Effects of Stimulus Polarity on Binaural Interaction of Auditory Brainstem Response

Nafiseh Enayat[1], **Homa Zarrinkoob***[2], Ahmadreza Nazeri[3], Seyed Mehdi Tabatabaee[4]

1. Student Research Committee. MSc of Audiology. Faculty of Rehabilitation Science. Shahid Beheshti University of Medical Science, Tehran, Iran
2. Member of Audiology Dep, Msc in Audiology, Faculty of Rehabilitation Science. Shahid Beheshti University of Medical Science, Tehran, Iran. (Corresponding author) homa_zarrinkoob@yahoo.com
3. Member of Audiology Dep. Faculty of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, PhD Student of Audiology. University of Welfare and Rehabilitation Science.Tehran
4. MSc of Biostatistics. Faculty of Rehabilitation Science. Shahid Beheshti University of Medical Science, Tehran, Iran

Article received on: 2014.2.11 Article accepted on: 2013.5.23

ABSTRACT

Background and Aim: Binaural perception is an important ability in human auditory system.The human click-evoked binaural interaction component has been known as an index of binaural perception. The purpose of this investigation was to study the stimulus polarity effect on binaural interaction of auditory brainstem response (ABR).

Materials and Methods: ABR's were recorded monaurally and binaurally in 30 normal adults (12 men & 18 women) using different stimulus polarity. In order to determine binaural interaction component (BIC) from wave V, the binaural response was subtracted from the summed monaural waves (R+L) in each polarity. Repeated measures ANOVA was used to analyze latency & amplitude differences of BIC between the three stimulus polarities.

Results: Condensation clicks produced BIC's with longer latency compared to rarefaction clicks ($p<0.05$). BIC's amplitude increased by using condensation polarity compared to rarefaction & alternate polarities ($p<0.001$ & $p<0.01$, respectively).

Conclusion: Amplitude, latency & morphologic characteristics of BIC were dependent on click polarity. Latency differences has been accounted for by small latency shift of the components of monaurally or binaurally evoked potentials resulting from changes in click polarity. Recognition of BIC was easier using condensation polarity.

Key words: Binaural Interaction, Auditory Brainstem Response, Stimulus polarity

Cite this article as: Nafiseh Enayat, Homa Zarrinkoob, Ahmadreza Nazeri, Seyed Mehdi Tabatabaee. Effects of Stimulus Polarity on Binaural Interaction of Auditory Brainstem Response. J Rehab Med. 2014; 3(2): 46-53.

Archive of SID

www.SID.ir

بررسی تاثیر پلاریته محرک بر تعامل دوگوشی در پاسخ شنوایی ساقه مغز

نفیسه عنایت[۱]، **هما زرین کوب*[۲]**، احمدرضا ناظری[۳]، سید مهدی طباطبایی[۴]

۱. کارشناس ارشد شنوایی شناسی، کمیته پژوهشی دانشجویی، دانشکده علوم توانبخشی. دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی. تهران، ایران
۲. عضو هیئت علمی گروه شنوایی شناسی. دانشکده علوم توانبخشی ، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی. تهران، ایران
۳. مربی گروه شنوایی شناسی. دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی. دانشجوی دکتری شنوایی شناسی. دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی. تهران. ایران
۴. کارشناس ارشد آمار زیستی ، مربی و عضو گروه علوم پایه .دانشکده علوم توانبخشی. دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی. تهران، ایران

چکیده

مقدمه و اهداف

پردازش دوگوشی یکی از توانایی های مهم شنوایی انسان است که در درک گفتار در محیط های نویزی نقش اساسی دارد. مؤلفه ی تعامل دوگوشی در انسان به عنوان شاخصی برای ارزیابی پردازش دوگوشی بکار می رود. در این تحقیق برای شناخت بهتر این پدیده در سطح شنوایی ساقه مغز و بررسی این که در کدام پلاریته پاسخ بهتری قابل ثبت است ، مؤلفه ی تعامل دو گوشی پاسخ شنوایی ساقه مغز در پلاریته های مختلف در افراد طبیعی مورد بررسی قرار گرفت تا تاثیر پلاریته محرک کلیک بر مؤلفه تعامل دوگوشی پاسخ شنوایی ساقه مغز مشخص شود.

مواد و روش ها

پاسخ شنوایی ساقه مغز به صورت تک گوشی و دوگوشی در ۳۰ فرد بزرگسال طبیعی (۱۲ مرد و ۱۸ زن) با استفاده از پلاریته های تحریکی انبساطی، انقباضی و متناوب ثبت شد. برای بدست آوردن مؤلفه تعامل دوگوشی در موج V، پاسخ دوگوشی از مجموع پاسخ های تک گوشی کم شد. برای مقایسه ی داده های زمان نهفتگی و دامنه بین سه پلاریته از روش آماری تحلیل واریانس با اندازه گیری های مکرر استفاده شد.

بحث

زمان نهفتگی مؤلفه تعامل دوگوشی با ارائه کلیک های با پلاریته انقباضی طولانی تر از حالت ارائه محرک با پلاریته انبساطی بدست آمد ($p< ۰/۰۵$). دامنه تعامل دوگوشی با استفاده از کلیک با پلاریته انقباضی بزرگتر از دامنه تعامل دوگوشی در ارائه ی محرک های انبساطی و متناوب بدست آمد (به ترتیب با $p< ۰/۰۰۱$ و $p< ۰/۰۱$).

نتیجه گیری

خصوصیات موروفولوژیک، زمان نهفتگی و دامنه تعامل دوگوشی به نوع پلاریته محرک وابسته است. اختلاف در زمان نهفتگی بین دو پلاریته انبساطی و انقباضی به علت تغییر جزئی زمان نهفتگی بخش های پتانسیل برانگیخته شنوایی است که ناشی از تغییر پلاریته محرک می باشد. با ارائه محرک با پلاریته انقباضی، شناسایی BIC با سهولت بیشتری صورت گرفت.

واژگان کلیدی

تعامل دوگوشی، پاسخ شنوایی ساقه مغز، پلاریته محرک

*** دریافت مقاله ۱۳۹۲/۱۱/۲۲ پذیرش مقاله ۱۳۹۳/۳/۲ ***

نویسنده مسئول: هما زرین کوب. میدان امام حسین(ع)، خیابان دماوند، روبروی بیمارستان بوعلی، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، گروه شنوایی شناسی
تلفن: ۷۷۵۶۱۷۲۱
آدرس الکترونیکی: homa_zarrinkoob@yahoo.com

Archive of SID

www.SID.ir

مقدمه و اهداف

در زندگی روزمره با استفاده از شنوایی دوگوشی، مغز سیگنال های هدف را از نویز زمینه ای جدا کرده و موقعیت اصوات هدف را در محیط نویزی مشخص می کند. اما در دو وضعیت بالا رفتن سن و ابتلا به کم شنوایی، کاهش قابلیت درک گفتار در حضور نویز زمینه ای به وجود می آید که نتیجه آن کاهش توانایی ارتباطی است. بخشی از کاهش توانایی ارتباطی ممکن است به کاهش عملکرد دوگوشی مرتبط باشد.[۱] در طی روند تعامل دوگوشی، تفاوت های زمانی اندک در سیگنال رسیده به دو گوش در ساقه مغز شناسایی و محاسبه شده و در نتیجه شناسایی سیگنال در نویز زمینه ای بهبود می یابد[۲].

شنوایی دوگوشی به صورت گسترده در مطالعات رفتاری مورد بررسی قرار گرفته اما تحقیقات نسبتاً کمی روی ماهیت الکتروفیزیولوژیک شنوایی دوگوشی انجام شده است. یکی از مدل های الکتروفیزیولوژیکی متداول استفاده شده برای بررسی شنوایی دوگوشی، مؤلفه ی تعامل دوگوشی (BIC: Binaural Interaction Component) پتانسیل های برانگیخته شنوایی است[۱]. تعامل دوگوشی (BI: Binaural Interaction) در پتانسیل های برانگیخته شنوایی به عنوان اختلاف بین جمع جبری پتانسیل های برانگیخته ی تک گوشی در مقایسه با پتانسیل برانگیخته دوگوشی تعریف می شود. در واقع BI نوعی کاهش در دامنه پتانسیل های برانگیخته دوگوشی در مقایسه با مجموع پتانسیل های برانگیخته تک گوشی است که در پتانسیل های برانگیخته شنوایی می تواند ثبت شود[۳].

تعامل دوگوشی در پاسخ شنوایی ساقه مغز (ABR: Auditory Brainstem Response) می تواند برای اهداف بالینی متفاوتی نظیر شناسایی مشکلات پردازش شنوایی و آسیب های زبانی در کودکان[۴و۲] و ارزیابی افراد بزرگسالی که حساسیت شنوایی یکسانی را با عملکرد شنوایی متفاوت بین دوگوش نشان می دهند، مورد استفاده قرار گیرد[۵]. در افراد استفاده کننده از پروتز کاشت حلزون دوطرفه، تعامل دوگوشی می تواند برای تعیین مقدار گسترش جریان در حلزون های دو گوش و همین طور جفت شدن الکترود ها درحلزون دوطرف به کار رود[۶] . از کاربردهای بالینی دیگر می توان به اندازه گیری انعطاف پذیری مغز در فواصل زمانی مشخص در کودکانی که به صورت دوطرفه کاشت حلزون انجام داده اند، اشاره کرد[۷].

در تحقیقات پیشین صورت گرفته روی BIC درABR ، تاثیر پارامترهای مختلف ثبت روی این پدیده در افراد طبیعی بررسی شده است. از جمله می توان به بررسی تاثیر شدت، نرخ تکرار، فرکانس های مختلف محرک و تنظیمات متفاوت فیلتر را اشاره کرد. نتایج این تحقیقات نشان می دهد که بیشتر منابع مسئول تولید تعامل دوگوشی، فیبرهای فرکانس پایین هستند[۸]. بعلاوه، با تنظیم فیلتر روی ۳۰۰۰-۱۵۰ هرتز، BIC پایایی بالایی خواهد داشت[۹]. با کاهش شدت محرک و افزایش نرخ تکرار، زمان نهفتگی BIC امواج افزایش و دامنه کاهش پیدا می کند.[۱۰] تاثیر پلاریته محرک بر تعامل دوگوشی ABR در تحقیقات پراکنده و محدودی مورد بررسی قرار گرفته است که نتایج حاصل از این تحقیقات نیز تا حدودی با هم متناقض بوده اند. در تحقیق Wrege و Starr ، BIC با محرک کلیک و با استفاده از پلاریته های انقباضی و انبساطی در افراد طبیعی ثبت شد. این محققین گزارش کردند که با ارائه ی محرک با پلاریته انقباضی، BIC دامنه ی بزرگتر و زمان نهفتگی طولانی تری خواهد داشت[۱۱]. در تحقیق Wilson و همکاران (۱۹۸۵) که ۴ خوکچه هندی در معرض کلیک های با پلاریته انبساطی و انقباضی و با شدت های ۷۰، ۹۰ و ۱۱۰ دسی بل peSPL قرار گرفتند، هیچ اختلاف معناداری بین نتایج تعامل دوگوشی ABR در دو پلاریته و در دو شدت تحریکی کمتر) ۷۰ و ۹۰ دسی بل (peSPL بدست نیامد. البته در ارائه محرک کلیک با شدت بالا) ۱۱۰ دسی بل(peSPL ، تعامل دوگوشی در پلاریته انبساطی زمان نهفتگی کمتری در مقایسه با محرک کلیک با پلاریته انقباضی داشت و میانگین اختلاف زمان نهفتگی در دو پلاریته ذکر شده ۰/۲۵ میلی ثانیه بود. در این تحقیق، دامنه BIC تحت تاثیر نوع پلاریته قرار نگرفت[۱۲]. Levine و Davis نیز گزارش کردند که با معکوس کردن پلاریته محرک کلیک، زمان نهفتگی و دامنه BIC تغییر معناداری نمی کند[۱۳]. با توجه به تحقیقات صورت گرفته و وجود اختلاف در نتایج حاصل از این تحقیقات، همچنین عدم بررسی تاثیر هر سه پلاریته محرک کلیک بر BIC پاسخ شنوایی ساقه مغز با آرایش الکترودیnon-cephalic ، انجام پژوهشی در این زمینه طراحی شد.

با بررسی تاثیر پلاریته محرک بر تعامل دوگوشی پاسخ شنوایی ساقه مغز، می توان علاوه بر شناخت بهتر روند فیزیولوژیکی پردازش دوگوشی در افراد طبیعی، حساس بودن مؤلفه ی تعامل دو گوشی پاسخ شنوایی ساقه مغز را به پلاریته محرک بررسی نمود. همچنین با توجه به آبجکتیو بودن این آزمون ها و عدم نیاز به توجه و همکاری بیمار (بر خلاف آزمون های رفتاری مرکزی)، می توان از آنها به عنوان ابزار بالینی قابل اعتمادی برای ارزیابی بیماران مشکوک به اختلالات سیستم شنوایی مرکزی استفاده نمود[۱۴] که مطمئناً این امر ابتدا با ارزیابی تعامل دوگوشی افراد طبیعی و مشخص نمودن این مسئله که ثبت با کدام پلاریته BIC بهتر و واضح تری را تولید می کند، حاصل می گردد. هدف از انجام این تحقیق مشخص نمودن این است که پلاریته های مختلف محرک کلیک چه تاثیری روی دامنه و زمان نهفتگی BIC موج V در ABR

www.SID.ir

دارد و در صورت وجود اختلاف در ویژگی های BIC بین پلاریته های مختلف تحریک، ثبت با کدام پلاریته BIC مشخص تری را نشان خواهد داد. این پژوهش نخستین بار است که در ایران انجام شده است.

مواد و روش ها

مطالعه حاضر از نوع شبه تجربی بود که روی ۳۰ بزرگسال با شنوایی طبیعی شامل ۱۸ زن و ۱۲ مرد از دانشجویان دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی انجام شد. این افراد در محدوده سنی ۱۸ تا ۲۵ سال (میانگین سنی ۲۲/۲با انحراف معیار ۱/۶۲) بودند. نمونه گیری به روش غیراحتمالی و از بین افراد در دسترس انجام شد. به علت عدم وجود تحقیق مشابهی که در آن هر سه پلاریته محرک بررسی شده باشد، حجم نمونه بر اساس مطالعه مقدماتی بدست آمد و در آن ۱۰ نفر مورد بررسی قرار گرفتند. بر اساس نتایج مطالعه مقدماتی و با استفاده از فرمول آماری تعیین حجم نمونه ، تعداد افراد شرکت کننده در پژوهش۳۰ نفر بدست آمد.

$$n = \frac{(z_\alpha + z_\beta)^2 S_d^2}{(\mu_1 - \mu_2)^2}$$

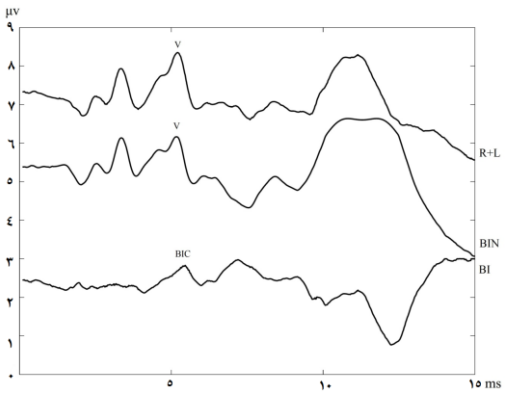
افراد شرکت کننده در مطالعه دارای شنوایی طبیعی بودند و سابقه ی هیچ گونه بیماری نورولوژیک، بیماری حاد یا مزمن گوش میانی، سرگیجه و گیجی، وزوز در گوش ها یا سر، احساس پری در گوش و حساسیت غیر طبیعی به اصوات بلند یا مصرف داروهای اعصاب نداشتند. این پژوهش با رعایت دستورالعمل کمیته اخلاق دانشگاه انجام شد و افراد داوطلب با رضایت خود در این مطالعه شرکت کردند.

در ابتدا از افراد داوطلب شرکت کننده در پژوهش مصاحبه ای شفاهی به عمل می آمد و در صورت داشتن معیارهای لازم، وارد مطالعه می شدند. معاینه اتوسکوپی، ادیومتری تن خالص (با دستگاه ادیومتر دوکاناله اینتراکوستیک مدل AD2296 ساخت کشور دانمارک) و ارزیابی ایمیتانس اکوستیک (با دستگاه ایمیتانس اکوستیک AT22 ساخت کشور دانمارک) انجام شد و اطلاعاتی پیرامون وضعیت شنوایی این افراد بدست آمد. آستانه شنوایی افراد شرکت کننده در پژوهش در فرکانس های اکتاوی ۲۵۰ تا ۸۰۰۰ هرتز، حداکثر ۲۰dBHL با تولرانس ۱۰dB ± بین دو فرکانس اکتاوی بود. بعلاوه، اختلاف آستانه های بین دو گوش راست و چپ در هر فرکانس اکتاوی نیز بیشتر از ۱۰dBHL نبود. تمپانومتری افراد مورد مطالعه از نوع An با تولرانس فشار ۵۰dapa± بود و رفلکس آکوستیک همان سویی افراد در ۹۰ dBHL قابل ثبت بود.

در ادامه، پاسخ شنوایی ساقه مغز با دستگاه چارتر ICS ساخت کشور امریکا ثبت شد. الکترود غیرمعکوس روی ورتکس (Cz) ، الکترود مشترک یا زمین روی پیشانی (Fz)، و الکترود معکوس در پشت گردن قرار داده شد. لازم بود امپدانس الکترود ها در هنگام آرمایش کم تر از ۵۰۰۰ اهم و امپدانس بین الکترودها کم تر از ۲۰۰۰ اهم باشد. برای ارائه محرک از اینسرت ایرفون استفاده شد. در این آزمایش از سه پلاریته محرک کلیک، یعنی انقباضی، انبساطی و متناوب استفاده شد. هر یک از این محرک ها یک بار به گوش راست، یک بار به گوش چپ (حالت های تک گوشی) و یک بار به هر دو گوش راست و چپ (حالت دو گوشی) ارائه شد. تعداد سوئیپ ارائه شده در هر یک از پلاریته ها ۱۰۲۴ تا بود و برای بررسی قابلیت تکرارپذیری موج ها، در همه ی حالات ثبت مجدد انجام شد.

به علت محدودیت دستگاه ICS در انجام دادن عملیات پایه جبری (جمع و کسر) روی امواج ABR ثبت شده از دو گوش، برای به دست آوردن BIC از نرم افزار getdata graph digitizer 2.24 استفاده شد تا گراف های رسم شده را به سری عددی تبدیل کند. مجموعه ی سری های عددی در یک پایگاه داده با فرمت xls. جمع آوری گردیدند. محاسبات ریاضی روی پایگاه داده ایجاد شده با کمک نرم افزار MATLAB 2012 که پیشرفته ترین نرم افزار محاسبات ریاضی می باشد، به انجام رسید. در این مرحله هر یک از سری های عددی درون یابی شده و منحنی BI برای هر فرد در پلاریته های مختلف بدست آمد.(تصویر ۱)

تصویر ۱. نمونه ای از نتایج پاسخ شنوایی ساقه مغز و بدست آوردن BIC در یک نفر



Archive of SID
www.SID.ir

تجزیه و تحلیل داده ها با استفاده از نرم افزار آماری SPSS18 در سطح معناداری ۰/۰۵ انجام شد. برای بررسی توزیع هنجار داده ها از آزمون کولموگراف-اسمیرنوف استفاده شد. با توجه به هنجار بودن داده ها، در آمار تحلیلی برای مقایسه داده ها بین سه پلاریته از آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری های مکرر استفاده شد.

یافته ها

براساس یافته های مطالعات پیشین به علت عدم تاثیر جنسیت بر BIC، جنسیت افراد شرکت کننده در پژوهش وارد مطالعه نمی شد[۸]. بنابراین در این تحقیق نیز عامل جنسیت به عنوان فاکتور مداخله گر درنظرگرفته نشده است. پس از ثبت ABR و استخراج BIC موج V، مقادیر زمان نهفتگی و دامنه مربوط به آن به دست آمد. در جدول ۱، میانگین زمان نهفتگی و دامنه BIC موج V در سه پلاریته تحریکی آورده شده است. نوع پلاریته محرک تاثیر آماری معناداری بر زمان نهفتگی BIC موج V داشت($p<۰/۰۵$). اختلاف بین دامنه BIC موج V در سه پلاریته نیز از لحاظ آماری معنادار بود($p<۰/۰۰۱$).

جدول ۱. میانگین زمان نهفتگی و دامنه BIC موج V در سه پلاریته تحریکی انبساطی، انقباضی و متناوب

	میانگین (انحراف معیار)	
پلاریته تحریکی	زمان نهفتگی BIC موج V (میلی ثانیه)	دامنه BIC موج V (میکروولت)
انبساطی	۵/۹۱ (۰/۲۹)	۰/۲۳ (۰/۱۴)
انقباضی	۶/۰۷ (۰/۳۴)	۰/۴۲ (۰/۲۱)
متناوب	۵/۹۶ (۰/۳۴)	۰/۲۷ (۰/۱۷)

برای بررسی این که اختلاف در زمان نهفتگی و دامنه BIC موج V بین کدام پلاریته ها از لحاظ آماری معنادار است، آزمون های تعقیبی انجام شد که نتایج آن در به ترتیب در جداول ۲ و ۳ ذکر شده است.

جدول ۲. مقایسه ی زوجی اختلاف میانگین زمان نهفتگی BIC موج V در سه پلاریته انبساطی، انقباضی و متناوب

نوع پلاریته	میانگین اختلاف(ms)	انحراف معیار اختلاف	P
انقباضی-انبساطی	۰/۱۶	۰/۳۸	۰/۰۲۹*
انقباضی-متناوب	۰/۱۱	۰/۳۱	۰/۰۵
متناوب-انبساطی	۰/۰۴	۰/۳۳	۰/۴۹۴

*p<۰/۰۵

جدول ۳ . مقایسه ی زوجی اختلاف میانگین دامنه BIC موج V در سه پلاریته انبساطی، انقباضی و متناوب

نوع پلاریته	میانگین اختلاف(µv)	خطای استاندارد	P
انقباضی-انبساطی	۰/۱۸	۰/۰۴	۰/۰۰۰***
انقباضی-متناوب	۰/۱۴	۰/۰۴	۰/۰۰۸**
متناوب-انبساطی	۰/۰۳	۰/۰۴	۱

**p<۰/۰۱

***p<۰/۰۰۱

بر اساس نتایج نشان داده شده در جدول ۲، تنها اختلاف بین داده های زمان نهفتگی BIC در دو پلاریته انبساطی و انقباضی از لحاظ آماری معنادار بود ($p<۰/۰۵$). اختلاف معناداری بین داده های زمان نهفتگی BIC در دو پلاریته انبساطی و متناوب و همین طور در دو پلاریته انقباضی و متناوب مشاهده نشد. در جدول ۳ نیز مشاهده می کنید که اختلاف در دامنه BIC بین دو پلاریته انبساطی و انقباضی با داشتن $p<۰/۰۰۱$ از لحاظ آماری معنادار بود. بعلاوه اختلاف معناداری بین دامنه BIC در دو پلاریته انقباضی و متناوب مشاهده شد($p<۰/۰۱$).

بحث و نتیجه گیری

انتخاب نوع پلاریته محرک برای کاربردهای تشخیصی ABR مدت ها محل اختلاف و مناظره بوده است. از لحاظ بالینی، به نظر می رسد که بیشتر متخصصین این حوزه ترجیح می دهند که از پلاریته انبساطی یا متناوب استفاده کنند. تنها درصد کمی از کلینیسین ها استفاده از پلاریته انقباضی را ترجیح می دهند. علت اصلی استفاده از پلاریته متناوب، کاهش میزان آرتیفکت محرک است که در اثر ارتعاشات مغناطیسی ایرفون الکترودینامیک ایجاد شده و ممکن است در شناسایی موج I اختلال ایجاد کند. البته با استفاده از ایرفون اینسرت این مسئله تا حد زیادی حل

www.SID.ir

شده، چرا که تیوب این ایرفون باعث جدا شدن محرک از پاسخ و جلوگیری از آرتیفکت می شود. بعلاوه مبدل از الکترودهای ثبت کننده دور شده و باعث کاهش ارتعاشات الکترومغناطیسی می شود[۱۵]. علت اصلی توصیه به استفاده از پلاریته انبساطی این است که عصب آوران شنوایی تنها در فاز انبساطی کلیک تحریک می شود. در این فاز، غشا پایه به سمت نردبان دهلیزی حرکت می کند و باعث تحریک سلول مویی می شود. معکوس کردن پلاریته و استفاده از پلاریته انقباضی باعث دور شدن غشا پایه از نردبان دهلیزی می شود و بنابراین باعث پاسخ مهاری در سلول مویی می شود. به همین علت است که نوعی تاخیر در پاسخ های کلیک با پلاریته انقباضی در مقایسه با پلاریته انبساطی مشاهده می گردد. این اختلاف در زمان نهفتگی پاسخ های بین دو پلاریته انبساطی و انقباضی، در BIC نیز قابل مشاهده است.

در این تحقیق بیشترین تغییر در زمان نهفتگی BIC، بین پلاریته های انقباضی و انبساطی بدست آمد. میانگین اختلاف زمان نهفتگی بین پلاریته های انبساطی و انقباضی ۰/۱۶ میلی ثانیه بود که این اختلاف در زمان نهفتگی تنها می تواند به تغییر زمان نهفتگی اجزای پتانسیل برانگیخته شنوایی در نتیجه ی تغییر پلاریته محرک مرتبط باشد. چرا که براساس تحقیقات پیشین، تغییر پلاریته می تواند باعث تغییر ۰/۱۵ تا ۰/۳۵ میلی ثانیه ای زمان نهفتگی اجزای پتانسیل برانگیخته شنوایی گردد که مقدار اختلاف یافت شده در این تحقیق در داخل محدوده مذکور قرار دارد. در ارائه ی تحریک با پلاریته انبساطی در مقایسه با پلاریته انقباضی، پاسخ های برانگیخته زمان نهفتگی کمتری خواهند داشت. معکوس کردن پلاریته محرک موجب تغییر زمان فعال شدن فیبرهای عصب هشتم مغزی شده که علت آن هم این است که حرکت غشا پایه تنها در یک جهت باعث فعالیت عصبی می شود. Starr وWrege این فرضیه را مطرح کردند که مسئول اصلی بروز تعامل دوگوشی در ABR ، پاسخ عصبی به تحریک فرکانس پایین (حدود ۱۵۰۰ هرتز) است. آن ها این نتیجه گیری را هنگامی عنوان کردند که دیدند با معکوس کردن پلاریته، تغییر در زمان نهفتگی تعامل دوگوشی رخ می دهد. بعلاوه با مقایسه نتایج افراد مبتلا به کاهش شنوایی یکنواخت با افراد طبیعی و افراد دچار کاهش شنوایی فرکانس بالا این مطلب از نظر آن ها تایید شد. Fowler و همکاران نیز تصریح کردند که بیشتر منابع مسئول تولید تعامل دوگوشی، فیبرهای فرکانس پایین هستند. در تحقیق حاضر اختلاف بین زمان نهفتگی تعامل دوگوشی در دو پلاریته انبساطی و انقباضی ۰/۱۶ میلی ثانیه بدست آمد؛ در حالی که در تحقیق Starr وWrege این مقدار اختلاف ۰/۸۰ میلی ثانیه بدست آمد. آن ها این اختلاف زیاد در زمان نهفتگی بین دوپلاریته را صرفنظر از تاثیر پلاریته و تاخیر در تحریک عصب هشتم در اثر تغییر پلاریته، به وابستگی بیشتر تحریکات دوگوشی به اختلاف فاز ایجاد شده در اثر تغییر پلاریته در مقایسه با تحریکات تک گوشی مرتبط دانستند و بنابراین BIC به محتویات فرکانس پایین محرک وابستگی بیشتری دارد. با وجود این مسئله، بعید به نظر می رسد که این عوامل باعث به وجود آمدن اختلاف ۰/۸۰ میلی ثانیه ای در زمان نهفتگی BIC بین دو پلاریته شده باشند؛ چرا که هم در این تحقیق و تحقیق Wilson و همکاران اختلاف بین زمان نهفتگی BIC بین دو پلاریته انبساطی و انقباضی معنادار و جزئی بدست آمد. بنابراین ثبت این اختلاف زیاد در زمان نهفتگی BIC بین دو پلاریته انبساطی و انقباضی در تحقیق Starr وWrege جای سوال دارد، چرا که بعداً نیز در هیچ تحقیقی قابل تکرار نبود. نتایج حاصل از تحقیق Wilson و همکاران در شدت ۱۱۰ دسی بل peSPL مشابه نتایج تحقیق حاضر است که از شدت ۸۰dBnHL استفاده شد، به این معنی که اختلاف معناداری بین پاسخ های مربوط به دو پلاریته انبساطی و انقباضی بدست آمد.

ولی در تحقیق Levine و Davis ، آزمایشات مربوط به بررسی تاثیر پلاریته انبساطی و انقباضی بر تعامل دوگوشی ABR در دوگروه ۱۰ و ۱۱ نفری بررسی شد. علت این گروه بندی هم اختلاف در پارامترهای ثبت پاسخ در دو گروه عنوان شد. این محققین بیان کردند که با تغییر پلاریته محرک، زمان نهفتگی پتانسیل تعامل دوگوشی تغییر معناداری نمی کند. این نتیجه با نتایج حاصل از تحقیق حاضر و دو تحقیق Starr وWrege و Wilson و همکاران در تعارض است. به گفته ی Levine و Davis، همه ی پارامترهای ثبت در گروه ۱۰ نفره مورد مطالعه، مشابه پارامترهای ثبت در تحقیق Starr وWrege بود، به جز فیلتر استفاده شده در ثبت. در تحقیق Levine و Davis از فیلتر ۳۰۰۰-۱ هرتز استفاده شده بود؛ در صورتی که در تحقیق Starr وWrege فیلتر مورد استفاده مشابه تحقیق حاضر، یعنی ۳۰۰۰-۱۰۰ هرتز بود. در نهایت Levine و Davisتلاش کردند که با آنالیز مجدد داده ها و استفاده از فیلتر دیجیتال بالاگذر ۱۰۰ هرتز، نتایج تحقیق Starr وWrege را تکرار کنند، اما در نهایت موفق نشدند و اعلام کردند که نورون های حساس به اجزای فرکانس بالای کلیک مسئول تولید BIC در ABR است، مسئله ای که در مطالعات متعدد بعدی رد شد.

در مطالعه ی Polyakov و Pratt که در آن تاثیر هر سه پلاریته محرک کلیک روی تعامل دوگوشی ABR مورد بررسی قرار گرفت، اختلاف معناداری در زمان نهفتگی داده های تعامل دوگوشی ثبت شده در سه پلاریته یافت نشد. این مسئله با نتایج حاصل از تحقیق حاضر در تضاد است که احتمالا علت آن، تفاوت در روش ثبت تعامل دوگوشی در مقایسه با این تحقیق است. در تحقیق Polyakov و Pratt ثبت به روش منحنی سه بعدی لیساجوس (CLTs-۳) انجام گرفت. در صورتی که در این تحقیق ثبت ABR به صورت تک کاناله انجام شد. در تحقیق حاضر، اختلاف بین پتانسیل الکتریکی از قله ی موج تا دره ی بعدی موج به عنوان مقدار دامنه BIC موج V تعریف شد. در تحقیق Starrو Wrege دامنه قله تا دره BIC در مقایسه با دامنه قله تا دره مجموعه امواج IV-V در R+L تعریف شد. دامنه BIC ثبت

www.SID.ir
Archive of SID

شده با پلاریته انقباضی بزرگ تر از دامنه BIC با ارائه محرک انبساطی بدست آمد ($p<۰/۰۵$). میانگین نسبت دامنه در پلاریته انبساطی ۸٪±۲۵٪ و در پلاریته انقباضی۱۰٪±۳۷٪ گزارش شد. معکوس کردن پلاریته کلیک موجب تغییر معنادار دامنه مجموعه امواج IV-V نشد. Wilsonو همکاران نشان دادند که در خوکچه های هندی مورد آزمایش، دامنه BIC در ABR تحت تاثیر پلاریته محرک قرار نگرفت و دامنه BIC بدست آمده با ارائه ی محرک های انبساطی و انقباضی اختلاف معناداری را نشان نداد. یافته ی این تحقیق در زمینه ی دامنه BICموج V با یافته های تحقیق حاضر در تضاد است. این اختلاف، صرفنظر از متفاوت بودن نمونه های مورد آزمایش (یعنی انسان و خوکچه هندی)، می تواند به تعداد کم نمونه های خوکچه هندی که فقط ۴ عدد بودند، در مقایسه با حجم نمونه این تحقیق مرتبط باشد. چرا که با کاهش حجم نمونه، حساسیت تحقیق به تفاوت های متوسط تا جزیی کاهش می یابد و فقط اختلافات زیاد بین گروه های مورد مطالعه قابل شناسایی است. در مطالعه ی Polyakov و Pratt همانند داده های مربوط به زمان نهفتگی، اختلاف معناداری در دامنه ی داده های تعامل دوگوشی ثبت شده در سه پلاریته یافت نشد،که با نتایج حاصل از تحقیق حاضر در تضاد است. علت آن را احتمالاً می توان به تفاوت در روش ثبت تعامل دوگوشی در این دو مطالعه نسبت داد چرا که در تحقیق Polyakov و Pratt ، ثبت به روش منحنی سه بعدی لیساجوس (CLTs-۳) انجام گرفت. این در صورتی است که در این تحقیق، ثبت پاسخ شنوایی ساقه مغز به روش معمول انجام شده است.

در بیشتر تحقیقات انجام شده روی BIC، از محرک با پلاریته انبساطی استفاده شده است[۲-۴]. (برخی دیگر از محققین در تحقیقات خود از هر دو پلاریته انبساطی و متناوب استفاده کرده اند(Furukawa و Maki ۲۰۰۶) و برخی دیگر، ثبت داده های خود را با هر دو پلاریته انبساطی و انقباضی انجام داده اند (Pratt و همکاران ۲۰۰۴، Pratt و Polyakov ۲۰۰۳). در تحقیق حاضر هیچ اختلاف مشخصی از لحاظ مورفولوژی، دامنه و زمان نهفتگی بین BIC دو پلاریته انبساطی و متناوب مشاهده نشد، که احتمالاً علت آن تحریک عصب آوران شنوایی در هر دو پلاریته با فاز انبساطی کلیک است. اما در این تحقیق مشاهده شد که با ارائه محرک با پلاریته انقباضی، BIC با سهولت بیشتری شناسایی می شود. بعلاوه BIC در پلاریته انقباضی در مقایسه با دو پلاریته انبساطی و متناوب، دامنه ی بزرگ تر و واضح تری داشت. بنابراین بر اساس یافته های حاصل از این تحقیق، پیشنهاد می شود که در ثبت BIC اولویت در استفاده از پلاریته انقباضی باشد. مخصوصاً در مواقعی که دامنه BIC به قدری کم است که شناسایی آن با مشکل روبرو شود، بهتر است از محرک با پلاریته انقباضی استفاده گردد.

در این تحقیق، محدودیت دستگاه در جمع و کسر امواج پاسخ شنوایی ساقه مغز ثبت شده از گوش های متفاوت باعث انجام فرآیندی زمان گیر با نرم افزارهای مختلف برای بدست آوردن مؤلفه تعامل دوگوشی در پاسخ شنوایی ساقه مغز شد. هرچند که این کار با دقت بالایی انجام شد، اما این مسئله باعث صرف وقت فراوانی برای تبدیل پاسخ شنوایی ساقه مغز به داده های عددی و انجام آنالیز های مرتبط با آن شد. بعلاوه، طولانی بودن مدت زمان اجرای آزمون ار جمله مشکلات این تحقیق بود، که باعث می شد ما به افرادی نیاز داشته باشیم که حوصله و همکاری بالایی داشته باشند.

تشکر و قدردانی

این مقاله بر اساس پایان نامه کارشناسی ارشد شنوایی شناسی خانم نفیسه عنایت به راهنمایی خانم هما زرین کوب و آقای دکتر احمدرضا ناظری می باشد. بدینوسیله از گروه شنوایی شناسی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی جهت فراهم نمودن امکانات تشکر و قدردانی می گردد. همچنین از دانشجویان شرکت کننده در این پژوهش که صبورانه مدت زمان طولانی این آزمایش را تحمل کردند سپاسگزاریم.

منابع

1. Fowler CG. Electrophysiological evidence for binaural processing in auditory evoked potentials: The binaural interaction component. 2004;25:39-50.
2. Clarke EM, Adams C. Binaural interaction in specific language impairment: an auditory evoked potential study. Developmental Medicine & Child Neurology. 2007;49(4):274-9.
3. McPherson DL, Starr A. Auditory time-intensity cues in the binaural interaction component of the auditory evoked potentials. Hearing research. 1995;89(1-2):162-71.
4. Delb W, Strauss DJ, Hohenberg G, Plinkert PK. The binaural interaction component (BIC) in children with central auditory processing disorders (CAPD): El componente de interactión binaural (BIC) en niños con desórdenes del procesamiento central auditivo (CAPD). International Journal of Audiology. 2003;42(7):401-12.
5. Leigh-Paffenroth ED, Roup CM, Noe CM. Behavioral and Electrophysiologic Binaural Processing in Persons with Symmetric Hearing Loss. Journal of the American Academy of Audiology. 2011;22(3):181-93.
6. He S, Brown CJ, Abbas PJ. Effects of stimulation level and electrode pairing on the binaural interaction component of the electrically evoked auditory brain stem response. Ear and hearing. 2010;31(4):457.
7. Gordon K, Valero J, Papsin B. Auditory brainstem activity in children with 9-30 months of bilateral cochlear implant use. Hearing research. 2007;233(1-2):97-107.

Archive of SID

www.SID.ir

8. Fowler C, Horn J. Frequency Dependence of Binaural Interaction in the Auditory Brainstem and Middle Latency Responses. American journal of audiology. 2012;21(2):190-8.
9. Fowler CG, Broadard RS. Low-Frequency Activity in the Binaural Interaction: Component of the Auditory Brain Stem Response. Ear and hearing. 1988;9(2):65.
10. Jiang ZD. Binaural interaction and the effects of stimulus intensity and repetition rate in human auditory brain-stem. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section. 1996;100(6):505-16.
11. Wrege KS, Starr A. Binaural interaction in human auditory brainstem evoked potentials. Archives of Neurology. 1981;38(9):572.
12. Wilson MJ, Kelly-Ballweber D, Dobie RA. Binaural interaction in auditory brain stem responses: parametric studies. Ear and hearing. 1985;6(2):80.
13. Levine RA, Davis PJ. Origin of the click-evoked binaural interaction potential, β, of humans. Hearing research. 1991;57(1):121-8.
14. Dobie RA, Norton S. Binaural interaction in human auditory evoked potentials. Electroencephalography and clinical neurophysiology. 1980;49(3-4):303-13.
15. Schwartz DM, Morris MD, Spydell JD, Ten Brink C, Grim MA, Schwartz JA. Influence of click polarity on the brain-stem auditory evoked response (BAER) revisited. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section. 1990;77(6):445-57.

Archive of SID

www.SID.ir