

روش‌های فیزیولوژیک و الکترو فیزیولوژیک در ارزیابی کاهش شنوایی غیر عضوی

محمد ابراهیم مهدوی* - دکتر علی اصغر پیوندی**

* کارشناس ارشد شنوایی شناسی - عضو هیأت علمی (مربی) دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
** متخصص گوش، حلق و بینی - دانشیار دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

چکیده

مقدمه: کاهش شنوایی غیر عضوی یک از مشکلات مطرح در بررسی‌های پزشکی قانونی آسیب شنوایی است. روش‌های فیزیولوژیک و الکتروفیزیولوژیک نقش مهمی در کشف کاهش شنوایی کاذب، تأیید اودیوگرام و تخمین آستانه‌های واقعی در افراد مشکوک به تمارض دارند. **بحث:** با مرور نشریات اودیولوژیک و مقالات منتشره در مدلاین، محاسن و معایب روش‌های عینی (ابژکتیو) اودیولوژیک که در ارزیابی کاهش شنوایی برای اهداف پزشکی قانونی به کار می‌رود، بررسی شد.

تیمپانومتري، رفلکس صوتی و گسیل‌های صوتی گوش اطلاعات کیفی ارزشمندی در مورد آستانه شنوایی واقعی فراهم می‌کنند. در حال حاضر پاسخ برانگیخته ساقه مغز با محرک کلیک عمومی‌ترین روش الکتروفیزیولوژیک مورد استفاده در جهان برای ارزیابی‌های پزشکی قانونی کم شنوایی محسوب می‌شود، هرچند که آستانه آن را نمی‌توان با آستانه تون‌های خالص مقایسه نمود. برای پی بردن به وجود کاهش شنوایی تمارضی یا بدست آوردن اطلاعات کمی از آستانه واقعی یک فرد مشکوک به کاهش شنوایی کاذب می‌توان از روش‌های دارای ویژگی فرکانسی نظیر ALLR و ASSR استفاده کرد.

نتیجه‌گیری: روش ASSR با داشتن ویژگی فرکانسی و عینیت مطلوب، تأثیر ناپذیری از جنسیت، مقاومت در برای سطح هوشیاری و همبستگی نزدیک با آستانه‌های رفتاری، از این توانمندی برخوردار است که در آینده به عنوان روش انتخابی برای تخمین آستانه شنوایی افراد سخت آزمون همچون افراد دارای کاهش شنوایی کاذب به کار گرفته شود.

واژگان کلیدی: ارزیابی پزشکی قانونی، کاهش شنوایی غیر عضوی، پتانسیل برانگیخته شنوایی، روش عینی

اصلاح نهایی: ۱۳۸۵/۱/۳۰

وصول مقاله: ۱۳۸۴/۴/۱۳

mahdavime@hotmail.com

نویسنده مسئول: تهران - خیابان دماوند - روبروی بیمارستان بوعلی - دانشکده توانبخشی

افت شنوایی عملکردی^۶.

مقدمه

روش بررسی

با بررسی کتب و نشریات ادیولوژی و اتولوژی، مقالات منشورده در مدلاین، کارایی، مزایا و معایب روش‌های مختلف فیزیولوژیک و الکتروفیزیولوژیک ارزیابی کاهش شنوایی غیر عضوی مرور شد.

انواع کاهش شنوایی غیر عضوی

کاهش شنوایی غیر عضوی می‌تواند یک طرفه (فقط در یک

- 1 - Nonorganic Hearing Loss
- 2 - Malingering Hearing Loss
- 3 - Pseudohypoacusis
- 4 - Exaggerated Hearing Loss
- 5 - Feigning / Simulated Hearing Loss
- 6 - Functional Hearing Loss

وقتی بیمار در جریان ارزیابی اودیولوژیک نتایج ناهمخوان، متغیر (درون آزمونی و/ یا بین آزمونی) و بی‌ثباتی نشان دهد که با هیچ یک از علل عضوی قابل توجیه نباشد، به آن «کاهش شنوایی غیر عضوی»^۱ گفته می‌شود. گاهی فرد مورد آزمایش دارای کاهش شنوایی عضوی است ولی با تمارض آن را بیشتر از حد واقعی نشان می‌دهد. در برخی موارد نیز حساسیت شنوایی طبیعی است و جزء عضوی وجود ندارد. در حالت نخست پس از برطرف شدن تمارض، کاهش شنوایی عضوی باقی می‌ماند و در حالت دوم سطح آستانه شنوایی به حد طبیعی بر می‌گردد (۱، ۲). اصطلاحات دیگری برای توصیف اینگونه کم شنوایی‌ها در کتب و نشریات به چشم می‌خورد؛ از جمله کاهش شنوایی تمارضی^۲، کم شنوایی کاذب^۳، بدتر نشان دادن کم شنوایی^۴، تظاهر به کم شنوایی^۵ و

کاهش شنوایی».

Mecreery, Champlin, Marthin, (۱۰) Abromowich

(۱۱) بیان می‌کنند که عدم همکاری بیمار در روند ارزیابی شنوایی، صرف نظر از علت و انگیزه آن، به کارگیری روش‌های عینی تر (و در برخی موارد گرانتر) را لازم می‌کند و باید از پاسخ‌های دیگری غیر از پاسخ‌های رفتاری برای تخمین آستانه شنوایی بهره گرفت.

اودیولوژیست‌ها همواره از روش «مجموعه آزمون^۸» برای ارزیابی شنوایی استفاده می‌کنند تا بتوانند نسبت به قابل قبول بودن خدمات ارایه شده به بیمار اطمینان حاصل کنند (۱۲). امروزه آزمایش‌های مختلفی در دسترس اودیولوژیست است که می‌تواند نتایج ارزیابی شنوایی را به وسیله آنها کنترل کرده، صحت و دقت آن را تأیید نماید. با ثبات ترین و قابل اطمینان ترین روش کنترل و تعیین آستانه‌های شنوایی، روش‌هایی است که به پاسخ‌های ارادی از طرف بیمار وابستگی ندارند (۱۳).

شیوع کاهش شنوایی غیر عضوی

کاهش شنوایی غیر عضوی در کودکان توسط محققین مختلفی توصیف شده است (۱۴-۱۶). این مطالعات نشان داده است که کاهش شنوایی غیر عضوی در کودکانی که از آزمایش غربالگری شنوایی در مدارس رد می‌شوند احتمال وقوع بیشتری دارد. در این کودکان معمولاً آسیب شنوایی وجود ندارند و کاهش شنوایی غیر عضوی آنها به مرور زمان رفع می‌شود. توجه ضعف تحصیلی و جلب توجه خانواده به عنوان علل کاهش شنوایی غیر عضوی در کودکان ذکر شده است. شیوع کاهش شنوایی غیر عضوی در کودکان در ۷۴٪ از مراکز اودیولوژی قابل چشم پوشی، در ۲۱٪ بین ۱ تا ۵٪ و در ۵٪ از مراکز بیش از ۵٪ گزارش شده است. Leshin (۱۷) با بررسی ۱۹۰۲ کودک که در غربالگری شنوایی مدارس رد شده بودند، شیوع این کاهش شنوایی را ۲/۵٪ گزارش داد. گزارش‌های مختلف نشان می‌دهد که کاهش شنوایی‌های غیر عضوی در دختران ۳ برابر بیشتر از پسران اتفاق می‌افتد. علت این موضوع مشخص نشده است. شیوع کاهش شنوایی غیر عضوی در جمعیت‌های مختلف بزرگسالان از جمله مدعیان غرامت از کار افتادگی شغلی، بیماران ارجاعی از پزشکی قانونی و نظامیان گزارش شده است (۲۲-۱۸). به طور کلی شیوع کاهش شنوایی غیر عضوی در جمعیت عمومی بین ۵-۱٪ گزارش شده است. شیوع کاهش شنوایی غیر عضوی بین نظامیان شرکت کننده در جنگ جهانی دوم افزایش یافت ولی در حال حاضر به سطح شیوع آن در جمعیت عمومی رسیده است. شیوع کاهش شنوایی غیر عضوی بین کارگران مراکز صنعتی که در معرض سر و صدای حرفه‌ای قرار داشته‌اند بین ۱۵ تا ۲۴٪ گزارش شده است. علت بالاتر بودن شیوع تمارض در کارگران مواجه با

گوش) یا دو طرفه (در هر دو گوش) باشد. اطلاعات قابل ذکری در مورد بروز نسبی کاهش شنوایی یک طرفه و دو طرفه در جمعیت‌های مختلف وجود ندارد. ولی تجربه بالینی حاکی از شایع تر بودن کاهش شنوایی غیر عضوی دوطرفه است. در بین ۸۸ نفر که در نهایت تمارضشان برطرف گردید، ۷۲٪ کاهش شنوایی غیر عضوی دوطرفه و ۲۸٪ کاهش شنوایی غیر عضوی یک طرفه داشتند (۴، ۳). اگر کاهش شنوایی اساس ارگانیک نداشته باشد، یا ناشی از تمارض آگاهانه است یا اینکه منشاء سایکونیک یا «هیستریک» دارد. در حالت اخیر بیمار در عمل کاهش شنوایی را تجربه می‌کند و باوری واقعی از وجود کاهش شنوایی دارد. با برطرف شدن اختلال روانپزشکی مربوطه، کاهش شنوایی رفع می‌شود.

گزارش‌ها در مورد کاهش شنوایی سایکونیک بسیار پراکنده است. Ventry (۵) فقط یک مورد را گزارش نموده است. Coles (۶) گزارش می‌دهد که ممکن است تا به حال سه مورد را مشاهده کرده باشد ولی مطمئن نبوده است. Gelfand (۷) اظهار می‌کند که در طی ۱۵ سال پیش، در مرکز درمانی کهنه سربازان آمریکا، فقط یک مورد متقاعد کننده از کاهش شنوایی سایکونیک دیده است. این بیمار دچار مشکلات شخصیتی بود و از اختلالات سوماتیکی رنج می‌برد که به دارو نما جواب می‌داد. از جمله این اختلالات، یکی نیز کاهش شنوایی بود که وی اصرار داشت به کمک سمعک درمان شود. همانطور که پیداست تعداد بسیار معدودی از این گونه بیماران مشاهده شده و گزارش‌ها در مورد بیماران داری کاهش شنوایی سایکونیک نسبت به گذشته بسیار کمتر شده است (۷، ۱). تمام روش‌های تشخیصی با این هدف طراحی می‌شوند که وجود اختلال را در اسرع وقت شناسایی کنند. بدین معنی که روش تشخیصی باید به دقت افراد دچار اختلال را تشخیص دهد؛ ضمن اینکه بتوان بوسیله آن افراد بدون اختلال را مشخص نمود. مسؤولیت اودیولوژیست از این فراتر می‌رود. او نه تنها اختلال شنوایی را تشخیص می‌دهد بلکه میزان کاهش شنوایی را در هر فرکانس تعیین می‌کند. به عبارتی وجود حساسیت شنوایی را به صورت فرکانس ویژه اندازه گیری می‌کند تا بتواند براساس آن راهکار توانبخشی مناسبی اتخاذ کند یا آنکه بیمار را درست ارجاع دهد (۸).

در حوزه بررسی‌های پزشکی قانونی نه تنها تشخیص بلکه تعیین اندازه کاهش شنوایی که باید متناسب با آن تعیین غرامت یا جبران خسارت شود اهمیت بالاتری پیدا می‌کند. کالس و میسون (۹) اهمیت برآورد آستانه شنوایی واقعی را به صورت زیر بیان می‌کنند:

« در بررسی‌های پزشکی قانونی، از هر نوع که باشد، باید همواره متوجه تمارض و بدتر نشان دادن از کار افتادگی توسط بیمار بود. زیرا ممکن است انگیزه واضحی در وی وجود داشته باشد که ناتوانی خود را ضعیف تر از حد واقعی نشان دهد و به موجب آن غرامت بیشتری دریافت نماید. این موضوع به ویژه وقتی صادق است که از کار افتادگی اظهار شده از طرف بیمار کاملاً ذهنی (سوپزکتیو)^۹ باشد، درست مثل

7 - Subjective

(در علم پزشکی به حالت یا شرایطی گفته می‌شود که فقط توسط بیمار درک می‌شود و توسط دیگران قابل دریافت نیست)

8 - Test Battery

آزاردهنده‌های صوتی صنعتی، وضع قوانین مربوط به جبران خسارت از کار افتادگی شنوایی در سال ۱۹۷۰ میلادی عنوان شده است (۱).

روش‌های عینی ارزیابی شنوایی

Gorga (۲۳) نشان می‌دهد که ارزیابی بیماران دارای کاهش شنوایی کاذب نیازمند روش‌هایی است که بر پاسخ‌های رفتاری ارادی و اختیاری بیمار استوار نباشد. نیاز به چنین روش‌هایی باعث گسترش روش‌های الکترو فیزیولوژیک به عنوان روش‌های عینی ارزیابی حساسیت شنوایی شده است. امروزه اودیولوژیست‌ها ابزارهای ارزیابی فیزیولوژیک و الکتروفیزیولوژیک مختلفی را در اختیار دارند که می‌توانند از بین آنها، بسته به شرایط حاکم، روش مناسب‌تر را انتخاب کنند. روش‌های عینی ارزیابی شنوایی را می‌توان در دو دسته کلی قرار داد: ۱) روش‌های فیزیولوژیک ۲) روش‌های الکترو فیزیولوژیک

روش‌های فیزیولوژیک

تیمپانومتري و رفلکس صوتي

اندازه‌گیری ایمپدانس آکوستیک (تیمپانومتري، استاتیک کامپلایانس و رفلکس آکوستیک) به عنوان بخش اصلی ارزیابی اودیولوژیک پذیرش همگانی پیدا کرده است. هدف اصلی بکارگیری ایمپدانس آکوستیک، ارزیابی اختلال شنوایی عضوی است ولی می‌توان آن را به منظور پی بردن به وجود کاهش شنوایی کاذب به کار برد.

Martin (۲۴) ادعا می‌کند خودکار بودن آزمایش‌های گوش میانی (تیمپانومتري و رفلکس صوتي) ممکن است مانع از به وجود آمدن تمارض گردد و بنابراین در کشف تمارض و پیشگیری از آن ارزشمند است. لذا اودیولوژیست به بیمار بگوید که این آزمایش‌ها کاملاً خودکار است و نیازی به دادن پاسخ از طرف وی ندارد و به موجب آن از تلاش بیمار در تظاهر به کم شنوایی در آزمایش‌های رفتاری اودیومتری ممانعت به عمل آورد. در عمل بهتر است آزمایش‌های ایمپدانس آکوستیک را قبل از سایر آزمایش‌های رفتاری نظیر اودیومتری تون خالص انجام داد. البته نظر Rintelmann و همکاران (۲۵) برخلاف نظر فوق است. این دانشمندان توصیه می‌کنند آزمایش‌های فوق آستانه‌ای نظیر رفلکس صوتي، بعد از آزمایش انتقال هوایی و انتقال استخوانی انجام شود. تجربه نشان داده است که انجام دادن آزمایش - های آستانه‌ای قبل از روش‌های آزمایش فوق آستانه‌ای باعث صرفه جویی در وقت شده و مانع از آن می‌شود که فرد متمرکز یک سطح مرجع فوق آستانه‌ای برای تمارض خود پیدا کند.

تعیین آستانه رفلکس صوتي به منظور پیش بینی آستانه‌های تون خالص^۹ (SPAR) می‌تواند برای پی بردن به وجود کاهش شنوایی کاذب مفید واقع شود. در افراد دارای شنوایی طبیعی می‌توان رفلکس صوتي کنترالترال را در سطح شدت ۹۰-۷۰ دسی بل بالاتر از آستانه شنوایی برانگیخت. در افراد دچار کاهش شنوایی کوکلار این سطح شدت در محدوده ۶۰-۱۵ دسی بل بالاتر از آستانه شنوایی قرار

می‌گیرد.

وقتی تفاوت آستانه رفلکس صوتي و آستانه شنوایی رفتاری بسیار کم باشد (۵ دسی بل یا کمتر) باید نسبت به آستانه تون خالص تردید کرد. ادعای کاهش شنوایی عمیق یک طرفه یا دوطرفه در کنار رفلکس صوتي در سطح شدت طبیعی پذیرفتنی نیست. رفلکس کنترالترال در برآورد کاهش شنوایی انتقالی گوش مقابل به Probe مفید است. با این حال پدیده Recruitment ممکن است سودمندی اندازه‌گیری رفلکس صوتي را برای اهداف پزشکی قانونی محدود کند. تیمانومتري وضعیت گوش میانی را ارزیابی می‌کند. وجود رفلکس صوتي و عملکرد طبیعی گوش میانی با کاهش شنوایی انتقالی همخوانی ندارد. اگر کاهش شنوایی انتقالی به همراه عملکرد طبیعی گوش میانی در فردی دیده شود باید به تمارض مشکوک شد.

اندازه‌گیری آستانه رفلکس صوت با انجام آزمایش SPAR می‌تواند در تخمین آستانه شنوایی واقعی مفید باشد. در این روش آستانه رفلکس صوتي برای تون‌های خالص با آستانه رفلکس صوتي برای محرک‌های LPN^{۱۰}، BBN^{۱۱} و HPN^{۱۲} مقایسه می‌شود و با به کار گیری فرمول‌های مربوطه میزان کاهش شنوایی و تا حدودی شکل اودیوگرام تخمین زده می‌شود. وجود نداشتن رفلکس صوتي و یا افزایش آستانه آن در برخی از موارد، کاربرد آزمایش SPAR را محدود می‌کند (۲۶). این روش آزمایش با خطاهای بزرگی در پیش بینی آستانه شنوایی مشخص می‌شود. روش جدیدتر آن با عنوان BCPS^{۱۳} که توسط Silman (۲۷) اصلاح شد، در پیش بینی وجود کاهش شنوایی بالاتر از ۳۲ دسی بل، از حساسیت ۸۶٪ و ویژگی ۹۶٪ برخوردار است (۲۸). در نهایت می‌توان گفت که نتایج آزمایش‌های ایمپدانس آکوستیک (تیمپانومتري و رفلکس صوتي) بیشتر کیفی بوده و از میزان کاهش شنوایی در هر فرکانس اطلاعات قابل استفاده‌ای در اختیار نمی‌دهند.

گسیل‌های صوتي گوش (OAE)

فرآیندهای غیرخطی فعال سلول مویی خارجی در درون حلزون گوش داخلی، به صورت خود به خود یا با تحریک صوتي خارجی، اصوات بسیار ضعیفی تولید می‌کند. این اصوات از گوش میانی گذشته وارد مجرای گوش خارجی می‌شود که از آن با عنوان گسیل‌های صوتي گوش یاد می‌کنند. می‌توان با قرار دادن میکروفون بسیار حساس در مجرای گوش، این اصوات ضعیف را مورد پایش قرار داد. گسیل‌های صوتي گوش کاربردهای متعددی از جمله غربالگری شنوایی نوزادان و پایش اتوتوکسیسته به صورت بالینی دارد. OAE ابزار ارزشمندی برای پی بردن به وجود تمارض محسوب می‌شود (۳۰، ۲۹). در بررسی‌های

9- Sensitivity Prediction with Acoustic Reflex
10 - Low Pass Noise
11 - Broad Band Noise
12 - High Pass Noise
13 - Bivariate Coordinate Plot System
14 - Otoacoustic Emission

(با گذراندن الکتروود از میان پرده صماخ) و غیر تهاجمی (با قرار دادن الکتروود در مجرای گوش خارجی و نزدیک پرده صماخ) انجام می‌شود. این پتانسیل‌ها تحت تأثیر بیهوشی قرار نمی‌گیرند به همین دلیل برای بررسی وضعیت شنوایی کودکان سخت‌آزمون^{۱۷} کاربرد دارند. از کاربردهای دیگر آن می‌توان به بررسی عملکرد گوش داخلی در بیماران دارای وزوز، تشخیص بیماری منیر^{۱۸} و موارد کاهش شنوایی ناگهانی اشاره کرد. ماهیت جراحی الکتروود کوکلوگرافی تهاجمی، کاربرد آن را به مراکزی محدود می‌کند که اتولوژیست وجود دارد. استفاده از الکتروود کوکلوگرافی در مورد افراد متماضر توسط (۲۱،۳۱) گزارش شده است. از اشکالات وارده بر الکتروود کوکلوگرافی این که نمی‌توان بوسیله آن عملکرد شنوایی در فرکانس‌های پایین را ارزیابی نمود. با توجه به این که الکتروود کوکلوگرافی فقط بخش محیطی‌تر سامانه شنوایی را آزمایش می‌کند و تمام فرکانس‌های مورد نیاز برای تعیین میزان آسیب شنوایی را در بر نمی‌گیرد، کاربرد آن در بررسی‌های قانونی سطح آستانه‌های شنوایی با محدودیت جدی مواجه است.

پاسخ شنوایی ساقه مغز^{۱۹} (ABR)

ABR (موج‌های I-V) پاسخ الکتروفیزیولوژیک زیر قشری سامانه شنوایی به محرک صوتی است. این پاسخ مرکب و چند مرحله‌ای از تحریک ایستگاه‌های مختلف سامانه شنوایی از بخش محیطی تا تالاموس مشتق می‌گردد (۳۴). ثابت شده است که روش ABR نه تنها به ضایعات محیطی سامانه شنوایی - مثل کاهش شنوایی کوکلتار - بلکه به اختلالات ساقه مغز حساسیت ویژه‌ای دارد. از ABR برانگیخته با محرک کلیک برای افتراق ضایعات کوکلتار از رتروکوکلتار (عصب هشتم مغزی و ساقه مغز) به طور وسیع استفاده می‌شود. در بررسی‌های پزشکی قانونی آسیب شنوایی، می‌توان از روش ABR برای تعیین محل ضایعه در سیستم شنوایی بهره گرفت. از آنجایی که ABR علاوه کم شنوایی محیطی به ضایعات نورولوژیک عصب هشتم و ساقه مغز نیز حساس است، فقط زمانی به عنوان فن مستقیم اندازه‌گیری حساسیت شنوایی محیطی قال استفاده است که نسبت به سلامت بخش مرکزی تر سیستم شنوایی مطمئن بود (۳۵). دو مشکل دیگر در مورد ABR به عنوان ابزاری برای تعیین اندازه کاهش شنوایی وجود دارد؛ نخست، برای آنکه بتوان تخلیه همزمانی از پتانسیل‌های آکسونی ساقه مغز برانگیخت باید از محرک‌های Pulsing^{۲۰} (کلیک) استفاده کرد. این نوع پاسخ را فقط وقتی می‌توان به دست آورد که تعداد بسیار زیادی از نورون‌ها با حداقل فاصله زمانی تحریک شوند تا یک پدیده الکتریکی قابل توجه، بزرگ و قابل ثبتی روی پوست سر بدست آید. آستانه ABR را نمی‌توان با آستانه تون خالص ادیومتری (که به صورت

پزشکی قانونی می‌توان گفت که ممکن نیست فردی OAE بهنجار داشته باشد و همزمان کاهش شنوایی جبران پذیر یا شایسته غرامت نیز داشته باشد. بنابراین آزمایش OAE به عنوان روشی عینی و سریع برای تأیید وضعیت شنوایی در افراد مشکوک به تمارض پذیرفته شده است (۳۱). بیماری که OAE طبیعی دارد بایستی آستانه شنوایی طبیعی داشته باشد. متأسفانه سودمندی آزمایش OAE در افرادی که با سر و صدای شغلی مواجه بوده‌اند، محدودیت دارد. چراکه برخی از افراد با آنکه شنوایی طبیعی دارند، OAE غیرطبیعی نشان داده و برخی فاقد OAE هستند. علت این موضوع شاید در نتیجه آسیب‌های pre-symptomatic حلقونی باشد (۳۲). تاکنون یافتن همبستگی بین OAE و آستانه‌های شنوایی رفتاری دشوار بوده است. با وجود این محدودیت‌ها، OAE روش کیفی دیگری برای پی بردن به وجود تمارض در اختیار اودیولوژیست قرار می‌دهد.

روش‌های الکترو فیزیولوژیک

علی‌رغم آنکه آزمایش‌های مختلفی برای پی بردن به وجود تمارض پدید آمده است ولی تقریباً هیچ کدام اطلاعاتی در مورد آستانه‌های واقعی فرد متماضر قرار نمی‌دهند. مشکل آن است که در موارد پزشکی قانونی اودیولوژیست باید در ۱۰ فرکانس مختلف آستانه‌های دقیقی به دست آورد که قابل تکرار باشد. بنابراین روش پتانسیل‌های برانگیخته شنوایی به عنوان مفیدترین و مؤثرترین روش‌های الکتروفیزیولوژیک عملکرد دستگاه شنوایی مطرح هستند. Hood (۳۳) تأکید می‌کند که پتانسیل‌های برانگیخته آزمایش‌هایی نیستند که انعکاسی از حس شنوایی باشند بلکه آزمایشی برای عملکرد عصبی همزمان دستگاه شنوایی و توانایی دستگاه شنوایی مرکزی در پاسخ به محرک‌های خارجی به روشی همزمان است. در واقع برانگیخته شدن یک مجموعه پتانسیل بوسیله یک محرک صوتی خارجی «پدیده‌های همایند»^{۱۵} شنوایی است نه خود شنوایی. با این وجود محققین مختلفی نشان داده‌اند که بین آستانه پتانسیل‌های برانگیخته و آستانه‌های رفتاری (ادیومتری تون خالص) ارتباط نزدیکی وجود دارد. این حقیقت به همراه گفته Abromowich مبنی بر اهمیت تأیید کاهش شنوایی و تعیین اعتبار ادیوگرام تون خالص در افراد مدعی غرامت، نیاز به استفاده از پتانسیل‌های برانگیخته شنوایی را تقویت می‌کند.

الکتروکوکلوگرافی (E.coch.G)

سه پتانسیل با عنوان «میکروفونیک حلقونی»^{۱۶}، «پتانسیل عمل» و «پتانسیل تجمعی» (CM-SP-AP) حدود ۵ میلی ثانیه پس از تحریک صوتی به وجود می‌آیند. تولید کننده‌های عصبی این پتانسیل‌ها در حلقون گوش داخلی و بخش دیستال عصب هشتم قرار دارند. مجموع این پتانسیل‌ها الکتروکوکلوگرام را تشکیل می‌دهند. الکتروکوکلوگرافی به دو روش تهاجمی یا ترانس تیمپانیک

15 - Epiphenomenona

16 - Cochlear Microphonic

17 - Difficult -to-Test

18 - Meniere's Disease

19 - Auditory Brainstem Response

۲۰ - کلیک؛ محرکی پالسینگ با دیرش ۲۰۰-۱۰۰ میکرو ثانیه است.

بیداری و هوشیاری در حین آزمایش، آغشته شدن به پتانسیل‌های عضلانی ناحیه گردنی و پشت گوشی از جمله عواملی است که بر مزایای AMLR سایه افکنده است. طبق نظر Abromowich (۱۰) می‌توان از AMLR برای ارزیابی شنوایی افراد دارای شنوایی کاذب استفاده کرد. برای این منظور بهتر است به جای سرعت تکرار ۱۰ بار در ثانیه از سرعت تکرار ۴۰ بار در ثانیه برای محرک صوتی استفاده نمود تا قله‌های پاسخ بر یکدیگر سوار شده باعث تقویت پاسخ گردد و در مواردی که پاسخ‌های دیررس شنوایی واضح نباشند، می‌توان از AMLR بهره گرفت. Barrs و همکاران (۴۲) AMLR را برای کشف تمارض در کارگران مواجه با سر و صدای شغلی و برآورد شیب اودیوگرام کارآمدتر از ABR می‌دانند و از به کارگیری این روش برای تخمین آستانه شنوایی در فرکانس‌های پایین حمایت می‌کنند. طبق این تحقیق، وقتی کاهش شنوایی شیب دار در فرکانس‌های بالا وجود دارد، ABR آستانه شنوایی را بیش از حد واقعی برآورد می‌کند.

پاسخ دیررس شنوایی^۳ (ALLR)

پاسخ‌های برانگیخته‌ای هستند (N₂-P₁-N₁-P₂) که ۵۰-۸۰۰ میلی ثانیه (۴۳) و طبق نظر Picton ۵۰-۲۰۰ میلی ثانیه پس از تحریک صوتی روی می‌دهند. عناوین مختلفی برای «پاسخ‌های دیررس شنوایی» توسط محققین بکار برده شده است. به عنوان مثال^{۲۴} CERA و^{۲۵} SCP نام‌های دیگری است که محققین استفاده کرده‌اند. این پتانسیل‌ها تحت تأثیر حالت هوشیاری فرد مورد آزمایش قرار می‌گیرند و زمانی که فرد مورد آزمایش بیدار باشد و به محرک‌های صوتی توجه کند به بهترین شکل ثبت می‌شود. با این اعتبار، این پتانسیل‌ها فقط در مورد افراد بیدار و هوشیار بزرگسال قابل استفاده است. یکی از معایب مهم آن برای برآورد آستانه شنوایی وقت گیر بودن آن است. Abromowich (۱۰) اظهار می‌کند که زمان لازم برای برآورد آستانه شنوایی دو گوش در ۴ فرکانس، ۶۰ دقیقه طول می‌کشد. نزدیک به ۴۰ سال پیش و MacCandless Lentz (۴۴) آزمایش ALLR را با محرک‌های تون خالص و طول مدت ۷۰۰ میلی ثانیه روی افراد متمرکز اجرا کردند و دریافتند که آستانه برآورد شده باروش ALLR در محدوده ۵ دسی بلی آستانه رفتاری قرار دارد. طبق نظر Abromowich (۱۰) SVR آزمایش انتخابی برای ارزیابی کاهش شنوایی غیر عضوی محسوب می‌شود. این مولف معتقد است که SVR بیشترین نزدیکی را با آستانه شنوایی تون خالص دارد به طوری که در محدوده ۱۰ دسی بلی آن قرار می‌گیرد و به اختلال عملکرد نورولوژیک حساسیتی ندارد. به فرد متمرکز آموزش داده می‌شود که به محرک‌های صوتی توجه کند ولی چون فرد متمرکز

حساسیت شنوایی برای هر فرکانس تعریف می‌شود) مقایسه نمود. بلکه آستانه ABR انعکاسی کلی از تحریک حلزونی عصبی است که از نظر ویژگی فرکانسی محدودیت دارد. بطور کلی براساس طیف کلیک که از طریق میدل‌های معمولی اودیومتر (هدفون‌های TDH-۳۹) بدست می‌آید، آستانه ABR حداکثر حساسیت را به ناحیه فرکانسی ۲ تا ۴ کیلو هرتز دارد و در فرکانس‌های بالاتر و پایین‌تر از این محدوده حساسیت آن کاهش می‌یابد. مشکل دیگری که ناشی از استفاده از محرک‌های پالسینگ است، کالیراسیون اودیومتریکی آنها است که هم از نظر فیزیکی و هم از نظر سایکواکوستیکی مهم است. زیرا آستانه محرک‌های کمتر از ۲۰۰ میلی ثانیه با طول مدت آنها نسبت عکس دارد که این موضوع در پی پدیده تجمع زمانی^{۲۱} بوجود می‌آید. به عبارت دیگر مرجع استاندارد برای محرک‌های کوتاه نظیر کلیک وجود ندارد و باید همیشه بصورت اندازه گیری بیولوژیک برروی تعدادی از افراد نرمال بدست آورده شود. برای این منظور، باید آستانه شنوایی گروهی از افراد جوان سالم با سن حدود ۲۰ سال را با همان شرایط آکوستیکی که در آزمایش ABR استفاده خواهد شد، برای محرک کلیک اندازه گیری کرد و آن را به عنوان ارزش مرجع (0 dB nHL) در نظر گرفت و این در حالی است که برای محرک‌های تون خالص که در اودیومتری رفتاری استفاده می‌شوند، مرجع استاندارد (صفر ادیوگرام) وجود دارد.

روش دیگری با عنوان «ABR in notched noise» معرفی شده است (۳۸-۳۶). با توجه به اینکه روش ABR با محرک کلیک فاقد ویژگی فرکانسی است، در روش نامبرده به همراه محرک Tone Burst نیز ارایه می‌شود و بدین ترتیب ناحیه بسیار محدودی از غشای پایه حلزون گوش داخلی تحریک می‌شود. با این روش می‌توان آستانه شنوایی در فرکانس‌های ۵۰۰ تا ۴۰۰۰ هرتز را پیش‌بینی نمود. Stapells و همکاران (۳۹) هماهنگی خوبی را بین آستانه ABR in notched noise و آستانه‌های شنوایی رفتاری بدست آوردند. کاربرد روش اخیر بدلیل نیاز به تجهیزات اضافه و زمان مصرفی بالا (حدود ۳۰ دقیقه برای هر فرکانس در هر گوش) در حال حاضر عمومیت نیافته است.

پاسخ میان رس شنوایی^۳ (AMLR)

مجموعه‌ای از پاسخ‌های برانگیخته است که در مدت ۱۰ تا ۸۰ میلی ثانیه پس از تحریک شنوایی روی می‌دهند (۴۰). Abromowich (۱۰) زمان نهفته AMLR را ۵۰-۸۰ میلی ثانیه در نظر می‌گیرد. مجموعه موج‌های AMLR (No-Po-Na-Pa-Nb-Pb) بوسیله مونتاژ الکترودی شبیه به ABR از پوست سر ثبت می‌شوند. از این پتانسیل‌های برانگیخته برای تعیین محل ضایعه در سامانه شنوایی، ارزیابی کاشت حلزون، تعیین آستانه شنوایی در فرکانس‌های پایین و پایش حین عمل جراحی به صورت بالینی استفاده می‌شود (۴۱). کمبود تجهیزات لازم، بی‌ثباتی امواج AMLR در کودکان، نیاز به

21 - Temporal Summation
22 - Auditory Middle Latency Response
23 - Auditory Long Latency Response
24 - Slow Vertical Responses
25 - Cortical Evoked Response Audiometry
26 - Slow Cortical Potentials

ASSR پتانسیلی دوره‌ای است که از پاسخ دستگاه عصبی شنوایی به محرک‌های دارای تغییر منظم نظیر تون‌های AM^{۲۸} و FM^{۲۹}، منشاء می‌گیرد (۵۱). ASSR بعنوان روشی برای برآورد آستانه‌های شنوایی در فرکانس‌های مختلف، چشم انداز نوید بخشی را پیش روی ادیولوژیست‌ها گشوده است. توضیح مشروحی از نحوه ثبت و تفسیر ASSR در (۵۲) موجود است. واژه‌های دیگری نیز برای نامگذاری این پتانسیل برانگیخته پیشنهاد شده است؛ از جمله AMFR^{۳۰}، SSEP^{۳۱} و EFR^{۳۲}. اخیراً برخی از شرکتهای سازنده تجهیزات ارزیابی شنوایی از سرواژه ASSR استفاده کرده‌اند (۵۳). تحقیقات مربوط به ASSR روی افراد دارای شنوایی طبیعی (۵۴، ۵۵) نشان می‌دهد که ASSR روش مناسبی برای این گروه از افراد است. هرچند تعداد تحقیقاتی که در مورد تخمین آستانه شنوایی در افراد دارای کاهش شنوایی صورت گرفته محدود است ولی نشان می‌دهند که ASSR از این توانایی بالقوه برخوردار است که بعنوان جانشینی برای اودیومتری تون خالص بکار رود.

وقت گیر بودن استفاده از سایر پاسخ‌های برانگیخته شنوایی برای ارزیابی آستانه شنوایی در افراد سخت‌آزمون مثل افراد ممتارض، یکی از مشکلات مطرح است. در روش ASSR به این موضوع توجه شده و اخیراً روش چند فرکانسه^{۳۳} آن توسعه یافته است. در این حالت چندین فرکانس حامل به طور همزمان به دو گوش ارایه می‌شود (۵۶). اودیولوژیست باید نسبت به تأثیر داروهای آرام بخش یا خواب آور و خواب طبیعی بر پتانسیل‌های برانگیخته آگاهی داشته باشد. ABR تحت تأثیر خواب و سطح هوشیاری قرار نمی‌گیرد و بنابراین می‌توان آنرا بدون نگرانی در مورد اطفال به کار برد. در مورد افراد ممتارض نیز باید به تأثیر ناپذیری روش مورد استفاده از سطح هوشیاری، خواب و داروهای آرام بخش مطمئن بود. کوهن و همکاران (۵۷) و رانسه و همکاران (۵۴) دریافته‌اند که روش ASSR در کودکان در حال خواب نتایج باثبات و قابل اطمینانی دارد. ASSR برانگیخته بوسیله تون‌های دارای سرعت مودولاسیون ۷۵-۱۱۰ هرتز چندان تحت تأثیر خواب یا داروهای آرام بخش قرار نمی‌گیرد (۳۳). دقت برآورد آستانه شنوایی بوسیله آن توسط محققین (۵۹، ۵۸) بررسی شده است. Rance و همکاران میانگین تفاوت بین آستانه تون خالص با آستانه برآورد شده بوسیله ASSR را ۹-۱۴ دسی بل بدست آوردند. Rance و همکاران در گروهی از کودکان که کاندیدای کاشت حلزون بودند، توانایی ASSR را در برآورد کاهش شنوایی‌های شدید بررسی نمودند. نتایج این محققین نشان داد که در ۸۲٪ از کودکان آستانه شنوایی برآورد شده توسط ASSR در محدوده ۱۰ دسی بلی و در ۹۹٪ از آنها در

دچار نگرانی است بطور خودکار توجه افزایش یافته‌ای را نسبت به محرک‌های صوتی معطوف می‌کند و امواج بسیار واضح تری در مقایسه با افراد غیر ممتارض ثبت می‌شود. وی پیشنهاد می‌کند که از محرک‌های تون برست ۳۰-۱۰۰-۳۰۰ میلی ثانیه استفاده شود. Coles, Mason (۹) از دریچه زمانی ۳۰-۵۰ میلی ثانیه استفاده کردند و نشان دادند که این دوره زمانی ثبت در مقایسه با E.coch. و G. ABR برای تأیید آستانه‌های تون خالص کار آیی بالاتری دارد. این محققین از tone burst های ۱۰-۲۰۰-۱۰ استفاده نمودند. یکی از مزایای اختصاصی CERA که توسط این محققین برآن تاکید شده است ویژگی فرکانسی آن خصوصاً در فرکانس‌های پایین تر است. چرا که ممتارضین در فرکانس‌های پایین تر میزان تمارض بیشتری نشان می‌دهند. به نظر این پژوهش‌گران کاربرد CERA در بررسی‌های پزشکی قانونی در مقایسه با ABR از ارزش بالاتری برخوردار است. زیرا از سطح شدت بالاتری می‌توان برای محرک صوتی استفاده کرد و از طرفی دیگر ضایعات شنوایی غیر محیطی نمی‌تواند بین آستانه الکتروفیزیولوژیک و آستانه شنوایی رفتاری اختلاف ایجاد کند. Hyde و همکاران (۴۵) نیز با به کار بردن محرک‌های تون برست ۱۰-۴۰-۱۰ میلی ثانیه تطابق بسیار نزدیکی (در حد ± 10 دسی بل) بین آستانه برآورد شده توسط SVR و آستانه شنوایی اودیومتریک بدست آوردند. مهدوی و همکاران (۴۶) برای نخستین بار در کشورمان ایران از ALLR استفاده کردند. با مقایسه آستانه شنوایی تون خالص افراد بهنجار، با آستانه ALLR، این محققین میانگین تفاوت این دو آستانه را در فرکانسهای ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز به ترتیب ۱۲/۶، ۱۰/۹، ۱۰/۸ و ۱۱/۲ دسی بل بدست آوردند. خطای برآورد آستانه شنوایی بوسیله ALLR در این تحقیق، در ۹۴٪ از موارد ۱۵-۰ دسی بل، در ۵٪ از موارد ۲۰ دسی بل و در ۱٪ از موارد ۲۵ دسی بل تعیین شد. علی‌رغم اینکه ALLR آستانه تون خالص را با دقت مطلوبی (± 10 دسی بل) تخمین می‌زند، کاربرد آن در تمام نقاط جهان رواج یکسانی ندارد. دهها سال است که تنها روش الکتروفیزیولوژیک در بررسی‌های پزشکی قانونی شنوایی در بیمارستان Mont Sina شهر Toronto، روش ALLR است (۴۵). طبق Richards و Vidi (۴۷)، در طی ۱۵ سال گذشته در ایالت ویکتوریای استرالیا از CERA برای تأیید اودیوگرام استفاده شده است. هیئت جبران خسارت شنوایی کارگران British Columbia در کانادا نیز از ALLR برای تخمین آستانه شنوایی افراد ممتارض استفاده می‌کند (۴۸). با این وجود، بهره‌گیری از ALLR در ایالات متحده چندان شیوع پیدا نکرده است (۴۹).

پاسخ شنوایی حالت ثابت^{۳۷} (ASSR)

این روش یکی از روش‌های پتانسیل‌های برانگیخته است که در دانشگاه ملبورن ابداع گردید و در طی دهه ۱۹۸۰ توسعه یافت. ابتدا روی سیستم بینایی مورد تحقیق و بررسی قرار گرفت (۵۰).

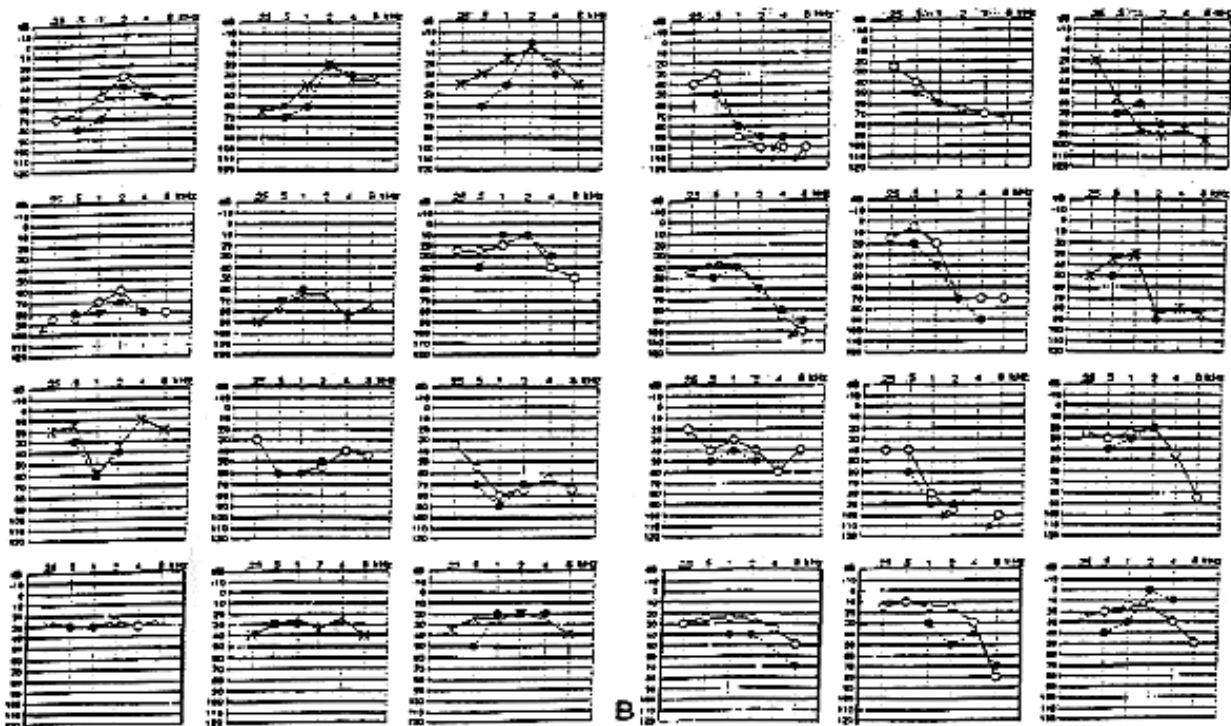
- 27 - Auditory Steady-State Response
- 28 - Amplitude-Modulated
- 29 - Frequency-Modulated
- 30 - Amplitude-Modulated Following Response
- 31 - Steady-State Evoked Potentials
- 32 - Envelope Following Response
- 33 - Multiple-Frequency

شنوایی مرسوم (E.coch.G.ABR, AMLR ALLR) از نظر عینیت، اعتبار، دقت، ویژگی فرکانسی، بازدهی و راحتی در منبع (۴۶) مورد بحث قرار گرفته است. هنگام بررسی شنوایی در افرادی که زمینه تمارض در آنها به منظور کسب منفعت بیشتر وجود دارد، نظیر افراد ارجاعی از پزشکی قانونی، باید بین دو موضوع افتراق گذاشت؛ یکی روشهای پی بردن به وجود یا عدم وجود تمارض یا کاهش شنوایی کاذب و دیگری برآورد یا تخمین آستانه‌های واقعی فرد متمارض و یا تایید اودیوگرام فرد مشکوک به تمارض. روش‌های رفتاری متعددی برای کشف کاهش شنوایی کاذب گسترش یافته است. ولی برای تخمین آستانه شنوایی هر گوش در حداقل ۴ فرکانس ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز، تنها آزمایش رفتاری که بوسیله اودیومتر انجام می‌شود و از طریق آن می‌توان آستانه شنوایی در فرکانس‌های مختلف را تخمین زد، آزمایش Stenger است. این آزمایش ضمن داشتن برخی محدودیت‌ها، فقط در تمارض‌های یک طرفه که بین دو گوش اختلاف ۴۰-۳۰ دسی بل وجود داشته باشد، امکان استفاده دارد. این در حالی است که کاهش شنوایی کاذب دو طرفه شیوع بیشتری دارد (۷). آزمایش DAF^{24} نیز به دلیل نیاز به تجهیزات اضافی و محدودیتهایی که دارد، چندان رواج نیافته است. آزمایش الکتروفیزیولوژیک شنوایی ابزار قابل قبولی را برای برآورد آستانه شنوایی در اختیار قرار می‌دهد. از بین روش‌های مختلف فوق الذکر، روشی مطلوب‌تر که با دقت بالاتری بتواند اودیوگرام فرد دارای کاهش شنوایی کاذب را بازسازی کند. ALLR و AMLR که

محدوده ۲۰ دسی بلی آستانه شنوایی تون خالص قرار دارد. بنابراین می‌توان چنین نتیجه گرفت که دارد ASSR برای تخمین آستانه شنوایی هم در افراد با شنوایی طبیعی و هم در موارد کاهش شنوایی قابلیت استفاده دارد (۵۴). افراد سخت آزمونی که با این روش مورد بررسی قرار گرفته‌اند، بیشتر نوزادان و اطفال بوده‌اند (۶۴-۶۰). تأثیر سن بر ASSR در گروه‌های سنی مختلف (نوزادان، کودکان، جوانان و بزرگسالان) مورد بررسی قرار گرفته و مشخص شده است که ASSR اندازه‌گیری عینی و پایایی در اختیار قرار می‌دهد ASSR. تحت تأثیر سن قرار نمی‌گیرد. ساویو و همکاران (۶۵) ASSR را روشی معتبر معرفی می‌کنند و تنها تحقیقی است که به بررسی تغییرات دامنه آستانه و قابلیت کشف موج ASSR در اولین سال بعد از تولد پرداخته است. این محققین دریافتند که آستانه در فرکانس ۴۰۰ هرتز از بدو تولد تا یک سالگی ۱۴ دسی بل کاهش می‌یابد و این کاهش برای آستانه در فرکانس‌های پایین‌تر، آهسته‌تر روی می‌دهد. بررسی تأثیر جنسیت بر نتایج ASSR نیز حاکی از تأثیر ناپذیری این پتانسیل برانگیخته از جنسیت است. شکل ۱ آستانه تخمینی اودیوگرام‌های مختلف بوسیله ASSR را نشان می‌دهد.

بحث

مقایسه برآورد آستانه شنوایی با روش‌های الکتروفیزیولوژیک



شکل ۱- تخمین آستانه شنوایی تون خالص (×-× یا $\bar{O}-\bar{O}$) بوسیله روش ASSR (دایره‌های سیاه): منبع (۵۳).

اند، سابقه‌ای از کاربرد سایر روش‌های الکتروفیزیولوژیک برای برآورد آستانه شنوایی دیده نمی‌شود. مؤلفین از نوع روش تعیین درصد آسیب شنوایی که در مراکز پزشکی قانونی، اظهار نظر پزشکی و بیمه‌ای جبران خسارت کشور استفاده می‌شود اطلاع دقیقی ندارند ولی صرف نظر از نوع روش تعیین درصد از کار افتادگی شنوایی، در تمامی آنها به آستانه شنوایی در فرکانس‌های مختلف نیاز است. برخی نظیر روش ^{۳۶} AAO به آستانه شنوایی فرکانس‌های ۵۰۰، ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ هرتز نیاز دارند و بعضی مثل فرمول پیشنه‌ای ^{۳۷} ASHA، اطلاع از آستانه شنوایی در فرکانس‌های ۱۰۰۰، ۲۰۰۰، ۳۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز را لازم می‌کند. بنابراین توصیه می‌شود اودیولوژیست‌هایی که مسئولیت ارزیابی شنوایی افراد ارجاعی از پزشکی قانونی، کمسیون‌های اظهار نظر پزشکی نظامی و انتظامی و مراکز بیمه جبران خسارت را بر عهده دارند، به کاربرد روش‌های الکتروفیزیولوژیک واجد ویژگی فرکانسی نظیر ALLR و ASSR روی آورده و مهارت لازم را کسب کنند.

غالب دستگاه‌های الکتروفیزیولوژیک که برای آزمایش ABR استفاده می‌شوند، امکانات ALLR و AMLR نیز دارند. دانشکده‌های توانبخشی ایران، تهران و شهید بهشتی واقع در شهر تهران مجهز به دستگاه‌های الکتروفیزیولوژیک هستند که توانایی انجام ALLR، ABR & AMLR را دارند. دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی در حال تجهیز به یکی از پیشرفته‌ترین دستگاه‌های الکتروفیزیولوژیک شنوایی است که علاوه بر آزمایش‌های فوق امکان انجام ASSR و EchoG را در اختیار قرار می‌دهد. از نوع تجهیزات الکتروفیزیولوژیک شنوایی و مراکز مجهز به چنین امکانات در سایر شهرهای ایران اطلاعات جامعی در دست نیست. اخیراً انجمن علمی شنوایی شناسی «بانک اطلاعات اودیولوژیست‌های ایران» (۷۱) با هدف گردآوری اطلاعات شغلی اودیولوژیست‌های ایران و در پاسخ به نیاز فوق تشکیل داده است.

نتیجه گیری

روش‌های فیزیولوژیک ارزیابی شنوایی - تمپانومتري، رفلکس صوتی و گسیل‌های صوتی گوش (OAE) - اطلاعات کیفی ارزشمندی در مورد ماهیت مشکل شنوایی (انتقالی در قابل حسی عصبی) و کشف کاهش شنوایی کاذب فراهم می‌کنند. پتانسیل‌های برانگیخته شنوایی که به صورت الکتروفیزیولوژیک در پاسخ به محرک صوتی ثبت می‌شوند، برای کشف کاهش شنوایی کاذب و تخمین آستانه‌های واقعی فرد ممتارض در فرکانس‌های مختلف مفیدند. از بین روش‌های الکتروفیزیولوژیک ارزیابی کاهش شنوایی کاذب، پاسخ‌های دیررس

بوسیله tone bursts طولانی مدت برانگیخته می‌شوند، در مقایسه با E.coch.G، ABR ارجحیت دارد. با این حال ALLR به مهارت بالایی نیاز دارد، تفسیر آن توسط آزمایش‌گر و با بررسی دیداری موج‌ها به صورت آنلاین صورت می‌گیرد، در ۵٪ از افراد، بالا بودن فعالیت ریتمیک EEG مشکل آفرین است و زمان مصرفی برای انجام آن زیاد است. ASSR ضمن آنکه تا حدودی مشکل زمان مصرفی را کاهش داده است، طبق تحقیقات فعلی از دقت بالایی در برآورد آستانه‌های شنوایی برخوردار است: بویژه وقتی کاهش شنوایی وجود دارد (شکل ۱). تفسیر ASSR توسط الگوریتم‌های رایانه‌ای «کشف پاسخ»^{۳۵} صورت می‌گیرد و بنابراین عینیت روش برآورد آستانه‌های شنوایی را در مقایسه با سایر روش‌های مرسوم الکتروفیزیولوژیک شنوایی به حداکثر می‌رساند. تأثیر آسیب‌های نورولوژیک بر تخمین آستانه‌های شنوایی و به عبارت دیگر حساسیت پتانسیل برانگیخته مورد استفاده به اختلال عملکرد عصبی در بررسی آستانه‌های شنوایی از اهمیت خاصی برخوردار است. آسیب‌های نورولوژیک بر تخمین آستانه بوسیله ALLR تأثیر چندانی ندارند. در صورتی که ممکن است فردی با آنکه شنوایی قابل اندازه‌گیری داشته باشد ولی موج ABR قابل ثبت نداشته باشد. این حالت در اختلالات از بین برنده میلین اعصاب نظیر بیماری MS (۶۶)، نورینوم آکوستیک (۶۷) و به صورت ایدیوپاتیک (۶۸) دیده شده است. از آنجایی که مولدهای عصبی ALLR در منطقه راسی سیستم شنوایی واقعند، تصویر واقعی‌تری از شنیدن را منعکس می‌کند و از طرفی چون ماهیت این پاسخ‌های به گونه‌ای است که به همزمانی دقیق تخلیه عصبی تعداد زیادی تار عصبی نیاز ندارند، کمتر تحت تأثیر اختلال عملکرد عصبی قرار می‌گیرد. هرچند که کاربرد روش ABR در مقایسه با سایر روش‌های دیگر رایج‌تر است. روش SVR, CEAR, ALLR با نزدیک به نیم قرن سابقه کاربرد، همچنان برای ارزیابی کاهش شنوایی تمارضی استفاده بالینی دارد (۶۹). بررسی Maanen و Stapells (۷۰) تنها تحقیق قابل اشاره است که به مقایسه ASSR با ALLR روی افراد مدعی غرامت ناشی از کار افتادگی شنوایی پرداخته است. نتایج این محققین نشان داد که آستانه تخمین زده شده بوسیله ۴۰ Hz ASSR در مقایسه با ALLR به طور معنی داری به آستانه رفتاری نزدیکتر است. این محققین ۴۰ Hz ASSR را به عنوان روش انتخابی برای برآورد آستانه‌های شنوایی بزرگسالان معرفی نمودند.

وضعیت شنوایی شناسی قانونی در ایران

در کشور ما ایران، تنها روش الکتروفیزیولوژیک شنوایی که در بررسی‌های قانونی شنوایی استفاده می‌شود، ABR با محرک کلیک است؛ روشی که در تعیین محل ضایعه سیستم شنوایی ارزشمند تلقی می‌شود ولی اطلاعات ویژه آستانه شنوایی برای هر فرکانس در اختیار قرار نمی‌دهد. در ایران، بجز تحقیق مهدوی و همکاران (۴۶) که از روش (N1-P2) ALLR برای تخمین آستانه شنوایی استفاده کرده-

35 - Response Detection

36 - American Academy of Ophthalmology and Otolaryngology (currently AAO-HNS)

37 - American Speech, Hearing and Language Association

حالت ثابت شنوایی (ASSR) به دلیل استفاده از الگوریتم رایانه‌ای برای تعیین پاسخ و زمان مصرفی کمتر و دقت بالا در تخمین آستانه‌های شنوایی، در مقایسه با سایر روشها در آینده افزایش خواهد یافت.

شنوایی (ALLR(P₁-N₁-P₂)) از ویژگی فرکانسی مطلوبی برخوردار است و در برخی از کشورها همچنان تنها روش مورد استفاده در بررسی‌های قانونی شنوایی محسوب می‌شود. استفاده از پاسخ‌های

References

- 1- Silman S, Silverman CA. Auditory Diagnosis. 1st ed. San Diego: Academic Press; 1991: 137-138.
- 2- Martin FN. Pseudohypacusis In: Katz J. Handbook of Clinical Audiology 5th ed. Baltimore: Lippincott, Williams & Wilkins; 2002:584-596.
- 3- Gelfand SA, Silman S. Functional hearing loss and its relationship to resolved hearing levels. Ear Hear. 1985 May-Jun; 6(3):151-8. Abstract.
- 4- Gelfand SA, Silman S. Functional components and resolved thresholds in patients with unilateral nonorganic hearing loss. Br J Audiol. 1993 Feb; 27(1):29-34.
- 5- Ventry IM, Chaiklin J. A case for psychogenic hearing loss. J speech Hear Disord. 1968; 33: 89-92.
- 6- Coles RR. Nonorganic hearing loss. In: Gibba AG. And Smith MFW. (Eds). Otology. London: MIMR: 150-176.
- 7- Gelfand SA. Essentials of audiology. 2nd ed. New York: Thieme; 2001: 421-442.
- 8- Stach BAS. Clinical audiology: An introduction. San Diego, CA: Singular; 388-392 .
- 9- Coles RRA, Mason SM. The results of cortical electrical response audiometry in medico-legal investigations. Br J Audiol. 1984; 18:71-8.
- ۱۰ - ابراموویچ اس. ادیومتری پاسخ الکتریکی، ترجمه وایقانی، محمد علی. تهران: انتشارات دانشگاه علوم پزشکی ایران، ۱۳۷۲.
- 11- Martin FN, Champlin CA, McCreery TM. Strategies used in feigning hearing loss. J Am Acad Audiol. 2001; 59-63.
- 12- Hall JW, Mueller HG. Audiologist's Desk Reference (Vol. 1). Diagnostic audiometry. San Diego CAL: Singular; 563-614.
- 13- Dobie RA. Medical-Legal evaluation of hearing loss. 2nd ed. San Diego: Singular; 2001: 49-88.
- 14- Andaz C, Heyworth T, Rowe S. Nonorganic hearing loss in children--a 2-year study. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec. 1995 Jan-Feb;57(1):33-5.
- 15- Aplin DY, Rowson VJ, Personality and functional hearing loss in children. Br J Clin Psychol. 1986;25 (4): 313-4.
- 16- Hosoi H, Tsuta Y, Murata K, Levitt H. Suggestion audiometry for non-organic hearing loss (pseudohypacusis) in children. Int J Pediatr Otorhinolaryngol. 1999 Jan 25; 47(1):11-21.
- 17- Leshin GJ. Childhood nonorganic hearing loss. J Speech Hear Disord. 1960; 25: 290-292. Abstract.
- 18- Rickards FW, De Vidi S, Exaggerated hearing loss in noise induced hearing loss compensation claims in Victoria. Med J Aust. 1995 Oct 2;163(7):360-3.
- 19- Hyde M, Alberti P, Matsumoto N, Li YL. Auditory evoked potentials in audiometric assessment of compensation and medicolegal patients. Ann Otol Rhinol Laryngol. 1986 Sep-Oct;95(5 Pt 1):514-9.
- 20- Fox MS. Workmen's compensation hearing loss claims. Laryngoscope. 1980 Jul;90(7 Pt 1):1077-81.
- 21- Rintelmann WF, Schwan SA. Pseudohypacusis. In: Musiek FE, Rintelmann WF (Eds). Contemporary Perspectives in Hearing assessment. Boston: Allyn & Bacon: 415-435 .
- 22- Gold SR, Hunsaker DH, Haseman EM. Pseudohypacusis in a military population. Ear Nose Throat J. 1991 Oct;70(10):710-2.
- 23- Gorga MP, Neely ST, Dorn PA. Distortion product otoacoustic emission test performance for a priori criteria and for multifrequency audiometric standards. Ear Hear. 1999 Aug;20(4):345-62.
- 24- Martin FN. Introduction to Audiology. 7th ed. Boston: Allyn & Bacon; 1997:369-385.
- 25- Rintelmann WF, Schwan SA, Blakley BW. Pseudohypacusis. Otolaryngologic Clinics of North America. 1991; 24(2): 381-390.

- 26-Gelfand SA. The Acoustic Reflex. In: Katz J. Handbook of Clinical Audiology. 5th ed. Baltimore: Lippincott. Williams & Wilkins; 2002:205-232.
- 27- Silman S. The applicability of modified bivariate plotting procedure to subject with functional hearing loss. Scand Audiol. 1988; 17:125-127.
- ۲۸ - رشکی مریم. مهدوی محمد ابراهیم. بررسی روش BCPS در پیش بینی حساسیت شنوایی افراد دارای شنوایی بهنجار. شنوایی شناسی تشخیصی، شماره ۱، بهار ۱۳۸۰: ۳۰-۲۵.
- 29- Kvaerner KJ, Engdahl B, Aursnes J, Arnesen AR, Mair IW. Transient-evoked otoacoustic emissions: Helpful tool in the detection of pseudohypacusis. Scand Audiol. 1996;25(3):173-7.
- 30- Balatsouras DG, Kaberos A, Korres S, Kandiloros D, Ferekidis E, Economou C. Detection of pseudohypacusis: a prospective randomized study of the use of otoacoustic emissions. Ear Hear. 2003 Dec;24(6):518-827.
- 31- Qiu WW, Yin SS, Stucker FJ, Welsh LW. Current evaluation of pseudohypacusis: strategies and classification. Ann Otol Rhinol Laryngol. 1998 Aug;107(8):638-47.
- 32- Hall JW. Handbook of Otoacoustic Emission. San Diego: Singular Publishing Group; 2000:200-256.
- 33- Hood LJ. Clinical Applications of Auditory Brainstem Responses. San Diego: Singular; 1998: 110-128.
- 34- Arslan E, Orzan E. Audiologic Management of Noise induced Hearing loss. Scand Audiol. 1998; 27 (48): 131-145.
- 35- Brookhouser PE, Gorga MP, Kelly WJ. Auditory brainstem response results as predictors of behavioral auditory thresholds in severe and profound hearing impairment. Laryngoscope. 1990; 100. 8: 890-895.
- 36- Stapells DR, Oates P. Estimation of the pure tone audiogram by the auditory brainstem response: A review. Audiology and Neuro Otolgy. 1997; 2:257-280.
- 37- Stapells DR, Gravel JS, Martin BA. Thresholds for auditory brainstem responses to tones in notched noise from infants and young children with normal hearing or sensorineural hearing loss. Ear and Hearing 1995; 16:361-371.
- ۳۸ - قد بیگی مجید، مهدوی محمد ابراهیم. ABR in notched noise. پایان نامه کارشناسی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، ۱۳۸۳.
- 39- Stapells DR, Picton TW, Durieux-Smith A, Edwards CG, Moran LM. Thresholds for short-latency auditory-evoked potentials to tones in notched noise in normal-hearing and hearing-impaired subjects. Audiology. 1990;29(5):262-74.
- 40 - Kraus N, McGee T. Clinical implications of primary and nonprimary pathway contributions to the middle latency response generating system. Ear Hear. 1993 Feb;14(1):36-48. Review
- 41- Anthony TC, McFarland DJ. Middle-Latency Auditory Evoked Potentials: Basic Issues and Potential Applications. In: Katz J. Handbook of Clinical Audiology. 5th ed. Baltimore: Lippincott, Williams & Wilkins; 2002; 349-377.
- 42- Barrs DM, Althoff LK, Krueger WW, Olsson JE. Work-related, noise-induced hearing loss: evaluation including evoked potential audiometry. Otolaryngol Head Neck Surg. 1994 Feb;110(2):177-84.
- 43- Ferraro JA, Durrant JD, Auditory evoked potentials: overview and basic principles. In: Katz J. Handbook of Clinical Audiology 4th ed. London: Williams & Wilkins; 1994:317-338 .
- 44- MacCandless GA, Lentz WE. Evoked response audiometry in nonorganic hearing loss. Achieves of Otolaryngol. 1968; 87:27-32.
- 45- Hyde M, Alberti P, Matsumoto N, Li YL. Auditory evoked potentials in audiometric assessment of compensation and medicolegal patients. Ann Otol Rhinol Laryngol. 1986 Sep-Oct;95(5 Pt 1):514-9.
- ۴۶ - مهدوی محمد ابراهیم، موسوی عبدالله، جلالی بهرام، عشایری حسن، کیهانی محمد رضا. مقایسه آستانه شنوایی رفتاری با آستانه ALLR در افراد با شنوایی بهنجار. پایان نامه کارشناسی ارشد. دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، ۱۳۸۰
- 47- Rickards FW, De Vidi S. Exaggerated hearing loss in noise induced hearing loss compensation claims in Victoria. Med J Aust 1995;163:360-3.
- 48- Picton TW. What are auditory evoked potentials? (retrieved May 2002)
- 49- Hyde M. The N1 response and its applications. Audiol Neurotol. 1997 Sep-Oct;2(5):281-307.
- 50- Picton TW, John MS, Dimitrijevic A, Purcell D. Human auditory steady-state responses. Inter. J Audi. 2003; 42:177-219.
- 51-Herdman AT, Stapells DR. Auditory steady-state response thresholds of adults with sensorineural hearing impairment. International Journal of Audiology. 2003; 42:237-248.
- ۵۲ - جعفرزاده صادق، مهدوی محمد ابراهیم. پیش بینی آستانه شنوایی در

- اطفال و خردسالان بوسیله ABR و ASSR. پایان نامه کارشناسی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، ۱۳۸۴.
- 53- Sinniger YS, Conne-Weson B, Threshold prediction using ABR and SSEPs with infants and young children. In: Katz J. Handbook of Clinical Audiology. 5th ed. Baltimore: Lippincott, Williams & Wilkins; 2002:298-322.
 - 54- Rance G, Rickards FW, Cohen LT, De Vidi S, Clark GM. The automated prediction of hearing thresholds in sleeping subjects using auditory steady-state evoked potentials. *Ear Hear* 1995; 16: 499-507.
 - 55- Anthony TH, Stapells DR. Thresholds determined using the monotic and dichotic multiple auditory steady-state response technique in normal hearing subjects. *Scand Audiol* 2001;30:41-49.
 - 56- Dimitrijevic A, John MS, Van Roon P. Estimating the audiogram using multiple auditory steady-state responses. *Journal of the American Academy of Audiology*. 2003; 13:205-224.
 - 57- Cohen LT, Richards FW, Clark GM. A comparison of steady-state evoked potentials to modulated tones in awake and sleeping humans. *J Acoustic Society of America*. 90(5):2467-2479 .
 - 58- Schmulian D, Swanepoel D, Hugo R. Predicting pure-tone thresholds with dichotic multiple frequency auditory steady state responses. *J Am Acad Audiol*. 2005 Jan; 16(1):5-17.
 - 59- Lins O G, Picton T W, Boucher B L, Durieux-Smith A, Champagne S C. Frequency-specific audiometry using steady-state responses. *Ear Hear*, 1996; 17, 81-96.
 - 60- Rickards F W, Tan LE, Cohen LT, Wilson O J, Drew J H, Clark GM. Auditory steady-state evoked potentials in newborns. *Br J Audiol*. 1994; 28: 327-337.
 - 61- Aoyagi M, Kiren T, Kim Y, Suzuki Y, Fuse T, Koike Y. Optimal modulation frequency for amplitude-modulation following response in young children during sleep. *Hear Res* 1993; 65: 253-61.
 - 62- 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.
 - 63- Stapells DR. Frequency-specific evoked potential audiometry in infants. In: Seewald RC. ed. *A Sound Foundation Through Early Amplification*. Basel: Phonak AG. 13-31.
 - 64- Cone-Wesson B, Parker J, Swiderski N, Rickards F. The auditory steady-state response: full-term and premature neonates. *J Am Acad Audiol*. 2002 May;13(5):260-9.
 - 65- Savio G. et al. Maturation changes in the fast rate steady state responses elicited by multiple simultaneous AM tones. <http://www.ausp.memphis.edu/ierasg/ierasg2001/Savio.txt>
 - 66- Paludetti G, Ottaviani F, Gallai V, Tassoni A, Maurizi M. Auditory brainstem responses (ABR) in multiple sclerosis. *Scand Audiol*. 1985;14(1):27-34.
 - 67- Brackmann DE. Current status of ABR audiometry in acoustic neuroma diagnosis. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 1999 Feb;125(2):235.
 - 68- Worthington DW, Peters JF. Quantifiable hearing and no ABR: paradox or error?. *Ear Hear*. 1980;1:281-285.
 - 69- Boniver R. Slow auditory evoked potentials: the end of malingering in audiology. *Int Tinnitus J*. 2002;8(1):58-61.
 - 70- Van Maanen A, Stapells DR. Comparison of multiple auditory steady-state responses (80 vs. 40 Hz) and slow cortical potentials for threshold estimation in hearing-impaired adults. *International Journal of Audiology*. 2005 Nov; 44(11): 613-24.
 - 71- <http://www.iaoa.ir>