

بررسی دقت تخمین آستانه شنوایی بهنجار بوسیله پاسخ‌های برانگیخته قشر شنوایی

چکیده

محمد ابراهیم مهدوی^{*۱}

علی اصغر پیوندی^۲

۱. شنوایی شناس

۲. گروه گوش، حلق و بینی

دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

زمینه و هدف: ادیومتری پاسخ‌های برانگیخته قشری به پیش‌بینی آستانه رفتاری تون‌های خالص ۴۰۰-۵۰۰ هرتز اشاره می‌کند که از طریق ثبت مجموعه پتانسیل‌های دیررس شنوایی NI-P2 صورت می‌گیرد. دقت تخمین آستانه رفتاری افراد هوشیار در این روش با بالا رفتن میزان کاهش شنوایی حسی عصبی افزایش می‌یابد. مطالعات منتشرشده اندکی وجود دارد که به بررسی روش نامبرده در برآورد آستانه شنوایی طبیعی پرداخته است. این تحقیق با هدف بررسی بیشتر دقت پیش‌بینی آستانه شنوایی در افرادی که افت شنوایی ندارند، انجام شد.

روش بررسی: آستانه شنوایی ۴۰ مرد ۱۸-۲۵ ساله (۴۰ گوش) در سطح ۲۰ دسی‌بل HL در فرکانس‌های ۴۰۰-۵۰۰ هرتز مورد غربالگری قرار گرفت. سپس با ثبت مجموعه NI-P2 یک گوش در فرکانس‌های ۴۰۰-۵۰۰ هرتز آستانه CERA پاسخ‌های برانگیخته قشر شنوایی برای تون برست‌های (burst) ۱۰-۳۰-۱۰ میلی‌ثانیه در حالت هوشیاری تعیین شد. پس از تعیین آستانه CERA رفتاری تون‌های خالص توسط آزمایشگر دوم بدست آورده شد.

یافته‌ها: این مطالعه نشان داد که در ۹۵٪ موارد آستانه CERA در محدوده ۱۵-۲۰ دسی‌بل SL آستانه رفتاری تون خالص قرار دارد. در ۵٪ دیگر تفاوت آستانه CERA با آستانه شنوایی واقعی ۲۵-۲۰ دسی‌بل است. میانگین آستانه CERA (± SD) برای تون برست‌های ۰/۵، ۱، ۲ و ۴ کیلو هرتز به ترتیب، ۱۲/۶±۴/۵، ۱۰/۹±۵/۸، ۱۰/۸±۶/۵، ۱۱/۲±۴/۱ دسی‌بل بالاتر از آستانه شنوایی رفتاری محرک‌های تون خالص در این فرکانس‌ها قرار داشت.

نتیجه‌گیری: به‌طور متوسط، CERA از دقت نسبتاً خوبی برای پیش‌بینی آستانه شنوایی بهنجار برخوردار است به‌طوری‌که با دقت برآورد آستانه شنوایی رفتاری در تحقیقات افراد با کاهش شنوایی، قابل‌قیاس می‌باشد.

کلمات کلیدی: پاسخ‌های برانگیخته قشر شنوایی، آجکتیو ادیومتری، آستانه شنوایی بهنجار.

*نویسنده مسئول: تهران، میدان امام حسین، خیابان

دماوند، دانشکده توانبخشی، گروه شنوایی شناسی.

تلفن: ۷۷۵۴۸۴۹۶

email: mahdavime@sbmu.ac.ir

مقدمه

موج مثبت (P1) با زمان نهفته ۵۰ میلی‌ثانیه، یک موج منفی بزرگ (N1) با زمان نهفته ۱۰۰ میلی‌ثانیه و یک موج مثبت دیگر (P2) با زمان نهفته حدود ۱۸۰ تا ۲۰۰ ثانیه است.^۱ پاسخ‌های برانگیخته علاوه بر اینکه کاربرد تشخیصی دارند، در ارزیابی عینی (objective) آستانه‌های

پاسخ‌های برانگیخته دیررس شنوایی (Auditory long latency responses) مجموعه‌ای از امواج هستند که در صورت ثبت از فرس، با تاخیر ۲۰۰-۵۰ میلی‌ثانیه ظاهر می‌شوند. این مجموعه شامل یک

روش بررسی

حساسیت شنوایی ۴۰ مرد (۴۰ گوش) ۲۵-۱۸ ساله (با میانگین سنی ۲۰/۹۷ سال و انحراف معیار ۱/۸ سال) در فرکانس‌های اکتاوی ۴۰۰۰-۵۰۰ هرتز در سطح ۲۰ دسی بل HL مورد غربالگری قرار گرفت. تمامی افراد دارای امتیاز تشخیص گفتار طبیعی (۹۰ تا ۱۰۰ درصد) و تیمپانوگرام طبیعی همراه با رفلکس صوتی بودند. از دستگاه پتانسیلهای برانگیخته Madsen ERA 2250 برای تعیین آستانه CERA استفاده شد. در این دستگاه برای ثبت پتانسیل‌های دیررس شنوایی فیلتر میان گذر ۱۵-۰/۲۵ هرتز قابل استفاده است. پاسخ‌های برانگیخته توسط الکترودهای سطحی که الکتروود فعال آن بالای پیشانی و الکتروود مرجع آن روی زائده ماستوئید قرار داده می‌شد، ثبت گردید. محرکهای صوتی مورد استفاده تون برست‌های ۱۰-۳۰-۱۰ میلی ثانیه در فرکانسهای ۰/۵، ۱، ۲ و ۴ کیلوهرتز بود که هر دو ثانیه یک بار ارائه شد. جهت جلوگیری از خوگیری (habituation) به محرکها از فن قطع موقت محرک استفاده گردید. از افراد خواسته شد که حین آزمایش روزنامه بخوانند. تعداد سوئپ در هر میانگین بین ۲۰ تا ۵۰ متغیر بود و در نزدیکی آستانه دو میانگین بدست آورده شد. آستانه CERA با ردیابی موج برانگیخته به صورت نزولی انجام شد. به منظور شناسایی بهتر آر تی فکت‌ها، زمان پیش تحریکی ۲۰۰-۱۰۰ میلی ثانیه در نظر گرفته شد. 0 nHL محرکهای تون برست (با سرعت تکرار دو ثانیه یک بار) با تعیین آستانه رفتاری ده نفر اول از افراد مورد مطالعه برای این محرکها بدست آورده شد. پس از تعیین آستانه CERA، آستانه رفتاری هر فرد برای تون‌های خالص ۴۰۰۰-۵۰۰ هرتز توسط آزمایشگر دوم تعیین شد.

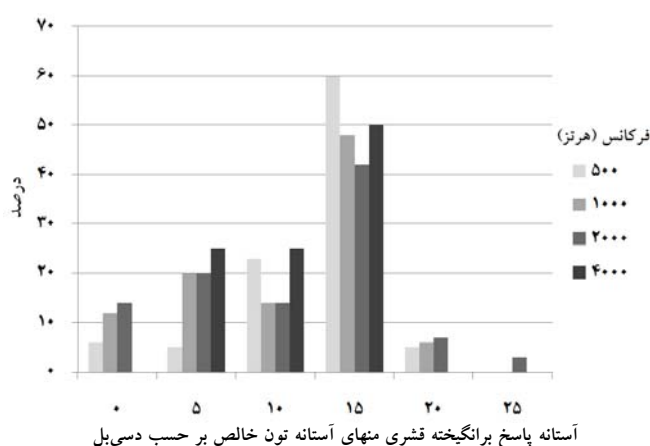
یافته‌ها

مشخص گردید که افراد مورد بررسی دارای آستانه تون خالص با میانگین ۳/۳ دسی بل، انحراف معیار چهار دسی بل و محدوده ۱۵-۵ دسی بل هستند. میانگین و انحراف معیار آستانه CERA ایشان به ترتیب ۱۴/۷ و شش دسی بل بوده و محدوده صفر تا ۳۰ دسی بل nHL داشت. نتیجه این تحقیق نشان داد که آستانه CERA در ۹۴/۷٪ از موارد در محدوده صفر تا ۱۵ دسی بل SL آستانه شنوایی رفتاری قرار دارد. در ۱۵ مورد (۴/۷٪) تفاوت آستانه CERA با آستانه رفتاری تون‌های خالص ۲۰ دسی بل بوده و در دو (۰/۶٪) مورد این تفاوت

شنوایی نیز بکار برده می‌شوند. علاوه بر CERA (Cortical Evoked Response Audiometry)، سرواژه‌هایی همچون SVR یا SVRA (Slow Vertex Response Audiometry) و SCP (Slow Cortical Potentials) توسط محققین استفاده شده که به کاربرد ادیومتریکی این پتانسیل‌ها اشاره دارد. بکارگیری این پتانسیل‌های برانگیخته برای برآورد آستانه شنوایی قدمتی بسیار طولانی دارد.^۲ هرچند که با ظهور Auditory Brainstem Response (ABR) از گرایش به آن به صورت چشمگیری کاسته شده است.^۳ برخی محققین پاسخ‌های برانگیخته قشر شنوایی P1-N1-P2 را به دلیل اینکه اطلاعات آستانه‌ای ویژه فرکانس در اختیار قرار می‌دهند، به عنوان مناسب‌ترین روش آجکتیو برای تخمین آستانه شنوایی به‌ویژه در بررسی‌های قانونی شنوایی می‌دانند.^{۴-۱۱} با این حال بهره‌گیری از این روش چندان عمومیت پیدا نکرده است. یکی از علل عدم رواج این روش نتایج ناهماهنگ تحقیقات در مورد میزان دقت تخمین یا پیش‌بینی آستانه شنوایی در افراد بیدار است. تحقیقاتی دال بر دقت مطلوب این روش وجود دارند و نشان می‌دهند که آستانه برآورد شده بوسیله روش CERA در محدوده ± 10 دسی‌بلی آستانه واقعی قرار دارد^{۷،۸} و از طرف دیگر مطالعاتی CERA را فاقد دقت و ثبات لازم دانسته و برای تخمین آجکتیو آستانه شنوایی روشهای دیگر نظیر Auditory Middle Latency Response (MLR) را توصیه می‌کنند.^{۱۲،۱۳} تحقیقات موافق با روش CERA، ثبات نتایج آنرا در مواردی که آستانه شنوایی بهنجار کمتر از کاهش شنوایی حسی عصبی است می‌دانند^{۱۴} و یا اینکه تفاوت آستانه CERA با آستانه شنوایی در افراد دارای شنوایی طبیعی بیشتر از افراد دارای کاهش شنوایی حسی عصبی یا انتقالی می‌باشد.^{۱۵} Hyde (1997) تفاوت آستانه رفتاری با آستانه CERA را در کاهش شنوایی ملایم تا ۲۰ دسی‌بل و در کاهش شنوایی شدید نزدیک به صفر ذکر کرده است.^{۱۶} تحقیقات اندکی به بررسی دقت برآورد آستانه شنوایی در افراد دارای شنوایی طبیعی پرداخته‌اند. با توجه به اینکه دقت تخمین آستانه شنوایی در مواردی که آستانه شنوایی بهنجار است نیز در مسائل قانونی اهمیت دارد، محققین را بر آن داشت که با مقایسه آستانه شنوایی رفتاری با آستانه برآورد شده به روش CERA، میزان خطای پیش‌بینی این روش را در افراد با شنوایی طبیعی بیشتر بررسی کنند. نتیجه این تحقیق در تهیه توزیع خطای پیش‌بینی آستانه رفتاری به‌وسیله CERA نیز مفید خواهد بود.^{۷،۹}

جدول-۱: میانگین (±SD) آستانه CERA و آستانه رفتاری تون خالص در فرکانسهای ۵۰۰ تا ۴۰۰۰ هرتز

تفاوت (CERA-PTA)	آستانه CERA (dB nHL)	آستانه شنوایی رفتاری (dB HL)	تعداد	فرکانس (هرتز)
۱۲/۶±۴/۵	۱۷/۸±۵/۸	۵/۱±۳/۸	۴۰	۵۰۰
۱۰/۹±۵/۸	۱۳/۸±۶/۱	۲/۸±۳/۹	۴۰	۱۰۰۰
۱۰/۸±۶/۵	۱۳/۲±۶/۹	۲/۳±۳/۳	۴۰	۲۰۰۰
۱۱/۲±۴/۱	۱۴/۱±۶/۵	۲/۹±۴/۴	۴۰	۴۰۰۰



شکل ۱- توزیع درصد تفاوت های بین آستانه CERA و آستانه رفتاری ادیومتری در فرکانسهای ۵۰۰-۴۰۰۰ هرتز (۱۶۰ مورد)

به ۲۵ دسی بل رسید. میانگین آستانه CERA و آستانه تون خالص و میزان تفاوت این دو در فرکانسهای مختلف در جدول شماره ۱ آمده است. شکل شماره ۱ درصد تفاوت آستانه CERA با آستانه رفتاری تون خالص در فرکانسهای مختلف را در بر دارد.

بحث

ارزیابی آستانه شنوایی به دو روش رفتاری و آبجکتیو امکان پذیر است. در روش رفتاری فرد مورد آزمایش با نوعی رفتار مثل بالابردن دست یا فشار دادن کلید، شنیدن صوت را نشان می دهد. بنابراین به منظور بکارگیری این روش، به هوشیاری و همکاری کامل فرد مورد آزمایش نیاز است. نمی توان از چنین روشی برای نوزادان، خردسالان، کودکان دچار کم توانی ذهنی یا اختلالات هیجانی استفاده کرد. افراد

متمازش که به طور عمد آستانه واقعی خود را در اختیار ادیولوژیست قرار نمی دهند و با نشان دادن کم شنوایی کاذب یا بیشتر از حد واقعی نشان دادن افت شنوایی خود به دنبال گرفتن امتیازی نظیر معافیت سربازی، از کار افتادگی یا جبران خسارت بیشترند طیف دیگری از بیماران محسوب می شوند که در روشهای رفتاری نتایج قابل اعتمادی در اختیار قرار نمی دهند. هرگاه اجرای روشهای رفتاری ممکن نباشد، استفاده از روشهای آبجکتیو مطرح می شود. روشهای آبجکتیو بر پایه نوعی پاسخ فیزیولوژیک مثل رفلکس صوتی یا پاسخ الکتروفیزیو- لوژیک مثل پتانسیل های برانگیخته شنوایی استوارند.^{۱۷} امروزه پتانسیل های برانگیخته شنوایی مختلفی بعنوان ابزارهای آبجکتیو برای ارزیابی آستانه شنوایی در دسترس است. مقایسه CERA با پتانسیل برانگیخته (Electrochocleography) EchoG، Auditory Brainstem Response (ABR) و Auditory Middle Latency Responses (AMLR) از نظر عینیت، اعتبار، ویژگی فرکانسی و بازدهی در تحقیق مهدوی (۱۳۸۰) موجود است.^{۱۸} اخیراً روش Auditory Steady- State Response (ASSR) نیز بعنوان یک روش فرکانس- ویژه به این مجموعه افزوده شده است، هر چند که هنوز کاربرد بالینی آن عمومیت نیافته است.^{۱۹} این تحقیق به عنوان نخستین پژوهشی که به کاربرد پتانسیل های برانگیخته شنوایی دیررس در کشور پرداخته است در طی ۱۱ ماه در سالهای ۷۸ و ۷۹ در دانشکده توانبخشی شهید بهشتی انجام شد. افراد مورد بررسی را دانشجویان تشکیل می دادند که همکاری خوبی را با آزمایشگر داشتند. مدت زمان CERA برای یک گوش گاهی به یک ساعت می انجامید. به ویژه اینکه در سطوح شدتی پایین مشکل بالا بودن ریتم آلفای EEG (با فرکانس ۸-۱۵ هرتز) تعداد میانگین لازم در نزدیکی آستانه را افزایش می داد و زمان مصرفی را بیشتر می کرد. تمام تفاسیر در مورد وجود یا عدم وجود موج N1-P2 بر اساس قضاوت آزمایشگر و به صورت بصری انجام شد. در این تحقیق به علت باریک بودن پهنه فیلتر مورد استفاده (۱۵-۲۵ هرتز) بندرت پتانسیل P1 ثبت می شد و به طور عمده آستانه مجموعه N1-P2 بعنوان آستانه CERA اندازه گیری شد. امکان بهره گیری از فیلتر دیگری وجود نداشت. در هیچ موردی آستانه شنوایی رفتاری در فرکانسهای ۵۰۰ تا ۴۰۰۰ هرتز کمتر از میزان واقعی بدست نیامده است. شاید استفاده از روش نزولی که در مقایسه با روش Bracketing زمان کمتری می گیرد، علت آن باشد. به طور

متوسط آستانه CERA ۱۱/۴ دسی بل بالاتر از آستانه رفتاری قرار داشته است که می توان آن را به عنوان فاکتور اصلاحی در نظر گرفت. با این وجود وقوع تفاوت هایی به اندازه ۲۵ دسی بل هم محتمل خواهد بود که با اعمال فاکتور اصلاحی فوق باز هم آستانه برآورد شده در مرز طبیعی قرار خواهد گرفت. همانطور که از شکل شماره ۱ پیداست تفاوت ۱۵ دسی بلی بین آستانه CERA و آستانه های رفتاری بیشترین فراوانی را داشته است. دقت پیش بینی آستانه شنوایی رفتاری با روشهای الکتروفیزیولوژیک با اندازه گیری ضریب همبستگی پیرسون نیز قابل ارزیابی است. در این بررسی ضریب همبستگی بین دو آستانه مورد نظر در کل ۰/۵۸ بدست آمد.^{۱۸} این ضریب همبستگی در مقایسه با ضریب همبستگی (۰/۹۵) بدست آمده در تحقیقاتی که روی پیش بینی کاهش شنوایی بوسیله CERA صورت گرفته^{۹-۷} کمتر است. مقایسه CERA با ASSR نیز مفید به نظر می رسد. هر دوی این روشها اطلاعات ویژه فرکانس در اختیار قرار می دهند و می توان آستانه هر فرکانس را در محدوده ۴۰۰-۵۰۰ هرتز تخمین زد. ASSR چند فرکانسه (Multiple frequency ASSR) زمان آزمایش را ۲۵٪ کاهش می دهد و بنابراین بر CERA ارجحیت دارد. البته قابل ذکر اینکه پروتکل آزمایشی پیشنهاد شده توسط Kennedy و Lightfoot زمان آزمایش CERA را به نصف کاهش می دهد.^{۱۵} میزان تطابق ASSR با آستانه رفتاری وقتی آستانه شنوایی رفتاری بهنجار است کمتر از زمانی است که کاهش شنوایی وجود دارد و میزان همبستگی آن با آستانه رفتاری در کاهش شنوایی های شدید و عمیق بیشتر می شود.^{۲۰} با توجه به تاثیرپذیری پتانسیل های برانگیخته N1-P2 از بیهوشی، خواب و داروهای آرام بخش، CERA در مورد نوزادان و کودکان سخت آزمون کاربرد چندانی ندارد.^{۲۱} این در حالی است که ASSR تحت تاثیر خواب قرار نمی گیرد و به خوبی در مورد نوزادان و کودکان در حال خواب قابل استفاده است. CERA تحت تاثیر اختلال عملکرد نورولوژیک نظیر ناهمزمانی تخلیه عصبی و نوروپاتی قرار نمی گیرد^{۱۶} ولی چنین مشخصه ای در مورد ASSR صدق نمی کند. Rance و همکارانش در سال ۱۹۹۸ به بررسی روش ASSR روی افراد دچار نوروپاتی شنوایی پرداختند و متوجه شد که در این افراد آستانه برآورد شده به روش ASSR با آستانه رفتاری تطابق ندارد و نتیجه گرفتند که روش ASSR شیوه مناسبی برای تخمین آستانه شنوایی در این گونه افراد محسوب نمی شود.^{۲۲} Rance و همکارانش

در سال ۲۰۰۵ نیز تطابق آستانه برآورد شده توسط ASSR با آستانه رفتاری در کودکان دچار نوروپاتی شنوایی را ضعیف گزارش نمودند.^{۲۳} روش ASSR از این ویژگی منحصر به فرد برخوردار است که آستانه یابی آن مستقل از قضاوت آزمایشگر بوده و بر پایه الگوریتم های رایانه ای استوار است. بدین معنی که در صورت وجود همدوسی فازی (phase coherence) بالا بین محرک صوتی ارائه شده و پتانسیل ثبت شده، موج حاصل پاسخ ASSR تلقی می شود و در غیر این صورت پاسخی تصادفی و (نویز EEG یا مایوژنیک) منظور می شود. در حالی که چنین فنی در مورد CERA در دسترس نیست. هرچند که قبلاً تلاشهایی در این زمینه صورت گرفته ولی نتیجه عملی نداشته است.^{۲۴} هرچند این روش در مورد کودکان بزرگتر و بزرگسالانی که امکان ارزیابی شنوایی آنان به روش رفتاری وجود نداشته باشد ولی بتوانند به طور انفعالی با آزمایشگر همکاری کنند قابل اجرا است ولی اصلی ترین جمعیت هدف CERA را افراد مشکوک به کاهش شنوایی غیر عضوی یا تمارض تشکیل می دهد. دامنه پاسخهای برانگیخته دیررس N1-P2 در صورت توجه انتخابی به محرک صوتی افزایش می یابد، ثبت این پتانسیل ها در افراد مشکوک به تمارض موج بزرگتری را در مقایسه با افراد غیر متمارض ایجاد می کند. به نظر Hyde افراد متمارض به علت اینکه نگران هستند به طور خودکار به محرک های صوتی توجه می کنند و موجی با دامنه بزرگتر ثبت می شود. این عمل دقت تعیین آستانه را افزایش می دهد.^{۱۶} یک فرد متمارض می تواند حساسیت کاملاً بهنجار داشته باشد ولی نتوان با ادیومتری رفتاری یا سایر آزمایش ها نظیر آزمایش استنجر آستانه حقیقی وی را مشخص نمود. بنابراین هر مرکزی که از پتانسیل های برانگیخته برای تخمین آستانه شنوایی در افراد سخت آزمون بهره می گیرد باید از توزیع خطای برآورد آستانه حقیقی بوسیله روش الکتروفیزیولوژیک مورد استفاده در آن مرکز، اطلاع داشته باشد.^{۱۶، ۷} با توجه به نتایج این تحقیق که روی افراد با آستانه شنوایی طبیعی صورت گرفته و تحقیقات اخیر^{۲۳، ۲۵} CERA دقت لازم برای تخمین آستانه شنوایی در جمعیت هدف خود را دارد و توصیه می شود محققین و شنوایی شناسان کشور بویژه آندسته از همکارانی که در مسائل قانونی شنوایی درگیرند، توجه بیشتری به استفاده از CERA داشته باشند. استفاده بالینی از CERA در مقایسه با سایر روشهای الکتروفیزیولوژیک شنوایی نیاز به مهارت بیشتری دارد.^{۱۶}

References

1. Stappels D. Cortical event-related potentials to auditory stimuli. In: Katz J. Handbook of Clinical Audiology. 5th ed. Baltimore: Lippincott: Williams & Wilkins: 2002; p. 378-406.
2. Rapin I. Practical considerations in using the evoked potential technique in audiometry. *Acta Otol* 1964; 206: 117-22.
3. Cone-Wesson B, Wunderlich J. Auditory evoked potentials from the cortex: audiology applications. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg* 2003; 11: 372-7.
4. Boniver R. Cortical electric response audiometry (slow vertex responses) in forensic audiology. *Acta Otorhinolaryngol Belg* 1994; 48: 357-61.
5. Boniver R. Slow auditory evoked potentials: the end of malingered in audiology. *Int Tinnitus J* 2002; 8: 58-61.
6. Stapells DR. Cortical event-related potentials to auditory stimuli. In: J Katz, Editors. Handbook of Clinical Audiology. 5th ed. Baltimore: Lippincott, Williams & Wilkins: 2002; p. 378-406.
7. Hyde M, Alberti P, Matsumoto N, Li YL. Auditory evoked potentials in audiometric assessment of compensation and medicolegal patients. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1986; 95: 514-9.
8. Tsu B, Wong LL, Wong EC. Accuracy of cortical evoked response audiometry in the identification of non-organic hearing loss. *Int J Audiol* 2002; 41: 330-3.
9. Coles RR, Mason SM. The results of cortical electric response audiometry in medico-legal investigations. *Br J Audiol* 1984; 18: 71-8.
10. Alberti PW, Hyde ML, Riko K. Exaggerated hearing loss in compensation claimants. *J Otolaryngol* 1987; 16: 362-6.
11. Hone SW, Norman G, Keogh I, Kelly V. The use of cortical evoked response audiometry in the assessment of noise-induced hearing loss. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2003; 128: 257-62.
12. Mcpherson DL. Long latency auditory evoked potentials. San Diego: Singular Publishing Group, Inc: 1996.
13. Hall JW, Mueller HG. Audiologists desk reference: Volume 1. Diagnostic audiology principles procedures and protocols. 1st ed. London: Singular publishing Group: 1997; p. 472-3.
14. Suzuki T, Taguchi K, Yoda M. Reliability of slow vertex response audiometry in young children with sensorineural hearing loss. *Audiology* 1979; 18: 119-24.
15. Albera R, Canale G, Magnano M, Lacilla M, Morra B, Rugiu MG, et al. Relations between pure-tone audiometry and cortical evoked auditory potentials. *Acta Otorhinolaryngol Ital* 1991; 11: 551-62.
16. Hyde M. The N1 response and its applications. *Audiol Neurootol* 1997; 2: 281-307.
17. Picton TW, Woods DL, Baribeau-Braun J, Healey TM. Evoked potential audiometry. *J Otolaryngol* 1976; 6: 90-119.
۱۸. مهدوی محمد ابراهیم. مقایسه آستانه شنوایی رفتاری و آستانه پتانسیل های برانگیخته شنوایی دیررس در مردان ۲۵-۱۸ ساله با شنوایی بهنجار. پایان نامه کارشناسی ارشد، تهران: دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران، ۱۳۸۰.
19. Venema T. A clinician's encounter with the auditory steady-state response (ASSR). *The Hearing Review* 2004; 11: 22-28.
20. Sinniger YS. Threshold prediction using ABR and SSEPs with infants and young children. In: Katz J. Handbook of Clinical Audiology. 5th ed. Baltimore: Lippincott, Williams & Wilkins: 2002; p. 298-322.
۲۱. علی محمدی. در ترجمه ادیومتری پاسخ الکتریکی، ابراموویچ اس (مؤلف). تهران: دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی-درمانی ایران، ۱۳۷۳.
22. Rance G, Dowell RC, Rickards FW, Beer DE, Clark GM. Steady-state evoked potential and behavioral hearing thresholds in a group of children with absent click-evoked auditory brain stem response. *Ear Hear* 1998; 19: 48-61.
23. Rance G, Roper R, Symons L, Moody LJ, Poulis C, Dourlay M, et al. Hearing threshold estimation in infants using auditory steady-state responses. *J Am Acad Audiol* 2005; 16: 291-300.
24. Ross B, Lütkenhöner B, Pantev C, Hoke M. Frequency-specific threshold determination with the CERAGram method: basic principle and retrospective evaluation of data. *Audiol Neurootol* 1999; 4: 12-27.
25. Lightfoot G, Kennedy V. Cortical electric response audiometry hearing threshold estimation: accuracy, speed, and the effects of stimulus presentation features. *Ear Hear* 2006; 27: 443-56.

Accuracy of Cortical Evoked Response Audiometry in estimating normal hearing thresholds

Mahdavi M E. ^{1*}
Peyvandi A A. ²

1- Audiology lecturer
2- Associate professor of
Otolaryngology

Rehabilitation faculty, Shaheed
Beheshti University of Medical
Sciences

Abstract

Background: Cortical Evoked Response Audiometry (CERA) refers to prediction of behavioral pure-tone thresholds (500-4000 Hz) obtained by recording the N1-P2 complex of auditory long latency responses. CERA is the preferred method for frequency-specific estimation of audiogram in conscious adults and older children. CERA has an increased accuracy of determination of the hearing thresholds of alert patients with elevated hearing thresholds with sensory hearing loss; however few publications report studies regarding the use of CERA for estimating normal hearing thresholds. The purpose of this research was to further study the accuracy of CERA in predicting hearing thresholds when there is no hearing loss.

Methods: Behavioral hearing thresholds of 40 alert normal hearing young adult male (40 ears) screened at 20 dB HL in 500-8000Hz, predicted by recording N1-P2 complex of auditory evoked long latency responses to 10-30-10 ms tone bursts. After CERA, pure tone audiometry performed by other audiologist. All judgments about presence of responses performed visually. Stimulus rate variation and temporary interruption of stimulus presentation was used for preventing amplitude reduction of the responses. 200-250 responses were averaged near threshold.

Results: In 95% of the hearing threshold predictions, N1-P2 thresholds were within 0-15 dB SL of true hearing thresholds. In the other 5%, the difference between the CERA threshold and true hearing threshold was 20-25 dB. The mean threshold obtained for tone bursts of 0.5, 1, 2 and 4 kHz were 12.6 ± 4.5 , 10.9 ± 5.8 , 10.8 ± 6.5 and 11.2 ± 4.1 dB, respectively, above the mean behavioral hearing thresholds for air-conducted pure tone stimuli.

Conclusion: On average, CERA has a relatively high accuracy for the prediction of normal hearing sensitivity, comparable to that of previous studies performed on CERA in hearing-impaired populations.

Keywords: Cortical evoked response audiometry, objective audiometry, normal hearing threshold.

* Corresponding author: Dept. of
Audiology, Rehabilitation faculty,
Opposit Buali hospital, Damavand
Street. Tehran.
Tel: +98-21-77548496
email: mahdavime@sbm.ac.ir