

# ثبت دگرسویی آستانه‌های پاسخ پایدار شنوایی

## چکیده

زمینه و هدف: پاسخ شنوایی پایدار (ASSR) عبارتست از نوسانی در پتانسیل الکتریکی که از اسکالپ ثبت می‌شود. مطالعه حاضر، تأثیرات احتمالی ناشی از جابجایی کانال ثبت EEG بر آستانه‌های پاسخ ۴۰ هرتز و زمان ثبت آن را مورد ارزیابی و مقایسه قرار داده است.

روش کار: در این مطالعه مقطعی، ۳۰ فرد با شنوایی هنجار (آستانه‌های ۵۰۰ تا ۴۰۰۰ هرتز کمتر از ۱۵ دسی بل HL در محدوده سنی ۱۸ تا ۳۰ سال پس از تکمیل رضایت‌نامه کتبی وارد مطالعه شدند. افراد راست‌دست انتخاب شدند. محرکهای چرپ جدید با استفاده از یک سیستم دو کاناله ثبت پتانسیلهای برانگیخته، سیستم Eclipse، از طریق گوشیهایی داخلی به گوش راست ارائه شد. آستانه‌ی فرکانس‌های مرکزی (۵/۰، ۱، ۲ و ۴ کیلوهرتز) و زمان کلی ثبت آنها در آرایش همان‌سویی (ثبت از کانال EEG راست) و دگرسویی (ثبت از کانال EEG چپ) نسبت به گوش تحریکی، در میزان تکرار ۴۰ هرتز ارزیابی گردید و در بین ۳۰ نفر معدل‌گیری شد. جهت مقایسه میانگین آستانه‌ها در بین کانال‌ها در هر فرکانس، از آنالیز واریانس یک‌راهه بین‌گروهی استفاده شد. جهت مقایسه میانگین زمان‌های ثبت پاسخ در بین کانال‌ها، از آزمون t زوج استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که آستانه‌ها و زمان‌های ثبت ASSR ۴۰ هرتز دگرسویی، به ترتیب بهتر و کوتاه‌تر از موارد همان‌سویی بود.

نتیجه‌گیری: مطالعه حاضر نشان داد که برای ارزیابی عینی آستانه‌های شنوایی در افراد بزرگسال بیدار با شنوایی هنجار به کمک ASSR، احتمالاً ثبت‌های دگرسویی با RF ۴۰ هرتز ابزار مناسب‌تری است.

کلیدواژه‌ها: ۱- پاسخ شنوایی پایدار ۲- کانال ثبت EEG ۳- میزان تکرار ۴- فرکانس مرکزی

مسلم شعبانی I

\* بهرام جلائی II

دکتر محمد کمالی III

تاریخ دریافت: ۸۸/۵/۱۷، تاریخ پذیرش: ۸۸/۱۱/۱۹

## مقدمه

عینی (به کمک پتانسیل‌های برانگیخته شنوایی) استفاده می‌شود.<sup>(۱-۳)</sup>

تاکنون آزمون انتخابی برای این منظور، پاسخ شنوایی ساقه مغز با محرک کلیک (c-ABR) بوده است که همراه با اتوسکوپی و ارزیابی ادیتمانس، به شنوایی‌شناسان امکان می‌داد تا در مورد نوع و میزان افت شنوایی تصمیم‌گیری کنند.<sup>(۴)</sup> بدون شک، نیاز به یک تکنیک الکتروفیزیولوژیک برای تخمین حساسیت شنوایی با ویژگی فرکانسی که از نظر بالینی قابل اجرا بوده و از دقت قابل‌قبولی برخوردار باشد، بواسطه c-ABR

حساسیت شنوایی مستقیماً بوسیله اودیومتری تن خالص یا به طور غیر مستقیم توسط پاسخ‌های برانگیخته‌ی شنوایی ارزیابی می‌شود. اودیومتری تن خالص را به عنوان استاندارد طلایی برای ارزیابی آستانه‌های شنوایی در نظر می‌گیرند چراکه دارای دقت، روایی و پایایی مناسب و ثابت‌شده‌ای 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

این مقاله خلاصه‌ای است از پایان‌نامه آقای مسلم شعبانی جهت دریافت درجه کارشناسی ارشد به راهنمایی جناب آقای بهرام جلائی و مشاوره دکتر محمد کمالی با حمایت دانشگاه علوم پزشکی ایران، سال ۱۳۸۷.

(I) کارشناس ارشد شنوایی‌شناسی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی ایران، تهران، ایران  
(II) کارشناس ارشد شنوایی‌شناسی، عضو هیئت علمی، گروه آموزشی شنوایی‌شناسی و مرکز تحقیقات دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی ایران، تهران، ایران (\* مؤلف مسؤل)

(III) دانشیار، عضو هیئت علمی و دکترای بهداشت، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی ایران، تهران، ایران

برآورده نمی‌شود. آزمون پاسخ شنوایی پایدار (ASSR)، به منظور ارزیابی اطفال، افراد سخت‌آزمون و بزرگسالان مبتلا به افت شنوایی غیرعضوی، اخیراً به مجموعه آزمون‌های تشخیصی عینی در شنوایی‌شناسی بالینی افزوده شده است.<sup>(۶۰)</sup>

پاسخ شنوایی پایدار، که یکی از پتانسیل‌های برانگیخته شنوایی (AEPS) است، پاسخ الکتریکی موزون مغز به محرک‌های پایدار یا محرک‌هایی است که به صورت منظم تکرار می‌شوند. محرک پایدار می‌تواند نويز يا تن مدوله‌شده يا زنجیره‌ای از محرک‌های گذرا (مثل کلیک‌ها یا تن‌برست‌ها) باشد.<sup>(۷۷)</sup>

هنگام ارزیابی ASSR، الکترودها فعالیت مغزی پیچیده‌ای (یعنی شکل موجی پیچیده) را کشف می‌کنند. محرک، ارائه شده و نوار مغزی (EEG) ثبت می‌گردد. اگر پاسخی وجود داشته باشد، انرژی ASSR که بوسیله مدولاسیون محرک (پوش محرک) برانگیخته می‌شود در طیف نوار مغزی ثبت شده، نمایان می‌گردد. کمترین سطح شدت محرک که پاسخ تکرارپذیری بدست دهد را به عنوان آستانه ASSR در نظر می‌گیرند.<sup>(۵)</sup> در واقع، همبستگی زمانی ASSR با پوش محرک (ریتم تن)، یک مزیت اصلی در آنالیز ASSR است چراکه با دانستن فرکانس مدولاسیون، کافی است طیف نوار مغزی را در این فرکانس آنالیز کرده و در مورد وجود یا عدم وجود پاسخ تصمیم‌گیری نمود که البته این کار توسط الگوریتم‌های عینی کشف پاسخ صورت می‌گیرد.<sup>(۱۰۹)</sup> از سوی دیگر، میزان تکرار محرک، بر محل تولید ASSR در مسیرهای شنوایی مرکزی تأثیر می‌گذارد.<sup>(۷)</sup>

سه مؤلفه اساسی برای ASSR ثبت‌شده از اسکالپ وجود دارد: پاسخ ساقه مغز که محدوده وسیعی از فرکانس‌های مدولاسیون را دنبال می‌کند، پاسخ تالاموس-کورتکس که به فرکانس‌های ۷۰ هرتز پاسخ می‌دهد و پاسخ کورتیکال که تغییرات در فرکانس‌های پایین‌تر را نمایان می‌سازد.<sup>(۱۱)</sup> شواهدی وجود دارد مبنی

بر اینکه شکل‌موج‌های ASSR ۴۰ هرتز را می‌توان با روی هم‌قراردادن شکل‌موج‌های پاسخ شنوایی میان‌رس (AMLR) تخمین زد. این دو پاسخ، از چندین جنبه (مثل برخی مولدها، تأثیر خواب و بیهوشی) با هم شباهت دارند.<sup>(۷۵)</sup>

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.<sup>(۵)</sup> تأثیر مونتاز الکترودی بر ثبت ASSR (عمدتاً دامنه پاسخ و نسبت سیگنال به نویز یا SNR)، در چندین پژوهش مورد بررسی قرار گرفته است. معمول‌ترین جایگاه الکترود ثبت در متون ASSR، ورتکس (Cz) بوده است. جایگاه الکترود مرجع نیز اغلب، پشت گردن در خط وسط، ماستوئید یا اینیون (Oz) در نظر گرفته می‌شود.<sup>(۱۲۱ و ۱۷-۱۴)</sup> Van der Reijden و همکارانش در سال ۲۰۰۱ در افراد بزرگسال بیدار با شنوایی هنجار، به بررسی ارتباط بین نسبت سیگنال به نویز ASSR و مونتاز الکترودی در میزان تکرار ۹۰ هرتز پرداختند. نتایج این مطالعه نشان داد که آرایش الکترودی Cz به Oz، SNR بهتر و سطح نویز کمتری بدست می‌دهد و پس از آن نیز Cz به پشت گردن، Cz به ماستوئید و Cz به نرمه‌ی گوش قرار گرفتند. البته دامنه‌های پاسخ حاصل از این ۴ جایگاه الکترودی، هیچ تفاوت معناداری با هم نداشتند.<sup>(۱۸)</sup> در سال ۲۰۰۵ Van der Reijden و همکارانش، مطالعه مشابهی را روی اطفال انجام دادند. آنها نشان دادند که مونتاز Cz-Mi (ورتکس-ماستوئید همان‌سوئی)، بزرگ‌ترین نسبت ASSR به نویز را ایجاد می‌کند.<sup>(۱۹)</sup> در سال ۲۰۰۸ Small و Stapells به مقایسه دامنه و فاز ASSR با میزان تکرار ۸۰ هرتز در ثبت‌های همان‌سوئی و دگرسویی در اطفال و بزرگسالان پرداختند. نتایج این مطالعه نشان داد که دامنه ASSR اطفال در کانال EEG دگرسویی نسبت به سمت ارائه محرک راه هوایی (AC)،

تقریباً یک سوم دامنه کانال همان سویی است و آستانه های آن نیز حدود ۱۵-۱۳ دسی بل ضعیف تر است. اما این مقدار در بزرگسالان، دو سوم بدست آمد و هیچ تفاوت معنی داری بین آستانه های همان سویی و دگرسویی مشاهده نشد.<sup>(۲۰)</sup> نتایج مطالعه او، با مطالعه دیگری که توسط Van der Reijden و همکارانش انجام شد، همخوانی دارد. مطالعه اخیر وی نشان داد که ASSR اطفال در کانال دگرسویی نسبت به سمت ارائه محرک AC، در مقایسه با کانال همان سویی کوچکتر است یا اصلاً ثبت نمی شود.<sup>(۱۹)</sup> با این وجود، دانش ما در مورد تعاملات بین میزان تکرار، فرکانس های مرکزی و مونتاژهای الکترودی (همان سویی و دگرسویی) و همچنین تأثیرات پیچیده آنها بر روی دامنه، نهفتگی و آستانه های ASSR در بزرگسالان و همچنین اطفال، ناچیز است.

محرک هایی که به یک گوش ارائه می شوند، عمدتاً در مناطق قشری مقابل به گوش تحریکی، پردازش و درک می شوند.<sup>(۲۱)</sup> همچون دیگر پاسخ های برانگیخته کورتیکال، سو برتری ASSR در ریت های مدولاسیون پایین (و در تحریک یکطرفه)، به سمت نیمکره ی مقابل به گوش تحریکی است، اگرچه مطالعات در زمینه ASSR ۴۰ هرتز، گاه شواهدی از برتری نیمکره راست یا گوش چپ و گاه شواهدی از برتری نیمکره ی چپ یا گوش راست [۲۲] را نشان داده اند.<sup>(۲۳،۲۴)</sup> هر چه فرکانس مدولاسیون (MF یا RF) کمتر شود، نقش مناطق قشری در شکل گیری پاسخ بیشتر می گردد و با توجه به سو برتری ASSR در میزان مدولاسیون پایین (و در تحریک یکطرفه) به سمت نیمکره ی مقابل به گوش تحریکی، این سنئوال منطقی مطرح می شود که آیا نزدیک تر شدن الکتروود واژگونگر به منشأ پاسخ در ثبت های دگرسویی با ریت پایین (مانند ۴۰ هرتز)، در مقایسه با ثبت همان سویی، موجب بهبود آستانه می شود یا خیر.<sup>(۲۳،۲۴)</sup> به عبارت دیگر هنوز نمی دانیم که آیا هر آرایش الکتروودی، نمودی از فعالیت قشر

یا ساقه مغز در همان سمت الکتروود واژگونگر است یا خیر، نظیر آنچه در ABR مورد بحث بوده است.<sup>(۶)</sup> افزون بر این، نمی دانیم که آیا چنین ثبت هایی بر آستانه ASSR، نهفتگی، دامنه و فاز پاسخ های 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 افت حسی عصبی ارزشمند است و بیشترین ثبات را در افراد بیدار و هوشیار بدست می دهد.<sup>(۲۴-۲۶)</sup> بنابراین، بررسی تأثیر احتمالی آرایش الکتروودی روی دقت و سرعت تخمین آستانه در افراد بزرگسال در میزان تکرار ۴۰ هرتز نیز مطلوب به نظر می رسد. در این مطالعه، به آستانه های ASSR پرداخته ایم و آنها را در گروهی از افراد هنجار به صورت تک گوشه، با RF ۴۰ هرتز، در دو آرایش الکتروودی (Artay) همان سویی و دگرسویی و با ارائه همزمان چهار فرکانس مرکزی (CFs) ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز (یا به عبارت دیگر با ارائه چندمحرکه) ثبت نموده و مقایسه کرده ایم تا مقادیر هنجار آستانه های ASSR دگرسویی و تفاوت آن با مقادیر هنجار آستانه های همان سویی را بدست آوریم. مدت زمان کلی ثبت (برای هر چهار فرکانس مرکزی) در آرایش همان سویی و دگرسویی نیز با هم مقایسه شده است.

## روش کار

این مطالعه به صورت توصیفی-تحلیلی (مقایسه ای) به شیوه مقطعی انجام شده است. در این مطالعه، ۳۰ فرد بزرگسال (۳۰ گوش) از هر دو جنس در محدوده ی سنی ۱۸ تا ۳۰ سال، با میانگین سنی  $(2/71 \pm)$  ۲۴/۰۰ سال، با روش نمونه گیری غیر احتمالی از افراد در دسترس انتخاب شدند. معیارهای ورود به مطالعه عبارت بودند از: (۱) شنوایی هنجار در دو گوش یعنی آستانه اودیومتری تن خالص در هر گوش و در ۴ فرکانس ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز  $\geq 15$  دسی بل HL باشد.<sup>(۲۷)</sup> (۲) عدم

می‌خواستیم آرام باشد. دامنه EEG فرد حداکثر به مدت ۳۰ دقیقه پایش می‌شد تا معیار مورد نظر برای ثبت مناسب آستانه‌ها یعنی دامنه‌های  $EEG \geq 40 \pm$  میکروولت بدست آید. در صورت کسب این معیار، آستانه‌های ASSR در ریت ۴۰ هرتز، با ارائه محرک‌های چرپ جدید در چهار فرکانس مرکزی ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز مورد ارزیابی قرار می‌گرفت. آزمون به صورت 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. (۲۲ و ۲۱)

در ابتدا، پاسخ ASSR همان‌سویی در ریت 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 ارائه همزمان هر ۴ فرکانس مرکزی با ریت ۴۰ هرتز در شدت ۵۵ دسی‌بل HL بود. در خلال ردیابی آستانه، امکان تغییر سطح شدت در هر فرکانس به صورت مجزا از فرکانس‌های دیگر وجود داشت. بدین‌ترتیب، در هر فرکانس که طی ۳ دقیقه یا کمتر به آستانه می‌رسید، شدت را به صورت مجزا تغییر داده و سطح شدت بعدی یعنی ۲۵ دسی‌بل HL را انتخاب می‌کردیم. در صورت کسب آستانه در این سطح شدت، سطح ارائه ۱۵ دسی‌بل HL انتخاب می‌شد. این سطوح شدت، برای سرعت عمل بیشتر در مراحل اولیه آزمون انتخاب شدند اما چون آستانه‌ی ۱۵ دسی‌بل HL، بهترین آستانه‌ای است که معمولاً برای ASSR مطرح است، از این سطح به بعد، روش مرسوم آستانه‌یابی یعنی روش down-out ۱۰ استفاده شد. برای خاتمه‌دادن به جستجوی آستانه در یک سطح شدتی خاص، به تغییرات مقدار آزمون آماری (شکل شماره ۱) توجه داشتیم و اگر مقدار آزمون آماری در پایان ۳ دقیقه، کمتر از ۵۰٪ بود و بویژه اگر سیری نزولی داشت، ثبت در آن سطح شدت را متوقف می‌کردیم. افزون بر این، تمامی آستانه‌ها در این مطالعه حداقل یکبار تأیید شده‌اند و در هر سطح شدتی

سابقه ضربات شدید به سر. (۳) عدم سابقه قبلی یا ابتلاء فعلی به اختلالات نورولوژیک که این دو مورد اخیر بوسیله پرسش‌نامه‌ای که در اختیار بیمار قرار داده شد، مورد ارزیابی قرار گرفت و (۴) عدم پاتولوژی فعال در دو گوش که بوسیله اُتوسکوپ، آزمون‌های تمپانومتري و رفلکس صوتی مورد بررسی قرار گرفت.

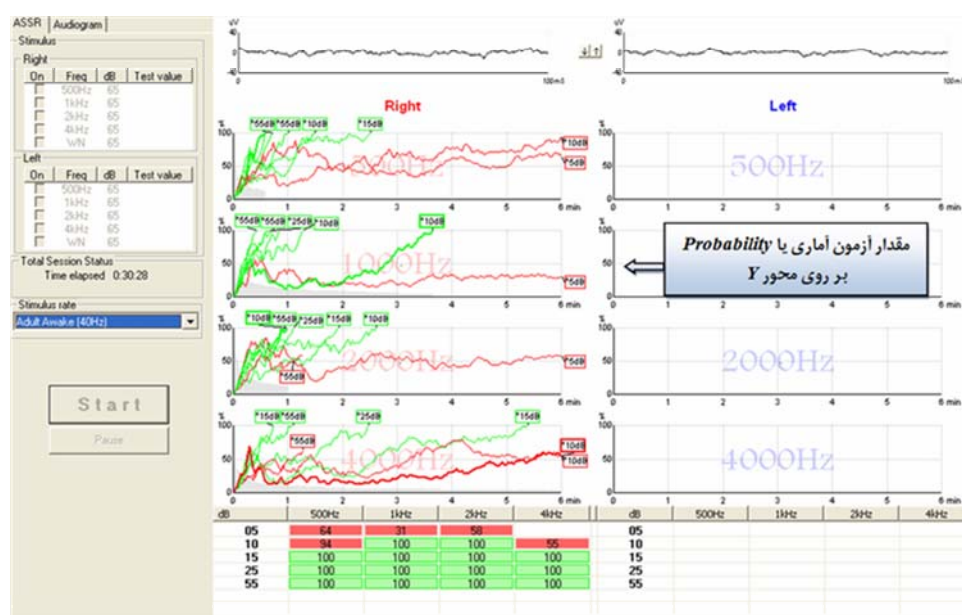
پس از تعیین نمونه‌های لازم و کسب رضایت نامه از افراد برای شرکت در پژوهش، اخذ شرح حال از تمامی افراد به عمل آمد. سپس معاینه اُتوسکوپ برای اطمینان از سلامت گوش خارجی و میانی انجام شد. آستانه‌های تن‌خالص در سکوت با استفاده از اودیومتر دو کاناله Interacoustic مدل AC40 ساخت دانمارک از دو مسیر هوایی و استخوانی به روش مرسوم اندازه‌گیری شد. همچنین آزمون‌های تمپانومتري و رفلکس صوتی 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 برانگیخته‌ی Interacoustic مدل Eclipse ساخت دانمارک در افراد مورد مطالعه بدست آمد.

برای انجام آزمون ASSR، فرد مورد آزمون روی تخت قرار می‌گرفت و پس از تشریح دقیق روند انجام آزمون برای او، دو الکتروود واژگونگر (به ماستوئید گوش راست و چپ)، یک الکتروود غیر واژگونگر (به بالای پیشانی یا Fpz) و یک الکتروود زمین (به بالای پیشانی در سمت راست) در محل‌های مناسب و آماده‌شده چسبانده می‌شد. امپدانس هر یک از الکتروودها و امپدانس بین الکتروودها کنترل می‌شد تا از ۳ کیلو اهم ( $k\Omega$ ) بیشتر نباشد. گوشی‌های داخلی در دو گوش به گونه‌ای قرار می‌گرفت که سیم رابط الکتروود به دستگاه، کمترین تماس را با بدن فرد یا لباس‌های او داشته باشد تا مانع از ایجاد نویز شود. از راحتی فرد اطمینان حاصل کرده و از او

ناواژگونگر در Fpz مقایسه می‌شد. این نحوه ثبت را به عنوان ثبت دگرسویی در نظر گرفتیم. آستانه ۴ فرکانس مرکزی، با همان ترتیب و روش، برای آرایش دگرسویی هم بدست آمد.

برای هر فرد مورد آزمون، ۸ پاسخ (آستانه) بدست آمد (۲ Array × ۴ CF). برای تعیین توزیع نرمال داده‌ها، از آزمون کولموگروف اسمیرنوف (K-S) استفاده شد. جهت مقایسه میانگین کلی آستانه‌ها در آرایش همان‌سوئی و دگرسویی، واریانس یکراهه بین‌گروهی (one-way ANOVA) استفاده شد. جهت مقایسه میانگین‌ها در فرکانس‌های نظیر (برای نمونه: مقایسه فرکانس ۵۰۰ هرتز همان‌سوئی با فرکانس ۵۰۰ هرتز دگرسویی و...) از آزمون آماری t مزدوج (paired-samples t-test) 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 نرم افزار SPSS نسخه ۱۶/۰ مورد بررسی و تحلیل قرار گرفت.

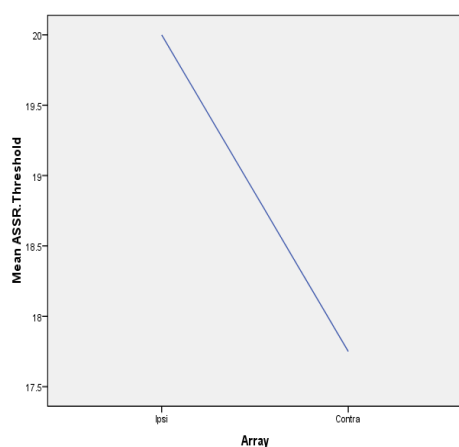
که پاسخی بدست نیامده، ثبت را حداقل یکبار تا ۶ دقیقه ادامه داده‌ایم. بنابراین، کمترین سطح شدت تن مرکزی که طی ۶ دقیقه ردیابی آستانه و حداقل دو بار، به معیار پاسخ (کمترین سطح شدت تن مرکزی که پاسخی ایجاد کند که دستگاه ثبت بتواند آنرا با اطمینان ۹۵٪، متفاوت از نویز EEG زمینه تشخیص دهد) می‌رسید، به عنوان آستانه در نظر گرفته شد. پس از ثبت آستانه هر ۴ فرکانس در آرایش همان‌سوئی و پس از استراحتی ۱۰ دقیقه‌ای و اطمینان از همکاری فرد، ثبت‌های دگرسویی انجام می‌گرفت. کانال چپ دستگاه فعال می‌شد تا محرک‌ها از گوشی چپ ارائه شوند. البته گوشی داخلی چپ که در خلال آزمایش‌های قبل (یعنی ثبت‌های همان‌سوئی) 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 تحرکی انجام می‌گرفت. به عبارت دیگر، الکتروود واژگونگر چپ با الکتروود



شکل شماره ۱- اولین ثبت نشان داده شده که به ردیابی آستانه‌های ASSR ۴۰ هرتز در آرایش همان‌سوئی پرداخته است.

## یافته‌ها

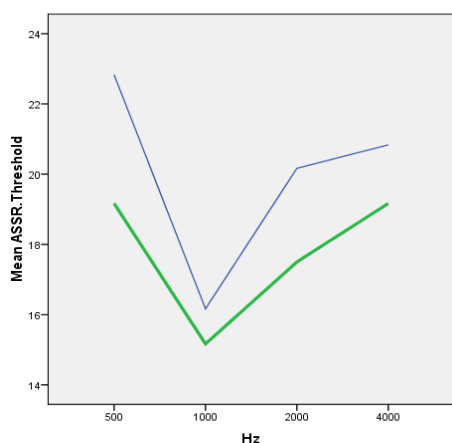
با توجه به پارامترهای مختلفی که در این مطالعه برای ارائه محرک و ثبت پاسخ ASSR در نظر گرفته شد، ۸ آستانه ASSR مجزا برای هر فرد مورد آزمون بدست آمد. برای تبیین نتایج، ابتدا تأثیر کلی متغیر Array (دو حالت) را به طور مجزا و مستقل از متغیر CF (چهار حالت) و سپس در تعامل با آن بررسی و در قالب نمودارهایی نمایش داده شده است. در آخر، تأثیر کلی هر Array بر مدت زمان هر ثبت آزمون را بررسی می‌کنیم.



شکل شماره ۲- تأثیر کلی Array بر آستانه‌های ASSR بدون توجه به CF.

## تأثیر کلی آرایش الکترودی (Array) بر آستانه‌ی ASSR

در شکل شماره ۲، تأثیر کلی متغیر Array 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، تقریباً ۲/۲۵ دسی‌بل بهتر از این آستانه‌ها در آرایش همان سویی بود. با انجام آنالیز واریانس یکراهه بین‌گروهی (one-way ANOVA)، مشخص می‌شود که این مقدار تفاوت میانگین، در سطح ۰/۰۵ معنی دار است [ $P \text{ value} = ۰/۰۳, F(۲۳۲,۱) = ۴/۵۸$ ] که البته می‌تواند ناشی از مقایسه فرکانس‌های غیر نظیر از دو Array باشد (برای نمونه: مقایسه‌ی فرکانس ۵۰۰ هرتز همان‌سویی با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز دگرسویی). بنابراین برای مقایسه دقیق این دو آرایش الکترودی، لازم است که تفاوت میانگین در هر یک از ۴ CF، بررسی شود.



شکل شماره ۳- تأثیر تعاملی Array و CF، بر آستانه‌های ASSR؛ منحنی آبی (باریکتر) و سبز، به ترتیب نشان‌دهنده آستانه‌های ۴۰ هرتز همان‌سویی (ipsi40) و دگرسویی (contra40) است.

## تأثیر تعاملی آرایش الکترودی و فرکانس‌های مرکزی بر آستانه‌ی ASSR

شکل شماره ۳، میانگین آستانه‌های ASSR هر چهار CF را نشان می‌دهد که برای هر آرایش الکترودی، با منحنی مجزایی مشخص شده است. این شکل نشان

برای مقایسه میانگین آستانه‌هایی که از ۳۰ نمونه مورد آزمون بدست آمد و در واقع برای بررسی تأثیر Array و CF، از آزمون t مزدوج استفاده شد. در کل می‌توان به چند نکته اشاره کرد: (۱) میانگین و انحراف معیار آستانه‌های ASSR ۴۰ هرتز دگرسویی (Contra40Hz ASSR) در هر یک از چهار CF ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز، بهتر از میانگین آستانه‌های

### بحث و نتیجه گیری

مطالعه حاضر، که با استفاده از یک سیستم ASSR بالینی با امکان ارائه همزمان چند فرکانس و در نمونه نسبتاً کوچکی از افراد بزرگسال با شنوایی هنجار ( $n=30$ ) انجام شده است، امکان استفاده از آرایش الکترودی دگرسویی برای ثبت آستانه‌های ASSR را تأیید می‌کند. این مطالعه، اولین پژوهشی است که به مقایسه آستانه‌های ASSR همان‌سوایی و دگرسویی در ریت ۴۰ هرتز و در هر ۴ فرکانس مرکزی (۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز) پرداخته است. بدین ترتیب، از یک سو با بخش چشمگیری از مطالعات ASSR که کاربرد آن در اودیومتری پاسخ الکتریکی (ASSR-ERA) را مورد بررسی قرار داده‌اند، روبرو هستیم و از سوی دیگر، تنها مطالعات مشابهی که می‌تواند تا اندازه‌ای با نتایج این مطالعه مقایسه شود، پژوهش‌هایی است که به بررسی تأثیر آرایش الکترودی همان‌سوایی و دگرسویی روی دامنه و نهفتگی AMLR پرداخته است.<sup>(۲۸،۳۱)</sup> 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 همان‌سوایی 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 چراکه نوع محرک و الگوریتم مورد استفاده در این مطالعه نیز کاملاً جدید هستند. البته لازم به ذکر است که این محرک و الگوریتم کشف پاسخ، به منظور تقویت و تسریع آستانه‌یابی ارائه شده‌اند و مبتنی بر روش‌هایی تأیید شده هستند.<sup>(۲۹-۳۱)</sup>

بزرگ‌ترین تفاوت‌ها بین آستانه ASSR و تن‌خالص، در افراد با عملکرد حلزونی هنجار دیده می‌شود (یعنی افراد با شنوایی هنجار یا مبتلا به افت شنوایی انتقالی) که برای فرکانس‌های حامل پایین، تفاوت‌های ۲۵ تا ۴۰

ASSR همان‌سوایی (Ipsi40Hz ASSR) بود. (۲) تمام تفاوت‌ها، کمتر از ۵ دسی‌بل HL بود. مقایسه میانگین آستانه‌ها در بین دو حالت ثبت، تنها در فرکانس ۲۰۰۰ هرتز که تفاوتی تقریباً ۲ دسی‌بلی نشان می‌داد، به معیار معنی داری در سطح  $P < 0.05$  رسید  $t(29) = 2.23$ ،  $P > 0.03$  [value=]. مقایسه میانگین آستانه‌ها در سایر فرکانس‌ها، تفاوت معنی داری بین دو حالت ثبت نشان نداد ( $P > 0.05$ ). (۳) بهترین میانگین ( $\pm$ انحراف معیار) [بر حسب دسی‌بل HL] آستانه‌ی ASSR ۴۰ هرتز در هر دو آرایش الکترودی، در CF ۱۰۰۰ هرتز بدست آمد [Contra40.1000:  $(\pm 6/75)$ ] (۳) ضعیف‌ترین میانگین ( $\pm$ انحراف معیار) آستانه ASSR ۴۰ هرتز در هر دو آرایش الکترودی، در فرکانس مرکزی ۵۰۰ هرتز بدست آمد [Contra40.500:  $(\pm 8/17)$ ؛ Ipsi40.500:  $(\pm 11/40)$ ]. البته میانگین آستانه Contra40.4000 نیز ۱۹/۱۷ دسی‌بل HL بود ولی انحراف معیار آن،  $\pm 8/31$  دسی‌بل HL بدست آمد.

### تأثیر Array بر زمان ثبت آزمون

در جدول شماره ۱، تأثیر هر دو Array بر زمان ثبت آزمون ارائه شده است. هر Array، میانگین زمان ثبت آستانه در ۴ فرکانس مرکزی ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز را نشان می‌دهد که با استفاده از زمان‌سنج دستگاه ثبت (شکل شماره ۱) اندازه‌گیری شده است.

جدول شماره ۱- تأثیر کلی Array بر زمان ثبت آزمون

Array.RF	میانگین (دقیقه)	انحراف معیار	کمترین زمان ثبت	بیشترین زمان ثبت
Ipsi40	۲۶/۵۳	۵/۹۶	۱۸/۴۶	۴۰/۳۰
Contra40	۲۱/۲۲	۳/۶۴	۱۳/۵۷	۳۰/۰۱

برای تحلیل آماری تفاوت میانگین این دو گروه، که حدود ۵/۳۱ دقیقه است، از آزمون paired-samples t-test استفاده شد. نتایج نشان داد که این تفاوت، در سطح  $P < 0.05$  معنادار است  $t(29) = 6.77$ ،  $P \text{ value} = 0.0005$ .

محركها به دو گوش و با ریت ۱۰۵-۷۷ هرتز، ( $\pm 19$ ) ۸۳ دقیقه بود که اگر این مقدار را نصف کنیم، هر چند که بهبود کارایی ثبت با ارائه هشت محرك به دو گوش، دو تا سه برابر حالت ارائه‌ی مجزای تک‌گوشی خواهد بود، خیلی بیشتر از مدت زمان ثبتی است که در مطالعه حاضر (هر چند با ریتی متفاوت) بدست آمده است. (۳۴ و ۳۱)

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که استفاده از آرایش دگرسویی برای ثبت ASSR ۴۰ هرتز، پاسخ‌های سریع‌تری (به طور میانگین حدود ۵/۳۱ دقیقه کمتر) بدست می‌دهد. همچنین، میانگین زمان ثبت در آرایش دگرسویی و همان‌سویی، به ترتیب دارای انحراف معیار ۲/۶۴ و ۵/۹۶ دقیقه بود که مجدداً مزیت آرایش دگرسویی را نشان می‌دهد.

در مطالعه 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 معنی داری رسید، اما در کل، این مقدار تفاوت‌ها در کار بالینی، تأثیر چندانی ندارد چراکه گام شدتی معمول در اودیومتری تن‌خالص، گام‌های ۵ دسی‌بلی، و پایایی آزمون-بازآزمون آستانه‌ها نیز  $\pm 5$  دسی‌بل است. (۲۷) به عبارت 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 محدوده تغییرپذیری آزمون-بازآزمون آستانه‌یابی الکتروفیزیولوژیک قرار نگیرد که البته نیازمند تحقیقات اختصاصی در این زمینه است. با این وجود، مطالعه Van Stapells و 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 چندمحركه ۴۰ هرتز، در مقایسه با ASSR چندمحركه ۸۰ هرتز و پتانسیل آهسته‌ی کورتکس (SCP)، احتمالاً روش انتخابی برای تخمین آستانه

دسی‌بل و برای فرکانس‌های حامل متوسط تا بالا، تفاوت‌های ۱۰ تا ۲۰ دسی‌بل (با انحراف معیارهای حداقل ۱۰ دسی‌بل) گزارش شده است. (۱۱ و ۷) نتایج مطالعات مختلف حاکی از عملکرد رو به ضعف ASSR-ERA در ۵۰۰ هرتز و بالاتر از ۴۰۰۰ هرتز است. (۳۲ و ۳۱) در این مطالعه نیز تقریباً همین الگو مشاهده شد. نتایج این مطالعه نشان داد که میانگین آستانه‌های ASSR ( $\pm$  انحراف معیار) در فرکانس‌های ۰/۵، ۱، ۲ و ۴ کیلوهرتز در آرایش همان‌سویی به ترتیب  $(\pm 9)$ ، ۱۳/۰،  $(\pm 4)$ ، ۹/۵،  $(\pm 6)$ ، ۱۱/۰،  $(\pm 6)$ ، ۱۱/۵ و در آرایش دگرسویی به ترتیب  $(\pm 7)$ ، ۹/۰،  $(\pm 4)$ ، ۸/۵،  $(\pm 7)$ ، ۸/۰،  $(\pm 8)$ ، ۱۰/۰ دسی‌بل بالاتر از آستانه‌های رفتاری است. بنابراین بهترین آستانه‌های ۴۰ هرتز در این مطالعه، در آرایش دگرسویی بدست آمد که میانگین و انحراف معیار آن (دقت تخمین‌ها) نیز با مطالعات دیگر (۴۰ هرتز همان‌سویی) قابل‌مقایسه و حتی بهتر از آنها است. در مورد دقت تخمین‌های آستانه‌ای باید اشاره کنیم که اگرچه مهم است که تفاوت میانگین بین آستانه فیزیولوژیک و آستانه رفتاری در محدوده 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 آستانه فیزیولوژیک و آستانه رفتاری، نقش اصلی را بر عهده دارد. از روی انحراف معیار تفاوت بین آستانه فیزیولوژیک و آستانه رفتاری، می‌توان دقت ارزیابی را تخمین زد. (۳۳ و ۱۱)

در بیشتر مطالعاتی که مدت‌زمان ثبت ASSR را مورد توجه قرار داده‌اند، هر دو گوش مورد بررسی قرار گرفته و محركها به صورت هم‌زمان یا مجزا ارائه شده است که امکان مقایسه نتایج را محدود می‌کند. میانگین ( $\pm$  انحراف معیار) زمان ثبتی که Herdman و Stapells در سال ۲۰۰۱ با استفاده از روش آستانه‌یابی تقریباً مشابه با روش این مطالعه گزارش کردند (البته با ارائه هم‌زمان



که عمدتاً در کورتکس شنوایی چپ قرار گرفته‌اند.<sup>(۳۹)</sup> این فعالیت گسترده مغز و عمدتاً در نیمکره چپ یا نیمکره راست و تعامل بین کورتکس شنوایی راست و چپ، ممکن است توجیهی برای مشاهده آستانه‌های تقریباً برابر بین دو کانال ثابت باشد.<sup>(۷)</sup> توجیه احتمالی دیگر، ممکن است مربوط به جهت‌گیری الکترودها باشد (بالای پیشانی به دو ماستوئید)، چراکه جایگاه الکتروود ناواژگونگر برای هر دو آرایش همان‌سویی و دگرسویی مشابه بود به جای 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، دامنه بزرگ‌تر و نهفتگی کمتری خواهند داشت.<sup>(۳۹)</sup> مطالعه اخیر همچنین نشان داد که دامنه پاسخ‌های ۴۰ هرتز به فرکانس حامل ۵۰۰ هرتز، وقتی از الکترودهای مقابل به گوش تحریکی ثابت 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، احتمالاً مونتاژ مناسب‌تری (نسبت به Fz-ماستوئید) برای بررسی عدم‌تقارن دامنه ۴۰ هرتز (یا آستانه‌ی آن) بین کانال‌های همان‌سویی و دگرسویی برای اهداف تشخیصی در اتونورولوژی است. بنابراین، برای بررسی این فرض که آیا نزدیک‌تر بودن الکترودهای واژگونگر به منشأ 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.

Yamasaki و همکارانش در سال ۲۰۰۵ گزارش کردند که نهفتگی پاسخ ۴۰ هرتز دگرسویی، به طور قابل‌توجهی کمتر از پاسخ همان‌سویی است.<sup>(۳۹)</sup> البته این پژوهشگران از ثبت MEG چندکاناله استفاده کردند که تفاوت‌ها در لوب تمپورال را نیز مشخص می‌کرد. درحالی‌که یافته‌های مطالعه حاضر، با نتایج این مطالعه همخوانی دارد اما تفاوت‌ها در

الکتروفیزیولوژیک در بزرگسالان بیدار است.<sup>(۳۵)</sup> از سوی دیگر، آستانه‌های بهتر و تغییرپذیری کمتر آنها در ثبت دگرسویی با ریت ۴۰ هرتز، نسبت به ثبت همان‌سویی، بایستی در کنار فاکتورهای دیگر مثل زمان کوتاه‌تر ثبت و تغییرپذیری کمتر آن در نظر گرفته شود تا تفسیر دقیق‌تری از نتایج مطالعه‌ی حاضر بدست آید. بنابراین، همین بهبود چند دسی‌بلی آستانه‌ها در ثبت دگرسویی، ممکن است در کنار فاکتورهای دیگر واقعا موجب بهبود این روش انتخابی (پاسخ ۴۰ هرتز همان‌سویی) در تخمین آستانه الکتروفیزیولوژیک در بزرگسالان بیدار شود.

عقیده‌ی فعلی بر آن است که پتانسیل‌های برانگیخته شنوایی زودرس (ABR) و میان‌رس (AMLR)، به ترتیب با پاسخ‌های ASSR ۸۰ هرتز و ۴۰ هرتز، مطابقت دارند یعنی پاسخ‌های ۸۰ هرتز، نمودی از روی‌هم‌قرارگرفتن پاسخ‌های گذرا و مجزای ABR، و پاسخ‌های ۴۰ هرتز نیز، نمودی از روی‌هم‌قرارگرفتن پاسخ‌های گذرا و مجزای AMLR است.<sup>(۲۸، ۳۰ و ۳۱)</sup> مطالعات AMLR در انسان حاکی از آن است که عدم‌تقارن قابل‌توجهی بین دامنه‌های پاسخ در ثبت‌های همان‌سویی و دگرسویی وجود دارد.<sup>(۳۱)</sup> در این مطالعه، الگوی کلی برتری پاسخ‌های دگرسویی مشاهده شد هر چند که تفاوت بین آستانه‌های دو کانال ثبت، چندان بارز نبود. البته بزرگ‌تر بودن دامنه پاسخ در ثبت‌های دگرسویی (در مطالعات دیگر)، لزوماً به معنی بهبود در تخمین آستانه‌ها نیست.<sup>(۳۲)</sup> اما به هر حال، می‌توان به چند نکته در زمینه تفاوت یافته‌های مطالعه حاضر با نتایج مطالعات AMLR اشاره کرد. نخست اینکه، ASSR ۴۰ هرتز و پاسخ‌های AMLR، عمدتاً از نوروها و مولدهای متفاوتی نشأت می‌گیرند.<sup>(۳۷)</sup> برای مثال، نقشه‌برداری مغزی نشان داده است که ASSR ۴۰ هرتز، نمودی از فعال‌شدن مناطق بسیار وسیعی از مغز انسان است.<sup>(۳۸)</sup> Herdman و همکارانش در سال ۲۰۰۲ گزارش کردند که در انسان، منشأ غالب ASSR ۴۰ هرتز، مولدهای کورتیکال هستند

لوب تمپورال را نشان نمی‌دهد.

در این مطالعه، به دلیل عدم قابلیت سیستم ثابت در اندازه‌گیری دامنه و نهفتگی پاسخ ASSR، نتایج حاصل چندان برای اهداف اتونورولوژیک مناسب و جامع نیستند. با این وجود، برخی شرایط ایجاب می‌کند که آستانه‌های شنوایی در بزرگسالان نیز بوسیله پتانسیلهای برانگیخته شنوایی تخمین زده شود (مثلا در پزشکی قانونی یا در افراد متمارض). مزیت اصلی ASSR ۸۰ هرتز نسبت به ۴۰ هرتز این است که بواسطه خواب متأثر نمی‌شود. با این وجود، افراد بزرگسال بیدار که در کار بالینی روتین با آنها مواجه هستیم به راحتی به خواب نمی‌روند (مثلا به دلیل استرس از روند یا نتیجه آزمون) و برخی افراد بزرگسال ممکن است واقعا ناآرام و پر جنب و جوش (نویزی) باشند که ثبت پاسخ‌های کم‌دامنه ۸۰ هرتز را در آنها دشوار می‌سازد. بنابراین وضعیت فرد در بزرگسالان، بر خلاف اطفال، نمی‌تواند فاکتوری محدودکننده برای استفاده از ریت ۴۰ هرتز باشد.<sup>(۴۰-۳۴)</sup> در حال حاضر، روش انتخابی برای چنین ارزیابی‌هایی، SCP (P1-N1-P2) است که البته ASSR ۴۰ هرتز (همان‌سوایی) ممکن است جایگزین آن شود.<sup>(۱۳۹۸)</sup> بنابراین، یافته‌های این مطالعه می‌تواند به عنوان مقادیر هنجار در چنین مواردی استفاده شود بویژه اگر آستانه‌های ASSR ۴۰ هرتز دگرسویی یا تفاوت‌های بین دو کانال ثبت همان‌سوایی و دگرسویی، به عنوان روش انتخابی و معیار تشخیصی به کار روند.

قبل از کاربرد بالینی این مقادیر آستانه‌ای هنجار، لازم است پژوهش‌های بیشتری در افراد بزرگسال هنجار (نمونه‌های بزرگ‌تر) و بویژه در افراد مبتلا به افت شنوایی، یا مبتلا به ضایعات تأییدشده تالاموس یا کورتکس شنوایی انجام شود و بخصوص مقادیر دامنه و نهفتگی پاسخ‌های ۴۰ هرتز نیز به طور همزمان، مشخص و آنالیز شود. پژوهش‌های دیگری که در تبیین عدم تقارن احتمالی بین کانال‌های ثبت مؤثر است، ثبت دوکاناله 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 چندکاناله انجام شوند.

تاکنون ASSR ۴۰ هرتز (همان‌سوایی)، به عنوان 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 دوکاناله همان‌سوایی 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، چراکه آستانه‌هایی بهتر همراه با تغییرپذیری کمتر را در مدت زمانی کوتاه‌تر بدست می‌دهد. کاربرد آرایش الکترودی دگرسویی برای ثبت ASSR ۴۰ هرتز در بزرگسالان بیدار، امیدوارکننده است اما پیش از کاربرد بالینی آن، بایستی در بیماران مختلف و با استفاده از ثبت‌های چندکاناله AEP و 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 و در افراد هنجار و بیماران مختلف شناسایی شود. این پژوهش‌ها ارزشمند است چراکه بدون شک، ثبت‌های دو کاناله از پیچیدگی کمتری نسبت به MEG چندکاناله یا نقشه‌برداری مغز برخوردارند و اطلاعات تشخیصی را در زمانی کوتاه‌تر بدست می‌دهند. بنابراین، برای کار بالینی مناسب‌تر می‌باشند.

### تقدیر و تشکر

بدین‌وسیله از مدیر گروه محترم دپارتمان شنوایی‌شناسی، سرکار خانم روزبهانی و از مسئولین محترم مرکز تحقیقات توانبخشی دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران بویژه جناب آقای

کیهانی به جهت راهنماییهای بی‌دریغشان در زمینه تجزیه و تحلیل آماری داده‌های این پژوهش و از جناب آقای بیات به جهت راهنمایی و مساعدت در تأمین منابع علمی این پژوهش تقدیر و تشکر می‌گردد.

مهندس سنجری به جهت همکاری در تأمین فضای مناسب پژوهشی تشکر و قدردانی می‌گردد. همچنین از جناب آقای مهندس نجمی، جناب آقای طالبی به جهت مساعدت در تأمین تجهیزات این پژوهش، از جناب آقای

## فهرست منابع

1- Kaf WA, Durrant JD, Sabo DL, Boston JR, Taubman LB, Kovacyk K. 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): 10-18

4- Scherf F, Brokx J, Wuyts F, Heyning PH. The ASSR: Clinical application in normal-hearing and hearing-impaired infants and adults, comparison with the click-evoked ABR and 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; 280-313

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. p. 322-50

8- Stapells DR, Herdman A, Small SA, Dimitrijevic A, Hatton J. 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. p. 43-59

9- Müller N, Schlee W, Hartmann T, Lorenz I, Weisz N. 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, editors. *Auditory evoked potentials, basic principle and clinical application.* Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2007. p. 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. p. 441-63

12- Picton TW, Dimitrijevic A, John SM, Van Roon P. The use of phase in the detection of auditory steady-state responses. *Clin Neurophysiol.* 2001; 112(9): 1698-711

13- 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

14- 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

15- Kaf WA, Sabo DL, Durrant JD, Rubinstein E. Reliability of electric response audiometry using 80 Hz auditory steady-state responses. *Int J Audiol.* 2006; 45(8): 477-86

16- 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

17- 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

18- 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

19- 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
- 20- 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
- 21- Musiek FE, Baran JA. Central auditory evaluation of patients with neurologic involvement. In: Katz J, editor. *Handbook of clinical audiology.* 5th ed. Baltimore: Lippincott, Williams & Wilkins; 2002. p. 532-44
- 22- Wilson TW, Hernandez OO, Asherin RM, Teale PD, Reite ML, Rojas DC. Cortical gamma generators suggest abnormal auditory circuitry in early-onset psychosis. *Cereb Cortex.* 2008; 18(2): 371-78
- 23- 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. p. 443-77
- 24- 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(1/2): 253-61
- 25- Plourde G, Stapells DR, Picton TW. The human auditory steady-state evoked potentials. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1991; 491: 153-60
- 26- Picton TW, Dimitrijevic A, John MS. Multiple auditory steady-state responses. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl.* 2002; 111: 16-21
- 27- Schlauch RS, Nelson P. Pure tone evaluation. In: Katz J, editor. *Handbook of clinical audiology.* 6th ed. The Point; 2009. p. 30-49
- 28- 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
- 29- Beck D, Speidel D, Craig J. Developments in auditory steady-state responses (ASSR). *Hear Rev.* 2009; 16(8): 20-27
- 30- Stürzebecher E, Cebulla M, Elberling C, Berge T. New efficient stimuli for evoking frequency-specific auditory steady-state responses. *J Am Acad Audiol.* 2006; 17(6): 448-61
- 31- Elberling C, Don M, Cebulla M, Stürzebecher E. Auditory steady-state responses to chirp stimuli based on cochlear traveling wave delay. *J Acoust Soc Am.* 2007; 122(5): 2772-785
- 32- 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
- 33- Tomlin D, Rance G, Graydon K, Tsialios I. 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
- 34- 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): 41-49
- 35- 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
- 36- 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
- 37- Basar E, Rosen B, Basar-Eroglu C, Greitschus F. The associations between 40 Hz-EEG and the middle latency response of the auditory evoked potential. *Int J Neurosci.* 1987; 33:103-17
- 38- Ross B, Herdman AT, Pantev C. Right hemispheric laterality of human 40 Hz auditory steady-state response. *Cereb Cortex.* 2005; 15(12): 2029-39
- 39- Yamasaki T, Goto Y, Taniwaki T, Kinukawa N, Kira J, Tobimatsu S. Left hemisphere specialization for rapid temporal processing: a study with auditory 40 Hz steady-state responses. *Clin Neurophysiol.* 2005; 116(2): 393-400
- 40- Van der Reijden CS, Mens LH, Snik AF. 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): 40-45

# *Contralateral Recording of Auditory Steady State Responses Thresholds*

M.Sha'bani, MS<sup>I</sup>                      \*B.Jalaili, MS<sup>II</sup>  
M.Kamali, PhD<sup>III</sup>

## *Abstract*

**Background & Aim:** Auditory steady state response (ASSR) is an oscillation in the electrical potential recorded from the scalp. In this study, the possible effects of shifting the response recording channel on 40Hz ASSR thresholds and their recording times were evaluated and compared.

**Patients and Method:** In this cross-sectional study, 30 subjects with normal hearing (thresholds of 500 to 4000 Hz < 15 dB HL) whose ages ranged from 18 to 30 were enrolled in the study after giving written informed consent. Right-handed subjects were selected. New chirp stimuli were presented to the right ear via inserted headphones using a two-channel EP recording system, the Eclipse. Thresholds for central frequencies (0.5, 1, 2 and 4 KHz) and their total recording time in the ipsilateral (recording from the right-EEG channel) and contralateral array (recording from the left-EEG channel) relative to the stimulated ear were evaluated at 40Hz repetition rate and averaged among 30 subjects. One-way ANOVA was used to compare the mean thresholds between channels in each frequency. Paired t-test was used for comparing average recording times between channels.

**Results:** The results of this study showed that thresholds and recording times of the contralateral 40Hz ASSR were better and shorter than that of the ipsilateral ones.

**Conclusion:** The present study indicated that in ASSR test contralateral recordings with 40Hz RF can probably be a better tool to objectively assess hearing thresholds in awake adults with normal hearing using ASSR.

**Key Words:** 1) Auditory Steady State Response      2) EEG Recording Channel  
3) Repetition Rate    4) Central Frequency

---

*This article is an abstract of Mr. Sha'bani's thesis advised by Mr. Jalaili and read by Dr. Kamali in partial fulfillment of an MS degree in audiology.*

*I) MS in Audiology. Faculty of Rehabilitation Sciences. Iran University of Medical Sciences and Health Services. Tehran, Iran.*

*II) MS in Audiology. Faculty Member. Audiology Department and Research Center. Faculty of Rehabilitation Sciences. Iran University of Medical Sciences and Health Services. Tehran, Iran. (\*Corresponding Author)*

*III) Associate Professor of Public Health. Faculty of Rehabilitation Sciences. Iran University of Medical Sciences and Health Services. Tehran, Iran.*