

Research Article

Comparison of hearing aid functional gain with auditory steady state response gain in subjects with hearing loss

Sara Sardari¹, Seyed Jalal Sameni¹, Zahra Jafari², Hamid Haghani³, Saeid Salek⁴

¹- Department of Audiology, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Iran

²- Department of Basic Sciences in Rehabilitation, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Iran

³- Department of Statistics and Mathematics, School of Management, Tehran University of Medical Sciences, Iran

⁴- Pejvak Ava Corporation, Tehran, Iran

Received: 15 February 2012, accepted: 16 September 2012

Abstract

Background and Aim: Behavioral audiometry is the best method of hearing evaluation. Hearing thresholds are estimated with auditory evoked responses in patients who are not able to cooperate in behavioral audiometry. Because rehabilitative decisions are based on behavioral thresholds, it is essential to determine the amount of difference between behavioral and evoked response thresholds. The purpose of this study was to evaluate the difference between functional and auditory steady-state response (ASSR) gains.

Methods: Twenty six moderate to severe hearing impaired adolescents and adults (age range: 14 to 55 years) participated in this interventional-comparative study. Audiometry and ASSR testing was performed (without hearing aid and then with hearing aid). Finally, functional gain with ASSR gain, and behavioral thresholds with ASSR thresholds were compared using paired t-test and correlation statistical methods. All tests were performed in the sound field.

Results: The mean difference was 6.19 dB between unaided behavioral and ASSR thresholds, 4.33 dB between aided thresholds, and 2.43 dB between functional and ASSR gains. There was no significant difference between functional and ASSR gains ($p>0.05$).

Conclusion: The difference between functional and ASSR gains is less than the difference between behavioral and ASSR thresholds and it has less variability between different frequencies. So, it may be better to use ASSR gain instead of ASSR thresholds in hearing aid fitting in difficult-to-test population.

Keywords: Hearing loss, auditory steady-state response, hearing aid, functional gain

Please cite this paper as: Sardari S, Sameni SJ, Jafari Z, Haghani H, Salek S. Comparison of hearing aid functional gain with auditory steady state response gain in subjects with hearing loss. *Audiol.* 2013;22(3):89-101. Persian.

مقایسه بهره کارکردی سمعک با بهبود آستانه‌های شنوایی در پاسخ پایدار شنوایی در افراد کم‌شنوا

سارا سرداری^۱، سید جلال ثامن^۱، زهرا جعفری^۲، حمید حقانی^۳، سعید سالک^۴

^۱ - گروه شنوایی‌شناسی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، ایران

^۲ - گروه علوم پایه توانبخشی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، ایران

^۳ - گروه آمار و ریاضیات، دانشکده مدیریت، دانشگاه علوم پزشکی تهران، ایران

^۴ - شرکت پژواک آوا، تهران، ایران

چکیده

زمینه و هدف: بهترین روش ارزیابی شنوایی، ادیومتری رفتاری است. در افرادی که قادر به همکاری در ارزیابی رفتاری نیستند، آستانه‌های شنوایی براساس پاسخ‌های برانگیخته شنوایی تخمین زده می‌شود. از آنجا که تصمیم‌گیری‌ها و اقدامات توانبخشی براساس آستانه‌های رفتاری انجام می‌شود باید میزان تفاوت آستانه پاسخ‌های برانگیخته با آستانه‌های رفتاری مشخص شود. هدف این بررسی تعیین میزان تفاوت بهره کارکردی و بهره پاسخ پایدار شنوایی، تفاوت آستانه پاسخ پایدار شنوایی با سمعک و بدون سمعک در بزرگسالان کم‌شنوا بود.

روش بررسی: این مطالعه به روش نیمه‌تجربی-مقایسه‌ای در ۲۶ فرد ۱۴ تا ۵۵ ساله با کم‌شنوایی متوسط تا شدید انجام شد. ابتدا آزمون‌های رفتاری و پاسخ پایدار شنوایی بدون سمعک و سپس با سمعک انجام شد. در پایان بهره کارکردی و بهره پاسخ پایدار شنوایی و همچنین آستانه‌های رفتاری و پاسخ پایدار شنوایی با آزمون t زوجی و همبستگی مقایسه شدند.

یافته‌ها: میانگین تفاوت رفتاری-پاسخ پایدار شنوایی در آستانه‌گیری بدون سمعک ۶/۱۹ با سمعک ۴/۳۳ و تفاوت بهره کارکردی و بهره پاسخ پایدار شنوایی ۲/۴۳ دسی‌بل بود. بین بهره کارکردی و بهره پاسخ پایدار در هیچ‌یک از فرکانس‌ها تفاوت معنی‌دار وجود نداشت ($p > 0.05$).

نتیجه‌گیری: تفاوت بهره کارکردی و بهره پاسخ پایدار شنوایی کمتر از تفاوت آستانه رفتاری و آستانه پاسخ پایدار شنوایی است و در فرکانس‌های مختلف، تغییرپذیری کمتری دارد. بنابراین شاید بهتر باشد به جای استفاده از آستانه‌های پاسخ پایدار برای تنظیم سمعک افراد سخت‌آزمون، از بهره پاسخ پایدار استفاده شود.

واژگان کلیدی: کم‌شنوایی، پاسخ پایدار شنوایی، سمعک، بهره کارکردی

(دریافت مقاله: ۹۰/۱۱/۲۶، پذیرش: ۹۱/۶/۲۶)

مقدمه

بهترین روش و معیار طلایی ارزیابی شنوایی، مشاهده پاسخ رفتاری به محرک صوتی، یعنی ادیومتری رفتاری است (۱). در افرادی که همکاری ضعیفی دارند و بررسی رفتاری عملکرد شنوایی امکان‌پذیر نیست، وضعیت شنوایی بر اساس پاسخ‌های برانگیخته شنوایی مانند پاسخ شنوایی ساقه مغز (Auditory Brainstem Response: ABR) و پاسخ پایدار شنوایی (Auditory Steady-State Response: ASSR) برآورد می‌شود (۲). ثبت این پاسخ‌ها علاوه بر یکپارچگی مناطق مولد آنها در دستگاه عصبی، به عوامل دیگری از جمله حالت بیمار، نسبت سیگنال به نویز و شرایط ثبت نیز بستگی دارند (۲) به همین دلیل ممکن است آستانه شنوایی را کمتر یا بیشتر از میزان واقعی نشان دهند (۳). بنابراین لازم است مشخص شود آزمون

بهترین روش و معیار طلایی ارزیابی شنوایی، مشاهده پاسخ رفتاری به محرک صوتی، یعنی ادیومتری رفتاری است (۱). در افرادی که همکاری ضعیفی دارند و بررسی رفتاری عملکرد شنوایی امکان‌پذیر نیست، وضعیت شنوایی بر اساس پاسخ‌های برانگیخته شنوایی مانند پاسخ شنوایی ساقه مغز (Auditory Brainstem Response: ABR) و پاسخ پایدار شنوایی

آنها (رفتاری یا الکتروفیزیولوژیک) قابل ثبت یا معتبر نیست، ضروری است (۲). Stroebel و همکاران (۲۰۰۷) از ASSR برای به دست آوردن بهره سمعک در کودکان استفاده کردند. این محققان نتیجه گرفتند که ASSR می تواند اولین شواهد سودمندی سمعک را، چندین ماه قبل از شروع پاسخ های رفتاری کودک، نشان دهد (۴). Rance (۲۰۰۵) در یک بررسی طولی نتیجه گرفت که تطابق آستانه های ASSR و رفتاری در نوزادان یک ماهه شبیه بزرگسالان است، بنابراین می توان ASSR را پاسخی قابل اطمینان برای شروع مداخله دانست (۶). همان طور که گفته شد، پاسخ های الکتروفیزیولوژیک صرفاً حدود آستانه شنوایی رفتاری را تخمین می زنند. بنابراین باید مشخص شود آستانه های الکتروفیزیولوژیک به دست آمده چه اندازه با آستانه های واقعی (رفتاری) تفاوت دارند (۲، ۷). بنابراین در این بررسی از آزمون رفتاری و ASSR با ارائه محرک در میدان صوتی، با هدف مقایسه بهره کارکردی سمعک (تفاوت آستانه های رفتاری بدون سمعک و با سمعک) و میزان بهبود آستانه های ASSR در حالت با سمعک، در مقایسه با حالت بدون سمعک (تفاوت آستانه های ASSR بدون سمعک و با سمعک، بهره ASSR)، استفاده شد.

روش بررسی

نمونه های مورد مطالعه ۲۶ فرد بزرگسال (۲۶ گوش) بودند که در تابستان ۱۳۹۰، در کلینیک شنوایی شناسی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران مورد ارزیابی قرار گرفتند. این افراد از بین توانخواهان سازمان بهزیستی انتخاب شدند. میانگین تن خالص (Pure Tone Average: PTA) آنها براساس طبقه بندی Goodman، ۱۹۶۵، بین ۳۷/۳۳ تا ۸۸/۱۷ بود و در سه گروه کم شنوایی متوسط ($41 \leq PTA \leq 55$)، متوسط رو به شدید ($56 < PTA < 70$) و شدید ($71 \leq PTA \leq 90$) قرار می گرفتند (۲). گروه اول شامل چهارده نفر، گروه دوم هفت نفر و گروه سوم پنج نفر (در کل ۲۶ نفر، ۱۶ مرد و ۱۰ زن، ۹ گوش راست و ۱۷ گوش چپ) بود. سن افراد ۱۴ تا ۵۵ سال (میانگین ۳۰/۵۷ سال) بود. از این افراد ۲۰ نفر، ۳۰ سال یا کمتر و ۶ نفر

الکتروفیزیولوژیک مورد نظر با چه دقتی آستانه شنوایی را تخمین می زنند. به عبارت دیگر باید روشن شود کمترین سطح محرک برای ثبت پاسخ الکتروفیزیولوژیک چه قدر با کمترین سطح محرک برای ثبت پاسخ رفتاری تفاوت دارد. دانستن میزان این تفاوت برای شروع توانبخشی و تنظیم سمعک لازم است (۴).

منظور از اصلاح (Validation) پاسخ سمعک بررسی میزان سودمندی سمعک در نیل به اهداف توانبخشی است که بلافاصله پس از تنظیم (fitting) و تأیید پاسخ (Verification) بررسی میزان انطباق بهره سمعک با بهره تجویزی انجام می شود (۵). روش های تأیید عملکرد سمعک شامل ارزیابی های الکترواکوستیکی و بهره کارکردی (functional gain: FG) است. با وجود ارزشمندی ارزیابی های الکترواکوستیکی، استفاده از آنها در کلینیک ها محدود است. این ارزیابی ها صرفاً فیزیکی اند و در مورد وضعیت شنوایی با سمعک اطلاعاتی در اختیار نمی گذارند (۶). از آنجا که به دست آوردن آستانه های دقیق رفتاری در جمعیت های خاص، دشوار (و در بعضی موارد ناممکن) است از ABR یا ASSR به این منظور استفاده می شود. ASSR به دلیل فرکانس ویژه بودن و همچنین ممتد بودن محرک کارایی بیشتری دارد (۳ و ۶).

در مطالعات گوناگون از پاسخ های برانگیخته در مراحل مختلف تنظیم سمعک استفاده شده است. برای مثال، برای تأیید بهره تجویزی و محاسبه شاخص های تجویز سمعک از بزرگی یا نهفتگی پتانسیل های برانگیخته استفاده شده است (۶). Rapin و Garzioni (۱۹۶۰) از جمله اولین محققانی بودند که از این تکنیک برای تجویز سمعک یک کودک کم شنوا استفاده کردند (۶). Picton و همکاران (۱۹۹۸) ASSR را با سمعک و با ارائه همزمان چند فرکانس به هر دو گوش ثبت کردند و این روش را مفیدتر از کار با محرک های آنی گزارش کردند. این محققان در بررسی های بعدی شان چنین عنوان کردند که بررسی تقویت اصوات توسط سمعک، ثبت پاسخ هایی که در حالت بدون سمعک قابل ثبت نبوده اند، سودمندی سمعک را تأیید می کند. بنابراین، بررسی عملکرد با سمعک در بیمارانی که آستانه های بدون سمعک

جدول ۱- تفاوت سطح محرک ارائه شده از بلندگو و مقادیر اصلاحیه اعمال شده در آستانه‌ها

فرکانس (هرتز)	تفاوت سیگنال مدوله و عدد SLM (dB)	اصلاحیه ASSR (dB)	تفاوت سیگنال تن خالص و عدد SLM (dB)	اصلاحیه ادیومتری (dB)
۵۰۰	+۸	+۴	+۹	+۵
۱۰۰۰	+۳	۰	+۳	۰
۲۰۰۰	-۳	۰	-۳	۰
۴۰۰۰	-۱۰	-۳/۵	-۴	۰

بالای ۳۰ سال سن داشتند.

هشت نفر ادیوگرام با شیب ملایم، یک نفر ادیوگرام هموار، شش نفر ادیوگرام نعلبکی شکل و یازده نفر ادیوگرام با شیب تند داشتند. ادیوگرام‌های افراد مسن‌تر، در مقایسه با افراد جوان‌تر، شیب بیشتری داشت.

این افراد حداقل به مدت سه ماه پیش از شرکت در پژوهش تجربه استفاده موفق از سمعک داشتند. تاریخچه و سوابق پزشکی و آموزشی افراد با مطالعه پرونده آنها بررسی شد. در صورت وجود سابقه رفتارهای غیرعادی از قبیل حالت‌های بیش‌فعالی، ضایعه ذهنی، مشکلات روحی-روانی و اختلالات تشنجی، فرد از مطالعه کنار گذاشته می‌شد. از دیگر معیارهای خروج از مطالعه، سابقه جراحی گوش، تومور اکوستیک، سکتة مغزی، ضربه به سر، مشکلاتی که مانع از گذاشتن سمعک روی گوش می‌شوند از قبیل وجود زخم یا انسداد مجرای گوش، اختلالات عصبی و طیف اختلال نوروپاتی شنوایی بود.

سپس معاینه اتوسکپی، ادیومتری ایمیتانس (با دستگاه AZ7 ساخت کارخانه Madsen دانمارک) و ادیومتری تن خالص (با استفاده از ادیومتر OB 822 ساخت کارخانه Madsen دانمارک) انجام شد. آستانه‌های ادیومتری ابتدا با گوشه TDH-39 و سپس با بلندگو (ساخت کارخانه پژواک آوا، ایران) اندازه‌گیری شد. سپس سمعک (از نوع BTE, Siemens, Motion101, PP) براساس آستانه‌های ادیومتری تنظیم شد و ادیومتری با سمعک انجام گرفت. در مرحله بعد ASSR (با دستگاه

Eclipse ساخت کارخانه Interacoustics دانمارک) انجام شد، و پس از آن با تنظیم سمعک براساس آستانه‌های ASSR، آزمون ASSR با سمعک انجام شد. کلیه آزمایش‌ها در اتاقک اکوستیک با ابعاد ۳۶۰×۱۶۰×۲۴۰ سانتی‌متر انجام شد. سطوح نویز محیط آزمون مطابق با استاندارد (ANSI S3.1-1999(R2003 برای آزمون در حالت تک‌گوشی با گوش باز بود(۱) (پیوست ۱).

افراد در کلیه آزمایش‌ها به پشت روی تخت می‌خوابیدند. در همه آزمون‌ها سر بیمار ثابت نگه داشته شده و بلندگو در فاصله ۳۰ سانتی‌متری و زاویه ۴۵ درجه آزمون از گوش قرار می‌گرفت. به جای قالب سمعک سفارشی از قالب‌های پیش‌ساخته در اندازه مناسب استفاده شد تا اثرات قالب و لوله در همه افراد یکسان باشد. برای کالیبراسیون میدان صوتی از سطح فشار صوتی آستانه گوش واقعی (real ear threshold SPL: RETSPL) مربوط به استاندارد BS EN/ISO 389-7:1998 و در حالتی که محرک HL=0 است استفاده شد(۸) (پیوست ۲). جدول ۱ مقادیر اصلاحیه اعمال شده در آستانه‌ها را نشان می‌دهد.

برای اطمینان بیشتر، کالیبراسیون بیولوژیک نیز انجام شد. آستانه‌های شنوایی تک‌گوشی ۱۶ گوش در ۱۰ فرد هنجار (در بعضی از افراد هر دو گوش ارزیابی شدند) و ۱۷ فرد دچار کم‌شنوایی متوسط و شدید (۱۷ گوش) اندازه‌گیری، و انطباق آستانه‌های بلندگو با آستانه‌های گوش بررسی شد.

ادیومتری رفتاری با توجه به سن افراد به روش معمول ادیومتری بالینی (روش اصلاح شده Hughson-Westlake)

جدول ۲- مقایسه آستانه‌های تحت گوشی با آستانه‌های میدان صوتی در افراد هنجار و کم‌شنوا

افراد کم‌شنوا		افراد هنجار		فرکانس (هرتز)
p	میانگین (انحراف معیار) تفاوت آستانه	p	میانگین (انحراف معیار) تفاوت آستانه	
۰/۱۶	۲/۰۵ (۵/۸۷)	۰/۰۰۱	۶/۲۰ (۷/۵۰)	۵۰۰
۰/۴۱	۱/۱۷ (۵/۷۳)	۰/۰۰۱	۷/۱۲ (۶/۲۹)	۱۰۰۰
۰/۰۰۱	۷/۳۵ (۶/۸۷)	۰/۸۸	۲/۵۰ (۵/۴۷)	۲۰۰۰
۰/۱۴	۳/۲۳ (۸/۶۴)	۰/۰۰۱	۶/۲۵ (۶/۴۵)	۴۰۰۰

می‌شدند. روش آستانه‌گیری مانند ادیومتری رفتاری بود (سطح شروع آستانه‌گیری ۲۰ دسی‌بل بالای آستانه رفتاری). سپس سمعک براساس آستانه‌های ASSR تنظیم می‌شد؛ به این ترتیب که بدون تغییر تنظیمات سمعک، صرفاً به جای آستانه‌های رفتاری، آستانه‌های ASSR به نرم‌افزار داده می‌شد. در پایان، بهره کارکردی به‌دست آمده و با بهره ASSR مقایسه شد.

تحلیل آماری داده‌ها با نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۷ انجام شد. ابتدا توزیع هنجار متغیرها با آزمون کولموگروف-اسمیرنوف بررسی شد. سپس مقایسه جفتی بین متغیرها انجام شد. برای مقایسه آستانه رفتاری با ASSR و بهره کارکردی با ASSR، از آزمون آماری t زوجی، و برای بررسی ارتباط سن و جنسیت با آستانه‌های رفتاری و ASSR از آزمون غیرپارامتریک ویلکاکسون استفاده شد. بررسی همبستگی آستانه رفتاری با ASSR و بهره کارکردی با ASSR از آزمون همبستگی پیرسون انجام شد. طرح حاضر از نظر رعایت ملاحظات اخلاقی مورد تأیید معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تهران قرار گرفت.

یافته‌ها

در جدول ۲ آستانه‌های رفتاری به‌دست آمده با گوشی در افراد هنجار و کم‌شنوا با آستانه‌های به‌دست آمده با بلندگو مقایسه شده‌اند. در افراد هنجار بین آستانه‌های گوشی و بلندگو در همه فرکانس‌ها به‌جز ۲۰۰۰ هرتز تفاوت معنی‌دار وجود

انجام شد (۲). پاسخ‌دهی به‌صورت بلند کردن دست بود. محرک در چهار فرکانس جداگانه به یک گوش ارائه می‌شد. در صورت یکسان بودن شرایط دو گوش، یک گوش به‌طور تصادفی انتخاب می‌شد. در صورتی که گوش غیرآزمایشی آستانه‌های بهتری داشت یا آستانه‌های شنوایی در دو گوش متقارن بود، گوش غیرآزمایشی در ارزیابی میدان صوتی با گوش‌گیر اسفنجی مسدود می‌شد. سپس آستانه‌های ادیومتری در نرم‌افزار تنظیم سمعک (نرم‌افزار Connexx 6.4.3) ثبت شده و سمعک تنظیم می‌شد (فرمول تنظیم مورد استفاده Connexx Fit بود). در تنظیم سمعک، کلیه پردازش‌های خودکار سمعک غیرفعال شده و برنامه‌های اضافی خاموش می‌شدند. پردازش‌های تراکمی نیز همگی خاموش می‌شدند و در نتیجه سمعک به‌صورت خطی عمل می‌کرد. میکروفن سمعک نیز در حالت یک‌سویه قرار داده می‌شد. سپس با قرار دادن سمعک روی گوش فرد و ارائه محرک، ادیومتری با سمعک انجام می‌گرفت.

شرایط انجام ASSR به این شرح بود که الکتروود مثبت روی بالاترین نقطه پیشانی و زیر خط رویش مو، الکتروود منفی روی ماستوئید گوش آزمایشی و الکتروود مرجع روی ماستوئید گوش غیرآزمایشی قرار می‌گرفت. امپدانس الکتروودی کمتر از پنج کیلو اهم و اختلاف امپدانس بین الکتروودها کمتر از دو بود. محرک‌ها تن‌برست مدوله شده (AM ۱۰۰٪، FM ۲۰۰٪) با فرکانس مدولاسیون ۴۰ هرتز بود که در فرکانس‌های جداگانه ارائه

جدول ۳- مقایسه میانگین آستانه‌های رفتاری و پاسخ پایدار شنوایی و تفاوت میانگین آستانه‌ها در دو وضعیت با و بدون سمعک

میانگین (انحراف معیار) آستانه‌ها در وضعیت با سمعک (dB)				میانگین (انحراف معیار) آستانه‌ها در وضعیت بدون سمعک (dB)				فرکانس (هرتز)
p	تفاوت میانگین‌ها (انحراف معیار)	ASSR	رفتاری	p	تفاوت میانگین‌ها (انحراف معیار)	ASSR	رفتاری	
۰/۱۴	۳/۲۳ (۸/۲۸)	۲۸/۲۳ (۱۶/۵۹)	۲۵/۰۰ (۱۱/۳۱)	۰/۰۲	۴/۶۲ (۷/۲۶)	۴۷/۷۵ (۱۹/۴۶)	۴۳/۱۲ (۱۴/۶۵)	۵۰۰
۰/۰۰	۳/۶۰ (۴/۰۸)	۲۵/۶۰ (۱۳/۰۱)	۲۲/۰۰ (۱۱/۴۵)	۰/۰۰	۵/۰۰ (۳/۸۷)	۵۹/۳۷ (۱۲/۳۶)	۵۴/۳۷ (۱۵/۵۲)	۱۰۰۰
۰/۰۰	۸/۰۰ (۶/۱۲)	۳۵/۴۰ (۱۲/۶۵)	۲۷/۴۰ (۱۱/۰۹)	۰/۰۰	۱۰/۴۱ (۶/۷۰)	۷۱/۸۷ (۱۲/۷۵)	۶۱/۴۵ (۱۵/۴۲)	۲۰۰۰
۰/۲۳	۲/۵۰ (۶/۹۹)	۳۶/۵۰ (۱۸/۲۵)	۳۴/۰۰ (۱۷/۲۶)	۰/۰۲	۴/۷۶ (۶/۴۱)	۶۸/۶۷ (۱۴/۳۶)	۶۳/۹۱ (۱۹/۷۱)	۴۰۰۰

فرکانس ۱۰۰۰ هرتز و بیشترین میزان آن هم در مورد آستانه‌های با سمعک و هم بدون سمعک در ۲۰۰۰ هرتز دیده شد. کمترین میزان انحراف معیار این تفاوت (تفاوت رفتاری و ASSR) در فرکانس ۱۰۰۰ هرتز بود که با افزایش فرکانس افزایش می‌یافت.

جدول ۴ مقادیر بهره کارکردی و بهره ASSR و انحراف معیارهای آنها، تفاوت آنها در هر فرکانس و نتایج آزمون t زوجی را نشان می‌دهد. بین بهره کارکردی و بهره ASSR در هیچ‌یک از فرکانس‌ها تفاوت معنی‌دار وجود نداشت ($p \geq 0/09$). در همه فرکانس‌ها مقادیر میانگین بهره کارکردی کمتر از بهره ASSR بود. میانگین تفاوت بهره کارکردی و بهره ASSR ۲/۴۳ دسی‌بل بود. کمترین میزان تفاوت رفتاری و ASSR بین بهره‌ها در ۱۰۰۰ هرتز دیده شد. این تفاوت با افزایش فرکانس افزایش می‌یافت. ضمناً انحراف معیار بهره کارکردی و بهره ASSR نیز در ۱۰۰۰ هرتز کمترین بود که با افزایش فرکانس بیشتر می‌شد (نمودار ۱).

در جدول ۵ ضرایب همبستگی آستانه‌های رفتاری با آستانه‌های ASSR، همبستگی بهره کارکردی با بهره ASSR و همبستگی میانگین تفاوت آستانه‌های رفتاری و ASSR با میانگین کم‌شنوایی ذکر شده است. بین آستانه‌های رفتاری و ASSR با و بدون سمعک، و همچنین بین بهره کارکردی با بهره ASSR در همه فرکانس‌ها همبستگی بالایی ($r \geq 0/50$) وجود داشت. بین میانگین تفاوت آستانه‌های رفتاری و ASSR با PTA همبستگی منفی دیده شد ($r \leq -0/06$)، به‌جز در ۵۰۰ هرتز که همبستگی

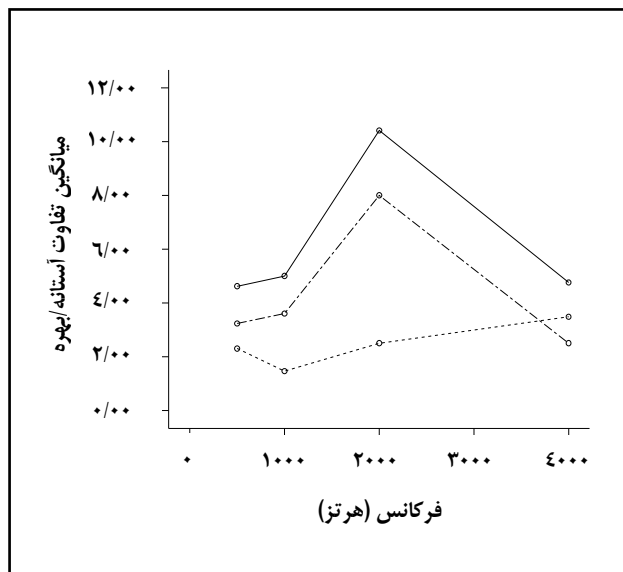
داشت ($p = 0/00$ ، در ۲۰۰۰ هرتز $p = 0/88$ بود)، ولی در افراد کم‌شنوا در هیچ فرکانسی به‌جز ۲۰۰۰ هرتز ($p = 0/00$) تفاوت معنی‌دار وجود نداشت ($p \geq 0/14$). مقدار تفاوت آستانه‌های p تحت گوشی و میدان صوتی در افراد هنجار در همه فرکانس‌ها به‌جز ۲۰۰۰ هرتز بیش از پنج دسی‌بل بود، ولی در افراد کم‌شنوا فقط در ۲۰۰۰ هرتز تفاوت بیش از پنج دسی‌بل وجود داشت و در بقیه فرکانس‌ها تفاوت کمتر از پنج بود.

در جدول ۳ مقایسه میانگین آستانه‌های رفتاری و ASSR با و بدون سمعک، تفاوت آستانه‌های رفتاری و ASSR در هر فرکانس، انحراف معیار تفاوت آستانه‌ها و نتایج آزمون t زوجی آورده شده است. نمودار ۱ نیز میانگین تفاوت آستانه‌های رفتاری و ASSR و میانگین تفاوت بهره رفتاری و ASSR را به‌صورت تابعی از فرکانس نشان داده است. میانگین تفاوت آستانه‌های رفتاری و ASSR بدون سمعک در کلیه فرکانس‌ها ۶/۱۹ دسی‌بل و میانگین تفاوت آستانه‌های رفتاری و ASSR با سمعک ۳/۴۴ دسی‌بل بود. بین آستانه‌های بدون سمعک رفتاری و ASSR در همه فرکانس‌ها اختلاف معنی‌دار وجود داشت ($p \leq 0/02$). بین آستانه‌های با سمعک رفتاری و ASSR در ۵۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز تفاوت معنی‌دار دیده نشد ($p \geq 0/14$)، ولی در بقیه فرکانس‌ها اختلاف معنی‌دار بود ($p = 0/00$). میزان تفاوت رفتاری و ASSR در مورد آستانه‌های با سمعک در همه فرکانس‌ها کمتر از آستانه‌های بدون سمعک بود. کمترین میزان اختلاف رفتاری و ASSR در

گوشی-بلندگو در اغلب فرکانس‌ها کمتر از پنج دسی‌بل بود که مشابه نتایج بررسی Cornelisse و Moroso بود. بنابراین به نظر می‌رسد نتایج مربوط به افراد کم‌شنوا از اعتبار بالاتری برخوردار بوده و نویز محیط بر آستانه شنوایی افراد هنجار اثر می‌گذارد.

میانگین آستانه‌های ASSR بدون سمعک ۴/۶۲ تا ۱۰/۴۱ دسی‌بل بالاتر از آستانه‌های رفتاری، و میانگین آستانه‌های ASSR با سمعک نیز ۲/۵ تا ۸ دسی‌بل بالاتر از آستانه‌های رفتاری بود. برخلاف انتظار، تفاوت آستانه‌های رفتاری و

ASSR در حالت با سمعک کمتر از حالت بدون سمعک بود که ممکن است ناشی از اثر پردازش‌های سمعک بر پاسخ باشد. در مطالعات قبلی تفاوت آستانه‌های رفتاری و ASSR با و بدون سمعک مقایسه نشده است و اطلاعات محدودی در این زمینه وجود دارد. در بررسی حاضر تفاوت آستانه‌های ASSR و رفتاری با سمعک در ۹۳/۵ درصد افراد ≥ 15 دسی‌بل بود که کمتر از تفاوت گزارش شده در مطالعه Picton و همکاران (۱۹۹۸) بود. بنابراین در صورت استفاده از آستانه‌های ASSR برای تنظیم سمعک، این میزان تفاوت آستانه‌های رفتاری و ASSR، ممکن است باعث تقویت بیش از حد شود. به نظر وی در صورتی که وسیله دیگری برای تأیید عملکرد سمعک نباشد، این میزان دقت معتبر خواهد بود (۱۱). به نظر می‌رسد با توجه به این میزان اختلاف بین آستانه‌های ASSR و رفتاری، اعمال اصلاحیه‌هایی علاوه بر اصلاحیه‌های اعمال شده توسط دستگاه لازم باشد تا تفاوت بین آستانه‌های رفتاری و ASSR کمتر شود. در این مطالعه تفاوت آستانه‌های ASSR و رفتاری بدون سمعک در ۸۸/۵ درصد افراد ≥ 15 دسی‌بل بود که مشابه نتایج سایر مطالعات بود (۷۶،۲). طبق مطالعه Rance (۲۰۰۸) کلاً تفاوت آستانه‌های رفتاری و ASSR در فرکانس‌های بالاتر کمتر است (۶). در بررسی حاضر میانگین تفاوت رفتاری ASSR در فرکانس ۵۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز کمتر و در ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ هرتز بیشتر بود. اگرچه کمتر بودن تفاوت در ۴۰۰۰ هرتز با نتایج Rance همخوانی دارد، ولی در فرکانس ۵۰۰ هرتز با نتایج آنان متناقض بود. البته در بعضی بررسی‌ها از جمله Hsu و همکاران (۲۰۰۳) و Dimitrijevic و همکاران (۲۰۰۲) نتایجی



نمودار ۱- میانگین تفاوت آستانه‌های رفتاری و ASSR بدون سمعک (خط مستقیم)، میانگین تفاوت آستانه‌های رفتاری و ASSR با سمعک (-.-) و میانگین تفاوت بهره کارکردی و بهره ASSR (-.-) در فرکانس‌های آزمون

مثبت ولی بسیار ضعیفی ($r=0/15$) وجود داشت.

بحث

در بررسی حاضر، تفاوت آستانه‌های تحت گوشه و میدان صوتی در افراد هنجار ۲/۵۰ تا ۷/۱۲ دسی‌بل بود. در بررسی مشابهی توسط Cox و McCormick (۱۹۸۷)، آستانه‌های بلندگو در محدوده ۱۰ دسی‌بلی آستانه‌های گوشه بودند. این محققان انجام ارزیابی در این شرایط را بلا مانع، و آستانه‌های به دست آمده را معتبر گزارش کرده‌اند (۹). با این حال، بعضی از مؤلفان میزان تفاوت در حد پنج دسی‌بل را مجاز می‌دانند (۲ و ۱). به نظر Moroso و Cornelisse (۱۹۹۰) برای کاهش تأثیر بالقوه نویز محیط بر نتایج آزمون، بهتر است از گروهی از افراد کم‌شنوا برای ارزیابی بیولوژیک استفاده شود (۱۰). به این ترتیب مقایسه آستانه‌های تحت گوشه و میدان صوتی در ۱۷ فرد دچار کم‌شنوایی نیز انجام شد. در افراد کم‌شنوا تفاوت نتایج

جدول ۴- مقایسه بهره کارکردی سمعک با بهره پاسخ پایدار شنوایی (ASSR)

p	تفاوت میانگین‌ها	میانگین (انحراف معیار) بهره‌ها (dB)		
		ASSR	کارکردی	فرکانس (هرتز)
۰/۲۵	۲/۳	۲۱/۲۵ (۱۲/۴۴)	۱۸/۹۵ (۷/۹۳)	۵۰۰
۰/۲۹	۱/۴۶	۳۴/۵۸ (۱۰/۰۹)	۳۳/۱۲ (۹/۷۵)	۱۰۰۰
۰/۰۹	۲/۵۰	۳۷/۵۰ (۱۱/۹۷)	۳۵/۰۰ (۱۱/۹۷)	۲۰۰۰
۰/۱۲	۳/۴۸	۳۵/۴۳ (۱۰/۶۵)	۳۱/۹۵ (۱۰/۱۹)	۴۰۰۰

در بررسی Picton (۱۹۹۸) انحراف معیار تفاوت آستانه‌های رفتاری و ASSR در ۴۰۰۰ هرتز با ارائه چندفرکانسی به‌طور قابل ملاحظه‌ای بیش از سایر فرکانس‌ها بود که با ارائه تک‌فرکانسی کاهش پیدا کرد. انحراف معیار تفاوت آستانه‌ها در بررسی حاضر به حالت ارائه تک‌فرکانسی شباهت بیشتری داشت. ارائه چندفرکانسی اثری بر ASSR ثبت شده با محرک‌های با شدت متوسط (۶۰ دسی‌بل) و یا ASSR افراد هنجار ندارد، اما ارایه هم‌زمان محرک‌ها در سطوح بالا آستانه را به‌ویژه در فرکانس‌های بالا افزایش می‌دهد که این افزایش در ASSR با سمعک بارزتر است (۱۱ و ۱۳). دلیل این مسئله احتمالاً شکل غیرطبیعی منحنی‌های کوک عصبی در حلزون آسیب دیده است، که در سمت فرکانس‌های پایین شیب کمتر و پهنای بیشتری داشته و در نتیجه حساسیت بیشتری به فرکانس‌های پایین پیدا می‌کند. در نتیجه، در صورت ارائه چندفرکانسی، فرکانس‌های پایین‌تر در پاسخ فرکانس‌های بالاتر مداخله خواهد کرد (۱۱ و ۱۴).

بین بهره کارکردی سمعک با بهره ASSR در هیچ‌کدام از فرکانس‌ها تفاوت معنی‌دار وجود نداشت. در کل، تفاوت بهره‌ها با افزایش فرکانس بیشتر می‌شود. میانگین تفاوت بهره کارکردی و بهره ASSR ۲/۴۳ دسی‌بل بود که کمتر از میانگین تفاوت آستانه‌های بدون سمعک (۶/۱۹ دسی‌بل) و با سمعک (۴/۳۳ دسی‌بل) بوده و همچنین تغییرات کمتری در فرکانس‌های متفاوت داشت.

شبهه به بررسی حاضر مشاهده می‌شود (۶). در بررسی حاضر روند تغییرات ضریب همبستگی تفاوت آستانه‌های رفتاری و ASSR (با و بدون سمعک) با آستانه شنوایی چندان منظم نبود که با نتایج به‌دست آمده در بعضی مطالعات همخوانی ندارد (۲، ۷، ۱۲). البته ضریب همبستگی در بیشتر فرکانس‌ها (به‌جز ۵۰۰ هرتز) منفی بود که ارتباط معکوس بین PTA و تفاوت آستانه‌های رفتاری و ASSR را تأیید می‌کند. کاهش تفاوت رفتاری و ASSR با افزایش آستانه شنوایی احتمالاً مربوط به رگرمنت در افراد دچار کم‌شنوایی بود (۱۱). در مطالعه Picton (۱۹۹۸) نیز ارتباط معکوس بین PTA و تفاوت رفتاری و ASSR دیده نشد (۱۱). وی مشاهده خود را این چنین توضیح می‌دهد که ASSR اگرچه فرکانس ویژه (frequency specific) است، ولی ممکن است ویژگی مکانی (place specificity) دقیق نداشته باشد، زیرا از پوشش (masking) برای حذف دخالت مناطق غیرمرتبط با فرکانس محرک در غشای پایه استفاده نمی‌شود. از این رو ممکن است با وجود افت زیاد شنوایی، محرک توسط مناطقی از حلزون پردازش شود که مکان ویژه آن نیست، که نتیجه آن کاهش هم‌زمانی عصبی و افزایش آستانه پاسخ است (۱۱). دلیل عدم ارتباط منظم تفاوت رفتاری و ASSR با درجه کم‌شنوایی در این بررسی می‌تواند مشابه دلیل مطرح شده توسط Picton (۱۹۹۸) باشد یا دلایل دیگری مانند تغییرپذیری نتایج در میدان صوتی یا تغییرپذیری ذاتی ASSR داشته باشد.

جدول ۵- ضرایب همبستگی آستانه‌های رفتاری با آستانه‌های ASSR، بهره کارکردی با بهره ASSR و میانگین تفاوت آستانه‌های رفتاری و ASSR با میزان کم‌شنوایی

ضرایب همبستگی				
فرکانس (هرتز)	آستانه‌های رفتاری و ASSR بدون سمعک	آستانه‌های رفتاری و ASSR با سمعک	بهره کارکردی و بهره ASSR	تفاوت آستانه‌ها و میانگین کم‌شنوایی
۵۰۰	۰/۸۸	۰/۷۵	۰/۶۳	۰/۱۵
۱۰۰۰	۰/۹۳	۰/۸۷	۰/۷۷	-۰/۴۳
۲۰۰۰	۰/۸۸	۰/۸۷	۰/۸۳	-۰/۰۶
۴۰۰۰	۰/۸۸	۰/۸۳	۰/۵۰	-۰/۱۸

به دلیل لزوم مقایسه آستانه‌های رفتاری با ASSR، این بررسی در افراد بزرگسال انجام شد. با توجه به اینکه هدف نهایی، استفاده از این روش در تأیید سمعک افراد سخت‌آزمون است، پیشنهاد می‌شود در آینده نوزادان دچار کم‌شنوایی مورد بررسی قرار گیرند و با به‌دست آوردن مقادیر هنجار، بتوان به ضرایب اصلاحی دست یافت که قبل از تنظیم سمعک براساس آستانه‌های ASSR روی این آستانه‌ها اعمال شوند.

نتیجه‌گیری

تفاوت بهره کارکردی و بهره ASSR کمتر از تفاوت آستانه‌های رفتاری و ASSR بوده و تغییرات آن در فرکانس‌های متفاوت کمتر است. بنابراین شاید بهتر باشد که به‌جای استفاده از آستانه‌های ASSR برای تنظیم سمعک افراد سخت‌آزمون از بهره ASSR استفاده شود.

سپاسگزاری

در پایان از همکاران محترم گروه شنوایی‌شناسی دانشگاه علوم پزشکی تهران، به‌ویژه جناب آقای حسن حدادزاده نیری، و همچنین شرکت تجهیزات پزشکی و توانبخشی پژواک آوا، و توانخواهان سازمان بهزیستی که کمال همکاری را در اجرای این پژوهش داشتند تشکر و قدردانی می‌شود.

در بررسی حاضر بلندگو در فاصله ۳۰ سانتی‌متری گوش قرار می‌گرفت. معمولاً در ادیومتری میدان صوتی فاصله مرکز بلندگو از مرکز سر بیمار مرز بین میدان نزدیک و میدان دور یعنی حدود یک متر است (۱۵). دلیل استفاده از فاصله ۳۰ سانتی‌متری در بررسی حاضر این بود که حداکثر خروجی تقویت‌کننده صوتی مورد استفاده در فاصله یک متری حدود ۸۰ دسی‌بل بود. با توجه به اینکه بعضی از افراد آستانه‌های شنوایی حدود ۸۰ دسی‌بل داشتند، در صورت استفاده از فاصله یک‌متری خروجی بلندگو برای ارائه سیگنال در این سطوح بالا محدود شده و سیگنال دچار اعوجاج می‌شد (این امر مشابه اتفاقی است که هنگام ارائه یک سیگنال قوی به یک مدار برش قله رخ می‌دهد و باعث اعوجاج در خروجی سمعک می‌شود). بنابراین لازم بود فاصله بلندگو با گوش کمتر از یک متر باشد. برای محدود کردن مداخله بازآوایی و نویز محیط، مطلوب بود فاصله مولد و گوش کم باشد. فاصله ۱۰ سانتی‌متری مطلوب‌ترین است (۱۵)، ولی قرار دادن هر گونه مولد در این فاصله نزدیک، باعث مداخله میدان مغناطیسی بلندگو در مدارات سمعک می‌شود.

از محدودیت‌های روش مورد استفاده در بررسی حاضر این بود که صرفاً اطلاعات آستانه‌ای به‌دست می‌آمد و امکان بررسی سطوح فوق آستانه‌ای وجود نداشت، در حالی که این ارزیابی‌ها برای تنظیم سمعک کاملاً ضروری هستند (۶).

REFERENCES

1. Roeser RJ, Clark JL. Pure-tone tests. In: Roeser RJ, Valente M, Hosford-Dunn H, editors. *Audiology diagnosis*. 2nd ed. New York: Thieme; 2007. p. 238-60.
2. Katz J. *Handbook of clinical audiology*. 4th ed. Philadelphia: Williams & Wilkins; 1994.
3. Lin YH, Ho HC, Wu HP. Comparison of auditory steady-state responses and auditory brainstem responses in audiometric assessment of adults with sensorineural hearing loss. *Auris Nasus Larynx*. 2009;36(2):140-5.
4. Stroebel D, Swanepoel de W, Groenewald E. Aided auditory steady-state responses in infants. *Int J Audiol*. 2007;46(6):287-92.
5. Dillon H. *Hearing aids*. 2nd ed. London: Thieme Medical Pub; 2001.
6. Rance G. *The auditory steady-state response: generation, recording, and clinical applications*. 1st ed. San Diego: Plural Publishing Inc; 2008.
7. Ozdek A, Karacay M, Saylam G, Tatar E, Aygener N, Korkmaz MH. Comparison of pure tone audiometry and auditory steady-state responses in subjects with normal hearing and hearing loss. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2010;267(1):43-9.
8. BSI. *Acoustics. Reference zero for the calibration of audiometric equipment. Reference threshold of hearing under free-field and diffuse-field listening conditions*. BS EN ISO 389-7;1998.
9. Cox RM, McCormick VA. Electroacoustic calibration for sound field warble tone thresholds. *J Speech Hear Disord*. 1987;52(4):388-92.
10. Cornelisse LE, Moroso MJ. Test conditions, stimuli, and calibration values for sound field testing. *JSLPA/ROA*. 1990;14(1):21-8.
11. Picton TW, Durieux-Smith A, Champagne SC, Whittingham J, Moran LM, Giguère C, et al. Objective evaluation of aided thresholds using auditory steady-state response. *J Am Acad Audiol*. 1998;9(5):315 - 31.
12. Picton TW, Dimitrijevic A, Perez-Abalo MC, Van Roon P. Estimating audiometric thresholds using auditory steady-state responses. *J Am Acad Audiol*. 2005;16(3):140-56.
13. Herdman AT, Picton TW, Stapells DR. Place specificity of multiple auditory steady-state responses. *J Acoust Soc Am*. 2002;112(4):1569-82.
14. Ryan A, Dallos P, McGee T. Psychophysical tuning curves and auditory thresholds after hair cell damage in the chinchilla. *J Acoust Soc Am*. 1979;66(2):370-8.
15. Dillon H, Walker G. Comparison of stimuli used in sound field audiometric testing. *J Acoust Soc Am*. 1982;71(1):161-72.

پیوست ۱- استاندارد نویز مجاز محیط آزمون طبق (ANSI S3.1-1997 (R1986)

فرکانس (Hz)	سطوح باند اکتاوی (dB)	سطوح باند ۱/۳ اکتاوی (dB)
۱۲۵	۲۸/۰	۲۳/۰
۲۵۰	۱۸/۵	۱۳/۵
۵۰۰	۱۴/۵	۹/۵
۷۵۰	۱۲/۵	۷/۵
۱۰۰۰	۱۴/۰	۹/۰
۱۵۰۰	۱۰/۵	۵/۵
۲۰۰۰	۸/۵	۳/۵
۳۰۰۰	۸/۵	۳/۵
۴۰۰۰	۹/۰	۴/۰
۶۰۰۰	۱۴/۰	۹/۰
۸۰۰۰	۲۰/۵	۱۵/۵

پیوست ۲- مقادیر RETSPL طبق استاندارد EN ISO 389-7:1998

فرکانس (Hz)	تفاوت میدان صوتی و میدان آزاد (dB)	RETSPL در شرایط میدان آزاد (dB)	RETSPL در شرایط میدان صوتی (dB)
۲۰	۰	۷۸/۰	۷۸/۰
۲۵	۰	۶۸/۰	۶۸/۰
۳۱/۵	۰	۵۹/۰	۵۹/۰
۴۰	۰	۵۰/۵	۵۰/۵
۵۰	۰	۴۳/۵	۴۳/۵
۶۳	۰	۳۷/۵	۳۷/۵
۸۰	۰	۳۱/۵	۳۱/۵
۱۰۰	۰	۲۶/۵	۲۶/۵
۱۲۵	۰	۲۲/۰	۲۲/۰
۱۶۰	۰	۱۸/۰	۱۸/۰
۲۰۰	۰	۱۴/۵	۱۴/۵
۲۵۰	۰	۱۱/۰	۱۱/۰
۳۱۵	۰	۸/۵	۸/۵
۴۰۰	-۰/۵	۵/۵	۶/۰
۵۰۰	-۰/۵	۳/۵	۴/۰
۶۳۰	۱/۰	۱/۵	۲/۵
۷۵۰	۱/۰	۱/۰	۲/۰
۸۰۰	۱/۰	۱/۰	۲/۰
۱۰۰۰	۱/۵	-۰/۵	۲/۰
۱۲۵۰	۱/۵	۰	۱/۵
۱۵۰۰	۱/۵	-۱/۰	۰/۵
۱۶۰۰	۱/۰	-۱/۰	۰
۲۰۰۰	۰	-۱/۵	-۱/۵
۲۵۰۰	- ۱/۰	-۳/۰	-۴/۰
۳۰۰۰	- ۲/۰	-۴/۰	-۶/۰
۳۱۵۰	- ۲/۰	-۴/۵	-۶/۵

پیوست ۲- مقادیر RETSPL طبق استاندارد EN ISO 389-7:1998 - ادامه

فرکانس (Hz)	تفاوت میدان صوتی و میدان آزاد (dB)	RETSPL در شرایط میدان آزاد (dB)	RETSPL در شرایط میدان صوتی (dB)
۴۰۰۰	-۱/۵	-۵/۰	-۶/۵
۵۰۰۰	۰/۵	-۳/۵	-۳/۰
۶۰۰۰	۳/۰	-۰/۵	۲/۵
۶۳۰۰	۳/۵	۰/۵	۴/۰
۸۰۰۰	۶/۰	۵/۵	۱۱/۵
۹۰۰۰	۵/۵	۸/۰	۱۳/۵
۱۰۰۰۰	۴/۰	۹/۵	۱۳/۵
۱۱۲۰۰	۱/۵	۱۰/۵	۱۲/۵
۱۲۵۰۰	-۲/۰	۱۳/۰	۱۱/۰
۱۴۰۰۰	-۵/۰	۲۱/۰	۱۶/۰
۱۶۰۰۰	-۳/۵	۴۷/۰	۴۳/۰