فصلنامه طبّ جنوب
پژوهشکده زیست-پزشکی خلیج فارس
مرکز تحقیقات زیست فناوری دریایی پزشکی
مرکز تحقیقات طب گرمسیری و عفونی خلیج فارس
دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی بوشهر
سال سیزدهم، شماره ۱، صفحه ۱۵ - ۱ (بهار ۱۳۸۹)

تأثیرات ثبت دگرسویی بر آستانه‌های پاسخ شنوایی پایدار (ASSR) در افراد بزرگسال با شنوایی هنجار

مسلم شعبانی*[۱]، بهرام جلایی[۲]، دکتر محمد کمالی[۳]

[۱] بخش شنوایی‌شناسی، دانشکده پیراپزشکی،دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
[۲] بخش شنوایی‌شناسی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران
[۳] دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران

چکیده

زمینه: پاسخ شنوایی پایدار (ASSR)، یک پتانسیل برانگیختهٔ شنوایی است که به وسیلهٔ الکترودهای میدان دور و از سطح اسکالپ ثبت می‌شود. این پاسخ، به وسیلهٔ محرک‌های اکوستیکی متناوب، گذرا یا مدوله‌شده برانگیخته می‌شود. مطالعهٔ حاضر، تأثیرات احتمالی ناشی از جابجایی کانال ثبت پاسخ بر آستانه‌های ASSR ۴۰ هرتز و زمان ثبت آن را مورد ارزیابی و مقایسه قرار داده است.

مواد و روش‌ها: ۳۰ فرد با شنوایی هنجار (آستانه‌های۵۰۰ تا ۴۰۰۰ هرتز ≥۱۵ دسی‌بل HL) در محدودهٔ سنی ۱۸ تا ۳۰ سال پس از تکمیل رضایت‌نامهٔ کتبی، وارد مطالعه شدند. افراد راست‌دست انتخاب شدند. محرک‌های چرپ جدید با استفاده از یک سیستم دو کانالهٔ ثبت پتانسیل‌های برانگیخته، سیستم Eclipse، از طریق گوشی‌های داخلی فقط به گوش راست ارائه شدند. آستانهٔ فرکانس‌های مرکزی (۰/۵، ۱، ۲ و ۴ کیلوهرتز) و زمان کلی ثبت آن‌ها در آرایش همان‌سویی (ثبت از کانال نوار مغز راست) و دگرسویی (ثبت از کانال نوار مغز چپ) نسبت به گوش تحریکی، در ریت تکرار ۴۰ هرتز ارزیابی گردید.

یافته‌ها: میانگین آستانه‌های ASSR دگرسویی با ریت۴۰ هرتز، حدود ۲/۲۵ دسی‌بل HL بهتر از میانگین همان‌سویی بود که فقط در فرکانس مرکزی ۲۰۰۰ هرتز معنادار بود (P.value=۰/۰۳). همچنین، میانگین زمان ثبت ASSR دگرسویی حدود ۵/۳۱ دقیقه کوتاه‌تر از میانگین همان‌سویی بود (P.value=۰/۰۰۰۵).

نتیجه‌گیری: در افراد بزرگسال بیدار با شنوایی هنجار، ASSR ۴۰ هرتز دگرسویی نسبت به همتای همان‌سویی، از نظر تخمین آستانه، کمی دقیق‌تر و از نظر زمان ثبت، کوتاه‌تراست. این تفاوت‌ها ممکن است از نظر بالینی چشمگیر نباشند؛ اما در کل این روش امیدوارکننده است.

واژگان کلیدی: پاسخ شنوایی پایدار، ثبت همان‌سویی، ثبت دگرسویی، فرکانس مدولاسیون، شنوایی هنجار

دریافت مقاله: ۸۷/۴/۲۴- پذیرش مقاله: ۸۷/۱۰/۲۶

* شهرضا، خیابان آزادگان، کوچه شهید آقایی، پلاک ۳۷/۱

Email :Smsh_sh@yahoo.com

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-06]

مقدمه

حساسیت شنوایی مستقیماً به وسیلهٔ اودیومتری تن‌خالص[1] یا به‌طور غیرمستقیم توسط پاسخ‌های برانگیختهٔ شنوایی ارزیابی می‌شود. اودیومتری تن‌خالص را به‌عنوان استاندارد طلایی برای ارزیابی آستانه‌های شنوایی در نظر گرفته می‌شود؛ زیرا دارای دقت، روایی و پایایی مناسب و ثابت شده‌ای است و روش انتخابی برای ارزیابی حساسیت شنوایی محسوب می‌شود. اما کسب آستانه‌های شنوایی معتبر در جمعیت‌های سخت‌آزمون مانند اطفال زیر ۶ ماه، افراد دچار ناتوانی ذهنی و افراد مبتلا به افت شنوایی غیر عضوی دشوار است که در این موارد از اودیومتری عینی به کمک پتانسیل‌های برانگیختهٔ شنوایی (AEPs)[2] استفاده می‌شود (۳-۱).

تاکنون آزمون انتخابی برای این منظور، پاسخ شنوایی ساقهٔ مغز با محرک کلیک (c-ABR)[3] بوده است که همراه با اُتوسکوپی و ارزیابی ایمیتانس، به شنوایی‌شناسان این امکان را می‌داد تا در مورد نوع و میزان اُفت شنوایی تصمیم‌گیری کنند (۴). بدون شک، نیاز به یک تکنیک الکتروفیزیولوژیک برای تخمین حساسیت شنوایی با ویژگی فرکانسی که از نظر بالینی قابل اجرا بوده و از دقت قابل قبولی برخوردار باشد، به واسطهٔ c-ABR برآورده نمی‌شود. آزمون پاسخ شنوایی پایدار (ASSR)[4]، به‌منظور ارزیابی اطفال، افراد سخت‌آزمون و بزرگسالان مبتلا به اُفت شنوایی غیر عضوی، اخیراً به مجموعه آزمون‌های تشخیصی عینی در شنوایی‌شناسی بالینی افزوده شده است (۵ و ۶).

پاسخ شنوایی پایدار، که یکی از پتانسیل‌های برانگیختهٔ شنوایی (AEPs) است، پاسخ الکتریکی موزون مغز به محرک‌های پایدار یا محرک‌هایی است که به‌صورت منظم تکرار می‌شوند. محرک پایدار می‌تواند نویز یا تن مدوله‌شده یا زنجیره‌ای از محرک‌های گذرا مانند کلیک یا تن‌برست باشد. عوامل اصلی برای اغلب محرک‌های ASSR، فرکانس حامل یا فرکانس مرکزی (CF)، فرکانس مدولاسیون یا ریت تکرار (MF یا RF)، نوع و عمق مدولاسیون می‌باشد. منظور از فرکانس حامل، همان فرکانس‌های اودیومتری ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ است و ریت تکرار نیز در واقع ریتم تغییرات محرک است که محدودهٔ ۵۰-۳۰ هرتز را ریت ۴۰ هرتز و محدوده‌ی ۱۱۰-۷۰ را ریت ۸۰ هرتز می‌گویند (۷ و ۸).

هنگام انجام آزمون ASSR، الکترودها فعالیت مغزی موجی شکل پیچیده‌ای را کشف می‌کنند. محرک، ارائه شده و نوار مغزی (EEG) ثبت می‌گردد. اگر پاسخی وجود داشته باشد، انرژی ASSR که به‌وسیلهٔ مدولاسیون محرک (پوش محرک) برانگیخته می‌شود در طیف نوار مغزی ثبت‌شده، نمایان می‌گردد (۵). در واقع، همبستگی زمانی ASSR با مدولاسیون محرک (ریتم تن)، یک مزیت اصلی در آنالیز ASSR است چرا که با دانستن فرکانس مدولاسیون، کافی است طیف نوار مغزی را در این فرکانس آنالیز کرد و در مورد وجود یا عدم وجود پاسخ تصمیم‌گیری نمود (۹ و ۱۰)، که البته این کار توسط الگوریتم‌های عینی کشف پاسخ صورت می‌گیرد. از سوی دیگر، فرکانس مدولاسیون محرک، بر محلّ تولید پاسخ ASSR در مسیرهای شنوایی مرکزی تأثیر می‌گذارد (۷). سه مؤلفهٔ اساسی برای ASSR ثبت‌شده از اسکالپ وجود

[1] Pure Tone Audiometry (PTA)
[2] Auditory-Evoked Potential
[3] Click-Auditory Brainstem Response
[4] Auditory steady-state response

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-06]

دارد؛ پاسخ ساقهٔ مغز که محدودهٔ وسیعی از فرکانس‌های مدولاسیون را دنبال می‌کند، پاسخ تالاموس-کورتکس که به فرکانس‌های تا ۷۰ هرتز پاسخ می‌دهد و پاسخ کورتیکال که تغییرات در فرکانس‌های پایین‌تر را نمایان می‌سازد (۱۱). شواهدی وجود دارد مبنی بر اینکه شکل‌موج‌های ASSR ۴۰ هرتز را می‌توان با روی هم قرار دادن شکل‌موج‌های پاسخ شنوایی میان‌رس (AMLR) تخمین زد. این دو پاسخ، از چندین جنبه (مثل برخی مولدها، تأثیر خواب و بیهوشی) با هم شباهت دارند (۵ و ۷).

اگرچه از زمانی‌که ASSR برای اولین بار معرفی شد، دو دهه می‌گذرد، اما هنوز هم پژوهشگران در پی بهبود پارامترهای تحریک، ثبت و آنالیز این پاسخ هستند تا برای کاربردهای بالینی مناسب‌تر شود (۵). تأثیر مونتاژ الکترودی بر ثبت ASSR عمدتاً با ارزیابی دامنهٔ پاسخ و نسبت سیگنال به نویز[5]، در چندین پژوهش مورد بررسی قرار گرفته است. معمول‌ترین جایگاه الکترود ثبت در متون ASSR، ورتکس (Cz) می‌باشد. جایگاه الکترود مرجع نیز غالباً در خطّ وسط پشت گردن (۱۴-۱۲)، ماستوئید (۱ و ۱۵) یا اینیون (Oz) (۱۶ و ۱۷) در نظر گرفته می‌شود. وندرریجدن (Van der Reijden) و همکاران در سال ۲۰۰۱ ارتباط بین نسبت سیگنال به نویز ASSR و مونتاژ الکترودی در فرکانس مدولاسیون ۹۰ هرتز را در افراد بزرگسال بیدار با شنوایی هنجار بررسی کردند. در این مطالعه، آرایش‌های الکترودی مختلف ورتکس به اینیون، ورتکس به پشت گردن، ورتکس به ماستوئید و ورتکس به نرمهٔ گوش با یکدیگر مقایسه شدند. نتایج نشان داد که آرایش الکترودی ورتکس به اینیون، نسبت سیگنال به نویز بهتر و سطح نویز کمتری دارد.

البته دامنه‌های پاسخ حاصل از این ۴ آرایش الکترودی، هیچ تفاوت معناداری با یکدیگر نداشتند (۱۸). اخیراً وندرریجدن و همکاران در سال ۲۰۰۵، مطالعهٔ مشابهی را روی اطفال انجام دادند. آن‌ها نشان دادند که مونتاژ ورتکس- ماستوئید همان‌سویی (Cz-Mi) بزرگ‌ترین نسبت ASSR به نویز را ایجاد می‌کند (۱۹). اِسمال (Small) در سال ۲۰۰۸ به مقایسهٔ دامنه و فاز ASSR ۸۰ هرتز در ثبت‌های همان‌سویی و دگرسویی در اطفال و بزرگسالان پرداخته است. نتایج این مطالعه نشان داد که دامنهٔ ASSR اطفال در کانال دگرسویی نسبت به سمت ارائهٔ محرک راه هوایی (AC)، تقریباً یک‌سوم دامنهٔ کانال همان‌سویی است و آستانه‌های آن نیز حدود ۱۵-۱۳ دسی‌بل ضعیف‌تر است. اما این مقدار در بزرگسالان، دو سوم به‌دست آمد و هیچ تفاوت معناداری بین آستانه‌های همان‌سویی و دگرسویی مشاهده نشد (۲۰). نتایج این مطالعه، با مطالعهٔ دیگری که توسط وندرریجدن و همکاران (۱۹) انجام شد، هم‌خوانی دارد. مطالعهٔ أخیر نشان داد که ASSR اطفال در کانال دگرسویی نسبت به سمت ارائهٔ محرک AC، در مقایسه با کانال همان‌سویی کوچک‌تر است یا اصلا ثبت نمی‌شود. با این وجود، دانش ما در مورد تعاملات بین فرکانس‌های مدولاسیون، فرکانس‌های مرکزی و آرایش الکترودی همان‌سویی و دگرسویی و همچنین تأثیرات پیچیدهٔ آن‌ها بر روی دامنه، نهفتگی و آستانه‌های ASSR در بزرگسالان و همچنین اطفال، ناچیز است.

محرک‌هایی که به یک گوش ارائه می‌شوند، عمدتاً در مناطق قشری مقابل به گوش تحریکی، پردازش و درک می‌شوند (۲۱). مطالعات أخیر انسفالوگرافی مغناطیسی (MEG) نشان می‌دهد که با ارائهٔ الگوی تحریک تک‌گوشی، سو برتری تمام مؤلفه‌های شنوایی

[5] Signal-to-noise ratio

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-06]

مانند: باند گامای گذرا، P1m، N1m، 40 Hz SSR و پاسخ‌های مستمر، به سمت نیمکرهٔ مقابل به گوش تحریکی است (۲۲). همچون دیگر پاسخ‌های برانگیختهٔ کورتیکال، سو برتری ASSR با تحریک یک‌طرفه و فرکانس مدولاسیون پایین، به سمت نیمکرهٔ مقابل به گوش تحریکی است. اگرچه مطالعات در زمینهٔ ASSR ۴۰ هرتز، گاه شواهدی از برتری نیمکرهٔ راست یا گوش چپ (۷) و گاه شواهدی از برتری نیمکرهٔ چپ یا گوش راست (۲۲) را نشان داده‌اند. ثبت دو کانالهٔ (همان‌سویی و دگرسویی) ASSR در فرکانس مدولاسیون پایین، می‌تواند اطلاعاتی در مورد تفاوت احتمالی بین دو کانال ثبت از نظر دامنه، نهفتگی و آستانهٔ پاسخ، که در سطح تالاموس یا کورتکس شنوایی ایجاد شده است، فراهم کند.

هر چه فرکانس مدولاسیون کمتر شود، نقش کورتکس شنوایی در شکل‌گیری پاسخ بیشتر می‌گردد (۵ و ۲۳) و با توجه به سو برتری ASSR با تحریک یک‌طرفه و فرکانس مدولاسیون پایین، به سمت نیمکرهٔ مقابل به گوش تحریکی، این سئوال منطقی مطرح می‌شود که آیا نزدیک‌ترشدن الکترود واژگونگر به منشاء پاسخ در ثبت‌های دگرسویی با ریت پایین (مانند ۴۰ هرتز)، در مقایسه با ثبت همان‌سویی، موجب بهبود آستانه می‌شود یا خیر. به عبارت دیگر هنوز نمی‌دانیم که آیا هر آرایش الکترودی، نمودی از فعالیت قشر یا ساقهٔ مغز در همان سمت الکترود واژگونگر است یا خیر، نظیر آنچه در ABR مورد بحث بوده است (۵). افزون بر این، نمی‌دانیم که آیا چنین ثبت‌هایی بر آستانهٔ ASSR، نهفتگی، دامنه و فاز پاسخ‌های حاصل، تأثیر قابل توجهی دارند یا خیر. نتایج چندین مطالعه نشان داده است که ASSR ۴۰ هرتز، در ارزیابی حساسیت شنوایی در افراد بزرگسال با شنوایی هنجار و مبتلا به اُفت حسی عصبی ارزشمند است، و بیشترین ثبات را در افراد بیدار و هوشیار به‌دست می‌دهد (۲۶-۲۴). بنابراین، بررسی تأثیر احتمالی آرایش الکترودی روی دقت و سرعت تخمین آستانه در افراد بزرگسال در ریت ۴۰ هرتز نیز مطلوب به‌نظر می‌رسد. در این مطالعه، آستانه‌های ASSR را در گروهی از افراد هنجار به صورت تک‌گوشی، با فرکانس مدولاسیون ۴۰ هرتز، در دو آرایش الکترودی همان‌سویی و دگرسویی و با ارائهٔ همزمان چهار فرکانس مرکزی ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز یا به عبارت دیگر با ارائهٔ چندمحرکه، ثبت نموده و مقایسه کرده‌ایم تا مقادیر هنجار آستانه‌های ASSR دگرسویی و تفاوت آن با مقادیر هنجار آستانه‌های همان‌سویی را به دست آوریم. مدت زمان کلی ثبت برای هر چهار فرکانس مرکزی را در آرایش همان‌سویی و دگرسویی نیز با هم مقایسه کرده‌ایم.

مواد و روش‌کار

در این مطالعه مقطعی، ۳۰ فرد بزرگسال (۳۰ گوش) از هر دو جنس در محدودهٔ سنی ۱۸ تا ۳۰ سال، با میانگین سنی ۲۴/۰۰±۲/۷۱ سال، با روش نمونه‌گیری غیر احتمالی از افراد در دسترس انتخاب شدند. معیارهای ورود به مطالعه عبارت بودند از: ۱) شنوایی هنجار در دو گوش -آستانهٔ اودیومتری تن خالص در هر گوش و در ۴ فرکانس ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز کمتر و مساوی ۱۵ دسی‌بل HL- باشد (۲۷)، ۲) عدم سابقهٔ ضربات شدید به سر، ۳) عدم سابقهٔ قبلی یا ابتلاء فعلی به اختلالات نورولوژیک؛ که این دو مورد أخیر به وسیلهٔ پرسش‌نامه‌ای که در اختیار بیمار قرار داده شد، مورد ارزیابی قرار گرفت و ۴) عدم پاتولوژی فعال در دو گوش که به‌وسیلهٔ

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-06]

اُتوسکوپی، آزمون‌های تمپانومتری و رفلکس اکوستیک مورد بررسی قرار گرفت.

پس از تعیین نمونه‌های لازم و کسب رضایت‌نامه از افراد برای شرکت در پژوهش، تاریخچه‌گیری از تمامی افراد به‌عمل آمد. سپس معاینهٔ اُتوسکوپی برای اطمینان از سلامت گوش خارجی و میانی انجام شد. آستانه‌های تن‌خالص در سکوت با استفاده از اودیومتر دو کانالهٔ Interacoustic مدل AC40 ساخت دانمارک از دو مسیر هوایی و استخوانی به روش مرسوم اندازه‌گیری شد. همچنین آزمون‌های تمپانومتری و رفلکس اکوستیک با استفاده از تمپانومتر Interacoustic مدل AZ26 ساخت دانمارک به منظور تعیین سلامت گوش میانی و عدم وجود هرگونه پاتولوژی فعال، برای تمامی افراد انجام گردید. در صورت دارا بودن معیارهای ورود به مطالعه، پاسخ ASSR با استفاده از دستگاه ثبت پاسخ‌های برانگیختهٔ Interacoustic مدل Eclipse ساخت دانمارک در افراد مورد مطالعه به‌دست آمد.

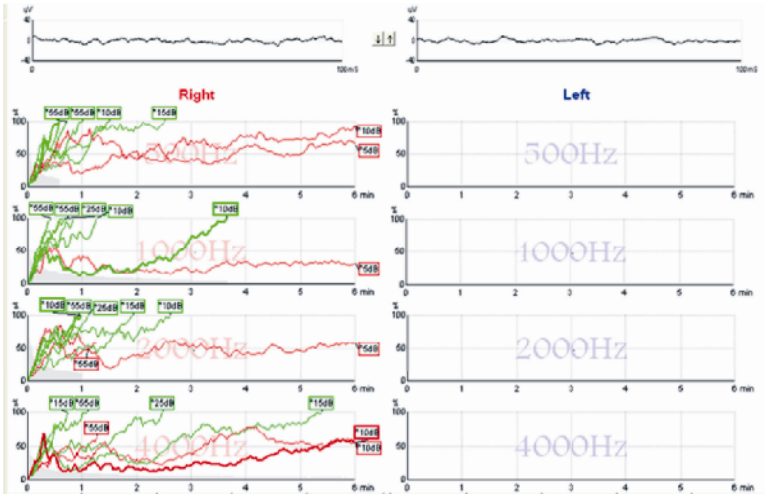
سیستم Eclipse، سیستمی دوکاناله برای ثبت یک‌طرفه یا دوطرفهٔ پاسخ ASSR است. ارائهٔ محرک‌ها می‌تواند به‌صورت مجزا یا همزمان به یک گوش، یا به صورت همزمان به دو گوش تا ۸ محرک انجام شود (۲۸). در این سیستم، از محرک‌های چرپ جدیدی به نام چرپ CE (CE برای احترام به Claus Elberling، مخترع این محرک) استفاده می‌شود (۲۹). محرک چرپ اصلی، به وسیلهٔ فرمول‌های محاسباتی خاصی در حوزهٔ زمانی طراحی شده، تا حداکثر جابجایی همزمان (تحریک همزمان) را در طول بخش حلزونی ایجاد کند (۳۰). برای این منظور، زمان مؤلفه‌های فرکانسی مجزای کلیک را طوری تنظیم می‌کنند که زمان سیر آن‌ها در حلزون جبران شود. محرک چرپ جدید بر خلاف محرک‌های رایج در ارزیابی ASSR، به‌وسیلهٔ مدولاسیون و درحوزهٔ زمانی ساخته نمی‌شود، بلکه با ترکیب چند تن خالص ممتد و در حوزهٔ فرکانسی ایجاد می‌شود که هر یک دارای دامنه، فاز و فرکانس مجزایی هستند. تفاوت فرکانسی موجود بین این تن‌های خالص متوالی، ثابت است و فرکانس مدولاسیون محرک چرپ را تشکیل می‌دهد. نمونه‌ای از یک محرک چرپ جدید با فرکانس مرکزی ۵۰۰ هرتز و ریت ۹۰ هرتز می‌تواند ترکیب تن‌های ۲۷۰، ۳۶۰، ۴۵۰، ۵۴۰، ۶۳۰ و ۷۲۰ هرتز باشد (یعنی ۵۴۰ هرتز ~۵۰۰ هرتز در نظر گرفته می‌شود) (۳۱). ثبت ASSR با محرک‌های چرپ جدید، زمان تشخیص کوتاه‌تر و نسبت سیگنال به نویز بیشتری نسبت به محرک‌های کلیک فراهم می‌کنند (۳۲). الگوریتم کشف پاسخ در سیستم Eclipse، Full Spectrum Detection Engine نام دارد، که ترکیبی از کوهرنس فازی و دامنه‌های پاسخ را برای به حداکثر رساندن دقت و سرعت کشف پاسخ به‌کار می‌برد (۲۹).

برای انجام آزمون ASSR، فرد مورد آزمون روی تخت قرار می‌گرفت و پس از تشریح دقیق روند انجام آزمون برای او، دو الکترود واژگونگر به ماستوئید گوش راست و چپ، یک الکترود ناواژگونگر به بالای پیشانی (Fz) (۵) و یک الکترود زمین به بالای پیشانی در سمت راست برای بیمار نصب می‌شد. امپدانس هر یک از الکترودها و امپدانس بین الکترودها کنترل می‌شد تا از ۳ کیلواُهم بیشتر نباشد. گوشی‌های داخلی در دو گوش به گونه‌ای قرار می‌گرفت که سیم رابط الکترود به دستگاه، کمترین تماس را با بدن فرد یا لباس‌های او داشته باشد تا مانع از ایجاد نویز شود (۴). از راحتی فرد اطمینان حاصل کرده و از او می‌خواستیم آرام باشد. دامنهٔ EEG فرد حداکثر

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-06]

به‌مدت ۳۰ دقیقه پایش می‌شد تا معیار مورد نظر برای ثبت مناسب آستانه‌ها یعنی دامنه‌های EEG کمتر مساوی ۴۰± میکروولت به‌دست آید. در صورت کسب این معیار، آستانه‌های ASSR در فرکانس مدولاسیون ۴۰ هرتز، با ارائهٔ محرک‌های چرپ جدید در چهار فرکانس مرکزی ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز مورد ارزیابی قرار می‌گرفتند. آزمون به‌صورت تک‌گوشی انجام شده و محرک‌ها تنها به گوش راست ارائه می‌شدند چراکه موضوع گوش غالب هنوز در آزمون ASSR به صورت قطعی مشخص نشده است (۱، ۷ و ۲۲).

در ابتدا، پاسخ ASSR همان‌سویی در فرکانس مدولاسیون ۴۰ هرتز ثبت می‌شد. در این حالت، کانال راست دستگاه ثبت فعال شده و محرک از گوشی راست به گوش راست ارائه می‌شد. شروع آزمون، با ارائهٔ همزمان هر ۴ فرکانس مرکزی با فرکانس مدولاسیون ۴۰ هرتز در شدت ۵۵ دسی‌بل HL بود. در خلال ردیابی آستانه، امکان تغییر سطح شدت در هر فرکانس به‌صورت مجزا از فرکانس‌های دیگر وجود داشت. بدین‌ترتیب، در هر فرکانس که طی ۳ دقیقه یا کمتر به آستانه می‌رسید، شدت را به‌صورت مجزا تغییر داده و سطح شدت بعدی یعنی ۲۵ دسی‌بل HL را انتخاب می‌کردیم. در صورت کسب آستانه در این سطح شدت، سطح ارائهٔ ۱۵ دسی‌بل HL انتخاب می‌شد. این سطوح شدت، برای سرعت عمل بیشتر در مراحل اولیهٔ آزمون انتخاب شدند اما چون آستانهٔ ۱۵ دسی‌بل HL، بهترین آستانه‌ای است که معمولاً برای ASSR مطرح است، از این سطح به بعد، روش مرسوم آستانه‌یابی یعنی روش افزایش‌های ۵ دسی‌بلی و کاهش‌های ۱۰ دسی‌بلی (۱۰down-۵up) استفاده شد (۳۳ و ۳۴). لازم به‌ذکر است که پروتکل استانداردی برای آزمون ASSR وجود ندارد (۶) و روش‌های آستانه‌یابی مانند ۱۰up-۵down نیز استفاده شده است (۳۵). برای خاتمه دادن به جستجوی آستانه در یک سطح شدتی خاص، به تغییرات مقدار آزمون آماری (شکل ۱) توجه داشتیم و اگر مقدار آزمون آماری در پایان ۳ دقیقه، کمتر از ۵۰ درصد بود و به‌ویژه اگر سیری نزولی داشت، ثبت در آن سطح شدت را متوقف می‌کردیم (۳۱).

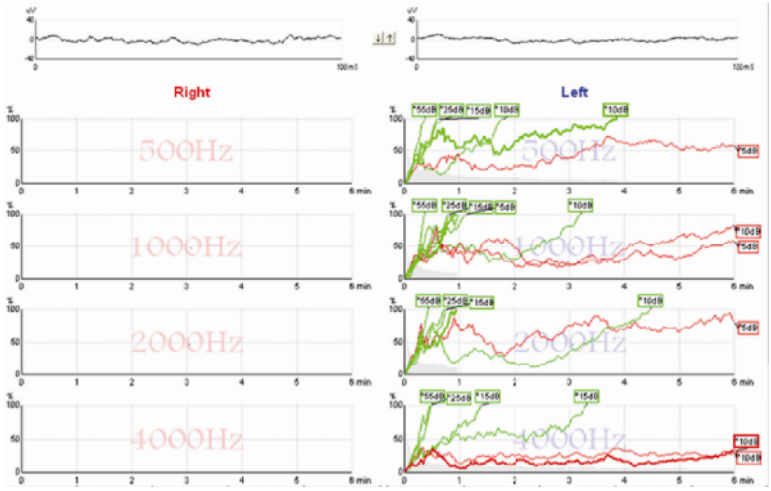


شکل ۱) اولین ثبت نشان داده شده که به ردیابی آستانه‌های ASSR ۴۰ هرتز در آرایش همان‌سویی پرداخته است

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-06]

افزون بر این، تمامی آستانه‌ها در این مطالعه حداقل یک‌بار تأیید شده‌اند و در هر سطح شدتی که پاسخی به‌دست نیامده، ثبت را حداقل یک‌بار تا ۶ دقیقه ادامه داده‌ایم. بنابراین، کمترین سطح شدت تن مرکزی که طی ۶ دقیقه ردیابی آستانه و حداقل دو بار، به معیار پاسخ (کمترین سطح شدت تن مرکزی که پاسخی ایجاد کند که دستگاه ثبت بتواند آن را با اطمینان ۹۵ درصد، متفاوت از نویز EEG زمینه تشخیص دهد) می‌رسید، به‌عنوان آستانه در نظر گرفته شد. پس از ثبت آستانهٔ هر ۴ فرکانس در آرایش همان‌سویی و پس از استراحتی ۱۰ دقیقه‌ای و اطمینان از همکاری فرد، ثبت‌های دگرسویی انجام می‌شد. کانال چپ دستگاه فعال می‌شد تا محرک‌ها از گوشی چپ ارائه شوند. البته گوشی داخلی چپ که در خلال آزمایش‌های قبل (یعنی ثبت‌های همان‌سویی) در گوش چپ فرد قرار داشت، به گوش راست منتقل می‌شد و گوشی راست نیز به گوش چپ انتقال می‌یافت. در این وضعیت، با این‌که محرک‌ها از طریق گوشی چپ به گوش راست ارائه می‌شدند اما ثبت همچنان از کانال چپ یعنی کانال دگرسویی نسبت به گوش تحریکی انجام می‌گرفت؛ به‌عبارت دیگر، الکترود واژگونگر چپ با الکترود ناواژگونگر در Fz مقایسه می‌شد. این نحوهٔ ثبت را به‌عنوان ثبت دگرسویی در نظر گرفتیم. آستانهٔ ۴ فرکانس مرکزی، با همان ترتیب و روش، برای آرایش دگرسویی هم به‌دست آمد.

لازم به‌ذکر است که در این مطالعه، هیچ تغییری در تنظیمات سیستم ثبت ایجاد نشده است و آرایش الکترودی مورد استفاده نیز، آرایش پیش‌فرض سیستم برای ثبت پاسخ‌های مجزا یا همزمان از یک یا هر دو گوش بوده است (۲۸). تنها مسئله‌ای که در اینجا حائز اهمیت است، مقدار شدت محرک می‌باشد، و این‌که آیا احتمال تقاطع محرک از گوش راست به گوش چپ و درگیرشدن مسیرهای دگرسویی وجود دارد یا خیر. با توجه به این‌که حداقل کاهش بین‌گوشی (حداقل IA) در مورد گوشی‌های داخلی، بسته به فرکانس، بین ۶۹ تا ۹۴ دسی‌بل است، می‌توان اطمینان داشت که در شدت‌های ارائهٔ کمتر از حداقل IA، واقعاً تحریکی یک‌طرفه خواهیم داشت (۲۰). بنابراین، تغییر مکان ظاهری گوشی داخلی چپ برای تحریک گوش راست، تأثیری روی کارکرد اساسی سیستم ندارد و همانند تحریک از گوش چپ، پاسخ‌ها از کانال چپ ثبت می‌شوند (شکل ۲).



شکل ۲) اولین ثبت نشان داده شده که به ردیابی آستانه‌های ASSR ۴۰ هرتز در آرایش دگرسویی پرداخته است

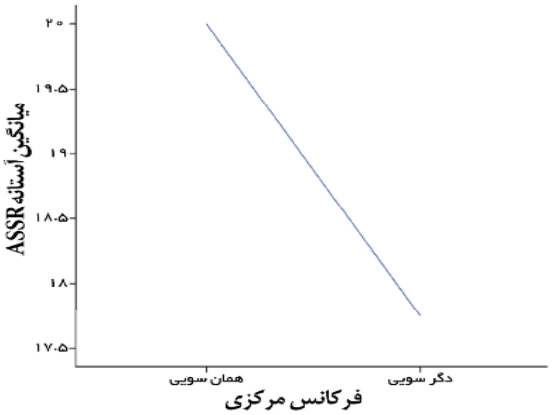
[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-06]

برای هر فـرد مورد آزمون، ۸ آستانه به‌دست آمد. برای تعیین توزیع نرمال داده‌ها، از آزمون کولموگروف اسمیرنوف (K-S) استفاده شد. جهت مقایسهٔ میانگین کلی آستانه‌ها در آرایش همان‌سویی و دگرسویی، آزمون تحلیل واریانس یک‌راههٔ بین‌گروهی[6] استفاده شد. جهت مقایسهٔ میانگین‌ها در فرکانس‌های نظیر: فرکانس ۵۰۰ هرتز همان‌سویی با فرکانس ۵۰۰ هرتز دگرسویی، از آزمون آماری t مزدوج[7] استفاده شد. همچنین، مدت زمان ثبت پاسخ در هر آرایش الکترودی ثبت شد و با استفاده از آزمون t مزدوج مقایسه گردید. تمامی اطلاعات توسط نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۱۶ (SPSS Inc, Chicago, IL) مورد بررسی و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها

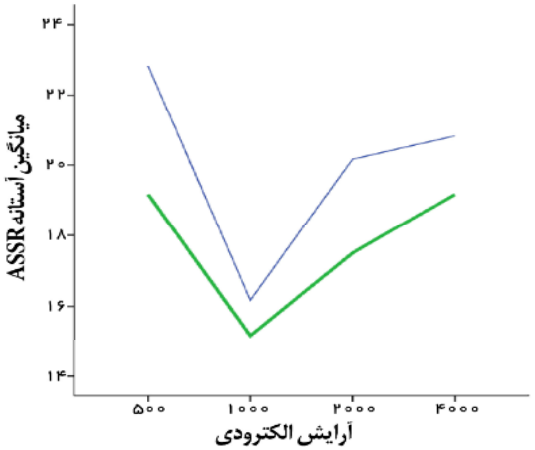
با توجه به پارامترهای مختلفی که در این مطالعه برای ارائهٔ محرک و ثبت پاسخ ASSR در نظر گرفته شد، ۸ آستانهٔ ASSR مجزا برای هر فرد مورد آزمون به‌دست آمد. برای تبیین نتایج، ابتدا تأثیر کلی دو متغیر آرایش همان سویی و دگر سویی را به‌طور مجزا و مستقل از چهار متغیر فرکانس مرکزی و سپس در تعامل با آن، بررسی کرده و در قالب نمودارهایی نمایش می‌دهیم. در آخر، تأثیر کلی هر آرایش همان‌سویی و دگرسویی بر مدت زمان هر ثبت آزمون را بررسی می‌کنیم.

در نمودار ۱، تأثیر کلی متغیر آرایش همان سویی و دگر سویی بدون توجه به CF (یا به عبارت دیگر تأثیر آن بر میانگین آستانه‌های هر ۴ CF) مشاهده می‌شود. در کل، میانگین آستانه‌های ASSR ۴۰ هرتز در آرایش دگرسویی، تقریبا ۲/۲۵ دسی‌بل HL بهتر از این آستانه‌ها در آرایش همان‌سویی بود. آنالیز واریانس نشان داد که این مقدار تفاوت میانگین، در سطح ۰/۰۵ معنادار است (P=۰/۰۳ ،F(۲۳۲،۱)=۴/۵۸) که البته می‌تواند ناشی از مقایسهٔ فرکانس‌های غیر نظیر از دو آرایش الکترودی باشد؛ به‌عنوان مثال ممکن است فرکانس ۵۰۰ هرتز همان‌سویی با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز دگرسویی مقایسه شده باشد. بنابراین برای مقایسهٔ دقیق این دو آرایش الکترودی، لازم است که تفاوت میانگین در هر یک از ۴ CF، بررسی شود.



نمودار ۱) تأثیر کلی آرایش الکترودی بر آستانه های ASSR بدون توجه به CF

نمودار ۲، میانگین آستانه‌های ASSR هر چهار CF را نشان می‌دهد که برای هر آرایش الکترودی، با منحنی مجزایی مشخص شده است.



نمودار۲) تأثیر تعاملی آرایش الکترودی و CF بر آستانه‌های ASSR

[6] One-way Anova
[7] Paired-Samples t-test

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-06]

این نمودار نشان می‌دهد که در هر چهار CF، میانگین آستانه‌های ASSR ۴۰ هرتز در آرایش دگرسویی بهتر از آرایش همان‌سویی است.

در کل، در مورد مقایسهٔ میانگین آستانه‌هایی که از ۳۰ نمونهٔ مورد آزمون به‌دست آمده است، می‌توان به چند نکته اشاره کرد؛ نخستین نکتهٔ قابل ذکر این است که میانگین و انحراف معیار آستانه‌های ASSR ۴۰ هرتز دگرسویی در هر یک از چهار CF ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز، بهتر از میانگین آستانه‌های ASSR همان‌سویی بود.

دومین نکتهٔ مهم این بود که تمام تفاوت‌ها، کمتر از ۵ دسی‌بل HL بود. مقایسهٔ میانگین آستانه‌ها در بین دو حالت ثبت، تنها در فرکانس ۲۰۰۰ هرتز که تفاوتی تقریباً ۳ دسی‌بلی نشان می‌داد، به معیار معناداری در سطح P<۰/۰۵ رسید (t(۲۹)=۲/۲۳، Pvalue=۰/۰۳). مقایسهٔ میانگین آستانه‌ها در سایر فرکانس‌ها، تفاوت معناداری بین دو حالت ثبت نشان نداد (P>۰/۰۵). یافته قابل توجه دیگر در این مطالعه این بود که بهترین میانگین (±انحراف معیار) آستانهٔ ۴۰ASSR هرتز -بر حسب دسی‌بل HL- درهر دو آرایش الکترودی همان‌سویی (۷/۶۹±۱۶/۶۷) و دگرسویی (۶/۷۵ ±۱۵/۱۷)، در CF ۱۰۰۰ هرتز به‌دست آمد و همچنین ضعیف‌ترین میانگین (±انحراف معیار) آستانهٔ ASSR ۴۰ هرتز در هر دو آرایش الکترودی همان-سویی (۱۱/۴۰ ±۲۳/۱۷) و دگرسویی (۸/۴۱±۱۹/۱۷) در فرکانس مرکزی ۵۰۰ هرتز به‌دست آمد.

البته میانگین آستانه در فرکانس مرکزی ۴۰۰۰ هرتز در آرایش دگرسویی نیز ۱۹/۱۷ دسی‌بل HL بود، ولی انحراف معیار آن، ۸/۳۱± دسی‌بل HL به‌دست آمد.

در جدول ۱، تأثیر هر دو آرایش الکترودی بر میانگین زمان ثبت آستانه در ۴ فرکانس مرکزی ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز، که با استفاده از زمان‌سنج دستگاه ثبت (شکل ۱ و ۲) اندازه‌گیری شده، ارائه شده است. تحلیل یافته‌ها نشان داد تفاوت میانگین این دو گروه، که حدود ۵/۳۱ دقیقه است، از نظر آماری معنی‌دار می‌باشد (P.value=۰/۰۰۰۵).

جدول شماره ۱) تأثیر کلی Array بر زمان ثبت آزمون

Array.RF	میانگین (دقیقه)	انحراف معیار	کمترین زمان ثبت	بیشترین زمان ثبت
پاسخ ۴۰ هرتز همان‌سویی	۲۶/۵۳	۵/۹۶	۱۸/۴۶	۴۰/۳۰
پاسخ ۴۰ هرتز دگرسویی	۲۱/۲۲	۳/۶۴	۱۳/۵۷	۳۰/۰۱

بحث

مطالعهٔ حاضر، که با استفاده از یک سیستم ASSR چندمحرکهٔ بالینی و در نمونهٔ نسبتا کوچکی از افراد بزرگسال با شنوایی هنجار انجام شده است، امکان استفاده از آرایش الکترودی دگرسویی برای ثبت آستانه‌های ASSR را تأیید می‌کند. این مطالعه، اولین پژوهشی است که به مقایسهٔ آستانه‌های ASSR همان‌سویی و دگرسویی در ریت ۴۰ هرتز و در هر ۴ فرکانس مرکزی ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز، پرداخته است. بدین‌ترتیب، از یک سو با بخش چشمگیری از مطالعات ASSR که کاربرد آن در اودیومتری پاسخ الکتریکی (ASSR-ERA) را مورد بررسی قرار داده‌اند (۱۱ و ۳۶)، روبرو هستیم و از

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-06]

سوی دیگر، تنها مطالعات مشابهی که می‌تواند تا اندازه‌ای با نتایج این مطالعه مقایسه شود، پژوهش‌هایی است که به بررسی تأثیر آرایش الکترودی همان‌سویی و دگرسویی روی دامنه و نهفتگی پاسخ شنوایی میان‌رس (AMLR) پرداخته است. بنابراین، نتایج این مطالعه را از نظر دقت و صحت تخمین آستانه‌ها و از نظر زمان ثبت آزمون، با مطالعات ASSR-ERA، و از نظر تأثیر آرایش الکترودی همان‌سویی و دگرسویی بر ثبت آستانه‌ها، با مطالعات AMLR مقایسه می‌کنیم. در ابتدا باید اشاره کنیم که نتایج این مطالعه و تفاوت آن با مطالعات دیگر را باید تلفیقی از تأثیر آرایش الکترودی، نوع محرک و الگوریتم‌های کشف پاسخ دانست؛ چرا که نوع محرک و الگوریتم مورد استفاده در این مطالعه نیز کاملاً جدید هستند. البته لازم به‌ذکر است که این محرک و الگوریتم کشف پاسخ، به‌منظور تقویت و تسریع آستانه‌یابی ارائه شده‌اند و مبتنی بر روش‌هایی تأییدشده هستند (۲۹، ۳۱ و ۳۲).

بزرگ‌ترین تفاوت‌ها بین آستانهٔ ASSR و تن‌خالص، در افراد با عملکرد حلزونی هنجار (افراد با شنوایی هنجار یا مبتلا به افت شنوایی انتقالی) دیده می‌شود که برای فرکانس‌های حامل پایین، تفاوت‌های ۲۵ تا ۴۰ دسی‌بل و برای فرکانس‌های حامل متوسط تا بالا، تفاوت‌های ۱۰ تا ۲۰ دسی‌بل (با انحراف معیارهای حداقل ۱۰ دسی‌بل) گزارش شده است (۷ و ۱۱). نتایج مطالعات مختلف حاکی از عملکرد رو به ضعف ASSR-ERA در ۵۰۰ هرتز (۱) و بالاتر از ۴۰۰۰ هرتز (۱۳ و ۳۳) است. در این مطالعه نیز تقریباً همین الگو مشاهده شد. نتایج این مطالعه نشان داد که میانگین آستانه‌های ASSR (±انحراف معیار) در فرکانس‌های ۰/۵، ۱، ۲ و ۴ کیلوهرتز در آرایش همان‌سویی به‌ترتیب (۹±)۱۳/۰، (۴±)۹/۵، (۶±)۱۱/۰، (۶±)۱۱/۵ و در آرایش دگرسویی به‌ترتیب (۷±)۹/۰، (۴±)۸/۵، (۷±)۸/۰ (۸±)۱۰/۰ دسی‌بل بالاتر از آستانه‌های رفتاری است. بنابراین بهترین آستانه‌های ۴۰ هرتز در این مطالعه، در آرایش دگرسویی به‌دست آمد که میانگین و انحراف معیار آن (دقت تخمین‌ها) نیز با مطالعات دیگری که پاسخ‌های ۴۰ هرتز همان سویی را بررسی کرده‌اند، قابل مقایسه و حتی بهتر از آن‌ها است. در مورد دقت تخمین‌های آستانه‌ای باید اشاره کنیم که اگرچه مهم است که تفاوت میانگین بین آستانهٔ فیزیولوژیک و آستانهٔ رفتاری در محدوده‌ی تقریباً ۲۰ دسی‌بلی باشد، اما مقدار این تفاوت میانگین در مقایسه با تغییرپذیری آن، از اهمیت بسیار کمتری برخوردار است. برای بررسی دقت تخمین آستانه، تغییرپذیری تفاوت بین آستانهٔ فیزیولوژیک و آستانه‌ی رفتاری، نقش اصلی را بر عهده دارد. از روی انحراف معیار تفاوت بین آستانهٔ فیزیولوژیک و آستانهٔ رفتاری، می‌توان دقت ارزیابی را تخمین زد (۱۱ و ۳۴).

در بیشتر مطالعاتی که مدت زمان ثبت ASSR را مورد توجه قرار داده‌اند، هر دو گوش مورد بررسی قرار گرفته و محرک‌ها به صورت همزمان یا مجزا ارائه شده است که امکان مقایسهٔ نتایج را محدود می‌کند. میانگین (±انحراف معیار) زمان ثبتی که هردمن (Herdman) در سال ۲۰۰۱ با استفاده از روش آستانه‌یابی تقریباً مشابه با روش این مطالعه گزارش کرده است (البته با ارائهٔ همزمان محرک‌ها به دو گوش و با ریت ۱۰۵–۷۷ هرتز)، (۱۹±) ۸۳ دقیقه بوده است (۳۷) که خیلی بیشتر از مدت زمان ثبتی است که در مطالعهٔ حاضر (هر چند با ریتی متفاوت) به‌دست آمده است. نتایج مطالعهٔ حاضر نشان داد که استفاده از آرایش دگرسویی برای ثبت ASSR ۴۰ هرتز، پاسخ‌های سریع‌تری (به‌طور میانگین حدود ۵/۳۱ دقیقه کمتر) به‌دست می‌دهد.

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-06]

همچنین، میانگین زمان ثبت در آرایش دگرسویی و همان‌سویی، به‌ترتیب دارای انحراف معیار ۳/۶۴ و ۵/۹۶ دقیقه بود که مجدداً مزیت آرایش دگرسویی را نشان می‌دهد.

در مطالعهٔ حاضر، تفاوت میانگین آستانه‌ها در دو حالت ثبت همان‌سویی و دگرسویی، کمتر از ۵ دسی‌بل HL بود و اگرچه در فرکانس ۲۰۰۰ هرتز به سطح معناداری رسید، اما در کل، این مقدار تفاوت‌ها در کار بالینی، تأثیر چندانی ندارد چرا که گام شدتی معمول در اودیومتری تن‌خالص، گام‌های ۵ دسی‌بلی و پایایی آزمون-بازآزمون آستانه‌ها نیز ۵± دسی‌بل است (۲۷). به‌عبارت دیگر، با توجه به تغییرپذیری آستانه‌های تن‌خالص و این‌که اودیومتری تن‌خالص، استاندارد طلایی برای آستانه‌یابی شنوایی محسوب می‌شود، تفاوت‌های چند دسی‌بلی بین آستانه‌های دو کانال ثبت، بعید است که در محدوده‌ی تغییرپذیری آزمون-باز آزمون آستانه‌یابی الکتروفیزیولوژیک قرار نگیرد که البته نیازمند تحقیقات اختصاصی در این زمینه است. با این وجود، مطالعهٔ ونمانن (Van Maanen) در سال ۲۰۰۵ نشان داد که وقتی عینی بودن و دقت کشف پاسخ ASSR و نیاز بالقوه به ارزیابی بیش از ۳ فرکانس در هر گوش، در نظر گرفته شود، ASSR چندمحرکهٔ ۴۰ هرتز، در مقایسه با ASSR چندمحرکهٔ ۸۰ هرتز و پتانسیل آهستهٔ کورتکس (SCP)، احتمالا روش انتخابی برای تخمین آستانهٔ الکتروفیزیولوژیک در بزرگسالان بیدار است (۳۸). از سوی دیگر، آستانه‌های بهتر و تغییرپذیری کمتر آن‌ها در ثبت دگرسویی با فرکانس مدولاسیون ۴۰ هرتز، نسبت به ثبت همان‌سویی، بایستی در کنار عوامل دیگر مثل زمان کوتاه‌تر ثبت و تغییرپذیری کمتر آن در نظر گرفته شود تا تفسیر دقیق‌تری از نتایج مطالعه‌ی حاضر به‌دست آید. بنابراین، همین بهبود چند دسی‌بلی آستانه‌ها در ثبت دگرسویی، ممکن است در کنار فاکتورهای دیگر واقعاً موجب بهبود این روش انتخابی (پاسخ ۴۰ هرتز همان‌سویی) در تخمین آستانه‌ی الکتروفیزیولوژیک در بزرگسالان بیدار شود.

عقیدهٔ فعلی بر آن است که پتانسیل‌های برانگیختهٔ شنوایی زودرس (ABR) و میان‌رس (AMLR)، به‌ترتیب با پاسخ‌های ASSR ۸۰ هرتز و ۴۰ هرتز، مطابقت دارند؛ یعنی پاسخ‌های ۸۰ هرتز، نمودی از روی هم قرار گرفتن پاسخ‌های گذرا و مجزای ABR، و پاسخ‌های ۴۰ هرتز نیز، نمودی از روی هم قرار گرفتن پاسخ‌های گذرا و مجزای AMLR است (۱۳، ۳۶ و ۳۸). مطالعات AMLR در انسان حاکی از آن است که عدم تقارن قابل‌توجهی بین دامنه‌های پاسخ در ثبت‌های همان‌سویی و دگرسویی وجود دارد (۳۹). در این مطالعه، الگوی کلی برتری پاسخ‌های دگرسویی مشاهده شد؛ هر چند که تفاوت بین آستانه‌های دو کانال ثبت، چندان بارز نبود. البته بزرگ‌تربودن دامنهٔ پاسخ در ثبت‌های دگرسویی در مطالعات دیگر، لزوماً به معنی بهبود در تخمین آستانه‌ها نیست (۳۴). اما به هر حال، می‌توان به چند نکته در زمینهٔ تفاوت یافته‌های مطالعهٔ حاضر با نتایج مطالعات AMLR، اشاره کرد. نخست این‌که، ASSR ۴۰ هرتز و پاسخ‌های AMLR، عمدتاً از نورون‌ها و مولدهای متفاوتی نشأت می‌گیرند (۴۰). برای مثال، نقشه‌برداری مغزی نشان داده است که ASSR ۴۰ هرتز، نمودی از فعال‌شدن مناطق بسیار وسیعی از مغز انسان است (۴۱). هردمن (Herdman) و همکاران در سال ۲۰۰۲ گزارش کردند که در انسان، منشاء غالب ASSR ۴۰ هرتز، مولدهای کورتیکال هستند که عمدتاً در کورتکس شنوایی چپ قرار گرفته‌اند (۴۲). این فعالیت گستردهٔ مغز، و عمدتاً در

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-06]

نیمکرهٔ چپ، یا نیمکرهٔ راست (۷)، و تعامل بین کورتکس شنوایی راست و چپ، ممکن است توجیهی برای مشاهدهٔ آستانه‌های تقریباً برابر بین دو کانال ثبت باشد. توجیه احتمالی دیگر، ممکن است مربوط به جهت‌گیری الکترودها باشد (بالای پیشانی به دو ماستوئید)؛ زیرا در مطالعهٔ حاضر، جایگاه الکترود ناواژگونگر برای هر دو آرایش همان‌سویی و دگرسویی مشابه بود به‌جای این‌که در مکان‌هایی نزدیک‌تر به مولدهای پاسخ مثل لوب‌های تمپورال دو طرف، قرار گیرد. وقتی الکترودها روی لوب تمپورال در مناطق T3 و T4 قرار می‌گیرند، پاسخ‌های ۴۰ هرتز در گوش دگرسویی نسبت به سمت تحریکی، دامنهٔ بزرگ‌تر و نهفتگی کمتری خواهند داشت (۴۲). مطالعهٔ أخیر همچنین نشان داد که دامنهٔ پاسخ‌های ۴۰ هرتز به فرکانس حامل ۵۰۰ هرتز، وقتی از الکترودهای مقابل به گوش تحریکی ثبت می‌شود، بزرگ‌تر بوده و سو برتری نشان می‌دهد. این مورد حاکی از آن است که ثبت‌های دوکاناله از الکترودهای T3 و T4 یا T5 و T6، احتمالا مونتاژ مناسب‌تری (نسبت به Fz– ماستوئید) برای بررسی عدم‌تقارن دامنهٔ ۴۰ هرتز (یا آستانهٔ آن) بین کانال‌های همان‌سویی و دگرسویی برای اهداف تشخیصی در اتونورولوژی است. بنابراین، برای بررسی این فرض که آیا نزدیک‌تربودن الکترودهای واژگونگر به منشاء پاسخ موجب بهبود ثبت‌ها می‌شود یا خیر، حداقل نیازمند ثبت‌های دوکاناله‌ای هستیم که در آن، الکترودهای ناواژگونگر نیز به جای خط وسط، روی لوب تمپورال یک نیم‌کره قرار گیرند.

یاماساکی (Yamasaki) و همکاران در سال ۲۰۰۵ گزارش کردند که نهفتگی پاسخ ۴۰ هرتز دگرسویی، به‌طور قابل‌توجهی کمتر از پاسخ همان‌سویی است (۴۲). البته این پژوهش‌گران از ثبت MEG چند کاناله استفاده کردند که تفاوت‌ها در لوب تمپورال را نیز مشخص می‌کرد، درحالی‌که یافته‌های مطالعهٔ حاضر، با نتایج این مطالعه هم‌خوانی دارد اما تفاوت‌ها در لوب تمپورال را نشان نمی‌دهد.

در این مطالعه، به‌دلیل عدم قابلیت سیستم ثبت در اندازه‌گیری دامنه و نهفتگی پاسخ ASSR، نتایج حاصل چندان برای اهداف اتونورولوژیک مناسب و جامع نیستند. با این وجود، برخی شرایط –مثلا در پزشکی قانونی یا در افراد متمارض– ایجاب می‌کند که آستانه‌های شنوایی در بزرگسالان نیز به‌وسیلهٔ پتانسیل‌های برانگیختهٔ شنوایی تخمین زده شود. مزیت اصلی ASSR ۸۰ هرتز نسبت به ۴۰ هرتز این است که به‌واسطهٔ خواب متأثر نمی‌شود. با این وجود، افراد بزرگسال بیدار که در کار بالینی به‌طور معمول با آن‌ها مواجه هستیم ممکن است به‌دلیل استرس از روند یا نتیجهٔ آزمون به‌راحتی به خواب نروند و برخی افراد بزرگسال نیز ممکن است واقعاً ناآرام و پر جنب و جوش باشند که این عوامل می‌تواند ثبت پاسخ‌های کم‌دامنهٔ ۸۰ هرتز را در این افراد، دشوار سازد. بنابراین وضعیت فرد در بزرگسالان، بر خلاف اطفال، نمی‌تواند فاکتوری محدودکننده برای استفاده از ریت ۴۰ هرتز باشد (۳۷ و ۴۳). در حال حاضر، روش انتخابی برای چنین ارزیابی‌هایی، SCP (P1-N1-P2) است که البته ASSR ۴۰ هرتز همان‌سویی ممکن است جایگزین آن شود (۸ و ۱۳). بنابراین، یافته‌های این مطالعه می‌تواند به‌عنوان مقادیر هنجار در چنین مواردی استفاده شود؛ به‌ویژه اگر آستانه‌های ASSR ۴۰ هرتز دگرسویی یا تفاوت‌های بین دو کانال ثبت همان‌سویی و دگرسویی، به‌عنوان روش انتخابی و معیار تشخیصی به‌کار روند.

قبل از کاربرد بالینی این مقادیر آستانه‌ای هنجار، لازم است پژوهش‌های بیشتری با تعداد نمونه‌های بزرگ‌تری

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-06]

در افراد بزرگسال هنجار، افراد مبتلا به افت شنوایی یا مبتلا به ضایعات تأیید شدهٔ تالاموس یا کورتکس شنوایی انجام شود و به‌خصوص، مقادیر دامنه و نهفتگی پاسخ‌های ۴۰ هرتز نیز به‌طور همزمان، مشخص و آنالیز شود. پژوهش‌های دیگری که در تبیین عدم تقارن احتمالی بین کانال‌های ثبت مؤثر است، ثبت دوکانالهٔ پاسخ‌های ۸۰ هرتز است که می‌تواند در تفسیر نتایج پاسخ‌های ۴۰ هرتز کمک‌کننده باشد. همچنین، لازم است که این قبیل پژوهش‌ها در مونتاژهای الکترودی دیگر مانند آرایش الکترودی عمودی، ورتکس به پشت گردن یا ثبت‌های چند کاناله انجام شوند.

تاکنون ASSR ۴۰ هرتز همان‌سویی، به‌عنوان بهترین و سریع‌ترین روش برای اودیومتری عینی در بزرگسالان بیدار معرفی شده است. نتایج این مطالعه نشان داد که تفاوت‌هایی بین آستانه‌های ASSR ۴۰ هرتز در ثبت‌های دوکانالهٔ همان‌سویی و دگرسویی در افراد بزرگسال بیدار وجود دارد و در کل بیانگر آن است که شاید استفاده از آرایش دگرسویی برای ثبت ASSR ۴۰ هرتز در این افراد، مناسب‌تر باشد، چون آستانه‌هایی بهتر همراه با تغییرپذیری کمتر را در مدت زمانی کوتاه‌تر به‌دست می‌دهد. کاربرد آرایش الکترودی دگرسویی برای ثبت ASSR ۴۰ هرتز در بزرگسالان بیدار، امیدوار کننده است؛ اما پیش از کاربرد بالینی آن، بایستی در بیماران مختلف، با استفاده از ثبت‌های چندکانالهٔ AEP، MEG و در صورت امکان تصویربرداری عملکردی همزمان مانند fMRI یا PET، بررسی شود تا الگوهای مختلف پاسخ مانند افزایش نهفتگی، کاهش دامنه یا تغییر آستانه‌ها در مقایسه با آرایش‌های الکترودی دیگر، در افراد هنجار و بیماران مختلف شناسایی شود. این پژوهش‌ها ارزشمند است، چرا که بدون شک، ثبت‌های دو کاناله از پیچیدگی کمتری نسبت به MEG چندکاناله یا نقشه‌برداری مغز، برخوردارند و اطلاعات تشخیصی را در زمانی کوتاه‌تر به‌دست می‌دهند. بنابراین، برای کار بالینی مناسب‌تر می‌باشند.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از مدیر گروه محترم بخش شنوایی‌شناسی، دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران، سرکار خانم روزبهانی، و از مسئولین محترم مرکز تحقیقات توانبخشی دانشکدهٔ علوم توانبخشی، به‌ویژه جناب آقای مهندس سنجری به‌جهت همکاری در تأمین فضای مناسب پژوهشی تشکر و قدردانی می‌گردد. همچنین، از جناب آقای مهندس نجمی، جناب آقای طالبی به‌جهت مساعدت در تأمین تجهیزات این پژوهش، از جناب آقای کیهانی به‌جهت راهنمایی‌های بی‌دریغ‌شان در زمینهٔ تجزیه و تحلیل آماری داده‌های این پژوهش و از جناب آقای بیات به‌جهت راهنمایی و مساعدت در تأمین منابع علمی این پژوهش تقدیر و تشکر می‌گردد.

References:

1.Kaf WA, Durrant JD, Sabo DL, et al. Validity and accuracy of electric response audiometry using the auditory steady-state response: evaluation in an empirical design. Int J Audiol 2006;45(4):211-23.
2.Stroebel D, Swanepoel DW, Groenewald E. Aided auditory steady-state responses in infants. Int J Audiol 2007;46(6):287-92.
3.Stach BA. The auditory steady-state response: a primer. The Hear J 2002;55(9):10-8.
4.Scherf F, Brokx J, Wuyts F, et al. The ASSR: clinical application in normal-hearing and hearing-impaired infants and adults, comparison with the click-evoked ABR and

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-06]

pure-tone audiometry. Int J Audiol 2006; 45(5):281-86.
5.Hall JW. New handbook of auditory evoked responses. 2nd ed. Boston: Pearson Education; 2007.
6.Yeung Kammy NK, Wong Lena LN. Prediction of hearing thresholds: comparison of cortical evoked response audiometry and auditory steady state response audiometry techniques. Int J Audiol 2007;46(1):17-25.
7.Cone B, Dimitrijevic A. The auditory steady-state response. In: Katz J, Medwetsky L, Burkard R, Hood L, editors. Handbook of clinical audiology. 6th ed. the Point; 2009, 322-50.
8.Stapells DR, Herdman A, Small SA, et al. Current status of the auditory steady-state responses for estimating an infant's audiogram. In: Seewald RC, Bamford J, editors. A sound foundation through early amplification. Basel: Phonak AG; 2004, 43-59.
9.Müller N, Schlee W, Hartmann T, et al. Top-down modulation of the auditory steady-state response in a task-switch paradigm. Front Hum Neurosci 2009;3:1.
10.Durrant JD, Boston JR. Stimuli for auditory evoked potential assessment. In: Burkard RF, Eggermont JJ, Don M, Auditory evoked potentials, basic principle and clinical application. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2007,441-63.
11.Picton TW. Audiometry using steady-state response. In: Burkard RF, Eggermont JJ, Don M, editors. Auditory evoked potentials, basic principle and clinical application. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2007,441-63.
12.Picton TW, Dimitrijevic A, John SM, et al. The use of phase in the detection of auditory steady-state responses. Clin Neurophysiol 2001;112(9):1698-711.
14.Petitot C, Collet L, Durrant J. Auditory steady-state responses (ASSR): effects of modulation and carrier frequencies. Int J Audiol 2005;44(10):567-73.
15.Swanepoel D, Hugo R, Rood R. Auditory steady-state responses for children with severe to profound hearing loss. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 2004;130(5):531-35.
16.Kaf WA, Sabo DL, Durrant JD, et al. Reliability of electric response audiometry using 80 Hz auditory steady-state responses. Int J Audiol 2006;45(8):477-86.
17.Luts H, Wouters J. Hearing assessment by recording multiple auditory steady state responses: the influence of test duration. Int J Audiol 2004;43(8):471-78.
18.Schmulian D, Swanepoel D, Hugo R. Predicting pure-tone thresholds with dichotic multiple frequency auditory steady-state responses. J Am Acad Audiol 2005;16(1):5-17.
19.Van der Reijden CS, Mens LHM, Snik AFM. Comparing signal-to-noise ratios of amplitude modulation following responses from four EEG derivations in awake normally hearing adults. Audiology 2001;40(4):202-7.
20.Van der Reijden CS, Mens LHM, Snik AFM. EEG derivations providing auditory steady-state responses with high signal-to-noise ratios in infants. Ear Hear 2005; 26(3):299-309.
21.Small SA, Stapells DR. Normal ipsilateral/contralateral asymmetries in infant multiple auditory steady-state responses to air- and bone-conduction stimuli. Ear Hear 2008;29(2):185-98.
22.Musiek FE, Baran JA. Central auditory evaluation of patients with neurologic involvement. In: Katz J, Handbook of clinical audiology. 5th ed. Baltimore: Lippincott, Williams & Wilkins,2002,532-44.
23.Wilson TW, Hernandez OO, Asherin RM, et al. Cortical gamma generators suggest abnormal auditory circuitry in early-onset psychosis. Cereb Cortex 2008;18(2):371-78.
24.McPherson DL, Ballachanda BB, Kaf WA. Middle and long latency auditory evoked potentials. In: Roeser RJ, Valente M, Hussford-Dunn H, Audiology diagnosis. 2nd ed. New York: Thieme,2007:443-77.
25.Aoyagi M, Kiren T, Kim Y, et al. Optimal modulation frequency for amplitude-modulation-following-response in young children during sleep. Hear Res 1993; 65(1/2):253-61.
26.Plourde G, Stapells DR, Picton TW. The human auditory steady-state evoked potentials. Acta Otolaryngol Suppl 1991;491:153-60.
27.Picton TW, Dimitrijevic A, John MS. Multiple auditory steady-state responses. Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl 2002;111:16-21.
28.Schlauch RS, Nelson P. Pure tone evaluation. In: Katz J, editor. Handbook of clinical audiology. 6th ed. the Point,2009,30-49.
29.Interacoustics A/S: Operation Manual for EP15, EP25, TEOAE25, DPOAE20, ABRIS and ASSR-for the Eclipse Hardware Platform. 80701202. 02/2007. Drejervaenget, Denmark.
30.Beck D, Speidel D, Craig J. Developments in auditory steady-state responses (ASSR).

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-06]

Hear Rev 2009; 16(8):20-7.
31.Dau T, Wegner O, Mellert V, et al. Auditory brainstem responses with optimized chirp signals compensating basilar-membrane dispersion. J Acoust Soc Am 2000; 107(3):1530-40
32.Stürzebecher E, Cebulla M, Elberling C, Berge Th. New efficient stimuli for evoking frequency-specific auditory steady-state responses. J Am Acad Audiol 2006; 17(6):448-61.
33.Elberling C, Don M, Cebulla M, et al. Auditory steady-state responses to chirp stimuli based on cochlear traveling wave delay. J Acoust Soc Am 2007;122(5):2772-85.
34.Tlumak AI, Durrant JD, Collet L. 80 Hz auditory steady-state responses (ASSR) at 250 Hz and 12,000 Hz. Int J Audiol 2007; 46(1):26-30.
35.Tomlin D, Rance G, Graydon K, et al. A comparison of 40 Hz auditory steady-state response (ASSR) and cortical auditory evoked potential (CAEP) thresholds in awake adult subjects. Int J Audiol 2006;45(10):580-88.
36.Ahn JH, Lee HS, Kim YJ, et al. Comparing pure-tone audiometry and auditory steady state response for the measurement of hearing loss. Otolaryngol Head Neck Surg 2007; 136(6):966-71.
37.Tlumak AI, Rubinstein E, Durrant JD. Meta-analysis of variables that affect accuracy of threshold estimation via measurement of the auditory steady-state response (ASSR). Int J Audiol 2007;46(11):692-710.
38.Herdman AT, Stapells DR. Thresholds determined using the monotic and dichotic multiple auditory steady-state response technique in normal-hearing subjects. Scand Audiol 2001;30(1):41-9.
39.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. Int J Audiol 2005; 44(11):613-24.
40.Tucker DA, Ruth RA. Effects of age, signal level, and signal rate on the auditory middle latency response. J Am Acad Audiol 1996;7(2):83-91.
41.Basar E, Rosen B, Basar-Eroglu C, et al. The associations between 40 Hz-EEG and the middle latency response of the auditory evoked potential. Int J Neurosci 1987;33:103-17.
42.Ross B, Herdman AT, Pantev C. Right hemispheric laterality of human 40 Hz auditory steady-state response. Cereb Cortex 2005;15(12):2029-39.
43.Yamasaki T, Goto Y, Taniwaki T, et al. Left hemisphere specialization for rapid temporal processing: a study with auditory 40 Hz steady-state responses. Clin Neurophysiol 2005;116(2):393-400.
44.Van der Reijden CS, Mens LHM, Snik AFM. Frequency-specific objective audiometry: tone-evoked brainstem response and steady-state responses to 40 Hz and 90 Hz amplitude modulated stimuli. Int J Audiol 2006;45(1):40-5.

[Downloaded from ismj.bpums.ac.ir on 2026-11-06]