

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 بول HL در محدوده سنی ۱۸ تا ۳۰ سال پس از تکمیل رضایت‌نامه کتبی وارد مطالعه شدند. افراد راست‌دست انتخاب شدند. محركهای چرپ جدید با استفاده از یک سیستم دو کاناله ثبت پتانسیلهای برانگیخته، Eclipse، از طریق گوشیهای داخلی به گوش راست ارائه شد. آستانه‌ی فرکانس‌های مرکزی ۲۰، ۲۱، ۲۰/۰ 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 Α 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 جلایی^{II}

دکتر محمد کمالی^{III}

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

مقدمه

عینی (به کمک پتانسیلهای برانگیخته شنوایی) استفاده می‌شود.^(۱-۲)

تاکنون آزمون آنچه برای این منظور، پاسخ شنوایی ساقه مغز با محرك کلیک (c-ABR) بوده است که همراه با اتوسکوپی و ارزیابی ادمیتанс، به شنوایی شناسان امکان می‌داد تا در مورد نوع و میزان افت شنوایی تصمیم‌گیری کنند.^(۳) 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، بواسطه c-ABR

حساسیت شنوایی مستقیماً بوسیله اودیومتری تن خالص یا به طور غیر مستقیم توسط پاسخ‌های برانگیخته شنوایی ارزیابی می‌شود. اودیومتری 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 پایان نامه آقای مسلم شعبانی جهت دریافت درجه کارشناسی ارشد به راهنمایی جناب آقای بهرام جلایی و مشاوره دکتر محمد کمالی با حمایت دانشگاه علوم پزشکی ایران، سال ۱۳۸۷.]

(I) کارشناس ارشد شنوایی‌شناسی، دانشگاه علوم توانبخشی، دانشکده 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 مسؤول)

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

بر اینکه شکل موج های ASSR ۴ هرتز را می توان با روی هم قرار دادن شکل موج های پاسخ شنوایی میان رس (AMLR) تخمین زد. این دو پاسخ، از چندین جنبه (مثل برخی مولدها، تأثیر خواب و بیهوشی) با هم شباهت دارند.^(۷۵)

اگرچه از زمانیکه ASSR برای اولین بار معرفی شد، دو دهه می گذرد اما هنوز هم پژوهش گران در پی بهبود پارامترهای تحریک، ثبت و آنالیز این پاسخ هستند تا برای کاربردهای بالینی مناسب تر شود.^(۵) تأثیر مونتاژ الکترودی بر ثبت ASSR (عمدتاً دامنه پاسخ و نسبت سیگنال به نویز یا SNR)، در چندین پژوهش مورد بررسی قرار گرفته است. معمول ترین 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 می شد.^(۱۶-۲۰) 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 مونتاژ الکترودی در میزان تکرار ۹۰ هرتز پرداختند. نتایج این مطالعه نشان داد که آرایش الکترودی Cz به SNR، Oz بهتر و سطح نویز کمتری بدست می دهد و پس از آن نیز Cz به پشت گردن، Cz به ماستوئید و Cz به نرم می گوش قرار گرفتند. البته دامنه های پاسخ حاصل از این ۴ جایگاه الکترودی، هیچ تفاوت معناداری با هم نداشتند.^(۱۸) در سال ۲۰۰۵ Van der Reijden و همکارانش، مطالعه مشابهی را روی اطفال انجام دادند. آنها نشان دادند که مونتاژ Cz-Mi (ورتکس-ماستوئید همان سویی)، بزرگ ترین نسبت ASSR به نویز را ایجاد می کند.^(۱۹) در سال ۲۰۰۸ Small و Stapells به مقایسه دامنه و فاز ASSR با میزان تکرار ۸۰ هرتز در ثبت های همان سویی و دگرسویی در اطفال و بزرگسالان پرداختند. نتایج این مطالعه نشان داد که دامنه ASSR اطفال در کanal EEG دگرسویی نسبت به سمت ارائه محرك راه هوایی (AC)،

برآورده نمی شود. آزمون پاسخ شنوایی پایدار (ASSR)، به منظور ارزیابی اطفال، افراد سخت آزمون و بزرگسالان مبتلا به افت شنوایی غیر عضوی، اخیراً به مجموعه آزمون های تشخیصی عینی در شنوایی شناسی بالینی افزوده شده است.^(۶۰)

پاسخ شنوایی پایدار، که یکی از پتانسیلهای برانگیخته شنوایی (AEPS) است، پاسخ الکتریکی موزون مغز به محرك های پایدار یا محرك هایی است که به صورت منظم تکرار می شوند. محرك پایدار می تواند نویز یا تن مدوله شده یا زنجیره ای از محرك های گذرا (مثل کلیک ها یا تن برست ها) باشد.^(۷۶)

هنگام ارزیابی ASSR، الکترود ها فعالیت مغزی پیچیده ای (یعنی شکل موجی پیچیده) را کشف می کنند. محرك، ارائه شده و نوار مغزی (EEG) ثبت می گردد. اگر پاسخی وجود داشته باشد، انرژی ASSR که بوسیله مدولاسیون محرك (پوش محرك) برانگیخته می شود در طیف نوار مغزی ثبت شده، نمایان می گردد. کمترین سطح شدت محرك که پاسخ تکرار پذیری بدست دهد را به عنوان آستانه ASSR در نظر می گیرند.^(۵) در واقع، همبستگی زمانی ASSR با پوش محرك (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 تصمیم گیری نمود که البته این کار توسط الگوریتم های عینی کشف پاسخ صورت می گیرد.^(۱۰-۱۹) از سوی دیگر، میزان تکرار محرك، بر محل تولید ASSR در مسیرهای شنوایی مرکزی تأثیر می گذارد.^(۷)

سه مؤلفه اساسی برای ASSR ثبت شده از اسکالپ وجود دارد: پاسخ ساقه مغز که محدوده وسیعی از فرکانس های مدولاسیون را دنبال می کند، پاسخ تalamos-کورتکس که به فرکانس های تا ۷۰ هرتز پاسخ می دهد و پاسخ کورتیکال که تغییرات در فرکانس های پایین تر را نمایان می سازد.^(۱۱) شواهدی وجود دارد مبنی

یا ساقه 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 آستانه ASSR، نهفتگی، دامنه و فاز پاسخ‌های حاصل، تأثیر قابل توجهی دارد یا خیر؟ نتایج چندین مطالعه نشان داده است که ASSR ۴ 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 بیمار و هوشیار بدست می‌دهد.^(۲۴-۲۶) بنابراین، بررسی تأثیر احتمالی آرایش الکترودی روی دقت و سرعت تخمين آستانه در افراد بزرگسال در میزان تکرار ۴۰ هرتز نیز مطلوب به نظر می‌رسد. در این مطالعه، به آستانه‌های ASSR پرداخته‌ایم و آنها را در گروهی از افراد هنجار به صورت تک‌گوشی، با RF ۴۰ هرتز، در دو آرایش الکترودی (Array) همان‌سویی و دگرسویی و با ارائه همزمان چهار فرکانس مرکزی (CFS) (۱۰۰۰، ۵۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز (یا به عبارت دیگر با ارائه چندحرکه) ثبت نموده و مقایسه کردۀایم تا مقادیر هنجار آستانه‌های ASSR دگرسویی و تفاوت آن با مقادیر هنجار آستانه‌های همان‌سویی را بدست آوریم. مدت زمان کلی ثبت (برای هر چهار فرکانس مرکزی) در آرایش همان‌سویی و دگرسویی نیز با هم مقایسه شده است.

روش کار

این مطالعه به صورت توصیفی-تحلیلی (مقایسه‌ای) به شیوه مقطعی انجام شده است. در این مطالعه، ۳۰ فرد بزرگسال (۳۰ گوش) از هر دو جنس در محدوده سنی ۱۸ تا ۳۰ سال، با میانگین سنی ($\pm 2/71$) ۲۴/۰۰ 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 یعنی آستانه اودیومتری تن خالص در هر گوش و در ۴ فرکانس ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز ≥ 15 دسی‌بل HL باشد.^(۲۷) (۲) عدم

تقریباً یک‌سوم دامنه کanal همان‌سویی است و آستانه‌های آن نیز حدود ۱۳-۱۵ دسی‌بل ضعیفتر است. اما این مقدار در بزرگسالان، دو سوم بدست آمد و هیچ تفاوت معنی داری بین آستانه‌های همان‌سویی و دگرسویی مشاهده نشد.^(۲۰) نتایج مطالعه او، با مطالعه Van der Reijden و همکارانش انجام شد، همخوانی دارد. مطالعه اخیر وی نشان داد که ASSR اطفال در کanal دگرسویی نسبت به سمت ارائه حرک AC، در مقایسه با کanal همان‌سویی کوچکتر است یا اصلاً ثبت نمی‌شود.^(۱۹) با این وجود، دانش ما در مورد تعاملات بین میزان تکرار، فرکانس‌های مرکزی و مونتاژهای الکترودی (همان‌سویی و دگرسویی) و همچنین تأثیرات پیچیده‌ی آنها بر روی دامنه، نهفتگی و آستانه‌های ASSR در بزرگسالان و همچنین اطفال، ناچیز است.

حرکه‌ایی که به یک گوش ارائه می‌شوند، عمدتاً در مناطق قشری مقابله گوش تحریکی، پردازش و درک می‌شوند.^(۲۱) همچون دیگر پاسخ‌های برانگیخته کورتیکال، سو برتری ASSR در ریتهای مدولاسیون پایین (و در تحریک یکطرفه)، به سمت نیمکره مقابله گوش شواهدی از برتری نیمکره راست یا گوش چپ و گاه شواهدی از برتری نیمکره چپ یا گوش راست [۲۲] را نشان داده‌اند.^(۲۲) هر چه فرکانس مدولاسیون (MF) یا نشان داده‌اند.^(۲۳) هر چه فرکانس مدولاسیون (RF) کمتر شود، نقش مناطق قشری در شکل‌گیری پاسخ بیشتر می‌گردد و با توجه به سو برتری ASSR در میزان مدولاسیون پایین (و در تحریک یکطرفه) به سمت نیمکره مقابله گوش تحریکی، این سؤال منطقی مطرح می‌شود که آیا نزدیکتر شدن 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.^(۲۴) به عبارت دیگر هنوز نمی‌دانیم که آیا هر آرایش الکترودی، نمودی از فعالیت قشر

می خواستیم آرام باشد. دامنه EEG فرد حداکثر به مدت ۳۰ دقیقه پایش می شد تا معیار مورد نظر برای ثبت مناسب آستانه ها یعنی دامنه های $\text{EEG} \geq 40 \pm 4$ میکروولت بdest آید. در صورت کسب این معیار، آستانه های ASSR در ریت ۴۰ هرتز، با ارائه حرکت های چرپ جدید در چهار فرکانس مرکزی ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز مورد ارزیابی قرار می گرفت. آزمون به صورت تک گوشی انجام شده و حرکتها تنها به گوش راست ارائه می شدند چراکه موضوع گوش غالب هنوز در آزمون ASSR به صورت قطعی مشخص نشده است.^(۲۲ و ۷۱)

در ابتداء، پاسخ ASSR همان سویی در ریت ۴۰ هرتز ثبت می شد. در این حالت، کانال راست دستگاه ثبت فعال شده و حرک از گوشی راست به گوش راست ارائه می شد. شروع آزمون، با ارائه همزمان هر ۴ فرکانس مرکزی پا ریت ۴۰ هرتز در شدت ۵۵ دسی بل HL بود. در خلال ردیابی آستانه، امکان تغییر سطح شدت در هر فرکانس به صورت مجزا از فرکانس های دیگر وجود داشت. بدین ترتیب، در هر فرکانس که طی ۳ دقیقه یا کمتر به آستانه می رسید، شدت را به صورت مجزا تغییر داده و سطح شدت بعدی یعنی ۲۵ دسی بل HL را انتخاب می کردیم. در صورت کسب آستانه در این سطح شدت، سطح ارائه ۱۵ دسی بل HL انتخاب می شد. این سطوح شدت، برای سرعت عمل بیشتر در مراحل اولیه آزمون انتخاب شدند اما چون آستانه ای ۱۵ دسی بل HL، بهترین آستانه ای است که معمولا برای ASSR مطرح است، از این سطح به بعد، روش مرسوم آستانه بابی یعنی روش ۱۰ down-۵ up استفاده شد. برای خاتمه دادن 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 می کردیم. افزون بر این، تمامی آستانه ها در این مطالعه حداقل یکبار تأیید شده اند و در هر سطح شدتی

سابقه ضربات شدید به سر. (۳) عدم سابقه قبلی یا ابتلاء فعلی به اختلالات نورو لوژیک که این دو مورد اخیر بوسیله پرسشنامه ای که در اختیار بیمار قرار داده شد، مورد ارزیابی قرار گرفت و (۴) عدم پاتولوژی فعال در دو گوش که بوسیله اتوسکوپی، آزمون های تمپانومتری و رفلکس صوتی مورد بررسی قرار گرفت.

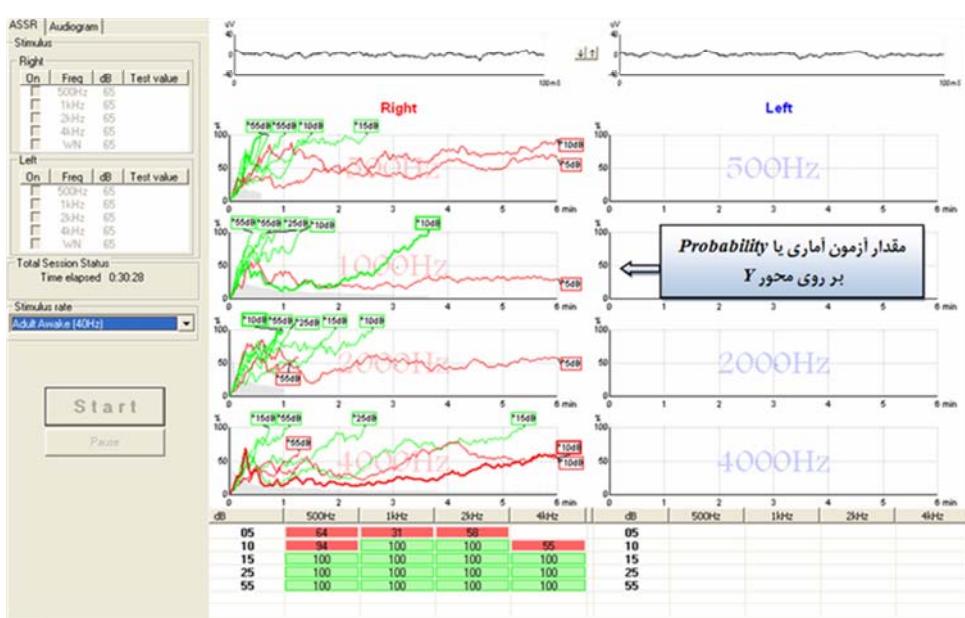
پس از تعیین نمونه های لازم و کسب رضایت نامه از افراد برای شرکت در پژوهش، اخذ شرح حال از تمامی افراد به عمل آمد. سپس معاینه اتوسکوپی برای اطمینان از سلامت گوش خارجی و میانی انجام شد. آستانه های تن خالص در سکوت با استفاده از اودیومتر دو کاناله Interacoustic مدل AC40 ساخت دانمارک از دو مسیر هوایی و استخوانی به روش مرسوم اندازه گیری شد. همچنین آزمون های تمپانومتری 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 پاسخ های برانگیخته Interacoustic مدل Eclipse ساخت دانمارک در افراد مورد مطالعه بdest آمد.

برای انجام آزمون ASSR، فرد مورد آزمون روی تخت قرار می گرفت و پس از تشریح دقیق روند انجام آزمون برای او، دو الکترود واژگونگر (به مستوئید گوش راست و چپ)، یک الکترود غیر واژگونگر (به بالای پیشانی در پیشانی یا Fpz) و یک الکترود زمین (به بالای پیشانی در سمت راست) در محل های مناسب و آماده شده چسبانده می شد. امپدانس هر یک از الکتروودها و امپدانس بین الکتروودها کنترل می شد تا از ۳ کیلو اهم (Ω) بیشتر نباشد. گوشی های داخلی در دو گونه ای قرار می گرفت که سیم رابط الکترود به دستگاه، کمترین تماس را با بدن فرد یا لباس های او داشته باشد تا مانع از ایجاد نویز شود. از راحتی فرد اطمینان حاصل کرده و از او

ناواژگونگر در Fpz مقایسه می شد. 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.

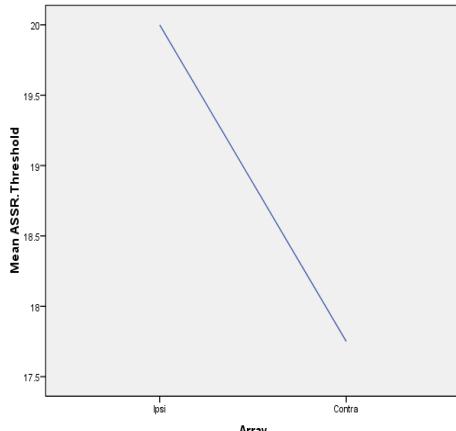
برای هر فرد مورد آزمون، ۸ پاسخ (آستانه) بدست آمد (۲ CF × ۴ Array). برای تعیین توزیع نرمال داده ها، از آزمون کولموگروف اسمیرنوف (K-S) استفاده شد. جهت مقایسه میانگین کلی آستانه ها در آرایش همان سویی و دگرسویی، واریانس یکراهه بین گروهی (one-way ANOVA) استفاده شد. جهت مقایسه میانگین ها در فرکانس های نظیر (برای نمونه: مقایسه فرکانس ۵۰۰ هرتز همان سویی با فرکانس ۵۰۰ هرتز دگرسویی و...) از آزمون آماری t مزدوج (paired-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 داده ایم. 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) می رسید، به عنوان آستانه در نظر گرفته شد. پس از ثبت آستانه هر ۱۰ فرکانس در آرایش همان سویی و پس از استراحتی ۱۰ دقیقه ای و اطمینان از همکاری فرد، ثبت های دگرسویی انجام می گرفت. کanal چپ دستگاه فعال می شد تا محرك ها از گوشی چپ ارائه شوند. البته گوشی داخلی چپ که در خلال آزمایش های قبل (یعنی ثبت های همان سویی) در گوش چپ فرد قرار داشت، به گوش راست منتقل می شد و گوشی راست نیز به گوش چپ انتقال می یافت. در این وضعیت، با اینکه محرك ها از طریق گوشی چپ به گوش راست ارائه می شدند اما ثبت همچنان از کanal چپ یعنی کanal دگرسویی نسبت به گوش تحریکی انجام می گرفت. به عبارت دیگر، الکترود واژگونگر چپ با الکترود



شکل شماره ۱- اولین ثبت نشان داده شده که به ردیابی آستانه های ASSR ۴ هرتز در آرایش همان سویی پرداخته است.

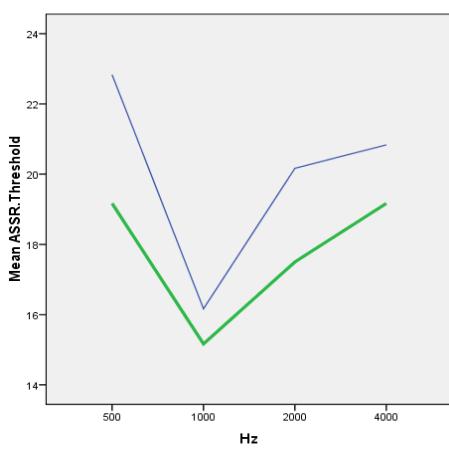
می دهد که در هر چهار CF، میانگین آستانه های ASSR ۴ هرتز در آرایش دگرسویی بهتر از آرایش همان سویی است.



شکل شماره ۲- تأثیر کلی Array بر آستانه های ASSR بدون CF بوجه

یافته ها

با توجه به پارامترهای مختلفی که در این مطالعه برای ارائه محرك 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 می کنیم.



شکل شماره ۳- تأثیر تعاملی Array و CF بر آستانه های ASSR منحنی آبی (باریکتر) و سبز، به ترتیب نشان دهنده آستانه های ۴۰ هرتز همان سویی (ipsi40) و دگرسویی (contra40) است.

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

تأثیر کلی آرایش الکتروودی (Array) بر آستانه های ASSR در شکل شماره ۲، تأثیر کلی متغیر Array بدون توجه به CF (یا به عبارت دیگر تأثیر آن بر میانگین آستانه های هر ۴ ASSR ۴ هرتز در آرایش دگرسویی، تقریباً ۲/۲۵ دسی بل HL بهتر از این آستانه ها در آرایش همان سویی بود. با انجام آنالیز واریانس یکراهه بین گروهی (one-way ANOVA)، مشخص می شود که این مقدار تفاوت میانگین، در سطح ۰/۰۵ معنی دار است [P value=۰/۰۳، F(۲۲۲، ۱)=۴/۵۸]. البته می تواند ناشی از مقایسه فرکانس های غیر نظیر از دو Array باشد (برای نمونه: مقایسه فرکانس ۵۰۰ هرتز همان سویی با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز دگرسویی). بنابراین برای مقایسه دقیق این دو آرایش الکتروودی، لازم است که تفاوت میانگین در هر یک از CF بررسی شود.

تأثیر تعاملی آرایش الکتروودی و فرکانس های مرکزی بر آستانه های ASSR

شکل شماره ۳، میانگین آستانه های ASSR هر چهار CF را نشان می دهد که برای هر آرایش الکتروودی، با منحنی مجزایی مشخص شده است. این شکل نشان

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=۳۰) انجام شده است، امکان استفاده از آرایش الکترودی دگرسویی برای ثبت آستانه های ASSR را تأیید می کند. این مطالعه، اولین پژوهشی است که به مقایسه آستانه های ASSR همان سویی 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 داده اند، روبرو هستیم و از سوی دیگر، تنها مطالعات مشابهی که می تواند تا اندازه های با نتایج این مطالعه مقایسه شود، پژوهش هایی است که به بررسی تأثیر آرایش الکترودی همان سویی و دگرسویی روی دامنه و نهفتگی AMLR پرداخته است.^(۱۱) بنابراین، نتایج این مطالعه را از نظر دقیق و صحت تخمین آستانه ها و از نظر زمان ثبت آزمون، با مطالعات ASSR-ERA، و از نظر تأثیر آرایش الکترودی همان سویی و دگرسویی بر ثبت آستانه ها، با مطالعات AMLR مقایسه می کنیم. 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 الگوریتم های کشف پاسخ دانست چرا که 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 آستانه یابی ارائه شده اند و مبتنی بر روش هایی تأیید شده هستند.^(۲۹-۳۱)

بزرگترین تفاوت ها بین آستانه ASSR و تن خالص، در افراد با عملکرد حلزونی هنجار دیده می شود (یعنی افراد با شنوایی هنجار یا مبتلا به افت شنوایی انتقالی) که برای فرکانس های حامل پایین، تفاوت های ۲۵ تا ۴۰

ASSR همان سویی (Ipsi40Hz ASSR) بود. (۲) تمام تفاوت ها، کمتر از ۵ دسی بل HL بود. مقایسه میانگین آستانه ها در بین دو حالت ثبت، تنها در فرکانس ۲۰۰۰ هرتز که تفاوتی تقریباً ۳ دسی بل نشان می داد، به معیار معنی داری در سطح P<0.05 رسید [P=0.02، ۲۹/۲۳]. مقایسه میانگین آستانه ها در سایر فرکانس ها، تفاوت معنی داری بین دو حالت ثبت نشان نداد (P>0.05). (۳) بهترین میانگین (انحراف معیار) [بر حسب دسی بل HL] آستانه ASSR ۴۰ هرتز در هر دو آرایش الکترودی، در CF درست آمد [Contra40.1000±۷/۷۵] در ۱۰۰۰ هرتز بدست آمد [Contra40.500±۷/۶۹] (۱۷/۱۷). (۴) ضعیفترین میانگین (انحراف معیار) آستانه ASSR ۴۰ هرتز در هر دو آرایش الکترودی، در فرکانس مرکزی ۵۰۰ هرتز بدست آمد [Contra40.4000±۸/۴۱] (۱۹/۱۷). البته میانگین آستانه Contra40.500±۱۱/۴۰ (۲۳/۱۷) نیز ۱۹/۱۷ دسی بل HL بود ولی انحراف معیار آن، ۲۱/۳۱ دسی بل 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 می دهد که با استفاده از زمان سنج دستگاه ثبت (شکل شماره ۱) اندازه گیری شده است.

جدول شماره ۱- تأثیر کلی Array بر زمان ثبت آزمون

Array.RF	میانگین بیشترین	انحراف (دقیقه)	میانگین زمان ثبت	معیار (دقیقه)	میانگین زمان ثبت
Ipsi40	۴۰/۳۰	۱۸/۴۶	۵/۹۶	۲۶/۵۳	۱۸/۴۶
Contra40	۳۰/۰۱	۱۲/۵۷	۲/۶۴	۲۱/۲۲	۱۲/۵۷

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<0.0005 معنادار است [P=0.0005، ۲۹/۶].

محركها به دو گوش و با ریت ۷۷-۱۰۵ هرتز، (± 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 ارائه هی مجزای تک گوشی خواهد بود، خیلی بیشتر از مدت زمان ثبتی است که در مطالعه حاضر (هر چند با ریتی متفاوت) بدست آمده است.^(۱۱) (^{۲۴}) نتایج مطالعه دگرسویی برای ثبت ASSR ۴۰ هرتز، پاسخ های سریع تری (به طور میانگین حدود ۵/۳۱ دقیقه کمتر) بدست می دهد. همچنین، میانگین زمان ثبت در آرایش دگرسویی و همان سویی، به ترتیب دارای انحراف معیار ۳/۶۴ و ۵/۹۶ دقیقه بود که مجدداً مزیت آرایش دگرسویی را نشان می دهد.

در مطالعه حاضر، تفاوت میانگین آستانه ها در دو حالت ثبت همان سویی و دگرسویی، کمتر از ۵ دسی بل HL بود و اگرچه در فرکانس ۲۰۰۰ هرتز به سطح معنی داری رسید، اما در کل، این مقدار تفاوت ها در کار بالینی، تأثیر چندانی ندارد چراکه گام شدتی معمول در اودیومتری تن خالص، گام های ۵ دسی بلی، و پایایی آزمون-باز آزمون آستانه ها نیز ± 5 دسی بل است.^(۲۷) به عبارت دیگر، با توجه به تغییر پذیری آستانه های تن خالص و اینکه اودیومتری تن خالص، استاندارد طلایی برای آستانه یابی شناوی محسوب می شود، تفاوت های چند دسی بلی بین آستانه های دو کانال ثبت، بعید است که در محدوده تغییر پذیری آزمون-باز آزمون آستانه یابی الکترو فیزیولوژیک قرار نگیرد که البته نیازمند تحقیقات اختصاصی در این زمینه است. با این وجود، مطالعه Van Maanen و Stapells 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 چند مرکه ۴۰ هرتز، در مقایسه با ASSR چند مرکه ۸۰ هرتز و پتانسیل آهسته کورتکس (SCP)، احتمالاً روش انتخابی برای تخمین آستانه

دسی بل و برای فرکانس های حامل متوسط تا بالا، تفاوت های ۱۰ تا ۲۰ دسی بل (با انحراف معیارهای حداقل ۱۰ دسی بل) گزارش شده است.^(۱۱) (^{۲۶}) نتایج مطالعات مختلف حاکی از عملکرد رو به ضعف ASSR-ERA در ۵۰۰ هرتز و بالاتر از ۴۰۰۰ هرتز است.^(۲۲) (^{۲۱}) در این مطالعه نیز تقریباً همین الگو مشاهده شد. نتایج این مطالعه نشان داد که میانگین آستانه های ASSR (انحراف معیار) در فرکانس های ۰/۵، ۱، ۲ و ۴ کیلو هرتز در آرایش همان سویی به ترتیب (± 9)، (± 12)، (± 11)، (± 11) و در آرایش دگرسویی به ترتیب (± 7)، (± 4)، (± 5) و (± 8) دسی بل بالاتر از آستانه های رفتاری است. بنابراین بهترین آستانه های ۴۰ هرتز در این مطالعه، در آرایش دگرسویی بدست آمد که میانگین و انحراف معیار آن (دقیق تخمین ها) نیز با مطالعات دیگر (۴۰ هرتز همان سویی) قابل مقایسه و حتی بهتر از آنها است. در مورد دقت تخمین های آستانه ای باید اشاره کنیم که اگرچه مهم است که تفاوت میانگین بین آستانه فیزیولوژیک و آستانه رفتاری در محدوده تقریباً ۲۰ دسی بلی باشد، اما مقدار این تفاوت میانگین در مقایسه با تغییر پذیری آن، از اهمیت بسیار کمتری برخوردار است. برای بررسی دقت تخمین آستانه، تغییر پذیری تفاوت بین آستانه فیزیولوژیک و آستانه رفتاری، نقش اصلی را بر عهده دارد. از روی انحراف معیار تفاوت بین آستانه فیزیولوژیک و آستانه رفتاری، می توان دقت ارزیابی را تخمین زد.^(۲۲) (^{۱۱})

در بیشتر مطالعاتی که مدت زمان ثبت ASSR را مورد توجه قرار داده اند، هر دو گوش مورد بررسی قرار گرفته و محركها به صورت همزمان یا مجزا ارائه شده است که امكان مقایسه نتایج را محدود می کند. میانگین (انحراف معیار) زمان ثبتی که Stapells و Herdman در سال ۲۰۰۱ با استفاده از روش آستانه یابی تقریباً مشابه با روش این مطالعه گزارش کردند (البته با ارائه همزمان

که عمدتاً در کورتکس شنوازی چپ قرار گرفته‌اند.^(۲۹) این فعالیت گستردۀ مغز و عمدتاً در نیمکره چپ یا نیمکره راست و تعامل بین کورتکس شنوازی راست و چپ، ممکن است توجیهی برای مشاهده آستانه‌های تقریباً برابر بین دو کانال ثبت باشد.^(۷) توجیه احتمالی دیگر، ممکن است مربوط به جهتگیری الکتروودها باشد (بالای پیشانی به دو ماستوئید)، چراکه جایگاه الکتروود نواژگونگر 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 الکتروودها 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.^(۳۰) مطالعه اخیر همچنین نشان داد که دامنه پاسخ‌های ۴۰ هرتز به فرکانس حامل ۵۰۰ هرتز، وقتی از الکتروودهای مقابل به گوش تحریکی ثبت می‌شود، بزرگتر بوده و سو برتری نشان می‌دهد. این مورد حاکی از آن است که ثبت‌های دوکاناله از الکتروودهای T3 و T4، یا T5 و T6، احتمالاً مونتاژ مناسب‌تری (نسبت به Fz-ماستوئید) برای بررسی عدم تقارن 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 الکتروودهای واژگونگر به منشأ پاسخ موجب بهبود ثبت‌ها می‌شود یا خیر، حداقل نیازمند ثبت‌های دوکاناله‌ای هستیم که در آن، الکتروودهای نواژگونگر 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 قابل توجهی کمتر از پاسخ همان‌سویی است.^(۳۱) 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.^(۳۲) 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 واقعاً 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 شنوازی زودرس (ABR) و میان‌رس (AMLR)، به ترتیب با پاسخ‌های ASSR ۸۰ هرتز و ۴۰ هرتز، مطابقت دارند یعنی پاسخ‌های ۸۰ هرتز، نمودی از روی هم‌قرارگرفتن پاسخ‌های ۴۰ هرتز پاسخ‌های گذرا و مجزای ABR، و پاسخ‌های ۴۰ هرتز نیز، نمودی از روی هم‌قرارگرفتن پاسخ‌های گذرا و مجزای AMLR است.^(۳۳) مطالعات AMLR در انسان حاکی از آن است که عدم تقارن قابل توجهی بین دامنه‌های پاسخ در ثبت‌های همان‌سویی و دگرسویی وجود دارد.^(۳۴) در این مطالعه، الگوی کلی برتری پاسخ‌های دگرسویی مشاهده شد هر چند که تفاوت بین آستانه‌های دو کانال ثبت، چندان بازز نبود. البته بزرگتر بودن دامنه پاسخ در ثبت‌های دگرسویی (در مطالعات دیگر)، لزوماً به معنی بهبود در تخمین آستانه‌ها نیست.^(۳۵) 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 نورون‌ها و مولدهای متفاوتی نشأت می‌گیرند.^(۳۶) برای مثال، نقشه‌برداری مغزی نشان داده است که ASSR ۴۰ هرتز، نمودی از فعال‌شدن مناطق بسیار وسیعی از مغز انسان است.^(۳۷) Herdman و همکارانش در سال ۲۰۰۲ گزارش کردند که در انسان، منشأ غالب ASSR ۴۰ هرتز، مولدهای کورتیکال هستند

پاسخ های ۴۰ هرتز کمک کننده باشد. همچنین، لازم است که این قبیل پژوهش ها در مونتاژ های الکترودی دیگر مانند آرایش الکترودی عمودی، و رتکس به پشت گردن یا ثبت های چند کanalه انجام شوند.

تاکنون ASSR ۴۰ هرتز (همان سویی)، به عنوان بهترین و سریع ترین روش برای اودیومتری عینی در بزرگسالان بیدار معرفی شده است. نتایج این مطالعه نشان داد که تفاوت هایی بین آستانه های ASSR ۴۰ هرتز در ثبت های دو کanalه همان سویی و دگرسویی در افراد بزرگسال بیدار وجود دارد و در کل بیانگر آن است که ۴۰ ASSR شاید استفاده از آرایش دگرسویی برای ثبت ۴۰ هرتز در این افراد، مناسب تر باشد، چرا که آستانه هایی بهتر همراه با تغییر پذیری کمتر را در مدت زمانی کوتاه تر بدست می دهد. کاربرد آرایش الکترودی دگرسویی برای ثبت ASSR ۴۰ هرتز در بزرگسالان بیدار، امیدوار کننده است اما پیش از کاربرد بالینی آن، بایستی در بیماران MEG مختلف و با استفاده از ثبت های چند کanalه AEP و fMRI یا PET بررسی شود تا الگوهای مختلف پاسخ (مانند افزایش نهفتگی، کاهش دامنه یا تغییر آستانه ها) در مقایسه با آرایش های الکترودی دیگر و در افراد هنجر و بیماران مختلف شناسایی شود. این پژوهش ها ارزشمند است چرا که بدون شک، ثبت های دو کanalه از پیچیدگی کمتری نسبت به MEG چند کanalه یا نقشه برداری مغز برخورداراند و اطلاعات تشخیصی را در زمانی کوتاه تر بدست می دهند. بنابراین، برای کار بالینی مناسب تر می باشند.

تقدیر و تشکر

بدین وسیله از مدیر گروه محترم دپارتمان شناوی شناسی، سرکار خانم روزبهانی و از مسئولین محترم مرکز تحقیقات توانبخشی دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران بویژه جناب آقای

لوب تمپورال را نشان نمی دهد.

در این مطالعه، به دلیل عدم قابلیت سیستم ثبت در اندازه گیری دامنه و نهفتگی پاسخ ASSR، نتایج حاصل چندان برای اهداف اتونورو لوژیک مناسب و جامع نیستند. با این وجود، برخی شرایط ایجاب می کند که آستانه های شناوی در بزرگسالان نیز بوسیله پتانسیلهای برانگیخته شناوی تخمین زده شود (مثلا در پژوهشی قانونی یا در افراد متمارض). مزیت اصلی ASSR ۸۰ هرتز نسبت به ۴۰ هرتز این است که بواسطه خواب متأثر نمی شود. با این وجود، افراد بزرگسال بیدار که در کار بالینی روتین با آنها مواجه هستیم به راحتی به خواب نمی روند (مثلا به دلیل استرس از روند یا نتیجه آزمون) و برخی افراد بزرگسال ممکن است واقعا نا آرام و پر جنب و جوش (نویزی) باشند که ثبت پاسخ های کم دامنه ۸۰ هرتز را در آنها دشوار می سازد. بنابراین وضعیت فرد در بزرگسالان، بر خلاف اطفال، نمی تواند فاکتوری محدود کننده برای استفاده از ریت ۴۰ هرتز باشد.^(۳۴) در حال حاضر، روش انتخابی برای چنین ارزیابی هایی، (P1-N1-P2) SCP است که البته ۴۰ ASSR ۸۰ هرتز (همان سویی) ممکن است جایگزین آن شود.^(۱۲) بنابراین، یافته های این مطالعه می تواند به عنوان مقادیر هنجر در چنین مواردی استفاده شود بویژه اگر آستانه های ASSR ۴۰ هرتز دگرسویی یا تفاوت های بین دو کanal ثبت همان سویی و دگرسویی، به عنوان روش انتخابی و معیار تشخیصی به کار روند.

قبل از کاربرد بالینی این مقادیر آستانه ای هنجر، لازم است پژوهش های بیشتری در افراد بزرگسال هنجر (نمونه های بزرگ تر) و بویژه در افراد مبتلا به افت شناوی، یا مبتلا به ضایعات تأیید شده تalamos یا کورتکس شناوی انجام شود و بخصوص مقادیر دامنه و نهفتگی پاسخ های ۴۰ هرتز نیز به طور همزمان، مشخص و آنالیز شود. پژوهش های دیگری که در تبیین عدم تقارن احتمالی بین کanal های ثبت مؤثر است، ثبت دو کanalه پاسخ های ۸۰ هرتز است که می تواند در تفسیر نتایج

کیهانی به جهت راهنماییهای بی دریغشان 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 سنجاری 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
- 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
- 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
- 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
- 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
- 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
- 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
- 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
- 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
- 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, Asher 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, editors. *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^I *B.Jalaii, MS^{II}
M.Kamali, PhD^{III}

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.Jalaii 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.