



СТАЦИОНАРНЫЕ СЛУХОВЫЕ ПОТЕНЦИАЛЫ. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

Наумова И. В.¹, Гадалева С. В.², Пашков А. В.¹

¹ ФГАУ «Национальный медицинский исследовательский центр здоровья детей» Минздрава России, 119991, Москва, Россия
(Директор – академик РАН, проф. А. А. Баранов)

² ФГАОУ ВО «Первый Московский государственный медицинский университет имени И. М. Сеченова» Минздрава России (Сеченовский университет), 119991, Москва, Россия
(Зав. кафедрой болезней уха, горла и носа – проф. В. М. Свистушкин)

AUDITORY STEADY-STATE RESPONSES. LITERATURE REVIEW

Naumova I. V.¹, Gadaleva S. V.², Pashkov A. V.¹

¹ Federal State Autonomous Institution "National Medical Research Center of Children's Health" of the Ministry of Health of the Russian Federation

² Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education I. M. Sechenov First Moscow State Medical University of the Ministry of Health of the Russian Federation

Актуальность. Стационарные слуховые потенциалы, auditory steady state response (ASSR), ASSR-тест – это слуховой ответ мозга на частотно-специфические стимулы, который позволяет объективно оценить слуховую чувствительность у индивидуумов с нормальным слухом и с различной степенью и конфигурацией тугоухости. В связи с этим важно понимание принципов теста: параметры регистрации, корреляция с поведенческими порогами звуковосприятия в различных клинических популяциях.

Цель. Анализ параметров проведения и возможностей ASSR-теста для применения в практике врачей сурдологов-оториноларингологов; определение на основании литературных источников корреляции ответа ASSR и поведенческих порогов в различных клинических популяциях взрослых и детей.

Дизайн. Обзор состоит из нескольких разделов, включая историю ASSR, терминологию, типы стимулов, технические параметры записи ASSR. Также рассмотрено влияние методов моночастотной и поличастотной стимуляции на точность оценки поведенческих порогов, различия моноауральной и бинауральной стимуляции, влияние степени тугоухости и конфигурации аудиограммы на пороги ASSR, достоверность повторного тестирования, влияние степени созревания нервного волокна на пороги ASSR, зависимость результата от различных технических факторов.

Заключение. В современной аудиологии ASSR-тест играет важную роль, в связи с чем специалистам важно иметь представление о возможностях и технических свойствах ASSR: оптимальных параметрах стимуляции и регистрации, возможностях и (или) ограничениях использования ASSR для оценки поведенческих порогов у пациентов с различной степенью тугоухости и конфигурацией аудиограммы.

Ключевые слова: слуховые вызванные потенциалы, диагностика слуха, исследование слуха у детей.

Библиография: 30 источников.

Relevance: Auditory steady state response (ASSR-test) is the auditory response of the brain to frequency-specific stimuli, providing the objective assessment of auditory sensitivity in the individuals with normal hearing or various degrees and configurations of hearing loss. In view of this fact it is important to understand the test principles: the registration parameters, the correlation with behavioral thresholds of auditory perception in various clinical populations.

Objective: To analyze the parameters and capabilities of the ASSR-test for application in surdological and otorhinolaryngological practice; to determine, based on literature sources, the correlation of ASSR and behavioral thresholds in various clinical populations of adults and children.

Design: The review consists of several sections, including ASSR history, terminology, types of stimuli, technical parameters of ASSR recording. Besides, the article considers the effect of monofrequency and polyfrequency stimulation on the accuracy of behavioral threshold assessment, the difference between monaural and binaural stimulation, the effect of hearing loss degree and audiogram configuration on ASSR thresholds, reliability of repeated testing, the effect of degree of nerve fiber maturation on ASSR thresholds, the dependence of the result on various technical factors.

Conclusion: In the present-day audiology, ASSR-test plays an important role; therefore, it is important that the specialists have an idea about ASSR capabilities and technical properties: the optimal stimulation and registration methods, the possibilities and/or limitations of ASSR application for assessment of behavioral thresholds in the patients with various degree of hearing loss and program configuration.

Key words: auditory evoked response, hearing diagnostics, examination of hearing in children.

Bibliography: 30 sources.



Слуховые вызванные потенциалы, auditory evoked potentials (AEP), часто используют в клинической аудиологии для оценки поведенческих порогов слуха у пациентов различных возрастных групп, включая детей младшего возраста и пациентов с когнитивными нарушениями. Данный электрофизиологический ответ мозга может быть зарегистрирован после предъявления стимулов, таких как акустические щелчки, тональные посылки или речевые фрагменты. Во многих центрах методом выбора является проведение регистрации коротколатентных слуховых вызванных потенциалов (КСВП) в связи со стабильностью ответов мозга, что обеспечивает высокую чувствительность и специфичность результатов теста у пациентов любого возраста, включая новорожденных [1]. Однако современные исследования показали, что метод регистрации стационарных слуховых потенциалов, auditory steady state response (ASSR), по своей надежности, сопоставим с результатами регистрации КСВП, а современные алгоритмы регистрации данного теста потенциально позволяют уменьшить общую продолжительность исследования.

История ASSR. Первые сообщения о слуховых вызванных потенциалах мозга, записанных с помощью электродов, установленных на поверхности головы, появлялись, начиная с 60-х годов прошлого века. Метод регистрации ASSR впервые был детально описан R. Galambos et. al в 1981 году: у взрослых пациентов с нормальным слухом были зарегистрированы слуховой ответ от ствола мозга и ответы средней латентности при предъявлении тональных стимулов 500 Герц (Гц), при этом количество стимулов за единицу времени варьировалось от 3,3 до 55 [2]. Было показано, что при предъявлении стимулов количеством 40/сек наблюдалось наложение положительных и отрицательных пиков ответа приблизительно каждые 25 миллисекунд (мс) в интервале в 100 мс в постстимульном окне. Ученые определили амплитуду ASSR как функцию интенсивности стимулов и показали, что для взрослых наибольшая амплитуда ответа отмечается при частоте 40 Гц. Таким образом, эти ответы первоначально были названы «40 Гц результат – зависимыми» (40 Hz Event-related potential – ERP), впоследствии этот ответ был назван стационарным слуховым вызванным потенциалом.

R. Galambos [2] и соавторы обнаружили несколько значимых характеристик данного ответа:

- во-первых, ответ появляется при уровнях интенсивности, схожих с поведенческими пороговыми величинами, что может быть использовано при прогнозировании порогов звуковосприятия у взрослых;
- во-вторых, ответ легко идентифицировать;

– в-третьих, амплитуда остается довольно выраженной, даже при приближении к пороговому значению.

Однако более поздние исследования, в середине и конце 80-х годов, выявили два значимых недостатка для ERP.

Первый недостаток связан с возможным отсутствием ответа на 40 Гц у младенцев и детей раннего возраста, так как пик амплитуды при проведении ASSR у младенцев достигается примерно на 20 Гц.

Во-вторых, ответ на 40 Гц зависит от состояния бодрствования пациента и в различных состояниях регистрируется по-разному. Эти ограничения подчеркивают проблему регистрации ответов, особенно у пациентов детского возраста, которым зачастую необходимо проводить исследования в условиях общей анестезией или седации.

Спустя годы интерес к ERP возрос после того, как была показана возможность проведения регистрации ASSR у взрослых пациентов в состоянии бодрствования при предъявлении стимулов с частотой более 70 Гц. Некоторые исследования демонстрировали возможность проведения ASSR теста у детей во время сна или бодрствования, используя уровни частоты более 70 Гц. Итогом этих открытий послужило прекращение проведения ERP у детей и младенцев и внедрение в практику ASSR. Однако значительным интересом оставался вопрос о проведении ERP взрослым пациентам. В 2004 году J. Pethe и коллеги [3] стремились установить, какая частота модуляции (40 или 80 Гц) способствует лучшему соотношению сигнал/шум для записи ASSR у пациентов от 2 месяцев до 14 лет. Также эти исследователи записали ответы на несущей частоте 1000 Гц с модулирующими частотами от 40 до 80 Гц при интенсивности стимуляции от 10 до 50 дБ. Ученые описали, что для младенцев младше 1 года амплитуда ответа на 40 Гц была примерно такая же, как при 80 Гц. Однако для 13-летних детей амплитуда ответа на 40 Гц была вдвое больше. Поскольку амплитуда фоновой ЭЭГ-активности значительно выше при 40 Гц, чем при 80 Гц, то соотношение сигнал/шум при исследовании стационарных слуховых вызванных потенциалов у детей младшего возраста будет значительно выше при более высокой модулирующей частоте (80 Гц) по сравнению с 40 Гц. Основываясь на этих данных, ученые [3] пришли к выводу, что 13-летний возраст – это критический момент, когда происходит смена оптимальной модуляционной частоты с высокого до низкого частотного диапазона. Учитывая различие в свойствах ответа, исследователи изучили природу этих отличий. Ведущим объяснением являлось то, что на ответ ASSR на высокочастотные стимулы накладывается ответ, получаемый ранее на низкочастотные сигналы.

Нейрогенные генераторы ASSR. Механизмы, лежащие в основе возникновения ответа ASSR-теста, были изучены при помощи различных методов, таких как BESA – Brain Electrical Source Analysis (программа анализа источников и дипольной локализации в области ЭЭГ), магнитная электроэнцефалография – MEG (технология, позволяющая измерять и визуализировать магнитные поля, возникающие вследствие электрической активности мозга), также функциональная магнитно-резонансная томография. Исследования проводили на людях с установленными повреждениями слуховой зоны коры мозга и (или) среднего мозга и в опытах на животных. Результаты этих исследований показали, что при проведении ASSR при частоте предъявления стимула менее 20 Гц, ответ преимущественно генерируется структурами слуховой зоны коры мозга, в диапазоне от 20 до 60 Гц – в ответе участвуют кора головного мозга (слуховая зона), средний мозг и таламус; и, наконец, при частоте более 60 Гц ответ исходит из верхнеоливарного комплекса, нижних бугров четверохолмия и слуховых ядер [4]. Таким образом, вышеуказанные результаты проведенных исследований показали, что ASSR регистрируется при любых уровнях стимуляции и генерирует ответы от разных структур мозга. Однако параметры регистрации, такие как уровень интенсивности сигналов и настройки фильтра ЭЭГ-активности, могут подавлять общий ответ.

Понимание изменений параметров, лежащих в основе получения ASSR, таких как функции стимул/интенсивность модуляции, помогает объяснить 2 основных ограничения, открытых в ранних исследованиях, проведенных при ответах на частоте подачи стимулов 40 Гц. R. Galambos и коллеги (1981) [2] успешно зарегистрировали устойчивые ответы мозга у бодрствующих взрослых с нормальным слухом, так как у них были полностью сформированы слуховые центры коры головного мозга. В то же время у детей младшей возрастной группы, где слуховые (речевые) центры коры не были полностью сформированы, ответ на 40 Гц был не очевиден. При регистрации ASSR на стимулы частотой предъявления более 70 Гц основным генератором ответа со стороны слухового анализатора является ствол мозга, как при регистрации КСВП, что делает возможным проводить исследование у пациентов вне зависимости от возраста и состояния бодрствования.

Терминология, используемая для ASSR-теста. Наряду со знанием топографических областей центральной и периферической нервной системы, служащих источником генерации слуховых вызванных потенциалов, аудиологу необходимо владеть терминологией, непосредственно относящейся к ASSR-тесту. Существуют два

основополагающих термина: несущая частота (CF – carrier frequency) и частота модуляции (MF – modulation frequency). CF связана с областью улитки, где происходит активация волосковых клеток в ответ на стимул. Например, если значение CF составляет 500 Гц, то стимул воздействует на область улитки, тонотопически характерной для 500 Гц. Область возбуждения базилярной мембраны зависит также и от интенсивности стимула, т. е. чем выше интенсивность стимулов, тем большая площадь улитки стимулируется. Традиционно в качестве CF используют ASSR следующие значения: 500, 1000, 2000 и 4000 Гц [5].

MF, напротив, является частотой синхронизации: это значение связано с периодом. Например, если стимул частотой 2000 Гц (т. е. значение CF составляет 2000) подавать при частоте модуляции 100 (MF = 100), то это значит, что подача такого стимула будет происходить каждые 10 мс. Этот параметр для простоты понимания можно определить как «частоту подачи стимула».

Типы стимулов. Для регистрации ASSR возможно применение частотно-специфических и частотно-неспецифических, или широкополосных стимулов. Широкополосные стимулы содержат в своей структуре несколько частот – ими могут быть широкополосные щелчки, шум, писк. В то же время частотно-специфические стимулы включают щелчки, тональные импульсы, чистые тоны или chirp-стимул.

Амплитудно-модулированные тоны – сигналы, амплитуда которых изменяется в динамике; они наиболее часто используются при проведении ASSR-теста. Амплитудно-модулированные тональные стимулы формируются за счет придания синусоидальной конфигурации основному тону. Как правило, высокочастотный компонент сигнала – тон несущей частоты, а низкочастотная составляющая является модулирующей. Степень изменения амплитуды сигнала обозначает глубину модуляции и выражается в процентах: значения 90–100% соответствуют сильным изменениям амплитуды; 30–40% характерны для малых значений. Например, если несущая частота составляет 4000 Гц, а модулирующая 100 Гц и амплитуда модулирована на 100%, то амплитуда сигнала будет меняться в течение всего времени предъявления стимула. Первичная частотная область такого сигнала будет составлять 4000 Гц, а также будет иметь характеристики «соседних» значений, различающихся на 100 Гц, т. е. 3900 и 4100 Гц [6].

Частотно-модулированный тон – это стимул, в котором изменяется только значение частоты в определенный период. Частотно-модулированные стимулы формируются модуляцией как частоты, так и фазы CF. Частотная модуляция соответствует максимальным и ми-



нимальным значениям частот в стимуле, а также соотношению к CF. Например, если несущая частота составляет 4000 Гц, а модуляция равна 20%, то диапазон составит $\pm 20\%$; значение будет изменяться в диапазоне 3200–4800 Гц.

Третий вид стимулов, используемых для регистрации ASSR: смешанные модулированные тоны. Они, в свою очередь, включают комбинацию амплитудной и частотной модуляций. Например, если несущая частота 4000 Гц, модулирующая – 100 Гц и при этом сигнал модулирован на 100% по амплитуде и на 20% по частоте, то такой стимул достигает максимального значения интенсивности в течение примерно 5 мс, а изменение частоты от минимального (3200 Гц) до максимального (4800 Гц) значения происходит в течение 4–6 мс [6]. Такой тип стимулов имеет меньшую частотную специфичность, чем амплитудно-модулированные тоны, но более выраженную амплитуду ответа, что в ряде случаев облегчает тестирование.

Методы стимуляции. Существует 2 метода стимуляции: одночастотная и многочастотная. Одночастотный метод для одного уха представляет собой несущую частоту, использующую один модулированный тон. Например, тон с несущей частотой 2000 Гц будет иметь модуляцию 95 Гц; такой сигнал будет подаваться в одно ухо. Такая стимуляция дает возможность предъявлять несколько тонов с различными несущими частотами одновременно в одно или оба уха. Обычно в многочастотной стимуляции применяют несущие частоты 500, 1000, 2000 и 4000 Гц. Традиционный диапазон значений модулирующих частот в этом случае составляет 75–110 Гц для каждого CF тона (например: для 500 Гц – 76 Гц, для 1000 – 82 Гц, 2000 – 95 Гц, 4000 – 101 Гц). Четыре несущие частоты активируют соответствующие зоны базилярной мембраны, которые чувствительны именно к этим частотам. Ответы мозга на эти стимулы алгоритм теста оценивает с помощью анализа Фурье. При подаче многочастотных стимулов бинаурально одновременно предъявляют 8 тонов (по 4 на каждое ухо), при этом каждый тон имеет уникальное значение MF, которое варьируется в диапазоне от 75 до 100 Гц. Возможное преимущество в использовании бинауральной стимуляции при многочастотном методе заключается в сокращении времени исследования за счет одновременного тестирования обеих ушей [5].

Важная задача, которая должна быть решена при использовании метода многочастотной стимуляции у пациентов с нормальным слухом и слабослышащих, – это потенциальное взаимодействие между улиткой и мозгом на каждой несущей частоте. При подаче тональных стимулов одновременно могут возникать такие эффекты, как маскирующий, подавляющий и (или) потенциру-

ющий. Несмотря на это, несколько исследователей показали, что амплитуды ASSR у нормально слышащих взрослых людей при содружественной подаче 4 амплитудно-модулированных тонов с модулированной частотой в пределах от 70 до 110 Гц в одно или оба уха с интенсивностью 60 дБ значимо не отличаются от амплитуд ASSR при подаче отдельно каждого тона. Кроме того, А. Т. Herdman и D. R. Stapells [7] сообщили об отсутствии различий в порогах ASSR для нормально слышащих взрослых при подаче одного АМ тона в одно ухо или нескольких АМ тонов в одно или оба уха. Некоторые исследователи изучали влияние низкочастотных стимулов (500, 1000 Гц) как маскирующего эффекта на высокие частоты (2000, 4000 Гц) при проведении ASSR у пациентов с умеренной и выраженной сенсоневральной тугоухостью. В частности, А. Dimitrijevic et al. (2002) выявили, что у нескольких (5) глухих пациентов были более достоверные пороги на 2000 и 4000 Гц при использовании одночастотного алгоритма по сравнению с многочастотным методом [8]. В поздних исследованиях А. Т. Herdman и D. R. Stapells (2003) рассмотрели этот вопрос путем сравнения порогов ASSR на 2000 и 4000 Гц, достигнутых при одночастотном и многочастотном методах у 10 пациентов с глухотой [7]. Ученые сообщили, что нет значимой разницы в средних значениях порогов ASSR в зависимости от метода (одночастотный метод = 63 ± 9 дБ, многочастотный метод = 64 ± 14 дБ) для высоких несущих частот. Вследствие этого А. Т. Herdman и D. R. Stapells (2003) заключили, что низкие частоты в многочастотном методе стимуляции не оказывают маскирующего эффекта на высокие частоты.

В исследованиях от 2011 г. J. Hatton и D. R. Stapells [9] проанализировали возможные эффекты взаимодействия в улитке и (или) мозге в ответ на многочастотную стимуляцию на 60 дБ при записи ASSR у 15 нормально слышащих младенцев в возрасте от 6 до 38 недель. При этом амплитуду ответа записывали на четырех CF тонах (500–4000 Гц) интенсивностью 60 дБ по трем различным методам: моноауральная одночастотная, моноауральная многочастотная и бинауральная многочастотная стимуляции. Всем детям в день исследования проводили регистрацию отоакустической эмиссии на частоте продукта искажения бинаурально. Ученые считают, что средние значения амплитуд, выявляемые при моноауральной одночастотной стимуляции, были значительно больше, чем амплитуды ответов при двух других многочастотных алгоритмах. Средние значения амплитуды ответов уменьшались, в то время как количество одновременных стимулов увеличивалось. Эти находки означают, что взаимодействие между улиткой и мозгом происходит в ответ на

мультичастотную стимуляцию при интенсивности 60 дБ. Этот результат у детей значительно отличается от результатов теста, проведенного у взрослых. J. Hatton and D. R. Stapells (2011) предположили, что ослабление амплитуды при мультичастотной стимуляции у детей, возможно, связано с недоразвитием как структур слухового анализатора, так и звукопроводящего аппарата: слухового прохода или среднего уха [9].

Методы оценки слухового ответа. В отличие от большинства СВП, где результат теста требует интерпретации, анализ ASSR основан на статистических методах обработки информации, таких как F-тест для прогнозирования наличия или отсутствия ответа с определенным показателем статистической достоверности ($p < 0,05$). Для проведения ASSR используют два метода, которые изначально требуют преобразования сигнала в частотный домен с применением быстрого преобразования Фурье (БПФ, FFT).

Первая техника, используемая для анализа ASSR, основана на показателе фазовой когерентности. Фазовая когерентность (PC) представлена отношением сигнала к шуму (фоновая ЭЭГ). Этот показатель варьируется в интервале от 0.0 до 1.0 и измеряется по шкале. Чем ближе значение к 1.0, тем выше когерентность, показывающая, что амплитуда ответа существенно отличается от амплитуды фонового шума. В этом методе информация по амплитуде и фазе, обусловленная результатами FFT-анализа, используется для построения диаграммы в полярных координатах, обычно называемая полярной диаграммой. Модуль вектора, или амплитуда ответа, представляет собой его продолжительность, тогда как угол вектора указывает на фазу или временную задержку. Если вектор полярной диаграммы расположен преимущественно в одном квадранте, он формирует группу ответов. Схема носит название фиксированной фазы, и ее когерентность близка к 1.0. Эта ситуация возникает только при достоверном ответе мозга на стимул [8].

Мультичастотный анализ начинается с MM стимула, который состоит из четырех CF тонов (500, 1000, 2000 и 4000 Гц), представленных на 4 MF тонах (77, 85, 93 и 101 Гц). Алгоритм FFT оценивает энергию ответа на 4 предъявляемых частотных стимула, которая должна превышать фоновую ЭЭГ-активность. Таким образом, ASSR будет оцениваться на следующих частотах: 500, 1000, 2000 и 4000 Гц. Независимо от техники используемого анализа определения ASSR, результаты, как правило, схожи. Таким образом, две вышеупомянутые техники анализа ASSR используются для оценки слуховой функции. Когда сигналы накапливаются, F-тест применяется к каждому последующему усредненному результату. В этом случае статистические критерии ответа

возрастают для каждого повторяющегося измерения. Это может быть достигнуто при помощи поправки Бонферрони [5]. Также происходит мониторинг уровня ответа для подтверждения того, что ответ остается на статистически значимом уровне за определенный период и, следовательно, уменьшается вероятность ошибочного распознавания ответов.

Технические параметры. Для проведения ASSR необходимо использование специфических технических параметров, для того чтобы максимально увеличить амплитуду ответа и уменьшить окружающий (фоновый) шум. Существует четыре технических параметра, играющих важную роль в записи ASSR:

- фильтр ЭЭГ-активности;
- схема установки электродов;
- количество записываемых каналов;
- критерии для автоматического завершения теста и нормы остаточного шума, что может быть использовано для определения количества сигналов, необходимых для успешного прохождения теста [10];
- фильтр ЭЭГ-активности

Допустимый фильтр ЭЭГ для записи любого СВП определяется данными о спектральной энергии, присутствующей в ответе теста. Энергия, присутствующая при проведении ASSR-теста, определяется модулирующими частотами, которые используют для записи ответов. Значения модулирующих частот находятся в диапазоне от 77 до 101 Гц [6, 10]. Для того чтобы успешно записать энергию MF и выделить артефакты на частоте модуляции, используется фильтр ЭЭГ для записи ответа как на тоны одиночных частот, так и многочастотной ASSR при воздушной или костной проводимости при частоте стимуляции 30–300 Гц.

Выбор электродов. Для проведения как ASSR-теста, так и остальных СВП используют одинаковые электроды. Заземляющий электрод обычно устанавливают на лбу или скуле, центральный – на темени или (наиболее часто) лбу, на границе волосистой части головы по средней линии, отрицательные (инвертирующие) электроды фиксируют на мочках ушей или сосцевидных отростках как тестируемого, так и нетестируемого (A1 и A2) уха.

Вышеуказанное расположение электродов позволяет производить запись с двух каналов (ипсилатерального и контрлатерального), а также имеется возможность регистрировать ответы от обеих ушей без смены позиции электродов. Наряду с этой техникой возможна регистрация сигнала с одного канала, что применяют у новорожденных детей при аудиологическом скрининге [10].

Каналы регистрации. Несколько групп исследователей изучали, будут ли два канала записи



обеспечивать в ASSR большую амплитуду ответа, низкие пороги и высокое соотношение сигнал/шум при воздушном и костном проведении у взрослых и детей: S. A. Small и D. R. Stapells (2008) описали, что у нормально слышащих взрослых не было большой разницы в значениях записываемых порогов с ипсилатерального канала по сравнению с контрлатеральным каналом при оценке звуковосприятия воздушной и костной проводимости [10]. Исследователи также указали на то, что самая большая разница порогов составила 10 дБ и наблюдалась лишь у 28% взрослых пациентов. A. Van Maanen и D. R. Stapells (2009) [11] с помощью мультислотной техники записали ответы ASSR (воздушное проведение) у 54 нормально слышащих детей в возрасте от 0,7 до 66 мес. и установили, что амплитуды с контрлатерального электрода на 500, 1000 и 2000 Гц были меньше на 50%, чем амплитуды ответов с ипсилатерального электрода на тех же частотах. Эти авторы также сообщили, что контрлатеральная ASSR присутствовала на всех частотах только у 31% детей. Основываясь на этих исследованиях, они заключили, что у детей следует учитывать показатели теста, полученные только с ипсилатеральной стороны.

S. A. Small и D. R. Stapells [10] отметили похожие результаты при исследовании костной проводимости, исследованной у 14 нормально слышащих детей в возрасте от 8 до 44 недель. В частности, младенцы имели значительно меньшую амплитуду и средние пороги костного проведения (у 34% исследованных) на контрлатеральном канале в отличие от ипсилатерального [12]. Наконец, van der Reijden C. S. et al. (2005) [13] исследовали, будут ли определенные записывающие каналы ЭЭГ увеличивать соотношение сигнал/шум у детей в возрасте от 0 до 5 мес. Эти исследователи одновременно записывали ASSR с 10 различных каналов: со лба, с теменной области, от двух сосцевидных отростков или мочек ушей, с затылка и задней поверхности шеи. Показано, что наибольшее значение соотношения сигнал/шум было получено с инвертирующего электрода, расположенного ипсилатерально к стимулирующему уху, а также от неинвертирующего электрода с темени. Таким образом, для проведения ASSR-теста у детей рекомендуется 2 записывающих канала: ипсилатеральный и контрлатеральный. Если во время проведения теста определение порогов будет различаться между каналами, то аудиологам следует полагаться на данные с ипсилатерального канала [13].

Критерии автоматической остановки теста. Правила остановки исследования включают алгоритмы, которые прекращают тест в случае обнаружения ответа, а также в случае невозможности его получения. Как правило, для получения выраженного соотношения сигнал/шум и точ-

ной оценки поведенческих порогов необходимо сравнительно небольшое время предъявления сигналов. Для уменьшения времени теста и высокого соотношения сигнал/шум разработаны правила автоматического прекращения теста. Большинство алгоритмов распознавания ответов ASSR полагаются на соотношение сигнал/шум для понимания достоверности ответа. Как обсуждалось выше, F-тест используется для определения статистической достоверности измерения соотношения сигнал/шум [14]. Если обнаруженное соотношение сигнал/шум статистически достоверно и стабильно, то система ASSR определит какой именно ответ был получен, и автоматически завершит исследование. В случае необходимости проведения мультислотной ASSR система может продолжить тестирование на всех частотах, пока показатели не достигнут установленных критериев, после чего тест будет завершен. В том случае, если критерии соотношения сигнал/шум не достигнуты, большинство систем будет продолжать получать данные до того, как предварительно заданное количество сигналов (времени теста) не будет достигнуто. Ранее для получения слуховых вызванных потенциалов использовался показатель остаточного шума. Этот показатель использовался как для определения качества полученного ответа, так и для остановки тестирования при обнаруженном ответе.

Прогнозирование поведенческих порогов. Одним из первичных предназначений ASSR является оценка порогов звуковосприятия коррелирующих с тональной пороговой аудиометрией. Существуют два понятия, определяющие точность прогнозов поведенческих порогов: частотная специфичность ASSR и место улитковой специфичности этого ответа.

Частотная специфичность ASSR зависит от типа стимулов, используемых в регистрации ответа, и частоты или акустической специфичности этих стимулов. Как ранее упоминалось, стимулы имеют устойчивую специфичность, соответствующую несущей частоте. Улитковая специфичность места, напротив, отсылает к специфичной области базилярной мембраны, максимально активируемой стимулом (Herdman A. T. et al.) [15]. A. T. Herdman и коллеги (2002) исследовали место улитковой специфичности ASSR, используя технику маскирующего шума, известную как ответ, полученный в фильтре высоких частот (HP/DR). Результаты этого исследования продемонстрировали, что максимум амплитуды возникает между половиной октавы тона несущей частоты каждого частотного стимула и что не существует значительной разницы в месте специфичности ASSR для одночастотной и мультислотной методик.

Одна из возможностей оценить частотную специфичность ASSR – это посмотреть, как поро-

ги ASSR коррелируют с поведенческими порогами на чистый тон, особенно у пациентов с сенсоневральной тугоухостью (СНТ) [15].

Воздушное звукопроводение. Несколько исследований, например А. Т. Herdman и D. R. Stapells (2003) [7], были посвящены возможности использования порогов ASSR для прогнозирования поведенческих порогов на чистый тон у взрослых с нормальным слухом, рассчитывая средний балл (MDSs). Эти средние баллы подсчитаны путем вычитания порогов ASSR из поведенческих тональных порогов на несущей частоте, обычно 500–4000 Гц. Средний балл варьирует от –3,72 до 14 дБ для техники одночастотной стимуляции и от 4 до 17 дБ для техники мультичастотной стимуляции на четырех несущих частотах. Исследователями был сделан вывод о минимальной разнице в средних баллах как функции несущей частоты. Результаты этих исследований предполагают, что обе техники ASSR, и одночастотная и мультичастотная, могут быть использованы для надежной оценки поведенческих тональных порогов от 500 до 4000 Гц у взрослых с нормальным слухом. А. Т. Herdman и D. R. Stapells (2003) [7] продемонстрировали минимальную разницу (1–3 дБ) среднего балла несущих частот для условий моноурального и бинаурального ASSR. Также эти исследователи показали, что использование бинауральной мультичастотной техники несколько предпочтительнее для сокращения времени тестирования для людей с нормальным слухом, без потери точности результатов.

Взрослые пациенты с сенсоневральной тугоухостью. Ряд исследований проводили для подтверждения точности ASSR в оценке поведенческих порогов у взрослых с СНТ; в работу был включен анализ источников литературы, посвященной оценке влияния степени и конфигурации СНТ на точность, эффективность техник одночастотной или мультичастотной ASSR в этой клинической популяции.

Точность ASSR в оценке поведенческих порогов была изучена при обследовании подростков и взрослых с различной степенью СНТ. Диапазон среднего балла этих двух исследований был от 5 до 13 дБ по тонам четырех несущих частот. Вариабельность этих измерений отражена в значениях стандартных отклонений и, по существу была подобна для всех четырех частот. А. Dimitrievich и соавт. (2002) отметили, что прогнозируемый порог на 500 Гц несколько хуже, чем на других тестируемых несущих частотах, и отразил этот результат в повышении среднего балла на этой частоте [8]. Несколько исследователей показали влияние степени и конфигурации СНТ на способность ASSR точно прогнозировать поведенческие пороги у взрослых. Сначала G. Rance et al. показали, что ASSR более точно,

когда степень больше (т. е. 60 дБ и выше), что показано меньшим средним баллом. А. Т. Herdman и D. R. Stapells (2003) сообщили, что метод мультичастотной ASSR обеспечивает хорошую оценку и степени и конфигурации СНТ у взрослых с потерей слуха в диапазоне от легкой до глубокой степени [7]. Особо эти исследователи указали на существующую значительную корреляцию ($r = 0,75-0,89$) между тональными поведенческими порогами и порогами ASSR для всех четырех тонов несущих частот (от 500–4000 Гц). Они сообщили, что полученные пороги ASSR, используя мультичастотную технику, были между 20 дБ от их поведенческих порогов в 81, 93 и 100% для субъектов с потерей слуха на несущих частотах 500, 1000, 2000 и 4000 Гц соответственно. Ученые также продемонстрировали, что конфигурация СНТ (круто нисходящая против пологой) имела малое или не имела совсем влияния на точность прогноза порогов ASSR, что показано подобным средним баллом в двух клинических группах. Результаты этих исследований показывают, что точность прогнозирования порогов воздушного проведения у взрослых не зависит также от степени СНТ или конфигурации тугоухости. Обе техники (и одночастотная и мультичастотная) точно прогнозируют поведенческие пороги (между 8–13 дБ) у взрослых с СНТ [7].

Новорожденные и дети раннего возраста с нормальным слухом. В отношении данной категории испытуемых исследования демонстрируют, что уровень окружающего шума, присутствующего в этой обстановке, может иметь негативное влияние на пороги ASSR у грудных детей. В исследовании О. G. Lins и коллег (1996) пороги ASSR у грудных детей были опубликованы из двух разных центров (Оттава и Гавана). Данные Центра Оттавы были записаны в звукоизолированной комнате, и уровни окружающего шума были представлены в диапазоне от 26 до 47 дБ УЗД, в то время как данные, собранные в Гаване, были записаны в комнате без звукоизоляции, и уровни окружающего шума были в диапазоне от 36 до 53 дБ УЗД. Пороги ASSR из Центра Оттавы значительно ниже (лучше) на всех четырех несущих частотах по сравнению с порогами ASSR, записанными в Гаване. Эти исследователи выдвинули гипотезу, что эта разница в порогах ASSR между двумя центрами наиболее вероятна из-за разницы окружающего фонового шума, присутствующего в каждом тесте [6]. Влияние высоких уровней шума окружающей обстановки также очевидно из данных G. Savio et al. (2001). В этом исследовании уровни окружающего шума были в диапазоне от 62 до 65 дБ УЗД. Пороги ASSR в исследовании G. Savio и коллег были приблизительно на 5–20 дБ выше (хуже), чем пороги ASSR, записанные в нескольких исследованиях грудных



детей, где для записи этих порогов использовались звукоизолированные комнаты. Они предположили, что эти пороги ASSR могут быть выше из-за спектрального состава окружающего шума, присутствующего во время тестирования. Второй фактор, который может оказывать влияние на пороги ASSR у грудных детей, это продолжительность времени исследования [16]. В нескольких исследованиях, посвященных одночастотному алгоритму, время записи на одной интенсивности довольно краткое, в диапазоне примерно от 20 до 100 с [17]. Напротив, среднее время записи на одну интенсивность для мультичастотных исследований было значительно выше (например, 3–13 мин из Оттавы, данные Lins O. G. [et al.] (1996) [6] и $6,3 \pm 3,1$ из данных Van Maanen A. и Stapells D. R. (2009) [11]. T. W. Picton и коллеги установили, что, когда длительность исследования дольше, остаточный шум на ЭЭГ меньше, облегчая распознавание малых амплитудных ответов вблизи порога. Отношение сигнал/шум вычисляется делением амплитуды ответа ASSR на амплитуду ответа фонового ЭЭГ шума. Обе эти амплитуды измеряются в нановольтах (нВ). Некоторыми исследователями установлено, что младенцы имеют значительно меньшие амплитуды ответов ASSR, чем взрослые [18, 19]. M. S. John et al. (2004) [18] отмечали, что средняя амплитуда ASSR 50 дБ УЗД экспоненциально модулированного по амплитуде АМ тона (АМ²) примерно 35 нВ у нормально слышащих взрослых, в то время как средняя амплитуда того же самого тона у новорожденного только 17 нВ. Таким образом, единственный путь – усилить отношение С/Ш к ответу ASSR у младенцев – это использовать строгие критерии шума (ниже амплитуда, строже критерии). Например, H. Luts et al. (2006) предложили, что средняя амплитуда ASSR для несущей частоты 2000 Гц, находящаяся на 60 дБ УЗД у младенцев, была 6 нВ. Если применять строго критерии шума 5 нВ, то соотношение С/Ш к ответу будет 1,25 (6/5), что является двойным значением соотношения С/Ш, которое могло бы возникнуть, если бы использовался менее строгий критерий шума, такой как 10 нВ: отношение С/Ш = 0,6 (6/10) [19].

В своих исследованиях A. Van Maanen и D. R. Stapells (2009) [11] продолжили записывать интенсивность каждого стимула до тех пор, пока средний уровень шума в боковых ячейках, окружающих частоты модуляции, был ≤ 5 нВ. Они продемонстрировали, что обнаруживаемость ASSR у младенцев была существенно повышена для всех четырех тонов несущих частот, когда критерии шума были уменьшены от 10 до 5 нВ из-за повышения соотношения С/Ш.

Четвертый фактор, влияющий на пороги ASSR, – гестационный возраст младенца.

Изначально было предложено два подхода для изучения эффектов возраста у младенцев на ASSR: первый – сравнить пороги ASSR младенцев по сравнению с порогом ASSR взрослых, второй – сравнить пороги ASSR новорожденных с порогом более старших детей. O. G. Lins et al. (1996) [6] измеряли пороги ASSR на 500–4000 Гц тонах несущей частоты в группе нормально слышащих младенцев (1–10 мес.) и группе нормально слышащих взрослых и показали, что пороги были примерно на 10–15 дБ выше (хуже) у младенцев по всем частотам. A. Van Maanen и D. R. Stapells (2009) показали, что пороги ASSR для нормально слышащих младенцев значительно выше (хуже) (на 500–2000 Гц) по сравнению с ASSR у нормально слышащих взрослых [11].

Несколько исследований были посвящены сравнению ASSR у младенцев в течение первого года жизни [16, 18]. Общие результаты этих исследований продемонстрировали, что пороги ASSR снижаются вместе с созреванием младенца. Например, G. Savio et al. (2001) сравнивали результаты для группы новорожденных (0–1 мес.) и группы детей постарше (7–12 мес.) и обнаружил, что пороги ASSR старших детей были примерно на 10–15 дБ ниже (лучше) [16]. Подобным образом M. S. John et al. (2004) показали, что в группе младенцев более старшего возраста (тестированных в возрасте между 3 и 15 неделями) пороги ASSR были на 10 дБ ниже (лучше), чем в группе младенцев с гестационным возрастом 37–42 нед., тестированных между 2–3-м днями жизни [18].

Опираясь на эффекты связи с возрастом порогов ASSR, G. Rance и D. Tomlin (2006) [17] провели долгосрочное исследование 20 доношенных младенцев (гестационный возраст 39–41 нед.) для систематического изучения изменений порогов ASSR, возникающих при созревании у нормально слышащих младенцев. Нормальное состояние слуха было подтверждено результатами КСВП и ОАЭ. Моночастотные данные, записанные на частотах от 500 до 4000 Гц тона несущей частоты, были собраны по 4 дискретным точкам по времени: 3–6 дней после рождения и 2, 4 и 6 недель жизни. Эти результаты продемонстрировали, что пороги ASSR снижались на 5–6 дБ от в течение 6 недель жизни. Эти исследования позволили выдвинуть гипотезу, что изменение порогов ASSR в раннем неонатальном возрасте является результатом развития слухового анализатора. Они также сообщили, что вариабельность порогов имеет тенденцию к снижению по мере взросления младенца, и, таким образом, заключили, что клиническую значимость ASSR может быть лучше оставить для нормальных доношенных младенцев как минимум до двухнедельного возраста [17].

ASSR-тест у недоношенных. Учитывая относительно большое количество преждевременных

родов, возникают вопросы относительно потенциального применения ASSR-теста у недоношенных детей, а именно:

– могут ли пороги ASSR быть информативными у недоношенных детей?

– существует ли оптимальный возраст, когда ASSR-тест следует записывать у недоношенных детей?

Ряд исследователей подошли к проблеме путем сравнения ответов ASSR, записанных у доношенных новорожденных и недоношенных [18–20]. М. S. John с соавт. (2004) [18] сравнили данные записи ASSR у 23 недоношенных детей (гестационный возраст 37–41 нед. с результатами 20 доношенных детей (тест проводили между 2-й и 25-й неделями после рождения. ASSR в обеих возрастных группах были записаны с использованием стимулов AM, MM и AM², применяя технику монураальной мультичастотной записи. М. S. John и коллеги [18], сообщили, что доношенные дети имеют значительно большую амплитуду ответа на 1000, 2000 и 4000 Гц по сравнению с недоношенными. Также отмечено, что младенцы в обеих возрастных группах имели значительно больший амплитудный ответ для стимулов MM и MM² против AM стимула, и, таким образом, рекомендовали эти типы стимулов использовать как метод выбора в данной клинической популяции.

Н. Luts и коллеги (2006) [19] оценивали разницу в соотношении С/Ш при бинауральной мультичастотной ASSR у недоношенных детей ($n = 14$ ушей, возраст < 41 нед.) против доношенных ($n = 16$ в возрасте ≥ 41 нед.), они сообщили, что отношение С/Ш при регистрации ASSR увеличивается с возрастом. Например, на 50 дБ УЗД отношение С/Ш у доношенных детей было на 41% больше (лучше), чем отношение С/Ш у недоношенных детей. Основываясь на этой находке, Н. Luts и коллеги заключили, что оптимальный возраст для проведения ASSR-теста у недоношенных наступает ближе к 3 месяцам за счет лучшего соотношения С/Ш [19]. F. M. Ribeiro и др. (2010) также сравнивали пороги ASSR, полученные у 27 доношенных детей (гестационный возраст > 38 нед.) и 21 недоношенных детей (гестационный возраст < 37 нед.) [20]. Эти исследователи продемонстрировали, что доношенные дети имеют более выраженный ответ по сравнению с недоношенными, подобно находкам М. S. John и др. (2004). Опираясь на эти находки, F. M. Ribeiro и коллеги (2010) [20] сделали вывод, что эффект созревания происходит в течение гестации на уровне структур, вовлеченных в формирование ASSR на 500–4000 Гц.

ASSR у новорожденных с сенсоневральной тугоухостью Для изучения взаимоотношения между порогами ASSR и поведенческими порогами у младенцев и детей раннего возраста

были использованы результаты обеих методик стимуляции: одночастотной и мультичастотной. Ряд исследований университета Мельбурна (Австралия) для записи ASSR использовали методику монураальной одночастотной стимуляции и полагались на метод анализа когерентности фазы для определения наличия (отсутствия) ответа на конкретной несущей частоте и интенсивности стимула. В основном эти исследования показали, что существует устойчивая корреляция между порогами ASSR и поведенческими порогами у слабослышащих младенцев и детей раннего возраста. Например, G. Rance и соавт. (1995) записали ASSR у 60 пациентов, 25 детей (средний возраст 29 мес. с умеренной и выраженной СНТ и 35 взрослых (средний возраст 55 лет) с поведенческими порогами в диапазоне от нормальной до глубокой СНТ и сообщили, что корреляция между ASSR была $\geq 0,96$ на частотах 250–4000 Гц [21]. Позднее, В. Cone-Wesson, R. C. Dowell et al. (2002) исследовали взаимоотношения между порогами ASSR и поведенческими порогами в 51 случае в диапазоне от нормальных порогов звуковосприятия и незначительной тугоухости к сильной (глубокой) потери слуха [4]. Точно также эти исследователи сообщили о достаточно высокой корреляции ($r = 0,77–0,88$) для двух измерений: 500–4000 Гц. Совместно, эти три группы исследователей заключили, что методика одночастотной ASSR может использоваться для частотно-специфической оценки поведенческих аудиометрических порогов у детей раннего возраста с СНТ и достаточно точна для формирования основы для настройки слуховых аппаратов и раннего слухопротезирования.

Несколько исследовательских групп посвятили свои исследования возможности методики мультичастотной стимуляции для частотно-специфической оценки поведенческих порогов у слабослышащих младенцев. G. R. Rodrigues и D. R. Lewis (2010) [22] записали ASSR у 17 младенцев в возрасте 2–36 мес., используя методику бинауральной мультичастотной стимуляции. В этом исследовании ASSR-тест и КСВП не проводили в один день. Они сообщили, что наличие корреляции между этими двумя методами $\geq 0,76$ показало существование сильных корреляционных связей между порогами КСВП, вызванными тональной посылкой и порогами ASSR на 500–4000 Гц. Эти исследователи также сравнили поведенческие пороги у младенцев с порогами КСВП, вызванными тональной посылкой и порогами ASSR. Ученые сообщили, что высокая положительная корреляция существует между обоими методами как КСВП, вызванными тональной посылкой и поведенческими порогами ($r = 0,81–0,94$), так и ASSR и поведенческими порогами ($r = 0,94–0,97$) на частотах 500–4000 Гц.



А. Van Maanen и D. R. Stapells [26] провели схожее исследование и показали, что пороги мультичастотной ASSR примерно на 6–11 дБ выше, чем пороги КСВП, вызванные тональной посылкой. По результатам этих исследований авторы полагают, что техника мультичастотной ASSR может быть использована для надежной частотно-специфической оценки порогов у маленьких детей с СНТ. Однако обе исследовательские группы обратили внимание на то, что, хотя ASSR выглядит как многообещающий клинический инструмент для оценки состояния слуха у маленьких детей, данные, полученные при помощи методики бинауральной мультичастотной ASSR у маленьких детей с СНТ, остаются весьма ограниченными, и необходимы дальнейшие исследования в этой области.

Скрининг для выявления тугоухости в детской популяции. Два исследования А. Van Maanen и D. R. Stapells (2009, 2010) были посвящены вопросу возможности использования методики мультичастотной ASSR для выявления «повышенного» порога звуковосприятия в детской популяции [11, 26]. В исследованиях разработаны рекомендации для проведения скрининга, основанные на собственных данных в сочетании с данными других исследований ASSR у детей. А. Van Maanen и D. R. Stapells рекомендовали использовать 50 дБ нПс на 500 Гц, 45 дБ нПс на 1000 Гц и 40 дБ нПс на 2000 и 4000 Гц как «нормальные» скрининговые уровни. В их предварительных данных в незначительной группе ($n = 23$) детей с разнообразной потерей слуха рекомендованные уровни скрининга ASSR не прошел ни один ребенок с установленной потерей слуха [11]. В 2010 году ученые показали, что в 94% сравнений пороги мультичастотной ASSR были схожи с порогами КСВП в популяции слабослышащих, что говорит в поддержку использования мультичастотной ASSR для быстрого подтверждения определения у младенцев нормальных или повышенных порогов слуха на частотах 500–4000 Гц на оба уха [26].

Костное звукопроведение. Оценка порогов костной проводимости очень важна для определения типа потери слуха, этот вопрос особенно актуален для младенцев и детей раннего возраста с односторонним или двусторонним отитом либо пороками развития уха. Одним из первых источников информации по костной проводимости ASSR в литературе является серия исследований, проведенных S. A. Small и D. R. Stappells [24, 25]. В этом исследовании было поставлено несколько клинически актуальных вопросов:

1. Пороги костной проводимости ASSR прогнозируют нормальные поведенческие пороги у взрослых?

2. Точность порогов прогнозирования различна в зависимости от возраста?

3. Влияет ли метод соединения и расположения костного датчика на точность прогнозирования порогов?

4. Влияет ли запись используемого канала (ипсилатеральный или контралатеральный) на точность прогнозирования порогов ASSR?

S. A. Small и D. R. Stapells (2006) [24] исследовали точность порогов костной проводимости мультичастотной ASSR в прогнозировании поведенческих порогов у нормально слышащих взрослых и определили, что средние значения порогов находились в диапазоне от 16 до 25 дБ нПс на несущих частотах 500–4000 Гц. Пороги костной проводимости ASSR, представленные в этом исследовании, были приблизительно на 6 дБ ниже на высоких частотах, чем на низких. Вариабельность этих измерений была отмечена на всех несущих частотах. Исследователи продемонстрировали зависимость порогов костной проводимости от возраста, когда сравнили данные регистрации ASSR младенцев и взрослых с нормальным слухом; так, усредненные пороги костной проводимости ASSR младенцев были значительно лучше (ниже) на низких частотах (500–1000 Гц) по сравнению с порогами взрослых. Основываясь на этих находках, изучили аспекты созревания слуховой чувствительности костной проводимости у младенцев. В последующих исследованиях пороги костной проводимости ASSR были записаны в трех клинических группах младенцев (0–11 мес.), детей раннего возраста (12–24 мес.) и взрослых (19–48 лет). Ученые показали, что пороги костной проводимости ASSR на низких частотах увеличиваются с возрастом (созреванием), в то время как на пороги костной проводимости на высоких частотах существенного влияния возраста не отмечено. А именно, младенцы имели средние пороги ASSR приблизительно на 15–20 дБ ниже на 500 и 1000 Гц по сравнению с порогами взрослых. Эта закономерность в значениях порогов сохраняется как минимум до 2 лет. В свете этих находок S. A. Small и D. R. Stapells подчеркнули важность создания диапазона допустимых значений костной проводимости для проведения ASSR у младенцев различного возраста [24]. S. A. Small с соавт. (2007) обратили внимание на влияние способа фиксации костного вибратора (эластичная головная лента или удерживание рукой) и расположения костного датчика на голове (сосцевидный отросток или лоб) на точность прогнозирования поведенческих порогов через пороги костной проводимости ASSR; определено, что средние пороги ASSR, полученные при использовании эластичной ленты и удерживании рукой, были сопоставимы на частотах 500–4000 Гц у нормально слышащих взрослых [25]. В среднем различие при использовании эластичной ленты составило минус 1,4 дБ. Такая же закономерность была

отмечена и для младенцев. Было отмечено, что средние значения порогов костной проводимости ASSR, записанные при установке вибратора в области височной кости, в том числе сосцевидного отростка у младенцев, были одинаковые на частотах 500–4000 Гц и эти точки установки позволяют зарегистрировать пороги с более низкими значениями по сравнению с расположением костного телефона на лбу. Наконец, S. A. Small et al. (2008) [12] исследовали возможную асимметрию между средними порогами костной проводимости полученных с ипсилатеральных и контралатеральных каналов записи у младенцев и взрослых с нормальным слухом. Эти результаты обнаружили сопоставимые средние пороги [12]. Однако данная закономерность не сохранялась для младенцев, которые имели одностороннюю тугоухость. Существует потенциальное ограничение при записи порогов костной проводимости мультичастотной ASSR при интенсивности ≥ 40 дБ нПс, которое заключается в возникновении электромагнитных артефактов. T. W. Picton и M. S. John (2004) [14] сообщили, что стимулы костной проводимости, представленные на средних и высоких интенсивностях, вызывают электромагнитные артефакты, которые могут продуцировать ложные ASSR, особенно на 500 и 1000 Гц тона несущей частоты. Эти исследователи продемонстрировали, что артефакты стимулов большой амплитуды приводят к энергии, которая дает побочный результат точно по частоте модуляции ASSR и может быть ошибочно принята за ответ. Они показали, что есть несколько путей успешно предотвратить возникновение этих ложных ответов. Наконец, альтернирующая полярность стимула может помочь редуцировать артефакты, возникающие от стимула. Авторы (2004) также выявили, что артефакт-ответы костной проводимости на низких несущих частотах (т. е. 500 Гц) могут возникать под влиянием физиологической неслуховой (вестибулярный ответ) активности, что не связано со стимулом артефакта [14].

Воздушное и костное звукопроведение ASSR для оценки поведенческих порогов (обобщение). Совокупные результаты изучения порогов ASSR, рассмотренные выше, показали несколько возможных алгоритмов для оценки тональных порогов воздушной и костной проводимости как у пациентов с нормальным слухом, так и с СНТ [11, 26].

Воздушное звукопроведение

- Корректность порогов ASSR в оценке поведенческих порогов отражена в среднем арифметическом значении в пределах 0–17 дБ для взрослых с нормальным слухом и 5–13 дБ для взрослых с СНТ различной степени.

- Степень и конфигурация СНТ не влияют на точность прогнозируемых поведенческих порогов у взрослых.

- Точность прогнозирования порога зависит от несущей частоты.

- Пороги ASSR показывают устойчивые результаты, в том числе при повторном тестировании у взрослых с нормальным слухом.

- Младенцы имеют значительно меньшую амплитуду ASSR-ответа по сравнению со взрослыми и таким образом имеют пороги ASSR примерно на 10–15 дБ выше, чем взрослые.

- Имеются значительные различия в амплитудах ответов, порогах ASSR, соотношении С/Ш у недоношенных детей по сравнению с более старшими младенцами из-за изменений в связи с созреванием слуховой системы в первые несколько месяцев жизни.

- Аудиологам, использующим результаты мультичастотной ASSR для диагностики слуха у младенцев и детей раннего возраста, рекомендовано использовать 50 дБ нПс на 500 Гц, 45 дБ нПс на 1000 Гц и 40 дБ нПс на 2000 и 4000 Гц как «нормальные» скрининговые уровни.

Костное звукопроведение

- Пороги костной проводимости ASSR имеют хорошую корреляцию с поведенческими порогами в диапазоне 1000–4000 Гц у взрослых с нормальным слухом.

- Пороги костной проводимости ASSR повышаются с возрастом на низких частотах, что необходимо учитывать при проведении ASSR-теста у младенцев.

- Не установлено значимого влияния способа фиксации костного вибратора (ручная фиксация или эластичная головная лента) на пороги костной проводимости.

- Размещение костного датчика как на височной кости, так и на сосцевидном отростке дает оптимальные (низкие) пороги костной проводимости ASSR у пациентов.

- Запись с ипсилатерального канала дает наиболее низкие пороги костной проводимости ASSR у младенцев.

- Не следует полагаться на ASSR как первичный метод оценки порогов у младенцев, кроме как, возможно, в качестве первого шага быстрой дифференциации нормальных и повышенных порогов. Необходимо использовать регистрацию КСВП при выявлении повышенных значений порогов ASSR для подтверждения степени и типа тугоухости.

Влияние продолжительности теста на точность порогов ASSR и относительная эффективность регистрации одночастотного и мультичастотного ASSR-теста. Важная проблема, которую должен учитывать аудиолог при создании клинического протокола ASSR-теста, – это влияние продолжительности теста на точность порогов ASSR. Предполагается, что и точность оценки порогов ASSR, так же как и оптималь-



ное время тестирования, являются ключевыми элементами применимости метода. На продолжительность теста влияют следующие факторы: длина индивидуальной записи пробегов, число пробегов, записанных на уровне интенсивности, и число шагов интенсивности, которое нужно для определения порога.

В ряде исследований D. R. Stapells и коллеги обратили внимание на время исследования одночастотной и мультичастотной ASSR у взрослых и младенцев. В 2001 году A. T. Herdman и D. R. Stapells [23] сравнили среднее время записи для определения порогов ASSR для одночастотного и мультичастотного методов стимуляции у взрослых с нормальным слухом. Эти исследователи сообщили, что среднее суммарное время записи, необходимое для получения порогов ASSR для четырех несущих частот при применении одночастотной техники, составляло 164 ± 22 мин. Это среднее время записи было почти в два раза выше, чем требуемое время записи при мультичастотной методике. В последующих исследованиях эти же авторы (2003) [7] были заинтересованы определением времени записи, необходимым для получения точных порогов ASSR. Используя мультичастотную методику у взрослых с разными формами СНТ, они сообщили, что точные ASSR-пороги для четырех несущих частот могут быть получены в пределах 60 мин для 78% (18/23) субъектов. Среднее время записи, необходимое для определения точных порогов ASSR у взрослых с круто нисходящей кривой аудиограммы СНТ, было 49 ± 13 и 49 ± 14 мин у взрослых с пологой кривой аудиограммы СНТ. Ученые заключили, что мультичастотная методика применима в точности оценки поведенческих порогов у индивидуумов с СНТ. J. Natton и D. R. Stapells (2011) [9] были заинтересованы определить, моночастотная или мультичастотная методика более эффективны по времени записи ASSR у нормально слышащих младенцев. Они применили измерение, известное как «относительная эффективность», для ответа на этот вопрос. «Относительная эффективность – это мера, учитывающая увеличение информации относительно уменьшения амплитуд ответов, возникающих во время проведения моночастотного или мультичастотного ASSR-теста» [9]. Эти исследователи подсчитали относительную (RE) эффективность, оцененную по следующему формуле: $RE = (AMP_i / AMP_g) \times \sqrt{K}$, где AMP_i – индивидуальная амплитуда ответа субъекта в практических условиях, если условия бинаурального мультичастотного тестирования (т. е. восемь стимулов предоставляются одновременно), специфический тон несущей частоты), AMP_g – средняя групповая амплитуда для спе-

цифического тона несущей частоты в условиях моноаурального моночастотного тестирования; K – число одновременных представляемых стимулов. J. Natton и D. R. Stapells (2011) [9] продемонстрировали, что условия двух мультичастотных методов (монауральный и бинауральный) имеют значимо более высокую относительную эффективность (RE) по сравнению с условиями одночастотного моноаурального теста у младенцев с нормальным слухом. Средняя оценка относительной эффективности RE составила 1.0, 1.0 и 2.0 для условий монауральной одночастотной, монауральной мультичастотной и бинауральной мультичастотной методик соответственно. Учитывая эти выводы, авторы (2011) [9] заключили, что, несмотря на то что амплитуды ответов ASSR понижались при переходе от одночастотной к мультичастотной стимуляции, мультичастотная техника остается более эффективной по времени, чем одночастотная техника, когда тестирование идет на надпороговом уровне (60 дБ нПс) у нормально слышащих младенцев.

Возможности клинического применения ASSR. Область применения ASSR сильно изменилась с тех пор, как она была впервые описана R. Galambos в 1981 году [2]. Появился широкий диапазон стимулов, включая AM/ FM, MM и RSG тоны. Каждый из них вносит вклад в наше понимание генерации ASSR и обеспечивает разные преимущества. Введение мультичастотной стимуляции и дальнейшее усложнение технологии ASSR позволяет оценить несколько тестируемых частот одновременно. Техника ASSR обеспечивает обнаружение объективного ответа с возможностью предоставления оценок поведенческих порогов слуха.

В отличие от КСВП, который требует экспертной интерпретации данных временной области, обнаружение ответа ASSR по своей природе является объективным из-за статистического подхода к анализу в частотной области. Множество исследований описывали раньше точность оценки поведенческих порогов. Все эти возможности и улучшения превратили ASSR в ценный клинический инструмент с широким диапазоном применения [27]. Наиболее востребованными направлениями применения ASSR принято считать: возможность выявления тугоухости у пациентов любого возраста (в том числе экспертная оценка) с определением конфигурации аудиограммы, что является залогом эффективного слухопротезирования и объективизации аудиологических показаний при отборе пациентов на кохлеарную имплантацию за счет верификации порогов звуковосприятия по всему диапазону речевых частот [28–30].

ЛИТЕРАТУРА

1. Stapells D. R. Frequency-specific threshold assessment in young infants using the transient ABR and the brainstem ASSR. In: R. C. Seewald, A. M. Tharpe, eds. // *Comprehensive Handbook of Pediatric Audiology*. San Diego: Plural Publishing. 2011. P. 409–448.
2. Galambos R., Makeig S., Talmachoff P. J. A 40 Hz auditory potential recorded from the human scalp // *Proc. Natl. Acad. Sci.* 1981. Vol. 78. P. 2643–2647.
3. Pethe J., Muhler R., Siewert K., von Specht H. Near threshold recordings of amplitude modulation following responses (AMFR) in children of different ages // *Int. Journ. Audiol.* 2004. Vol. 43. P. 339–345.
4. Cone-Wesson B., Dowell R.C., Tomlin D., Rance G., Ming W. J. The auditory steady-state response: comparisons with auditory brainstem response // *Jurn. Am. Acad. Audiol.* 2002. Vol. 13. P. 173–187.
5. Hall J. W. ed. *New Handbook of Auditory Evoked Responses*. New York: Pearson, 2007.
6. Lins O. G., Picton T. W., Boucher B. L. Frequency-specific audiometry using steady-state responses // *Ear Hear.* 1996. N 17. P. 81–96.
7. Herdman A. T., Stapells D. R. Auditory steady-state response thresholds of adults with sensorineural hearing impairments // *Int. Journ. Audiol.* 2003. Vol. 42. P. 237–248.
8. Dimitrijevic A., John M. S., Van Roon P. Estimating the audiogram using multiple auditory steady-state responses // *Jurn. Am. Acad. Audiol.* 2002. N 13. P. 205–224.
9. Hatton J., Stapells D. R. The efficiency of the single- versus multiple-stimulus auditory steady state responses in infants // *Ear Hear.* 2011. Vol. 32. P. 349–357.
10. Small S. A., Stapells D. R. Normal ipsilateral/contralateral asymmetries in infant multiple auditory steady-state responses to air- and bone-conduction stimuli // *Ear Hear.* 2008b. N 29. P. 185–198.
11. Van Maanen A., Stapells D. R. Normal multiple auditory steady-state response thresholds to air-conducted stimuli in infants // *Jurn. Am. Acad. Audiol.* 2009. N 20. P. 196–207.
12. Small S. A., Stapells D. R. Maturation of bone conduction multiple auditory steady-state responses // *Int. J. Audiol.* 2008a. Vol. 47. P. 476–488.
13. van der Reijden C. S., Mens L. H., Snik A. F. M. EEG derivations providing auditory steady-state responses with high signal to-noise ratios in infants // *Ear Hear.* 2005. Vol. 26. P. 299–309.
14. Picton T. W., John M. S. Avoiding electromagnetic artifacts when recording auditory steady-state responses // *Jurn. Am. Acad. Audiol.* 2004. N 15. P. 541–554.
15. Herdman A. T., Picton T. W., Stapells D. R. Place specificity of multiple auditory steady-state responses // *Jurn. Acoust. Soc. Am.* 2002. Vol. 112. P. 1569–1582.
16. Savio G., Perez-Abalo M. I., Gonzalez A., Valdes J. The low and high frequency steady state responses mature at different rates // *Audiol. Neurootol.* 2001. N 6. P. 279–287.
17. Rance G., Tomlin D., Rickards F. W. Comparison of auditory steady-state responses and tone-burst auditory brainstem responses in normal babies // *Ear Hear.* 2006. N 27. P. 751–762.
18. John M. S., Brown D. K., Muir D. K., Picton T. W. Recording auditory steady-state responses in young infants // *Ear Hear.* 2004. N 25. P. 539–553.
19. Luts H., Desloovere C., Wouters J. Clinical application of dichotic multiple-stimulus auditory steady-state responses in high risk newborns and young children // *Audiol. Neurootol.* 2006. Vol. 11. P. 24–37.
20. Ribeiro F. M., Carvallo R. M., Marcoux A. M. Auditory steady state evoked responses for preterm and term neonates // *Audiol. Neurootol.* 2010. Vol. 15. P. 97–110.
21. Rance G., Rickards F.W., Cohen L.T., De Vidi S., Clarke G.M. The automated prediction of hearing thresholds in sleeping subjects using auditory steady-state evoked potentials // *Ear Hear.* 1995. Vol. 16. P. 499–507.
22. Rodrigues G. R., Lewis D. R. Threshold prediction in children with sensorineural hearing loss using the auditory steady-state responses and tone-evoked auditory brain stem response // *Int. Journ. Pediatr. Otorhinolaryngol.* 2010. Vol. 74. P. 540–546.
23. Herdman A. T., Stapells D. R. Thresholds determined using the monotic and dichotic multiple auditory steady-state response technique in normal-hearing subjects // *Scand. Audiol.* 2001. Vol. 30. P. 41–49.
24. Small S. A., Stapells D. R. Multiple auditory steady-state response thresholds to bone-conduction stimuli in young infants with normal hearing // *Ear Hear.* 2006. Vol. 27. P. 219–228.
25. Small S. A., Hatton J. L., Stapells D. R. Effects of bone oscillator coupling method, placement location, and occlusion on bone conduction auditory steady-state responses in infants // *Ear Hear.* 2007. Vol. 28. P. 83–98.
26. Van Maanen A., Stapells D. R. Multiple-ASSR thresholds in infants and young children with hearing loss // *Jurn. Am. Acad. Audiol.* 2010. N 21. P. 535–545.
27. Дайхес Н. А., Таварткиладзе Г. А., Яблонский С. В., Ясинская А. А., Гвелесиани Т. Г., Куян С. М. [и др.]. Универсальный аудиологический скрининг новорожденных и детей первого года. Новая медицинская технология / ФГУ «Научно-клинический центр оториноларингологии» Росздрава; ФГУ «Рос. научно-практический центр аудиологии и слухопротезирования» Росздрава. М., 2008. 34 с.
28. Грычьинский М., Хоффманн Б., Яськевич М., Котыло П., Лятанович Я., Лятковский Б. [и др.]. Руководство по аудиологии и слухопротезированию. М., 2009. 282 с.
29. Пашков А. В., Савельева Е. Е., Полунина Т. А., Наумова И. В., Самкова А. С. Объективные методы диагностики нарушения слуха у детей первых лет жизни // *Педиатрическая фармакология*. 2014. № 11 (2). С. 82–85.
30. Дайхес Н. А., Пашков А. В., Яблонский С. В. Методы исследования слуха: учеб.-метод. пособие. М.: ФГУ «Научно-клинический центр оториноларингологии» ФМБА России., 2009. 119 с.



REFERENCES

1. Stapells D. R. Frequency-specific threshold assessment in young infants using the transient ABR and the brainstem ASSR. In: R. C. Seewald, A. M. Tharpe, eds. *Comprehensive Handbook of Pediatric Audiology*. San Diego: Plural Publishing. 2011.409-448.
2. Galambos R., Makeig S., Talmachoff P. J. A 40 Hz auditory potential recorded from the human scalp. *Proc. Natl. Acad. Sci.* 1981;78:2643-2647.
3. Pethe J., Muhler R., Siewert K., von Specht H. Near threshold recordings of amplitude modulation following responses (AMFR) in children of different ages. *Int. Journ. Audiol.* 2004;43:339-345.
4. Cone-Wesson B., Dowell R.C., Tomlin D., Rance G., Ming W. J. The auditory steady-state response: comparisons with auditory brainstem response. *Jurn. Am. Acad. Audiol.* 2002;13:173-187.
5. Hall J. W. ed. *New Handbook of Auditory Evoked Responses*. New York: Pearson, 2007.
6. Lins O. G., Picton T. W., Boucher B. L. Frequency-specific audiometry using steady-state responses. *Ear Hear.* 1996;17:81-96.
7. Herdman A. T., Stapells D. R. Auditory steady-state response thresholds of adults with sensorineural hearing impairments. *Int. Journ. Audiol.* 2003;42:237-248.
8. Dimitrijevic A., John M. S., Van Roon P. Estimating the audiogram using multiple auditory steady-state responses. *Jurn. Am. Acad. Audiol.* 2002;13:205-224.
9. Hatton J., Stapells D. R. The efficiency of the single- versus multiple-stimulus auditory steady state responses in infants. *Ear Hear.* 2011;32:349-357.
10. Small S. A., Stapells D. R. Normal ipsilateral/contralateral asymmetries in infant multiple auditory steady-state responses to air- and bone-conduction stimuli. *Ear Hear.* 2008b;29:185-198.
11. Van Maanen A., Stapells D. R. Normal multiple auditory steady-state response thresholds to air-conducted stimuli in infants. *Jurn. Am. Acad. Audiol.* 2009;20:196-207.
12. Small S. A., Stapells D. R. Maturation of bone conduction multiple auditory steady-state responses. *Int. J. Audiol.* 2008a;47:476-488.
13. van der Reijden C. S., Mens L. H., Snik A. F. M. EEG derivations providing auditory steady-state responses with high signal to-noise ratios in infants. *Ear Hear.* 2005;26:299-309.
14. Picton T. W., John M. S. Avoiding electromagnetic artifacts when recording auditory steady-state responses. *Jurn. Am. Acad. Audiol.* 2004;15:541-554.
15. Herdman A. T., Picton T. W., Stapells D. R. Place specificity of multiple auditory steady-state responses. *Jurn. Acoust. Soc. Am.* 2002;112:1569-1582.
16. Savio G., Perez-Abalo M. I., Gonzalez A., Valdes J. The low and high frequency steady state responses mature at different rates. *Audiol. Neurootol.* 2001;6:279-287.
17. Rance G., Tomlin D., Rickards F. W. Comparison of auditory steady-state responses and tone-burst auditory brainstem responses in normal babies. *Ear Hear.* 2006;27:751-762.
18. John M. S., Brown D. K., Muir D. K., Picton T. W. Recording auditory steady-state responses in young infants. *Ear Hear.* 2004;25:539-553.
19. Luts H., Desloovere C., Wouters J. Clinical application of dichotic multiple-stimulus auditory steady-state responses in high risk newborns and young children. *Audiol. Neurootol.* 2006;11:24-37.
20. Ribeiro F. M., Carvallo R. M., Marcoux A. M. Auditory steady state evoked responses for preterm and term neonates. *Audiol. Neurootol.* 2010;15:97-110.
21. Rance G., Rickards F.W., Cohen L.T., De Vidi S., Clarke G.M. The automated prediction of hearing thresholds in sleeping subjects using auditory steady-state evoked potentials. *Ear Hear.* 1995;16:499-507.
22. Rodrigues G. R., Lewis D. R. Threshold prediction in children with sensorineural hearing loss using the auditory steady-state responses and tone-evoked auditory brain stem response. *Int. Journ. Pediatr. Otorhinolaryngol.* 2010;74:540-546.
23. Herdman A. T., Stapells D. R. Thresholds determined using the monotic and dichotic multiple auditory steady-state response technique in normal-hearing subjects. *Scand. Audiol.* 2001;30:41-49.
24. Small S. A., Stapells D. R. Multiple auditory steady-state response thresholds to bone-conduction stimuli in young infants with normal hearing. *Ear Hear.* 2006;27:219-228.
25. Small S. A., Hatton J. L., Stapells D. R. Effects of bone oscillator coupling method, placement location, and occlusion on bone conduction auditory steady-state responses in infants. *Ear Hear.* 2007;28:83-98.
26. Van Maanen A., Stapells D. R. Multiple-ASSR thresholds in infants and young children with hearing loss. *Jurn. Am. Acad. Audiol.* 2010;21:535-545.
27. Daikhes N. A., Tavartkiladze G. A., Yablonskii S. V., Yasinskaya A. A., Gvelesiani T. G., Kuyan S. M. [i dr.]. Universal'nyi audiologicheskii skrining novorozhdennykh i detei pervogo goda. Novaya meditsinskaya tekhnologiya. FGU «Nauchno-klinicheskii tsentr otorinolaringologii» Roszdruva; FGU «Ros. nauchno-prakticheskii tsentr audiologii i slukhoprotezirovaniya» Roszdruva [Universal audiological screening of newborns and children of the first year. New medical technology. Federal State Institution «Scientific and Clinical Center of Otorhinolaryngology» of Roszdruv; FGU «Ros. Scientific and Practical Center for Audiology and Hearing Aid» Roszdruv]. M., 2008.34 (in Russian).
28. Grychyn'skii M., Khoffmann B., Yas'kevich M., Kotylo P., Lyatanovich Ya., Lyatkovskii B. [et al.]. Rukovodstvo po audiologii i slukhoprotezirovaniyu [Manual of Audiology and Hearing]. M., 2009.282 (in Russian).
29. Pashkov A. V., Savel'eva E. E., Polunina T. A., Naumova I. V., Samkova A. S. Ob'ektivnye metody diagnostiki narusheniya slukha u detei pervykh let zhizni [Objective methods of diagnosis of hearing impairment in children of the first years of life]. *Pediatricheskaya farmakologiya.* 2014;11(2):82-85 (in Russian).
30. Daikhes N. A., Pashkov A. V., Yablonskii S. V. Metody issledovaniya slukha: ucheb.-metod. posobie [Methods of hearing research: educational-methodical manual]. M.: FGU «Nauchno-klinicheskii tsentr otorinolaringologii» FMBA Rossii. 2009.119 (in Russian).

Наумова Ирина Витальевна – кандидат медицинских наук, врач-сурдолог-оториноларинголог отделения восстановительного лечения детей с заболеваниями ЛОР-органов и челюстно-лицевой области ФГАУ «Национальный медицинский исследовательский центр здоровья детей» Минздрава России. Россия, 119991, Москва, Ломоносовский пр., д. 2, стр. 1; тел. 8-916-684-44-47, e-mail: irinanaumova22@gmail.com

Гадалева Светлана Викторовна – аспирант кафедры болезней уха, горла и носа ФГАОУ ВО «Первый Московский государственный медицинский университет имени И. М. Сеченова» МЗ РФ (Сеченовский университет). Россия, 119991, Москва, ул. Трубецкая, д. 8. стр. 2; тел. 8-964-577-93-07, e-mail: sgadaleva@mail.ru