روش‌های فیزیولوژیک و الکترو فیزیولوژیک در ارزیابی کاهش شنوایی غیرعضوی

محمد ابراهیم مهدوی* ـ دکتر علی اصغر پیوندی**

* کارشناس ارشد شنوایی شناسی ـ عضو هیأت علمی (مربی) دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
**متخصص گوش، حلق و بینی ـ 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 ومعایب روش‌های عینی (ابژکتیو) اودیولوژیک که در ارزیابی کاهش شنوایی برای اهداف پزشکی قانونی به کار می‌رود، بررسی شد.

تیمپانومتری، 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 می شود، 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

وصول مقاله: ۱۳۸۴/۴/۱۳ اصلاح نهایی: ۱۳۸۵/۱/۳۰

نویسنده مسئول: تهران- خیابان دماوند- روبروی بیمارستان بوعلی- دانشکده توانبخشی mahdavime@hotmail.com

مقدمه

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[1]» 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 (۲، ۱). اصطلاحات دیگری برای توصیف اینگونه کم شنوایی‌ها در کتب و نشریات به چشم می‌خورد؛ از جمله کاهش شنوایی تمارضی[2]، کم شنوایی کاذب[3]، بدتر نشان دادن کم شنوایی[4]، تظاهر به کم شنوایی[5] و افت شنوایی عملکردی[6].

روش بررسی

با بررسی کتب و نشریات ادیولوژی و اتولوژی، مقالات منشرشده 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

[Downloaded from sjfm.ir on 2025-11-17]

گـوش) یا دو طرفه (در هر دو گوش) باشـد. اطلاعـات قابل ذکری در مورد بروز نسـبی کاهش شنوایی یک طرفه و دو طرفه در جمعیت‌های مختلف وجود ندارد. ولی تجربه بالینی حاکی از شـایع تر بودن کاهش شـنوایی غیـر عضوی دوطرفه اسـت. در بیـن ۸۸ نفر کـه در نهایت تمارضشـان برطرف گردید، ۷۲% کاهش شنوایی غیر عضوی دوطرفه و ۲۸% کاهش شـنوایی غیـر عضوی یک طرفه داشـتند (۴، ۳). اگر کاهش شنوایی اساس ارگانیک نداشته باشد، یا ناشی از تمارض آگاهانه اسـت یا اینکه منشاء سایکوژنیک یا «هیستریک» دارد. در حالت اخیر بیمار در عمل کاهش شنوایی را تجربه می‌کند و باوری واقعی از وجود کاهش شـنوایی دارد. با برطرف شـدن اختلال روانپزشـکی مربوطه، کاهش شنوایی رفع می‌شود.

گزارش‌ها در مورد کاهش شـنوایی سـایکوژنیک بسـیار پراکنده اسـت. Ventry (۵) فقـط یـک مـورد را گـزارش نمـوده اسـت. Coles (۶) گزارش می‌دهد که ممکن اسـت تا به حال سـه مورد را مشـاهده کرده باشـد ولی مطمئن نبوده اسـت. Gelfand (۷) اظهار می‌کنـد که در طی ۱۵ سـال پیش، در مرکز درمانی کهنه سـربازان آمریکا، فقط یک مورد متقاعد کننده از کاهش شـنوایی سـایکوژنیک دیده اسـت. این بیمار دچار مشـکلات شـخصیتی بـود و از اختلالات سـوماتیکی رنج می‌بـرد که به دارو نما جـواب مـی‌داد. از جمله این اختلالات، یکی نیز کاهش شـنوایی بود که وی اصرار داشـت به کمک سـمعک درمان شود. همانطور که پیداست تعداد بسیار معدودی از این گونه بیماران مشـاهده شده و گزارش‌ها در مورد بیماران داری کاهش شنوایی سایکوژنیک 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 تشـخیص دهـد؛ 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 حساسـیت شـنوایی 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 بررسـی‌های پزشکی قانونی نه تنها تشخیص بلکه تعیین اندازه کاهش شـنوایی که باید متناسب با آن تعیین غرامت یا جبـران خسـارت شـود اهمیت بالاتری پیدا مـی‌کند. کـالس و میسـون (۹) اهمیت برآورد آستانه شنوایی واقعی را به صورت زیر بیان می‌کنند:

« در بررسـی‌های پزشکی قانونی، از هر نوع که باشد، باید همواره متوجه تمارض و بدتر نشـان دادن از کار افتادگی توسط بیمار بود. زیرا ممکن اسـت انگیزه واضحی در وی وجود داشته باشد که ناتوانی خود را ضعیف تر از حد واقعی نشـان دهد و به موجب آن غرامت بیشـتری دریافت نماید. این موضوع به ویژه وقتی صادق است که از کار افتادگی اظهار شـده از طرف بیمار کاملاً ذهنی (سوبژکتیو)[7] باشد، درست مثل کاهش شنوایی».

Abromowich (۱۰)، Mecreery, Champlin, Marthin (۱۱) بیـان می‌کنند که عدم همکاری بیمار در روند ارزیابی شـنوایی، صـرف نظر از علت و انگیزه آن، به کارگیـری روش‌های عینی‌تر (و در برخی موارد گرانتر) را لازم می‌کند و باید از پاسـخ های دیگری غیر از پاسخ های رفتاری برای تخمین آستانه شنوایی بهره گرفت.

اودیولوژیسـت‌ها همواره از روش «مجموعه آزمون[8]» برای ارزیابی شـنوایی استفاده می‌کنند تا بتوانند نسبت به قابل قبول بودن خدمات ارایه شـده به بیمار اطمینـان حاصل کند (۱۲). امـروزه آزمایش‌های مختلفی در دسـترس اودیولوژیسـت اسـت که می‌تواند نتایج ارزیابی شنوایی را به وسیله آنها کنترل کرده، صحت و دقت آن را تأیید نماید. بـا ثبات ترین و قابل اطمینان‌ترین روش کنترل و تعیین آسـتانه‌های شنوایی، روش‌هایی است که به پاسخ های ارادی از طرف بیمار وابستگی ندارند (۱۳).

شیوع کاهش شنوایی غیر عضوی

کاهش شـنوایی غیر عضوی در کودکان توسط محققین مختلفی توصیف شده است (۱۶- ۱۴). این مطالعات نشان داده است که کاهش شـنوایی غیر عضوی در کودکانی که از آزمایش غربالگری شـنوایی در مدارس رد می‌شوند احتمال وقوع بیشتری دارد. در این کودکان معمولاً آسـیب شنوایی وجود ندارند و کاهش شنوایی غیر عضوی آنها به مرور زمان رفع می‌شود. توجیه ضعف تحصیلی و جلب توجه خانواده به عنوان علل کاهش شـنوایی غیر عضوی در کودکان ذکر شـده اسـت. شیوع کاهش شـنوایی غیر عضوی در کـودکان در ۷۴% از مراکز اودیولوژی قابل چشـم پوشی، در ۲۱% بین ۱ تا ۵% و در ۵% از مراکز بیش از ۵% گزارش شـده است. Leshin (۱۷) با بـررسی ۱۹۰۲ کـودک که در غربالگری شنوایـی مدارس رد شده بودند، شیوع این کاهش شنوایی را ۲/۵% گـزارش داد. گزارش‌های مختلف نشـان می‌دهد که کاهش شنوایی‌های غیر عضوی در دختران ۳ برابر بیشتر از پسران اتفاق می‌افتد. علت این موضوع مشـخص نشده است. شیوع کاهش شنوایی غیر عضوی در جمعیت‌های مختلف بزرگسـالان 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 شـده است. شیوع کاهش شنوایی غیـر عضوی بین نظامیان شـرکت کننده در جنگ جهانی دوم افزایش یافت ولی در حال حاضر به سطح شیوع آن در جمعیت عمومی رسیده است. شـیوع کاهش شـنوایی غیر عضوی بین کارگران مراکز صنعتی که در معرض سـر و صـدای حـرفه‌ای قـرار داشته‌اند بین ۱۵ تا ۲۴% گزارش شده است. علت بالاتر بودن شیوع تمارض در کارگران مواجه با

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

8 - Test Battery

[Downloaded from sjfm.ir on 2025-11-17]

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 اودیولوژیست ها ابزارهای ارزیابی فیزیولوژیک و الکتروفیزیولوژیک مختلفی را در اختیار دارند که می‌توانند از بین آنها، بسته به شرایط حاکم، روش مناسب تر را انتخاب کنند. روش‌های عینی ارزیابی شنوایی را می‌توان در دو دسته کلی قرار داد: ۱)روش‌های فیزیولوژیک ۲) روش‌های الکترو فیزیولوژیک

روش های فیزیولوژیک

تیمپانومتری و رفلکس صوتی

اندازه‌گیری ایمپدانس آکوستیک (تمپانومتری، استاتیک کامپلیانس 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 (تمپانومتری و رفلکس صوتی) 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 صوتی، 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 متمارض یک سطح مرجع فوق آستانه‌ای برای تمارض خود پیدا کند.

تعیین آستانه رفلکس صوتی 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 صوتی کنترالترال را در سطح شدت ۹۰-۷۰ دسی بل بالاتر از آستانه شنوایی برانگیخت. در افراد دچار کاهش شنوایی کوکلئار این سطح شدت در محدوده ۶۰-۱۵ دسی بل بالاتر از آستانه شنوایی قرار می‌گیرد.

وقتی تفاوت آستانه رفلکس صوتی و آستانه شنوایی رفتاری بسیار کم باشد (۵ دسی بل یا کمتر) باید نسبت به آستانه تون خالص تردیدکرد. ادعای کاهش شنوایی عمیق یک طرفه یا دوطرفه در کنار رفلکس صوتی 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 صوتی را برای اهداف پزشکی قانونی محدود کند.

تمانومتری وضعیت گوش میانی را ارزیابی می‌کند. وجود رفلکس صوتی 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.

اندازه گیری آستانه رفلکس صوت با انجام آزمایش SPAR می‌تواند در تخمین آستانه شنوایی واقعی مفید باشد. در این روش آستانه رفلکس صوتی برای تون‌های خالص با آستانه رفلکس صوتی 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 صوتی 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 (تمپانومتری و رفلکس صوتی) بیشتر کیفی بوده و از میزان کاهش شنوایی در هر فرکانس اطلاعات قابل استفاده‌ای در اختیار نمی‌دهند.

گسیل‌های صوتی گوش[۱۴](OAE)

فرآیندهای غیرخطی فعال سلول مویی خارجی در درون حلزون گوش داخلی، به صورت خود به خود یا با تحریک صوتی خارجی، اصوات بسیار ضعیفی تولید می‌کند. این اصوات از گوش میانی گذشته وارد مجرای گوش خارجی می شود که از آن با عنوان گسیل‌های صوتی گوش یاد می‌کنند. می‌توان با قرار دادن میکروفون بسیار حساس در مجرای گوش، این اصوات ضعیف را مورد پایش قرار داد. گسیل‌های صوتی گوش کاربردهای متعددی ازجمله 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

[Downloaded from sjfm.ir on 2025-11-17]

پزشـکی قانونی می‌توان گفت که ممکن نیسـت فردی OAE بهنجار داشته باشـد و همزمان کاهش شنوایی جبران پذیر یا شایسته غرامت نیز داشته باشد. بنابراین آزمایش OAE به عنوان روشی عینی و سریع برای تأیید وضعیت شـنوایی در افراد مشکوک به تمارض پذیرفته شده اسـت (۳۱). بیماری که OAE طبیعی دارد بایسـتی آستانه شنوایی طبیعی داشـته باشد. متأسفانه سـودمندی آزمایش OAE در افرادی که با سـر و صدای شغلی مواجه بوده‌اند، محدودیت دارد. چراکه برخی از افراد با آنکه شـنوایی طبیعی دارند، OAE غیرطبیعی نشـان داده و برخـی فاقد OAE هسـتند. علت ایـن مـوضوع شـاید در نتیجه آسیب‌های pre- symptomatic حلزونی باشد (۳۲). تاکنون یافتن همبستگی بین OAE و آستانه‌های شنوایی رفتاری دشوار بوده است. بـا وجود این محدودیت‌ها، OAEروش کیفی دیگری برای پی بردن به وجود تمارض در اختیار اودیولوژیست قرار می‌دهد.

روش‌های الکترو فیزیولوژیک

علـی رغـم آنکـه آزمایش‌های مختلفی برای پی بـردن به وجود تمـارض پدید آمده اسـت ولی تقریبـاً هیچ کدام اطلاعاتـی در مورد آسـتانه‌های واقعی فرد متمارض قرار نمی‌دهند. مشـکل آن اسـت که در موارد پزشـکی قانونی اودیولوژیسـت بایـد در ۱۰ فرکانس مختلف آسـتانه‌های دقیقی به دسـت آورد که قابل تکرار باشد. بنابراین روش پتانسـیل‌های برانگیخته شـنوایی به عنـوان مفیدتریـن و مؤثرترین روش‌های الکتروفیزیولوژیک عملکرد دسـتگاه شنوایی مطرح هستند. Hood (۳۳) تأکید می‌کند که پتانسـیل‌های برانگیخته آزمایش‌هایی نیستند که انعکاسی ازحس شنوایی باشند بلکه آزمایشی برای عملکرد عصبی همزمان دستگاه شـنوایی و توانایی دستگاه شنوایی مرکزی در پاسخ به محرک‌های خارجی به روشی همزمان است. در واقع برانگیخته شـدن یک مجموعه پتانسـیل بوسـیله یـک محرک صوتـی خارجی «پدیده‌های همایند[15]» شـنوایی اسـت نه خود شـنوایی. با این وجود محققین مختلفی نشان داده‌اند که بین آستانه پتانسیل‌های برانگیخته و آسـتانه‌های رفتاری (اودیومتری تون خالـص) ارتباط نزدیکی وجود دارد. ایـن حقیقت به همراه گفتـه Abromowich مبنی بر اهمیت تأیید کاهش شـنوایی و تعییـن اعتبار ادیوگرام تـون خالص در افراد مدعی غرامت، نیاز به اسـتفاده از پتانسـیل‌های برانگیخته شـنوایی را تقویت می‌کند.

الکتروکوکلئوگرافی (E.coch.G)

سـه پتانسـیل با عنـوان «میکروفونیک حلزونی»[16]، «پتانسـیل عمـل» و «پتانسـیل تجمعـی» (CM-SP-AP) حـدود ۵ میلی ثانیه پس از تحریـک صوتی به وجود می‌آیند. تولید کننده های عصبی این پتانسـیل‌ها در حلزون گوش داخلی و بخش دیستال عصب هشـتم قرار دارند. مجموع این پتانسیل‌ها الکتروکوکلئوگرام را تشکیل می‌دهنـد. الکتروکوکلئوگرافی به دو روش تهاجمی یا ترانس تیمپانیک (بـا گذراندن الکترود از میان پرده صماخ) و غیر تهاجمی (با قرار دادن الکترود در مجرای گوش خارجی و نزدیک پرده صماخ) انجام می‌شود. این پتانسـیل‌ها تحت تأثیر بیهوشـی قرار نمی‌گیرند بـه همین دلیل برای بررسـی وضعیت شنوایی کودکان سـخت آزمون[17] کاربرد دارند. از کاربردهـای دیگر آن می‌توان به بررسـی عملکـرد گوش داخلی در بیماران دارای وزوز، تشـخیص بیماری منیر[18] و موارد کاهش شـنوایی ناگهانی اشاره کرد. ماهیت جراحی الکتروکوکلئوگرافی تهاجمی، کاربرد آن را به مراکزی محدود می‌کند که اتولوژیسـت وجود دارد. استفاده از الکتروکوکلئوگرافـی در مورد افراد متمارض توسـط (۲۱،۳۱) گزارش شـده است. از اشـکالات وارده بر الکتروکوکلئوگرافی این که نمی‌توان بوسـیله آن عملکرد شـنوایی در فرکانس‌های پاییـن را ارزیابی نمود. با توجه بـه این که الکتروکوکلئوگرافی فقط بخش محیطی‌تر سـامانه شـنوای را آزمایش می‌کند و تمـام فرکانس‌های مورد نیاز برای تعیین میزان آسـیب شـنوایی را در بر نمی‌گیرد، کاربرد آن در بررسـی‌های قانونی سطح آستانه‌های شنوایی با محدودیت جدی مواجه است.

پاسخ شنوایی ساقه مغز[19] (ABR)

ABR(مـوجهـای I-V) پاسـخ الکتروفیزیولوژیک زیر قشـری سامانه شنوایی به محرک صوتی است. این پاسخ مرکب و چند مرحله‌ای از تحریک ایسـتگاه‌های مختلف سـامانه شـنوایی از بخش محیطی تا تالاموس مشتق می‌گردد (۳۴). ثابت شده است که روش ABR نه تنها به ضایعات محیطی سـامانه شـنوایی ـ مثل کاهش شنوایی کوکلئار ـ بلکه به اختلالات ساقه مغز حساسیت ویژه‌ای دارد. از ABR برانگیخته بـا محرک کلیک برای افتراق ضایعات کوکلئـار از رتروکوکلئار (عصب هشـتم مغزی و ساقه مغز) به طور وسیع استفاده می شود. در بررسی-های 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 حسـاس است، فقط زمانی به عنوان فن مستقیم اندازه گیری حساست شنوایی محیطی قال استفاده است که نسبت به سلامت بخش مرکزی تر سیسـتم شنوایی مطمئن بود (۳۵). دو مشکل دیگر در مورد ABR به عنوان ابزاری برای تعیین اندازه کاهش شـنوایی وجود دارد؛ نخست، برای آنکه ب توان تخلیه همزمانی از پتانسـیل‌های آکسونی ساقه مغز برانگیخت باید از محرک‌های Pulsing [20] (کلیک) استفاده کرد. این نوع پاسخ را فقط وقتی می‌توان به دست آورد که تعداد بسیار زیادی از نورون‌ها با حداقل فاصله زمانی تحریک شـوند تا یک پدیده الکتریکی قابل توجه، بزرگ و قابل ثبتی روی پوسـت سـر بدسـت آید. آسـتانه ABR را نمـی تـوان با آسـتانه تون خالص ادیومتـری (که به صورت

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.

[Downloaded from sjfm.ir on 2025-11-17]

حساسیت شنوایی برای هر فرکانس تعریف می شود) 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 مبدل های 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 پایین تر از این محدوده حساسیت آن کاهش می‌یابد. مشکل دیگری که ناشی از استفاده از محرک های پالسینگ است، کالیبراسیون اودیومتریک آنها است که هم از نظر فیزیکی وهم از نظر سایکوآکوستیکی مهم است. زیرا آستانه محرک های 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 استانداردی برای محرک های 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 محرک های تون خالص که در ادیومتری رفتاری استفاده می شوند، 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 نویز نیز ارایه می‌شود و بدین ترتیب ناحیه بسیار محدودی از غشای پایه حلزون گوش داخلی تحریک می شود. با این روش می‌توان آستانه شنوایی در فرکانس‌های ۵۰۰ تا ۴۰۰۰ هرتز را پیش بینی نمود. Stapells و همکاران (۳۹) هماهنگی خوبی را بین آستانه ABR in notched noise و آستانه های 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[۲۲](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 ۵۰-۸ میلی ثانیه در نظر می‌گیرد. مجموعه موج‌های AMLR (No- Po-Na-Pa-Nb-Pb) بوسیله مونتاژ الکترودی شبیه به ABR از پوست سر ثبت می شوند. 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، بی ثباتی امواج AMLR در کودکان، نیاز به 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 قله های پاسخ بر یکدیگر سوار شده باعث تقویت پاسخ گردد و در مواردی که پاسخ های 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[۲۳](ALLR)

پاسخ‌های برانگیخته‌ای هستند (N۲-P۱-N۱-P۲) که ۸۰۰-۵۰ میلی ثانیه (۴۳) و طبق نظر Picton ۲۰۰-۵۰ میلی ثانیه پس از تحریک صوتی روی می‌دهند. عناوین مختلفی برای «پاسخهای دیررس شنوایی» توسط محققین بکار برده شده است. به عنوان مثال[۲۴]SVR،[۲۵]CERA و [۲۶] SCP نام های 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 می کشد. نزدیک به ۴۰ سال پیش و MacCandless Lentz (۴۴) آزمایش ALLR را با محرک های تون خالص و طول مدت ۷۰۰ میلی ثانیه روی افراد متمارض اجرا کردند و دریافتند که آستانه برآورد شده باروش ALLR در محدوه ۵ دسی بلی آستانه رفتاری قرار دارد. طبق نظر Abromowich (۱۰) SVR آزمایش انتخابی برای ارزیابی کاهش شنوایی غیر عضوی محسوب می شود. این مولف معتقد است که SVR بیشترین نزدیکی را با آستانه شنوایی تون خالص دارد به طوریکه در محدوده ۱۰ دسی بلی آن قرار می گیرد و به اختلال عملکرد نورولوژیک حساسیتی ندارد. به فرد متمارض آموزش داده می شود که به محرک‌های صوتی توجه کند ولی چون فرد متمارض

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

[Downloaded from sjfm.ir on 2025-11-17]

دچـار نگرانی اسـت بطور خودکار توجه افزایش یافته ای را نسـبت به محرک‌هـای صوتـی معطوف می کنـد و امواج بسـیار واضح تری در مقایسـه با افراد غیر متمارض ثبت می شود. وی پیشنهاد می کند که از محرک‌های تون برسـت ۳۰-۱۰۰ – ۳۰ میلی ثانیه اسـتفاده شود. Coles , Mason (۹) از دریچه زمانی ۳۰۰-۵۰ میلی ثانیه اسـتفاده کردند و نشـان دادند که این دوره زمانی ثبت در مقایسـه با .E.coch G و ABR بـرای تأیید آسـتانـه‌های تـون خالص کار آیی بالاتـری دارد. ایـن محققین از tone burst های ۱۰ – ۲۰۰ – ۱۰ اسـتفاده نمودنـد. یکی از مزایای اختصاصی CERA که توسـط این محققین برآن تاکید شـده است ویژگی فرکانسـی آن خصوصا در فرکانس های پایین تراست. چرا که متمارضین در فرکانس‌های پایین‌تر میزان تمارض بیشـتری نشـان می‌دهند. به نظر این پژوهش‌گـران کاربرد CERA در بررسـی‌های پزشکی قانونی در مقایسـه با ABR از ارزش بالاتری برخوردار است. زیرا از سطح شدت بالاتری می توان برای محرک صوتی اسـتفاده کرد و از طرفی دیگر ضایعات شنوایی غیر محیطی نمی تواند بین آسـتانه الکتروفیزیولوژیک و آستانه شنوایی رفتاری اختلاف ایجاد کند. Hyde و همکاران (۴۵) نیز با به کاربردن محرک‌های تون برست ۱۰ – ۴۰ ۱۰- میلـی ثانیـه تطابـق بسـیار نزدیکـی (در حد ۱۰± دسـی بل) بین آسـتانه برآورد شده توسـط SVR و آستانه شنوایی اودیومتریـک بدسـت آوردند. مهدوی و همکاران(۴۶) برای نخسـتین بار در کشـورمان ایران از ALLR اسـتفاده کردند. با مقایسـه آستانه شـنوایی تون خالـص افراد بهنجار، با آسـتانه ALLR ، این محققین میانگین تفاوت این دو آسـتانه را در فرکانسهای ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز به ترتیب ۱۲/۶، ۱۰/۹، ۱۰/۸ و ۱۱/۲ دسـی بل بدست آوردند. خطای برآورد آسـتانه شنوایی بوسیله ALLRدر این تحقیق، در ۹۴% از مـوارد ۱۵-۰ دسـی بل، در ۵% از موارد ۲۰ دسـی بل و در ۱% از موارد ۲۵ دسـی بل تعیین شـد. علی رغـم اینکه ALLR آستانه تون خالص را با دقت مطلوبی (۱۰± دسی بل) تخمین می زند، کاربرد آن در تمام نقاط جهان رواج یکسانی ندارد. دهها سال است که تنها روش الکتروفیزیولوژیک در بررسـی‌های پزشـکی قانونی شنوایی در بیمارسـتان Mont Sina شـهر Toronto ، روش ALLR است (۴۵). طبق Richards و Vidi (۴۷)، در طی ۱۵ سـال گذشـته در ایالت ویکتوریای استرالیا ازCERA برای تأیید اودیوگرام استفاده شده اسـت. هیئت جبران خسارت شنوایی کارگران British Columbia در کانـادا نیز از ALLRبرای تخمین آسـتانه شـنوایی افراد متمارض اسـتفاده می کند(۴۸). با این وجود، بهره گیری از ALLR در ایالات متحده چندان شیوع پیدا نکرده است (۴۹).

پاسخ شنوایی حالت ثابت[27](ASSR)

ایـن روش یکی از روش‌های پتانسـیل‌های برانگیخته اسـت که در دانشـگاه ملبـورن ابداع گردید و در طی دهه ۱۹۸۰ توسـعه یافت. ابتـدا روی سیسـتم بینایی مورد تحقیق و بررسـی قـرار گرفت(۵۰). ASSRپتانسـیلی دوره‌ای اسـت که از پاسخ دسـتگاه عصبی شنوایی بـه محرک‌های دارای تغییـر منظم نظیر تون‌هـای AM[28] و FM[29]، منشـاء می گیرد (۵۱). ASSR بعنوان روشی برای برآورد آستانه های شـنوایی در فرکانس‌های مختلف، چشم انداز نوید بخشی را پیش روی ادیولوژیست ها گشوده اسـت. توضیح مشروحی از نحوه ثبت و تفسیر ASSR در (۵۲) موجود است. واژه های دیگری نیز برای نامگذاری این پتانسیل برانگیخته پیشنهاد شده است؛ از جمله AMFR[30]، SSEP[31] و EFR[32]. اخیراً بـرخـی از شـرکتـهای سـازنده تجهیـزات ارزیابی شنوایی از سرواژه ASSR اسـتفاده کرده‌اند(۵۳). تحقیقات مربوط به ASSR روی افـراد دارای شـنوایی طبیعی (۵۴،۵۵) نشـان می دهد که ASSR روش مناسـبی برای این گروه از افراد است. هرچند تعداد تحقیقاتی که در مورد تخمین آسـتانه شـنوایی در افراد دارای کاهش شـنوایی صورت گرفته محدود است ولی نشان می دهند که ASSR از این توانایی بالقوه برخوردار اسـت که بعنوان جانشینی برای اودیومتری تون خالص بکار رود.

وقت گیر بودن استفاده از سایر پاسخ های برانگیخته شنوایی برای ارزیابی آستانه شنوایی در افراد سخت آزمون مثل افراد متمارض، یکی از مشـکلات مطرح است. در روش ASSR به این موضوع توجه شده و اخیراً روش چند فرکانسه[33] آن توسعه یافته است. در این حالت چندین فرکانس حامل به طور همزمان به دو گوش ارایه می شود (۵۶).

اودیولوژیست باید نسبت به تأثیر داروهای آرام بخش یا خواب آور و خواب طبیعی بر پتانسـیل‌های برانگیخته آگاهی داشته باشد. ABR تحت تأثیر خواب و سطح هوشیاری قرار نمی گیرد و بنابراین می توان آنرا بدون نگرانی در مورد اطفال به کار برد. در مورد افراد متمارض نیز باید به تأثیر ناپذیری روش مورد اسـتفاده از سـطح هوشیاری، خواب و داروهـای آرام بخش مطمئن بود. کوهن و همکاران(۵۷) و رانسـه و همـکاران (۵۴) دریافتند کـه روش ASSR در کودکان در حال خواب نتایج باثبات و قابل اطمینانی دارد. ASSR بـرانگیخته بوسیله تون‌های دارای سـرعت مودولاسیون ۱۱۰-۷۵ هرتز چندان تحت تأثیر خواب یا داروهای آرام بخش قرار نمی‌گیرد(۳۳). دقت برآورد آسـتانه شـنوایی بوسـیله آن توسط محققین (۵۹، ۵۸) بررسـی شده است. Rance و همکاران میانگین تفاوت بین آسـتانه تون خالص با آستانه برآورد شده بوسـیله ASSR را ۱۴-۹ دسی بل بدست آوردند. Rance و همکاران در گروهـی از کـودکان که کاندیدای کاشـت حلزون بودنـد، توانایی ASSR را در برآورد کاهش شـنوایی های شدید بررسی نمودند. نتایج این محققین نشـان داد که در ۸۲% از کودکان آستانه شنوایی برآورد شـده توسط ASSR در محدوده ۱۰ دسـی بلی و در ۹۹% از آنها در

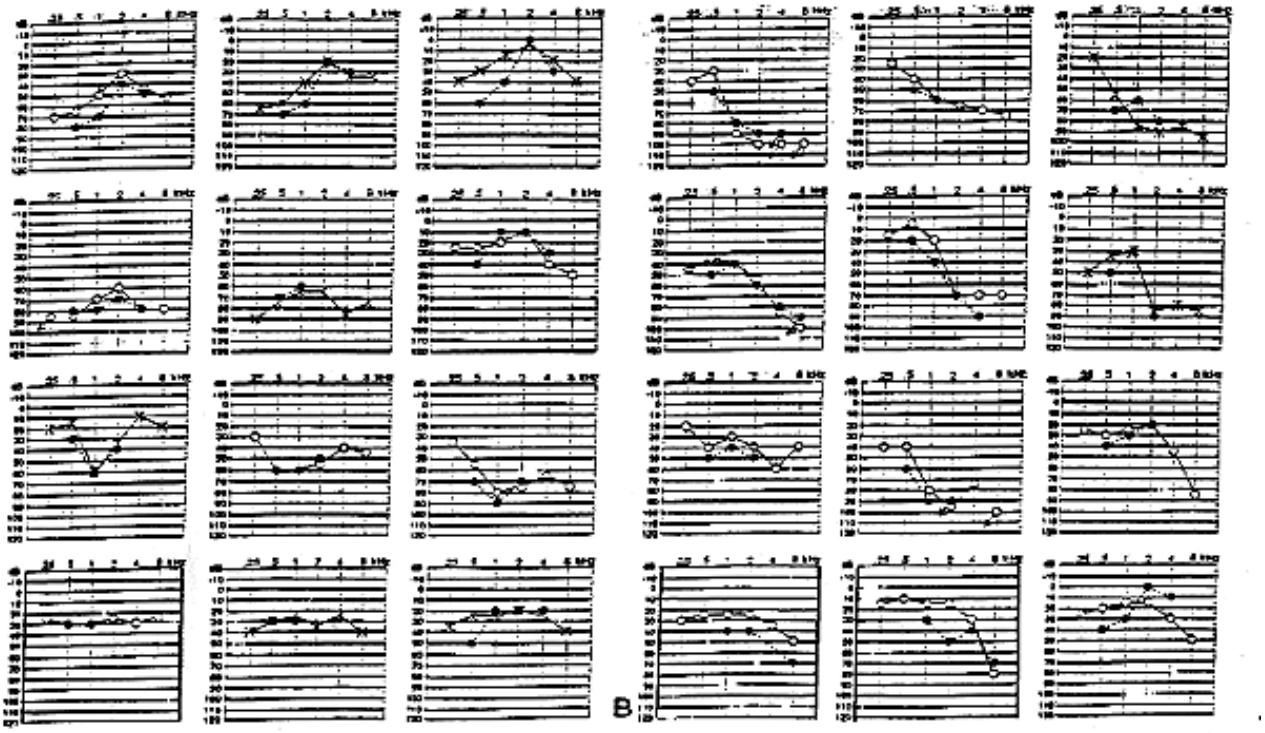
27 - Auditory Steady-State Response
28 - Amplitude-Modulated
29 - Frequency-Modulated
30 - Amplitude-Modulated Following Response
31 - Steady-State Evoked Potentials
32 - Envelope Following Response
33 - Multiple-Frequency

[Downloaded from sjfm.ir on 2025-11-17]

محدوده ۲۰ دسی بلی آستانه شنوایی تون خالص قرار دارد. بنابراین می توان 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 گرفته اند، بیشتر نوزادان و اطفال بوده‌اند (۶۴-۶۰). تأثیر سن بر ASSRدر 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 می‌دهدASSR . 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 ۴۰۰۰ هرتز از بدو تولد تا یک سالگی ۱۴ دسی بل کاهش می یابد و این کاهش برای آستانه در فرکانس‌های پایین‌تر، آهسته تر روی می‌دهد. بررسی تأثیر جنسیت بر نتایج ASSR نیز حاکی از تأثیر ناپذیری این پتانسیل برانگیخته از جنسیت است. شکل ۱ آستانه تخمینی اودیوگراهای مختلف بوسیله ASSR را نشان می‌دهد.

بحث

مقایسه برآورد آستانه شنوایی با روش‌های الکتروفیزیولوژیک 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 فرکانس۵۰۰، 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[۳۴] DAF 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 می دهد. 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



شکل۱- تخمین آستانه شنوایی تون خالص(×-× یا Õ-Õ) بوسیله روش ASSR (دایرهای سیاه): منبع(۵۳).

34 - Delayed Auditory Feedback

[Downloaded from sjfm.ir on 2025-11-17]

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 آستانه های شنوایی برخوردار است: بویژه وقتی کاهش شنوایی وجود دارد (شکل ۱). تفسیر ASSR توسط الگوریتم‌های رایانه ای «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 آستانه های 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 پاسخ های 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. روشSVR,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 ASSR ۴۰ Hz در مقایسه با ALLR به طور معنی داری به آستانه رفتاری نزدیکتر است. این محققین ASSR ۴۰ Hz 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 بررسی های قانونی شنوایی استفاده می شود، ABR با محرک کلیک است؛ روشی که در تعیین محل ضایعه سیستم شنوایی ارزشمند تلقی می شود ولی اطلاعات ویژه آستانه شنوایی برای هر فرکانس در اختیار قرار نمی‌دهد. در ایران، بجز تحقیق مهدوی و همکاران (۴۶) که از روش(N۱-P۲) ALLR برای تخمین آستانه شنوایی استفاده کرده‌اند، 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 AAOO[۳۶] به آستانه شنوایی فرکانس‌های ۵۰۰، ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ هرتز نیاز دارند و بعضی مثل فرمول پیشنهادی ASHA[۳۷]، اطلاع از آستانه شنوایی در فرکانس های ۱۰۰۰ ، ۲۰۰۰، ۳۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز را لازم می کند. بنابراین توصیه می شود 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 می شوند، 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, AMLR & ABR را دارند. دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی د رحال تجهیز به یکی از پیشرفته ترین دستگاه‌های الکتروفیزیولوژیک شنوایی است که علاوه بر آزمایش‌های فوق امکان انجام ASSR و EchoG را در اختیار قرار می دهد. 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 اودیولوژیست های ایران» (۷۱) با هدف گردآوری اطلاعات شغلی اودیولوژیست های ایران و در پاسخ به نیاز فوق تشکیل داده است.

نتیجه گیری

روش‌های فیزیولوژیک ارزیابی شنوایی- تمپانومتری، رفلکس صوتی و گسیل‌های صوتی گوش (OAE) ـ 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 می شوند، برای کشف کاهش شنوایی کاذب و تخمین آستانه‌های واقعی فرد متمارض در فرکانس‌های مختلف مفیدند. از بین روش‌های الکتروفیزیولوژیک ارزیابی کاهش شنوایی کاذب، پاسخ های دیررس

35 - Response Detection
36 - American Academy of Ophthalmology and Otolaryngology (currently AAO-HNS)
37 - American Speech, Hearing and Language Association

[Downloaded from sjfm.ir on 2025-11-17]

شـــنوایی (ALLR(P۱-N۱-P۲ از ویژگی فرکانسی مطلوبی برخوردار اســـت و در برخی از کشـــورها همچنـــان تنها روش مورد اســـتفاده در بررســـی‌های قانونی شنوایی محسوب می شـــود. استفاده از پاسخ های حالت ثابت شنوایی(ASSR) به دلیل استفاده از الگوریتم رایانه‌ای برای تعیین پاســـخ و زمان مصرفی کمتر و دقت بالا در تخمین آستانه های شنوایی، در مقایسه با سایر روشها در آینده افزایش خواهد یافت.

References

1- Silman S, Silverman CA. Auditory Diagnosis. 1st ed. San Diego: Academic Press; 1991: 137-138.

2- Martin FN. Pseudoypacusis 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 پاســـخ 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 (pseudohypoacusis) inchildren. 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. Pseudohypoacusis. 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.

[Downloaded from sjfm.ir on 2025-11-17]

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 – رشـکی مریم. مهدوی محمد ابراهیم. بررسـی روش BCPS در پیش بینی حساسـیت شنوایی افراد دارای شـنوایی 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 Otology. 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 Hearing1995; 16:361-371.

۳۸ – قـد بیگـی مجید، مهدوی محمد ابراهیـم. ABR in notched noise. پایان نامه کارشناسـی، دانشـکده 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.

٤٦ – مهدوی محمد ابراهیم، موسـوی عبدالله، جلایی بهرام، عشـایری حسـن، کیهانی محمد رضا. مقایسه آستانه شنوایی رفتاری با آستانه ALLR در افراد با شـنوایی بهنجار. پایان نامه کارشناسـی ارشـد. 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 Neurootol. 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

[Downloaded from sjfm.ir on 2025-11-17]

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. Maturational 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

اطفال و خردســالان بوسیله ABR و ASSR. پایان نامه کارشناسی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، ۱۳۸٤.

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 Acosutic 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

[Downloaded from sjfm.ir on 2025-11-17]