или лучше показанного порога. Стрелка "вниз" означает, что порог превышает уровень, на котором этот символ отображается. Если вы проведете пальцем справа налево по экрану аудиограммы, появится матрица реакций (смотрите *Рисунок 63*).

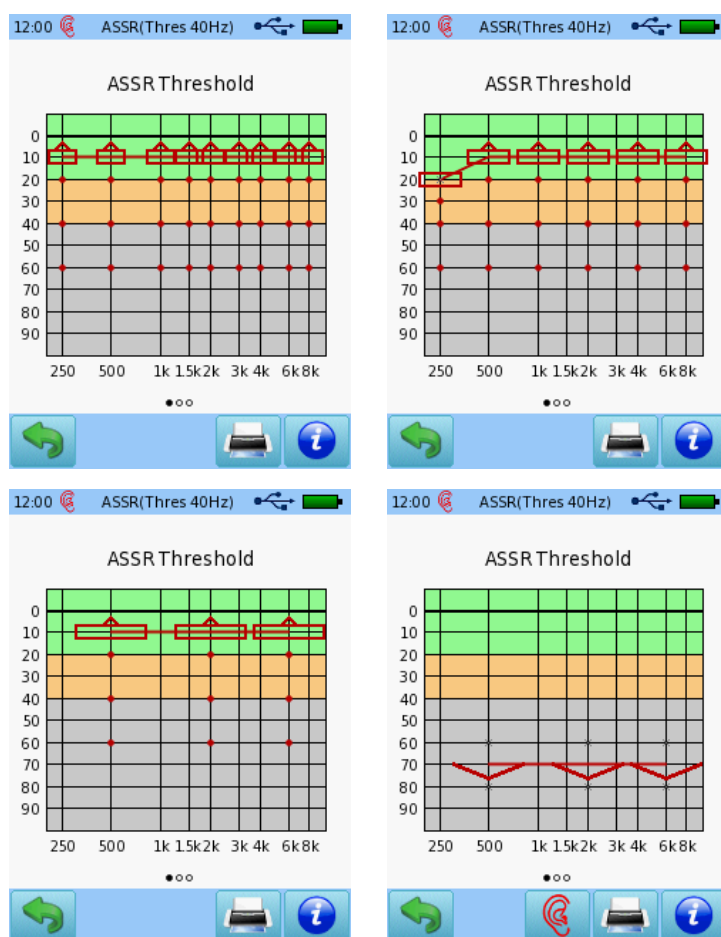


Рисунок 64: Результат ASSR Threshold (вверху слева: 1/2 октавный диапазон частот стимула; вверху справа: октавный диапазон частот стимула; внизу: двуоктавный диапазон частот стимула).

Случаи, приведенные ниже в качестве примеров (смотрите *Рисунок 65*) показывают, что ASSR способны надлежащим образом оценить поведенческие пороги. Взаимосвязь между порогами слуха, оцененными на основе измерений ASSR, и поведенческим порогом слуха, была изучена различными исследовательскими группами (например, Dimitrijevic и др., 2002, Ahn и др., 2007).

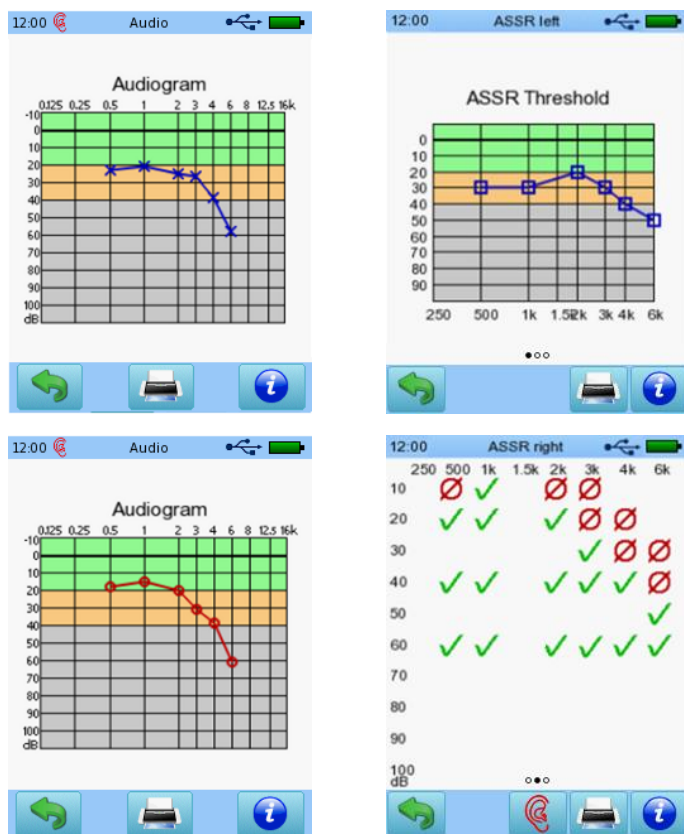


Рисунок 65: Случаи ASSR, приведенные в качестве примеров (слева сверху/внизу: поведенческие пороги чистого тона; сверху справа: пороги ASSR; справа внизу: матрица статуса реакции ASSR)

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Ahn JH, Lee HS, Kim YJ, Yoon TH, Chung JW (2007): Comparing pure-tone audiometry and auditory steady state response for the measurement of hearing loss, *Otolaryngology – Head and Neck Surgery* 136, p. 966-971
- Dimitrijevic A, John MS, van Roon P, Purcell DW, Adamonis J, Ostroff J, Nedzelski JM, Picton TW (2002): Estimating the audiogram using multiple auditory steady-state responses, *Journal of the American Academy of Audiology* 13, p. 205-224.
- Dobie RA, Wilson MJ (1989): Analysis of auditory evoked potentials by magnitude squared coherence, *Ear and Hearing* 10, p. 2-13.
- Elberling C, Don M, Cebulla M, Stürzebecher E (2007): Auditory steady-state responses to chirp stimuli based on cochlear traveling wave delay. *Journal of the Acoustical Society of America* 122, p. 2772-2785
- Galambos R, Makeig S, Talmachoff PJ (1981): A 40-Hz auditory potential recorded from the human scalp, *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 78, p. 2643-2647.
- Herdmann AT, Lins O, van Roon P, Stapells DR, Scherg M, Picton TW (2002): Intracerebral sources of human auditory steady-state responses, *Brain Topography* 15, p. 69-86.
- Herdman AT, Stapells DR (2003): Auditory steady state response thresholds of adults with sensorineural hearing impairment, *International Journal of Audiology* 42, p. 237-248.
- John MS, Lins OG, Boucher BL, Picton TW (1998): Multiple auditory steady-state responses (MASTER): stimulus and recording parameters, *Audiology* 37, p. 59-82.

- John MS, Dimitrijevic A, van Roon P, Picton TW (2001): Multiple auditory steady-state responses to AM and FM stimuli, *Audiology and Neurootology* 6, p. 12-27.
- Levi EC, Folsom RC, Dobie RA (1993): Amplitude-modulation following response (AMFR): effects of modulation rate, carrier frequency, age, and state, *Hearing Research* 68, p. 42-52.
- Lins OG, Picton TW (1995): Auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 96, p. 420-432.
- Ludwig A (2015): Multi-Stimulus suppression in DPOAE vs. ASSR, IERASG presentation.
- Ludwig A (2017): Multi-Rate Spread Spectrum ASSR, IERASG presentation.
- Ludwig A, Rosner T (2016): Frequenzspezifische ASSR mit multiplen, nicht-konstanten Reizraten (in German: frequency-specific ASSR with multiple, non-constant stimulus rates), AGERA presentation.
- Mäkelä JP, Hari R (1987): Evidence for cortical origin of the 40 Hz auditory evoked response in man, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 66, p. 539-546.
- Pantev C, Roberts LE, Elbert T, Ross B, Wienbruch C (1996): Tonotopic organization of the sources of human auditory steady-state responses, *Hearing Research* 101, p. 62-74.
- Picton TW, Skinner CR, Champagne SC, Kellett AJ, Maiste AC (1987): Potentials evoked by the sinusoidal modulation of the amplitude or frequency of a tone, *Journal of the Acoustical Society of America* 82, p. 165-178.
- Picton TW, Dimitrijevic A, John MS, van Roon P (2001): The use of phase in the detection of auditory steady-state responses, *Clinical Neurophysiology* 112, p. 1698-1711.
- Picton TW, John MS, Dimitrijevic A, Purcell D (2003): Human auditory steady-state responses, *International Journal of Audiology* 42, p. 177-219.
- Rodriguez R, Picton T, Linden D, Hamel G, Laframboise G (1986): Human auditory steady state responses: effects of intensity and frequency, *Ear and Hearing* 7, p. 300-313.
- Rosner T (2011): Zeitoptimierte Hörschwellenbestimmung mit otoakustischen Emissionen und auditorischen Potentialen (in German: Time-optimised threshold determination with otoacoustic emissions and auditory potentials), dissertation, Technische Universität München.
- Rosner T (2013a): Chirp-evozierte ASSR mit einem Handgerät (in German: Chirp evoked ASSR on a handheld device), AGERA annual meeting.
- Rosner T (2013b): Chirp evoked ASSR on a handheld device, IERASG annual meeting.
- Ross B, Draganova R, Picton TW, Pantev C (2003): Frequency specificity of 40-Hz auditory steady-state responses, *Hearing Research* 186, p. 57-68.
- Stapells DR, Makeig S, Galambos R (1987): Auditory steady-state responses: threshold prediction using phase coherence, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 67, p. 260-270.
- Van Maanen A, Stapells DR (2005): Comparison of multiple auditory steady-state responses (80 versus 40 Hz) and slow cortical potentials for threshold estimation in hearing-impaired adults, *International Journal of Audiology* 44, p. 613-624.

3.2.8 Электрокохлеография (ECochG)

Электрокохлеография (ECochG) регистрирует нейронную активность от улитки и преддверно-улиткового нерва с помощью электрода ближнего поля, расположенного в наружном слуховом проходе или опирающегося на поверхность барабанной перепонки (экстратимпанальная запись) или с помощью игольчатого электрода, который перфорирует барабанные перепонки, чтобы опереться на мыс улитки (транстимпанальная запись). Ввиду инвазивной природы транстимпанальной записи, эта методика измерения имеет лишь ограниченное применение, а экстратимпанальная запись обычно считается предпочтительной. Типичный монтаж электродов включает электрод наружного слухового прохода, глубоко вставленный в наружный слуховой проход (или электрод барабанной перепонки, опирающийся на барабанные перепонки) (регистрирующий электрод), поверхностный электрод, прикрепляемый к контралатеральной мочке уха или сосцевидному отростку височной кости (эталонный электрод). Значения импеданса могут быть относительно высокими для электродов наружного слухового прохода, что может также привести к плохой балансировке импеданса электродов и, следовательно, может вызвать менее эффективное синфазное подавление и шумоподавление. Более того, амплитуда и коэффициент отношения сигнал / шум (SNR) записанных потенциалов зависят от глубины введения электрода в наружный слуховой проход, т.е. чем глубже он вставлен, тем выше амплитуда и ниже SNR. Также можно использовать поверхностный электрод, прикрепленный к ипсилатеральной мочке уха или сосцевидному отростку височной кости в качестве регистрирующего электрода. Однако такая расстановка электродов обычно страдает от значительно уменьшенных амплитуд и поэтому не рекомендуется. В целом, при использовании экстратимпанального регистрирующего электрода требуется расширенное усреднение сигнала, чтобы получить полноценные реакции.

Следующие потенциалы можно записать и распределить приблизительно в зависимости от мест генерации: (1) микрофонный потенциал улитки (CM): наружные волосковые клетки, (2) суммационный потенциал (SP): базиллярная мембрана, и (3) потенциал действия слухового нерва (AP): преддверно-улитковый нерв. Потенциал действия, в том числе его основной компонент N1, как правило, является наиболее выдающимся пиком в зарегистрированной реакции и обычно доминирует в плане активности базальных нервных волокон. N1 практически соответствует волне I от измерения ABR. Суммационный потенциал и потенциал действия могут быть улучшены за счет суммирования реакций разряда и сгущения. Микрофонный потенциал напоминает формы волн стимула, особенно на низком или среднем уровне стимула, и, следовательно, его можно легко спутать с артефактами, относящимися к стимулу. Более того, микрофонный потенциал может быть покрыт артефактом стимула при использовании экстратимпанальных электродов. Микрофонный потенциал подавляется стимуляцией с чередующейся полярностью. Видимость микрофонного потенциала улучшается с помощью вычета сгущения из реакций разряда.

В качестве стимула в большинстве случаев используется щелчок или тональная посылка. Латентное время ответа составляет от 1 до 3 мкс. Потенциал действия значения латентности увеличивается по мере уменьшения уровня стимула, отражая при этом уменьшающийся эффект базальных кохлеарных участков. В отличие от этого, микрофонный потенциал и латентность суммационного потенциала скорее не зависят от уровня стимула. Амплитуда всех компонентов увеличивается с увеличением уровня стимула. Суммационный потенциал демонстрирует четкое насыщение при высоком уровне стимула. В частности, амплитуда

потенциала действия также уменьшается по мере увеличения интенсивности стимула. Маскировка обычно не применяется для измерений ECochG, так как записанные потенциалы – это потенциалы ближнего поля, самые крупные из тех, что находятся близко к регистрирующему электроду.

Сфера применения потенциалов в медицинской практике включает определение порогов слышимости, идентификацию и мониторинг синдрома Меньера или эндолимфатической водянки, а также проводимый во время операции мониторинг. Однако, пожалуйста, имейте в виду, что определение порога слышимости посредством ECochG (особенно когда запись производится с помощью экстратимпанального электрода) не столь надежно как определение порога слышимости с помощью ABR.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Выберите *ECochG* на экране выбора модуля. Если лицензия была приобретена больше, чем на один тест AEP, *ECochG* можно найти в разделе *AEP*. Выберите заданные заранее параметры, которые вы хотели бы использовать. Если это необходимо, измените параметры (например, уровень стимула, интенсивность стимула) и предварительно установленное название, по мере необходимости.

Перед началом исследования пациент должен пройти инструктаж о процедуре исследования. Для того чтобы сократить мышечные артефакты, пациент должен быть спокоен и быть в полностью расслабленном состоянии, удобно расположившись в кресле или на кровати. В случае с грудными детьми, постарайтесь обследовать ребенка во время спонтанного сна или воздействия седативных препаратов, если это одобрено врачом. Для того чтобы сократить артефакты, связанные с внешней средой, проводите измерение в помещении с низкими электромагнитными излучениями, т.е. в электроэкранированной металлической кабине или любом другом помещении, где нет включенных электрических устройств (например, компьютера, света, обычного и мобильного телефонов, силового трансформатора) в непосредственной близости от измерительного оборудования. Электродный кабель с защитным покрытием, идущий к электроду, также может помочь уменьшить электромагнитные шумы. Рекомендуется использовать акустически изолированную кабину или тихое помещение, если ECochG используется для определения порога на низких уровнях звукового давления.

Удостоверьтесь в том, что подсоединены исправные преобразователь (например, головные телефоны (наушники), внутриушные телефоны, ушной зонд) и электродный кабель, идущий к электроду, а также, что оба кабеля отделены друг от друга, чтобы уменьшить захлестывание сигнала от преобразователя. Удостоверьтесь в том, что кожа чистая в местах предполагаемого расположения поверхностных электродов (эталонного, электрода заземления). Более подробные инструкции относительно подготовки кожи, расположения электродов и об импедансе смотрите, пожалуйста, в пункте *ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ* в разделе *3.2.6: Слуховые коротколатентные стволомозговые вызванные потенциалы (ABR/КСВП)*. Выберите подходящий регистрирующий электрод и установите его в наружном слуховом проходе. Пожалуйста, смотрите более подробную информацию о монтаже электродов и аспектах, касающихся выбора электродов, в первом пункте раздела ECochG.

Выберите тестируемое ухо. Начинается измерение импеданса электродов. Оба значения импеданса должны подходить для проведения измерения. Более подробную информацию об

измерении импеданса смотрите в пункте **ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ** в разделе **3.2.6: Слуховые коротколатентные стволомозговые вызванные потенциалы (ABR/КСВП)**. После успешного измерения импеданса электродов, вы можете начать тест, нажав на кнопку воспроизведения *play*. Стимул ECoChG подается через преобразователь, а реакция выявляется через электродный кабель, идущий к электроду. Во время измерения осуществляется контроль импеданса электродов. В случае если, как минимум, одно из значений импеданса становится слишком высоким (например, если электрод отскочил), тест прерывается автоматически. Тест можно продолжить, только если импеданс электродов возвратится к допустимым значениям.

Во время измерения на экран выводится следующая информация (смотрите *Рисунок 66*):

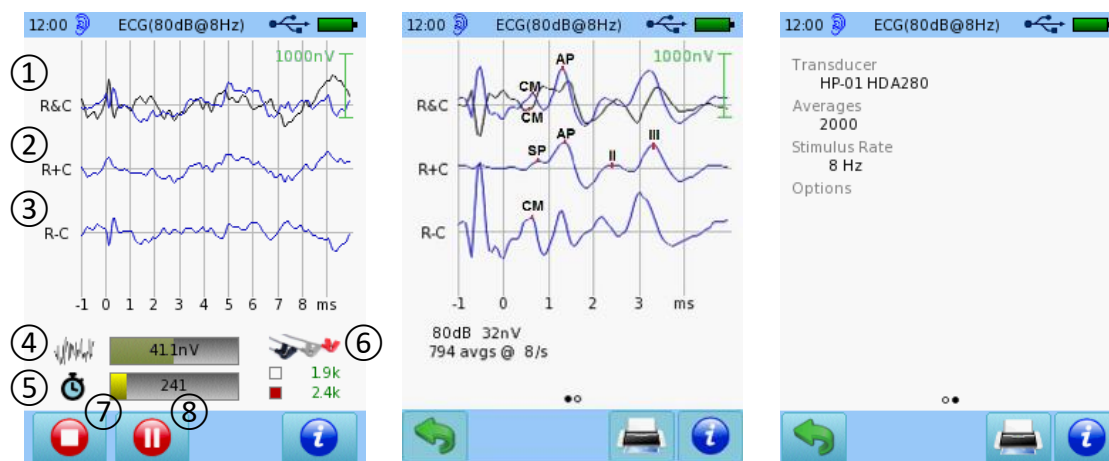


Рисунок 66: Измерение ECoChG (слева) и результат (в центре, справа)

Кривые ECoChG показаны для заданных уровней и интенсивностей стимула на трех графиках: реакции от стимулов разряжения и сгущения, показанные вместе на одном графике ①, реакции разряжения и сгущения, добавленные с тем, чтобы получить отдельную кривую ②, и реакции разряжения и сгущения, отнятые с тем, чтобы получить отдельную кривую ③. Протестированная кривая представлена красным (правое ухо) или синим (левое ухо) цветом.

Во время измерения ECoChG, полоса-индикатор шумов ЭЭГ ④ представляет биологические и внешние шумы, которые указывают на полноценность условий измерения. При нормальных условиях измерений, полоса-индикатор шумов ЭЭГ должна оставаться зеленой. По мере увеличения шума, полоса-индикатор шумов ЭЭГ постепенно становится желтой и красной, что указывает на то, что биологический и внешний артефакты могут быть слишком высокими, т.е. пациент может быть не спокоен и недостаточно расслаблен (например, глотание, движение, сжимание челюстей / зубов), или электромагнитное излучение может быть слишком выраженным. При нажатии на полоску-индикатора шума ЭЭГ отображается график шума ЭЭГ. Вы можете вернуться к просмотру полосы-индикатора шумов ЭЭГ, нажав на график шумов ЭЭГ. Индикатор процента выполнения операции ⑤ отражает ход проведения измерений. Если индикатор выполнения полный, измерение прекращается, т.е. достигнуто количество средних значений, заданное пользователем. Импеданс электродов ⑥ регулярно обновляется во время измерения и при этом измерение приостанавливается, если импеданс становится слишком высоким. Тест может быть приостановлен вручную ⑦ или прекращен ⑧.

После завершения теста, результат ECoChG выводится на экран (смотрите *Рисунок 66*). Записанные кривые ECoChG вновь выводятся на экран на трех графиках (разряжение и сгущение, разряжение плюс сгущение, разряжение минус сгущение), как указано выше. Под

графиком показана дополнительная информация о тесте, например, уровень стимула, шум, количество средних значений, а также интенсивность стимула. Путем касания до временной оси, вы можете отрегулировать разрешение оси времени. Проведя пальцем по экрану результатов справа налево, вы можете перейти к экрану общих результатов, на котором представлены данные об используемых преобразователе и настройках (средние значения, интенсивность стимула и другие тестовые опции). Для того чтобы обеспечить полноценные условия измерения, шум должен составлять <100 нВ после 2000 средних значений. По мере роста средних значений, шум снижается.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- American Speech-Language-Hearing Association (1987): Short latency auditory evoked potentials, online: <http://www.asha.org/policy/RP1987-00024/>.
- Eggermont JJ (1974): Basic Principles For Electrocochleography, *Acta Oto-Laryngologica*, 77: Sup. 316, p. 7-16.
- Ferraro JA (2010): Electrocochleography: A Review of Recording Approaches, Clinical Applications, and New Findings in Adults and Children, *Journal of the American Academy of Audiology* 21, p. 145–152.
- Sohmer H, Feinmesser M (1973): Routine Use Of Electrocochleography (Cochlear Audiometry) On Human Subjects, *Audiology*, 12:3, p. 167-173.

3.2.9 Вестибулярные вызванные миогенные потенциалы (VEMP)

МЕТОДИКА

Вестибулярный вызванный миогенный потенциал (VEMP) - это кратковременный мышечный рефлекс, вызываемый отолитическими органами, которые играют важную роль в определении ориентации, статического равновесия и линейного ускорения головы. Два отолитических органа, утрикула и мешочек, находятся в преддверии внутреннего уха. Они содержат трехслойную структуру; сенсорный эпителий, называемый макулой, который образован рядом волосковых клеток с поддерживающими клетками, студенистым слоем и встроенной в кристаллы отолитовой мембраной. Кристаллы в отолитовой мембране, называемые отоконами, намного тяжелее студенистого слоя и вызывают смещение мембраны относительно сенсорного эпителия под действием силы тяжести или линейного ускорения. Это режущее движение смещает пучки волосков и вызывает рецепторный потенциал в внедренных волосковых клетках. Таким образом, ориентация пучков волосков соответствует ориентации определяемого ускорения. Мочевой пузырь ориентирован относительно горизонтально и в основном обнаруживает движения головы в горизонтальной плоскости. Мешочек ориентирован относительно вертикально и в основном обнаруживает вертикальное перемещение.

Вестибулярные дисфункции возникают в различных областях вестибулярного аппарата. На вестибулярный неврит, вестибулярную шванному, рассеянный склероз, отосклероз или болезнь Меньера будет указывать снижение или отсутствие реакций VEMP. Расхождение верхнего полукружного канала (SSCD) или расстройство третьего окна - это расстройство с аномальным отверстием в передний полукружный канал вестибулярной системы. Эта раскрывающаяся кость, прилегающая к полукружному каналу, создает еще один путь для слуховой стимуляции вестибулярной системы, что приводит к увеличению внутри лабиринтного давления, о чем свидетельствуют гиперчувствительные вестибулярные реакции и более низкий порог (Welgampola и др., 2003).

Хотя VEMP является вестибулярным рефлексом, он может быть вызван слуховыми стимулами (Rosengren и Colebatch, 2018; Rosengren и др., 2019). Реакция, возникающая в результате сокращения мышц шеи, наблюдалась у лиц с потерей слуха, но отсутствовала у лиц с вестибулярной дисфункцией (Бикфорд и др., 1964). Особый тип вестибулярных нейронов, называемых "нерегулярными нейронами", был активирован низкочастотной акустической стимуляцией (McCue и Guinan, 1994). Отолитовые афференты, чувствительные к проводимому воздухом звуку (AC), могут возникать либо из мешочка, либо из утрикулы (Curthoys и др., 2012), настраиваясь на звук переменного тока с частотами от 500 до 3000 Гц (Curthoys и др., 2016). В дополнение к звуковой стимуляции переменным током вибрация, проводимая костью (BC), также используется для регистрации VEMP (Sheykholslami и др., 2000; Welgampola и др., 2003; McNeerney и Burkard, 2011), особенно для получения более устойчивых реакций глазного VEMP, чем те, которые вызываются стимулами переменного тока (Розенгрен и др., 2011).

Были определены нейронные проекции отолитовых органов на ряд групп мышц. Для клинической оценки особый интерес представляют две основные проекции отолита - на грудино-ключично-сосцевидную мышцу (СКМ) и экстраокулярную мышцу. Каждый из этих миогенных потенциалов преимущественно отражает любой из двух различных отолитовых органов - мешочек и утрикулу (Curthoys и др., 2018). Измерения миогенных потенциалов мышцы SCM и глазной мышцы называются цервикальным VEMP (cVEMP) и глазным VEMP

(oVEMP) соответственно и предоставляют полезную информацию для клинической диагностики, как описано ниже.

cVEMP оценивает функцию мешочка и нижних вестибулярных нервов путем наблюдения за миогенными потенциалами ипсилатеральной мышцы SCM (Curthoys, 2010). Для измерения обычно используется акустический стимул (например, тональный всплеск периода подъема-плато-спада 2-1-2 или 2-2-2 при 95 дБ nHL; Rosengren и др., 2009; Curthoys и др., 2016). Нормальная саккулярная реакция демонстрирует перестройку частоты с увеличением амплитуды пика от 500 Гц до 1 тыс. Гц (Young и др., 1977), и, следовательно, тональный всплеск частотой 500 Гц часто используется в качестве стандартного стимула (Dlugaiczuk, 2020). Однако настройка частоты может быть изменена при заболеваниях внутреннего уха, таких как болезнь Меньера, когда настройка смещена на 1 кГц или выше (Rauch и др., 2004; Sandhu и др., 2012; Taylor и др., 2012; Winters и др., 2012). Поскольку рефлексы SCM являются тормозными реакциями, мышцу SCM следует сокращать во время регистрации их миогенных потенциалов, обычно поднимая и отворачивая голову пациента от стимулируемого уха. Типичными местами установки электродов являются ипсилатеральная СКМ-мышца, грудино-ключичный сустав и подбородок или грудина. cVEMP обычно показывает двухфазную реакцию формы сигнала, положительный пик примерно через 13 мс (называемый p1 или p13) и отрицательный пик примерно через 23 мс (называемый n1 или n23) после начала стимула.

oVEMP наблюдает за миогенными потенциалами нижней косой мышцы, которая соединена с нижней частью глазного яблока, для оценки утрикулярных функций (Rosengren и др., 2005). Активированные утрикулярно верхние вестибулярные нервы проецируются на контралатеральную косую мышцу, которая вызывает возбуждающий вестибулярный рефлекс. Для клинического теста oVEMP используются акустические стимулы (например, звуковой сигнал частотой 500 Гц при 95 дБ nHL, Кантнер и Гурков, 2014) или вибрационные стимулы ВС (Розенгрен и др., 2011). Регистрирующий электрод устанавливается на коже, покрывающей контралатеральную косую мышцу, а электрод сравнения обычно размещается ниже (на 1-2 см) регистрирующего электрода (Todd и др., 2007; Iwasaki и др., 2007). Заземляющий электрод можно поместить на подбородок или грудину. Для получения максимального результата пациенту рекомендуется во время измерения смотреть вверх примерно на 35 градусов (Кантнер и Гурков, 2014). oVEMP вызывает двухфазный отклик, при котором обычно наблюдается отрицательный пик примерно через 10 мс (называемый n1 или n10) и последующий положительный пик примерно через 15 мс (называемый p1 или p15). Амплитуда межпикового сигнала обычно меньше, чем наблюдаемая в cVEMP.

В обоих типах тестов VEMP амплитуда между пиками, латентность каждого пика и порог пикового ответа в основном оцениваются для клинической оценки. Кроме того, разница пиковых амплитуд между левой и правой сторонами оценивается как важный параметр VEMP. На вестибулярные дисфункции может указывать несоответствие бинауральной амплитуды, превышающее 36% при cVEMP (Young и др., 2002) или 33% при oVEMP (Piker и др., 2011). Для теста cVEMP, в котором измеряются тормозные реакции, величина амплитуды от пика к пику пропорциональна фоновой электромиографической (ЭМГ) активности регистрируемых мышц (Colebatch и др., 1994; Rosengren, 2015), и, следовательно, выполнение нормализации с помощью ЭМГ-активности имеет решающее значение для двустороннего сравнения. Этого можно достичь, регистрируя фоновую ЭМГ-активность перед стимулом в каждый период стимуляции и масштабируя каждый след ответа относительно соответствующего ЭМГ-ответа (McCaslin и Jacobson, 2014).

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Кондуктивная потеря слуха может сделать пики VEMP необнаружимыми. Поэтому настоятельно рекомендуется провести аудиометрический тест и тесты на среднее ухо перед тестом VEMP.

Выберите VEMP на экране выбора модуля. Если есть лицензия на проведение более одного теста AEP, VEMP можно найти в разделе AEP. Выберите предустановку, которую вы хотели бы выполнить. При необходимости измените параметры (например, тип стимула, изменение частоты в тесте, полярность стимула, начальный уровень стимула, частота стимула, частота стимула, количество средних значений, диапазон графика реакции, расширенный спектр, автоматическое продолжение, инвертирование полярности правого уха, диапазон миогенных потенциалов и протокол теста VEMP) и имя предустановки по мере необходимости.

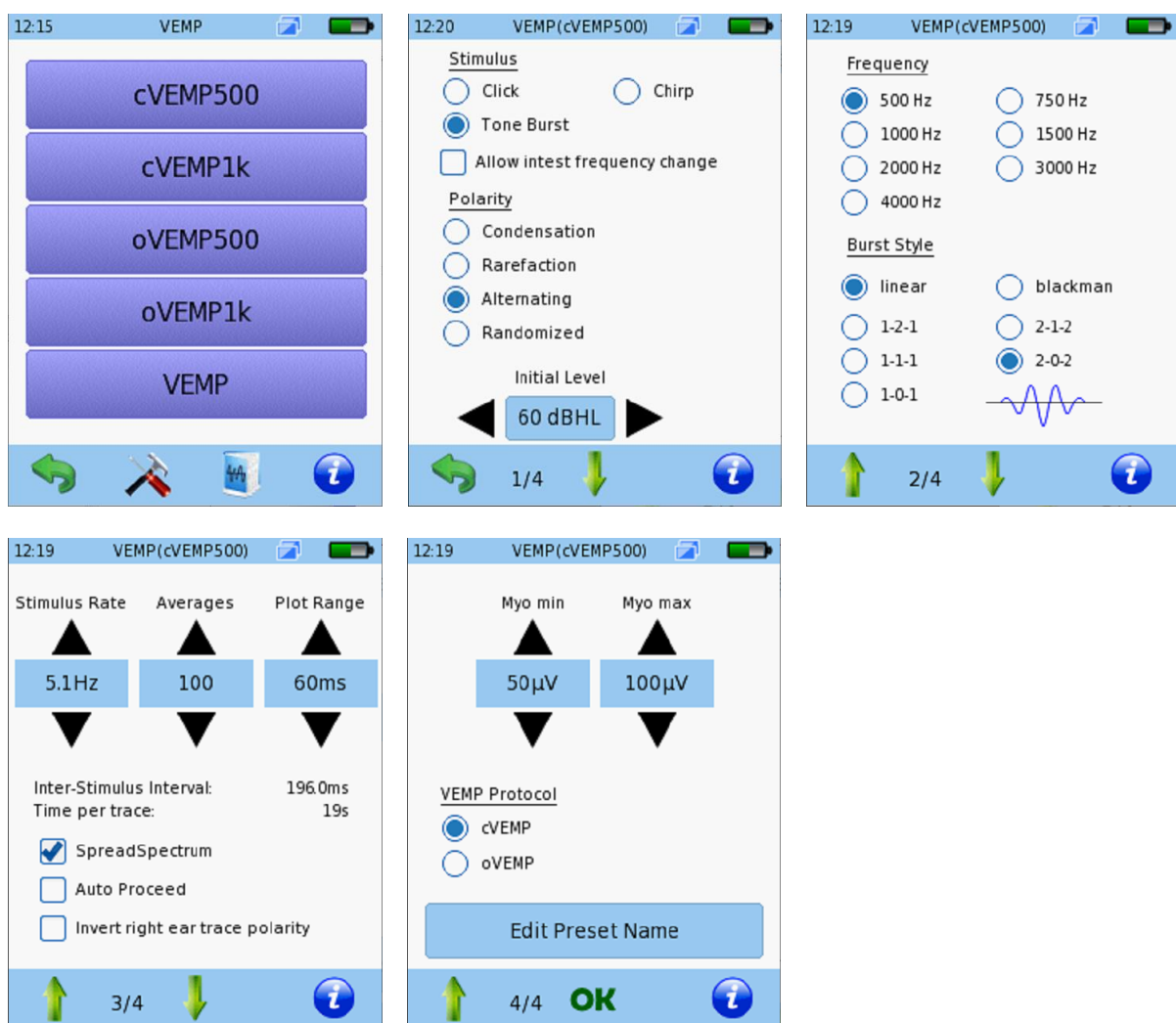


Рисунок 67: Настройки теста VEMP (вверху слева: экран выбора предустановки; вверху посередине: тип стимула, переключатель изменения частоты в тесте и полярность стимула; вверху справа: частота звуковых импульсов и стиль набора стимулов; внизу слева: частота стимулов, количество средних значений, диапазон построения графика, переключатели для расширенного спектра, авто продолжение и правильная инверсия полярности; внизу посередине: диапазон ЭМГ и тип теста VEMP)

Различные варианты параметров и возможные области применения описаны ниже:

Тип стимула:

- Стимул тональной посылки чаще всего используется для тестов cVEMP и oVEMP. Здоровые вестибулярные афференты демонстрируют частотную перестройку, вызывая наибольшие реакции примерно в диапазоне от 500 Гц до 1 кГц. С возрастом пик настройки имеет тенденцию смещаться в сторону более высокой частоты. Различные протоколы VEMP также показывают разные предпочтительные частоты, при этом частота выше 500 Гц обеспечивает более высокие отклики в oVEMP. Кроме того, некоторые заболевания внутреннего уха, такие как болезнь Меньера, часто приводят к наибольшим откликам на частоте 1 кГц или выше.
- Звук щелчка возникает быстро, стимулирует широкий диапазон частот и, как считалось, вызывает более сильную реакцию, чем тональные посылки. Следовательно, щелчок использовался в качестве обычного стимула в первоначальном тесте cVEMP с целью скрининга. Однако недавние исследования показывают, что тональные посылки частотой 500 Гц вызывают более выраженные отклики. Также из-за отсутствия частотной специфичности некоторые вестибулярные дисфункции, влияющие на частотную настройку реакций VEMP, такие как болезнь Меньера, не могут быть оценены с помощью звука щелчка.
- Чириканье (т.е. развертка с повышением частоты) теоретически компенсирует разницу во времени тонотопических слуховых реакций и вызывает большую амплитуду отклика, чем щелчок. Однако до сих пор неясно, вызывает ли чириканье также более выраженные реакции в вестибулярных органах, поскольку нет четких доказательств того, что отолиты выровнены тонотопическим образом. Существует мало данных для узкополосных чирикающих стимулов, но они позволяют предположить, что они могут быть жизнеспособной альтернативой тональному посылу, но требуется больше данных.

Разрешить изменение частоты во время тестирования:

- Эта опция доступна только для стимула с импульсным сигналом. При активации можно настроить частоту звуковых импульсов, а также уровень стимула для каждого измерения в рамках теста.

Полярность стимула:

- Переменная полярность помогает уменьшить воздействие раздражителя, генерируемого самим датчиком.
- Разрежение и конденсация обеспечивают более высокую чувствительность и могут приводить к более высоким пиковым амплитудам. Конденсация вызывает большую амплитуду отклика, чем разрежение в oVEMP. Для нормальных условий тестирования рекомендуется использовать

Начальный уровень:

- Начальный уровень может быть настроен. Максимальный начальный уровень зависит от технических характеристик подключенного преобразователя. Уровни раздражителя указаны в dB nHL, т.е. относительно порога слышимости группы пациентов с нормальным слухом, который определяется как 0 dB nHL. Уровень стимула для измерений в рамках теста может быть настроен перед началом каждого измерения. Также возможно многократное измерение одного и того же уровня стимула.

Частота:

- Если в качестве тестового стимула выбрана серия звуковых сигналов, можно настроить частоту серии звуковых сигналов. Если активирована опция "Разрешить изменение частоты во время теста", частота стимула также может быть настроена в начале каждого измерения в рамках теста. Пациенты с нормальными вестибулярными функциями

обычно демонстрируют наибольшую реакцию на звуковую волну частотой 500 Гц, и, следовательно, 500 Гц обычно является первоначальным выбором. Однако предпочтительная частота может варьироваться в зависимости от возраста пациента и протокола обследования. Используйте также более высокие частоты, если тональный взрыв частотой 500 Гц обеспечивает плохой отклик.

Стиль сигнала burst:

- Фильтр стимулов может быть сконфигурирован как линейный, так и фильтр Блэкмана.
- Можно настроить циклы повышения стимула-плато-спада. По мере увеличения количества каждого периода увеличивается и общая продолжительность стимула. Резкая стимуляция, такая как конфигурация 1-1-1, вызовет более синхронную нейронную активность и, следовательно, обеспечит более сильные реакции, в то время как более длительные циклы, такие как конфигурация 2-1-2, дают большую частотную специфичность. Поскольку настройка частоты в VEMPs предоставляет полезную информацию для диагностики заболеваний внутреннего уха (например, болезни Меньера), рекомендуется конфигурация 2-1-2. oVEMP дает более короткие задержки пиков по сравнению с теми, которые наблюдаются в sVEMP, и эти пики могут быть загрязнены артефактом стимула при использовании стимула с большим циклом. В таком случае уменьшите количество циклов.

Уровень стимула:

- Устойчивые ответы VEMP могут быть получены при 5 стимулах в секунду, а пиковая амплитуда уменьшается с увеличением частоты стимулов. Частота 10 стимулов в секунду по-прежнему вызывает отчетливые пики. Хотя сдвиг пиковой латентности с увеличением частоты стимулов все еще остается спорным, некоторые отчеты показывают, что частота 10 стимулов в секунду не обеспечивает существенного сдвига пика по сравнению с частотой 5 стимулов в секунду. Для достижения наилучшей производительности выберите 5 стимулов в секунду. Чтобы сократить продолжительность теста и, следовательно, дискомфорт пациента, выберите 10 стимулов в секунду. Нажав на поле частота стимулов, можно ввести заданную пользователем частоту стимулов. Интервал результатов между стимулами отображается на экране настроек.

Средние значения:

- Это настраивает количество ответов, которые будут измерены и усреднены для одной трассировки VEMP. Соответствующее время измерения для каждой трассы отображается на экране настроек. По мере увеличения их числа увеличивается и продолжительность теста. Поскольку как sVEMP, так и oVEMP требуют сокращения мышц пациента во время измерения (т.е. подъема и поворота шеи и взгляда вверх соответственно), желательна меньшая продолжительность теста, чтобы избежать миогенных артефактов. Обычно используемое среднее число составляет от 100 до 200, основываясь на характеристиках VEMP, которые показывают, что отклики являются устойчивыми, а положения пиков и амплитуды быстро стабилизируются.

Диапазон построения:

- Средние значения зарегистрированных потенциалов отображаются в зависимости от времени. Это настраивает максимальное значение времени для графика трассировки.

Технология расширенного спектра:

- При активации частота стимуляции немного изменяется, чтобы уменьшить влияние электрических помех, синхронизированных с частотой стимуляции. Это также снижает

риск снижения реакции из-за адаптации, если таковая имеется. Всегда рекомендуется активировать эту опцию.

Автоматический переход:

- Если функция активирована, запись трассы автоматически переходит к записи следующей трассы без запроса на следующую конфигурацию стимула.

Изменяемая полярность трассировки правого уха:

- Если активировано, полярность реакций правого уха меняется на противоположную по отношению к реакциям левого уха. Он должен быть активирован, если красный и белый электроды расположены симметрично для последовательных двусторонних тестов.

Миогенный минимум/Макс:

- Диапазон ЭМГ-активности во время измерения может быть сконфигурирован. Фоновая ЭМГ-активность необходима при сVEMP, где вестибулярный рефлекс представляет собой тормозной вызванный потенциал. Диапазоны по умолчанию составляют 50-100 мкВ для сVEMP и 2-10 мкВ для оVEMP. Тест приостанавливается, когда миогенная активность выходит за пределы заданного диапазона, и автоматически возобновляется, когда миогенная активность возвращается в заданный диапазон.

Протокол VEMP:

- Доступно два протокола VEMP: сVEMP и оVEMP. При выборе одного из них перед испытанием отображается соответствующее изображение расположения электрода

Перед началом теста пациент должен быть проинструктирован о процедуре тестирования. При проведении теста сVEMP необходимо оценить сокращение SCM пациента и проблемы с шейным отделом позвоночника. Чтобы уменьшить мышечные артефакты, пациент должен быть спокоен и полностью расслаблен, удобно лежа в глубоком кресле или кровати. Чтобы уменьшить воздействие на окружающую среду, проводите измерения в помещении с низким уровнем электромагнитного излучения, т.е. в металлическом стенде с электрическим экранированием или в любом другом помещении без включенных электроприборов (например, компьютера, освещения, телефона, сотового телефона или силового трансформатора) в непосредственной близости от измерительного оборудования.

Поскольку для получения ответов VEMP требуются акустические переходные стимулы высокого уровня, пользователи должны убедиться, что стимул правильно откалиброван перед тестированием. Кроме того, уровень стимула должен быть тщательно подобран таким образом, чтобы пациент не испытывал никакого субъективного дискомфорта от громкости и физического ущерба. Если используется костный проводник, уровень стимула должен быть ниже по сравнению с уровнем стимула, проводимого воздухом.

Убедитесь, что подключены исправный трансдьюсер (например, наушники, внутренние наушники или костный проводник) и кабель электрода. Убедитесь, что кожа чистая в местах предполагаемого расположения электродов. При необходимости тщательно очистите кожу (например, с помощью геля для подготовки кожи), чтобы удалить грязь, жир и поверхностные омертвевшие частички кожи. Выберите подходящие электроды и прикрепите их к коже пациента. На контакт электрода может быть нанесен гель-электролит для улучшения проводимости поверхностного слоя, что эффективно увеличивает площадь поверхности электрода. Прикрепите электродные зажимы электродного кабеля к нужному электроду. Белый и красный электроды являются регистрирующими электродами, черный электрод -

заземляющим электродом. Не размещайте заземляющий электрод вблизи сердца, чтобы избежать возникновения волн электрокардиографии (ЭКГ). Существует несколько вариантов размещения электродов. Положение электродов влияет на морфологию формы сигнала, пиковую амплитуду и задержку.

Выберите тестируемое ухо. Отображается иллюстрация прикрепления электрода в соответствии с типом теста (например, сVEMP ① или oVEMP ②). Тестируемое ухо обозначено красным (правым) или левым (синим) значком ③.

- Расположение электрода сVEMP

Белый электрод расположен в верхней трети SCM -мышцы на тестируемой стороне, красный электрод расположен на грудино-ключичном соединении, а черный электрод установлен на лбу. В качестве альтернативы белый и красный электроды могут быть прикреплены к верхней трети левой и правой SCM-мышцы соответственно (симметричное расположение для двусторонних тестов).

- Расположение электрода oVEMP

Белый электрод устанавливается сбоку от средней линии (т.е. немного снаружи относительно зрачка) нижнего века с противоположной от тестируемой стороны. Красный электрод крепится на 1-2 см ниже белого электрода по средней линии (т.е. непосредственно под зрачком), а черный электрод крепится на лбу. В качестве альтернативы белый и красный электроды могут быть прикреплены соответственно под правым и левым глазами (симметричное расположение для двусторонних тестов).

Электроды должны быть расположены аккуратно, так как небольшое смещение положения электрода приведет к резкому изменению структуры регистрируемых потенциалов при обоих типах теста VEMP. Черный электрод (заземленный) также может быть установлен на подбородке, носу или щеке. При проведении двусторонних тестов важно расположить электроды симметрично, чтобы получить сопоставимые результаты. Симметричное расположение не требует перемещения электродов во время последовательных двусторонних тестов и, следовательно, экономит время тестирования и уменьшает дискомфорт пациента, хотя его пиковые амплитуды могут быть меньше, чем при стандартном расположении.

Начинается измерение импеданса электрода (*Рисунок 68*). Импеданс электрода зависит от материала электрода и площади поверхности, с которой он контактирует. Полное сопротивление показано для красного и белого электродов соответственно по отношению к черному электроду ④. Тест VEMP можно запустить нажатием кнопки воспроизведения ⑤, если импедансы ниже 6 Ком, а разница между импедансами красного и белого электродов ниже 3 Ком. Если вы некоторое время не нажимаете кнопку воспроизведения, появляется сообщение с напоминанием о необходимости начать измерение нажатием кнопки воспроизведения. Можно настроить автоматический запуск теста VEMP после того, как в настройках AEP будут доступны соответствующие значения сопротивления. Затем автоматически отображается экран готовности к тестированию, если импедансы ниже 4 Ком, а разница в импедансах ниже 2 Ком. Однако в некоторых случаях эти значения сопротивления могут быть недостижимы (например, у маленьких детей очистка кожи может оказаться невозможной, так как ребенок проснется при трении кожи), и, несмотря на неидеальные условия испытания, должен быть проведен тест VEMP. В этих случаях кнопка переадресации появляется, если импедансы ниже 12 Ком, а разница импедансов ниже 6 Ком. Если импедансы хуже, то тест VEMP невозможен. Если импедансы слишком высоки, проверьте кабель

электрода (см. ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ в разделе 3.2.5: Обзор: Слуховые вызванные потенциалы) и очистите кожу, нанесите токопроводящий гель и подождите пару минут, пока гель не впитается в кожу.

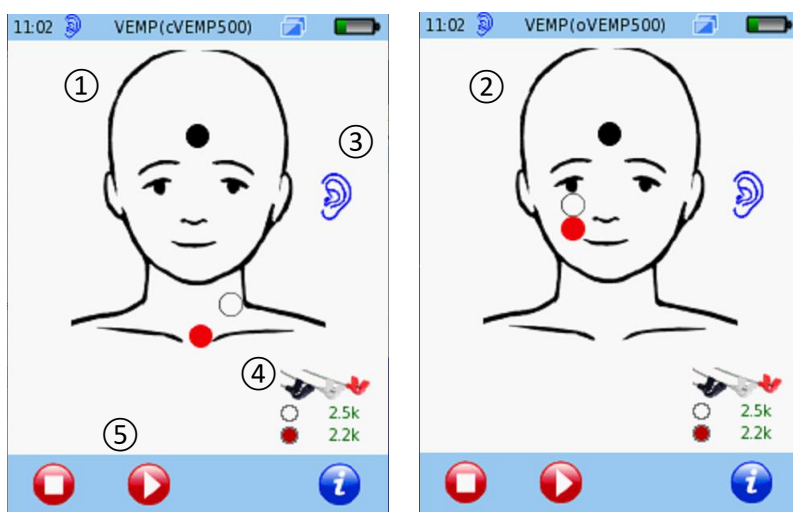


Рисунок 68: Измерение импеданса VEMP с изображением монтажа электрода, соответствующим выбранному типу теста (слева: cVEMP; справа: oVEMP; оба тестируют левое ухо). Примеры показывают хорошие импедансы при использовании кнопки воспроизведения

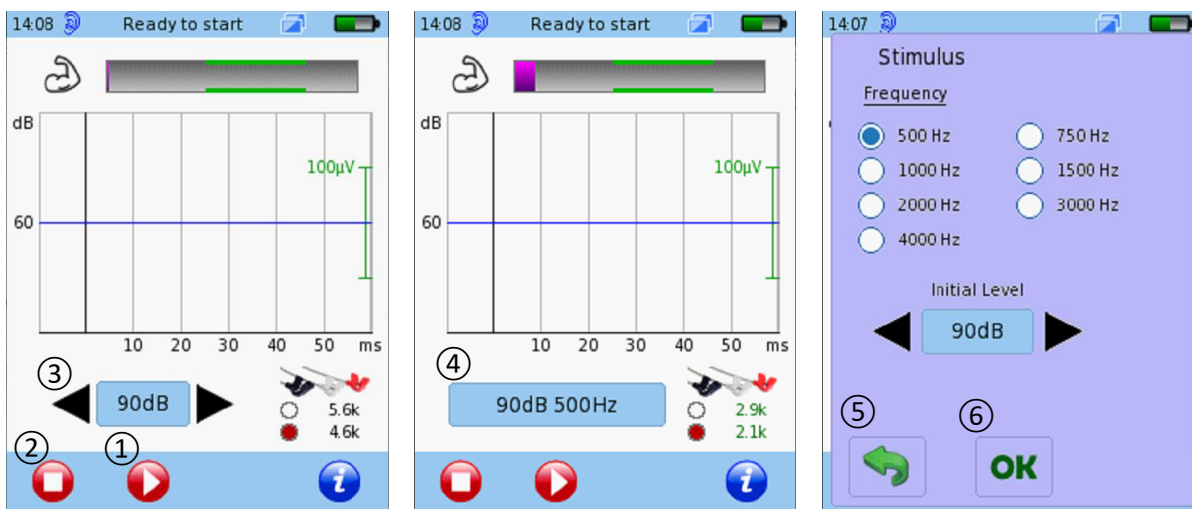


Рисунок 69: Экран готовности VEMP к запуску (слева: изменение частоты при тестировании отключено; посередине: изменение частоты при тестировании активировано; справа: экран настройки уровня и частоты)

После успешного измерения импеданса электрода вы можете перейти к экрану готовности к тестированию (Рисунок 69), нажав кнопку воспроизведения (или перемотки вперед). Вы можете начать измерение VEMP, нажав кнопку воспроизведения ①, или завершить тест, нажав кнопку остановки ②. На экране готовности к тестированию уровень стимула можно изменять, нажимая стрелки изменения уровня ③. Если активирована опция изменения частоты во время тестирования, вместо нее отображается кнопка настройки уровня частоты ④. При нажатии кнопки настройки открывается экран настройки уровня и частоты. Экран настройки можно оставить с помощью кнопки "Назад" ⑤ (без сохранения изменений) или кнопки "OK" ⑥ (сохранение изменений).

Перед измерением попросите пациента принять следующую тестовую позу.

- cVEMP

Проверьте состояние шейного отдела позвоночника пациента, чтобы убедиться, что пациент может поддерживать адекватное сокращение мышц SCM, не вызывая при этом никакой боли или дискомфорта. Попросите пациента слегка приподнять голову из положения покоя, а затем повернуть ее в сторону от стимулирующего уха на $\geq 45^\circ$ (т.е. скручивание шеи), чтобы сократить SCM-мышцу. Пациент должен быть проинструктирован о необходимости сохранять положение головы во время теста.

- oVEMP

Попросите пациента поднять взгляд на $\sim 35^\circ$ вверх, удерживая голову в положении покоя. Пациент должен быть проинструктирован о необходимости смотреть вверх во время теста.

Стимул VEMP подается через трансдюсер, а реакция регистрируется с помощью кабеля электрода. Во время измерения контролируется импеданс электрода и ЭМГ-потенциалы. В случае, если сопротивление становится слишком высоким (например, отвалился электрод), тест автоматически прерывается. Измерение также автоматически прерывается, если наблюдаемая ЭМГ-активность выходит за пределы заданного пользователем диапазона (например, неправильно изменено положение головы пациента или направление взгляда). Тест может быть продолжен только в том случае, если импедансы электродов вернуться к допустимым значениям, а миогенная активность будет находиться в пределах указанного диапазона.

Во время измерения VEMP на экране отображается следующая информация (см. *Рисунок 70*):

Трассировки VEMP отображаются для каждого выбранного уровня стимула и частоты. На стандартном экране измерения одновременно отображается максимум восемь трасс. Тестируемая в данный момент трассировка отображается красным (правое ухо) или синим (левое ухо) цветом. Зеленая дорожка указывает на форму сигнала стимула. Проведя пальцем горизонтально по оси времени в области графика трассировок VEMP, можно настроить временную шкалу. Проведя пальцем вертикально по области графика, можно настроить шкалу амплитуды. При нажатии кнопки VEMP traces отображается экран пикового маркера (описанный ниже, *Рисунок 71*). Вы можете вернуться к экрану стандартных измерений, нажав кнопку "Назад" на экране пикового маркера.

Шкала ЭМГ ① представляет миогенную активность, которая является показателем сокращения мышц пациента. Настроенный допустимый диапазон ЭМГ обозначен зелеными линиями на панели. При хороших условиях измерения индикатор ЭМГ должен оставаться в пределах зеленого диапазона. ЭМГ за пределами зеленого диапазона указывает на то, что сокращение мышц может быть слишком слабым (например, недостаточное скручивание шеи) или слишком сильным (например, при движении, сжатой челюсти/зубах, прищуривании глаз). Стимуляция и измерение приостанавливаются, если значение ЭМГ выходит за пределы зеленого диапазона. Индикатор выполнения ② показывает ход выполнения измерения на текущей активной трассе. Если столбец заполнен, измерение для текущей трассы завершено, т.е. достигнуто количество средних значений, которое было определено пользователем. Импеданс электрода ③ регулярно обновляется во время измерения, и измерение приостанавливается, если импеданс становится слишком высоким. Тест можно приостановить

вручную ④, продолжить после паузы или остановить ⑤. Кроме того, измерение тока может быть пропущено ⑥. Тест приостанавливается (т.е. возвращается в режим готовности к запуску) после завершения каждой записи трассировки (Рисунок 70 справа). Уровень (и частоту, если активировано изменение частоты во время тестирования) можно отрегулировать, нажав кнопку level/frequency ⑦ для новой записи трассировки. Вы можете начать новую запись трассировки с заново настроенным уровнем и/или частотой, нажав кнопку воспроизведения ⑧. В одном тесте VEMP может быть записано максимум восемь трасс. Тест завершается при нажатии кнопки "Стоп" ⑤.

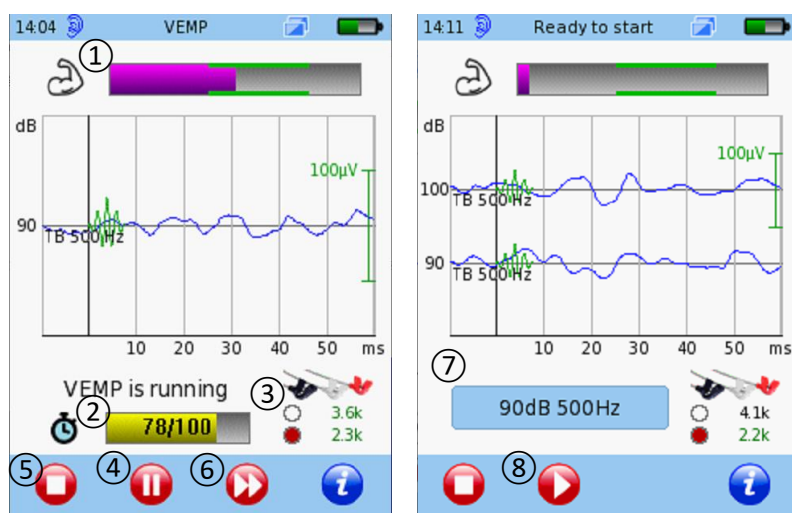


Рисунок 70: Измерение VEMP (слева: экран стандартного измерения; справа: экран готовности к запуску тестирования)

После завершения теста отображается результат VEMP (см. Рисунок 71). Записанные VEMP ① отображаются для каждого уровня и частоты стимула. Гистограмма ② слева от каждой трассы представляет общую ЭМГ-активность для трассы. Разрешение оси амплитуды можно изменить, проведя пальцем вверх (увеличение) или вниз (уменьшение) по экрану графика результатов. Трассы могут отображаться отсортированными по времени (порядок тестирования) или по уровню, а трассы VEMP одного и того же уровня могут отображаться суммированными или могут быть нанесены друг на друга, чтобы оценить повторяемость реакции VEMP для данного уровня. Если выбрана опция изменения частоты во время тестирования, трассы отображаются для каждой тестируемой пары частотных уровней и могут быть отсортированы по частоте. Если другая сторона не была протестирована, отображается кнопка уха со значком воспроизведения ③.

Те же условия можно проверить на другом ухе, нажав эту кнопку. Если были протестированы обе стороны, вместо этого отображается кнопка ear без значка воспроизведения ④, который представляет выбранное в данный момент ухо. Вы можете переключать отображение результатов влево-вправо, нажав эту кнопку. Разрешение временной оси можно изменить, проведя пальцем вправо (увеличение) или влево (уменьшение) по временной оси экрана графика результатов. Задержки для P1 и N1 могут быть скорректированы пользователем на экране пикового маркера ⑤. Текущий активный маркер обозначен кружком. На этом экране отображаются максимум три трассы, отсортированные по уровню стимула (или частоте, если было активировано изменение частоты во время теста). Чтобы прокрутить отображение трассировки вверх или вниз, выберите любой маркер верхней или нижней трассировки соответственно. Активный маркер можно перемещать вдоль выбранной трассы с помощью

кнопку со стрелками вправо/влево (6) и устанавливать нажатием кнопки Установить маркер (7).

При перемещении маркера он становится серым. При установке маркера он становится красным или синим (для правого или левого уха соответственно). Задержка, соответствующая активному маркеру, и результат амплитуды от пика к пику показаны в виде числового значения под графиком трассировки VEMP. Вы можете выбрать, какой маркер (P1 или N1) вы хотите изменить, нажав кнопку выбора пикового маркера (8). Если какой-либо маркер был изменен, в нижнем колонтитуле появится кнопка ОК (9). При выходе из просмотра результатов любые изменения могут быть приняты нажатием кнопки ОК (9) или отменены нажатием кнопки "Назад" (10).

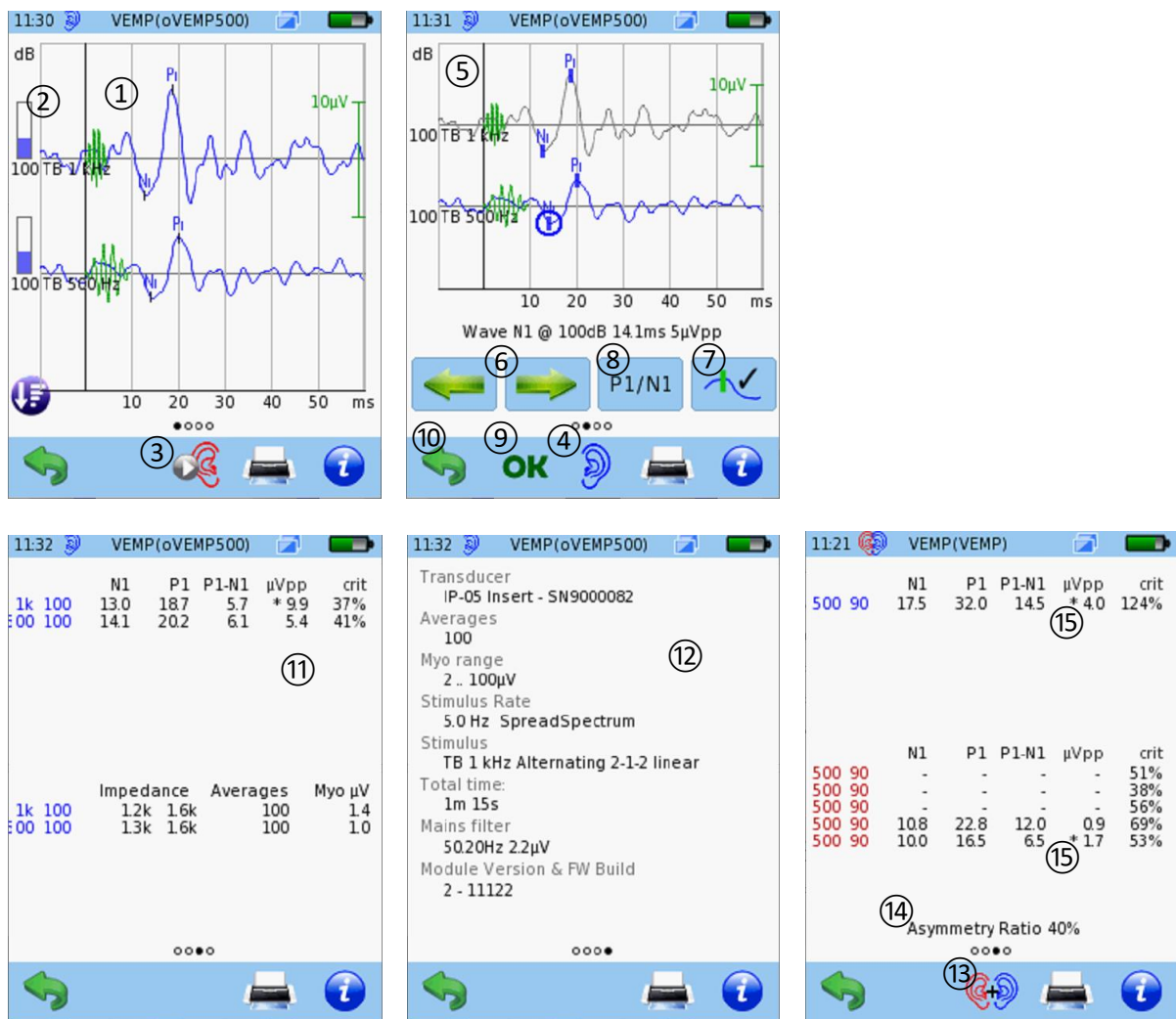


Рисунок 71: Результат VEMP (вверху слева: трассы с подтвержденным пиком P1/N1; вверху справа: настройки маркера пика; внизу слева: данные измерений; внизу посередине: общая информация о тестировании; внизу справа: данные двусторонних измерений)

Проводя пальцем справа налево по экрану результатов, вы можете перейти к другим представлениям результатов. На двух экранах отображаются числовые значения задержек, межпиковых задержек и амплитуд от пика к пику вместе с другой информацией, связанной с тестированием (например, импедансы, количество средних значений и миогенный потенциал перед стимуляцией для каждого следа) (11), а также общая информация об используемом датчике и настройках (например, средние значения, диапазон ЭМГ, частота стимулов, тип

стимула, параметры тестирования, общее время, информация о сетевом фильтре и версиях модуля и встроенного ПО) (12).

Если обе стороны были протестированы последовательно с помощью кнопки воспроизведения другого уха (3), результаты этих тестов можно отобразить на одном дисплее, нажав значок уха (4) несколько раз, пока не появится значок обеих ушей (13). Если для обеих ушей использовались одинаковые условия стимула (тип стимула, частота стимула и уровень) и были установлены пиковые маркеры для любой из сохраненных трассировок в обоих результатах, автоматически вычисляется и отображается коэффициент асимметрии (14). Это указывает на величину разницы амплитуд от пика к пику между обоими ушами. Если в тесте доступно несколько амплитуд от пика к пику (т.е. в тесте сохранено несколько трассировок с определенными пиками), для вычисления отношения асимметрии используется наивысшее значение амплитуды от пика к пику для данного условия стимула, обозначенное звездочкой (15).

Для интерпретации результатов VEMP можно рассмотреть следующие тематические примеры:

- Нормальный пациент: VEMPS с тональными импульсными стимулами обычно показывают пики выше 80 дБ НЛ, и пики быстро исчезают по мере снижения уровня стимула. Частота стимула 500 Гц обычно вызывает наибольшие амплитуды P1 и N1. Амплитуды VEMP обычно уменьшаются с возрастом.
- Болезнь Меньера: частота стимула, вызывающая максимальную амплитуду от пика к пику, смещена выше 500 Гц. Также наблюдается повышенный коэффициент асимметрии в sVEMP, обычно превышающий 35%.
- Синдром третьего окна (синдром расхождения верхних каналов): пиковый порог снижается до ≥ 10 дБ ниже нормального порога для данного раздражителя.
- Вестибулярная шваннома: опухоли, возникающие из нижнего вестибулярного нерва, связаны с отсутствием реакции VEMP. Пациенты с вестибулярной шванномой имеют небольшие или отсутствующие реакции sVEMP и/или демонстрируют высокий коэффициент асимметрии. Пиковые задержки обычно остаются в пределах нормы, но у некоторых пациентов с большими опухолями наблюдаются длительные задержки.
- Вестибулярный неврит: примерно у половины пациентов наблюдаются аномальные реакции VEMP. Некоторые пациенты с аномальными реакциями VEMP имеют нормальные ответы на калорийный тест.
- Рассеянный склероз: латентность P1-N1 увеличивается. Реакции VEMP отсутствуют у пациентов с поражениями ствола головного мозга, такими как синдром Валленберга.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Bickford RG, Jacobson JL, Cody DTR (1964): Nature of average evoked potentials to sound and other stimuli in man, Ann N Y Acad Sci 112, p. 204–223.
- Colebatch JG, Halmagyi GM, Skuse NF (1994): Myogenic potentials generated by a click-evoked vestibulocollic reflex, J Neurol Neurosurg Psychiatry 57, p. 190–197.
- Curthoys IS (2010): A critical review of the neurophysiological evidence underlying clinical vestibular testing using sound, vibration and galvanic stimuli, Clin Neurophysiol 121, p. 132–144.
- Curthoys IS, Vulovic V, Manzari L (2012): Ocular vestibular-evoked myogenic potential (oVEMP) to test utricular function: neural and oculomotor evidence, Acta Otorhinolaryngol Ital 32, p. 41–45.

- Curthoys IS, Vulovic V, Burgess AM, Sokolic L, Goonetilleke SC (2016): The response of guinea pig primary utricular and saccular irregular neurons to bone-conducted vibration (BCV) and air-conducted sound (ACS), *Hear Res* 331, p. 131–143.
- Curthoys IS, Grant JW, Burgess AM, Pastras CJ, Brown DJ, Manzari L. (2018): Otolithic Receptor Mechanisms for Vestibular-Evoked Myogenic Potentials: A Review, *Front Neurol* 9, p. 366.
- Dlugaiczyk J (2020): Evidence-based diagnostic use of VEMPs: From neurophysiological principles to clinical application, *HNO* 68(Suppl 2), p. 69-78.
- Iwasaki S, McGarvie LA, Halmagyi GM, Burgess AM, Kim J, Colebatch JG, Curthoys IS (2007): Head taps evoke a crossed vestibulo-ocular reflex, *Neurology* 68, p. 1227–1229.
- Kantner C, Gürkov R (2014): The Effects of Commonly Used Upward Gaze Angles on Ocular Vestibular Evoked Myogenic Potentials, *Otology & Neurotology* 35(2), p. 289-293.
- McCaslin DL, Fowler A, Jacobson GP (2014): Amplitude normalization reduces cervical vestibular evoked myogenic potential (cVEMP) amplitude asymmetries in normal subjects: proof of concept, *J Am Acad Audiol* 25(3), p. 268–277.
- McCue MP, Guinan JJ Jr. (1994): Acoustically responsive fibers in the vestibular nerve of the cat, *J Neurosci* 14, p. 6058–6070.
- McNerney KM, Burkard RF (2011): The vestibular evoked myogenic potential (VEMP): air- versus bone-conducted stimuli, *Ear Hear* 32(6), p. e6-e15.
- Piker EG, Jacobson GP, McCaslin DL, Hood LJ (2011): Normal characteristics of the ocular vestibular evoked myogenic potential, *J Am Acad Audiol* 22(4), p. 222–230.
- Rauch SD, Zhou GW, Kujawa SG, Guinan JJ, Herrmann BS (2004): Vestibularevoked myogenic potentials show altered tuning in patients with Meniere’s disease, *Otol Neurotol* 25(3), p. 333–338.
- Rosengren SM, McAngus Todd NP, Colebatch JG (2005): Vestibular-evoked extraocular potentials produced by stimulation with bone-conducted sound, *Clin Neurophysiol* 116, p. 1938–1948.
- Rosengren SM, Govender S, Colebatch JG. (2009): The relative effectiveness of different stimulus waveforms in evoking VEMPs: significance of stimulus energy and frequency, *J Vestib Res* 19(1-2), p. 33–40.
- Rosengren SM, Govender S, Colebatch JG. (2011): Ocular and cervical vestibular evoked myogenic potentials produced by air- and bone-conducted stimuli: comparative properties and effects of age, *Clin Neurophysiol.* 122(11), p. 2282-2289.
- Rosengren SM (2015): Effects of muscle contraction on cervical vestibular evoked myogenic potentials in normal subjects, *Clin Neurophysiol* 126(11), p. 2198–2206.
- Rosengren SM, Colebatch JG (2018): The Contributions of Vestibular Evoked Myogenic Potentials and Acoustic Vestibular Stimulation to Our Understanding of the Vestibular System, *Front Neurol* 9, p. 481.
- Rosengren SM, Colebatch JG, Young AS, Govender S, Welgampola MS (2019): Vestibular evoked myogenic potentials in practice: Methods, pitfalls and clinical applications, *Clin Neurophysiol Pract* 4, p. 47-68.
- Sandhu JS, Low R, Rea PA, Saunders NC (2012): Altered frequency dynamics of cervical and ocular vestibular evoked myogenic potentials in patients with Meniere’s disease, *Otol Neurotol* 33, p. 444–449.
- Sheykholeslami K, Murofushi T, Kermany MH, Kaga K (2000): Bone-conducted evoked myogenic potentials from the sternocleidomastoid muscle, *Acta Otolaryngol* 120(6), p. 731-734.
- Taylor RL, Zagami AS, Gibson WP, Black DA, Watson SR, Halmagyi MG, Welgampola MS (2012): Vestibular evoked myogenic potentials to sound and vibration: characteristics in vestibular migraine that enable separation from Meniere’s disease, *Cephalalgia* 32, p. 213–225.
- Todd NP, Rosengren SM, Aw ST, Colebatch JG (2007): Ocular vestibular evoked myogenic potentials (OVEMPs) produced by air- and bone-conducted sound, *Clin Neurophysiol* 118, p. 381–390.

- Welgampola MS, Rosengren SM, Halmagyi GM, Colebatch JG. (2003): Vestibular activation by bone conducted sound. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 74(6), p. 771–778.
- Winters SM, Berg ITB, Grolman W, Klis SFL (2012): Ocular vestibular evoked myogenic potentials: frequency tuning to air-conducted acoustic stimuli in healthy subjects and Meniere’s disease, *Audiol Neuro-Otol* 17, p. 12–19.
- Young ED, Fernandez C, Goldberg JM (1977): Responses of squirrel monkey vestibular neurons to audio-frequency sound and head vibration, *Acta Otolaryngol* 84(5–6), p. 352–360.
- Young YH, Wu CC, Wu CH (2002): Augmentation of vestibular evoked myogenic potentials: an indication for distended saccular hydrops, *Laryngoscope* 112(3), p. 509–512.

3.2.10 Обзор: Импедансная аудиометрия

Функция среднего уха заключается в минимизации потерь акустической энергии, которые возникают, когда звук передается по воздуху в наружном слуховом проходе (низкой плотности) в жидкость во внутреннем ухе (высокой плотности). Без специфических функциональных особенностей среднего уха, примерно 99,9% энергии звука отражалось бы от жидкости во внутреннем ухе из-за разницы в плотности. Среднее ухо помогает улучшить передачу энергии во внутреннее ухо за счет увеличения звукового давления и силы (смотрите *Рисунок 72*). Рост звукового давления объясняется просто тем фактом, что площадь барабанной перепонки в семнадцать раз больше площади основания стремени, которое является связующим звеном между средним и внутренним ухом у овального окна. Увеличение звукового давления становится очевидным, если посмотреть на физическое уравнение, которое определяет давление как силу, деленную на площадь ($p = F / A$). Поэтому при уменьшении площади давление увеличивается, если сила остается неизменной. Увеличение силы происходит благодаря разной длине молоточка и наковальни, обеспечивающей принцип рычажного действия в цепи косточек (молоточек, наковальня и стремечко). Оба механизма обеспечивают согласование импеданса, что позволяет передавать до 60% энергии звука во внутреннее ухо при частоте около 1 - 3 кГц.

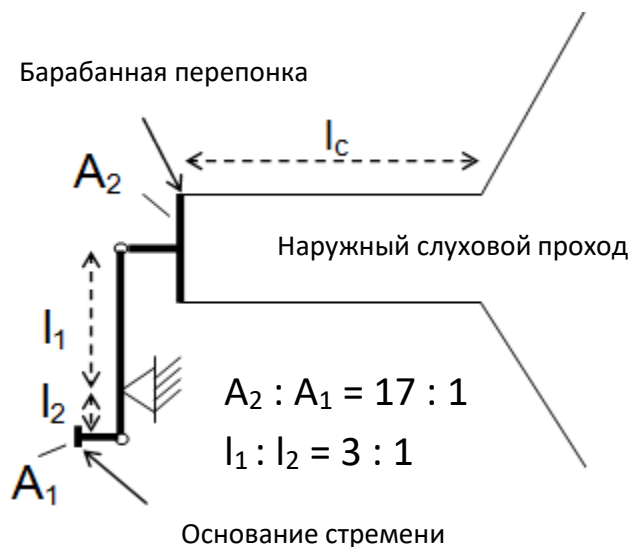


Рисунок 72: Схематическое изображение среднего уха. A_1 и A_2 – области основания стремени и барабанной перепонки, l_1 и l_2 – длина плеча молоточка и наковальни

Среднее ухо может увеличить импеданс, если это необходимо для защиты от громких звуков. В случае если звук превышает около 80 дБ HL, стремённая мышца активируется, что приводит к

повышенной жесткости среднего уха. Как следствие, энергия, передаваемая во внутреннее ухо, уменьшается. Стапедиальный рефлекс активен как на ипсилатеральном, так и на контралатеральном ухе.

Термин "иммитанс" состоит из импеданса Z (единица измерения: акустический Ом) или адмитанса Y ($= 1/\text{импеданс}$, единица измерения: акустический Мо (обратная величина Ома)) и их сложных компонентов. Что касается среднего уха, импеданс определяет противодействие среднего уха потоку акустической энергии, тогда как адмитанс определяет количество энергии, которая попадает в среднее ухо. При диагностике среднего уха обычно оценивается адмитанс. Адмитанс определяется по податливости ($= 1/\text{жесткость}$, нагрузка от пружины), массе и трению или сопротивлению. С математической точки зрения, адмитанс Y – это комплексное значение, состоящее из проводимости G (действительная часть) и реактивной проводимости B (мнимая часть), т.е. $Y = G + jB$. Трение влияет на проводимость, тогда как податливость и масса влияют на реактивную проводимость. Проводимость (трение) не зависит от частоты, тогда как реактивная проводимость (податливость, масса) зависит от частоты, когда гибкая реактивная проводимость обратно пропорциональна частоте, а реактивная проводимость по массе прямо пропорциональна частоте. По мере увеличения частоты, общая реактивная проводимость переходит от положительных значений (контролируемая жесткость) к 0 мксм (резонанс) и к отрицательным значениям (контролируемая масса). Частота резонанса (Резонансная частота) прямо пропорциональна жесткости среднего уха, т.е. с увеличением жесткости частота резонанса повышается (например, при отосклерозе) и обратно пропорциональна массе среднего уха, т.е. с увеличением массы частота резонанса (резонансная частота) уменьшается.

Типичная измерительная установка состоит из ушного зонда, герметично вставленного в наружный слуховой проход, которая содержит громкоговоритель, который вырабатывает сигнал стимула, микрофон, который контролирует реакцию (т.е. часть стимула, отраженную от барабанной перепонки), и пневматический порт для подачи давления воздуха через воздушную трубку. Устройство, к которому подключен ушной зонд, обеспечивает насос для подачи изменяющегося давления воздуха. Калибровка импеданса выполняется в большинстве случаев с использованием нескольких тестовых полостей различных объемов. Тестовые полости имеют заданный объем воздуха, чтобы был известен их адмитанс. Это позволяет калибровать устройство для типичного диапазона акустических адмитансов.

Импедансная аудиометрия определяет коэффициент отражения звука на барабанных перепонках и, следовательно, способна предоставить информацию о дисфункции среднего уха, вызванной различными патологическими состояниями среднего уха, в том числе отосклерозом (повышенной жесткостью), воспалением среднего уха (увеличением массы), а также дисфункцией евстахиевой трубы (уменьшение статического давления в барабанной полости). Различные патологии могут приводить к схожим тимпанограммам (например, плоская тимпанограмма может возникать из-за фиксации молоточка или экссудата в среднем ухе), при этом одна и та же патология у разных пациентов или с разными характеристиками может и не давать тимпанограмму одинаковой формы (например, тимпанограмма при экссудате в среднем ухе зависит от количества жидкости в барабанной полости), и поэтому может потребоваться дополнительная диагностика. Тимпанометрия и проверка акустического рефлекса не могут проводиться на разумных основаниях, если барабанная перепонка перфорирована (например, если установлена тимпаностомическая трубка). Более подробную информацию о тимпанометрии, проверке акустического рефлекса, а также об исследовании проходимости евстахиевой трубы смотрите, пожалуйста, в разделах [3.2.11: Тимпанометрия](#),

3.2.12: Проверка акустического рефлекса, а также 3.2.13: Исследования проходимости евстахиевой трубы, соответственно.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Рекомендуется регулярно проверять функциональность пневматической системы (т.е. воздушной трубки и насосной установки). Это можно сделать посредством испытания насосной установки (смотрите Рисунок 73), в ходе которого проверяется создание и поддержание нужного давления. Подсоедините ушной зонд для тимпанометрии к устройству и удостоверьтесь в том, что воздушная трубка надлежащим образом прикреплена к устройству. Поместите наконечник зонда в соответствующую тестировочную полость и удостоверьтесь в том, что наконечник зонда глубоко вставлен в тестовую полость, чтобы предотвратить утечку между наконечником зонда и тестировочной полостью. Во-первых, проверяется образование давления. Статическое давление воздуха начинается с 0 даПа и постоянно увеличивается до +200 даПа, т.е. на экране должна отображаться постоянно возрастающая кривая. Во-вторых, проверяется поддержание давления. Начальное статическое давление воздуха составляет +200 даПа и должно сохраняться без значительного снижения давления воздуха во время проведения теста, т.е. должна отображаться довольно плоская линия. Если пневматическая система функционирует соответствующим образом, тест пройден (т.е. отображается зеленый значок). Пожалуйста, имейте в виду, что если второй подтест (удержание давления) окажется неудачным, это может произойти из-за негерметичного соединения, которое, скорее всего, может находиться между ушным зондом и тестовой полостью. В этом случае попробуйте использовать другую тестовую полость или герметично закройте ушной зонд, отсоединив наконечник зонда и поместив палец поверх каналов выхода сигнала. В качестве альтернативы, можно провести только испытание насосной установки следующим образом: отсоединить тимпанометрический ушной зонд от устройства и герметично закрыть патрубков давления на устройстве, например, пальцем или, закрутив крышку на патрубке выходного давления. В этой комплектации тестируется только насосная установка устройства.

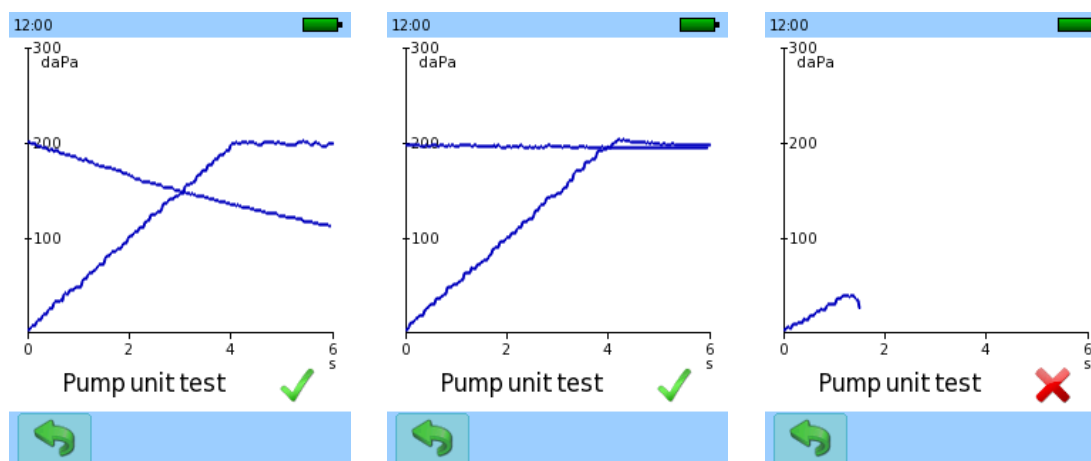


Рисунок 73: Испытание насосной установки (слева: испытание при слегка протекающем уплотнении на наконечнике зонда; в центре: испытание при закрытом патрубке выходного давления; справа: неудачное испытание с протекающим уплотнением, когда наконечник зонда не вставлен в тестовую полость)

Рекомендуется регулярно перенастраивать калибровку адмитанса на устройстве с помощью процедуры калибровки тимпанометрии (смотрите Рисунок 74), которая устанавливает верные эталонные значения адмитанса для трех полостей известного объема (0,5, 2,0 и 5,0 мл).

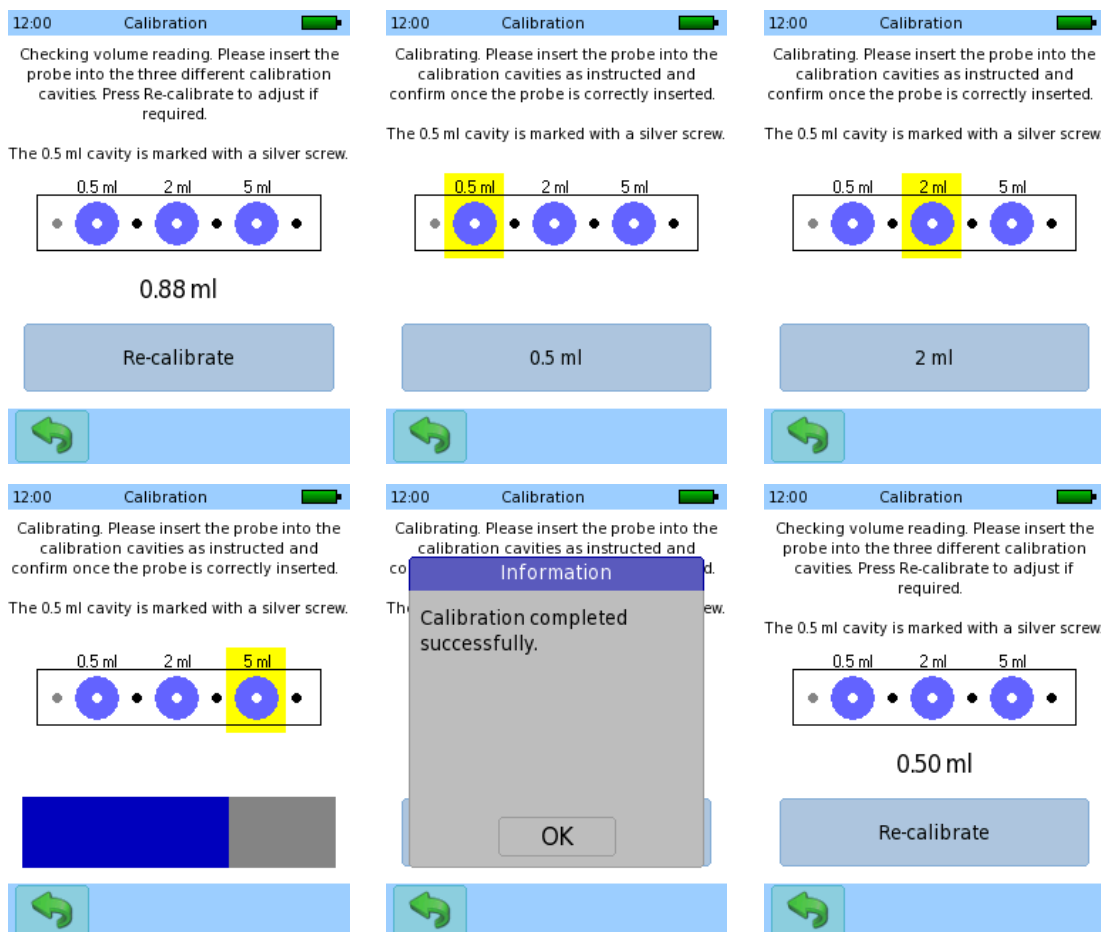


Рисунок 74: Калибровка адмитанса для трех разных объемов

Для данного теста используйте предоставленную коробку с тестировочной полостью. Поместите соответствующий наконечник зонда (PT-S) в первую тестировочную полость (например, 0,5 мл) и убедитесь в том, что наконечник зонда глубоко вставлен в тестировочную полость, чтобы исключить утечку между наконечником зонда и тестировочной полостью. Подождите, пока значение объема не установится. Если отображаемое на экране значение отличается от номинального значения, нажмите кнопку повторной калибровки (*re-calibrate*). Нажмите на кнопку объема (*volume*) (0,5 мл), чтобы начать калибровку для объема 0,5 мл. Соответствующий адмитанс настраивается соответственно. Перейдите к двум другим объемам, указанным на экране. Во время калибровки по объему показан индикатор выполнения операции. Если все три тестовых объема были откалиброваны, появится окно с сообщением об успешной или неудачной калибровке. Если калибровка оказалась неудачной, пожалуйста, повторите процедуру и убедитесь в том, что вы используете правильные объемы, как указано на экране. Пожалуйста, помните, что объем полости рядом с серебряным винтом представляет объем 0,5 мл. После успешной калибровки вы можете проверить калибровку адмитанса, повторно введя калибровку для тимпанометрии. Убедитесь, что отображаемое на экране значение соответствует нужному номинальному значению.

Если есть какое-либо отклонение от описанного выше процесса, или если вы подозреваете какую-либо неисправность, пожалуйста, повторите попытку с другим ушным зондом для тимпанометрии и (или) свяжитесь со своим дистрибьютором.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- American Speech-Language-Hearing Association (1988): Tympanometry, online: <http://www.asha.org/policy/RP1988-00027.htm>
- Shanks J, Shohet J (2009): Tympanometry in clinical practice, In: Handbook of clinical audiology (editors: Katz J, Medwetsky L, Burkard R, Hood L), Lippincott, Williams & Wilkins, p. 157-188.

3.2.11 Тимпанометрия

МЕТОДИКА

Звукопроводимость через среднее ухо (от барабанной перепонки через слуховые косточки к основанию стремени) может быть протестирована путем измерения акустического адмитанса (= 1/импеданс) барабанной перепонки при изменении статического давления в наружном слуховом проходе с помощью воздушного насоса. Функция барабанной перепонки наиболее оптимальна, если давление одинаково с обеих сторон, т.е. в барабанной полости и в наружном слуховом проходе. В этом состоянии вибрация барабанной перепонки максимальна, и большая часть звукового сигнала передается во внутреннее ухо, и при этом только небольшая часть отражается. В случае если давление на обеих сторонах барабанной перепонки равно, отражается большее количество энергии. Такая ситуация может возникнуть, например, ввиду нарушения вентиляции барабанной полости, наличия жидкости в барабанной полости или из-за перфорации барабанной перепонки. В целом, следует принимать во внимание, что импеданс-тест относится только к акустической энергии, которая поступает в среднее ухо, но при этом не проверяет количество энергии, передаваемой через систему. Существуют определенные патологии (например, тимпаносклеротические бляшки), которые могут привести к не соответствующей норме тимпанограмме, но при этом не связаны с определенной потерей слуха. В отличие от этого, отосклероз может давать относительно нормальные тимпанограммы с выраженной потерей слуха.

Из-за участка измерения, удаленного от барабанной перепонки, на измерение адмитанса влияют характеристики среднего уха и наружного слухового прохода и, следовательно, также глубина введения ушного зонда. Для того, чтобы получить замеры адмитанса только для среднего уха, из общего адмитанса необходимо убрать адмитанс наружного слухового прохода. При достаточном натяжении барабанной перепонки из-за высокого положительного или отрицательного давления, адмитанс среднего уха стремится к нулю, т.е. адмитанс в этих условиях обеспечивает возможное значение адмитанса наружного слухового прохода. Адмитанс наружного слухового прохода можно вычесть из общего адмитанса с учетом предположения о том, что значения импеданса наружного слухового прохода и среднего уха заданы параллельно (Djupesland и Zwislocki, 1972), что означает, что значения адмитанса суммируются ($Y_{\text{общий}} = Y_{\text{нар. сл. проход}} + Y_{\text{сред. ухо}}$). Однако данное предположение является лишь приближенным представлением, что адмитанс наружного слухового прохода, полученный на основе тимпанометрических измерений, является предполагаемым значением. В целом, эта процедура признается адекватной для клинического использования.

Стандартная клиническая тимпанометрия обычно проводится с помощью низкочастотного стимула 226 Гц (или 220 Гц). На низких частотах, нормальная система среднего уха регулируется жесткостью, а реактивная проводимость (элемент жесткости) больше определяет общий адмитанс, чем проводимость (элемент трения). Другие типичные тональные частоты включают 678 Гц (или 630, 660 Гц), 800 Гц и 1000 Гц.

Как правило, статическое давление воздуха варьируется от +300 даПа до -300 даПа. Направление изменения давления (т.е. от положительного к отрицательному давлению или наоборот) может влиять на статический адмитанс (Wilson и др., 1984). При более высокой частоте тона зонда (например, 678 Гц) зубчатые тимпанограммы чаще встречаются по мере увеличения перепадов давления (Wilson и др., 1984). Кроме того, скорость изменения давления может оказывать влияние на тимпанограммы. Однопиковые тимпанограммы в

большинстве демонстрируют рост в амплитуде с увеличением скорости изменения давления, но при этом также увеличивается частота распространения многопиковых тимпанограмм (Creten и van Camp, 1974). Более того, частота возникновения вырезов возрастает с каждым последующим прогоном тимпанометрических измерений, возможно, ввиду вязкоупругого состояния барабанной перепонки.

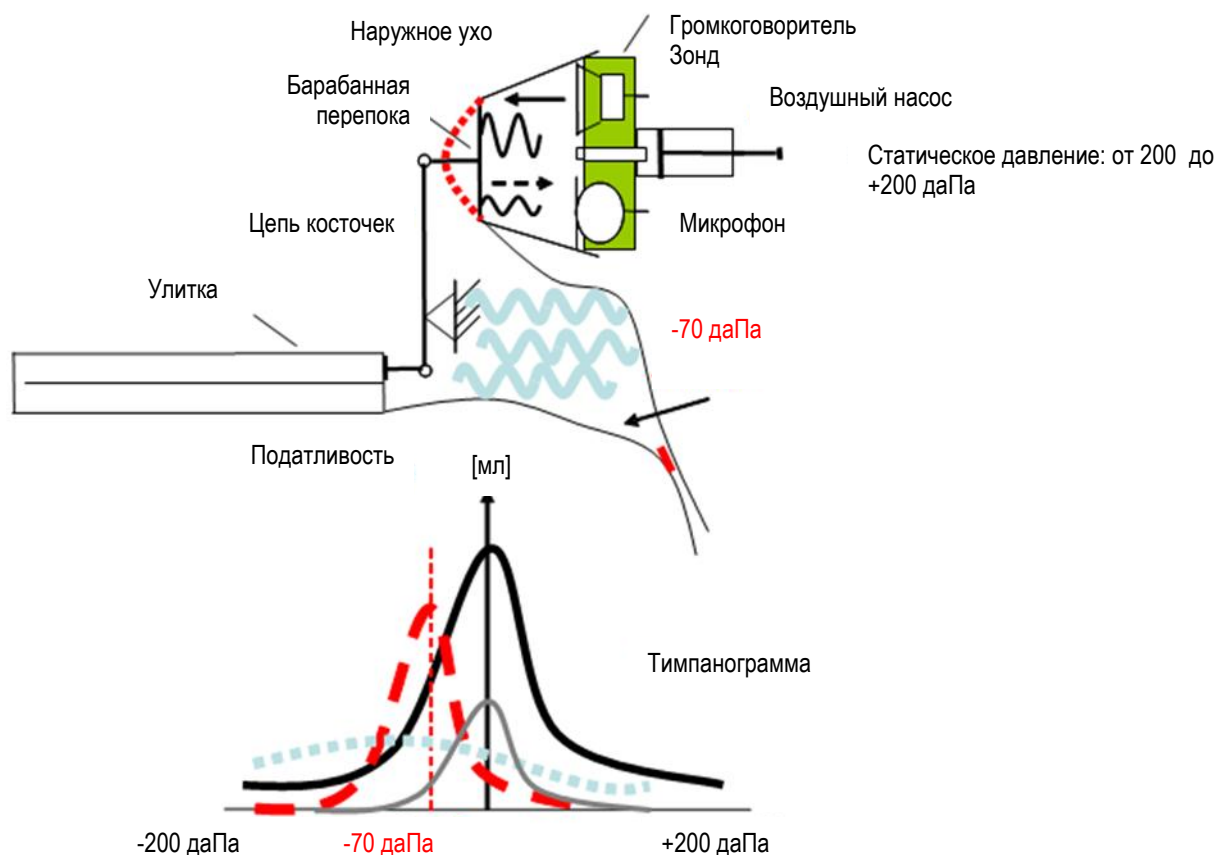


Рисунок 75: Схематическое представление тимпанометрии (вверху) с примерами тимпанограммы (внизу: черная сплошная линия: нормальный; серая сплошная линия: отосклероз; красная пунктирная линия: дисфункция евстахиевой трубы; голубая пунктирная линия: экссудат)

Результат измерения адмитанса представляет собой график, называемый тимпанограммой, на которой графически изображен адмитанс среднего уха в виде функции статического давления воздуха в наружном слуховом проходе (смотрите Рисунок 75). Различные патологии среднего уха дают различные формы тимпанограмм. Следующее приблизительное описание относится к тимпанограммам низкой частоты (226 Гц). В случае нормального функционирования среднего уха тимпанограммы по форме соответствует гауссовой кривой, которая на максимуме соответствует статическому давлению, приблизительно равному нулю (черная сплошная линия), т.е. максимальная энергия переносится в среднее ухо при атмосферном давлении без какой-либо компенсации статического давления. При наличии дисфункции евстахиевой трубы пик гауссовой кривой сдвигается в направлении отрицательных значений давления (красная пунктирная линия). Это связано с тем, что барабанная перепонка лучше всего движется в своем нормальном положении, т.е. когда статическое давление в наружном слуховом проходе и статическое давление в барабанной полости одинаковы. Если статическое давление в барабанной полости отрицательное, то статическое давление в наружном слуховом проходе

должно быть отрицательным и иметь то же значение. В результате пик гауссовой кривой присутствует точно при статическом давлении, которое образуется в барабанной полости. В случае экссудата масса среднего уха увеличивается. В этом случае движение среднего уха значительно уменьшается, что выражается в более низкой податливости (голубая пунктирная линия), которая практически не зависит от статического давления. Кроме того, в случае отосклероза движение среднего уха уменьшается. Как следствие, пик гауссовой кривой небольшой, однако, он расположен в пределах нулевого диапазона статического давления (сплошная серая кривая). Активированная стремениная мышца также дает сниженную податливость.

Типичными параметрами тимпанограммы являются тимпанометрическая форма, объем наружного слухового прохода, статический адмитанс, пик тимпанометрического давления и тимпанометрическая ширина. Jerger и Northern (1980) внедрили в практику три типа форм тимпанограммы, которые относятся к низкочастотным (226 Гц) тимпанограммам. Тип А представляет собой нормальную тимпанограмму с ярко выраженным пиком около 0 даПа; тип В – плоскую тимпанограмму без ярко выраженного пика; а тип С относится к тимпанограммам с пиком, смещенным к отрицательному статическому давлению. Для зонда с низкими тончастотами, как правило, наблюдается однопиковая тимпанограмма. Однако тимпанограммы для новорожденных и для зондов с более высокими тончастотами часто демонстрируют множественные пики и вырезы (в зависимости от которых измеряется компонент иммитанса).

Объем наружного слухового прохода в большинстве случаев оценивается при отрицательном или положительном максимальном давлении (например, при +200 даПа). Объем слухового прохода обычно оценивается в качестве адмитанса при отрицательном или положительном максимальном давлении (например, при +200 даПа). Для зонда с низкими тончастотами возникает только небольшая ошибка из-за разности фаз между вектором адмитанса среднего уха и слухового прохода. На высоких частотах эта ошибка становится более выраженной. Для зонда с тоном 226 Гц объем наружного слухового прохода, как правило, указан в мл (что аналогично мкСм на этой частоте и при конкретной окружающей обстановке). Для зондов с более высокими тончастотами объем наружного слухового прохода указан в мкСм. Тимпанограмма может быть нормализована путем вычета объема наружного слухового прохода из кривой, дающей компенсированный статический акустический адмитанс Y_{tm} , который представляет собой возможное значение акустического адмитанса на боковой поверхности барабанной перепонки. Оно в большинстве случаев выше, когда максимальное отрицательное (а не максимальное положительное) давление используется для оценки адмитанса наружного слухового прохода (Margolis и Smith, 1977). Тимпанометрический пик давления – это давление, при котором возникает максимальный адмитанс. Тимпанометрическая ширина – это разница давлений при половине компенсированного статического акустического адмитанса. Она количественно определяет относительную резкость пика.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Выберите *Tupr* на экране выбора модуля. Модуль *Tupr* модуль можно найти в разделе *Immittance*. Выберите заданные заранее параметры, которые вы хотели бы использовать. Если это необходимо, измените параметры (например, минимальное / максимальные давление, скорость изменения давления, тончастота зонда, автоматический запуск, автостоп,

отражательные опции) и предварительно установленное название, по мере необходимости. Ниже объясняются различные опции параметров и их возможные области применения:

Настройка давления:

Задайте диапазон давления и скорость насоса. Диапазон давления колеблется от -600 до +400 даПа для класса 1, и от -300 до +300 для класса 2. Скорость насосной установки можно задать с приращением, равным 50 даПа/с. до значений 50 - 200 даПа/с. Опция "аfар" изменяет давление в максимально сжатое время – максимум 600 даПа/с., уменьшая скорость до 200 даПа/с, как только будет достигнут крутой подъем тимпанометрической кривой.

Тончастота зонда:

Значение по умолчанию составляет 226 Гц. Кроме этого, класс 1 предлагает зонды 678, 800 и 1000 Гц. Как правило, 226 Гц используется, когда тимпанограмма демонстрирует четкие закономерности, позволяющие классифицировать тимпанограммы (тип А, В С). 1000 Гц часто используются на детях младшего возраста. Пожалуйста, имейте в виду, что многочастотная (MF) опция позволяет протестировать все четыре частоты одновременно и это не влияет на результаты теста, а также не приводит к увеличению его длительности.

Автоматический запуск:

Запись тимпанограммы начинается, как только определено герметичное прилегание ушного зонда в наружном слуховом проходе. Если опция отключена, тест должен быть начат вручную посредством нажатия на кнопку воспроизведения *play*.

Автостоп:

Запись тимпанограммы можно остановить, как только будет обнаружен тимпанометрический пик, что означает, что давление не будет снижаться больше, чем это необходимо.

Регулировка давления вручную:

Тимпанограмму можно записать вручную, т.е. давление может быть задано врачом, проводящим обследование.

Метод тимпанометрии может быть опционально использован с последовательной автоматической проверкой акустического рефлекса. Если вы хотите выполнить проверку акустического рефлекса сразу после тимпанометрии, соответственно выберите отражательные опции в настройках тимпанометрии (смотрите [3.2.12: Проверка акустического рефлекса](#)).

Удостоверьтесь в том, что к устройству подсоединен исправный преобразователь (ушной зонд EP-TY для тимпанометрии) и убедитесь, что соединительная муфта воздушной трубки плотно прикручена на патрубке выходного давления устройства (смотрите *Рисунок 76*). Вы можете использовать зажим, чтобы зафиксировать кабель ушного зонда на одежде объекта. Подберите ушной вкладыш нужного размера, соответствующего размеру наконечника зонда и размеру наружного слухового прохода пациента. Удостоверьтесь в том, что ушной зонд вставлен так, что между ушным зондом и наружным слуховым проходом отсутствует какой-либо зазор. Вспененные ушные вкладыши обычно не подходят для проведения тимпанометрии, потому что они пропускают воздух.

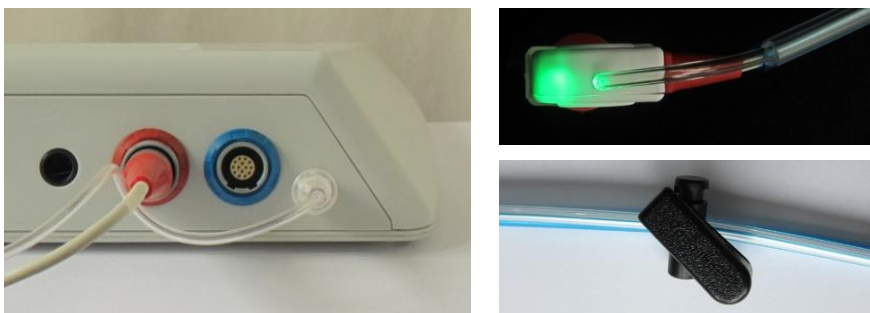


Рисунок 76: Установка для тимпанометрии (слева: подсоединение ушного зонда EP-TY для тимпанометрии к устройству Sentiero Desktop; сверху справа: индикатор статуса EP-TY, внизу справа: зажим для крепления)

После выбора тестируемого уха можно начинать измерение. Индикатор статуса ушного зонда указывает на текущее состояние измерения:

- Непрерывно горящий свет: Готовность к тесту – пожалуйста, вставьте ушной зонд в ухо
- Медленное мерцание (со скоростью сердечных сокращений): Производится измерение
- Быстрое мерцание: Утечка, невозможно создать нужное давление в наружном слуховом проходе

Устройство постоянно контролирует подгонку зонда, т.е. акустический объем, наблюдаемый на ушном зонде (смотрите Рисунок 77).

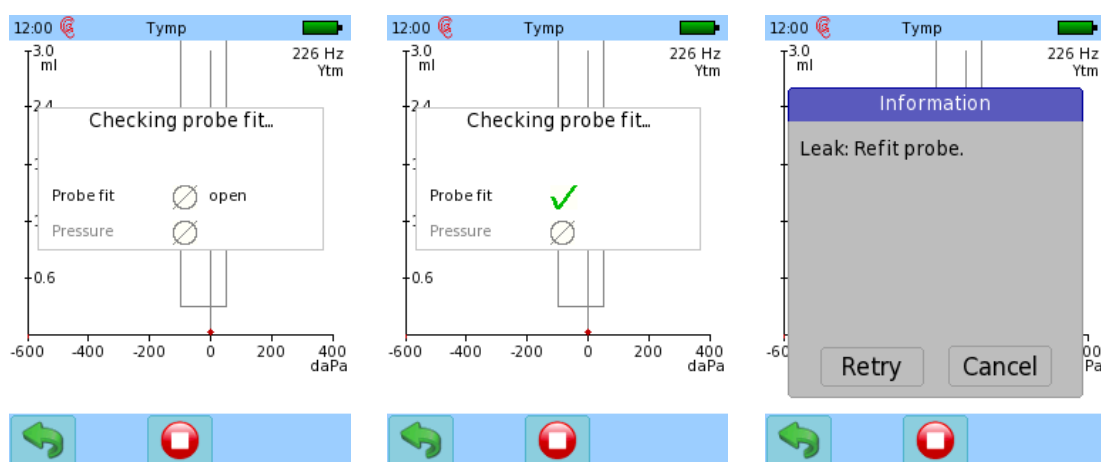


Рисунок 77: Мониторинг подгонки зонда для тимпанометрии (слева: не отвечающая требованиям подгонка зонда при запуске теста; в центре: отвечающая требованиям подгонка зонда при запуске теста; справа: не отвечающая требованиям подгонка зонда во время теста)

Тимпанометрическое измерение начинается автоматически (если задано) после того, как ушной зонд будет правильно размещен в наружном слуховом проходе, а акустический объем стабилизируется. Световой индикатор состояния ушного зонда будет переходить с непрерывно горящего света на режим сердечного ритма, пока идет запись кривой адмитанса. В случае утечки во время теста появляется окно сообщения с просьбой запустить или отменить тест. Индикатор статуса ушного зонда начнет быстро мерцать, а на дисплее устройства появятся инструкции. Устройство будет периодически повторять попытки продолжить измерение автоматически.

Во время тимпанометрического измерения на экран выводится следующая информация (смотрите Рисунок 78):

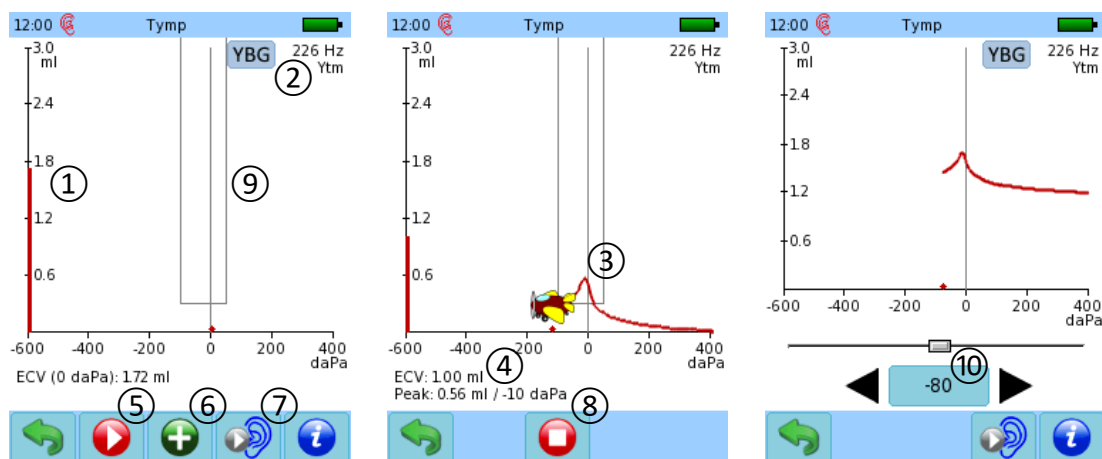


Рисунок 78: Тимпанометрическое измерение (слева: до измерения; в центре: во время измерения с включенным режимом динамического изображения; справа: измерение, проводимое вручную)

Перед тем как начать тест вручную (если опция автоматического запуска отключена), предполагаемый объем наружного слухового прохода (ECV) постоянно отображается в виде полосы-индикатора с левой стороны графика тимпанограммы ①. Числовое значение ECV ④, кроме того, показано под графиком тимпанограммы. Для тимпанометров класса 1 можно переключать режим просмотра тимпанограммы (адмитанс Y , проводимость G и реактивная проводимость B), нажав на кнопку *YBG* ②. Как только начнется тимпанометрическое измерение (будь то автоматически, если включена опция автоматического запуска, или после нажатия на кнопку воспроизведения *play* ⑤), адмитанс в виде функции диапазона компенсации приложенного статического давления будет представлен графически в виде тимпанограммы ③. Если включен режим динамического изображения, самолет перемещается по пути тимпанограммы. Режим динамического изображения предназначен для того, чтобы дольше сохранить интерес ребенка и, следовательно, улучшить ситуацию с шумами во время теста. Если пик обнаружен, пиковая амплитуда и компенсация статического давления выводятся на экран под возможным значением ECV ④. Серое поле в центре графика тимпанограммы представляет нормальную область ⑨. Если пик тимпанограммы находится в границах данной области, можно ожидать, что тимпанограмма является нормальной. Продолжающееся измерение можно остановить, нажав на кнопку *stop* ⑧.

После прекращения тимпанометрического измерения существует несколько опций: В случае артефактов или неясных результатов измерение можно перезапустить с помощью кнопки воспроизведения *play* ⑤, т.е. текущий след аннулируется и заменяется вновь записанным следом. Для тимпанометров класса 1 можно записать до трех тимпанометрических следов за один сеанс измерений. Можно добавить дополнительную тимпанограмму, которая будет отображаться поверх существующей (их), нажав на кнопку *plus* ("плюс") ⑥. Это может быть полезным, если тимпанограммы нужно сравнить в различных условиях, например, до и после выполнения пробы Вальсальвы. Другое ухо можно проверить с помощью тех же параметров установки, нажав на кнопку *ear* ("ухо") ⑦. Это самый быстрый способ записи тимпанограмм для обоих ушей. Поскольку тимпанометрическое измерение начинается автоматически, как только стабилизируется подгонка зонда (если автоматический запуск активирован), выньте

ушной зонд из текущего тестируемого уха до нажатия на кнопку *ear*, чтобы предотвратить повторное обследование того же уха (один раз как левого, а другой – как правого уха).

Тимпанограмма также может быть записана вручную, если задать соответствующие параметры установки. Значения компенсации статического давления можно задать путем нажатия на кнопки со стрелками ("влево" или "вправо") или с помощью ползунка ⑩.

Пожалуйста, имейте в виду, что если согласно заданным вами параметрам после тимпанометрии должно следовать автоматическое измерение акустического рефлекса, проверка акустического рефлекса начинается после того, как будет записана валидная тимпанограмма. Более подробную информацию о проверке акустического рефлекса, смотрите, пожалуйста, в разделе [3.2.12: Проверка акустического рефлекса](#).

После завершения теста на экран выводится результат тимпанометрии (смотрите *Рисунок 79*).

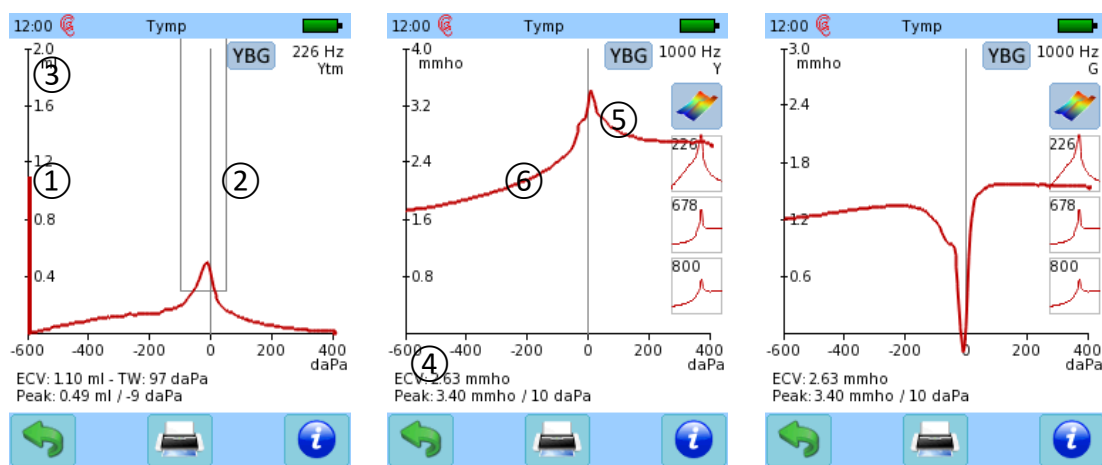


Рисунок 79: Результат тимпанометрии (слева: адмитанс за минусом объема наружного слухового прохода; в центре, справа: адмитанс и проводимость для зонда 1000 Гц)

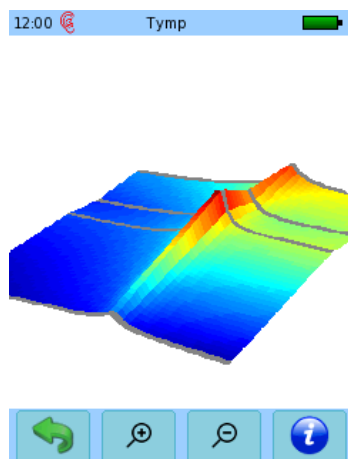


Рисунок 80: Просмотр результатов тимпанометрии в режиме 3D

Тимпанограмма показана в виде красного (правое ухо) или синего следа (левое ухо). Разрешение оси мл/мкСм можно отрегулировать, проводя пальцем вверх или вниз по экрану. Вертикальная полоса-индикатор в левой части графика тимпанограммы представляет объем наружного слухового прохода (ECV) ①. Числовое значение ECV показано под графиком тимпанограммы вместе с тимпанометрической шириной (TW – только для зондов 226 Гц) и

пиковой амплитудой, а также компенсацией статического давления ④. Нормативная область показана в виде серого поля ②. Для тимпанометров класса 1 графики адмитанса, реактивной проводимости и проводимости можно переключать с помощью кнопки YBG ③. Для тонов зондов в 226 Гц тимпанограмма может быть показана в нормализованном виде, за минусом предполагаемого объема наружного слухового прохода из следа, дающего компенсированный статический акустический адмитанс Y_{tm} (= адмитанс только барабанной перепонки). Тончастота зонда и режим просмотра указываются в правом верхнем углу. Для многочастотных измерений вы можете выбрать графическое отображение тимпанограммы для каждой тончастоты зонда, нажав на соответствующий малый график адмитанса ⑥. При нажатии на трехмерную тимпанограмму ⑤ отображается трехмерный график, рассчитанный на основе следов на четырех тончастотах зонда (смотрите *Рисунок 80*). Вы можете вращать трехмерный график, проведя по экрану пальцем в горизонтальном или вертикальном направлении, при этом, нажав на кнопку *magnifying glass* ("увеличительное стекло"), вы можете уменьшить или увеличить масштаб графика.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- American Speech-Language-Hearing Association (1988): Tympanometry, online: <http://www.asha.org/policy/RP1988-00027.htm>
- Creten W, van Camp K (1974): Transient and quasistatic tympanometry, *Scandinavian Audiology* 3, p.39-42.
- Djupesland G, Zwislocki J (1972): Sound pressure distribution the outer ear, *Scandinavian Audiology* 1, p. 197-203.
- Jerger J, Northern J (1980): *Clinical Impedance Audiometry*, Thieme.
- Kandzia F (2015): An optimized protocol for acoustic impedance measurements: „Simultaneous multi component multi frequency tympanometry“, DGA poster presentation.
- Margolis R, Smith P (1977): Tympanometric asymmetry, *Journal of Speech and Hearing Research* 20, p. 437-446.
- Wilson R, Shanks J, Kaplan S (1984): Tympanometric changes at 226 Hz and 678 Hz across ten trials and for two directions of ear canal pressure change, *Journal of Speech and Hearing Research* 27, p. 257–266.

3.2.12 Проверка акустического рефлекса

МЕТОДИКА

Акустический рефлекс (или стапедиальный рефлекс, рефлекс затухания, слуховой рефлекс) представляет собой непроизвольное сокращение стременной мышцы в реакции на звуковые стимулы высокого уровня (выше примерно 80 дБ HL). Стременная мышца укрепляет цепь косточек, отодвигая стремечко от овального окна улитки. Как следствие, передача вибрационной энергии к улитке уменьшается, а импеданс увеличивается. Путь, задействованный в акустическом рефлексе, сложен и может включать в себя саму цепь косточек, улитку, слуховой нерв и ствол головного мозга. Стапедиальный рефлекс считается защитной процедурой. В случаях, когда эта защитная процедура мышц среднего уха не работает (дисфункция эфферентной слуховой системы, отосклероз), намного проще повредить кохлеарную микромеханику (особенно стереоцилию волосковых клеток).

Акустический рефлекс может быть вызван ипсилатерально или контралатерально короткими тональными импульсами. Когда он вызван ипсилатерально, измерение импеданса и стимуляция акустического рефлекса производятся в одном ухе. Когда он вызван контралатерально, измерение импеданса и стимуляция акустического рефлекса выполняются в противоположных ушах. Как правило, определяется порог, при котором стременная мышца начинает менять импеданс среднего уха. Тест проводится при максимальной податливости, т.е. с компенсацией статического давления, которая обеспечивает пик во время тимпанометрии. Следовательно, рекомендуется проводить тимпанометрию перед проверкой акустического рефлекса. Результат представляет собой график, на котором показан адмитанс среднего уха в виде временной функции для заданного уровня стимула. Продолжительность стимула может варьироваться от 2 с. (определение акустического рефлекса) до примерно 10 с. (определение затухания акустического рефлекса во времени). Если уровень стимулы достаточно высок для того, чтобы вызвать акустический рефлекс, может наблюдаться отчетливое изменение адмитанса.

Измерения акустических рефлексов проводятся для выявления отосклероза, феномена ускоренного нарастания громкости звука (ФУНГ) и неврологических расстройств. Отосклероз означает фиксацию основания в пределах овального окна внутреннего уха из-за склеротических очаговых нарушений. В случае фиксации основания стремени невозможно измерить импеданс при подаче на ухо громкого звука. ФУНГ характеризуется нормальным слухом на уровне улитки при высоких уровнях звука и сниженном слухе на уровне улитки при низких уровнях звука. В слабослышащем ухе (например, когда это выявлено с помощью тональной аудиометрии) с нормальными порогами акустических рефлексов около 80 дБ HL, наиболее вероятен ФУНГ. Порог акустического рефлекса повышается в случае дисфункции среднего уха.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Автоматический акустический рефлекс

Перед проведением проверки акустического рефлекса необходимо использовать метод тимпанометрии, чтобы определить пик тимпанометрического давления, при котором следует проводить проверку рефлекса. Эту последовательность можно запустить автоматически, выбрав или настроив соответствующие задаваемые заранее параметры в модуле *Тутр* в

разделе модулей *Immittance*. В настройках тимпанометрии доступны следующие опции, относящиеся к автоматической проверке акустического рефлекса:

Режим акустического рефлекса:

Выберите “всегда”, если вы хотели бы начать автоматическую проверку акустического рефлекса, независимо от результата тимпанометрии или выберите “только если пик в пределах нормы (только 226 Гц)”, если вы хотели бы начать проверку акустического рефлекса, только если пик тимпанограммы находится в пределах области нормы. Если вам не нужна проверка акустического рефлекса, выберите “never” (“никогда”).

Частота акустического рефлекса и уровень запуска/прекращения:

Выберите частоты, на которых вы хотели бы провести проверку акустического рефлекса. Если вы хотите провести скрининговое обследование на конкретном уровне, задайте уровень запуска и уровень прекращения, указав одно и то же значение. Если вы желаете определить порог акустического рефлекса, выберите уровень запуска и прекращения для того диапазона уровня, который нужно проверить. Максимальный уровень в автоматическом режиме ограничен 100 дБ HL.

Критерий корректности акустического рефлекса и повтор с целью подтверждения:

Выберите критерий для изменения адмитанса, который считается корректным акустическим рефлексом. Если корректный (валидный) акустический рефлекс определен, вы можете выбрать повтор теста при соответствующих параметрах стимула с целью подтверждения результатов.

Настройка давления акустического рефлекса:

Выберите компенсацию статического давления, при которой должна проводиться проверка акустического рефлекса. Вы можете либо использовать давление на пике ранее измеренной тимпанограммы, либо вы можете указать фиксированный сдвиг статического давления. Если нельзя обеспечить стабильную воздухонепроницаемую герметичность даже с помощью ушного вкладыша подходящего размера, измерение может проводиться при давлении окружающей среды (т.е. 0 даПа). Несмотря на то, что рекомендуется проводить проверку акустического рефлекса при пиковом тимпанометрическом давлении, тест, проводимый при давлении окружающей среды, может дать полезную информацию, особенно если давление тимпанометрического пика так или иначе близко к нулю, т.е. когда среднее ухо функционирует нормально.

Удостоверьтесь в том, что подключен исправный преобразователь (ушной зонд EP-TY для тимпанометрии). Процесс измерения акустического рефлекса весьма чувствителен к перемещению зонда. Это происходит из-за того, что изменение адмитанса, вызванное акустическим рефлексом, очень незначительно. Движения ушного зонда могут повлиять на глубину вложения и ввиду этого на адмитанс, который находится в пределах видимости зонда. Эти изменения происходят в таком же порядке, что и рефлекс. Поэтому не рекомендуется держать ушной зонд во время проверки акустического рефлекса. Вы можете использовать зажим для того, чтобы закрепить кабель ушного зонда на одежде пациента. Подберите ушной вкладыш нужного размера, соответствующего размеру наконечника зонда и размеру наружного слухового прохода пациента. Удостоверьтесь в том, что ушной зонд вставлен так, что между ушным зондом и наружным слуховым проходом отсутствует какой-либо зазор. Вспененные ушные вкладыши обычно не подходят для проведения тимпанометрии или проверки акустического рефлекса, потому что они пропускают воздух. Необходим надлежащий

ушной вкладыш, который обеспечит герметичное стабильное размещение зонда в наружном слуховом проходе.

Контралатеральные акустические рефлексы можно измерить, если к тимпанометрическому ушному зонду также подключен подходящий преобразователь для контралатеральной стимуляции. Преобразователь следует подключить перед тем, как начать выбор модуля акустического рефлекса, чтобы он был опознан устройством. К подходящим контралатеральным преобразователям относятся любые головные телефоны (наушники (HP-xx)), внутриушные телефоны (IP-xx), или ушной зонд EP-VIP. Пожалуйста, имейте в виду, что существуют моноауральные преобразователи, специально предназначенные для контралатеральной проверки акустического рефлекса.

В автоматическом режиме данные о компенсации статического давления для проведения проверки акустического рефлекса берутся из последнего тимпанометрического результата для того же уха (или в зависимости от конфигурации параметров используется фиксированное значение смещения статического давления). Проверка акустического рефлекса начнется автоматически и при этом не требуется никакого дополнительного взаимодействия со стороны пользователя. Акустические рефлексы можно определить на различных синусоидальных частотах, от 0,5 до 4 кГц, и в шумной обстановке (широкополосный шум, шум верхних частот, шум нижних частот). Пожалуйста, имейте в виду, что отклонение кривой акустического рефлекса (положительное или отрицательное) можно задать в *Typ Preferences*.

Во время автоматического измерения акустического рефлекса на экран выводится следующая информация (смотрите *Рисунок 81*):

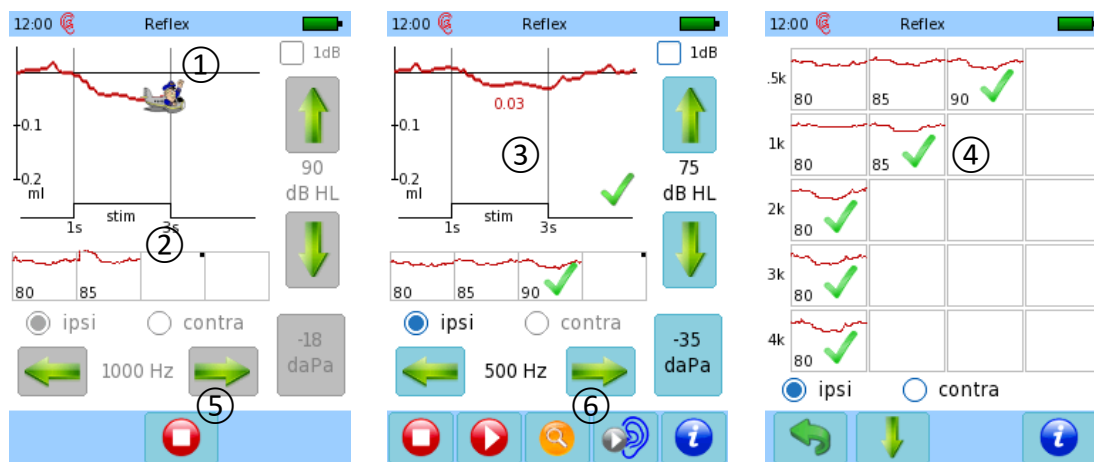


Рисунок 81: Автоматическое измерение акустического рефлекса (слева: определения порога при активированном режиме динамического изображения; в центре: ручной режим после прекращения теста; справа: обзор текущих результатов)

Кривая акустического рефлекса, измеряемого в настоящее время, показана в зоне основного графика ①. Ранее измеренные кривые рефлекса для той же частоты стимула выводятся на экран в зонах уменьшенных графиков ② под основным графиком. Увеличение рефлекса при частоте стимула в процессе теста можно вычесть из кривых в областях уменьшенных графиков, если тестируются несколько уровней. Черный маркер указывает на область уменьшенных графиков, в которой будет представлена текущая активная кривая. Если включен режим динамического изображения, летательный аппарат (например, самолет) движется вдоль

кривой. Летательный аппарат меняется для каждой кривой. Режим динамического изображения предназначен для того, чтобы дольше сохранить интерес ребенка и, следовательно, улучшить ситуацию с шумами во время теста. Элементы управления неактивны и отключены в процессе автоматического измерения. Автоматическое измерение при частоте стимула прекращается, если достигнут наивысший заданный уровень или определен корректный акустический рефлекс. Автоматический тест также может быть в любое время прерван пользователем посредством нажатия на кнопку *stop* в процессе проведения теста ⑤. Как только автоматический тест будет остановлен пользователем или завершен для всех выбранных частот стимула, элементы управления снова становятся активными и пользователь может заменить или добавить дополнительные кривые в ручном режиме. Затем будут доступны средства контроля частоты, уровня и давления для проведения измерений вручную, например, если нужно повторить определенную запись ввиду артефактов или неясных результатов. Пожалуйста, смотрите ниже более подробную информацию о практическом применении ручного режима в разделе о проверке акустического рефлекса вручную.

На экран можно вывести для просмотра все текущие измерения с указанием соответствующего статуса (зеленая галочка в случае корректного рефлекса) ④, нажав на кнопку *magnifying glass* ("увеличительное стекло") ⑥. Если вы желаете запустить последовательность теста, в том числе тимпанометрию и автоматическую проверку акустического рефлекса для другого уха, пожалуйста, нажмите на кнопку *ear* ("ухо") ⑩. Это самый быстрый способ записать тимпанограммы и акустические рефлексы для обоих ушей. Поскольку тимпанометрическое измерение начинается автоматически, как только подгонка зонда будет стабильной (если включен автоматический запуск), уберите ушной зонд из тестируемого в настоящий момент уха прежде, чем нажать на кнопку *ear* ("ухо"), чтобы исключить повторные измерения на том же ухе (один раз как для левого уха, второй – как для правого уха).

Просмотр результатов по акустическому рефлексу (смотрите *Рисунок 82*) демонстрирует все ипсилатеральные или контралатеральные кривые акустического рефлекса. Если выбрать любой из уменьшенных графиков, откроется соответствующий график в режиме детализированного просмотра. Если кривая корректна, рядом с ней появится зеленая галочка. Изменение в адмитансе ввиду активации акустического рефлекса показано на корректной кривой. Под графиком представлен заданный для стимула интервал времени (стимул включается с 1 - 3 с. после начала измерения).



Рисунок 82: Результаты по акустическому рефлексу (слева: обзор результатов; справа: подробные данные)

Проверка акустического рефлекса вручную

Если приобретена лицензия на тимпанометр класса 1, *Manual Reflex* доступен в разделе *Immittance* как отдельный режим измерения, чтобы исключить необходимость заранее проходить через последовательность тимпанометрии и автоматического порога рефлекса. После завершения или прерывания автоматической проверки акустического рефлекса для всех устройств доступен ручной режим. Пожалуйста, имейте в виду, что в данном разделе особое внимание уделяется конкретным опциям, доступным для проводимых вручную проверок. Общая последовательность действий и пользовательский интерфейс аналогичны описанным выше средствам автоматической проверки акустического рефлекса.

Во время измерения акустического рефлекса вручную на экран выводится следующая информация (смотрите *Рисунок 83*).

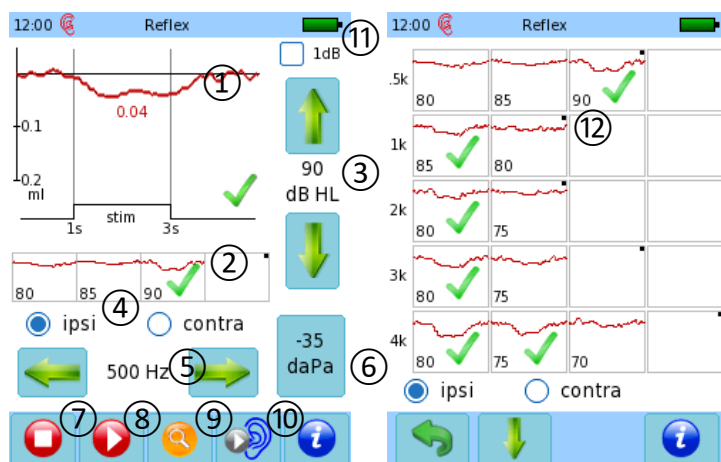


Рисунок 83: Измерения акустического рефлекса вручную (слева: измерение; справа: обзор текущих результатов)

Как и для автоматической проверки акустического рефлекса, показаны текущая кривая акустического рефлекса (1) и ранее записанные для стимула того же вида кривые (2). Корректные кривые отмечены зеленой галочкой. Ручной режим позволяет полностью контролировать параметры измерений и последовательность измерения. Параметры измерений можно настроить для каждого отдельного измерения рефлекса. Параметры – это частота стимула или шум (в том числе дополнительный шум верхних частот или нижних частот) (5), уровень стимула (3) (доступны уровни стимула свыше 100 дБ HL, в зависимости от частоты), а также сторона воспроизведения в ухе (ипсилатеральный или контралатеральный режим, если подсоединен контралатеральный преобразователь) (4). Размер шага уровня стимула можно уменьшить до 1 дБ посредством активации соответствующей кнопки-флажка (11). Можно скорректировать компенсацию статического давления, нажав на кнопку компенсации статического давления (*static pressure offset*) (6). Как только все параметры установлены по запросу, нажмите на кнопку воспроизведения *play* (8), для того чтобы провести тест. Если вы желаете продолжить проверку на другом ухе, нажмите на кнопку *ear* ("ухо") (10). Завершить проверку акустического рефлекса можно, нажав на кнопку *stop* ("стоп") (7).

Устройство предлагает четыре слота для запоминания на каждую частоту стимула и способ представления (ипсилатеральный/контралатеральный). Слоты показаны как миниатюрные следы и снабжены комментарием о громкости представления. Небольшой черный маркер в углу графика указывает на слот для запоминания следующего в очереди измерения. Щелчок по

любому изображению слота приведет к появлению соответствующей кривой на главной графике и в результате поверх данного слота будет записано следующее измерение. Можно просмотреть все записанные следы, нажав на кнопку *magnifying glass* ("увеличительное стекло") ⑨. При просмотре ⑫ видны уменьшенные графики для всех частот стимула, тогда как при общем просмотре виден лишь рефлекторный рост выбранной в настоящее время частоты стимула. Пожалуйста, имейте в виду, что уровни стимула показаны для каждой частоты стимула в порядке, установленном врачом, проводящим обследование.

Затухание акустического рефлекса

Если приобретена лицензия на тимпанометр класса 1, можно провести тест на затухание акустического рефлекса. В ходе теста на затухание акустического рефлекса проверяется, можно ли сохранить изменение адмитанса, вызванное акустическим рефлексом, во время непрерывной ипсилатеральной или контралатеральной стимуляции. Затухание акустического рефлекса часто определяется с помощью контралатеральной стимуляции, для того чтобы сократить влияние потенциальных артефактов, связанных со стимулом, на ипсилатеральную запись. Тест на затухание акустического рефлекса признается положительным, если амплитуда акустического рефлекса снижается до 50% в течение заданного периода времени (обычно приблизительно 10 секунд). Более низкие частоты (500 Гц или 1000 Гц) наиболее часто используются для данного теста, потому что нормальные уши также могут продемонстрировать затухание акустического рефлекса на более высоких частотах.

В принципе, работа модуля для проверки затухания акустического рефлекса такая же, как и модуля для проверки акустического рефлекса вручную, поскольку тест отличается только в плане продолжительности стимула и оценки записанных следов (смотрите *Рисунок 84*).

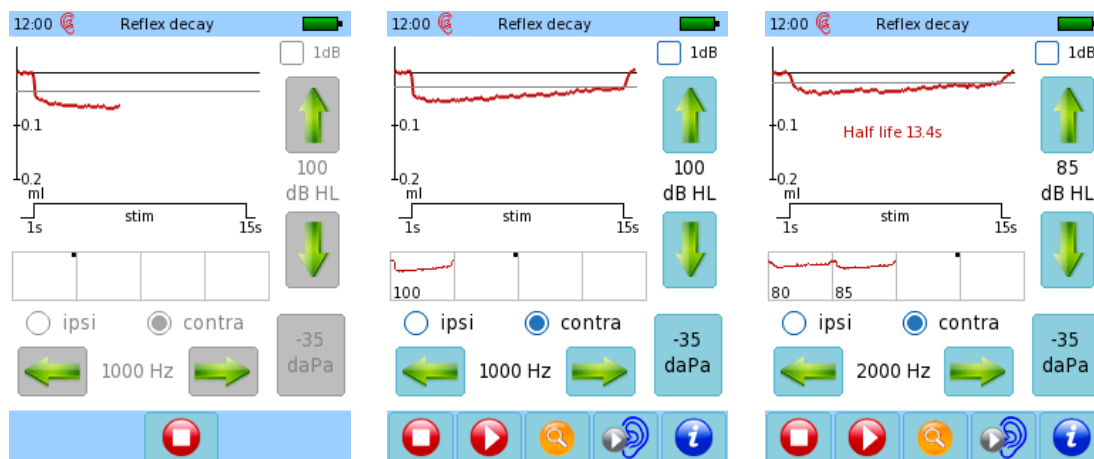


Рисунок 84: Измерение затухания акустического рефлекса (слева: во время измерения; в центре: после измерения с отрицательным затуханием; справа: после измерения с положительным затуханием)

Тест на затухание акустического рефлекса обычно проводится при уровнях стимула на 10 дБ выше порога акустического рефлекса. Следовательно, определение порога акустического рефлекса, будь то вручную или автоматически, должно проводиться заранее. Компенсация статического давления должна быть установлена на пиковом тимпанометрическом давлении, как и для обычной проверки акустического рефлекса. Пожалуйста, имейте в виду, что интенсивные уровни стимула могут вызвать чувство дискомфорта или даже быть болезненными для пациента. Следует ознакомиться со здоровой клинической оценкой перед

тем, как использовать стимулы высокой интенсивности, особенно во время теста на затухание акустического рефлекса, когда фактическая длительность предъявления стимула составляет 14 секунд.

Если тест на затухание акустического рефлекса является положительным, т.е. след достигает половины амплитуды начальной амплитуды акустического рефлекса до конца измерения, момент достижения данной амплитуды показан на следе как *half life* ("полупериод"). Серая линия на следе представляет 50% амплитуду акустического рефлекса.

Просмотр результатов затухания акустического рефлекса (смотрите *Рисунок 85*) аналогичен просмотру для модуля акустического рефлекса и дает обзор всех ипсилатеральных или контралатеральных кривых затухания акустического рефлекса. Если вы выберете любой из уменьшенных графиков, соответствующий график откроется в режиме детализированного просмотра. Под графиком представлен заданный для стимула интервал времени (стимул включается с 1 - 15 с. после начала измерения).

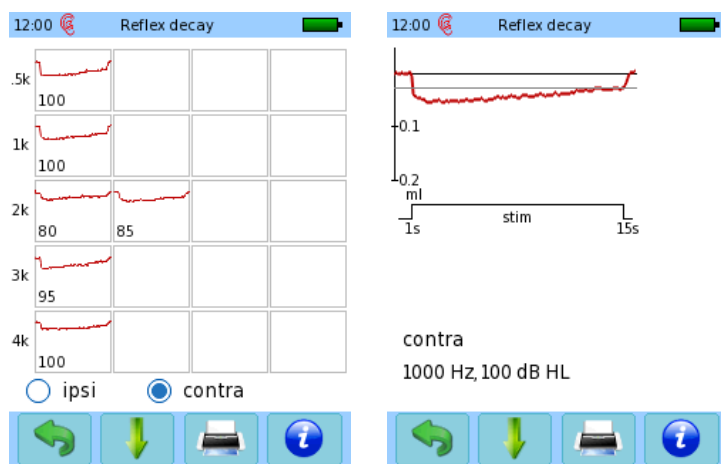


Рисунок 85: Результат затухания акустического рефлекса результат (слева: обзор результатов; справа: подробные данные)

Пожалуйста, имейте в виду, что изменения адмитанса можно контролировать с помощью подтеста на проходимость евстахиевой трубы (смотрите [3.2.13: Исследования проходимости евстахиевой трубы](#)). Можно записать изменения адмитанса, возникшие в результате акустических рефлексов, вызванных внешней стимуляцией, такой как звуковые источники производных волн, или стимуляцией на основе слухового аппарата / кохлеарного импланта. Интерпретация полученных кривых зависит от пользователя, поскольку устройство не обладает знаниями о внешней стимуляции.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- American Speech-Language-Hearing Association (1988): Tympanometry, online: <http://www.asha.org/policy/RP1988-00027.htm>
- Chermak GD, Dengerink JE, Dengerink HA (1983): Test-retest reliability of the acoustic stapedius reflex, *Audiology* 22, p. 136-143
- Deutsch LJ (1972): The Threshold of the Stapedius Reflex for Pure-Tone and Noise Stimuli, *Acta Otolaryngology* 74

3.2.13 Исследования проходимости евстахиевой трубы

МЕТОДИКА

Помимо проведения тимпанометрии и проверки акустического рефлекса, предусмотрена процедура для оценки функционирования евстахиевой трубы (ETF) с помощью тимпанометра класса 1. Тест ETF используется для проверки функционирования евстахиевой трубы в разных условиях. Евстахиева труба обеспечивает выравнивание давления между средним ухом и носоглоточным пространством и тем самым до давления наружного воздуха. Выравнивание давления можно инициировать глотанием или зеванием. Разница давления приводит к временной кондуктивной потере слуха из-за сниженной гибкости барабанной перепонки и слуховых косточек. Определенные заболевания среднего уха, например, воспаление среднего уха, могут повлиять на работу евстахиевой трубы.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Выберите *ETF* и нужный подтест в разделе *Impittance* из меню выбора модуля измерений. Все тесты ETF требуют тимпанометрического ушного зонда EP-TY. Правила обращения с тимпанометрическим ушным зондом описан в разделе [3.2.11: Тимпанометрия](#). Ниже рассматривается практическое применение различных подтестов ETF.

Отсутствие перфорации барабанной перепонки

Данное исследование функционирования евстахиевой трубы может использоваться, если барабанная перепонка не перфорирована. Во время теста происходит запись трех тимпанограмм. Между записями пациента просят закрыть рот и совершить глотательное движение с шумом (приём Тойнби), а также выдохнуть через нос, при этом нос и рот должны быть закрыты (проба Вальсальвы). Если учесть, что евстахиева труба функционирует нормально, предполагается, что пики тимпанограммы будут перемещаться между записями в результате изменения давления в среднем ухе из-за использованного приёма Тойнби и пробы Вальсальвы. Пожалуйста, имейте в виду, что разница в компенсации статического давления между пиками на трех тимпанограммах также зависит от способности пациента выполнить данные манипуляции. Информация о том, как следует инструктировать пациента, будет выведена на экран во время измерений (смотрите *Рисунок 86*).

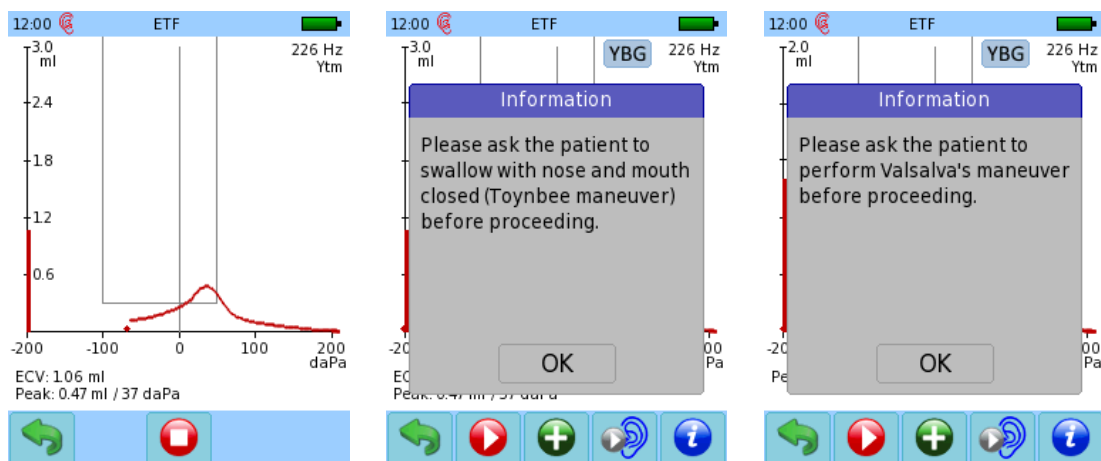


Рисунок 86: Оценка функционирования евстахиевой трубы в отсутствие перфорации барабанной перепонки (слева: первое тимпанометрическое измерение без какого-либо вмешательства; в центре: окно сообщений для второго тимпанометрического измерения с

помощью приёма Тойнби; справа: окно сообщений для третьего тимпанометрического измерения с использованием пробы Вальсальвы)

Результат теста ETF, проведенного в отсутствие перфорации барабанной перепонки, представлен графически в виде всех трех тимпанограмм (смотрите *Рисунок 87*), т.е. стандартной тимпанограммы и двух тимпанограмм с использованием приёма Тойнби и пробы Вальсальвы, соответственно.

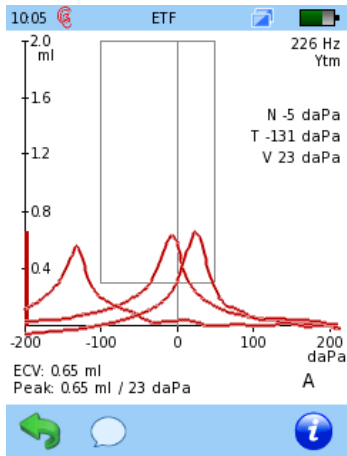


Рисунок 87: Результат проверки функционирования евстахиевой трубы в отсутствие перфорации барабанной перепонки

Перфорированная барабанная перепонка

Данное исследование работы евстахиевой трубы может использоваться, если барабанная перепонка перфорирована. Данный тест создает избыточное давление в наружном слуховом проходе и среднем ухе, если барабанная перепонка перфорирована. Чтобы проверить функционирование евстахиевой трубы, пациента просят несколько раз совершить глотательные движения во время исследования. Если евстахиева труба открывается, давление падает (смотрите *Рисунок 88*). Особое внимание следует проявить с тем, чтобы обеспечить воздухонепроницаемое размещение ушного зонда во время теста. Это нужно для того, чтобы гарантировать, что наблюдаемое падение давления связано с работой евстахиевой трубы, а не с утечкой.

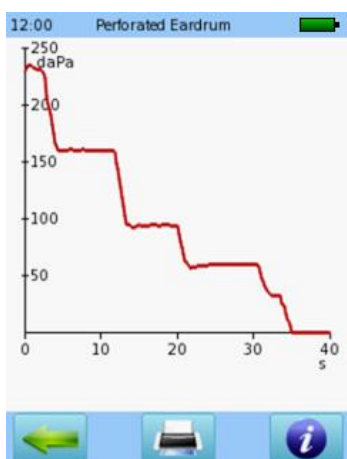


Рисунок 88: Результат проверки функционирования евстахиевой трубы с перфорированной барабанной перепонкой

Пройодимостъ евстахиевой трубы

Данное исследование работы евстахиевой трубы можно использовать для пациентов с проходимой евстахиевой трубой, т.е. у которых евстахиева труба остается перманентно или периодически открытой. В ходе теста осуществляется измерение адмитанса с высоким разрешением, аналогичное измерению акустического рефлекса, но без использования стимула. Изменение адмитанса записывается и представляется на графике в течение 20 секунд. Может использоваться для мониторинга изменений адмитанса, вызванных открытием евстахиевой трубы во время дыхания, жевания или глотания. Если евстахиева труба открыта перманентно, ожидаются более сильные колебания адмитанса по сравнению с нормальным состоянием среднего уха. Как правило, в данных случаях по кривой адмитанса можно определить ритмы сердца или дыхания.

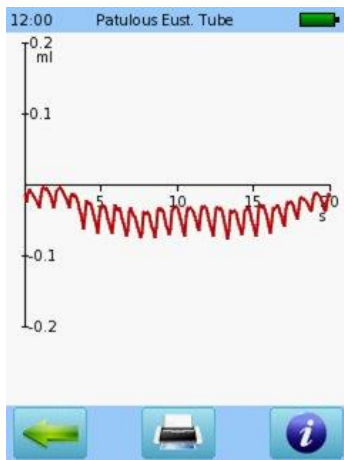


Рисунок 89: Результат для проходимой евстахиевой трубы (сердечный ритм объекта видим на кривой адмитанса)

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Smith ME, Tysome JR (2015): Tests of Eustachian tube function: a review, Clinical Otolaryngology 40, p. 300-311

Made in Germany



PATH MEDICAL GmbH
Landsberger Straße 65
82110 Germering
Germany (Германия)

Тел.: +49 89 800 76 502 Факс: +49 89 800 76 503 Веб-сайт: www.pathme.de

CE
0124

