

СКРИНИНГОВЫЙ МЕТОД ОЦЕНКИ ПРОСТРАНСТВЕННОЙ И ВРЕМЕННОЙ РАЗРЕШАЮЩЕЙ СПОСОБНОСТИ СЛУХА ПРИ ЛОКАЛИЗАЦИИ ДВИЖЕНИЯ ПО АЗИМУТАЛЬНОЙ КООРДИНАТЕ

© 2020 г. А. П. Гвоздева¹, *, В. М. Ситдиков¹, И. Г. Андреева¹

¹*Институт эволюционной физиологии и биохимии им. И.М. Сеченова РАН,
Санкт-Петербург, Россия*

**E-mail: kukumalu@mail.ru*

Поступила в редакцию 30.04.2012 г.

После доработки 06.07.2020 г.

Принята к публикации 18.08.2020 г.

В работе предложен и апробирован скрининговый метод оценки пространственной и временной разрешающей способности слуха при локализации движения по азимутальной координате. Применяли способ моделирования движения источника звука в свободном поле, базирующийся на изменении баланса громкости широкополосных шумовых посылок на двух громкоговорителях, расположенных напротив слушателя под азимутальными углами $\pm 30^\circ$. В диапазонах скоростей и траекторий движения звуковых образов, соответствующих максимальной чувствительности слуха, с использованием адаптивной психоакустической методики выполнена оценка порогов по угловому смещению и по длительности движущегося звукового образа у 11 взрослых испытуемых с нормальным слухом. Пороги оценивали для двух типов сигналов: 1) контрольные сигналы с равномерным спектром и 2) сигналы со снижением доли высоких частот в спектре, соответствующим умеренной сенсоневральной тугоухости. Пороги углового смещения составляли в среднем 1.3° , а индивидуальные пороги по времени не превышали 0.1 с. Время, необходимое для оценки одного порога, составляло полторы минуты. Пространственная и временная разрешающая способность не ухудшалась при уменьшении доли высоких частот в спектре сигнала. Первичная апробация предложенного нами метода на группе из шести пациентов с сенсоневральной тугоухостью выявила у них повышение среднего порога по времени в несколько раз по сравнению с нормой. Продолжительность эксперимента, требуемая для оценки порога у пациентов, не отличалась от таковой у испытуемых с нормальным слухом. Таким образом, предложенный в работе метод позволяет быстро оценивать показатели пространственного слуха по азимутальной координате и может быть использован для объективной скрининговой оценки состояния пространственного слуха пациентов.

Ключевые слова: пространственный слух, разрешающая способность слуха, пороги слуха, восприятие движения, моделирование движения, движущийся звуковой образ, сенсоневральная тугоухость

DOI: 10.31857/S0869813920090113

Локализация движущихся источников звука является одной из важнейших функций слуховой системы, так как она позволяет человеку избегать опасных для него объектов. Выполнение этой функции определяется разрешающей способностью слуха по расстоянию (в том числе, угловому) и по длительности. Оба показателя

теля дополняют друг друга, в совокупности они обеспечивают точную и быструю реакцию на возникающую опасность. Существенным моментом при локализации движущегося источника является оценка направления движения, а не просто факт его обнаружения. Способность оценить направление позволяет сформировать адекватную реакцию на движущийся источник звука. Разрешающую способность оценивают психоакустическими или объективными методами, такими как регистрация движения глаз [1, 2] и положения головы (носа) [3, 4]. Косвенным способом является применение опросников для оценки затруднений в способности локализовать источник звука при различных реальных ситуациях, этот способ используется в клинике [5, 6]. Наиболее точная количественная оценка состояния функции локализации звука достигается с применением психоакустических методов. Преимуществом этих методов являются отсутствие сложной регистрирующей аппаратуры, возможность их использования для испытуемых с нарушениями зрения и подвижности шеи, высокая воспроизводимость результатов. Психоакустические методы получили широкое распространение в экспериментальных исследованиях, тем не менее, в настоящее время методика количественной оценки состояния пространственного слуха, которую можно применить в условиях клиники, отсутствует [7, 8]. Обследования, которые проводят при помощи опросников [6, 9], дают лишь общее представление о затруднениях в локализации.

Психоакустические показатели локализации движущихся по азимуту источников звука оценивали в разных условиях предъявления стимулов: при бинауральном прослушивании предзаписи с применением манекена [10, 11] или передаточных функций головы [12, 13]; в случае реального перемещения источника звука [14]; при моделировании движения в условиях свободного поля [15, 16]. Исследования разрешающей способности по расстоянию и по времени, выполненные для разных параметров сигнала и в различных условиях предъявления, позволяют сформулировать экспериментальную парадигму, которая будет оптимальна для скринингового обследования. Минимальные пороги для обнаружения движения получают в случае выполнения следующих условий: 1) положение головы жестко не фиксировано, что дает возможность испытуемому выполнять микродвижения головы [4, 17]; 2) применение источников широкополосного шума [14]; 3) траектории движения находятся в диапазоне $\pm 30^\circ$ азимута [16, 18]; 4) длительность звучания сигнала составляет не менее 300 мс [15, 19]; 5) скорости движения источника звука менее 20 град/с [14, 16, 20, 21]. Эти пять условий обеспечивают минимальные значения порогов по расстоянию, а первые три – по длительности звучания. При их соблюдении значительно проще выявить частичную или полную утрату способности восприятия движения по слуху, чем в произвольной ситуации, когда пороги при норме слуха значительно увеличиваются или могут варьировать.

Нами был разработан метод оценки порогов пространственного слуха на основе адаптивной психофизической методики при моделировании движения звукового источника в свободном поле. Настоящая работа посвящена проверке применимости разработанного нами метода оценки порогов пространственного слуха при локализации широкополосных источников, движущихся по азимутальной координате. Задачи работы включали: 1) определение порогов по угловому смещению для оценки направления движения источников звука у испытуемых с нормальным слухом; 2) оценку порога по времени, достаточного для определения направления движения, в норме и на примере пациентов с сенсоневральной тугоухостью (СНТ); 3) определение времени, необходимого для оценки порога при помощи адаптивной методики при нормальном слухе и у пациентов с нарушением слуха, испытывающих трудности в задачах локализации.

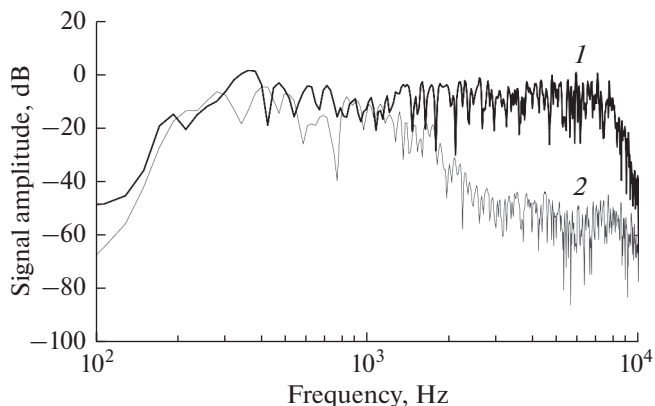


Рис. 1. Амплитудно-частотные характеристики сигналов для создания движущихся звуковых образов. По оси абсцисс – частота, Гц; по оси ординат – амплитуда сигнала, дБ.

1 – контрольные сигналы, 2 – сигналы со снижением доли высоких частот в спектре.

Fig. 1. Amplitude-frequency characteristics of signals used to create moving sound images. Abscissa – frequency, Hz; ordinate – signal amplitude, dB.

1 – control signals, 2 – signals with the reduced fraction of high-frequency spectral components.

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Испытуемые. В исследовании приняли участие 11 испытуемых в возрасте 22–57 лет (из них 7 женщин). Испытуемые имели нормальные пороги слуха по данным тональной пороговой аудиометрии, которую проводили на клиническом аудиометре Pracitronic MA-31.

Все процедуры, выполненные в настоящем исследовании с участием людей, соответствовали требованиям Этического комитета Института эволюционной физиологии и биохимии им. И.М. Сеченова РАН и Хельсинкской декларации 1964 г. с ее последующими изменениями. Каждый испытуемый подписывал информированное согласие на участие в эксперименте.

Моделирование движущегося звукового образа. Звуковые стимулы представляли собой ритмические последовательности широкополосных шумовых посылок в диапазоне частот 0.1–8 кГц. Длительность посылок составляла 22 мс, а продолжительность пауз между ними – 3 мс. Шумовые посылки имели трапецевидную огибающую с линейными фронтами нарастания и убывания по 4 мс. Применяли звуковые стимулы двух типов: 1) контрольные стимулы, спектр мощности которых был равномерным (плоским) во всем диапазоне частот, и 2) стимулы со снижением доли высоких частот в спектре, которое соответствовало типичной аудиограмме пациента с умеренной СНТ (пороги слуха на частотах 0.25, 0.5, 1, 2, 4 и 8 кГц: 15, 17, 25, 50, 60 и 65 дБ соответственно). Снижение доли высоких частот достигалось применением к контрольным стимулам полосового фильтра, представляющего собой ряд полосно-пропускающих фильтров Баттерворта второго порядка в шести октавных диапазонах с центральными частотами: 0.25, 0.5, 1, 2, 4 и 8 кГц. Амплитудно-частотные спектры контрольных стимулов и стимулов со снижением доли высоких частот представлены на рис. 1.

Движение звукового образа вправо или влево моделировали, подавая звуковые стимулы на два динамических громкоговорителя. Громкоговорители располагали симметрично слева и справа от испытуемого так, что расстояние между ними, а

также расстояния от центра междушной оси испытуемого до каждого из громкоговорителей составляли по 1 м и, таким образом, образовывали равносторонний треугольник (рис. 2А). Громкоговорители были расположены на уровне головы испытуемого, а их акустические оси направлены перпендикулярно междушной оси. Такое расположение было выбрано для исключения неточностей при установке громкоговорителей врачом в условиях дефицита времени на приеме пациентов. Акустические измерения, проведенные при расположении громкоговорителей перпендикулярно междушной оси, показали, что неравномерность их амплитудно-частотной характеристики не увеличивалась по сравнению с ситуацией, когда акустические оси обоих громкоговорителей были направлены на центр междушной оси.

Для создания иллюзии движения источника звука от центра влево или вправо амплитуда шумовых посылок одновременно линейно увеличивалась от уровня 50 дБ на одном громкоговорителе (на том, в сторону которого смещался звуковой образ) и уменьшалась до этого же уровня на другом громкоговорителе. Для создания иллюзии движения слева или справа к центру амплитуда шумовых посылок изменялась в противоположном направлении: линейно уменьшалась до уровня 50 дБ на одном громкоговорителе (том, со стороны которого звуковой образ двигался к центру) и увеличивалась до уровня 50 дБ на другом громкоговорителе. Траектория движения звукового образа представляла собой часть окружности, расположенную между громкоговорителями, радиус которой был равен 1 м, а центр находился посередине междушной оси испытуемого [15] (рис. 2А). Угловое смещение звукового образа определялось начальной и конечной точками траектории его движения, которые вычисляли, применяя закон обратных синусов [22]. Данный закон выражается соотношением:

$$\frac{\sin \Theta_2}{\sin \Theta_1} = \frac{p_R - p_L}{p_R + p_L}, \quad (1)$$

где Θ_1 – угол, на который смещены громкоговорители относительно центральной оси (см. рис. 2А); Θ_2 – угол смещения звукового образа относительно центральной оси; p_R – звуковое давление, создаваемое правым громкоговорителем в месте прослушивания; p_L – звуковое давление, создаваемое левым громкоговорителем в месте прослушивания.

Звуковые давления p_R и p_L можно выразить формулой:

$$p = p_0 \times 10^{\frac{L}{20}}, \quad (2)$$

где L – уровень звукового давления, а p_0 – опорное звуковое давление, равное 2×10^{-5} Па.

Подставляя формулу (2) в правую часть выражения (1), и учитывая, что в нашем случае угол $\Theta_1 = 30^\circ$, получили выражение для угла смещения звукового образа:

$$\Theta_2 = \arcsin \left(\frac{1}{2} \times \left(\frac{\frac{L_R}{10^{20}} - \frac{L_L}{10^{20}}}{\frac{L_R}{10^{20}} + \frac{L_L}{10^{20}}} \right) \right), \quad (3)$$

где L_R и L_L – уровни звукового давления, создаваемого в месте прослушивания правым и левым громкоговорителями соответственно, дБ;

На рис. 2*B* показаны расчетные значения смещений по азимуту для применяемых в нашем исследовании изменений амплитуды посылок. Отметим, что в пределах изменений до 13 дБ зависимость угла смещения звукового образа по азимуту от изменения амплитуды близка к линейной.

Аппаратура. Эксперименты проводили в звукоизолированной анэхоидной камере объемом 62.5 м^3 ($5 \times 5 \times 2.5 \text{ м}$), ослабление уровня наружных шумов в которой составляло не менее 40 дБ в диапазоне частот 0.5–16 кГц. Звуковые стимулы воспроизводили при помощи оригинальной компьютерной программы на ПК MiсroХрerts с внешним USB-аудиоинтерфейсом AKAI EIE (16 бит, частота дискретизации 44100), с которого аналоговый сигнал поступал на усилитель мощности Neva Audio SA-3004, а затем на динамические громкоговорители Klipsch R-3800-C. Акустические измерения выполняли с применением комплекта калиброванной акустической аппаратуры фирмы Brüel & Kjær, который состоял из микрофона 4145, предусилителя 2639 и усилителя 2606.

Процедура эксперимента. Все эксперименты начинали с определения баланса уровня между парой громкоговорителей, который позволяет сформировать неподвижный звуковой образ, расположенный при 0° азимута. Для этого испытуемому с помощью двух динамических громкоговорителей предъявляли непрерывный шумовой сигнал, соответствующий по спектру типу стимулов, для которых определяли порог. Испытуемому просили самостоятельно выставить баланс громкости на громкоговорителях при помощи регулятора на экспериментальном пульте так, чтобы громкость слева и справа была одинаковой. Регулировка баланса осуществлялась с шагом 0.5 дБ. Полученное значение баланса фиксировалось и использовалось в качестве исходного значения, относительно которого изменялась амплитуда

Рис. 2. Моделирование смещения источника звука по азимутальной координате.

A – схема взаимного расположения испытуемого и громкоговорителей в акустической камере: *1* – испытуемый, *2* – левый громкоговоритель, *3* – правый громкоговоритель, *4* – звуковой образ, Θ_1 – угол смещения громкоговорителей относительно центральной оси (в нашем случае 30°); Θ_2 – угол смещения звукового образа относительно центральной оси, рассчитываемый по формуле (3).

B – соответствие между изменением амплитуды шумовых посылок и смещением звукового образа относительно центральной оси при расположении громкоговорителей под азимутальными углами 30° . По оси абсцисс – изменение амплитуды шумовых посылок, дБ; по оси ординат – смещение звукового образа, град.

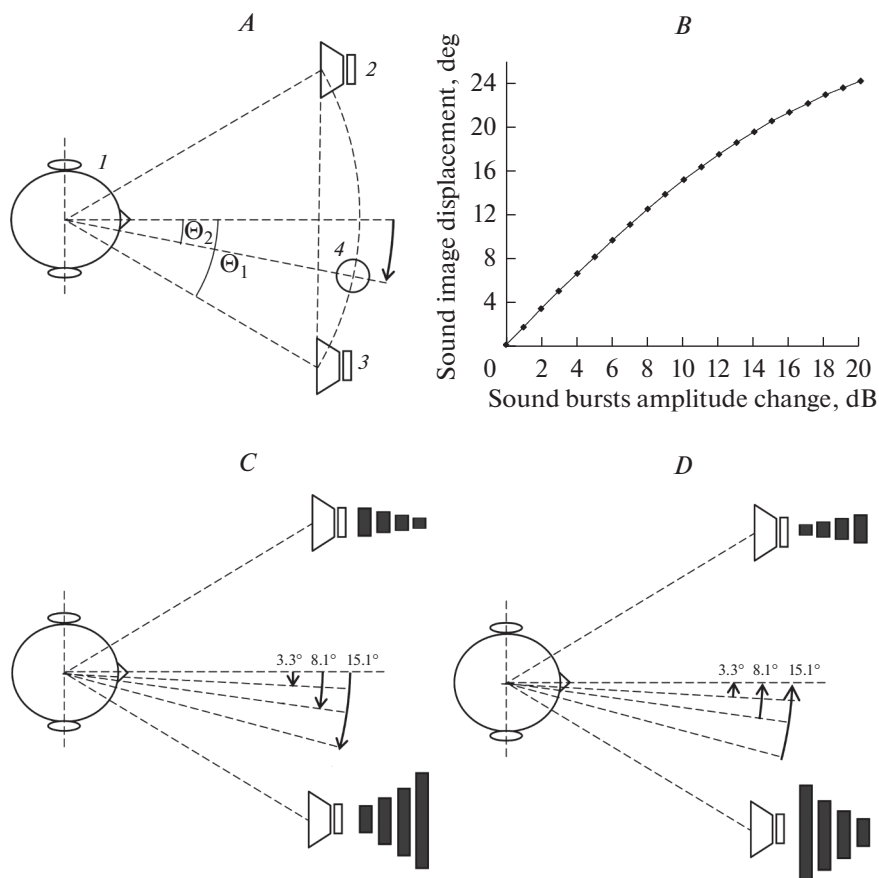
C, *D* – траектории звуковых образов при моделировании движения по азимутальной координате от центра вправо и к центру справа соответственно. В качестве примера показаны траектории и обозначены угловые смещения звуковых образов с изменением амплитуды сигнала на правом громкоговорителе 2 дБ (смещение 3.3°), 5 дБ (8.1°) и 10 дБ (15.1°). Схематически обозначено направление изменения амплитуды сигналов (последовательностей шумовых посылок) на левом и правом громкоговорителях.

Fig. 2. Modeling of a sound source azimuthal displacement.

A – a scheme of mutual placement of a subject and loudspeakers in an acoustic chamber: *1* – subject, *2* – left loudspeaker, *3* – right loudspeaker, *4* – sound image, Θ_1 – angular displacement of loudspeakers relative to the central axis (in our case 30°), Θ_2 – angular displacement of the sound image relative to the central axis calculated by equation (3).

B – relation between sound bursts amplitude change and the displacement of the sound image relative to the central axis in case of 30° angle between the axis and each of the loudspeakers. Abscissa – sound bursts amplitude change, dB; ordinate – sound image displacement, deg.

C, *D* – trajectories of sound images when modeling azimuthal movement from the center to the right, and from the right to the center, respectively. As an example trajectories and angular displacements of sound images with amplitude changes of 2 dB (3.3° displacement), 5 dB (8.1°) and 10 dB (15.1°) are shown. Directions of sound bursts amplitude changes at left and right loudspeakers are shown schematically.



стимулов. Это позволяло уменьшить влияние на результаты эксперимента возможной асимметрии слуха испытуемого в пределах 5 дБ, которое нельзя выявить при помощи стандартной тональной пороговой аудиометрии.

В эксперименте оценивали пороги по азимуту и по времени звучания звукового образа. Порогом по азимуту считали такое минимальное угловое смещение движущегося звукового образа влево или вправо, при котором испытуемый правильно определял направление движения звукового образа. Порогом по времени звучания звукового образа называли продолжительность звучания движущегося звукового образа, достаточную для определения направления его движения. Каждый испытуемый принимал участие в эксперименте, состоявшем из двух частей. В ходе первой части эксперимента пороги по азимуту и по времени звучания оценивали сначала для контрольных звуковых образов с плоским спектром, а затем для звуковых образов со снижением доли высоких частот в спектре. Во второй части эксперимента пороги определяли в обратном порядке: сначала для звуковых образов со снижением доли высоких частот, а затем — пороги для контрольных звуковых образов. Последовательность, в которой определяли пороги, всегда была одинаковой: 1) порог по азимуту при движении источника в левой полуплоскости; 2) порог по азимуту — в правой полуплоскости; 3) порог по времени — в левой полуплоскости; 4) порог по

времени – в правой полуплоскости. Между первой и второй частями эксперимента испытуемому давали от нескольких часов до нескольких дней отдыха.

Методика для оценки порога по азимуту была реализована для траекторий движения вблизи 0° , т.е. в области максимальной чувствительности слуха по азимуту. При движении звукового образа от центра начало траектории всегда соответствовало 0° азимута, а конец траектории был расположен слева или справа относительно ее начала на соответствующее увеличению амплитуды посылок количество градусов (рис. 2*B*). При движении в обратном направлении – к центру, конец траектории движения был всегда фиксирован в 0° по азимуту, а начало траектории было смещено влево или вправо на несколько градусов (рис. 2*D*). Для того, чтобы создать движение звукового образа, изменяли амплитуду шумовых посылок на громкоговорителях, как показано на рис. 2*C*, *D*. Для создания неподвижного звукового образа, локализованного точно по центру между двумя громкоговорителями применяли один звуковой стимул, для которого амплитуда шумовых посылок была постоянна на обоих громкоговорителях.

Амплитуда посылок в последовательностях, подаваемых на каждый из громкоговорителей, могла изменяться на 0–5 дБ с шагом в 0.5 дБ. Амплитуда шумовых посылок на громкоговорителях всегда изменялась в противоположных направлениях: при моделировании движения от центра она увеличивалась от уровня 50 дБ на 0–5 дБ на громкоговорителе, в сторону которого происходило движение, и снижалась на такую же величину до 50 дБ на другом громкоговорителе. При моделировании движения к центру выполняли линейное уменьшение амплитуды до 50 дБ на громкоговорителе, со стороны которого происходило движение, и увеличивали амплитуду сигнала до базового значения 50 дБ на другом громкоговорителе. Суммарное изменение амплитуды сигнала от начала к концу звучания последовательности вычисляли по формуле:

$$\Delta A = (A_{ПК} - A_{ЛК}) - (A_{ПН} - A_{ЛН}), \quad (4)$$

где $A_{ПК}$ и $A_{ЛК}$ – амплитуды посылок в конце звучания последовательности на правом и левом громкоговорителях соответственно; $A_{ПН}$ и $A_{ЛН}$ – амплитуды посылок в начале звучания последовательности на правом и левом громкоговорителях соответственно. Для применявшихся нами перепадов амплитуд на громкоговорителях суммарное изменение амплитуды звукового сигнала могло составлять от 0 до 10 дБ с шагом в 1 дБ. Такие параметры стимулов позволяли создавать движущийся от центра или к центру звуковой образ в диапазоне азимутальных углов $\pm 15.1^\circ$, которого было достаточно для формирования движения, направление которого четко определялось всеми испытуемыми. Длительность звуковых образов была одинаковой и составляла 1 с, а расчетные скорости движения были в диапазоне от 1.6 до $15.1^\circ/\text{с}$.

Пороги определяли с применением адаптивной психоакустической методики “один вверх–один вниз”, отдельно в правой и левой полуплоскостях: 1) для контрольных звуковых стимулов и 2) для стимулов со сниженной долей высоких частот в спектре. Для ознакомления испытуемого с движущимися звуковыми образами применяли стимулы с максимальной амплитудой смещения 15.1° , которой соответствовало суммарное изменение амплитуды на 10 дБ. При определении порога направление движения звукового образа – от центра или к центру – выбирали случайным образом. Испытуемого просили ответить на вопрос: “Влево или вправо движется звуковой образ?”, нажав на одну из двух кнопок на экспериментальном пульте. В случае правильного ответа испытуемому предъявляли стимул с перепадом амплитуды меньшим на 1 дБ, соответствующий меньшему угловому смещению. В случае неправильного ответа, перепад увеличивали на 1 дБ. Пороговое изменение амплитуды вычисляли как среднее значение перепада амплитуд в пяти

последовательных точках разворота, т.е. в тех случаях, когда испытуемый давал неправильный ответ после правильного ответа или наоборот – правильный ответ после неправильного. По этой причине пороговое изменение амплитуды могло находиться между целыми значениями перепада амплитуды, которые применялись в эксперименте. Порог углового смещения вычисляли по формуле (3), подставляя в нее значения L_R и L_L , соответствующие вычисленному пороговому изменению амплитуды.

Методика для оценки порога по времени звучания звукового образа, движущегося влево или вправо, была реализована для максимально протяженных траекторий движения, применявшихся в данной модели – от 0° до 24.2° . Эту траекторию формировали изменением амплитуды шумовых посылок на 10 дБ на обоих громкоговорителях: на одном громкоговорителе амплитуда увеличивалась, а на другом уменьшалась таким образом, что суммарное изменение амплитуды составляло 20 дБ, что соответствовало значению 24.2° . Время звучания движущегося образа варьировало от 0.1 до 1 с с шагом 0.1 с. Если испытуемый правильно определял направление движения звуковых образов длительностью 0.1 с, то дополнительно применяли более короткий стимул, продолжительностью 0.075 с. Таким образом, расчетная скорость движения звуковых образов варьировала в широких пределах и составляла от $24.2^\circ/\text{с}$ для самого длительного односекундного стимула до $322^\circ/\text{с}$ для самого короткого стимула продолжительностью 0.075 с. Порог по времени оценивали при помощи адаптивной психоакустической методики, его определяли отдельно для правой и левой полуплоскостей для контрольных звуковых стимулов и стимулов со сниженной долей высоких частот в спектре. Предъявление стимулов начинали с сигналов максимальной длительности, случайным образом выбирая звуковые образы, движущиеся от центра или к центру. Испытуемого просили ответить на вопрос: “Влево или вправо движется звуковой образ?”, нажав на одну из двух кнопок на экспериментальном пульте. В случае правильного ответа испытуемому предъявляли стимул, который был короче предыдущего на 0.1 с. При неправильном ответе длительность стимула увеличивали на 0.1 с. Порог по времени звучания звукового образа определяли как среднее значение длительности стимулов в пяти последовательных точках разворота в формировании стимульных рядов адаптивной методики. Развороты выполняли в тех случаях, когда испытуемый давал неправильный ответ после правильного или наоборот.

Статистический анализ. Полученные данные анализировали при помощи непараметрического парного критерия Вилкоксона, сравнивая индивидуальные пороги по азимуту движущихся звуковых образов с одинаковым спектральным профилем. Сравнение проводили для разных полуплоскостей отдельно в первой и второй частях эксперимента, а также между двумя частями эксперимента, сопоставляя средние значения порогов в левой и правой полуплоскостях. Также с помощью критерия Вилкоксона сравнивали пороги для контрольных звуковых образов и звуковых образов со снижением доли высоких частот в спектре, усредненные по двум частям эксперимента. Для того, чтобы оценить, как уменьшение доли высоких частот влияет на пороги по азимуту у испытуемых разного возраста, были выполнены линейные аппроксимации соотношений между возрастом испытуемых и индивидуальными порогами для движущихся звуковых образов разного спектрального состава. Для порогов по времени оценивали долю случаев, в которых индивидуальные пороги оказывались ниже значения длительности сигнала 0.075 с. Этот показатель сравнивали при помощи одностороннего биномиального критерия в первой и второй части эксперимента для движущихся звуковых образов с одинаковым спектральным профилем.

Таблица 1. Индивидуальные пороги по азимуту для определения направления движения звукового образа
Table 1. Individual minimum audible movement angles for determining direction of a sound image motion.

№ испытуемого Subject no.	Возраст, лет Age, years	Пороги по азимуту Minimum audible movement angles			
		контроль control		снижение доли ВЧ reduced fraction of high-frequency spectral components	
		левая полуплоскость left half-plane	правая полуплоскость right half-plane	левая полуплоскость left half-plane	правая полуплоскость right half-plane
1	22	1.3/1.3*	1.3/1.3	1.0/1.0	1.0/1.0
2	27	1.0/2.0	1.3/1.0	1.0/1.3	2.0/1.0
3	28	1.3/1.0	2.0/1.0	1.0/2.0	1.0/1.0
4	30	1.0/1.0	1.0/1.0	2.0/0.7	1.3/1.3
5	32	0.8/1.6	1.0/1.0	0.7/1.0	1.3/1.0
6	34	1.6/1.0	1.0/1.0	1.3/1.0	1.0/1.0
7	44	1.0/1.0	1.6/1.0	1.0/1.0	2.0/1.0
8	54	1.0/1.3	2.0/1.3	1.6/2.0	1.3/1.3
9	54	1.3/1.6	1.0/1.3	1.3/2.3	1.0/2.0
10	56	1.6/1.0	1.0/1.3	1.3/2.3	1.3/1.3
11	57	1.3/1.6	2.0/1.0	1.0/1.6	1.6/2.3
Среднее Average	40 ± 13**	1.2 ± 0.3/1.3 ± 0.4	1.4 ± 0.4/1.1 ± 0.2	1.2 ± 0.4/1.5 ± 0.6	1.3 ± 0.4/1.3 ± 0.5

* – значения порога, полученные в первой и второй частях эксперимента.

* – minimum audible movement angles revealed in first and second part of the experiment.

** – указаны стандартные отклонения.

** – standard deviations are shown.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Предложенный нами метод позволил определить пороги по азимуту и пороги по времени звучания источника, которое необходимо для оценки направления движения, у всех 11 испытуемых. Результаты оценки порогов по азимуту для движущихся звуковых образов с разным спектральным составом представлены в табл. 1. Значения порогов в группе испытуемых варьировали в пределах 0.7° – 2.3° , т.е. максимальное значение в три раза отличалось от минимального. При повторных измерениях порога у одного испытуемого результаты различались не более чем на 1° , то есть были в пределах шага изменения длины траектории. Это указывает на хорошую повторяемость результатов.

В первой части эксперимента при прослушивании контрольных сигналов средние по группе пороги по азимуту для левой и правой полуплоскости составили 1.2° и 1.4° соответственно. Индивидуальные значения порогов варьировали в пределах 0.8° – 1.6° для левой полуплоскости и 1.0° – 2.0° для правой полуплоскости. Сравнение этих порогов при помощи непараметрического парного критерия Вилкоксона показало отсутствие различий ($p = 0.23$, $n = 9$, здесь и далее n отражает число парных сравнений, в которых значения порогов в паре различались). Для движущихся звуковых образов со снижением доли высоких частот в спектре пороги по азимуту для левой и правой полуплоскости достоверно не различались ($p = 0.4$, $n = 8$) и со-

ставили 1.2° и 1.3° соответственно. Индивидуальные значения порогов варьировали от 0.7° до 2.0° для левой и от 1.0 до 2.0° для правой полуплоскости.

Во второй части эксперимента порядок, в котором оценивали пороги, был изменен для уменьшения возможного влияния утомления испытуемых на результаты эксперимента. Как и в первой части эксперимента, для звуковых образов разного спектрального состава не было обнаружено достоверных различий между порогом, определенными в левой и правой полуплоскостях ($p = 0.24$, $n = 7$). Для звуковых образов со снижением доли высоких частот средние значения порогов по группе составили 1.5° и 1.3° в левой и правой полуплоскости соответственно. Для звуковых образов с плоским спектром средние по группе пороги составили 1.3° и 1.1° соответственно. Сравнение этих четырех величин при помощи парного критерия Вилкоксона не выявило между ними достоверных различий. Таким образом, пороги угловых смещений для левой и правой полуплоскостей не различались между собой как для контрольных сигналов, так и для сигналов со снижением доли высоких частот в спектре в обеих частях эксперимента.

Дальнейший анализ данных проводили, усредняя значения порогов в левой и правой полуплоскости для движущихся звуковых образов одинакового спектрального состава в первой и второй частях эксперимента. В первой части эксперимента средние пороги составили 1.3° как в контроле, так и при снижении доли высоких частот. Во второй части эти пороги были равны 1.4° и 1.2° соответственно. Попарное сравнение порогов при снижении доли высоких частот и в контроле не выявило достоверных различий как при сопоставлении данных, полученных в одной части эксперимента, так и между разными частями эксперимента. Вместе с тем, наблюдалась тенденция к увеличению разброса индивидуальных значений порогов, которые определяли в начале каждой части эксперимента: в первой части для звуковых образов с плоским спектром (контроль) и во второй части — для звуковых образов со снижением доли высоких частот. Усреднение полученных данных по результатам прослушивания звуковых образов в первой и второй частях эксперимента показало, что пороги по азимуту как для контрольных звуковых образов, так и для движущихся звуковых образов со снижением доли высоких частот в спектре в среднем по группе составляли 1.3° .

Сравнительный анализ индивидуальных порогов по азимуту для испытуемых разного возраста показал, что у пяти из шести слушателей младше 40 лет пороги для звуковых образов со снижением доли высоких частот в спектре были меньше или равны порогу для звуковых образов с плоским спектром (рис. 3). Вместе с тем, у всех испытуемых старше 40 лет (5 человек) наблюдали обратную ситуацию: пороги в контроле были заметно ниже, чем при снижении доли высоких частот. Линейная аппроксимация зависимости порогов по азимуту от возраста испытуемых показала, что для контрольных стимулов корреляция между возрастом и порогом отсутствовала ($R^2 = 0.17$). При снижении доли высоких частот в движущихся звуковых образах наличие корреляции между возрастом и порогом по азимуту становилось очевидным ($R^2 = 0.71$). Это указывало на небольшое ухудшение пространственной разрешающей способности при локализации стимулов данного типа у испытуемых старшего возраста по сравнению с более молодыми испытуемыми.

Пороги по времени звучания, необходимому для определения направления движения звукового образа, представлены в табл. 2 для всех 11 испытуемых. Индивидуальные пороги по времени, определенные в обеих частях эксперимента для левой и правой полуплоскостей, у большинства испытуемых составляли 0.1 с независимо от спектрального состава сигналов. Вместе с тем, некоторые слушатели правильно определяли направление движения звуковых образов даже самой маленькой длительности (0.075 с) в 100% случаев, что указывало на индивидуальный порог менее чем 0.075 с. Испытуемый № 6 в семи из восьми серий стимулов для

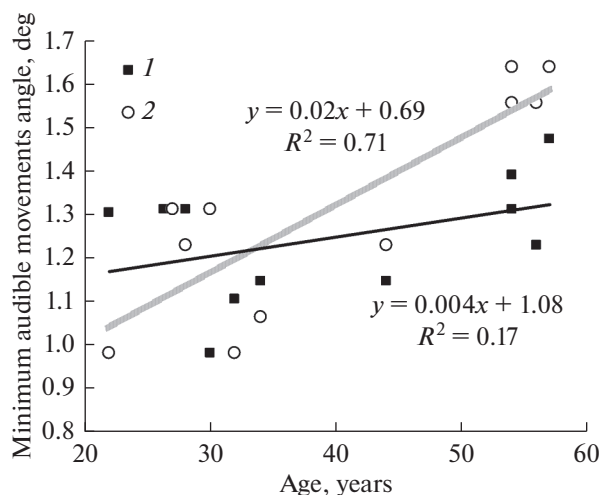


Рис. 3. Соотношения между индивидуальными порогами углового смещения, усредненными по I и II частям эксперимента, и возрастом испытуемых.

По оси абсцисс – возраст испытуемого, лет; по оси ординат – порог углового смещения, град.

I – контрольные стимулы, 2 – стимулы со снижением доли высоких частот в спектре. На рисунке показаны прямые, аппроксимирующие полученные данные, приведены соответствующие уравнения и указаны квадраты коэффициентов аппроксимации (R^2).

Fig. 3. Relations between individual minimum audible movement angles, averaged between I and II parts of the experiment, and age of subjects.

Abscissa – subject age, years; ordinate – minimum audible movement angle, deg.

I – control stimuli, 2 – stimuli with reduced fraction of high-frequency spectral components. Linear approximations of the data and the corresponding equations with coefficients of determination (R^2) are presented.

определения порогов по времени точно оценивал направление движения даже для звуковых образов минимальной длительности. Поскольку точное значение порога у значительного числа испытуемых определено не было, для оценки влияния снижения доли высоких частот в спектре сигнала на пороги по времени мы оценивали процент случаев, в которых порог оказывался менее 0.075 с для контрольных сигналов и для сигналов со сниженной долей высоких частот. Для контрольных сигналов, как в первой, так и во второй части эксперимента этот показатель был равен 32%, а для сигналов со снижением доли высоких частот – 14 и 23% соответственно. Сравнение этих значений при помощи одностороннего биномиального критерия не выявило между ними достоверных различий, т.е. снижение доли высоких частот не приводило к достоверному уменьшению процента случаев, в которых порог по времени оказывался меньше 0.075 с, и, по-видимому, не оказывало влияния на локализацию движущегося звукового образа. Как в контрольных условиях, так и при снижении доли высоких частот в спектре сигнала, порог по времени не превышал 0.1 с. Вместе с тем, некоторые испытуемые после участия в эксперименте сообщали о том, что при снижении доли высоких частот в спектре сигнала им было легче определять направление движения звуковых образов.

Существенным показателем при апробации разработанной методики для возможности ее широкого применения является время, необходимое для оценки одного порога. В табл. 3 приведены средние значения продолжительности экспери-

Таблица 2. Индивидуальные пороги по времени для оценки направления движения звукового образа по азимутальной координате в левой и правой полуплоскостях, с
Table 2. Individual temporal thresholds for determining direction of a sound image motion in left and right horizontal half-planes, s

№ испытуемого Subject no.	Возраст, лет Age, years	Пороги по времени, с Temporal thresholds, s			
		контроль control		снижение доли ВЧ reduced fraction of high-frequency spectral components	
		левая полуплоскость left half-plane	правая полуплоскость right half-plane	левая полуплоскость left half-plane	правая полуплоскость right half-plane
1	22	0.1/0.1*	0.1/—**	0.1/0.1	0.1/—
2	27	0.1/0.1	0.1/—	0.1/0.1	0.1/0.1
3	28	—/0.1	0.1/0.1	0.1/—	0.1/0.1
4	30	0.1/0.1	0.1/0.1	0.1/0.1	0.1/0.1
5	32	0.1/0.1	—/0.1	0.1/0.1	0.1/0.1
6	34	—/—	—/—	—/—	0.1/—
7	44	0.1/0.1	0.1/0.1	0.1/0.1	0.1/0.1
8	54	—/0.1	—/0.1	0.1/0.1	—/—
9	54	0.1/—	—/0.1	0.1/0.1	0.1/0.1
10	56	0.1/—	0.1/0.1	0.1/0.1	0.1/0.1
11	57	0.1/0.1	0.1/—	0.1/0.1	—/0.1

* — значения порога, полученные в первой и второй частях эксперимента.

* — thresholds evaluated in first and second part of the experiment.

** — прочерком обозначены случаи, в которых порог был ниже минимального применявшегося значения длительности стимулов 0.075 с.

** — a dash denotes cases when the threshold was lower than minimum duration of 0.075 s which was used in our study.

Таблица 3. Среднее время и число предъявлений стимулов, необходимые для оценки порога по времени с применением адаптивной методики

Table 3. Average time and number of stimuli presentations necessary for temporal threshold assessment with the usage of adaptive procedure. The data for subjects with normal hearing ($n = 11$) and for patients with sensorineural hearing loss ($n = 6$) are listed.

	Испытуемые с нормальным слухом Subjects with normal hearing		Пациенты с сенсоневральной тугоухостью Subjects with sensorineural hearing loss
	контроль control	снижение доли ВЧ reduced fraction of high-frequency spectral components	
Время оценки одного порога, с Time for determining one threshold, s	93 ± 21*	89 ± 21	77 ± 39
Число предъявлений стимулов Number of stimuli presentations	26 ± 6	24 ± 6	17 ± 6

Приведены данные для группы испытуемых с нормальным слухом ($n = 11$) и пациентов с сенсоневральной тугоухостью ($n = 6$).

* — указаны стандартные отклонения.

The data for subjects with normal hearing ($n = 11$) and for patients with sensorineural hearing loss ($n = 6$) are listed).

(* — standard deviations are shown).

мента, необходимой для оценки порога по времени у одного испытуемого в одной полуплоскости. Оно составляло около 1.5 мин, за которые испытуемый давал не более 30 ответов на звуковые стимулы. Таким образом, применение адаптивной методики для оценки порогов позволяло за короткое время определить несколько важных показателей пространственного слуха.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Апробация методики, разработанной для оценки разрешающей способности слуха при локализации звукового образа, движущегося по азимутальной координате в условиях свободного поля, была выполнена успешно. Оценка порогов проводилась нами при помощи адаптивной психоакустической методики “один вверх—один вниз”.

Применение в предложенном нами методе оценки пространственной и временной разрешающей способности данного варианта методики, вместо варианта “один—вверх, два—вниз”, который приводит к оценке порога на уровне 70.1% [23], было оправдано по нескольким причинам. Во-первых, время, затрачиваемое на процедуру при использовании метода “один вверх—один вниз” меньше за счет меньшего числа предъявлений, необходимых для достижения того же числа точек разворота, что существенно для скрининга. Во-вторых, для решения задачи скрининга не требуется высокой точности определения величины порога. В-третьих, в ситуации, когда ширина области перехода психометрической кривой сравнима с шагом изменения варьируемого параметра, обе методики с учетом шага измерения приведут к близкому результату.

В реальных условиях двухальтернативная адаптивная психоакустическая методика “один вверх—один вниз” приводит флуктуации варьируемого параметра к значению, обеспечивающему вероятность правильных ответов, близкую к 50%, но не равную ей, т.к. шаг измерения достаточно велик. Это значение соответствует участку психометрической кривой, в котором стимулы начинают различаться испытуемым. Повторное измерение порога в двух частях эксперимента показало сходные результаты, что свидетельствует об отсутствии грубых ошибок при использовании данного способа измерения. При повторных измерениях порога у одного испытуемого результаты различались в пределах шага изменения варьируемого параметра, что также указывает на отсутствие в представленных данных грубых ошибок. Еще одним аргументом в пользу применения в скрининговых целях методики “один вверх—один вниз” служит тот факт, что при малом количестве точек разворота (до 10) оцениваемые пороги, как правило, оказываются завышенными [24]. Используя вместо методики “один вверх—два вниз” методику “один вверх—один вниз”, мы предполагали скомпенсировать влияние малого числа точек разворота на величину определяемого порога. О наличии такой компенсации свидетельствуют гистограммы распределения величин индивидуальных порогов по азимуту и суммарные по группе испытуемых психометрические кривые, отражающие вероятность правильного опознания направления движения в зависимости от углового смещения звукового образа (рис. 4). Как для контрольных стимулов, так и для стимулов со снижением доли высоких частот максимумы гистограмм приходятся на угловые смещения около 1° , которые соответствуют участку суммарной психометрической кривой, лежащему в диапазоне вероятностей опознания движения 0.6–0.7 (т.е. 60–70%). Таким образом, применение методики “один вверх—один вниз” в совокупности с малым количеством точек разворота приводило к определению порога на уровне 60–70% опознания направления движения. Полученные в группе испытуемых с нормальным слухом результаты соответствовали величинам порогов для движущихся по азимуту реальных источников звука с широкополосным спек-

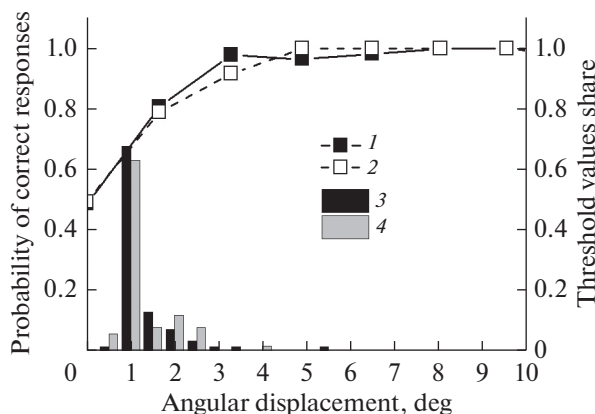


Рис. 4. Суммарные психометрические кривые, отражающие вероятность опознания испытуемыми направления движения звукового образа, и распределение порогов по азимутальному углу, полученных в результате применения адаптивной методики “один вверх—один вниз”.

По оси абсцисс — угловое смещение звукового образа в градусах, по оси ординат слева — суммарная по группе испытуемых вероятность правильного ответа, полученная при реализации адаптивной методики. По оси ординат справа — доля случаев оценки индивидуального порога, соответствующая значению углового смещения

1, 3 — контрольные стимулы; 2, 4 — стимулы со снижением доли высоких частот в спектре.

Fig. 4. Summarized psychometric curves reflecting probability of a sound image direction of motion discrimination and histograms of minimum audible movement angles, obtained by “one up—one down” adaptive procedure.

Abscissa — angular displacement of a sound image, deg.; left ordinate — summarized probability of correct responses resulted from the adaptive method; right ordinate — the share of threshold values corresponding to a certain angular displacement.

1, 3 — control stimuli; 2, 4 — stimuli with reduced fraction of high-frequency spectral components

тром, которые при скорости $2.8^\circ/\text{с}$ составили $1^\circ\text{--}2^\circ$ [14]. При оценке порогов по азимуту в нашей работе расчетные скорости движущихся звуковых образов составили 1.6° до $15.1^\circ/\text{с}$, т.е. находились в оптимальном диапазоне скоростей, для которого получали минимальные пороги по азимуту [16]. В этом исследовании применяли 30 громкоговорителей, размещенных напротив слушателя под разными азимутальными углами с шагом 0.46° , на которые последовательно подавали звуковые широкополосные щелчки длительностью 1.8 мс. Изменение скорости движения звукового образа по азимутальной координате получали изменением задержки по времени. Пороги составили от 1.5° до 4° в диапазоне скоростей $1.8^\circ/\text{с}\text{--}57.5^\circ/\text{с}$. Таким образом, оценки порогов по азимуту в наших экспериментах совпадали с результатами, полученными для реального движения и в случае его моделирования 30 громкоговорителями.

Иллюзия движения звуковых источников по азимуту в условиях свободного поля при помощи двух громкоговорителей была впервые предложена в работе [15]. В приложении к этой работе автор приводит подробные измерения междушумной фазовой задержки для сигнала частотой 500 Гц в случае модельного и реального движения источника звука, которые проводились при помощи акустического манекена KEMAR. Сопоставление данных для модельного и реального источника показало практически полное совпадение междушумных задержек при реальном движении источника и при его моделировании. Таким образом, данная модель формирует

иллюзию движения не только на основе междушумных различий по интенсивности сигнала (высокочастотный бинауральный механизм), но и создавать междушумные фазовые задержки, аналогичные таковым при реальном движении (низкочастотный бинауральный механизм). В предложенном нами варианте модели в качестве стимулов применялись идентичные посылки широкополосного шума с фронтами по 4 мс, которые подавались на динамические громкоговорители одного типа. Это позволяет рассматривать формирование низкочастотных составляющих сигнала в местах расположения ушей испытуемого как аналогичное тому, которое было продемонстрировано в работе Grantham [15]. Высокочастотные компоненты шума формировали междушумную разницу по интенсивности. Таким образом, при формировании движения последовательностями посылок широкополосного шума были задействованы оба бинауральных механизма слуха. Возможно, поэтому мы получили значительно меньшие величины порогов, чем в исследовании [15], в котором применяли тональный звуковой образ, и где пороги обнаружения движения по расстоянию вблизи 0° азимута составили 4° – 10° при скоростях от $7^\circ/\text{с}$ до $17^\circ/\text{с}$. Кроме того, угловое расстояние между громкоговорителями, которое мы использовали, было в 2 раза больше, чем в упомянутой работе. Это дает возможность оценивать пороги при патологии слуха, т.к. у пациентов они, как правило, в несколько раз выше, чем в норме.

Применявшаяся нами модель движения обеспечивала произвольное изменение скорости и длины траектории движения звукового образа, она позволила нам оценить как пороги по азимуту при постоянной и комфортной для испытуемого длительности звучания, так и пороги по времени при максимальной траектории движения звукового образа, что существенно для пациентов с нарушением слуха. В отличие от модели реальное движение источника звука обеспечивает наиболее адекватную оценку способности к локализации [14], но в очень ограниченных условиях, т.к. создание движения реального источника с произвольной скоростью и траекторией при отсутствии посторонних шумов является сложной и дорогостоящей технической задачей. Эти обстоятельства исключают рутинное применение данного подхода. Поэтому применение моделей движения в условиях свободного поля или в замкнутом помещении при снижении уровня реверберации, которого можно достигнуть в условиях клиники при помощи применения звукопоглощающих материалов, оказывается оптимальным способом для оценки пространственного слуха.

Наряду с моделями движения, создаваемыми в условиях свободного поля, для оценки пространственной разрешающей способности применяли технологии виртуальной реальности и подавали звуковые сигналы в головные телефоны [13, 25]. В отличие от нашей модели положение виртуального источника изменяли путем обработки исходного сигнала с использованием передаточных функций головы, полученных для разных точек траектории движения. Этот способ предъявления стимулов, несмотря на его широкое применение в эксперименте в последние годы, имеет существенный недостаток. Он исключает небольшие сканирующие движения головы, которые существенно улучшают разрешающую способность слуха и, тем самым, не позволяет получить представление о способности локализации в реальных условиях [4, 17, 25]. Помимо этого необходимость записи индивидуальных передаточных функций для каждого испытуемого делает исследование очень трудоемким, а в случае применения обобщенных передаточных функций или функций, полученных при использовании манекенов типа KEMAR, существенно снижается пространственная точность разрешения при воспроизведении в головных телефонах. В результате пороги по угловому смещению в упомянутых работах оказываются существенно больше, чем полученные нами в условиях свободного поля, что подтверждает высокую точность измерений и наибольшее соответствие наших

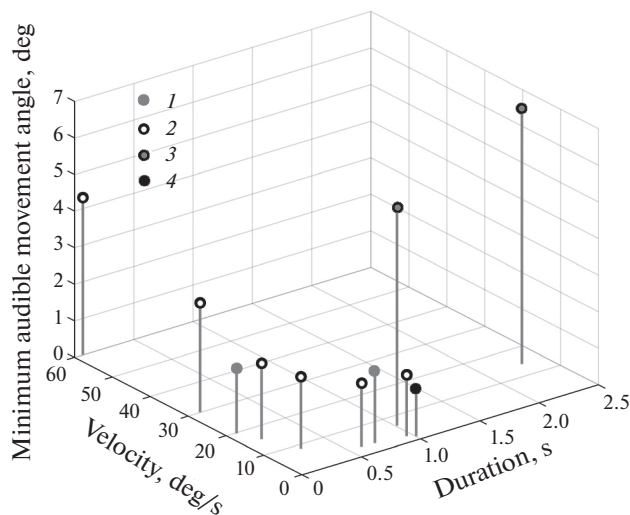


Рис. 5. Величины порогов смещения источников звука или звуковых образов, движущихся по азимутальной координате, в зависимости от скорости и длительности звучания сигнала.

По оси абсцисс – длительность сигнала, с; по оси аппликат – скорость источника/звукового образа, град./с.; по оси ординат – порог смещения, град.

1 – реальные движущиеся источники звука [14, 18, 16, 13, 25];

2 – модель движения [16];

3 – звуковые образы, полученные с применением технологий виртуальной акустической реальности [13, 25];

4 – звуковые образы, полученные изменением баланса амплитуды шумовых посылок на двух громкоговорителях (наши данные).

Fig. 5. Dependence of minimum audible movement azimuthal angles for sound sources or sound images on velocity of movement and duration of the signal.

Abscissa – signal duration, s; ordinate – sound source/image velocity, deg./s; applicate – MAMA, deg.

1 – real moving sound sources [14, 18];

2 – model of moving sound source [16];

3 – sound images created by virtual acoustic reality technologies [13, 25];

4 – sound images created by changing of balance of sound bursts amplitude emitted by two loudspeakers (our data).

данных результатам для реального движения по сравнению с другими способами моделирования движения источников звука (рис. 5).

Апробация методики включала сравнительный анализ порогов по азимуту для движущихся звуковых образов в контрольной серии с плоским спектром и при моделировании потери слуха на высоких частотах, а также пороги по времени в контрольной группе с нормальным слухом и в группе с сенсоневральной тугоухостью. Снижение доли высоких частот в спектре не оказывало влияния на пороги у испытуемых моложе 40 лет, но приводило к заметному повышению этих порогов среди испытуемых старшего возраста, что было хорошо заметно по корреляции между возрастом и порогом при снижении доли высоких частот ($R^2 = 0.71$) (рис. 3). Поскольку для сигналов с плоским спектром (контроль) такой корреляции не наблюдали, можно сделать вывод о том, что для испытуемых старшего возраста присутствие высоких частот в спектре оказывалось более критичным для определения направления движения, чем для молодых испытуемых. Возможно, это связано с тем,

что у слушателей старше 40 лет, даже при возрастной норме слуха, часть волосковых клеток, которые отвечают за восприятие высоких частот, уже не функционируют, в то время как у молодых испытуемых эти клетки еще сохранены [26]. Таким образом, даже небольшое снижение доли высоких частот в спектре могло приводить к дефициту слуховой информации в высокочастотной области у испытуемых старшего возраста, и, таким образом, вызывать наблюдавшееся нами повышение порогов.

В разработанной нами методике при помощи оригинальной компьютерной программы был реализован адаптивный метод оценки порогов. У всех 11 испытуемых с нормальным слухом порог по длительности был не выше 0.1 с. Этот результат согласовался с данными, полученными для разных способов имитации движения. При бинауральном предъявлении сигнала порог по длительности составил около 0.1 с [27, 28]. В условиях моделирования в свободном поле продолжительность движения источника звука, необходимая для возникновения ощущения движения, составила от 60 до 90 мс в зависимости от скорости движения источника звука, которая изменялась в пределах от 90°/с до 360°/с [20]. При оценке порога по времени разработанной нами методикой у пациентов с СНТ в среднем порог составил 0.7 с, а индивидуальные значения этого порога варьировали от 0.1 до 1.5 с. Повышение порога наблюдали не у всех испытуемых. Это обстоятельство может быть обусловлено тем, что нарушение временного слухового анализа возникает при вовлечении в патологический процесс центральных отделов, что не обязательно возникает при СНТ. Тем не менее, время, необходимое для оценки направления движения, как правило, увеличивалось в несколько раз у пациентов с СНТ по сравнению с нормой и при локализации приближающихся, и удаляющихся звуковых образов [29]. Это свидетельствует об общем ухудшении способности быстро реагировать на движущиеся звуковые источники при СНТ 2–3 степени.

Апробация разработанного нами метода оценки порогов слуха в условиях клиники при участии 6 пациентов с симметричной СНТ 2–3 степени показала, что для определения порога по времени у одного пациента требовалось в среднем не больше времени, чем у испытуемых с нормальным слухом (табл. 3). За это время пациенты давали меньше ответов на стимулы, однако демонстрировали существенно большие величины порогов по времени, чем испытуемые с нормальным слухом. Таким образом, предложенный нами метод позволил снизить время определения одного показателя в среднем до 1.5 мин, в том числе, для пациентов с нарушением слуха. Это существенно меньше, чем в случае часто используемого метода постоянных рядов, который требует 10–15 мин для оценки одного показателя и не может быть использован в клинике в рамках врачебного осмотра. Таким образом, предложенный нами скрининговый метод оценки пространственного слуха на основе моделирования движения источника звука и оригинальной компьютерной программы, выполняющей генерацию движущихся звуковых образов и реализующей адаптивную методику оценки порогов на основе обратной связи, обеспечивает получение ряда основных показателей пространственного слуха в течение короткого времени. Это обеспечивает широкую перспективу его использования как при обследовании пациентов, так и при различных исследованиях поведения, требующих решения задач слуховой локализации.

БЛАГОДАРНОСТИ

Авторы статьи выражают благодарность сотрудникам сурдологического отделения Городского гериатрического медико-социального центра Санкт-Петербурга – Ларисе Евгеньевне Головановой и Евгении Александровне Клишовой за проведение первичной апробации разработанной методики в условиях клиники.

ИСТОЧНИКИ ФИНАНСИРОВАНИЯ

Работа выполнена в рамках государственного задания (тема № АААА-А18-118013090245-6) при частичной поддержке РФФИ (проект № 18-015-00296).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Hofman P.M., Van Opstal A.J. Spectro-temporal factors in two-dimensional human sound localization. *J. Acoust. Soc. Am.* 130: 2634–2648. 1998.
2. Populin L.C. Human sound localization: measurements in untrained, head-unrestrained subjects using gaze as a pointer. *Exp. Brain. Res.* 190: 11–30. 2008.
3. Macpherson E.A., Middlebrooks J.C. Localization of brief sounds: Effects of level and background noise. *J. Acoust. Soc. Am.* 108: 1834–1849. 2000.
4. Perrett S., Noble W. The contribution of head motion cues to localization of low-pass noise. *Percept. Psychophys.* 59: 1018–1026. 1997.
5. Ou H., Perreau A., Tyler R.S. Development of a Shortened Version of the Spatial Hearing Questionnaire (SHQ-S) for Screening Spatial-Hearing Ability. *Am. J. Audiol.* 26(3): 293. 2017.
6. Perreau A.E., Spejcher B., Ou H., Tyler R. The Spatial Hearing Questionnaire: Data From Individuals With Normal Hearing. *Am. J. Audiol.* 23(2): 173. 2014.
7. Kolarik A.J., Raman R., Moore B.C.J., Cirstea S., Gopalakrishnan S., Pardhan Sh. Partial Visual Loss Affects Self-reports of Hearing Abilities Measured Using a Modified Version of the Speech, Spatial, and Qualities of Hearing Questionnaire. *Front. Psychol.* 8: 561. 2017.
8. Kong T.H., Park Y.Ah., Bong J.P., Park S.Y. Validation of the Korean Version of the Spatial Hearing Questionnaire for Assessing the Severity and Symmetry of Hearing Impairment. *Yonsei Med. J.* 58: 842–847. 2017.
9. Gatehouse S., Noble W. The speech, spatial and qualities of hearing scale (SSQ). *Int. J. Audiol.* 43(2): 85–99. 2004.
10. Freeman T.C.A., Leung J., Wufong E., Orchard-Mills E., Carlisle S. Discrimination contours for moving sounds reveal duration and distance cues dominate auditory speed perception. *PLoS ONE* 9(7): e102864. 2014.
11. Grantham D.W., Hornsby B.W.Y., Erpenbeck E.A. Auditory spatial resolution in horizontal, vertical, and diagonal planes. *J. Acoust. Soc. Am.* 114(2): 1009–1022. 2003.
12. Han Y., Chen F. Minimum Audible Movement Angle in Virtual Auditory Environment: Effect of Stimulus Frequency. 2019 IEEE Conference on Multimedia Information Processing and Retrieval (MIPR). 175–178. 2019.
13. Lundbeck M., Grimm G., Hohmann V., Laugesen S., Neher T. Sensitivity to angular and radial source movements as a function of acoustic complexity in normal and impaired Hearing. *Trends. Hear.* 21: 1–14. 2017.
14. Harris J.D., Sergeant R.L. Monaural/binaural minimum audible angle for a moving sound source. *J. Speech. Hear. Res.* 14: 618–629. 1971.
15. Grantham D.W. Detection and discrimination of simulated motion of auditory targets in the horizontal plane. *J. Acoust. Soc. Am.* 79: 1939–1949. 1986.
16. Saberi K., Perrott D.R. Minimum audible movement angles as a function of sound source trajectory. *J. Acoust. Soc. Am.* 88: 2639–2644. 1990.
17. Thurlow W.R., Runge P.S. Effect of induced head movements on localization of direction of sounds. *J. Acoust. Soc. Am.* 42: 480–488. 1967.
18. Strybel T.Z., Manligas C.L., Perrott D.R. Minimum audible movement angle as a function of the azimuth and elevation of the source. *Human. Factors.* 34(3): 267–275. 1992.
19. Strybel T.Z., Witty A.M., Perrott D.R. Auditory apparent motion in the free field: The effects of stimulus duration and separation. *Percept. Psychophys.* 52(2): 139–143. 1992.
20. Perrott D.R., Musicant A.D. Minimum auditory movement angle: Binaural localization of moving sound sources. *J. Acoust. Soc. Am.* 62: 1463–1466. 1977.
21. Perrott D.R., Tucker J. Minimum audible movement angle as a function of signal frequency and the velocity of the source. *J. Acoust. Soc. Am.* 83: 1522–1527. 1988.
22. Bauer B.B. Phasor analysis of some stereophonic phenomena. *J. Acoust. Soc. Am.* 33: 1536–1539. 1961.
23. Levitt H. Transformed up-down methods in psychoacoustics. *J. Acoust. Soc. Am.* 49: 467–477. 1971.
24. Witton C., Talcott J.B., Henning G.B. Psychophysical measurements in children: challenges, pitfalls, and considerations. *Peer J.* 5: e3231. 2017.
25. Brimijoin W.O., Akeroyd M.A. The moving minimum audible angle is smaller during self motion than during source motion. *Front. Neurosci.* 8: 273. 2014.
26. Wu P.Z., Liberman L.D., Bennett K., de Gruttola V., O'Malley J.T., Liberman M.C. Primary Neural Degeneration in the Human Cochlea: Evidence for Hidden Hearing Loss in the Aging Ear. *Neuroscience.* 407: 8–20. 2018.

27. *Blauert J.* On the lag of lateralization caused by interaural time and intensity differences. *Audiology*. 11: 265–270. 1972.
28. *Висков О.В.* О восприятии движения слитного звукового образа. *Физиология человека*. 1: 371–376. 1975. [*Viskov O.V.* About perception of movement of a whole sound image. *Fiziologiya Cheloveka*. 1: 371–376. 1975. (In Russ)].
29. *Гвоздева А.П., Клишова Е.А., Голованова Л.Е., Андреева И.Г.* Пороговая длительность звуковых сигналов для оценки приближения и удаления их источника в норме и при сенсоневральной тугоухости 2–3-й степени. *Рос. оториноларингология*. 104: 19–24. 2020. [*Gvozdeva A.P., Klishova E.A., Golovanova L.E., Andreeva I.G.* Threshold duration of audio signals for assessment of approaching and receding of their source in normal condition and in 2nd and 3rd degree sensorineural hearing loss. *Russ. Otorhinolaryngology*. 104: 19–24. 2020. (In Russ)].

A Screening Method for Assessment of Spatial and Temporal Resolution of the Auditory System in Case of Azimuthal Movement Localization

A. P. Gvozdeva^{a, *}, V. M. Sitdikov^a, and I. G. Andreeva^a

^aSechenov Institute of Evolutionary Physiology and Biochemistry, Saint-Petersburg, Russia

**e-mail: kukumalu@mail.ru*

A screening method for assessment of spatial and temporal resolution of the auditory system in case of azimuthal movement localization has been suggested and approbated in this paper. An approach of free-field sound source movement modeling was chosen. It is based on change of volume balance of wideband noise bursts on two loudspeakers, placed in front of the subject and separated by 60° azimuthal angle. An assessment of minimum audible movement angles and temporal thresholds for moving sound images was performed with the usage of an adaptive psychoacoustic procedure in ranges of velocities and trajectories of sound images the hearing system most sensitive to. The assessment was performed with participation of 11 healthy adult subjects for two types of signals: 1) control signals with flat spectrum and 2) signals with the reduced fraction of high-frequencies which corresponded to moderate sensorineural hearing loss. Minimum audible movement angles were 1.3° in average, and individual temporal thresholds did not exceed 0.1 s. Both these values did not depend on spectral profile of the signals. The time for assessment of one threshold was about 1.5 minutes. Preliminary approbation of the method suggested by us on the group of six patients with sensorineural hearing loss revealed a several times increase of temporal thresholds in comparison with the same thresholds for normally hearing subjects. Duration of the experiment for assessment of one threshold for patients did not differ from subjects with normal hearing. Thus, the suggested method allows quick assessment of spatial hearing condition in both healthy subjects and patients with hearing loss.

Keywords: spatial hearing, auditory resolution, hearing thresholds, motion perception, motion modeling, moving sound image, sensorineural hearing loss

ЦИТИРОВАТЬ:

Гвоздева А.П., Ситдииков В.М., Андреева И.Г. Скрининговый метод оценки пространственной и временной разрешающей способности слуха при локализации движения по азимутальной координате. *Рос. физиол. журн. им. И.М. Сеченова*. 106(9): 1170–1188.

DOI: 10.31857/S0869813920090113

TO CITE THIS ARTICLE:

Gvozdeva A.P., Sitdikov V.M., Andreeva I.G. A Screening Method for Assessment of Spatial and Temporal Resolution of the Auditory System in Case of Azimuthal Movement Localization. *Russian Journal of Physiology*. 106(9): 1170–1188.

DOI: 10.31857/S0869813920090113