

Senti и Sentiero

Руководство по использованию (How-Two Manual)

СОВЕТЫ ПО КЛИНИЧЕСКОМУ ПРИМЕНЕНИЮ МЕТОДОВ
И ИХ НАУЧНОЕ ОБОСНОВАНИЕ

Редакция 1, действительна для Senti и Sentiero с прошивкой версии 1.3, апрель 2011 года.

Авторское право принадлежит авторам.
Смотрите список справочной литературы.

Перепечатка - хотя бы частично - допускается только с письменного подтверждения авторов.

Все упомянутые предметы, продукты, бренды и торговые марки являются зарегистрированными / принадлежащими этим компаниям.

Это руководство и изложенные технические характеристики могут быть изменены. Ошибки исключены.

Ответственность:

Это руководство предоставляется "как есть". Составитель позаботился, чтобы содержание и описание методик были изложены правильно. Содержание было собрано и вычитано при участии экспертов, имеющих долгосрочный опыт научной работы в этой области. Указанная литература даст возможность больше узнать о научном обосновании методов, реализованных в Senti и Sentiero.

PATH Medical не может нести какую-либо ответственность, из-за неправильного толкования или неправильного применения этого Руководства и приведенных в нем ссылок.

Контакты:

PATH medical GmbH
Landsberger Straße 63, 82110 Germering Germany
Tel. +49 89 800 76 502, fax +49 89 800 76 503
<http://www.pathme.de>

Перевод выполнен НПП «ВАБОС» - дистрибьютором компании PATH Medical GmbH на Украине.

НПП «ВАБОС»,
ул. Л. Толстого 22, Киев, 01032, Украина
тел. +38 0 44 288-22-32

www.vabos.com.ua vabos@rambler.ru

Ответственность за точность перевода несет НПП «ВАБОС»

Содержание

Список используемых сокращений	4
Часть I	5
Как использовать методы, предоставляемые Senti и Sentiero	
1. Обзор	6
2. Как использовать MAGIC	8
3. Как использовать РТА	15
4. Как использовать ОАЕ	20
5. Как использовать SUN	35
6. Как использовать АБР (КСВП)	39
6.1. Подготовка пациента к тестированию	43
6.2. Выполнение измерения	44
6.3. КСВП - конкретные примеры	53
7. Как использовать ASSR.	57
7.1. Подготовка пациента к тестированию	59
7.2. Выполнение измерения	60
7.3. ASSR - конкретные примеры	67
Часть II.	68
Описание методов	
8. MAGIC - описание метода	69
9. РТА - описание метода	72
10. ОАЕ - описание методов	76
10.1. Типы ОАЕ	76
10.2. Клиническое применение ТЕОАЕ / ДРОАЕ	81
10.3. Запись ТЕОАЕ / ДРОАЕ	91
10.4. Воспроизводимость ТЕОАЕ / ДРОАЕ	95
10.5. Параметры стимулов ТЕОАЕ / ДРОАЕ	97
10.6. Калибровка стимулов ТЕОАЕ / ДРОАЕ	100
10.7. Соотношение между ДРОАЕ и порогами поведенческой тональной аудиометрии	101
11. SUN - описание метода	109
12. Литература	111

Список используемых сокращений (английский, русский, перевод, расшифровка)

ABR	- КСВП - коротколатентные слуховые вызванные потенциалы
ASSR	- слуховые стационарные ответы (объективная аудиометрия)
OAE	- ОАЭ - отоакустическая эмиссия
DPOAE	- ОАЭПИ - задержанная отоакустическая эмиссия на частоте продукта искажения
TEOAE	- ЗВОАЭ - задержанная вызванная отоакустическая эмиссия
ОНС	- НВК - наружные волосковые клетки (outer hair cells)
MAGIC	- основанная на картинках тональная аудиометрия (Multiple-choice Auditory Graphic Interactive Check)
PTA	- тональная аудиометрия (Pure Tone Audiometry)
SUN	- тест разборчивости речи в шуме (Speech Understanding in Noise)
SNR	- соотношение сигнал / шум (Signal / Noise Ratio)

Часть I

Как использовать методы, предоставляемые **Senti** и **Sentiero**

Senti и **Sentiero** - портативные карманные устройства, предназначенные для оценки состояния слуха у младенцев, детей и взрослых.

Цель данного руководства – познакомить со всеми методами диагностики слуха, которые можно осуществлять с помощью приборов **Senti** и **Sentiero**.

Модульный принцип, заложенный в идею создания прибора, позволяет усложнять прибор путем добавления необходимых модулей в процессе эксплуатации.

Руководство состоит из двух частей.

Часть I описывает в отдельных главах, как на практике пользоваться различными методами.

Часть II описывает общие аспекты методов.

1

Обзор

Это руководство предоставляет дополнительную информацию относительно **Senti** и **Sentiero** – обзор перспективы ежедневной эксплуатации устройства конечным пользователем. Оно не заменяет руководство по эксплуатации (User manual), которое поставляется вместе с устройством и которое также описывает функции устройства.

Senti дает возможность проводить субъективную оценку слуховой функции. **Sentiero** позволяет применять, кроме психоакустических, также физиологические методики оценки слуха. С его помощью можно проводить оценку состояния слуха, основанную на тональной аудиометрии (в т.ч. аудиометрии с помощью **MAGIC**), тестах разборчивости речи (в том числе с помощью логатомов – бессмысленных звукосочетаний), отоакустической эмиссии (ОАЭ), объективной аудиометрии (ASSR), коротколатентных слуховых вызванных потенциалов (ABR).

К **психоакустическим** модулям относятся:

- **MAGIC** (Multiple-choice Auditory Graphic Interactive Check) – основанная на картинках тональная аудиометрия
- **PTA** (Pure Tone Audiometry) – обычная тональная аудиометрия (класс аудиометра 3 и 4)
- **SUN** (Speech Understanding in Noise) – разборчивость речи в шуме на основе логатомов - звукосочетаний, в которых согласная стоит в интервокальной позиции.

К **физиологическим** модулям относятся:

- **DPOAE Threshold** – оценка порогов слуха с помощью ОАЭ (отоакустической эмиссии) на частоте продукта искажения с помощью экстраполяции.
- **DPOAE Quick** – быстрая оценка, указывает на наличие ответа для выбранных частот и уровней сигнала.
- **TEOAE Diag** – выполнение обычного измерения вызванной отоакустической эмиссии (ЗВОАЭ).
- **TEOAE Quick** – выполнение измерения ЗВОАЭ с использованием автоматизированного статистического алгоритма для обнаружения ответа.
- **ABR** – выполнение измерения КСВП (коротколатентных слуховых вызванных потенциалов).
- **ASSR** – слуховые стационарные ответы – объективная аудиометрия.

Отметьте:

Размещение преобразователей важно. Вариация в позиции наушника (вверх-вниз или вперед-назад) и неплотность между наушником и ухом может привести к занижению порогов слуха, особенно на высоких частотах. При использовании ушных зондов они должны быть размещены так, чтобы не было неплотностей между вкладышем зонда и наружным слуховым проходом. Отверстия зонда не должны быть заблокированы ушной серой. Измерения должны выполняться в акустически защищенной кабине или в отдельной тихой комнате. Sentiero не должен использоваться при наличии наружного отита (инфекции наружного слухового прохода) или в случаях, когда наружный слуховой проход закупорен ушной серой. Поэтому перед проведением измерения и введением зонда необходимо провести осмотр уха с помощью отоскопа.

2

Как использовать MAGIC

Игровая аудиометрия - широко признанный метод в педиатрической аудиологии. Однако методика проведения теста, при которой ребенок должен быть постоянно сосредоточенным, быстро утомляет его. В отличие от этого тест, основанный на игре с использованием изображений и рассчитанный на индивидуальный темп испытаний, может значительно увеличить внимательность ребенка.

MAGIC - новый инструмент для проведения тональной пороговой аудиометрии в игровой форме. Ребенок сам контролирует проведение процедуры измерения (попросту играет), при этом внимательность ребенка значительно увеличивается.

Предназначение MAGIC – проведение тональной аудиометрии у детей дошкольного и школьного возраста.

MAGIC позволяет проводить аудиометрию на частоте от 250 Гц до 8 кГц. Различные частоты представлены разными животными: корова - 250 Гц, медведь - 500 Гц, слон - 1 кГц, кот - 2 кГц, овца - 3 кГц, мышь - 4 кГц, птица - 6 кГц, дельфин - 8 кГц. Каждое животное представлено в трех вариантах: "нейтральное" (при нажатии на которого раздается тональный сигнал), "здоровое" (нажав на которое ребенок показывает, что звук услышан) и "больное" (чтобы показать, что звук не услышан).

Перед проведением исследования ребенок должен быть проинструктирован. Например: здоровые животные слышат звук, а больные животные не могут. Ребенок – "Доктор". Он должен определить, больное это животное или здоровое. Ребенок выбирает тестируемое животное, нажимает на него. Если ребенок слышит звук – это животное здоровое, ребенок нажимает на здоровое животное. Если он звука не слышит – животное больное и ребенок нажимает на изображение больного животного. Испытанием управляет непосредственно ребенок с помощью сенсорного экрана. Взрослый (аудиолог, аудиометрист) может контролировать проведение измерения и помогать ребенку. Он может также в любое время вмешаться в процедуру измерения или может сделать повторное тестирование на любой частоте, если это необходимо.

Отметьте:

Детям, которые, как ожидается, не в состоянии выполнить тест или не в состоянии реагировать на звуки, рекомендуется измерение порогов слуха с помощью модуля DPOAE Threshold (измерение порогов с помощью ОАЭ - см. ниже)

Доступно два метода проведения измерений:

Аудиограмма MAGIC

Стимулы предъявляются на различных уровнях интенсивности. Порог слышимости определяется автоматически на основании ответов ребенка. После завершения теста результат отображается в виде аудиограммы с участками разного цвета (указывают на различные степени нарушения слуха).

Скрининговый (быстрый) тест MAGIC

Исследование проводится при фиксированном уровне стимула, который выбирает специалист.

Стимулы могут предъявляться через наушники или внутриушные телефоны.

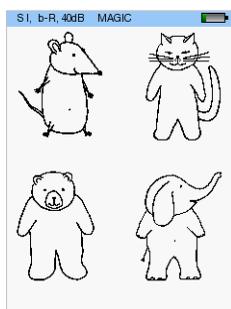
Перед проведением исследования необходимо ознакомиться с процедурой испытания. В фазе обучения используется три животных. Рекомендуется следующая последовательность действий:

Инструкция для ребенка	Задача экзаменатора
	Перед началом работы в настройках установите уровень стимула, который, как ожидается, будет выше порога слуха ребенка (по умолчанию это 60 дБ)
"Выбери животное на экране. Нажмите на живот животного. При этом животное издает звук"	
"Ты слышишь звук?"	
"Каждый раз при нажатии на живот, животное издает звук"	Попросите ребенка нажать на живот несколько раз.
"Животное издает звук, но звук теперь тише. Нажми на живот. Ты слышишь звук?"	Уровень стимула теперь 20 дБ, это ниже установленного начального уровня. Ничего делать не надо.
"Это животное не издает звуков. Ты ничего не слышишь"	Звука нет. Нужно нажать на животное с шарфом (больное)
	Начать тест.
	Если ребенок не в состоянии правильно реагировать, повторить инструктирование ребенка с помощью кнопки  в меню настроек.

Далее в деталях описаны действия и соответствующие параметры для фазы обучения и процесса измерения. Кроме того, описано, как выводятся результаты тестирования.

Фаза обучения в картинках:

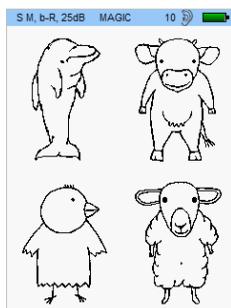
Обучение начинается автоматически и предназначено для того, чтобы ознакомить тестируемого (ребенка) с процедурой проведения измерений. При этом в верхнем колонтитуле отображается буква "I". История, рассказанная ребенку, будет его дополнительно мотивировать для проведения исследования, а также объяснит процедуру тестирования.



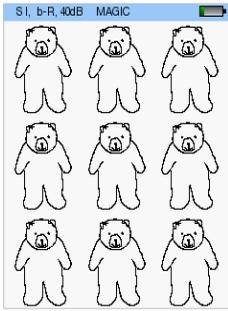
-> Выберите на экране одно животное

Порядок выбора животных, не имеет значения. Различные животные представляют различные частоты:

500 Гц -  , 1 кГц -  , 2 кГц -  , 4 кГц - 



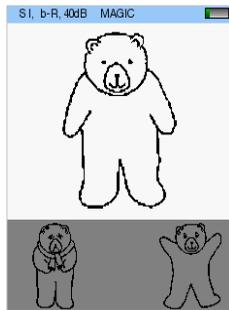
250 Гц -  , 3 кГц -  , 6 кГц -  , 8 кГц - 



Фаза обучения состоит из трех этапов:

Первый этап (предъявление звука на уровне, при котором он наверняка будет услышан):

-> Выберите одно животное



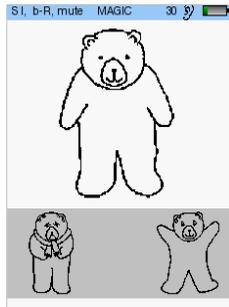
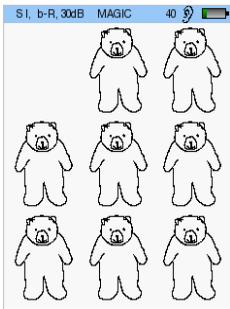
-> Нажмите на большое животное, чтобы услышать звук.

-> Если звук услышан, нажмите на радостное животное (кнопка справа).

-> Если сигнал не был услышан, нажмите больное животное (кнопка слева).

Второй этап (более тихий уровень звука):

-> Выберите следующее животное.

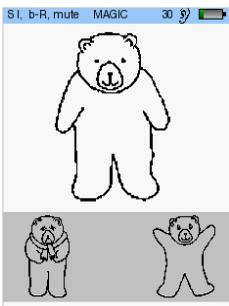
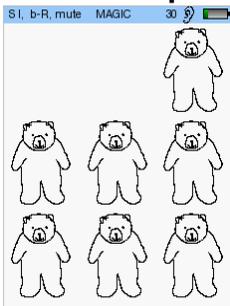


-> Нажмите на большое животное, чтобы услышать звук.

-> Если сигнал услышан, нажмите на радостное животное, если нет - нажмите на больное животное с шарфом.

Третий этап (без звука):

-> Выберите следующее животное.



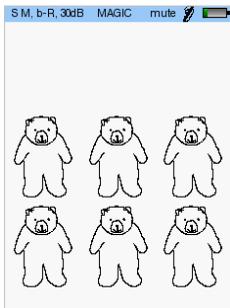
-> Нажмите на большое животное. Звуча не будет. В фазе обучения третье животное не издает звука для проверки того, что тестируемый (ребенок) правильно понял то, он должен делать.

Выбор следующего животного.

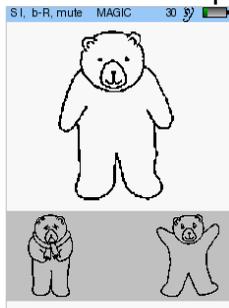
Дополнительная фаза обучения может быть вызвана вручную нажатием кнопки **Re-Instr.** в настройках  (нижний колонтитул)

Порядок проведения измерений:

После успешного завершения фазы обучения, измерение начнется автоматически.



-> Ребенок должен выбрать следующее животное из ряда.



-> Если ребенок услышал звук, он должен нажать на радостное животное, если нет – должен нажать на больное животное.

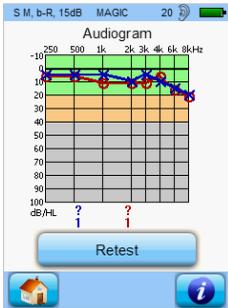
-> Если ребенок кажется нерешительным, предложите ему еще раз нажать на

большое животное, чтобы повторить звук.

-> Продолжайте выбирать следующее животное до автоматического завершения теста.

Для проверки правильности ответов ребенка и поддержания мотивации ребенка звук будет отсутствовать с каждым 4-м - 6-м животным в случайном порядке.

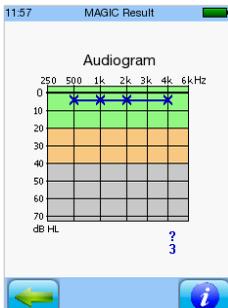
MAGIC - результаты теста:



-> Результаты тестирования отображаются в виде цветных аудиограмм.

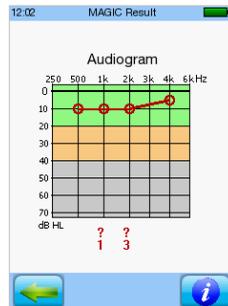
-> Нажмите **Retest**, чтобы провести повторное тестирование. Результаты теста будут сохранены.

-> Результаты теста будут сохранены автоматически.



-> Знаки вопроса - **?** (для правого уха) или **!** (для левого уха) - появляются под аудиограммой, если во время измерения ребенок показал, что услышал звук, когда его не было.

-> На рисунке под знаком вопроса указано количество этих ответов для каждой из частот.



-> Чтобы проверить правильность этого измерения, выберите частоту и ухо (левое или правое).

-> Для повторного тестирования (на выбранной частоте и ухе) подтвердите данные (черная стрелка).

-> Результаты теста будут сохранены.

Frequency [Hz]	Left	Right
250	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
500	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
1k	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2k	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3k	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4k	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
6k	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
8k	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

-> Нажмите на зеленую стрелку, чтобы выйти из экрана, не проводя повторного тестирования.

3

Как использовать РТА

РТА (тональная аудиометрия) является ключевым исследованием при проверке слуха и позволяет определить пороги слухового восприятия пациента на каждой частоте, а также степень и тип (кондуктивная, нейросенсорная или смешанная) тугоухости.

Тональная аудиометрия является субъективным исследованием, так как пороги слухового восприятия фиксируются на основании субъективных ощущений пациента. Это исследование проводится со взрослыми пациентами, а также с детьми, которые в состоянии понять, что от них требуется и дать адекватный ответ.

Как правило, тональная аудиометрия выполняется с помощью аудиометра в виде настольного устройства. Устройства **Senti** и **Sentiero** представляют собой портативные устройства, отвечающее всем основным требованиям для диагностических аудиометров класса 3 в соответствии с DIN IEC 60645-1.

При проведении тональной аудиометрии в режиме скрининга результаты показывают, является ли уровень слухового восприятия пациента лучше или хуже чем уровень, выбранный аудиологом (аудиометристом) как тестовый. Это - проверка наличия слухового восприятия при заданном уровне интенсивности звука. Тест пройден, если все звуки

услышаны обоими ушами. Скрининг-тест на выбранных уровнях и частотах реализуется быстрее, чем нахождение порогов слышимости на тех же частотах. Для проведения скрининг-теста нужно заранее задать тестируемые частоты и уровень интенсивности предъявляемого сигнала.

Модуль РТА предназначен для определения порогов слухового восприятия чистого тона у пациентов, начиная от детей дошкольного и школьного возраста. Прибор также может использоваться в клиниках (проверка слуха на месте у больных, которым сложно передвигаться, в машинах скорой помощи), в поликлиниках, в медицинских кабинетах.

В зависимости от установленного лицензионного ключа, доступно три различных модификации модуля:

РТА 4

для оценки порогов слухового восприятия по воздушной проводимости на частотах 0.25, 0.5, 1, 2, 3, 4 и 6 кГц. Уровень стимула может быть установлен от 0 до 70 дБ.

РТА 4 расширенный

для оценки порогов слухового восприятия по воздушной проводимости на частотах РТА 4 плюс частота 8 кГц. Уровень стимула может быть установлен в диапазоне от -10 до 100 дБ на частотах 0.5, 1, 2, 3 и 4 кГц, от -10 до 90 дБ на 6 кГц, от -10 до 80 дБ на 8 кГц, от -10 до 70 дБ на 0.25 кГц.

РТА 3

для оценки порогов слухового восприятия по воздушной проводимости и костной проводимости.

Параметры уровня стимула для воздушной проводимости такие же, как и для РТА 4 расширенный. Максимальный уровень стимула для костной проводимости: 35 дБ на 0.25 кГц, 50 дБ на 0.5 кГц, 60 дБ на 2 кГц, 3 кГц, 50 дБ на 4 кГц, 40 дБ на 6 кГц и 35 дБ для 8 кГц.

Тональный сигнал по воздушной проводимости может предъявляться через наушники или звуковой зонд. Однако при использовании звукового зонда максимальный уровень стимула будет на 10 дБ ниже, за исключением частоты 0.25 кГц.

Отметьте:

Так как тональная аудиометрия является психоакустическим методом проверки слуха, важное значение имеют концентрация пациента и его готовность к сотрудничеству.

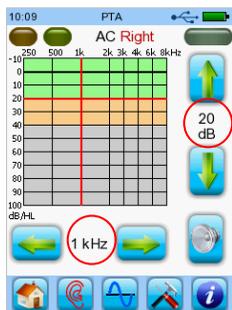
Имейте в виду, что у детей результаты, полученные в процессе проведения тональной аудиометрии, могут иметь большое отличие от реальных порогов слуха. В этих случаях рекомендуется измерение порогов слуха с помощью модуля DPOAE Threshold (измерение порогов с помощью ОАЭ - см. ниже)

Напоминаем, что технические характеристики прибора в целом и отдельных модулей, предоставляемые на текущий момент, могут отличаться от представленных в этом Руководстве. Их можно найти на сайте производителя или уточнить у Вашего Дистрибьютора.

Ниже подробно описывается использование модулей РТА 4, РТА 4 расширенный и РТА 3.

Порядок проведения тональной аудиометрии

Текущий выбранный уровень звука показан между



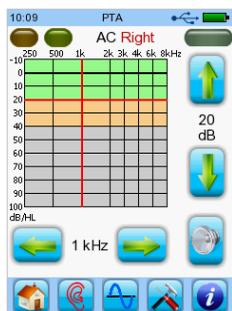
стрелками  и  (обведен кружком).

Шаг 1:

-> Стрелками  и  выберите уровень предъявления стимула.

Шаг 2:

-> Стрелками  и  выберите частоту предъявления стимула.



Шаг 3:

-> Нажмите  чтобы услышать звук.

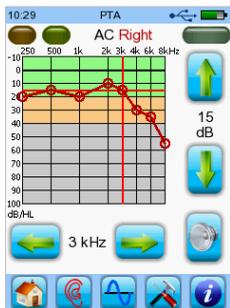
(звук будет воспроизводиться, пока кнопка  нажата; когда подается звук, индикатор  загорается оранжевым светом - )

Когда пациент с помощью кнопки ответа дает понять, что услышал звук, индикатор  загорается светло-зеленым светом - .

Шаг 4:

-> Если выбранный уровень является пороговым значением для данной частоты, щелкните по диаграмме на сенсорном экране. Или выберите другой уровень стимула, как указано в шаге 1.

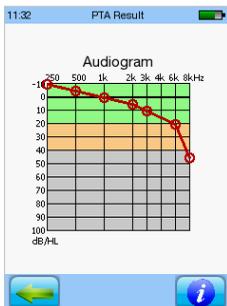
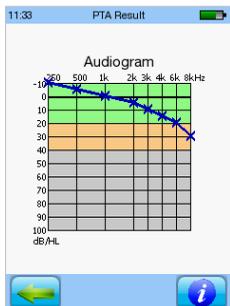
-> Продолжите поиск следующего порога слухового восприятия на другой частоте по алгоритму, описанному в шагах 1-4.



-> Символ  на нижнем колонтитуле показывает, какое ухо тестируется (**красный** – правое, **синий** - левое). Чтобы поменять ухо, нажмите на этот символ.

Результаты тестирования

Результаты тестов РТА (тональной аудиометрии) отображаются в виде стандартных цветных аудиограмм для **левого** и для **правого** уха.



4

Как использовать ОАЭ

ОАЭ (отоакустическая эмиссия) - это слабые звуки, генерируемые наружными волосковыми клетками (НВК) улитки. Они измеряются с помощью чувствительного микрофона, расположенного в ушном зонде, который помещается в наружный слуховой проход. Вызванная ОАЭ генерируется в ответ на возникающие (щелчки или тональные импульсы) или постоянные раздражители (тон), которые подаются через телефоны, расположенные в ушном зонде. Задержанная вызванная ОАЭ (ЗВОАЭ - ТЕОАЭ) является суммой ответов наружных волосковых клеток вдоль улитки. ОАЭ на частоте продукта искажения (ОАЭПИ - DPOAE) представляют собой искажения 3-го порядка ответа наружных волосковых клеток на одновременную стимуляцию двумя тональными сигналами с частотами f_1 (более низкая частота) и f_2 (более высокая частота). DPOAE возникает непосредственно из-за частотно-избирательного нелинейного сжатия (компрессии) наружных волосковых клеток. Ответ улитки на раздражение двумя тонами возникает в улитке на частоте, близкой к частоте f_2 . Таким образом, DPOAE может быть применена как инструмент для частотно-специфической оценки кохлеарной дисфункции на частоте f_2 . ТЕОАЭ исчезают при потере слуха выше, чем ~ 15 дБ в случае кондуктивной тугоухости и ~ 30 дБ в случае нейросенсорной потери слуха. DPOAE не

могут быть обнаружены при потере слуха выше, чем ~25 дБ в случае кондуктивной тугоухости и ~50 дБ в случае нейросенсорной потери слуха. Перед каждым измерением ОАЭ автоматически происходит калибровка ушного зонда. В случаях, когда ушной зонд вставлен неправильно или отверстия ушного зонда закрыты (блокированы), появится предупреждение о неполном прохождении теста (“incomplete”).

Доступны четыре различных режима ОАЭ:

DPOAE пороги (запатентованный метод)

- для получения частотно-специфической и количественной информации о кохлеарной функции при потере слуха до 50 дБ. Определение порогов происходит автоматически путем экстраполяции функции ввода/вывода DPOAE, полученных при уровнях подаваемого сигнала от 15 до 65 дБ. Тестируемые частоты: 1.5, 2, 3, 4, 6 и 8 кГц. На частотах, на которых было получено менее 3 значений DPOAE, экстраполяция не производится. В этом случае автоматически выполняется простая оценка порогов. Самые низкие уровни стимулов, на которых присутствует ответ, используются в качестве порогов. Для выявления DPOAE используется специальная настройка параметров (парадигма ножницы), которая основывается на разном сжатии основного тона на базилярной мембране (подробнее см. это Руководство, часть II). В процессе измерения на экране показывается прогресс (в %) и уровень шума для текущего измерения. Вертикальные заполненные полоски показывают, на каком уровне были получены ответы DPOAE. Рамка показывает, на какой частоте и при каком уровне DPOAE происходит

измерение. Рассчитанные пороги представляются в форме аудиограммы (DPOAE аудиограмма). Тип оценки обозначен различными символами. В отличие от ТЕОАЕ, обычной DPOAE и слуховых вызванных потенциалов, DPOAE аудиограмма дает возможность количественно оценить потерю слуха. Проведение теста для определения DPOAE аудиограммы занимает всего несколько минут. Таким образом, DPOAE аудиограмма может служить в качестве нового инструмента для преодоления разрыва между скрининговым и аудиологическим тестированием. Клиническое применение DPOAE аудиограммы представлено и описано в Части II этого Руководства.

DPOAE быстрое измерение (Quick)

- для измерения DPOAE на определенных частотах и уровнях. Частоты и уровни для измерения могут быть выбраны. Для текущего измерения показывается прогресс (в %) и уровень шума. Заполнение вертикальных полос показывает наличие ответа на разных частотах. DPOAE на разных частотах измеряется автоматически. Тем не менее, специалист может пропустить проведение некоторых тестов. Результаты отображаются в виде матрицы частота / уровень: есть ответ, нет ответа, пропущен тест.

ТЕОАЕ диагностика (Diag)

- для измерения ТЕОАЕ во временном окне от 3 до 13 мс при фиксированном уровне стимула. Во время измерения показывается прогресс (в %) и уровень шума. На дисплее видна стабильность стимула и количество отклоненных кадров (артефактов). Критерии для оценки ответа как действительного могут быть выбраны в пяти полуоктавных полосах, с центральной частотой 1, 1.5, 2, 3 и 4 кГц. Это

делается путем установки определенного соотношения сигнал / шум (3, 6 или 9 дБ) для каждой полосы частот. Прошедшее время и частотный спектр ответа показывается на экране. Уровень шума и соотношения сигнал / шум указаны для различных частотных диапазонов. Результат будет показан на экране: "есть ответ", "нет ответа", "тест прерван". В клинической практике считается, что результат будет достоверным при стабильности стимулов более 80%. Артефакты должны составлять менее 20%.

ТЕОАЕ быстрое измерение (Quick)

- для определения наличия ответа с использованием фиксированных критериев (пользователь не может их задавать). Результат соответствия ответа заложенным критериям отображается на экране.

Прерывание измерения пользователем (остановка) отображается как "тест прерван". Как и в ТЕОАЕ Diag, прогресс измерений и уровень шума указываются во время измерения. На дисплее отображаются данные о стабильности стимула, количестве отклоненных кадров (артефактов) и времени измерения.

Временные и частотные характеристики ответа также отображаются на экране.

Регистрация отоакустической эмиссии применяются в следующих случаях:

- Подтверждение нейросенсорной потери слуха после неонатального скрининга.
- Оценка слуховой функции у детей, которые входят в группу риска по врожденной или приобретенной потере слуха
- Частотно-специфическая и количественная оценка слабых и средних потерь слуха у младенцев
- Топическая диагностика
- Быстрый тест для получения информации о возможностях слуха у детей дошкольного и школьного возраста
- Раннее обнаружение и мониторинг состояния наружных волосковых клеток среднего уха после воздействия шума или ототоксичных лекарственных средств
- Для медицинских заключений – подтверждение потерь слуха, вызванных шумом.
- Выявление лиц, симулирующих потерю слуха

Отметьте:

Так как ОАЭ является побочным продуктом процесса нелинейного усиления звука наружными волосковыми клетками, она может служить лишь мерой оценки сохранности функции улитки.

Шум микрофона, физиологический шум (дыхание, кровообращение) и внешние шумы не позволяют надлежащим образом измерить ОАЭ при низких уровнях стимула. На более низких частотах измерения ОАЭ ненадежны даже при высоком уровне стимулов. Для достижения низкого уровня шума при измерениях ОАЭ обследование должно проводиться в звукоизолированной кабине, особенно если

используются уровни стимулов, близкие к пороговым значениям.

Убедитесь в том, что ушной зонд введен плотно (без зазоров) в слуховой проход и нет «утечки» звука.

Утечка будет обнаружена при калибровке прибора, которая делается автоматически. Если есть утечка, низкочастотные звуковые компоненты стимула не могут быть доставлены в улитку должным образом и, следовательно, наружные волосковые клетки апикальной и медиальной области улитки не будут способствовать получению ответа ОАЭ. Если порты звукового зонда заблокированы - это автоматически определяется во время калибровки.

Помните, что высокочастотные компоненты ТЕОАЕ теряются в результате процедуры «окна», которая делается для отделения компонентов звукового стимула от ответа. В результате функционирование наружных волосковых клеток, находящихся в базальной области улитки, при использовании ТЕОАЕ определить невозможно. Таким образом, высокочастотная потеря слуха не может быть обнаружена с помощью ТЕОАЕ. Также отметим, что ответы ТЕОАЕ могут указывать на потерю слуха на средних частотах (например, при врожденной тугоухости). Недостаток ТЕОАЕ в том, что младенцы с врожденной потерей слуха могут быть «просмотрены» и потеря слуха у них будет обнаружена позже. В общем, чтобы получить больше информации о частотно-специфических и количественных параметрах потери слуха рекомендуется выполнять измерение порогов ДРОАЕ (примеры рассмотрены в данном Руководстве, часть II).

Благодаря наличию стоячих волн во внешнем слуховом проходе стимул и ответ не всегда могут быть надежно определены и, таким образом пороги

DPOAE не всегда совпадают с порогами тональной аудиометрии. Это особенно верно для больших объемов слухового прохода. Расхождение между порогами DPOAE и тональной аудиометрии в основном происходит в области частот около 3 кГц и в высокочастотной области (свыше 6 кГц).

Очень важно: если нет ответа ОАЭ возможны следующие патологии: кондуктивная потеря слуха, нейросенсорная потеря слуха не менее 30 дБ (ТЕОАЕ) или не менее 50 дБ (DPOAE). Таким образом, чтобы оценить тип и степень потери слуха необходимо дополнительно провести тимпанометрию, КСВП (коротколатентные слуховые вызванные потенциалы) и ASSR (слуховые стационарные ответы).

Далее подробно описано использование различных тестов ОАЭ.

ОАЭ:

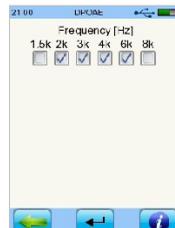


-> Для измерения ОАЭ выберите необходимый Вам модуль.

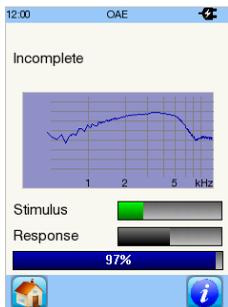
Оценка порогов слуха с помощью ОАЭ на частоте продукта искажения - **DPOAE Threshold**



-> Нажмите  для выбора частоты, которую вы хотите проверить:



-> Чтобы начать измерение, сделайте выбор между правым и левым ухом.



-> Перед началом измерения будет выполнена калибровка звукового зонда.

-> Если зонд в ушном канале установлен не надлежащим образом, - на дисплее появится сообщение "incomplete" (не завершено). В этом случае необходимо скорректировать положение зонда.

Следующий далее тест динамиков определяет правильную работу динамиков.

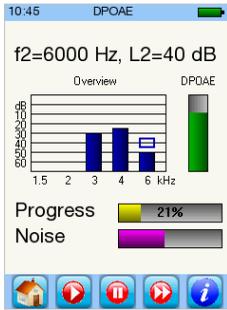
Функции ввода / вывода DPOAE измеряются на следующих частотах: 1.5, 2, 3, 4, 6 и 8 кГц.

Перед измерением на каждой частоте выполняется тонкая настройка, чтобы проверить? на какой частоте эмиссия может быть записана наилучшим образом.

Функции ввода / вывода DPOAE измеряется от уровня $L_2 = 65$ дБ до уровня $L_2 = 15$ дБ.

Измерение начинается с наибольшего значения (нижняя часть экрана). Уровень L_2 уменьшается до тех

пор, пока ответ DPOAE определяется. Если ответ не записывается, уровень L_2 автоматически увеличивается. Для оценки порога слухового восприятия необходимы измерения по крайней мере в трех точках.



Индикация во время измерения:

f_2 : текущая частота;

L_2 : текущий уровень

ход (прогресс) измерения: измерение времени

шум: окружающий шум

рамка: текущее измерение

заполненные вертикальные полосы: данные предыдущих измерений

-> Нажмите кнопку  (пауза), чтобы прервать тест

-> Нажмите кнопку  (продолжение), чтобы продолжить испытания

-> Нажмите кнопку  чтобы пропустить частоту. Измерение будет продолжено с уровня на 5 дБ ниже или со следующей частотой.

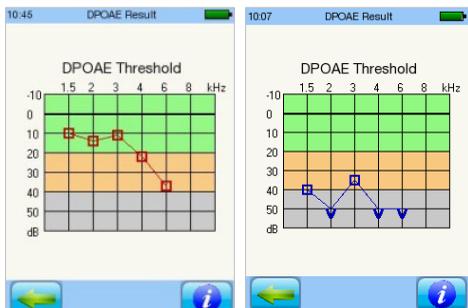
-> Вертикальная **зеленая** полоса: действительность ответа DPOAE на текущей частоте стимула и уровня, начинается с нижней части экрана.

-> Если ответ DPOAE был идентифицирован как действительный, вертикальная полоса на соответствующей частоте распространяется на соответствующий основной тон уровня L_2 .

-> Цвет вертикальных полос на диаграмме соответствуют стандарту цвета тестируемого уха (**красный**: правое ухо, **синий**: левое ухо).

Результат теста измерения порогов слухового восприятия с помощью DPOAE Threshold:

DPOAE-аудиограмма отображает рассчитанные пороги слухового восприятия на разных частотах.



-> Вернуться к списку результатов тестирования

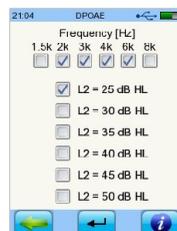
Стрелка, указывающая вниз от 50 дБ, показывает, что на данной частоте, используя принятые критерии оценки, порог не достигнут. Причиной этому может быть потеря слуха более чем на 50 дБ.

Примечание: В случае, если DPOAE отсутствует, мы рекомендуем проверить состояние среднего уха с помощью тимпанометрии.

DPOAE быстрое измерение (Quick):



-> Нажмите  для выбора частот, которые Вы хотите проверить:



-> Чтобы начать измерение, пожалуйста, сделайте выбор между правым и левым ухом.

Выберите уровень для измерения DPOAE (Quick):

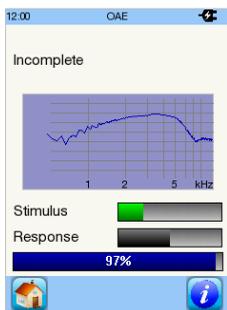
-> Выберите тестируемые частоты

-> Выберите уровень основного тона L_2

-> Одновременно могут быть выбраны от 1 до 6 различных уровней.

-> Нажмите  для подтверждения выбора.

-> Чтобы вернуться к выбору ОАЭ – нажмите 

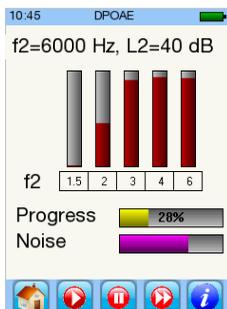


-> Перед началом измерения будет выполнена калибровка звукового зонда.

-> Если зонд в ушном канале установлен не надлежащим образом, - на дисплее появится сообщение "incomplete" (не завершено). В этом случае необходимо скорректировать положение зонда.

Следующий далее тест телефонов определяет правильную работу телефонов зонда.

После теста автоматически начинается измерение - сканирование улитки на выбранных уровнях и частотах основного тона L_2 .



-> Нажмите кнопку  (пауза), чтобы прервать тест

-> Нажмите кнопку  (продолжение), чтобы продолжить испытания

-> Нажмите кнопку  чтобы пропустить частоту

-> прогресс измерения: измерение времени

-> шум: окружающий шум

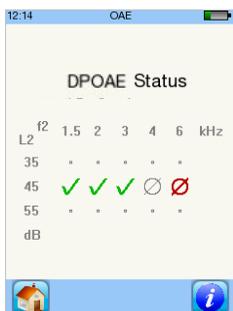
Полученные результаты для каждой из частот будут в логарифмическом представлении отображаться после измерения.

Вертикальная полоса: указывает наличие ответа DPOAE, соответствующего критериям, на соответствующей частоте f_2 .

Если вертикальная полоса достигает верхней части окна, полученный ответ DPOAE соответствует критериям.

Цвет вертикальной полосы соответствует стандартному цвету испытуемого уха (**красная:** правое ухо, **синяя:** левое ухо).

Результаты измерения DPOAE (Quick):



✓: Тест DPOAE соответствует критерию

⊘: Тест DPOAE не соответствует критерию

⊘: Тест был пропущен



: Назад к главному меню



: Назад в результаты теста

ТЕОАЕ (задержанная ОАЭ):



Доступно два режима тестирования ТЕОАЕ - быстрый (Quick) и диагностика (Diag)

-> Выберите режим измерений ТЕОАЕ: **Quick** (быстрое измерение) или **Diag** (диагностика).

-> Затем выберите сторону (ухо)

Калибровка ушного зонда:

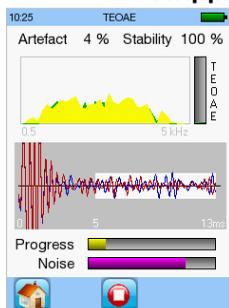
-> Перед началом работы выполняется калибровка ушного зонда.

Если зонд в ушном канале установлен ненадлежащим образом, - на дисплее появится сообщение "incomplete" (не завершено). В этом случае необходимо скорректировать положение зонда.

Выполнение теста:

Процесс выполнения теста можно наблюдать на дисплее.

Индикация во время измерения:

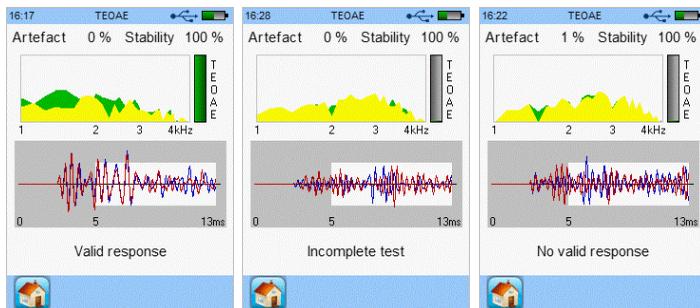


Стабильность стимула (желательно > 80%)

Артефакт (желательно < 20%)

Время измерения будет зависеть от условий испытания, шума и стабильности зонда

Результат теста TEOAE Quick



Верхний экран показывает уровень ответа ОАЕ (зеленый) и шумов (желтый) в диапазоне частот.

Нижний экран показывает статистические сигналы А + В во временном окне от 5 мс до 13 мс.

"Ответ есть" (Valid response): статистический критерий теста был достигнут

"Неполные испытания" (Incomplete test): критерий теста не был достигнут

"Нет ответа" (No Response): критерий теста не был достигнут

Результат теста TEOAE Diag



Верхний экран показывает пять групп ответов ТЕОАЕ на частотах от 1 до 4 кГц, зеленый цвет означает, что выбранные критерии (3, 6 или 9 дБ) были достигнуты.

Критерии оценки: можно выбрать соотношение сигнал / шум (3, 6 или 9дБ) и критерий действительности ответа – результат теста считается положительным, если критерий соотношения сигнал / шум достигнут на 3, 4 или 5-ти частотах (3/4, 4/5, 5/5).

Чтобы изменить настройки, нажмите кнопку  в нижней части экрана.

При **касании верхнего экрана** результаты измерений переключаются между графическим и табличным представлением данных.

Нижний экран показывает статистические сигналы А + В во временном окне от 5 мс до 13 мс.

Результат:

"Ответ есть" (Valid response): статистический критерий теста был достигнут

"Неполные испытания" (Incomplete test): критерий теста не был достигнут

"Нет ответа" (No Response): критерий теста не был достигнут

5

Как использовать SUN

SUN является инновационным самостоятельно контролируемым речевым тестом, предназначенным для проверки взрослых на наличие нарушений слуха с помощью логатомов – не несущих смысловой нагрузки звучаний – согласная в интервокальной позиции (VCVs). Тест разрабатывался так, чтобы быть быстрым, убедительным, с низкой когнитивной нагрузкой. Тест SUN разработан для оценки прослушивания в наиболее трудных ситуациях, с которыми чаще всего сталкиваются взрослые, - понимать речь в шуме. Чтобы свести к минимуму продолжительность процедуры испытаний, последовательность стимулов, представленных в тесте (набор логатомов) имеет фиксированную длину, уровни предъявляемых сигнала и шума предустановлены. Чтобы свести к минимуму когнитивную нагрузку, задача распознавания стимулов в тесте упрощена, для каждого звучания предложено только три варианта. Используется процедура вынужденного выбора из трех. Тестируемый должен выбрать с помощью сенсорного экрана один из трех представленных логатомов (например, АТА, АРА, АСА). Логатомы подаются через наушники с разным соотношением сигнал / шум. Тест дает три варианта результата: слуха в пределах нормы; слух может быть ниже нормы; слух может оказаться значительно ниже нормы.

Предназначение теста SUN - оценка разборчивости речи в шуме. Тест был разработан специально для раннего выявления возрастных потерь слуха. Для описания и оценки теста см.: Paglialonga A., Tognola Г., Grandori F. 2011. SUN-test (Speech Understanding in Noise): a method for hearing disability screening. (*Тест SUN (разборчивость речи в шуме): метод скрининга нарушенной слуха*). Audiology Research 1:e13 Title, journal etc, Grandori et al. 2011). Тест SUN может также использоваться в качестве речевого теста у школьников

Речевые стимулы могут подаваться через наушники, звуковые зонды или динамики свободного поля.

Пожалуйста, отметьте:

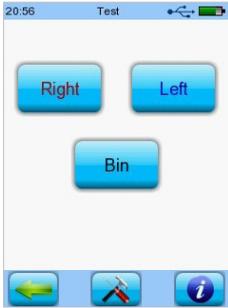
Этот тест был первоначально разработан для взрослых, он может также успешно использоваться школьниками с 1 класса (необходимо умение читать).

Далее использование теста SUN будет описано детально.

Настройки:

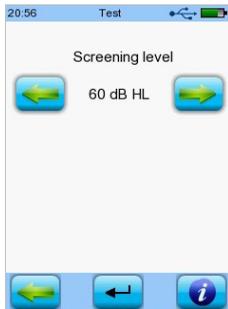


-> Нажмите кнопку  в главном меню, чтобы начать измерения с SUN.



-> Выберите ухо, которое вы хотите проверить:

- Bin - бинаурально (оба уха)
- Right - правое ухо
- Left - левое ухо



-> В нижней части экрана нажмите , чтобы выбрать уровень громкости предъявляемого сигнала.

Установленный уровень указан между стрелками  и . Он может меняться в пределах 50 – 70дБ.

Для уменьшения уровня нажмите .

Для увеличения уровня нажмите .

Измерение:

Выберите тестируемое ухо (или оба уха), чтобы начать измерение.



-> На экране отображается три логатома. Голос произносит один из них.



-> Тестируемый должен определить, что он услышал, и нажать на соответствующую кнопку.



-> В процессе теста соотношение сигнал / шум будет уменьшаться.

-> После 12 предъявлений тест автоматически завершается и показываются результаты.

Результаты теста SUN:

SUN оценивает количество правильно определенных стимулов. Это показывает, находится ли слух в норме.

Нормальный уровень слуха – зеленый сигнал светофора, правильно распознано не менее 9 из 12 поданных сигналов.

Слух немного ниже нормы – желтый сигнал светофора, правильно распознано от 7 до 8 из 12 поданных стимулов.

Слух ниже нормы – красный сигнал светофора, правильно распознано 6 и менее из 12 стимулов.

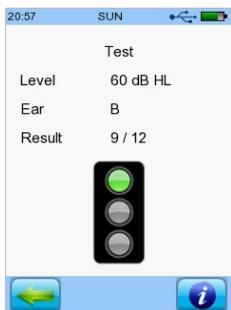


Нажмите на **View Results** в главном меню для отображения результатов тестирования выбранных пациентов.



Теперь нажмите **SUN** 2010-08-26 21:54, чтобы увидеть подробности результатов теста.

R является результатом испытания на правом ухе, **L** - на левом и **B** - одновременно на двух ушах.



Этот результат показывает пример теста SUN с уровнем сигнала 60 дБ на оба уха.

Испытуемый услышал 9 из 12 стимулов правильно.

Зеленый сигнал светофора означает, что слух у испытуемого в пределах нормы.

6

Как использовать АBR

Коротколатентные слуховые вызванные потенциалы (КСВП – АBR) записываются с электродов, расположенных на коже головы, и представляют собой электрические потенциалы, порожденные волокнами путей и ядер между улиткой и стволом мозга. Ответ АBR включает в себя до семи выделяющихся пиков волны, которые появляются в течение первых 10 мс. Обычно АBR является ответом на стимуляцию (щелчок, тональный сигнал, трель). АBR представляют собой сумму синхронизированной нейронной активности восходящего пути слухового нерва. Волны I и II – отклик слухового нерва, III-я волна – от кохлеарного ядра, волны IV и V – от латеральной петли и нижних бугров четверохолмия (ствол мозга), волны VI и VII из подкорковых областей. В связи с тем, что скорость бегущей волны в улитке является самой высокой в базальной области, вызванные щелчком ответы КСВП отражают, главным образом, активность базальных (высокочастотных) областей улитки. Это также верно для низкочастотных тональных сигналов и трелей, когда применяются высокие уровни стимула. Волна V обладает самой высокой, а волна I – самой низкой амплитудой. С уменьшением уровня стимулов амплитуда волны уменьшается, а задержка (латентность) волны увеличивается.

КСВП являются общим клиническим инструментом в аудиологии и неврологии. Кроме того, КСВП используются для неонатального скрининга слуха, когда задается определенный уровень скринингового стимула (например 35 дБ). Кондуктивные и нейросенсорные потери слуха имеют разную амплитуду волны и латентный период. Для аудиологической диагностики у детей и инвалидов, которые не в состоянии сообщить о своих ощущениях по причине инвалидности. Особенно информативны уровень порога возникновения и латентность V волны. Межпиковая задержка (IPL) между I и V волной представляет собой время передачи нейронов между улиткой и стволом мозга. Поэтому IPL используется для оценки ретрокохлеарной патологии (восьмого нерва и поражений низких отделов ствола мозга). Важно отметить, что в связи с созреванием нервных путей, в течение первого года жизни IPL изменяется. Влияние возраста на КСВП у пожилых людей является спорным. Некоторые авторы сообщали об изменении IPL, другие утверждают, что нет никакой задержки во времени передачи нейронов при старении. Кроме того, не наблюдается никакой значимой корреляции между тестами разборчивости речи и IPL.

Чувствительность ABR на частотах ниже 1000 Гц является довольно низкой из-за плохой синхронности активности нейронов в апикальной области улитки. Вызванные щелчком КСВП не позволяют провести частотно-специфическую оценку потери слуха. У пациентов с низко- и / или среднечастотной потерей слуха КСВП, вызванные щелчком, показывают ответ, близкий к норме слуха. Низкочастотная стимуляция при высоких уровнях стимулов будет стимулировать

базальную область улитки. Таким образом, оценка функциональности низкочастотных областей возможна только при низких уровнях стимула. Для получения более подробной частотно-специфической информации должны быть использованы DPOAE (при потере слуха до 50 дБ) или КСВП, вызванные частотно-модулированной трелью. При использовании низкочастотной стимуляции и высоком уровне стимулов также стимулируются базальные области улитки. Таким образом, частотная специфичность КСВП ограничена. В сравнении с КСВП, слуховые стационарные ответы (ASSR) обеспечивают лучшую частотную специфичность.

У пациентов с потерей слуха I-я волна может отсутствовать. У этих больных определение IPL не представляется возможным и, таким образом, нейронные расстройства не могут быть надежно оценены. Правильное расположение электродов имеет решающее значение для получения оптимальных ответов КСВП. В связи с тем, что электромагнитные поля оказывают влияние на КСВП, надлежащие условия проведения измерений имеют большое значение. Если у молодых людей с нормой слуха в конкретных условиях КСВП регистрируются на уровне до 10 дБ, то такие условия подходят для проведения измерений.

Область клинического применения КСВП следующая:

- Топическая диагностика - оценка периферической и центральной обработки звука на слуховом пути к мозгу (наряду с другими аудиологическими тестами)
- Определение нейронных расстройств (восьмого нерва и поражений низких отделов ствола мозга) на слуховом пути

- Не частотно-специфическое определение потери слуха в области средних частот при использовании щелчков
- Определение потери слуха в различных областях частот при использовании низко-, средне- и высокочастотномодулированной стимуляции трелью

**Подробное описание использования теста ABR.
Названия кнопок и значков:**

	КСВП
	Установки
	Ввод
	Вперед
	Пауза
	Пропустить
	Лево/право
	Назад
	I III V
	Печать
	Info
	I/III/V
	Установить

6.1 Подготовка пациента к тестированию.

- × Посоветуйте пациенту расположиться удобнее, чтобы избежать мышечной активности.
- × Очистите кожу в местах, где будут размещены электроды.
- × Разместите электроды.

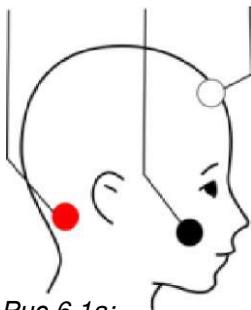


Рис 6.1а:
обозначение на
экране

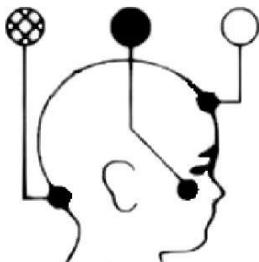


Рис 6.1б:
обозначение на
кабеле

Есть несколько возможностей для размещения электродов. Положение электродов влияет на морфологию сигнала и задержки. Лучшая позиция электродов для получения максимальной амплитуды волны – вертекс и ипсилатеральный сосцевидный отросток (вертикальный монтаж). В качестве альтернативы установки электрода на вертексе – возможно размещение электрода на лбу (см. рис. 6.1а и 6.1б). Однако в этом

случае амплитуда волны незначительно снизится. Несмотря на это, на практике лоб предпочтительнее, особенно у пациентов, где размещению электродов на вертексе мешают волосы.

Амплитуда I-ой волны может быть больше при горизонтальном монтаже (с сосцевидного отростка на сосцевидный отросток), чем при стандартном вертикальном монтаже (с вертекса на сосцевидный отросток).

Заземляющий электрод (черный) обычно помещается на щеку (скулу).

Поскольку Sentiero использует один канал (кабель), то при использовании схемы вертикального монтажа

электродов электрод, размещенный на сосцевидном отростке, должен быть перенесен на другую сторону. Если электрод на сосцевидном отростке не переносить, то при измерении на противоположной стороне (ухе), амплитуда волны будет ниже (т.е. при контралатеральном размещении электрода амплитуда ниже, чем при ипсилатеральном размещении).

Размещение электродов для аудиологического тестирования: **красный (⊗): сосцевидный отросток (мастоид)**, **черный (●): щека (скула)**, **белый (●): лоб**

6.2 Выполнение измерения

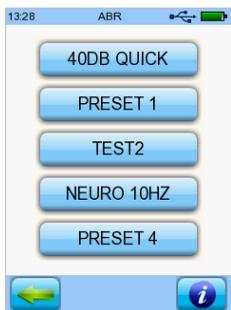


После установки электродов должны быть установлены электроакустические преобразователи (наушники или вставные телефоны). Важно: убедитесь, что наушники одеты правильно – красный цвет соответствует правой стороне, синий – левой.

Подключите кабель КСВП к белому разъему на приборе. После этого подключите электроды к клеммам кабеля, как описано выше: красный – на сосцевидный отросток, белый – вертекс или лоб, черный – щека).



Чтобы начать измерение нажмите кнопку “AEP” и выберите “ABR”.



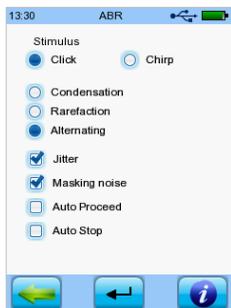
Нажав на соответствующую кнопку, выберите один из предустановленных вариантов проведения измерений.



Нажав на кнопку “Right” или “Left”, выберите ухо для тестирования. При этом автоматически начнется тестирование.

Как альтернатива, предустановленные варианты можно отредактировать, нажав на кнопку "Настройки".

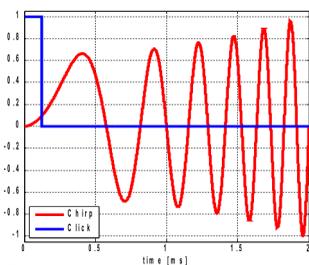
Есть 4 страницы настроек. Чтобы сохранить изменения, нужно нажать кнопку “Ввод” внизу последней страницы.



Выберите тип стимула "Click" (щелчок) или "Chirp" (трель).

И щелчок, и трель являются широкополосными стимулами.

Широкополосные стимулы используются для стимуляции как можно большего количества сенсорных клеток вдоль улитки для получения



наибольшей нейронной активности нервных волокон. Ширина полосы щелчка (рис. 6.2б, синяя линия) зависит от длительности стимула (рис. 6.2а, синяя линия). Чем короче щелчок, тем больше полоса пропускания и синхронизированная нейронная активность на слуховом пути.

Рис 6.2а:
временная область

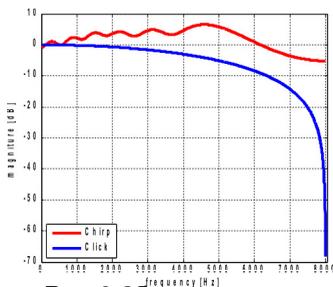


Рис 6.26:

частотная область

Синхронность уменьшается в апикальных областях улитки в соответствии с уменьшением скорости бегущей волны. В отличие от щелчка, трель является длительным стимулом, который начинается в низкочастотной и заканчивается в высокочастотной области спектра (рис. 6.2а, красная линия).

Используя этот рост частоты трели, компенсируется снижение скорости бегущей волны вдоль базилярной мембраны, в результате чего повышается синхронность нейронной активности с одновременным увеличением уровней амплитуды ответа. Трель обеспечивает более широкую полосу частот по сравнению со щелчком (рис. 6.2а, синяя и красная линии).

Выбор полярности: "Уплотнение" (С), "Разрежение" (R) или "Чередование" (А)

Монополярные стимулы (С или R) производят разное начальное движение базилярной мембраны. Начальное срабатывание нерва при подаче R стимулов приводит к различным задержкам и амплитудам волн при С и R. Таким образом, различные морфологии формы волны появляются при использовании монополярных щелчков или щелчков переменной полярности.

Стимуляция монополярными щелчками может вызвать большую амплитуду I-ой волны. Однако при использовании монополярных щелчков электрический сигнал от электроакустического преобразователя мешает КСВП. Поэтому щелчки А (переменной полярности) являются предпочтительными, особенно при использовании наушников. При использовании вставных телефонов электрические артефакты ниже.

Выбор “Jitter” (Сдвиг)

"Jitter" будет вносить небольшое случайное изменение частоты стимуляции, что может уменьшить чувствительность к определенным электрическим помехам. Амплитуда КСВП, как известно, со временем уменьшается из-за адаптации. Включение "Jitter" уменьшает этот эффект.

Выбор “Маскировка шумом”

“Маскировка шумом” предусматривает маскировку противоположного уха. Это делается, чтобы десинхронизировать стимуляцию, связанную с нейронной активностью слухового пути, вызванную стимуляцией неиспытываемого уха, которая может возникнуть из-за переслушивания. Рекомендуется всегда использовать эту опцию, особенно в случаях асимметричной потери слуха. Уровень маскировки устанавливается автоматически и зависит от уровня стимула и типа используемого электроакустического преобразователя.

Выбор “Автоматическое продолжение”

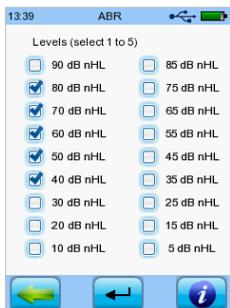
При достижении результата для текущего измерения, автоматически начнется измерение для следующего уровня стимула.

Выбор “Автоматическая остановка”

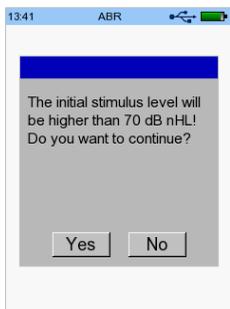
"Автоматическая остановка" прервет испытания, если не будет получено никаких значительных ответов на двух уровнях стимуляции подряд.

Выбор уровней стимуляции.

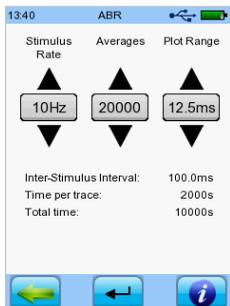
Возможен выбор от 1 до 5 уровней стимуляции. Измерение начнется с самого высокого уровня.



С уменьшением уровня стимула амплитуда отклика КСВП уменьшается, а время задержки - увеличивается. При нормальном слухе задержка V-ой волна варьируется от примерно 5,6 мс (при уровне сигнала 80 дБ) до примерно 9 мс (при уровне сигнала 10 дБ). Стандартное отклонение задержки меньше на более высоких уровнях стимуляции (около 0,2 мс при 80 дБ) и выше на более низких уровнях (около 0,7 мс при 10 дБ).



Если начальный уровень стимуляции выше, чем 70 дБ, программа выдает запрос для подтверждения начала измерения.



Выбор частоты стимуляции, временного окна и количества измерений на ответ.

Интервал между стимулами, длительность тестирования для одного уровня и общая расчетная продолжительность теста будет показана как результат установок.

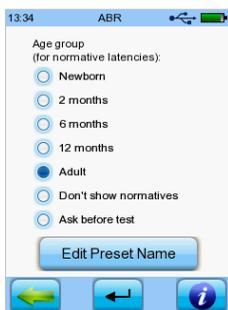
Изменения частоты стимуляции (stimulus rate) влияет на задержку и амплитуду отклика

КСВП. С увеличением частоты стимуляции амплитуда волны уменьшается, а задержка - увеличивается.

Обратите внимание: латентность I-ой волны менее подвержена влиянию, что приводит к увеличению взаимосвязанных межпиковых задержек с увеличением частоты стимуляции.

Для оценки нервных расстройств рекомендуется использовать частоту 10 Гц. Если интерес представляет только наличие пика V-ой волны

(например, при определении порогов), можно использовать более высокую частоту стимуляции. С увеличением количества измерений увеличивается качество откликов КСВП. В тихих условиях и при хороших условиях проведения измерений должно быть достаточно 20000 измерений для получения ответа. При высокой мышечной активности, высоком сопротивлении электродов, наличии внешнего акустического и электрического воздействия количество измерений должно быть значительно увеличено, особенно вблизи порогового уровня.



Выбор возрастной группы.

Можно выбрать одну из возрастных групп: новорожденные, 2 месяца, 6 месяцев, 12 месяцев, взрослый.

Выбор будет влиять только на норму диапазона задержки, которая отличается для разных возрастных групп. Диапазон задержки показывается вместе с ответами.

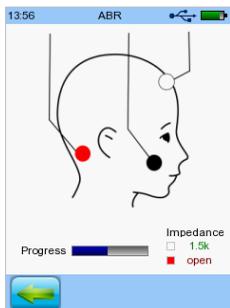
Дополнительные опции: Не показывать нормативные значения, Задать перед испытанием.

При нажатии “Редактировать название предустановки” – название будет переименовано.

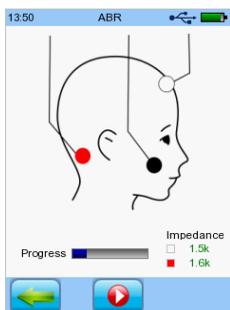


С помощью экранной клавиатуры наберите новое название предустановки. Подтвердите свой выбор, нажав “enter”.

Продолжить измерение.



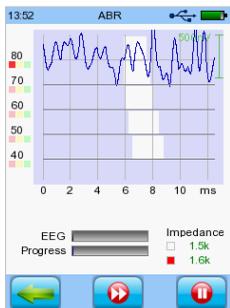
Перед началом измерения КСВП происходит проверка сопротивления на электродах. Если сопротивление находится в допустимых пределах (ниже 12 кОм), на нижней панели появляется кнопка "вперед". Если уровень сопротивления ниже 6 кОм, полученное значение показано зеленым цветом.



Обратите внимание: у новорожденных сопротивление может быть выше, чем 6 кОм из-за нежности кожи. Кроме того, несбалансированное сопротивление влияет на качество измерений КСВП.

При нажатии на кнопку "вперед" измерение КСВП начинается с самого высокого из выбранных уровней.

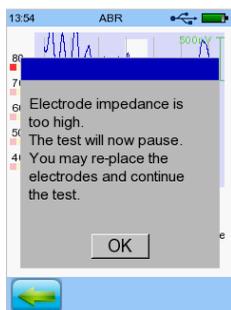
Если кнопка "вперед" не нажата или сопротивление осталось высоким – через несколько секунд процесс измерения останавливается. В этом случае разместить электроды снова и перезапустите тест.



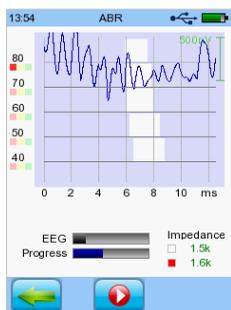
Текущее измерение показывается на экране голубым цветом. Все остальные ответы отображаются серым цветом. В правом верхнем углу показывается выбранная текущая шкала (от 100 до 2000 нВ). Она может быть изменена путем движения пальцем по экрану вверх или вниз внутри области графика после окончания измерения или в режиме "просмотра результатов".

В течение измерения слева отображаются текущие уровни стимуляции. Под значением уровня в виде светофора отображается наличие отклика КСВП. Если выбрано “Автоматическое продолжение”, после получения ответа на стимуляцию на текущем уровне (зеленый свет светофора), автоматически начнется измерение для следующего уровня. В любой момент вы можете перейти к следующему измерению, нажав на кнопку “пропустить” или подождать, пока не будет достигнуто максимальное время записи ответа. После того, как максимальное время записи достигнуто, автоматически начнется следующее измерение с новым уровнем стимула.

При нажатии кнопки “пауза” измерение приостанавливается и кнопка “пауза” меняется на кнопку “вперед”. Для продолжения нажмите “вперед”.

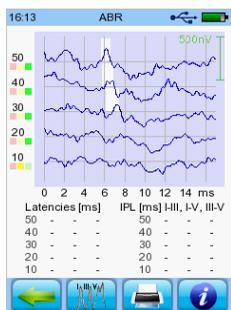


В течении измерения периодически проверяются сопротивления электродов. Если значение сопротивления большое, измерение приостанавливается и появляется сообщение “Сопротивление электродов очень большое. Измерение приостановлено. Вы можете переустановить электроды и продолжить тест”.



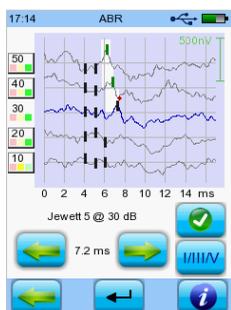
Переустановите электроды и нажмите кнопку “вперед” для продолжения измерений с максимальным временем регистрации ответа.

После окончания измерений на экране отображается панель результатов указанием уровня подаваемых стимулов и наличия откликов на



них. С помощью движения пальцем по экрану вверх или вниз внутри области графика шкала измерений может быть изменена. С помощью светофора слева от каждой кривой ответа указываются, насколько значимым является полученный ответ.

Если волновые пики были отмечены, на нижней панели будут показаны полученные абсолютные задержки (для волн I-ой, III-ей, V-ой) и относительные задержки (IPL). Можно выбрать различные IPL: для волн I-III, III-V, и I-V. Нажмите на область таблицы для отображения либо задержек, либо параметров записи, либо качественных данных.



На нижней панели отображаются клавиши: “назад”, “I III V”, “печать” и “инфо”.

“печать” – печать результатов на термопринтере;

“назад” – возврат к предыдущему экрану;

“инфо” – демонстрация окна справки;

“I III V” – переход в режим редактирования, в котором можно переустановить пики.

В режиме редактирования пиков можно вручную отметить волновые пики в каждом ответе. Активный ответ может быть выбран с помощью кнопок слева от каждого ответа.

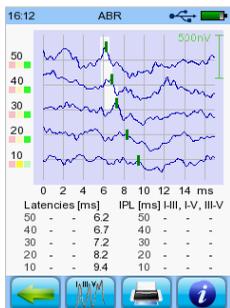
Нажимая кнопку “I/III/V” можно выбрать, какой из пиков редактируется, он отмечен красной точкой.

Нажимая “установить” маркер становится зеленым, эти значения будут далее храниться как результат тестирования.

Кнопки “влево/вправо” сдвигают выбранный маркером пик волны и изменяют задержку соответствующей волны.

Вы также можете установить маркер, нажав на нужную позицию задержки. Обратите внимание, что порядок маркеров всегда сохраняется с минимальным расстоянием в 0,5 мс между ними.

При нажатии кнопки "назад" происходит возврат к предыдущему окну без сохранения внесенных изменений.



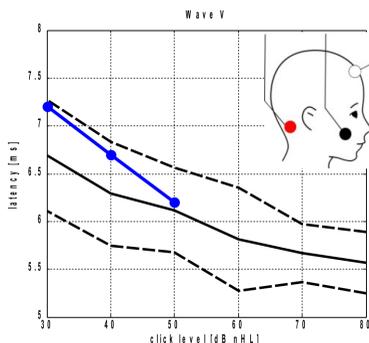
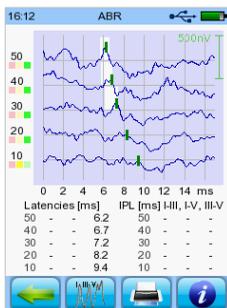
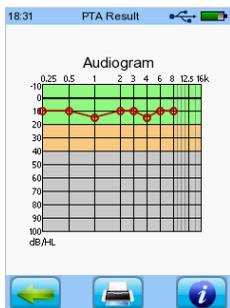
“Ввод” подтверждает внесенные изменения и происходит возврат к окну результатов КСВП

В режиме “просмотра результатов” доступны такие же возможности для редактирования, как это описано выше для режима проведения измерений.

6.3 КСВП – конкретные примеры

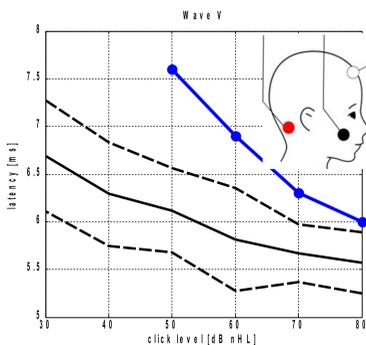
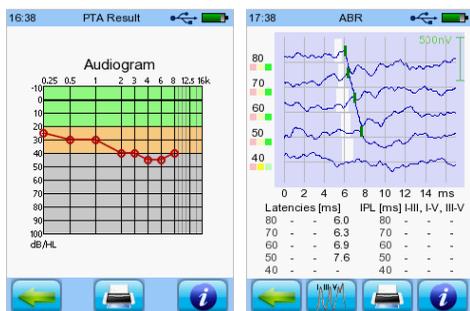
1. Слух в норме.

Вызванные щелчком отклики КСВП при норме слуха измеряются при уровнях стимуляции 50, 40, 30, 20, и 10 дБ. С уменьшением уровня стимула латентность V-ой волны увеличивается, а амплитуда уменьшается. Задержки V-ой волны находятся в пределах нормальных значений.



2. Кондуктивная потеря слуха.

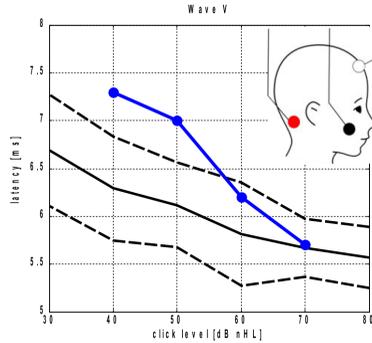
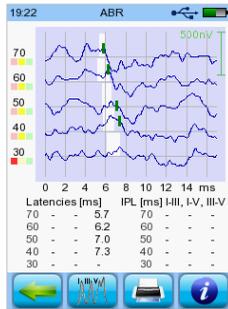
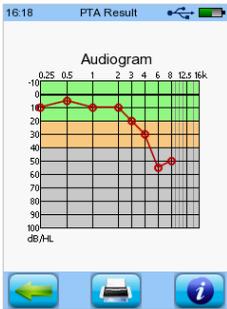
Вызванные щелчком отклики КСВП при кондуктивной потере слуха измеряются при уровнях стимуляции 80, 70, 60, 50, и 40 дБ. Задержка V-ой волны увеличивается и выходит за пределы нормальных значений задержки. Пороги КСВП достигаются при уровне стимула в 50 дБ, что соответствует потере слуха на высоких частотах. Частота стимуляции устанавливается на 20 Гц, установка электродов - вертикальная.



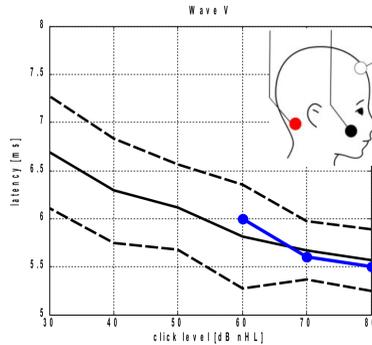
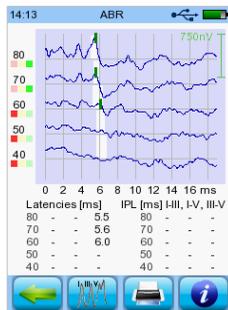
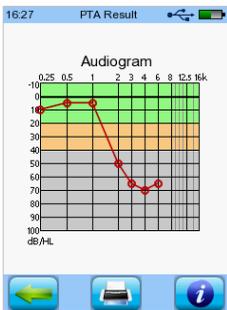
3. Нейросенсорная потеря слуха.

Вызванные щелчком отклики КСВП при средней высокочастотной нейросенсорной потере слуха измеряются при уровнях стимуляции 70, 60, 50, 40 и 30 дБ. По сравнению с нормой слуха задержка V-ой волны несколько увеличена, а амплитуда – несколько уменьшена. Пороги КСВП достигаются при уровне стимула в 30 дБ. Увеличение задержки при низких уровнях стимуляции соответствует времени распространения бегущей волны вдоль не функционирующей базальной части улитки (на этих уровнях стимуляции). Частота стимуляции

устанавливается на 20 Гц, установка электродов - вертикальная.

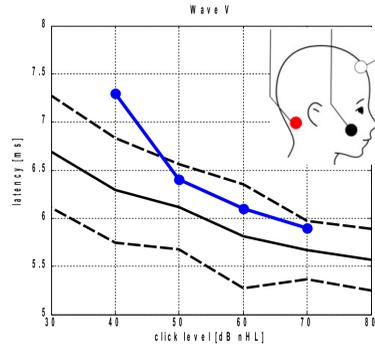
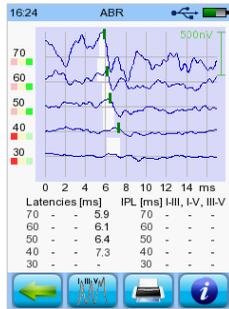
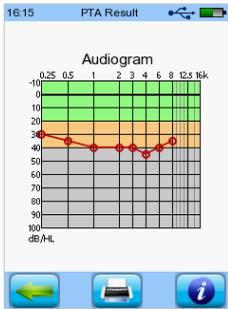


Вызванные щелчком отклики КСВП при тяжелой высокочастотной нейросенсорной потере слуха измеряются при уровнях стимуляции 80, 70, 60, 50 и 40 дБ. Пороги КСВП достигаются при уровне стимула в 60 дБ, что примерно соответствует потери слуха на высоких частотах. Низкочастотные пороги не могут быть оценены. Частота стимуляции устанавливается на 20 Гц, установка электродов - вертикальная.



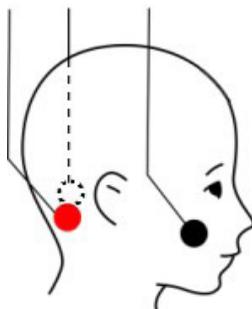
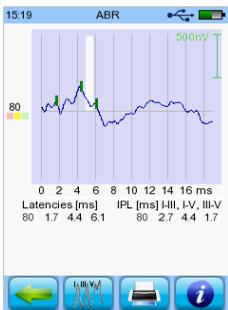
Вызванные щелчком отклики КСВП при частотно-равномерной нейросенсорной потере слуха измеряются при уровнях стимуляции 70, 60, 50, 40 и 30 дБ. На всех уровнях стимуляции - за исключением самого нижнего - задержки в пределах нормального диапазона. Пороги КСВП достигаются при уровне стимула в 40 дБ. Частота стимуляции

устанавливается на 20 Гц, установка электродов - вертикальная.



4. Ретрокохлеарная потеря слуха

Вызванные щелчком отклики КСВП у пациентов с нервными расстройствами измеряются при уровнях стимуляции 80 дБ. Форма волны КСВП в отношении относительных задержек I-V IPL отличается в сравнении с нормальным слухом, нейросенсорной и кондуктивной потерями слуха. Относительная задержка I-V IPL увеличивается (4,4 мс) в связи с нарушенной синхронизацией нервных волокон, превышающих нормальный интервал (женщины – в среднем 3,8 мс, +/- 0,2 мс; мужчины - в среднем 4,0 мс, +/- 0,2 мс). Частота стимуляции устанавливается на 10 Гц, установка электродов - горизонтальная.



7

Как использовать ASSR

Слуховые стационарные ответы (ASSR) - электрофизиологический ответ, который следует за огибающей периодически повторяющихся узкополосных стимулов. Стимулы могут состоять из чистых тонов, модулированных по амплитуде и / или частоте, повторяющихся отфильтрованных щелчков или повторяющихся трелей с ограниченной полосой пропускания.

Часть базилярной мембраны стимулируется стимулом в заданном ограниченном диапазоне частот, таким образом возможна оценки состояния слуха на конкретной частоте.

ASSR могут быть записаны в широком диапазоне частот стимуляции. Различные частоты стимула приводят к стимуляции на разных уровнях слухового пути. При быстрой стимуляции (> 70 Гц, так называемый 80 Гц ответ) в ответе преобладает рано вызванная активность ствола головного мозга и, следовательно, это не влияет на то, в каком состоянии проводится исследование (сон, покой, внимание, уровень возбуждения). Таким образом, 80 Гц ответ используется главным образом у детей / младенцев в состоянии покоя или при легкой анестезии. При частоте стимуляции около 40 Гц (так называемый 40 Гц ответ) на ASSR оказывают влияние компоненты ответов средней латентности (MLR). Поэтому ответ включает активность высших слуховых

путей – подкорковые отделы головного мозга. Они используются в основном у взрослых в состоянии бодрствования.

Узкополосная стимуляция позволяет одновременно исследовать одну или несколько частот на одном или на обоих ушах. Если исследуются одновременно несколько частот, используется различная частота стимуляции так, чтобы ответы ASSR могли быть обнаружены на каждой частоте в отдельности.

Качество записи ASSR зависит от местоположения электродов на коже головы, обычно их размещают так же, как для записи других слуховых вызванных потенциалов (вертекс, мастоид). ASSR представляет собой нервную активность в ответ на узкополосный стимул. Таким образом, интересующая частота волн от мозга соответствует частоте стимуляции.

Усреднения обычно используются для извлечения ответов ASSR из другой электрической активности (например ЭЭГ), чтобы увеличить соотношение сигнал / шум и улучшить условия для обнаружения отклика. В отличие от КСВП, анализ ASSR происходит в частотной области, а не во временной области. Чтобы определить, есть ли ответ, объективные алгоритмы обнаружения ответов используют амплитуду и / или фазу ответа и их изменение.

Клиническое использование:

ASSR в основном используется в аудиологической диагностике. Это мощный метод предоставления частотно-специфической оценки поведенческих порогов во всем диапазоне частот и уровней, присущих тональной аудиометрии.

Далее детально описано использование теста ASSR.

7.1 Подготовка пациента к тестированию.

- × Посоветуйте пациенту расположиться удобнее, чтобы избежать мышечной активности.
- × Очистите кожу в местах, где будут размещены электроды.
- × Разместите электроды.

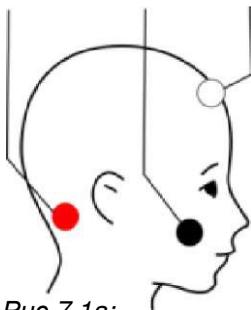


Рис 7.1а:
обозначение на
экране

Есть несколько возможностей для размещения электродов. Положение электродов влияет на амплитуду и фазу ответа. Лучшая позиция электродов для получения максимальной амплитуды волны – вертекс и ипсилатеральный сосцевидный отросток (вертикальный монтаж). В качестве альтернативы установки электрода на вертексе – возможно размещение электрода на лбу (см. рис. 7.1а). Однако в этом случае

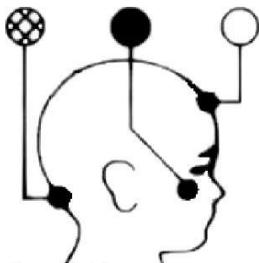


Рис 7.1б:
обозначение на
кабеле

амплитуда волны незначительно снизится. Несмотря на это, на практике лоб предпочтительнее, особенно у пациентов, где размещению электродов на вертексе мешают волосы.

Заземляющий электрод (черный) обычно помещается на щеку.

Поскольку Sentiero обеспечивает один канал, ответ оптимизирован для уха, со стороны которого расположен электрод (ипсилатерального). Для противоположного (контралатерального) уха амплитуда ASSR меньше.

Размещение электродов для аудиологического тестирования: **красный (⊗): сосцевидный отросток (мастоид)**, **черный (●): щека (скула)**, **белый (●): лоб**

Кроме того, для записи бинауральных ответов красный электрод может быть размещен на задней части шеи – затылке (см. Рис 7.1б)

7.2 Выполнение измерения



После установки электродов должны быть установлены электроакустические преобразователи (наушники или вставные телефоны). Важно: убедитесь, что наушники одеты правильно – красный цвет соответствует правой стороне, синий – левой.

Подключите кабель КСВП к белому разъему на приборе. После этого подключите электроды к клеммам кабеля, как описано выше: красный – на сосцевидный отросток, белый – вертекс или лоб, черный – щека.

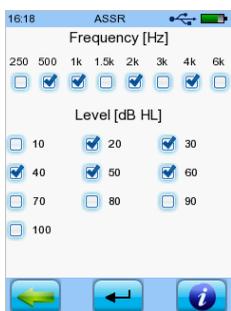


Чтобы начать измерение нажмите кнопку “AEP” и выберите “ASSR”.



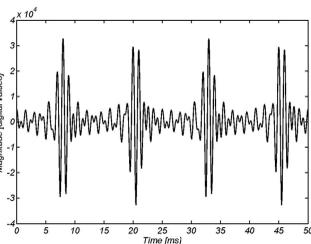
Выберите, на каком ухе будет проводиться измерение, нажав кнопку “Right”, “Left” или “Binaural”. Тест начнется автоматически.

Параметры стимуляции можно редактировать, нажав на кнопку "Настройки". Есть две страницы настроек. Чтобы сохранить изменения, каждая из страниц должна быть подтверждена нажатием кнопки “выбор” внизу страницы.



Выбор тестируемых частот и уровней стимуляции.

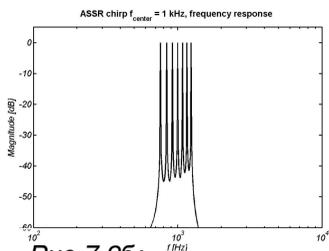
Стимулы ASSR построены в виде суммы косинусов, имеющих фиксированные частоты, соответствующие целому числу кратности частоте повторения стимула. Например: стимул (трель) ASSR с центральной частотой 1000 Гц и полосой пропускания в одну октаву охватывает диапазон частот от 750 Гц до 1250 Гц. Он может быть выполнен как сумма в виде суммы семи косинусов с частотами 760, 840, 920, 1000, 1080, 1160, и 1240 Гц (см. рис. 7.2а и 7.2б).



*Рис 7.2а:
временная область*

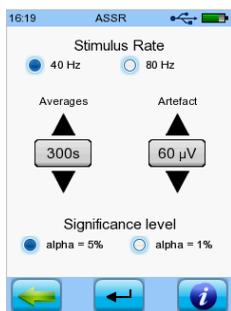
Пользователь может выбрать до восьми частот для тестирования, полоса пропускания выбирается автоматически (полоса пропускания - одна октава).

Уровни стимулов можно выбрать от 10 до 100 дБ. Измерение начинается с наибольшего уровня стимула. Тестируются все заданные уровни. Переход к



*Рис 7.2б:
частотная область*

следующему измерению происходит автоматически после достижения ответа при текущем уровне стимула.



Выбор частоты стимуляции, время для получения ответа, количества измерений на ответ, порог артефакта, уровень значимости алгоритма обнаружения.

Доступно два типа ASSR: 40-Hz ответ и 80-Hz ответ.

Если выбрано 40-Гц, стимуляция происходит на следующих частотах: 38.99, 39.57, 40.23, 40.99, 41.63, 42.59, 43.28, 44.15 Гц.

Если выбрано 80-Гц, стимуляция происходит на следующих частотах: 80.13, 80.94, 82.05, 83.18, 84.06, 85.25, 86.17, 87.75 Гц.

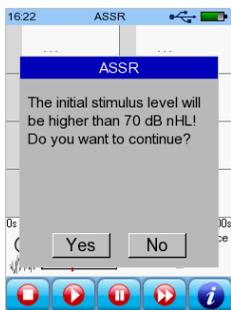
Алгоритм позволяет измерять одновременно до восьми частот (четыре на ухо) при использовании частоты стимуляции 80-Гц и до четырех частот (по два на ухо) в случае использования 40-Гц.

С увеличением выделенного времени вероятность обнаружения ASSR увеличивается. В тихих условиях и при хороших условиях проведения измерений для получения ответа должно быть достаточно 300 секунд. При высокой мышечной активности, высоком сопротивлении электродов, наличии внешнего акустического и электрического воздействия выделенное время должно быть значительно увеличено, особенно при измерении вблизи порогового уровня. Пожалуйста, обратите внимание: после достижения ответа запись ASSR прекращается. Максимальное время получения ответа используется

для остановки измерения в случае, если ответ ASSR не получен.

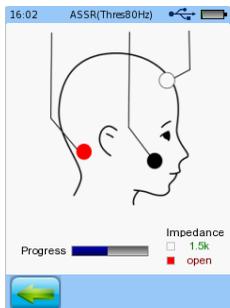
Уровень артефакта может быть выбран в диапазоне между 40 и 250 μV . Записанные кадры сигнала с амплитудой, превышающей уровень артефактов, будут отклонены. Значение по умолчанию (от производителя) - 60 μV . Если отклоняется более 5% собранных кадров, - увеличьте уровень артефактов. Высокий процент артефактов увеличивает общее время записи и снижает производительность алгоритма обнаружения отклика. Если присутствует только артефакт – повысьте уровень артефактов и проверьте подключение электродов.

Уровень значимости (альфа) алгоритма обнаружения может быть установлен на 5% или 1%. Критерий используется для остановки записи ASSR, если вероятность обнаружения ответа составляет 5% или 1% соответственно. Значение по умолчанию составляет 5%. Если необходим более строгий критерий - выберите значение 1%.

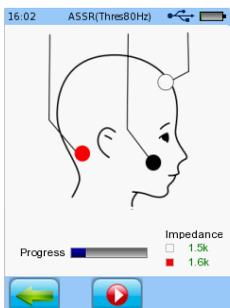


Если начальный уровень стимуляции выше, чем 70 дБ, необходимо подтверждение перед началом измерения!

Начало измерения.



Перед началом измерения КСВП происходит проверка сопротивления на электродах. Если сопротивление находится в допустимых пределах (ниже 12 кОм) на нижней панели появляется кнопка "вперед". Если уровень сопротивления ниже 6 кОм, полученное значение показано зеленым цветом.



Обратите внимание: у новорожденных сопротивление может быть выше, чем 6 кОм из-за нежности кожи. Кроме того, несбалансированное сопротивление влияет на качество измерений КСВП.

При нажатии на кнопку "вперед" измерение КСВП начинается с самого высокого из выбранных уровней.

Если кнопка "вперед" не нажата или сопротивление осталось высоким – через несколько секунд процесс измерения останавливается. В этом случае разместите электроды снова и перезапустите тест.

На экране отображается текущее состояние записи ASSR.



Красными линиями показываются записи ASSR правого уха, синими линиями – записи левого уха. Одновременно может отображаться до восьми записей ASSR.



1) Параметры текущего измерения ASSR (частота $f=1000$ Гц и уровень - $L = 40$ дБ). Показана кривая работы алгоритма обнаружения (ось x: время записи, ось y: критерий реагирования). Верхняя линия границы указывает на уровень значимости. Запись будет остановлена после:

- критерий ответа достигнет уровня значимости для четырех последовательных кадров сигнала;
- максимальное время записи прошло, а критерий ответа не достиг уровня значимости

Серая область указывает минимальное время записи. В случае, если уровень значимости достигнут в течение этого временного интервала, запись не останавливается.

- 2) Индикатор общего времени тестирования
- 3) Индикатор фонового шума ЭЭГ. Вертикальная красная линия указывает на порог артефакта, установленный в меню настроек.
- 4) Процент артефактов, которые имели место после начала записи.
- 5) Текущее сопротивление электродов. Во время измерения ASSR сопротивление электродов периодически измеряется.
- 6) Нажатие на кнопку "Стоп" останавливает запись.
- 7) Нажатие на кнопку "Пауза" приостанавливает запись. Для продолжения нажатие "Вперед".
- 8) При нажатии кнопки "Пропустить" запись одного из тестов может быть пропущена. Чтобы пропустить запись, нажмите кнопку "Пропустить", которая появляется в соответствующей области экрана.

Просмотр результатов:

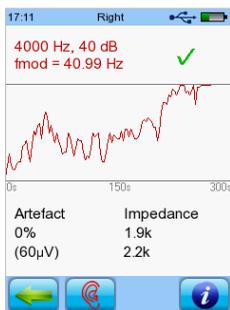


- ✓ - критерий теста ASSR был достигнут.
- ✓ - критерий теста ASSR ($\alpha = 7.5\%$) был достигнут в конце максимального времени.
- ✗ - критерий теста ASSR не был достигнут.
- ✗ - запись теста ASSR была прервана.

При нажатии на кнопку "ухо" отображаются результаты для другого уха.

При нажатии на любой из символов результатов отображается подробная информация о соответствующей записи ASSR

Детальный просмотр результатов записи ASSR



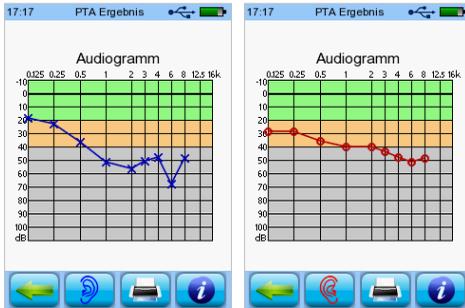
Отображается следующая информация:

- тестируемая частота
- уровень стимуляции
- частота стимуляции
- время, потраченное для достижения уровня значимости (кривая)
- процент артефактов и порог артефакта
- сопротивление электродов на момент окончания записи.

При нажатии на кнопку "ухо" отображаются результаты для другого уха.

7.3 ASSR – конкретные примеры

Нейросенсорная тугоухость



Тональная аудиограмма на левом и правом ухе показывает среднетяжелую частотно-равномерную потерю слуха с небольшим увеличением порогов слуха при увеличении частоты.



Пороги ответов ASSR 40-Гц на левом ухе получены на 500 Гц – 40 дБ, 1 кГц – 60 дБ, 2 кГц – 50 дБ, 4 кГц - 60 дБ. Пороги тональной аудиометрии и пороги ASSR тесно переплетаются на обоих ушах.

Детальное представление результатов левого уха на 4000 Гц констатирует увеличение времени записи с уменьшением уровня стимула. Для надпороговых уровней время записи было менее 120 секунд. Для уровня, близком к порогу, время записи составляло 240 секунд. На уровне стимула 30 дБ не было обнаружено никакого значительного ответ в течении 300 секунд.



Часть II

Описание методов

Далее представлено описание методов, используемых в **Senti** и **Sentiero**. Отоакустическая эмиссия (ОАЭ) является высококвалифицированной сложной измерительной процедурой. Подробно описаны механизм генерации, записи, воспроизводимости ОАЭ, настройки параметров подачи стимулов, процедур калибровки и клинического использования. Взаимосвязь между порогоми DPOAE и тональной пороговой аудиометрией дискутируется. Дополнительно даны примеры случаев для использования аудиограммы DPOAE в клинической практике. Также включен полный список ссылок на литературу по ОАЭ. MAGIC и SUN являются новыми тестами. Доступны только несколько ссылок на эти тесты. Выполнение обычной тональной аудиометрии описывается без ссылок на литературу.

8

MAGIC - описание метода

MAGIC (слуховая интерактивная графическая проверка слуха) – новый, основанный на картинках, автоматизированный тест для определения порогов слухового восприятия у детей в игровой форме.

Предварительные выводы относительно возможности и надежности теста у детей описаны в совместном исследовании, проведенном Департаментом по расстройствам коммуникации (Department for Communication Disorders), ЛОР-отделением больницы медицинской школы при университете в Майнце (ENT-Department of the University of Mainz Medical School`s hospital) (Германия), ЛОР-клиникой при больнице Rechts der Isar, технического университета Мюнхена (Германия) и Кипрским аудиологическим центром в Никосии (Кипр) (Schirkonyer и др.). Пожалуйста, обратитесь к нашим научным публикациям на странице литературы или свяжитесь с нами.

Измерения проводились у 108 детей в возрасте от 3 л. 6 мес. – 11 л. 11 мес. на частотах 0.5, 1, 2, 4 кГц (n = 82) и дополнительно на 0.25, 3, 6, 8 кГц (n = 26) с использованием Sentiero (PATH medical). Различные животные представляют различные частоты (медведь - 500 Гц, слон - 1 кГц, и т.д.). Каждое животное присутствует в трех вариантах: нейтральный, чтобы начать презентацию звука; счастливый / здоровый и

грустный / больной для индикации двух состояний "услышал" и "не услышал". Перед измерением рассказывается история, чтобы ребенок понимал, что здоровые животные издают звуки, а больные животные - нет. Прогресс проведения процедуры отображается на экране, на котором для тестирования выбирается очередное животное. Тест находится под контролем самого ребенка, который управляет им с помощью сенсорного экрана. Это включает в себя воспроизведение звука, а также ввод ответа: если звук был услышан - здоровое животное, если нет - больное животное. Эксперт руководит измерениями и помогает ребенку при необходимости. Он может также вмешаться в процедуру измерения в любое время или сделать повторное тестирование на любой частоте в случае необходимости.

Дополнительно порог слухового восприятия оценивался с помощью функции ввода / вывода DPOAE (см. соответствие между DPOAE и поведенческими порогами тональной аудиометрии – стр. 101), исследования были выполнены у 36 детей из всех. Функции ввода / вывода DPOAE записывались на частотах $f_2 = 1, 1.5, 2, 3, 4$ и 6 кГц с уровнем сигнала (L_2) в диапазоне от 10 до 65 дБ, пороги были оценены с помощью линейного регрессивного анализа. Уровни L_1 и L_2 устанавливались в соответствии с принципом "ножницы". Соотношение частот f_2/f_1 составляет 1.2.

Для сравнения, пороги тональной игровой аудиометрии были определены на соответствующих частотах.

Существует статистически значимая ($p < 0,001$) корреляция порогов между значениями, полученными с помощью MAGIC и тональной игровой аудиометрией (ПТА). Коэффициент корреляции (r) ($n = 1247$) составил 0.73. Гистограмма разницы порогов между значениями, полученными с помощью MAGIC и тональной игровой аудиометрией (ПТА) показала нормальное распределение. Среднее значение и стандартное отклонение разницы составило -1.5 дБ и 9.6 дБ соответственно. Время испытания на частоте (одно ухо) было в среднем около 30 сек., (от 14 сек. до 91 сек.). Время испытания уменьшается с увеличением возраста.

9

РТА - описание метода

Тональная аудиометрия (РТА) является тестированием способности человека слышать различные частоты звука. Испытание проводится с помощью аудиометра. Перед проведением аудиометрии должно проводиться обследование уха с помощью отоскопа на предмет наличия в слуховом проходе серных пробок. Перед испытанием проводится инструктаж о ходе проведения процедуры. Так как аудиометрия является психоакустическим методом исследования слуха, важную роль играет готовность пациента к сотрудничеству и концентрация внимания. Кроме того, очень важно правильное размещение акустических преобразователей (наушников). Изменения позиции наушников вверх-вниз или вперед-назад и утечка звука между наушниками и ухом может привести к занижению уровня порогов слухового восприятия, особенно на высоких частотах.

Слух обычно измеряется в диапазоне частот от низких (250 Гц) до высоких (8 кГц). Следует отметить, что это всего лишь часть всего частотного диапазона, который может восприниматься человеком, который простирается от 20 Гц до 20 кГц. Методика подразумевает предъявление тональных сигналов с последовательным понижением уровня интенсивности с шагом 10 дБ, пока человек перестает

отвечать на подачу стимула (поднятием руки или нажатием кнопки). После этого уровень звукового давления увеличивается с шагом 5 дБ, пока человек не начинает отвечать снова. Это обычно делается на 6-ти октавах на 250, 500, 1000, 2000, 4000 и 8000 Гц.

Тональная аудиометрия начинается с предъявления звука через наушники, ушной зонд или динамики свободного поля. Если выявлена потеря слуха, следующим шагом будет определение, является ли это нейросенсорной тугоухостью или вызвано проблемами внешнего и среднего уха. Это делается с помощью исследования костной проводимости, когда звук передается посредством костного вибратора, размещенного на сосцевидном отростке за ухом. При этом среднее ухо не участвует в звукопроведении. Если костная проводимость в норме (а по воздушной проводимости – есть потеря слуха) – это кондуктивная потеря слуха. Если состояние слуха по костной проводимости лучше (но есть нарушения), чем по воздушной проводимости (костно-воздушный интервал) – это смешанная потеря слуха. Если пороги по костной и воздушной проводимости совпадают и находятся ниже нормы – это нейросенсорная (кохлеарная или ретрокохлеарная) потеря слуха. Чтобы дифференцировать нейросенсорную потерю слуха используются надпороговые тесты (Fowler, Carhart, масштабирование громкости и т.д.). Для топической диагностики очень важны отоакустическая эмиссия (ОАЭ) и слуховые вызванные потенциалы (СВП).

Чтобы предотвратить переслушивание звука противоположным ухом (если оно слышит лучше),

проверка слуха по костной проводимости у лиц с потерей слуха должна проводиться с маскировкой противоположного уха. Пороги измеряются с одновременной подачей маскирующего шума на нетестируемое ухо. Значение порога слухового восприятия, полученное с применением маскировки, обеспечивает точное представление об истинном уровне порога слуха на тестируемом ухе.

При переслушивании другим ухом происходит потеря громкости звука. В зависимости от наушников она может колебаться от 40 дБ до 80 дБ. Со вставными телефонами она находится в районе 55 дБ. Использование вставных телефонов снижает необходимость маскировки.

Пороги слухового восприятия на тестируемой частоте отображаются на графике (аудиограмме). Для отображения порогов по воздушной проводимости правое ухо, как правило, рисуется красным цветом, используя символ 'х', левое ухо - синим, используя символ 'о'. В случае костной проводимости правое ухо указывается символом '<' (с маскировкой) или '[' (без маскировки), левое ухо – символом '>' (с маскировкой) или ']' (без маскировки).

Степени потеря слуха:

- Нормальный слух
<25 дБ (для взрослых)
<15 дБ (детей)
- Легкая потеря слуха = 25-40 дБ
- Средняя потеря слуха = 41-65 дБ
- Тяжелая потеря слуха = 66-90 дБ
- Глухота = 90+ дБ

При проведении скрининговой аудиометрии результаты испытаний показывают, являются ли пороговые значения слуха лучше, равными или хуже, чем заданный уровень. Тестовые сигналы подаются на тех частотах и с той интенсивностью, которые были выбраны для скрининга. Пациент проходит скрининг-тест в соответствии с заданными критериями; тест пройден, если пациента услышал все тона каждым ухом. Скрининговый тест (на определенных выбранных уровнях и частотах) протекает быстрее, чем поиск пороговых уровней слухового восприятия. Скрининговая аудиометрия используется, если нужно ответить на вопрос, является ли слух человека лучше или хуже определенного уровня. Чтобы быстрее выполнить скрининговое обследование, слух проверяется на ограниченном количестве частот при одном, заранее определенном уровне громкости стимула.

Перед проведением обследования необходима оценка условий проведения тестов (на наличие шума), калибровка оборудования по стандарту.

С помощью тональной аудиометрии измеряют только пороги слухового восприятия, а не другие аспекты слуха.

10

ОАЭ - описание методов

10.1 Типы ОАЭ

Открытие отоакустической эмиссии (ОАЭ) (Kemp, 1978) создало совершенно новый инструмент для диагностики функциональности улитки. ОАЭ является побочным продуктом процесса нелинейного усиления звука улиткой (Davis, 1983, Dallos, 1992). При кондуктивной потере слуха, когда и стимул, и амплитуда ответа уменьшаются, ОАЭ трудно измерить даже при кондуктивной потере слуха средней степени (Margolis, 2002). Как и с помощью тимпанометрии и КСВП, с помощью ОАЭ можно различать нарушения на уровне среднего уха, улитки и невральные расстройства. Как известно, наружные волосковые клетки (НВК) могут повреждаться из-за акустической травмы, приема ототоксичных препаратов (например, терапевтических антибиотиков), инфекции (например, менингит, паротит, инфицирования плода), и аноксии (например, родовая травма), или частично отсутствовать по причине нарушений на генном уровне. Повреждение НВК приводит к потере чувствительности и частотной избирательности органа слуха (Lieberman и Dodds, 1984). При этом амплитуда ОАЭ, как побочного продукта нелинейного усиления звука улиткой,

уменьшается или исчезает совсем (Mills и Рубель, 1994).

Спонтанная ОАЭ (SOAE) появляется без звуковой стимуляции на некоторых частотах в здоровой улитке и является прямым следствием собственных колебаний наружных волосковых клеток (Zwicker и Schloth, 1984, Burns и др., 1998, Jülicher и др., 2003). Спонтанная ОАЭ есть не у каждого человека с нормальным слухом, она обнаруживается у примерно половины нормальнослышающего населения, заметно чаще у женщин, чем у мужчин (Bilger и др., 1990, Penner и др., 1993, Penner и Zhang, 1997). Поэтому спонтанная ОАЭ не подходит для диагностики слуха.

Вызванная ОАЭ порождается внешними звуками, либо быстрыми (щелчки или тональные импульсы) или стационарными (тональными) стимулами.

Быстрая вызванная ОАЭ (ТЕОАЕ) в ответ на щелчок или тональный импульс, представляют собой сумму импульсных откликов НВК вдоль улитки. ТЕОАЕ исчезает уже при средней потере слуха и, поэтому, является подходящим инструментом для проверки слуха у новорожденных (неонатального скрининга), который является процедурой отбора для принятия решения о необходимости дальнейшей диагностики (Robinette и Glatcke, 2002). ОАЭ на частоте продукта искажения (DPOAE) представляют собой искажения 3-го порядка при одновременной стимуляции двумя тонами f_1 (более низкая частота) и f_2 (более высокая частота). DPOAE возникает непосредственно из-за частотно-избирательного нелинейного сжатия (компрессии) наружных волосковых клеток. (Brownell и др., 1985, Кемп и др., 1986). Ответ улитки на раздражение двумя тонами возникает в улитке на

частоте, близкой к частоте f_2 . Таким образом, DPOAE может быть применена как инструмент для частотно-специфической оценки кохлеарной дисфункции на частоте f_2 . Компонента искажений $2f_1-f_2$ дает самую высокую амплитуду у человека, поэтому в аудиологической диагностике в основном используют её (Gorga и др., 2000a). Согласно исследований, DPOAE могут быть измерены при нейросенсорной потере слуха до 40-50 дБ, что указывает на примерный диапазон усилителя улитки (Davis, 1983, Руджеро и др., 1997). ТЕОАЕ и DPOAE (вызванная ОАЭ) присутствует практически у всех людей с нормой слуха.

Частотно-зависимая ОАЭ (SFOAE) вызывается одним непрерывным низкоуровневым синусоидальным сигналом. Записывать SFOAE трудно, потому что стимул и ответ накладываются.

В то время как ТЕОАЕ позволяет качественно оценить функциональность улитки, DPOAE обеспечивает количественную информацию о диапазоне и других характеристиках усилителя улитки, т.е. чувствительности, компрессии и частотной избирательности. Есть несколько измерений DPOAE, которые используются для оценки функционирования усилителя улитки:

DPOAE-грамма отображает уровень L_{dp} (продукта искажения) как функции f_2 (как основной точки генерации DPOAE) для выбранной комбинации уровней подаваемого тона L_1 и L_2 . Следует подчеркнуть, что DPOAE-грамма лучше всего отражает чувствительность усилителя улитки на уровнях стимуляции, близких к пороговому значению

(Janssen и др., 1998, Kummer и др., 1998, Dorn и др., 2001). При записи с узким разносом частот от f_2 (тонкая структура DPOAE), DPOAE-грамма может дать информацию о поведении порогов субъективной тональной аудиометрии. Однако, в связи с наложением второго источника DPOAE (He и Schmiedt, 1993, He и Schmiedt, 1996, He и Schmiedt, 1997, Shera и Guinan, 1999) корреляция между этими двумя измерениями не ясна. При нормальном слухе (нормальном усилителе улитки), DPOAE-граммы близки друг к другу при высоких и более разделены при более низких уровнях стимулов, что отражает нелинейность обработки звука улиткой. При нейросенсорной потере слуха (нарушениях в усилителе улитки), DPOAE-граммы более разделены даже при высоких уровнях стимулов, выявляя потерю способности усилителя улитки к компрессии (Janssen и др., 1998, Kummer и др., 1998, Neely и др., 2003).

Уровень функции ввода / вывода (I/O) DPOAE отображает уровень L_{dp} (продукта искажения) как функцию уровня подаваемого тона L_2 на выбранной f_2 и, таким образом, отражает динамику усилителя улитки в месте f_2 в улитке (Dorn и др., 2001). При нормальном слухе в ответ на стимулы низкого уровня уровни функции I/O DPOAE обладают крутыми склонами, а на более высоких уровнях стимулирования крутизна склонов снижается, таким образом отражая более сильное усиление на низких и меньшее усиление при средних уровнях звука. Однако это верно, только если используется такая настройка стимулов (т.н. принцип "ножницы"), когда для подаваемых тонов в месте f_2 применяют разную компрессию (Kummer и др., 2000).

Давление DPOAE функции ввода / вывода (I/O)

отображает давление p_{dp} DPOAE (вместо уровня L_{dp} DPOAE) как функцию от уровня подаваемого тона L_2 . В связи с тем, что зависимость уровня DPOAE от уровня подаваемого тона – логарифмическая, зависимость между давлением p_{dp} DPOAE и уровнем подаваемого тона L_2 - линейная (Boege и Janssen, 2002). Таким образом, данные DPOAE могут быть легко установлены с помощью линейной регрессии. Точка пересечения линии линейной регрессии с осью L_2 при $p_{dp} = 0$ Па может служить оценкой уровня стимула для порога DPOAE, т.е. L_{dpth} (Boege и Janssen, 2002, Gorga и др., 2003).

Расчетный пороговый уровень L_{dpth} , полученный для определенной частоты f_2 , дает возможность оценить порог усилителя в месте f_2 .

Наклон DPOAE, рассчитанный по уровням функции I/O DPOAE (например, между стимулами с уровнями L_2 от 40 до 60 дБ), показывает компрессию усилителя улитки. Если график построен по частоте, может быть установлен профиль наклона. В случае нейросенсорной потери слуха, наклон кривой уровня функции I/O DPOAE возрастает с увеличением потери слуха, что показывает потерю способности усилителя улитки к компрессии (Janssen и др., 1998, Kummer и др., 1998, Müller и Janssen, 2004, Neely и др., 2003).

Существуют некоторые **ограничения** использования измерений DPOAE для оценки периферической обработки звука. Во-первых - электрический шум микрофона, физиологический шум (дыхание, кровообращение) и внешний акустический шум не позволяют измерять ОАЭ при очень низком уровне

стимула. На частотах ниже 0.5 кГц надежные измерения ОАЭ невозможны даже при высоких уровнях стимула. Во-вторых - высокочастотные измерения ОАЭ затруднены из-за ограничения частотного диапазона электроакустического преобразователя ушного зонда. Необходимо использование специализированных устройств. В-третьих - стоячие волны в наружном слуховом проходе затрудняют получение определенным образом настроенного стимула. В-четвертых - рядом с основным сигналом DPOAE в месте f_2 присутствует вторичный сигнал DPOAE в месте $2f_1-f_2$, который взаимодействует (конструктивно или деструктивно) с основным сигналом в месте f_2 (Whitehead и др., 1992, Brown и др., 1996, Shera и Guinan, 1999). Таким образом, ответы DPOAE не точно отражают функциональность НВК в месте f_2 . Учитывая все вышеперечисленные факторы можно представить, насколько измерения ОАЭ могут быть неправильно учтены и истолкованы.

10.2 Клиническое применение ТЕОАЭ / DPOAE

За 30 лет, прошедших после открытия ОАЭ, это измерение стало стандартной частью набора аудиометрических диагностических тестов. ОАЭ являются средством получения (неинвазивно) информации о нарушениях важного элемента обработки звука - усилителя улитки и, следовательно, позволяют оценить потерю чувствительности, способности к компрессии и частотной избирательности органа слуха. Как тимпанометрия, которая позволяет оценить состояние среднего уха,

ОАЭ быстро и просто позволяет объективно оценить функциональность улитки. ОАЭ позволяет расширить серию объективных аудиометрических тестов, оценивая функцию непосредственно улитки. Субъективные тесты позволяют оценить только меру нарушения обработки звука в целом. Использование объективных методов: тимпанометрии, ОАЭ и слуховых вызванных потенциалов (ABR, ASSR) в комплексе позволяет оценить топику нарушения слуха: на этапе звукопроводения (кондуктивная), в улитке (кохлеарная), из-за нарушений в слуховом нерве или в комплексе. С помощью ОАЭ обнаруживаются мельчайшие изменения способности слуха.

Существует **четыре основных области применения ОАЭ** в клинической диагностике:

- Обследование слуха у новорожденных
- Наряду с тимпанометрией и КСВП (ABR) – подтверждение нейросенсорной потери слуха
- Количественная оценка потери слуха и рекруитмента (ускоренного нарастания громкости) для подбора параметров при настройке слухового аппарата
- Обнаружение начала кохлеарных нарушений при воздействии шума или применения ототоксичных препаратов

Скрининг слуха новорожденных - процедура отбора при решении вопроса о необходимости дальнейшей диагностики (Wilson и Jungner, 1968). Результат скрининга: прошел (дальнейшая диагностики не нужна) или "не прошел" (рекомендуется последующая

диагностика). Требования по скринингу отличаются от тех, которые применяют для диагностики. Скрининг охватывает большие группы населения, поэтому используемые устройства, как правило, должны обеспечивать автоматическую оценку результата, и не требовать вмешательства специалиста.

Скрининг-тест должен проводиться как можно быстрее. Используемые методы не должны требовать длительной подготовки, тест должен остановиться автоматически, если требуемое качество результата достигнуто. ТЕОАЕ и DPOAE являются вполне подходящими для скрининга новорожденных и грудных детей, так при дисфункции НВК (наружных волосковых клеток улитки) они не регистрируются (напр. Kemp и Ryan, 1991, Gorga и др., 2000b, Norton и др., 2000b, Norton и др., 2000a). Предпосылкой для такого подхода является то, что нарушение слуха на внутреннем ухе всегда включает в себя повреждение или дисфункцию НВК. Кроме того, значительные кондуктивные нарушения слуха, вызванные дисфункцией евстахиевой трубы и / или наличием жидкости в барабанной полости также могут привести к результату скрининга "не прошел".

Обследование слуха новорожденных с помощью **DPOAE** обычно проводится в области средних частот (примерно от 1.5 до 4 кГц). Тестирование на высоких частотах является менее надежным из-за проблемы возникновения стоячей волны и ограничений электроакустического преобразователя. Проводить тестирование на частоте ниже 1 кГц не рекомендуется из-за неудовлетворительного соотношения сигнал / шум (SNR). DPOAE выявляются при различных уровнях первичного тона, поэтому возможно

тестирование на нескольких заданных частотах и уровнях. Экстраполяция функций ввода / вывода DPOAE используется для оценки порогов слуха (Boege и Janssen, 2002, Gorga и др., 2003).

Определить пути преодоления слуховых расстройств возможно только после определения, на каком этапе слухового пути есть функциональные нарушения. Психоакустические тесты (субъективная аудиометрия) позволяют различать кондуктивную и нейросенсорную тугоухость путем вычисления разницы между порогом слухового восприятия по воздушной и костной проводимости (тональная аудиометрия).

Распознавание нейросенсорной тугоухости, т.е. разделение между сенсорным (улитка) и невральным нарушением с помощью только субъективных тестов ненадежно, т.к. действенность этих тестов (SISI (индекс малых приростов чувствительности), Fowler, Carhart) ограничено. Кроме того у взрослых, которые по каким-либо причинам не показывают реакцию на тональный сигнал, и у детей психоакустические тесты не могут быть выполнены. В таких случаях только объективные тесты помогают определить функциональность органов слуха. Использование тимпанометрии, ОАЭ и КСВП / ASSR позволяют с высокой степенью надежности определить место возникновения нарушения на слуховом пути.

В клинической практике ОАЭ используется прежде всего как функция детектора. Как правило, если есть подозрение на нарушение слуха, измерение ОАЭ должно использоваться в качестве первого аудиологического теста. Тест выполняется быстро и помогает подтвердить нормальное функционирование среднего уха и улитки. Это в случае, если ОАЭ

присутствует в широком диапазоне частот. Если ОАЭ отсутствует, то, скорее всего присутствует патология среднего уха или улитки (НВК). После ОАЭ должна следовать тимпанометрия. Если тимпанограмма нормальная, а ОАЭ отсутствует, то, скорее всего есть нарушение слуха на уровне улитки. Если тимпанограмма ненормальная, то, скорее всего, потеря слуха носит кондуктивный характер. Если результаты и тимпанометрии, и ОАЭ в норме – необходимо провести измерения КСВП / ASSR для выявления, является ли нарушение слуха следствием повреждения внутренних волосковых клеток (ВВК) или нервной патологией. Например, при слуховой нейропатии, когда нарушена синхронизация нейронной активности (за счет нарушения передачи звука на ВВК или дисфункции нерва), ОАЭ в норме, а КСВП - ненормальные (Doyle и др., 1998, Starr и др., 1996). Кроме того, ОАЭ является подходящим средством для тестирования лиц, симулирующих потерю слуха.

При настройке слуховых аппаратов у маленьких детей особенно необходима **количественная оценка потери слуха и рекруитмента**. Если при стимуляции высокими уровнями стимула (что является обычным в клинической практике) ТЕОАЕ отсутствует – это свидетельствует, что потеря слуха (до улитки) превышает 20 дБ; если отсутствует DPOAE – потеря слуха превышает 40-50 дБ. Таким образом, при использовании ТЕОАЕ и DPOAE (с высоким уровнем стимула) возможна только грубая оценка слуха потери слуха. Например, когда ТЕОАЕ отсутствует, а DPOAE присутствует, то потеря слуха предлагается не более 30 дБ.

В принципе и DPOAE, и TEOAE позволяют получить **частотно-специфическую информацию** о потере слуха. При стимуляции щелчком или тоновым сигналом возбуждаются почти все НВК (щелчок) или часть из них (в области несущей частоты тонального сигнала). В связи с частотной дисперсией в улитке, специфический компонент ответа TEOAE может быть непосредственно соотнесен с частотно-специфической компонентой сигнала переходного процесса. Так как базиллярная мембрана в базальной части улитки колеблется быстрее, чем в апикальной, высокочастотные компоненты TEOAE происходят из базальных областей улитки, а низкочастотные составляющие TEOAE - из апикальных. Однако, в связи с тем, что стимулы и высокочастотные компоненты TEOAE накладываются (и поэтому не учитываются при записи TEOAE), TEOAE непригодны для оценки функции улитки на частотах выше 4 кГц. В отличие от них, DPOAE имеют то преимущество, что способны хорошо выявлять высокочастотную потерю слуха. Это связано с тем, что стимулы (первичные на частоте f_2 и f_1) и ответ (частота $2f_1-f_2$) не накладываются. Тем не менее ошибки калибровки, возникающие из-за наличия стоячих волн во внешнем слуховом проходе, могут привести к неправильной интерпретации результатов DPOAE при частоте выше 6 кГц.

Связь между уровнем ОАЭ и порогом слухового восприятия - или, вернее, ее отсутствие - сильно дискутируется. Ранее было принято устанавливать доверительный интервал для оценки степени уверенности, с которой любой полученный ответ может быть интерпретирован как нормальный или

пониженный слух (Gorga и др., 1996, Gorga и др., 2000a), или определить "порог обнаружения DPOAE" как уровень стимула, при котором ответ эквивалентен собственному шуму, генерируемому прибором (Dorn и др., 2001). Однако поскольку присутствует шум технического происхождения (например, шум микрофона), порог обнаружения DPOAE, полученный таким путем, не соответствует поведенческому порогу. Более точным измерением является точка пересечения между **экстраполированной функцией ввода/вывода DPOAE** и уровнем подаваемого тона, в которой звуковое давление ответа равно нулю и, следовательно, при котором НВК являются неактивными (Boege и Janssen, 2002, Gorga и др., 2003). Есть линейная зависимость между уровнем DPOAE и уровнем звукового давления подаваемого тона (Boege и Janssen, 2002), если для выявления DPOAE использовать принцип "ножницы" (Kummer и др., 2000). В связи с линейной зависимостью, данные DPOAE с помощью линейного регрессионного анализа могут быть легко размещены на частично логарифмическом графике, где точка пересечения линии регрессии с осью уровней L_2 первичного тона при $p_{dp} = 0$ Па может служить рассчитанным уровнем порога DPOAE. Рассчитанный порог DPOAE L_{dpth} не зависит от шума и более приближен к поведенческому порогу, чем порог обнаружения DPOAE (Boege и Janssen, 2002, Gorga и др., 2003).

Если преобразовать уровни звукового давления (SPL) DPOAE в уровни слухового восприятия (HL), полученные пороги DPOAE можно построить в виде аудиограммы (DPOAE-аудиограмма). **DPOAE-аудиометрия** может применяться у детей, у которых в

результате неонатального скрининга слуха выявлены временные кондуктивные нарушения слуха в связи с дисфункцией евстахиевой трубы и / или наличием амниотической жидкости в барабанной полости или для подтверждения сохраняющейся кохlearной потери слуха для последующей диагностики. Время тестирования при получении DPOAE-аудиограммы составляет несколько минут. DPOAE-аудиометрия является альтернативой поведенческой (субъективной) аудиометрии или аудиометрии, основанной на частотно-специфических вызванных потенциалах (тональные всплески слуховых вызванных потенциалов - ABR), стационарным слуховым вызванным потенциалом (ASSR) в случае небольших и средних степеней потери слуха. В отличие от TEOAE, обычной DPOAE (в ответ на высокие уровни первичного тона), вызванных щелчком КСВП (которые позволяют только качественно оценить потерю слуха), DPOAE-аудиометрия в состоянии количественно оценить потерю слуха на различных частотах. Это является важным преимуществом по сравнению с КСВП или ASSR. Прогнозирование потери слуха по пяти частотам с помощью тональных всплесков слуховых вызванных потенциалов или ASSR занимает более получаса. Таким образом, DPOAE-аудиометрия может служить продвинутым инструментом для **преодоления разрыва между скрининговым и диагностическим тестированием** в педиатрии.

Задачей скрининга слуха в детском возрасте является выявление ухудшения слуха, которое не является очевидным или бесспорным и может вызвать потерю трудоспособности или инвалидность

ребенка. Позднее выявление потери слуха может усугубить проблемы в общении, овладении речью и повлиять на другие области развития. В отличие от неонатального скрининга, **скрининг-тесты для дошкольников** должны предоставить больше частотно-специфической и количественной информации о потере слуха. Такую информацию в достаточном объеме можно получить с помощью экстраполяции функции ввода / вывода DPOAE.

Крутизна кривой DPOAE больше, если порог слухового восприятия повышен (Janssen и др., 1998, Kummer и др., 1998, Boege и Janssen, 2002, Gorga и др., 2003, Neely и др., 2003) и значительно отличается при разных степенях потери слуха (их ширина составляет 10 дБ) (Janssen и др., 2005b). Наклон функции ввода/ вывода DPOAE связан с наклоном функции громкости (Neely и др., 2003, Müller и Janssen, 2004). Таким образом, наклон функции ввода / вывода DPOAE можно воспринимать как количественную оценку компрессии усилителя улитки и, следовательно, обеспечить **объективный тест рекруитмента**. Количественная оценка потери слуха и рекруитмента особенно важна при настройке слуховых аппаратов у детей. С помощью аудиометрии DPOAE, оценки крутизны кривой DPOAE, дающей количественную оценку нарушения слуха в улитке, можно получить дополнительные параметры для **настройки слуховых аппаратов у тех, кто не может дать адекватную оценку своего слуха** (маленьких детей, больных) (Müller и Janssen, 2004).

Измерения ОАЭ стабильны во времени и у каждого человека индивидуальны и, следовательно, дают возможность **отслеживать и оценивать нарушения**

в НВК. Лекарственные препараты, такие как антибиотики (например, аминогликозиды) и противоопухолевые химиотерапевтические препараты (например, цисплатин) могут вызывать необратимую потерю слуха, которая обычно проявляется сначала в высокочастотной области, прогрессируя затем также в области более низких частот (напр. Korelman и др., 1988, Fausti и др., 1994, Berg и др., 1999, Stavroulaki и др., 2001). Раннее обнаружение ототоксичности очень важно, так как позволяет своевременно заменить препарат, изменить дозу и способ введения (Lonsbury-Martin и Martin, 2001). Так как ТЕОАЕ менее эффективна на частотах от 4 кГц, при выборе теста для обнаружения и отслеживания дисфункции НВК при приеме ототоксичных препаратов предпочтение отдается DPOАЕ. Кроме того, DPOАЕ имеет дополнительное преимущество по сравнению с ТЕОАЕ, так как с ее помощью можно получить информацию о компрессии усилителя улитки. Если функция НВК из-за токсического процесса нарушена, то не только уровни DPOАЕ, но и крутизна кривой DPOАЕ будут изменены. Известно, что как антибиотики и химиотерапевтические препараты, салицилаты также влияют на чувствительность слуха и могут **вызывать 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). Впрочем, самое главное, нарушение слуха вследствие токсичности салицилата является обратимым. Если предположить, что потеря жесткости НВК отвечает за искажения в кохлеарной микромеханике, соответствующее изменение тонуса активности внутренних волосковых

клеток может быть одной из потенциальных причин возникновения шума в ушах (Janssen и др., 2000).

ОАЭ непосредственно отражает дисфункцию НВК, поэтому она является методом выбора в области охраны труда, где требуется бесспорное доказательство кохлеарной потери слуха.

10.3 Запись ТЕОАЭ / ДРОАЭ

ОАЭ – очень тихие звуки, интенсивность эмиссии составляет от 20 дБ SPL (максимум) до уровня, ограниченного порогом шума. Таким образом, запись ОАЭ требует использования высокочувствительного малошумящего микрофона. Обычно при записи ДРОАЭ, чтобы исключить технически сгенерированные компоненты искажений, для каждого первичного тона используются отдельные телефоны. И **микрофон**, и **телефоны** ушного зонда должны быть миниатюрными, так как ушной зонд должен быть настолько мал, чтобы помещаться внутри слухового прохода. Плотная посадка зонда имеет важное значение для записи ОАЭ. Если есть утечка между ушным вкладышем и слуховым проходом, низкочастотные звуковые компоненты не могут быть записаны правильно. Кроме того, закрытие слухового прохода ушным вкладышем исключает внешние звуки. Кроме того, необходимо убедиться, что слуховой проход чистый и что порты зонда не забиты ушной серой. Для клинической практики важно, чтобы ушной зонд позволял легкий доступ для очистки портов или замены забитых ушных вкладышей.

Чтобы достичь уровней, близких к порогу собственного шума, измерения ОАЭ необходимо проводить в **звукоизолированной кабине** или в

любой другой спокойной обстановке. Для прикроватного использования применяются портативные измерительные приборы. Автоматизированная процедура измерения и оценки гарантирует согласованность теста и упрощает интерпретацию записей ОАЭ.

Вычисление **преобразования Фурье (FFT)** во временной области сигнала дает возможность автоматической оценки сигналов ОАЭ. Чтобы свести к минимуму влияние нежелательных внешних сигналов, применяются алгоритмы шумоподавления и отклонения артефактов. Кроме того, уровень фонового шума уменьшается на временной области усреднением записанного сигнала. Ответ ТЕОАЭ "видит" почти всю улитку, тогда как реакция ДРОАЭ отражает лишь ограниченную область улитки. Таким образом, **ТЕОАЭ дает быстрое представление о кохлеарной функции**, в то время как **ДРОАЭ предоставляет количественную информацию о процессе обработки звука** в различных местах улитки.

Уровень фонового шума обычно выше на низких частотах из-за свойства микрофона и низкочастотных звуков тела, таких как дыхание. **Отклонение артефактов** может быть выполнено путем устранения элементов с высоким уровнем шума, чувствительных, например, к дыханию, глотанию или движению головы пациента. Кроме того, при записи ТЕОАЭ артефакты стимулов могут генерировать сигналы, которые находятся в одной фазе для двух усреднений - в результате можно получить псевдореакцию с высокой воспроизводимостью. С помощью **функции временного окна** артефакт стимула может быть исключен, так что воспроизводимость общего сигнала ограничивается сигналами, представляющими

интерес (Кемр и др., 1990а, Кемр и др., 1990b). Следует подчеркнуть, что так как артефакт стимула всегда появляется в начале записи, высокочастотные компоненты TEOAE теряются в результате процедуры выделения временного окна.

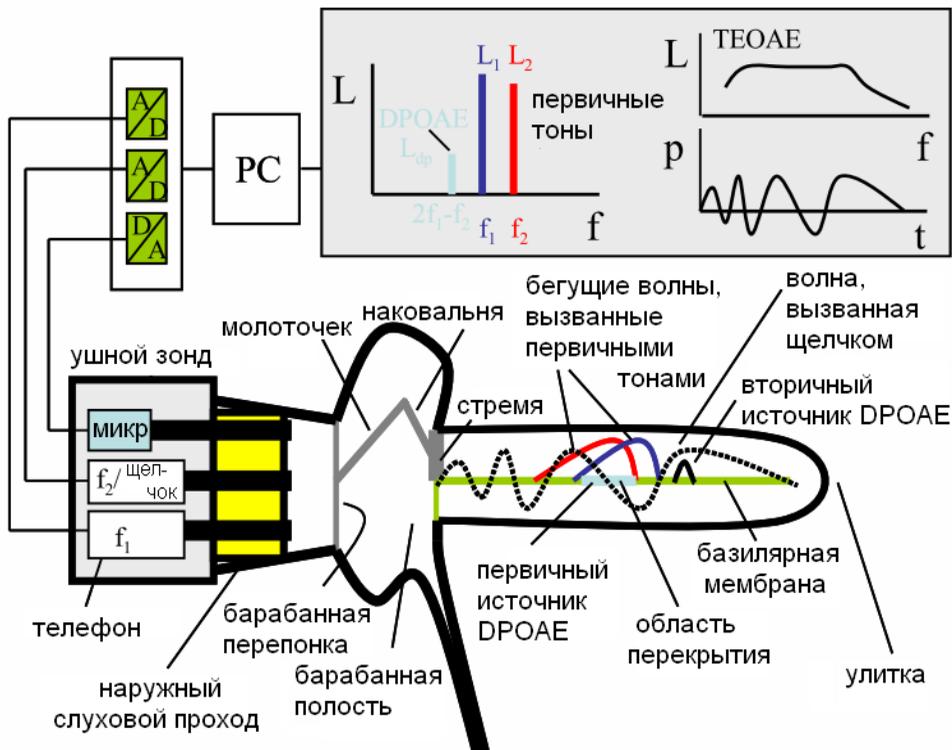


Рис. 10.1. На схеме показано, как TEOAE и DPOAE вызываются внутри улитки, и впоследствии измеряются в наружном слуховом проходе. Ушной зонд состоит из одного микрофона для измерения сигнала акустического отклика и либо одного телефона (для подачи щелчков (TEOAE)) либо двух телефонов (для подачи двух независимо генерируемых первичных сигналов, показанных в верхнем правом углу с частотами f_1 и f_2 и уровнями L_1 и L_2). TEOAE представляют собой ответы импульсов НВК вдоль базиллярной мембраны. Ответы от базальных областей появляются в начале, а от апикальных – в конце временной функции TEOAE. Ответы DPOAE генерируются в области перекрытия бегущих волн двух первичных тонов, близко к месту f_2 . A/D = Аналогово-Цифровой преобразователь, D/A = Цифро-Аналоговый преобразователь, PC = персональный компьютер, L = уровень звукового давления, p = звуковое давление, f = частота, t = время.

Есть несколько объективных методов для **отделения сигнала эмиссии от фонового шума** и для автоматической оценки весомости записанной эмиссии. Для ТЕОАЕ используются в основном три подхода к оценке сигнала. Первый метод основан на вычислении **буфера корреляции** временной области усредненного сигнала между двумя сегментами буферов сигналов (Кетр и др., 1990а). Если два буфера полностью идентичны, коэффициент корреляции равен 1, и, следовательно, воспроизводимость 100%. Сигнал обычно признается действительным для воспроизводимости, превышающей минимум 60%. Второй метод основан на вычислении **соотношения спектральных мощностей** суммы и разности двух сигналов, обозначаемых как соотношение сигнал / шум (SNR). Критерий значимости сигнала устанавливается, как правило, в $SNR = 6$ дБ. Третья методика основана на биномиальном статистическом тесте, который определяет статистическую вероятность того, что эмиссия была зарегистрирована. **Биномиальная статистика** переводит записанный сигнал в бинарные события и использует знания по ожидаемым распределениям этих событий (биномиальное распределение) (Giebel, 2001).

В случае DPOAE, представленные на рынке системы выполняют в основном две различные процедуры проверки данных. Первый метод основан на расчете порогового уровня шума путем усреднения уровней компонент на нескольких смежных частотах вокруг частотной компоненты DPOAE, с **SNR**, показывающим разницу между уровнем эмиссии и пороговым уровнем шума. Здесь также критерий SNR обычно

устанавливают на 6 дБ. Второй метод основан на методе фазовой статистики, которая проверяет связь фазы компонента DPOAE с фазой первичных сигналов. Метод фазовой статистики нормирует усредненные векторы фазы полученного сигнала к известной частоте DPOAE. Как и биномиальная статистика, векторная сумма может быть уменьшена в вероятностных терминах, обеспечивая определенную и очень высокую чувствительность. Типичный уровень значимости для теста на одной частоте превышает 99%.

10.4 Воспроизводимость TEOAE / DPOAE

Отличие уровней TEOAE, измеренных у одного человека с некоторым перерывом по времени - высокое (стандартное отклонение > 10 дБ) (Kemp и др., 1986, Probst и др., 1987, Bonfils и Uziel, 1989, Smurzynski и Kim, 1992). При измерениях уровней DPOAE оно гораздо меньше (стандартное отклонение < 2 дБ) (Johnsen и Elberling, 1982b, Johnsen и Elberling, 1982a, Harris и др., 1991). Недавно было показано (Janssen и др., 2005a), что повторяющиеся измерения DPOAE с неизменной позицией ушного зонда выстраиваются так: с увеличением соотношения SNR экспоненциально растет стабильность уровня DPOAE. Например, при SNR 10 дБ, стандартное отклонение достигает до 1.8 дБ, при SNR 20 дБ - до 0.7 дБ, а при SNR 40 дБ - до 0.1 дБ. Это означает, что чем выше SNR, тем выше надежность измерения DPOAE. Этот вывод имеет важное значение в связи с оценкой небольших изменений DPOAE. В клинической практике, однако, повторные измерения ОАЭ обычно проводятся с изменением положения ушного зонда. В

таком случае стандартное отклонение при изменении положения ушного зонда составляет около 1.6 дБ (Müller и др., 2005).

Как предполагается, DPOAE в первую очередь отражают деятельность НВК в месте f_2 . Однако есть данные, что DPOAE генерируются **двумя различными источниками** в улитке (Whitehead и др., 1992, Brown и др., 1996, Shera и Guinan, 1999). Как уже говорилось, эффект от первого источника, который измеряется, находится в области перекрытия бегущих волн от двух первичных тонов из-за интермодуляционных искажений вблизи места f_2 . Второй источник, который непреднамеренно добавляется к эмиссии первого источника, расположен в месте с характерной частотой излучения $2f_1-f_2$ (из-за отражения энергии, которая прошла через апекс из области перекрытия около f_2). Таким образом, в наружном слуховом проходе фактически записывается составной сигнал DPOAE, полученный от обоих взаимодействующих источников. Влияние второго источника DPOAE можно наблюдать при отслеживании уровня DPOAE по частоте с узким частотным интервалом f_2 (тонкая структура DPOAE). Из-за либо деструктивной или конструктивной суперпозиции двух источников DPOAE по частоте, ряд исследователей описали картину провалов и пиков в тонкой структуре DPOAE у субъектов с нормой слуха (He и Schmiedt, 1993, He и Schmiedt, 1996, He и Schmiedt, 1997, Talmadge и др., 1999). Однако для клинической оценки функции ввода / вывода DPOAE интерференция **второго источника DPOAE** ухудшает интерпретируемость и точность расчета как порога DPOAE, так и компрессии. Были попытки свести к минимуму влияние второго источника, подавая дополнительный подавляющий тон на частоте $2f_1-f_2$

(Heitmann и др., 1998), или с помощью процедуры временного окна, которая способна разделить два источника (Mauermann и Kollmeier, 2004).

Измеренное давление ОАЭ в наружном слуховом проходе зависит от объема самого слухового прохода. У новорожденных объем слухового прохода меньше, чем у взрослых, поэтому давление ОАЭ у них выше (Norton, 1992, Lasky, 1998b, Lasky, 1998a, Abdala, 2000). Как следствие, ОАЭ у новорожденных измерить легче.

10.5 Параметры стимулов ТЕОАЭ / ДРОАЭ

Ответы ТЕОАЭ могут быть вызваны двумя типами последовательностей стимулов: (I) с помощью набора из четырех щелчков равной величины (т.н. линейный протокол) или (II) после трех щелчков положительной полярности следует четвертый щелчок обратной полярности с относительной величиной на 9.5 дБ выше, чем у щелчков положительной полярности (т.н. **нелинейной протокол**) (Kemp и соавт., 1986, Bray, 1989). Гипотеза о том, что записи ТЕОАЭ происходят от насыщения генератора улитки, предполагает, что нелинейный протокол удаляет артефакты стимулов линейного характера, т.е. собственно стимулы, потому что звуковые сигналы возрастают линейно с уровнями стимулов, при этом звуковые сигналы, возрастающие нелинейно с уровнями стимулов, т.е. эмиссия, порожденная нелинейной работой НВК, остается. Принято считать, что нелинейный протокол является практическим компромиссом для максимизации надежности записи ТЕОАЭ (Kemp и др., 1990a, Kemp и др., 1990b, Grandori и Ravazzani, 1993, Von Specht и др., 2001, Hatzopoulos и др., 2003).

При использовании настроек первичного тона по принципу "ножницы" (рис. 10.2), которые рассчитывают для различной компрессии бегущих волн первичного тона в месте f_2 (Whitehead и др., 1995с, Whitehead и др., 1995а, Kummer и др., 2000, Voege и Janssen, 2002), функция ввода / вывода DPOAE отражает нелинейную обработку звука, известную из прямых измерений перемещений базилярной мембраны. (Ruggero и др., 1997). В связи с тем, что крутизна склона бегущей волны больше ближе к вершине улитки (апексу), максимальное место взаимодействия близко к месту f_2 в улитке. Таким образом, НВК в месте f_2 вносят наибольший вклад в генерацию DPOAE. Количество НВК, участвующих в генерации DPOAE, зависит от размеров области перекрытия, которая определяется уровнями первичных тонов L_1 и L_2 и отношением частот f_2/f_1 , где f_1 и f_2 – частоты соответствующих первичных тонов. Чтобы сохранить оптимальное перекрытие бегущих волн первичных тонов при постоянном отношении частот $f_2/f_1 = 1.2$, разность уровней первичных тонов должна увеличиваться при уменьшении уровня стимулов, в результате чего уровни $L_1|L_2$ устанавливаются, исходя из формулы $L_1 = 0.4 L_2 + 39$. Эти "ножницы" в установке уровней $L_1|L_2$ ($L_1=65|L_2=65$, $L_1=63|L_2=60$, $L_1=61|L_2=55$, $L_1=59|L_2=50$, $L_1=57|L_2=45$, $L_1=55|L_2=40$, $L_1=53|L_2=35$, $L_1=51|L_2=30$, $L_1=49|L_2=25$, $L_1=47|L_2=20$) были получены из выводов о влиянии установки $L_1|L_2$ на уровень L_{dp} DPOAE (Kummer и др., 2000). Следует подчеркнуть, что используется не установка $L_1=L_2$, а установка $L_1|L_2$ "ножницы", что дает рост компрессии DPOAE, отражающая нелинейность обработки звука в улитке (рис. 10.3).

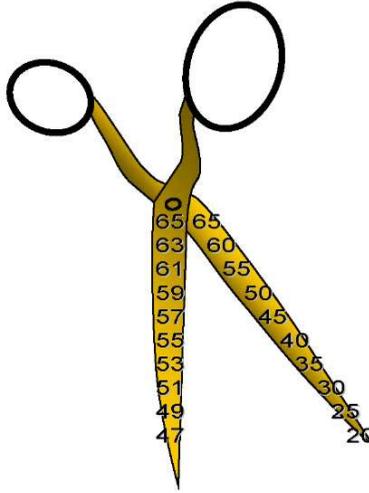


Рис. 10.2: Принцип "Ножницы" - $L_1 = 0.4 L_2 + 39$ для получения лучшего перекрытия бегущих волн первичных тонов.

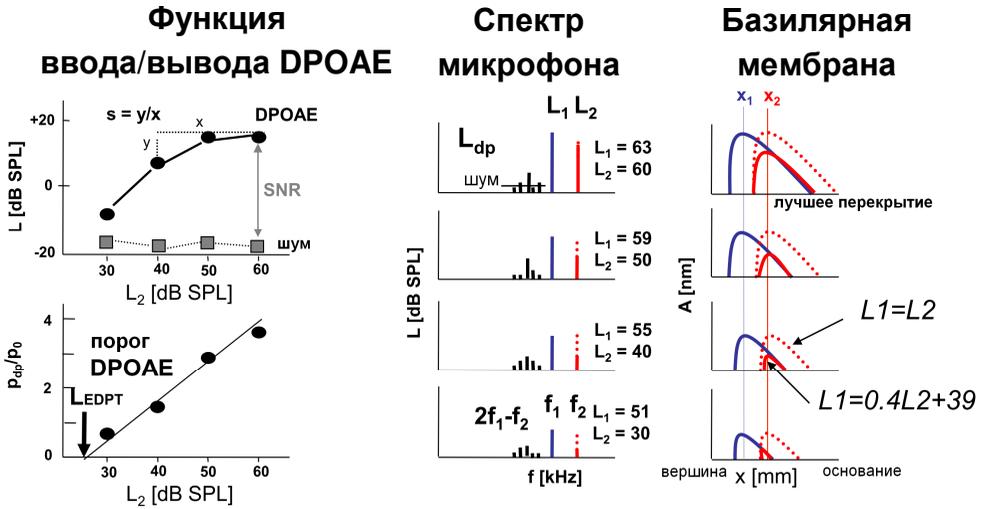


Рис. 10.3 Схематическое изображение, как вызвать DPOAE таким образом, чтобы они отражали компрессию усиления звука в улитке. Для получения наилучшего перекрытия кривых бегущих волн, уровни первичного тона L_1 (синий) и L_2 (красный) должны быть установлены в соответствии с принципом "Ножницы" $L_1 = 0,4 L_2 + 39$ (сплошные линии). Для сравнения показаны кривые бегущих волн первичных тонов при условии $L_1 = L_2$ (пунктирные линии). Спектральные линии L_1 и L_2 показаны

для принципа "Ножницы" (сплошные линии) и принципа $L_1=L_2$ (пунктирные линии). DPOAE (те же данные) приведены на двойной логарифмической (L от L_2) и полулогарифмической (p от L_2) шкалах. Пересечение линии линейной регрессии с осью L_2 служит оценкой порогового уровня DPOAE.

10.6 Калибровка стимулов ТЕОАЕ / DPOАЕ

Калибровка стимулов важна для обеспечения правильной интерпретации и сопоставимости данных. Из-за наличия **стоячих волн в слуховом проходе**, при калибровке стимула возникает серьезная проблема, так как уровень звукового давления на барабанную перепонку не может быть точно установлен по измерениям на конце ушного зонда.

Наиболее часто используемым методом калибровки является калибровка в ухе на основе измерения уровня звукового давления микрофоном ушного зонда при постоянном напряжении на телефоне (Whitehead и др., 1995b). Вместе с тем микрофон ушного зонда находится в наружном слуховом проходе, в то время как соответствующая величина генерации ОАЭ является фактическим уровнем звукового давления на барабанную перепонку. Таким образом, в зависимости от длины ушного канала и сопротивления среднего уха, из-за эффекта стоячей волны есть частотно-зависимые отклонения неизвестной величины между номинальным уровнем звукового давления на конце зонда и фактическим уровнем звукового давления на барабанной перепонке (Siegel, 1994). Это отклонение, как правило, выше на частотах, соответствующих $d=\lambda/4$ и $\lambda/2$ (d : расстояние между зондом и барабанной перепонкой). Таким образом, проблемы становятся серьезными у взрослых на частотах около 3 кГц и выше 6 кГц, и менее важны у новорожденных и

грудных детей из-за меньшей длины ушного канала (Keefe и др., 1993). **Ошибки калибровки** могут привести к изменению формы кривой и, таким образом, компрессии функций ввода / вывода DPOAE. Дальнейшее совершенствование калибровки ушного зонда необходимо, чтобы повысить точность клинически значимых показателей, выведенных из записей DPOAE, таких как, например, компрессия и рассчитанные пороги усилителя улитки.

При тестировании TEOAE ошибки калибровки имеют меньшее влияние, так как широкополосные стимулы не так сильно зависят от проблем стоячих волн. Помимо этого, для TEOAE, как правило, используются щелчки, уровень которых относительно высокий, т.е. уровень компрессии улитки уже близок к насыщению. В отличие от DPOAE, не нужно выдерживать уровень соотношения между первичными тонами. Это приводит к тому, что TEOAE менее подвержены ошибкам калибровки стимулов.

10.7 Соотношение между DPOAE и порогоми поведенческой тональной аудиометрии.

Связь между уровнями DPOAE и порогоми поведенческой тональной аудиометрии, - или, скорее, ее отсутствие – постоянно дискутируется. Ранее было принято устанавливать доверительный интервал для определения степени уверенности, с которой любое измерение могло быть определено как норма или нарушение слуха (Gorga и др., 1996, Gorga и др., 2000a), или определить "порог обнаружения DPOAE" как уровень стимула, при котором ответ равен собственному шуму прибора (Dorn и др., 2001).

Однако, если шум технического происхождения (например, шум микрофона), то уровень порога, оцененный таким образом, не совпадает с уровнем поведенческого порога. Более точным измерением является точка пересечения между экстраполированной функцией ввода/вывода DPOAE и осью уровня первичного тона, при котором звуковое давление ответа равно нулю и, следовательно, при котором НВК не активны (Boege и Janssen, 2002, Gorga и др., 2003). Есть линейная зависимость между уровнем звукового давления DPOAE и уровнем звукового давления первичного тона (Boege и Janssen, 2002) при использовании принципа "Ножницы" для выявления DPOAE (Kummer и др., 2000). Так как зависимость линейна, данные DPOAE можно легко разместить с помощью линейного регрессионного анализа на полулогарифмическом графике, где точка пересечения линии регрессии с осью L_2 уровня первичного тона при $P_{dp}=0$ Па служит в качестве оценки порога DPOAE. Предполагаемый порог DPOAE L_{dpth} не зависит от шума и, по-видимому, более тесно связан с поведенческим порогом, чем порог обнаружения DPOAE (Boege и Janssen, 2002, Gorga и др., 2003, Janssen и др., 2006).

Экстраполированная функция ввода/вывода DPOAE используется для определения порогов DPOAE, которые могут быть отображены в виде аудиограммы (DPOAE-аудиограмма). Круг означает порог с помощью экстраполяции функции ввода/вывода DPOAE, квадрат означает упрощенную оценку, где есть менее трех достоверных ответа, он равен - 15 дБ от самого низкого уровня первичного тона, стрелка

означает, что DPOAE не измерено и, следовательно, потеря слуха превышает 50 дБ (рис. 10.4).

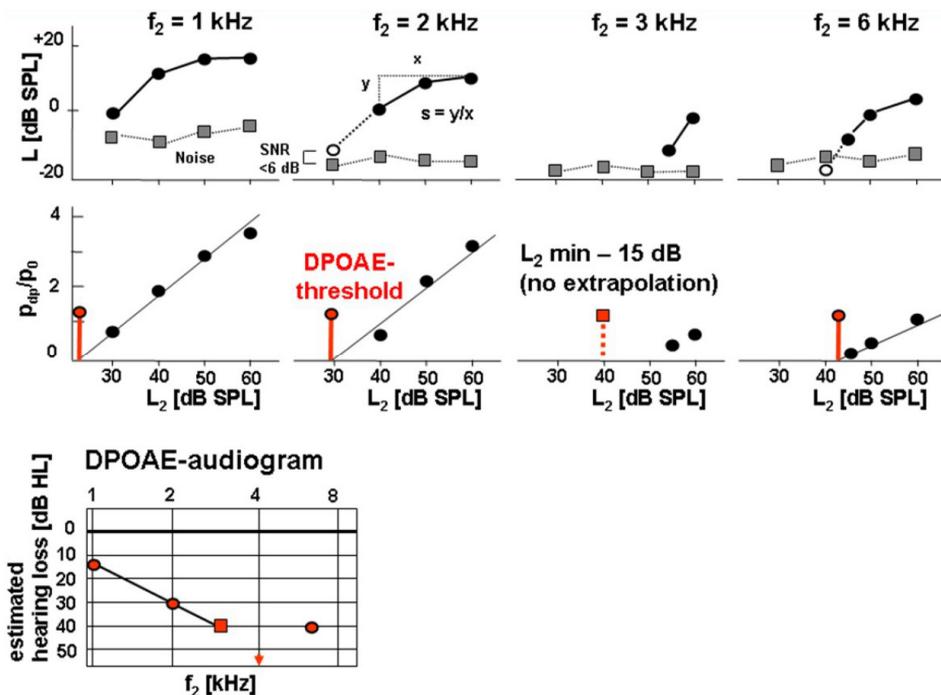


Рис. 10.4: Схематическое изображение, как определяются пороги DPOAE и оценивается потеря слуха на разных частотах теста (f_2) (DPOAE-аудиограмма). DPOAE строятся в двойном логарифмическом (L от L_2) и линейно-логарифмическом (p от L_2) масштабах. Пересечение линии линейной регрессии с осью L_2 служит оценкой порогового уровня DPOAE. На частотах, где DPOAE присутствует только для одного или двух уровней L_2 , экстраполяция не делается. В этом случае, порог рассчитывается по низшему уровню L_2 (L_{2min}), в котором есть DPOAE минус 15 дБ. После преобразования SPL в HL – DPOAE-аудиограмма построена. Круг означает, что порог получен с помощью экстраполяции функции ввода / вывода DPOAE, квадрат означает упрощенную оценку $L_{2min} - 15$ дБ, стрелка означает, что DPOAE не измерено и, таким образом, потеря слуха, по оценке, будет больше 50 дБ.

Отоакустическая эмиссия (ТЕОАЕ и DPOAE) широко рассматривается в качестве метода, пригодного для проведения скрининга новорожденных и грудных

детей, так как она отсутствует в случае дисфункции наружных волосковых клеток (НВК) улитки (напр., Kemp и Ryan, 1991, Gorga и др., 2000b, Norton и др., 2000b, Norton и др., 2000a). Предпосылкой для такого подхода является то, что нарушения слуха во внутреннем ухе всегда включают в себя повреждение или дисфункцию НВК. Хотя кондуктивная потеря слуха также может давать отрицательный результат скрининга в основном за счет ослабления существующего сигнала ОАЕ.

Основным недостатком использования ОАЕ в протоколах скрининга есть более низкая обоснованность по сравнению методами ABR (Norton и др., 2000b, Barker и др., 2000). Это особенно верно в группах с высоким распространением незначительного повышения порогов из-за временного кондуктивного нарушения слуха, как у доношенных новорожденных в первые 36 часов жизни из-за дисфункции евстахиевой трубы или амниотической жидкости в барабанной полости, или в связи с сохраняющейся сенсорной потерей слуха у недоношенных и новорожденных детей в палатах интенсивной терапии. В целях поддержания высокой чувствительности, специфичность должна быть значительно уменьшена, что делает процедуру скрининга неэффективной. Чтобы избежать большого количества направлений на диагностику, для непрошедших тест ОАЭ должен проводиться скрининг ABR, т.е. скрининг должен быть двухступенчатым (Rhodes и др., 1999, Norton и др., 2000a). DPOAE-аудиометрия может быть альтернативным средством для выявления временной потери слуха в раннем послеродовом периоде, вызванной временным

ухудшением звукопроводения из-за амниотической жидкости или дисфункции евстахиевой трубы. Если использовать DPOAE аудиометрию перед скринингом ABR, можно сохранить время и деньги в случае, если DPOAE может быть измерена и, следовательно, дополнительного исследования ABR не потребуется.

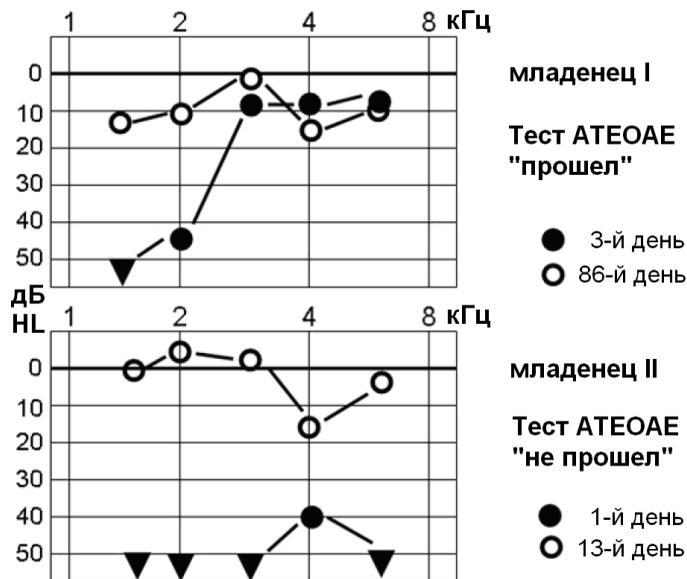


Рис. 10.5: DPOAE-аудиограммы двух новорожденных с временной кондуктивной потерей слуха. Новорожденный I "прошел" скрининг АТЕОАЕ, у него при первом измерении (3 день после рождения) - низкочастотная потеря слуха. При втором измерении (86 день после рождения) DPOAE-аудиограмма показывает нормальный слух. Новорожденный II "не прошел" скрининг АТЕОАЕ, у него при первом измерении (1 день после рождения) ответ DPOAE не был получен (за исключением 4 кГц). DPOAE-аудиограмма, полученная при втором измерении (13 день после рождения) показывает нормальный слух.

Эти два примера показывают, как DPOAE-аудиограмма может выявить временную кондуктивную потерю слуха в раннем послеродовом периоде. У новорожденного, прошедшего на 3-й день скрининг АТЕОАЕ, DPOAE-аудиограмма показывает

низкочастотную потерю слуха. DPOAE-аудиограмма, проведенная через 83 дня, показала норму слуха. У этого ребенка причиной потери слуха в течение первых дней жизни могла быть дисфункция евстахиевой трубы, так как увеличилась жесткость среднего уха и, следовательно, ухудшился слух на низких частотах. Другой новорожденный "не прошел" скрининг АТЕОАЕ, его DPOAE-аудиограмма указывает на потерю слуха более чем на 50 дБ при 1.5, 2, 3 и 6 кГц (стрелки) и 40 дБ - при 4 кГц. Второе измерение через 12 дней показало, что слуховая функция в норме. У этого ребенка, были как низко-, так и высокочастотные потери слуха. Возможная причина - увеличение жесткости среднего уха в связи с дисфункцией евстахиевой трубы, что вызвало снижение слуха на низких частотах, а увеличение массы среднего уха за счет амниотической жидкости вызвало снижение слуха на высоких частотах.

Рис. 10.6 d показывает среднее значение и стандартное отклонение расчетных порогов DPOAE, измеренных у 100 новорожденных в отделении интенсивной терапии (по 100 на каждом ухе). Средний возраст составлял 2.5 дня. Не было обнаружено никакого существенного различия между левым и правым ухом. Стандартное отклонение отчасти обусловлено различными условиями звукопроведения в течение раннего послеродового периода. Результаты показывают, что измерения порогов DPOAE можно использовать для скрининга слуха.

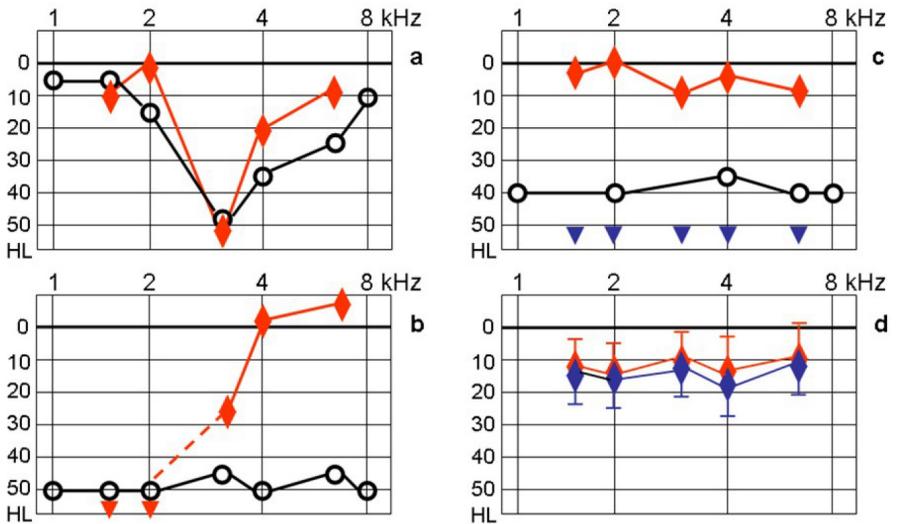


Рис. 10.6: Тональная аудиограмма (черные символы) и DPOAE-аудиограмма у 3 детей: (а) - 6-лет, правое ухо, (б) - 5 месяцев, правое ухо, (с) - 3 месяца, правое (красный) и левое ухо (синий). Среднее значение и стандартное отклонение расчетных порогов DPOAE (DPOAE-аудиограмм), полученные у 100 новорожденных для левого (синий) и правого уха (красный) (d).

DPOAE-аудиометрия может применяться у новорожденных для выявления временных кондуктивных нарушений слуха или для обнаружения постоянных нейросенсорных потерь слуха. В последующей диагностике DPOAE-аудиограмма может служить продвинутым инструментом для преодоления разрыва между аудиологическим скринингом и диагностикой слуха.

DPOAE-аудиограммы востребованы в детской аудиологии, поскольку они обеспечивают частотно-специфическую информацию о потере слуха буквально за несколько минут. Таким образом, они предпочтительнее ТEOAE или вызванных щелчком ABR (т.к. они не позволяют количественно оценить пороги слуха в улитке на различных частотах) и ASSR (т.к. время тестирования гораздо больше).

Три примера демонстрируют эффективность DPOAE-аудиометрии в детской аудиологии (рис. 10.6 a,b,c). У мальчика в 6 лет тональная аудиограмма и DPOAE-аудиограмма демонстрируют близкое соответствие (рис. 10.6 a). У младших детей есть большое расхождение между поведенческой аудиометрией в свободном поле и DPOAE-аудиограммы. Аудиометрия в свободном поле у 5-месячной девочки (рис. 10.6 b) показывает потерю слуха 50 дБ во всем диапазоне частот. DPOAE-аудиограмма показывает, что потеря слуха есть только на средних и низких частотах. У ребенка 3 месяца показаны аудиограмма в свободном поле и DPOAE-аудиограмма левого и правого уха (рис. 10.6 c). Аудиограмма в свободном поле показывает потерю слуха на 40 дБ. На левом ухе DPOAE не были измерены, это говорит о том, что потеря слуха должна быть выше 50 дБ (стрелки на рис 10.6 c). На правом ухе DPOAE-аудиограмма показала нормальный слух.

DPOAE-аудиограмма может оценить потерю слуха в улитке более точно, чем поведенческие тесты, особенно у детей раннего возраста, где аудиограмма в свободном поле не отражает реальных порогов. Кроме того, она позволяет обнаружить одностороннюю потерю слуха. DPOAE-аудиометрия – автоматизированная измерительная процедура с простым управлением и коротким временем измерения. В большинстве случаев седативные средства не нужны. Следует отметить, что DPOAE отражает только функцию НВК и, следовательно, не присутствует при потере слуха выше 50 дБ. Однако случаи потери слуха более 50 дБ не часты. Таким образом, для большинства детей можно использовать DPOAE. Когда DPOAE не поддаются измерению, нужно использовать ABR, или ASSR.

11

SUN - описание метода

SUN является новым саморегулируемым тестом разборчивости речи в шуме, предназначенным для скринингового обследования слуха у взрослых и пожилых людей с помощью набора логатомов – гласных, стоящих в интервокальной позиции (см. Paglialonga A., Tognola G., Grandori F. 2011. Тест SUN (разборчивость речи в шуме): метод для выявления инвалидности по слуху. *Audiology Research* 1:e13). Тест нацелен на распознавание логатомов, в частности - на распознавание согласных и, следовательно, на раннее выявление и оценку возрастной потери слуха. Тест полностью автоматизирован. На сенсорном экране отображается три варианта ответа (например, АФА, АГА, АСА), одновременно звучит один из показанных логатомов. Логатомы подаются через наушники с разным соотношением сигнал / шум. Тестируемый должен выбрать на экране правильный ответ. Результат теста показан в виде светофора:

- зеленый - слух в пределах нормы (оценка $\geq 3/4$),
- желтый - слух может быть ниже нормального уровня (оценка от $1/2$ до $3/4$),

- красный - слух значительно ниже нормального диапазона (оценка $\leq 1/2$).

До начала тестирования необходимо с помощью отоскопа проверить состояние слухового прохода на наличие серных пробок. Перед проведением теста пациента необходимо проинструктировать о методике проведения теста. Так как SUN является психоакустическим (субъективным) методом исследования слуха, важное значение имеет концентрация пациента и его готовность к сотрудничеству. Правильное размещение наушников и низкий уровень внешнего шума также важны для получения качественного результата.

Предварительные результаты исследований на более чем 1000 пациентах показали, что тест SUN подходит для скринингового обследования слуха у взрослых, потому что время тестирования - мало (в среднем 2 минуты), когнитивная нагрузка – низкая, а воспринимаемость испытуемыми - высокая (см. Paglialonga и др. 2011).

12

Литература

- ABDALA, C. 2000. Distortion product otoacoustic emission ($2f_1-f_2$) amplitude growth in human adults and neonates. *J Acoust Soc Am*, 107, 446-56.
- BARKER, S. E., LESPERANCE, M. M. & KILENY, P. R. 2000. Outcome of newborn hearing screening by ABR compared with four different DPOAE pass criteria. *Am J Audiol*, 9, 142-8.
- BERG, A. L., SPITZER, J. B. & GARVIN, J. H., JR. 1999. Ototoxic impact of cisplatin in pediatric oncology patients. *Laryngoscope*, 109, 1806-14.
- BILGER, R. C., MATTHIES, M. L., HAMMEL, D. R. & DEMOREST, M. E. 1990. Genetic implications of gender differences in the prevalence of spontaneous otoacoustic emissions. *J Speech Hear Res*, 33, 418-32.
- 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. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 111, 1810-1818.
- BOETTCHER, F. A. & SALVI, R. J. 1991. Salicylate ototoxicity: review and synthesis. *Am J Otolaryngol*, 12, 33-47.
- BONFILS, P. & UZIEL, A. 1989. Clinical applications of evoked acoustic emissions: results in normally hearing and hearing-impaired subjects. *Ann OtolRhinol Laryngol*, 98, 326-31.
- BRAY, P. 1989. Click evoked otoacoustic emissions and the development of a clinical otoacoustic hearing test instrument. *Dissertation at the University College and Middlesex School of Medicine, London*.
- BROWN, A. M., HARRIS, F. P. & BEVERIDGE, H. A. 1996. Two sources of acoustic distortion products from the human cochlea. *J Acoust Soc Am*, 100, 3260-7.
- BROWN, A. M., WILLIAMS, D. M. & GASKILL, S. A. 1993. The effect of aspirin on cochlear mechanical tuning. *J Acoust Soc Am*, 93, 3298-307.
- BROWNELL, W. E., BADER, C. R., BERTRAND, D. & DE RIBAUPIERRE, Y. 1985. Evoked mechanical responses of isolated cochlear outer hair cells. *Science*, 227, 194-6.
- BURNS, E. M., KEEFFE, D. H. & LING, R. 1998. Energy reflectance in the ear canal can exceed unity near spontaneous otoacoustic emission frequencies. *J Acoust Soc Am*, 103, 462-74.
- DALLOS, P. 1992. The active cochlea. *J Neurosci*, 12, 4575-85.
- DAVIS, H. 1983. An active process in cochlear mechanics. *Hear Res*, 9, 79-90.

- DORN, P. A., KONRAD-MARTIN, D., NEELY, S. T., KEEFE, D. H., CYR, E. & GORGA, M. P. 2001. Distortion product otoacoustic emission input/output functions in normal-hearing and hearing-impaired human ears. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 110, 3119-3131.
- DOYLE, K. J., FUJIKAWA, S., ROGERS, P. & NEWMAN, E. 1998. Comparison of newborn hearing screening by transient otoacoustic emissions and auditory brainstem response using ALGO-2. *Int JPediatr Otorhinolaryngol*, 43, 207-11.
- FAUSTI, S. A., LARSON, V. D., NOFFSINGER, D., WILSON, R. H., PHILLIPS, D. S. & FOWLER, C. G. 1994. High-frequency audiometric monitoring strategies for early detection of ototoxicity. *Ear Hear*, 15, 232-9.
- GIEBEL, A. 2001. Applying signal statistical analysis to TEOAE measurements. *Scand Audiol Suppl*, 130-2.
- GORGA, M. P., NEELY, S. T., DORN, P. A. & HOOVER, B. M. 2003. Further efforts to predict pure-tone thresholds from distortion product otoacoustic emission input/output functions. *J Acoust Soc Am*, 113, 3275-84.
- GORGA, M. P., NELSON, K., DAVIS, T., DORN, P. A. & NEELY, S. T. 2000a. Distortion product otoacoustic emission test performance when both $2f_1-f_2$ and $2f_2-f_1$ are used to predict auditory status. *J Acoust Soc Am*, 107, 2128-35.
- GORGA, M. P., NORTON, S. J., SININGER, Y. S., CONE-WESSON, B., FOL-SOM, R. C., VOHR, B. R., WIDEN, J. E. & NEELY, S. T. 2000b. Identification of neonatal hearing impairment: distortion product otoacoustic emissions during the perinatal period. *Ear Hear*, 21, 400-24.
- GORGA, M. P., STOVER, L., NEELY, S. T. & MONTOYA, D. 1996. The use of cumulative distributions to determine critical values and levels of confidence for clinical distortion product otoacoustic emission measurements. *J Acoust Soc Am*, 100, 968-77.
- GRANDORI, F. & RAVAZZANI, P. 1993. Non-linearities of click-evoked otoacoustic emissions and the derived non-linear technique. *Br J Audiol*, 27, 97102.
- GRANDORI, F., TOGNOLA, G. & ALESSIA, P. A speech-in-noise test for screening hearing ability in adults: the Speech Understanding in Noise (SUN) test. *Auris Nasus Larynx*, submitted.
- HARRIS, F. P., PROBST, R. & WENGER, R. 1991. Repeatability of transiently evoked otoacoustic emissions in normally hearing humans. *Audiology*, 30, 135-41.
- HATZOPOULOS, S., PETRUCCELLI, J., MORLET, T. & MARTINI, A. 2003. TEOAE recording protocols revised: data from adult subjects. *Int J Audiol*, 42, 339-47.
- HE, N. & SCHMIEDT, R. A. 1997. Fine structure of the $2 f_1-f_2$ acoustic distortion products: effects of primary level and frequency ratios. *J Acoust Soc Am*, 101, 3554-65.
- HE, N. J. & SCHMIEDT, R. A. 1993. Fine structure of the $2f_1-f_2$ acoustic distortion product: changes with primary level. *J Acoust Soc Am*, 94, 2659-69.
- HE, N. J. & SCHMIEDT, R. A. 1996. Effects of aging on the fine structure of the $2f_1-f_2$ acoustic distortion product. *J Acoust Soc Am*, 99, 1002-15.

- HEITMANN, J., WALDMANN, B., SCHNITZLER, H.-U., PLINKERT, P. K. & ZENNER, H.-P. 1998. Suppression of distortion product otoacoustic emissions (DPOAE) near $2f_1 - f_2$ removes DP-gram fine structure -- Evidence for a secondary generator. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 103, 1527-1531.
- 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. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 117, 1241-1247.
- JANSSEN, T., BOEGE, P., OESTREICHER, E. & ARNOLD, W. 2000. Tinnitus and $2f_1 - f_2$ distortion product otoacoustic emissions following salicylate overdose. *J Acoust Soc Am*, 107, 1790-2.
- JANSSEN, T., GEHR, D. D., KLEIN, A. & MÜLLER, J. 2005b. Distortion product otoacoustic emissions for hearing threshold estimation and differentiation between middle-ear and cochlear disorders in neonates. *J Acoust Soc Am*, 117, 2969-79.
- JANSSEN, T., KUMMER, P. & ARNOLD, W. 1998. Growth behavior of the $2f_1 - f_2$ distortion product otoacoustic emission in tinnitus. *J Acoust Soc Am*, 103, 3418-30.
- JANSSEN, T., NIEDERMEYER, H. P. & ARNOLD, W. 2006. Diagnostics of the cochlear amplifier by means of distortion product otoacoustic emissions. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*, 68, 334-9.
- JOHNSON, N. J. & ELBERLING, C. 1982a. Evoked acoustic emissions from the human ear. I. Equipment and response parameters. *Scand Audiol*, 11, 3-12.
- JOHNSON, N. J. & ELBERLING, C. 1982b. Evoked acoustic emissions from the human ear. II. Normative data in young adults and influence of posture. *Scand Audiol*, 11, 69-77.
- JÜLICHER, F., CAMALET, S., PROST, J. & DUKE, T. A. J. 2003. Active amplification by critical oscillations. In: GUMMER, A. (ed.) *Biophysics of the Cochlea: from Molecule to Models*. New Jersey: World Scientific.
- KEEFE, D. H., BULEN, J. C., AREHART, K. H. & BURNS, E. M. 1993. Ear- canal impedance and reflection coefficient in human infants and adults. *J Acoust Soc Am*, 94, 2617-38.
- KEMP, D. T. 1978. Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. *J Acoust Soc Am*, 64, 1386-91.
- KEMP, D. T., BRAY, P., ALEXANDER, L. & BROWN, A. M. 1986. Acoustic emission cochleography--practical aspects. *Scand Audiol Suppl*, 25, 71-95.
- KEMP, D. T. & RYAN, S. 1991. Otoacoustic emission tests in neonatal screening programmes. *Acta Otolaryngol Suppl*, 482, 73-84.
- KEMP, D. T., RYAN, S. & BRAY, P. 1990a. A guide to the effective use of otoacoustic emissions. *Ear Hear*, 11, 93-105.
- KEMP, D. T., RYAN, S. & BRAY, P. 1990b. Otoacoustic emission analysis and interpretation for clinical purposes. In: GRANDORI, F., CIAFRONE, G. & KEMP, D. (eds.) *Cochlear mechanisms and otoacoustic emissions*. Karger.

- KOPELMAN, J., BUDNICK, A. S., SESSIONS, R. B., KRAMER, M. B. & WONG, G. Y. 1988. Ototoxicity of high-dose cisplatin by bolus administration in patients with advanced cancers and normal hearing. *Laryngoscope*, 98, 858-64.
- KUMMER, P., JANSSEN, T. & ARNOLD, W. 1998. The level and growth behavior of the $2f_1-f_2$ 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, 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. *Hear Res*, 146, 47-56.
- LASKY, R. E. 1998a. Distortion product otoacoustic emissions in human newborns and adults. I. Frequency effects. *J Acoust Soc Am*, 103, 981-91.
- LASKY, R. E. 1998b. Distortion product otoacoustic emissions in human newborns and adults. II. Level effects. *J Acoust Soc Am*, 103, 992-1000.
- LIBERMAN, M. C. & DODDS, L. W. 1984. Single-neuron labeling and chronic cochlear pathology. III. Stereocilia damage and alterations of threshold tuning curves. *Hear Res*, 16, 55-74.
- LONG, G. R. & TUBIS, A. 1988. Modification of spontaneous and evoked otoacoustic emissions and associated psychoacoustic microstructure by aspirin consumption. *J Acoust Soc Am*, 84, 1343-53.
- LONSBURY-MARTIN, B. L. & MARTIN, G. K. 2001. Evoked Otoacoustic Emissions as Objective Screeners for Ototoxicity. *Semin Hear*, 22, 377,392.
- MARGOLIS, R. H. 2002. Influence of middle-ear disease on otoacoustic emissions. In: ROBINETTE, M. S. & GLATTKE, T. J. (eds.) *Otoacoustic emissions: clinical applications*. 2. ed. ed. New York: Thieme.
- MAUERMANN, M. & KOLLMEIER, B. 2004. Distortion product otoacoustic emission (DPOAE) input/output functions and the influence of the second DPOAE source. *J Acoust Soc Am*, 116, 2199-212.
- MCFADDEN, D. & PASANEN, E. G. 1994. Otoacoustic emissions and quinine sulfate. *J Acoust Soc Am*, 95, 3460-74.
- MCFADDEN, D. & PLATTSMIER, H. S. 1984. Aspirin abolishes spontaneous oto-acoustic emissions. *JAcoust Soc Am*, 76, 443-8.
- MILLS, D. M. & RUBEL, E. W. 1994. Variation of distortion product otoacoustic emissions with furosemide injection. *Hear Res*, 77, 183-99.
- MÜLLER, J. & JANSSEN, T. 2004. Similarity in loudness and distortion product otoacoustic emission input/output functions: implications for an objective hearing aid adjustment. *J Acoust Soc Am*, 115, 3081-91.
- 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. *J Acoust Soc Am*, 118, 3747-56.

- MYERS, E. N. & BERNSTEIN, J. M. 1965. Salicylate ototoxicity; a clinical and experimental study. *Arch Otolaryngol*, 82, 483-93.
- NEELY, S. T., GORGA, M. P. & DORN, P. A. 2003. Cochlear compression estimates from measurements of distortion-product otoacoustic emissions. *J Acoust Soc Am*, 114, 1499-507.
- NORTON, S. J. 1992. The effects of being a newborn on otoacoustic emissions. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 91, 2409-2409.
- NORTON, S. J., GORGA, M. P., WIDEN, J. E., FOLSOM, R. C., SININGER, Y., CONE-WESSON, B., VOHR, B. R. & FLETCHER, K. A. 2000a. Identification of neonatal hearing impairment: summary and recommendations. *Ear Hear*, 21, 52935.
- NORTON, S. J., GORGA, M. P., WIDEN, J. E., FOLSOM, R. C., SININGER, Y., CONE-WESSON, B., VOHR, B. R., MASCHER, K. & FLETCHER, K. 2000b. Identification of neonatal hearing impairment: evaluation of transient evoked otoacoustic emission, distortion product otoacoustic emission, and auditory brain stem response test performance. *Ear Hear*, 21, 508-28.
- PENNER, M. J., GLOTZBACH, L. & HUANG, T. 1993. Spontaneous otoacoustic emissions: measurement and data. *Hear Res*, 68, 229-37.
- PENNER, M. J. & ZHANG, T. 1997. Prevalence of spontaneous otoacoustic emissions in adults revisited. *Hear Res*, 103, 28-34.
- PICTON, T. W., JOHN, M. S., DIMITRIJEVIC, A. & PURCELL, D. 2003. Human auditory steady-state responses. *Int J Audiol*, 42, 177-219.
- PROBST, R., LONSBURY-MARTIN, B. L., MARTIN, G. K. & COATS, A. C. 1987. Otoacoustic emissions in ears with hearing loss. *Am J Otolaryngol*, 8, 7381.
- RHODES, M. C., MARGOLIS, R. H., HIRSCH, J. E. & NAPP, A. P. 1999. Hearing screening in the newborn intensive care nursery: comparison of methods. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 120, 799-808.
- ROBINETTE, M. S. & GLATTKE, T. J. 2002. Transient evoked otoacoustic emissions. In: ROBINETTE, M. S. & GLATTKE, T. J. (eds.) *Otoacoustic emissions: clinical applications*. 2. ed. ed. New York: Thieme.
- ROESER, R. J. 1996. *Roeser's audiology desk reference. A guide to the practice of audiology.*, New York, Stuttgart, Thieme.
- RUGGERO, M. A., RICH, N. C., RECIO, A., NARAYAN, S. S. & ROBLES, L. 1997. Basilar-membrane responses to tones at the base of the chinchilla cochlea. *J Acoust Soc Am*, 101, 2151-63.
- SHERA, C. A. & GUINAN, J. J., JR. 1999. Evoked otoacoustic emissions arise by two fundamentally different mechanisms: a taxonomy for mammalian OAEs. *J Acoust Soc Am*, 105, 782-98.
- SIEGEL, J. H. 1994. Ear-Canal Standing Waves and High-Frequency Sound Calibration Using Otoacoustic Emission Probes. *Journal of the Acoustical Society of America*, 95, 2589-2597.
- SMURZYNSKI, J. & KIM, D. O. 1992. Distortion-product and click-evoked otoacoustic emissions of normally-hearing adults. *Hear Res*, 58, 227-40.

- STARR, A., PICTON, T. W., SININGER, Y., HOOD, L. J. & BERLIN, C. I. 1996. Auditory neuropathy. *Brain*, 119 (Pt 3), 741-53.
- STAVROULAKI, P., APOSTOLOPOULOS, N., SEGAS, J., TSAKANIKOS, M. & ADAMOPOULOS, G. 2001. Evoked otoacoustic emissions—an approach for monitoring cisplatin induced ototoxicity in children. *Int J Pediatr Otorhino- laryngol*, 59, 47-57.
- TALMADGE, C. L., LONG, G. R., TUBIS, A. & DHAR, S. 1999. Experimental confirmation of the two-source interference model for the fine structure of distortion product otoacoustic emissions. *J Acoust Soc Am*, 105, 275-92.
- VON SPECHT, H., GANZ, M., PETHE, J., LEUSCHNER, S. & PYTEL, J. 2001. Linear versus non-linear recordings of transiently-evoked otoacoustic emissions-methodological considerations. *Scand Audiol Suppl*, 116-8.
- WHITEHEAD, M. L., LONSBURY-MARTIN, B. L. & MARTIN, G. K. 1992. Evidence for two discrete sources of $2f_1-f_2$ distortion-product otoacoustic emission in rabbit: I. Differential dependence on stimulus parameters. *J Acoust Soc Am*, 91, 1587-607.
- WHITEHEAD, M. L., MCCOY, M. J., LONSBURY-MARTIN, B. L. & MARTIN, G. K. 1995a. Dependence of distortion-product otoacoustic emissions on primary levels in normal and impaired ears. I. Effects of decreasing L_2 below L_1 . *J Acoust Soc Am*, 97, 2346-58.
- WHITEHEAD, M. L., STAGNER, B. B., LONSBURY-MARTIN, B. L. & MARTIN, G. K. 1995b. Effects of ear-canal standing waves on measurements of distortion-product otoacoustic emissions. *J Acoust Soc Am*, 98, 3200-14.
- WHITEHEAD, M. L., STAGNER, B. B., MCCOY, M. J., LONSBURY-MARTIN, B. L. & MARTIN, G. K. 1995c. Dependence of distortion-product otoacoustic emissions on primary levels in normal and impaired ears. II. Asymmetry in L_1, L_2 space. *J Acoust Soc Am*, 97, 2359-77.
- WIER, C. C., PASANEN, E. G. & MCFADDEN, D. 1988. Partial dissociation of spontaneous otoacoustic emissions and distortion products during aspirin use in humans. *J Acoust Soc Am*, 84, 230-7.
- WILSON, J. & JUNGNER, G. 1968. Principles and practice of screening for disease. *World Health Organization (WHO)*, Geneva.
- ZWICKER, E. & SCHLOTH, E. 1984. Interrelation of different oto-acoustic emissions. *J Acoust Soc Am*, 75, 1148-54.