Downloaded from http://journals.tums.ac.ir on Sunday, January 29, 2012

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-12-22]

مقاله پژوهشی

مقایسه مشخصه‌های پتانسیل‌های عضلانی برانگیخته از دهلیز با استفاده از محرک‌های کلیک و تن‌برست ۵۰۰ هرتز در افراد هنجار بزرگسال

نیما رضازاده[۱] ـ معصومه روزبهانی[۲] ـ مهدی اکبری[۲] ـ دکتر محمد کمالی[۳] ـ مهین صدایی[۴]

۱- کارشناس ارشد شنوایی‌شناسی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، ایران
۲- گروه شنوایی‌شناسی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، ایران
۳- گروه مدیریت توانبخشی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، ایران
۴- گروه شنوایی‌شناسی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، ایران

چکیده

زمینه و هدف: پتانسیل‌های عضلانی برانگیخته از دهلیز یکی از ابزارهای جدید برای بررسی عملکرد دهلیزی می‌باشد. این پاسخ پس از ارائه تحریک صوتی با شدت بالا از سطح عضله‌ی جناغی ـ چنبری ـ ماستوئیدی ثبت شده و از ساکول منشأ می‌گیرد. هدف از این مطالعه، مقایسه پاسخ‌های عضلانی برانگیخته از دهلیز با استفاده از کلیک و تن‌برست ۵۰۰ هرتز در افراد هنجار می‌باشد.

روش بررسی: در این مطالعه‌ی مقطعی ۳۰ فرد هنجار (۱۵ مرد، ۱۵ زن) با طیف سنی ۳۰-۱۸ سال شرکت کردند. از آنها خواسته شد روی صندلی نشسته و به‌منظور انقباض عضله‌ی جناغی ـ چنبری ـ ماستوئیدی هر طرف، سر خود را ۳۰ درجه به جلو خم کرده و به سمت مخالف آن عضله بچرخانند. پاسخ با استفاده از کلیک و تن‌برست ۵۰۰ هرتز ثبت گردید. زمان نهفتگی امواج p۱۳ و n۲۳، دامنه‌ی قله به قعر، نسبت دامنه‌ای و آستانه‌ی پاسخ‌ها با هر محرک تجزیه و تحلیل شد.

یافته‌ها: پاسخ‌ها در تمامی افراد با تن‌برست ثبت شد ولی با کلیک در یکی از نمونه‌ها پاسخی به دست نیامد. زمان نهفتگی امواج با تن‌برست، طولانی‌تر و دامنه‌ی امواج بزرگتر بود($p<۰/۰۵$). همچنین آستانه‌ی پاسخ به تن‌برست کمتر از کلیک به دست آمد ($p<۰/۰۵$). هیچ تفاوت معنی‌داری بین پاسخ دو گوش و دو جنس مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری: محرک‌های مختلف بر پارامترهای پاسخ‌های عضلانی برانگیخته از دهلیز تأثیر دارند. از این رو، به دست آوردن مقادیر هنجار جهت ارزیابی‌های بالینی الزامی است. با توجه به مقادیر به دست آمده در مطالعه‌ی حاضر، پیشنهاد می‌شود از تن‌برست ۵۰۰ هرتز در مقایسه با کلیک برای ارزیابی‌های بالینی استفاده گردد.

واژگان کلیدی: پاسخ‌های عضلانی برانگیخته از دهلیز، عضله جناغی ـ چنبری ـ ماستوئیدی، تن‌برست، کلیک

(وصول مقاله: ۸۶/۱۱/۸، پذیرش: ۸۶/۱۲/۲۲)

مقدمه

سالانه پنج میلیون نفر در سرتاسر دنیا به سرگیجه یا گیجی دچار می‌شوند. امروزه ابزارهای تشخیصی مختلفی برای ارزیابی مشکلات ناشی از اختلال عملکرد مجاری نیم‌دایره‌ای وجود دارد، ولی آزمون‌های حساس به اختلالات اتولیتی نادر هستند(۱). از سال ۱۹۹۴، آزمون پتانسیل‌های عضلانی برانگیخته از دهلیز (Vestibular Evoked Myogenic Potentials: VEMP) به عنوان یک ابزار مهم برای ارزیابی سیستم دهلیزی به کار می‌رود(۲). این پاسخ از ساکول منشأ می‌گیرد که ارزیابی آن به وسیله تکنیک‌های بالینی معمول امکان پذیر نیست. آزمون صندلی‌چرخان (Rotary Chair Testing) ، پرهزینه بوده و ارزیابی وضعیت عملکردی ساکول به وسیله آن مقدور نمی‌باشد. علاوه بر این، آزمون‌های معمول در الکترونیستاگموگرافی (Electronystagmo graphy: ENG)، تنها به ارزیابی مجرای نیم‌دایره‌ی افقی و عصب دهلیزی فوقانی می‌پردازند، در حالی که ساکول به وسیله عصب دهلیزی تحتانی عصب‌دهی شده و اضافه شدن آزمون

نویسنده مسئول: گروه آموزشی شنوایی‌شناسی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، ایران E-mail: salek@Iums.ac.ir

Downloaded from http://journals.tums.ac.ir on Sunday, January 29, 2012

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-12-22]

VEMPs به مجموعه آزمون‌های تشخیصی(مثل آزمون کالریک)، ارزیابی جداگانه دو شاخه مهم عصب دهلیزی را امکان پذیر می‌سازد(۳).

اولین بار Geisler، Frishkopt و Rosenblith (۱۹۵۸) پاسخ‌هایی با زمان نهفتگی کوتاه را به وسیله محرک کلیک از سطح جمجمه ثبت کردند. در آن زمان تصور می‌شد که این پاسخ‌ها منشأ کورتیکال دارند. Bickford، Jacobson و Cody (۱۹۶۴) به بررسی این پاسخ‌ها پرداختند. نتایج بررسی ایشان در ۳۰ فرد هنجار نشان داد این پاسخ‌ها به شدت تحت تأثیر انقباضات عضله گردنی قرار داشته و مطالعات آنها روی اختلالات مختلف سیستم شنوایی و دهلیزی، منشأ دهلیزی این پاسخ‌ها را تأیید نمود. مطالعات بعدی Cody و Bickford (۱۹۶۹) و Townsend و Cody (۱۹۷۱) نشان داد که این پاسخ‌ها از فعال‌شدن ارگان‌های دهلیزی به خصوص ساکول منشأ می‌گیرند. علی‌رغم تحقیقات یاد شده، ثبت این پتانسیل‌ها از جمجمه به دلیل عدم پایایی به صورت بالینی مورد استفاده قرار نگرفت. در سال ۱۹۹۴، Colebatch، Halmagyi و Skuse روش معتبری برای ثبت پتانسیل‌های عضلانی برانگیخته‌شده به وسیله محرک کلیک ارائه کردند. این محققان پیشنهاد نمودند که الکترودهای سطحی به جای جمجمه روی عضله جناغی ـ چنبری ـ ماستوئیدی (Sternocleido Mastoid: SCM) قرار گیرند. آنها با استفاده از تکنیک‌های پیشرفته الکترومیوگرافی دریافتند که این پاسخ‌ها تکرار پذیر هستند. این پاسخ‌ها را پاسخ‌های برانگیخته گردنی ـ دهلیزی (Vestibulocollic) به‌وسیله محرک کلیک نامیدند. دیگر محققان این پاسخ‌ها را پتانسیل‌های عضلانی برانگیخته از دهلیز نامیدند چون این پتانسیل‌های عضلانی با تحریک ارگان‌های دهلیزی برانگیخته می‌شوند(۴).

به‌طور خلاصه، VEMP یک پتانسیل مهاری است که در پاسخ به صداهای بلند از عضله جناغی ـ چنبری ـ ماستوئیدی ثبت می‌شود. به نظر می آید این پاسخ‌ها منشأ دهلیزی دارند. تحقیقات مختلف انسانی و حیوانی، تولید این پتانسیل‌ها در ساکول و انتقال آن را از طریق عصب دهلیزی تحتانی نشان می‌دهد. آزمون VEMP روشی سودمند و غیرتهاجمی برای ارزیابی عملکرد اتولیتی و یکپارچگی عملکرد عصب دهلیزی تحتانی است. از لحاظ بالینی، انجام این آزمون آسان بوده و به وسیله اکثر سیستم‌های ثبت پتانسیل‌های برانگیخته قابل اجرا است(۵). پاسخ‌های هنجار VEMP امواج دو فازی (مثبت ـ منفی) هستند. در بیشتر مطالعات قله‌ها و قعرها با حروف اختصاری p (مثبت) و n (منفی) و شماره منطبق با زمان نهفتگی امواج مشخص می‌شوند تا از پتانسیل‌های برانگیخته با منشأ عصبی متمایز باشند. اولین امواج مثبت ـ منفی به صورت p13-n23 نشان داده می‌شوند. این پاسخ ابتدایی معمولاً در اکثر افراد هنجار دیده می‌شود(۶). پتانسیل‌های دیگر مثل n34-p44 ممکن است بعد از این امواج ظاهر شوند ولی در همه افراد هنجار دیده نمی‌شوند. به نظر می‌رسد آوران‌های حلزونی در تولید این امواج نقش دارند(۷). به‌طور خلاصه به دلایل زیر، آزمون VEMP کاربرد بالینی پیدا کرده است:

۱- امواج بخصوص مجموعه اول پایدار و قابل تکرار است. علیرغم تغییرات در دامنه، زمان نهفتگی نسبتاً ثابت است.

۲- در مقایسه با دیگر آزمون‌ها، VEMP در تشخیص محل ضایعه (ساکول و مسیر مرکزی عصب دهلیزی تحتانی) بهتر عمل می‌کند.

۳- بسیار حساس بوده و می‌تواند تغییرات ظریف در عملکرد سیستم دهلیزی را نشان دهد.

۴- انجام آن بسیار آسان است. از بیشتر دستگاههای ثبت ABR می‌توان برای ثبت آن استفاده کرد. برخلاف آزمون ENG که انجام آن حدود ۱ ساعت به طول می‌انجامد، زمان انجام این آزمایش کمتر از یک ساعت بوده و کمتر باعث ناراحتی بیمار می‌شود(۴).

برخی از محققان به مقایسه پاسخ VEMP با استفاده از محرک‌های کلیک و تن‌برست پرداخته‌اند. Akin و همکاران (۲۰۰۳) به بررسی تأثیر محرک‌های کلیک و تن‌برست بر پاسخ VEMP در ۱۹ فرد با شنوایی هنجار پرداختند. در این مطالعه، دامنه p1-n1، ۱۷۹-۱۶ میکروولت (با میانگین ۶۰)، زمان نهفتگی p1 (۲/۵±)۱۲ میلی‌ثانیه، n1 (۱/۵±)۱۹ میلی‌ثانیه و آستانه (۵/۲±)۱۰۰-۸۰dB nHL (با میانگین ۹۱) با استفاده از محرک کلیک به دست آمد. هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری بین این مقادیر در دو گوش و همچنین در زنان و مردان یافت نشد. با افزایش شدت محرک نیز، تغییری در مقادیر زمان نهفتگی ایجاد نشد. با استفاده از محرک تن برست، این پژوهشگران نشان دادند که دامنه، به صورت تابعی از سطح شدت افزایش می‌یابد و بزرگترین دامنه‌ی پاسخ با استفاده از محرک‌های ۵۰۰ و ۷۵۰ هرتز، حاصل می‌شود (۱۱۲ و ۱۱۰ میکرو ولت). همچنین آنها گزارش کردند که کمترین آستانه در فرکانس

۵۰۰ و۷۵۰ هرتز (۱۰۸/۸ دسی‌بل) و بیشترین آستانه در فرکانس ۲۰۰۰ هرتز (۱۲۱ دسی‌بل) حاصل می‌شود. یافته‌های آنها نشان داد که زمان نهفتگی، با افزایش شدت محرک تن-برست، بدون تغییر باقی می‌ماند(۲). Wu و همکاران (۲۰۰۷) نیز به بررسی پاسخ‌های VEMP در ۲۲ فرد هنجار(۱۱ مرد و ۱۱ زن) با محرک‌های کلیک و تن‌برست پرداختند و نشان دادند که پاسخ‌های تن‌برست، دامنه بیشتر و زمان نهفتگی طولانی‌تری نسبت به محرک کلیک دارند. آنها پیشنهاد کردند که با توجه به تغییرپذیری بالای کلیک، تن‌برست فرکانس پایین، محرک بهتری برای کاربرد بالینی است(۸). در مطالعه حاضر پاسخ‌های VEMP با استفاده از محرک‌های کلیک و تن‌برست ۵۰۰ هرتز در افراد هنجار بزرگسال ثبت و با هم مقایسه شده است.

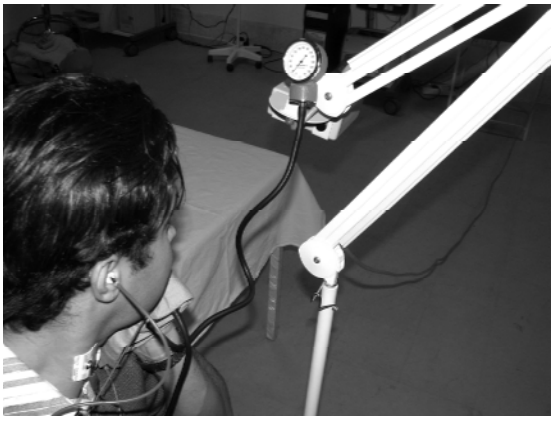
روش بررسی

در این مطالعه‌ی مقطعی، ۱۵ مرد و ۱۵ زن(۶۰ گوش) ۱۸ تا ۳۰ ساله که با روش نمونه‌گیری غیر احتمالی از افراد در دسترس انتخاب شده بودند، در صورت دارا بودن شنوایی هنجار در دو گوش، فقدان سابقه سرگیجه یا هرگونه اختلال تعادلی و همچنین ابتلاء به مشکلات گردنی و نداشتن هرگونه پاتولوژی فعال در دو گوش، تحت آزمون VEMP قرار گرفتند. الکترودهای ناوارونگر روی یک سوم فوقانی عضلات SCM دو طرف، الکترود وارونگر روی استخوان ترقوه و الکترود زمین روی پیشانی قرار گرفت. امپدانس الکترودها کمتر از ۱۰ کیلو اهم و پاسخ ها ۵۰۰۰ برابر تقویت شدند. برای ثبت پاسخ از فیلتر باند گذر ۱۵۰۰-۱۰ هرتز، پنجره زمانی ۵۰ میلی ثانیه وسرعت ۵ تحریک در ثانیه استفاده شد. پاسخ‌های به دست آمده ۱۰۰ بار نمونه‌گیری شد. محرک‌های مورد استفاده نیز کلیک ۱۰۰ میکروثانیه و تن‌برست ۵۰۰ هرتز با زمان افت، خیز و پلاتوی ۲-۱-۲ سیکل بر ثانیه بود.

پس از تعیین نمونه‌های لازم و کسب رضایت‌نامه از افراد برای شرکت در پژوهش، تاریخچه‌گیری از تمامی افراد به عمل آمد. سپس معاینه اتوسکپی برای اطمینان از سلامت گوش خارجی و میانی انجام شد. آستانه‌های تن خالص در سکوت با استفاده از ادیومتر دوکاناله Interacoustic مدل AC40 ساخت دانمارک از دو طریق هوایی و استخوانی به روش مرسوم اندازه‌گیری شد. همچنین آزمون‌های تمپانومتری و رفلکس اکوستیک با استفاده از تمپانومتر Interacoustic مدل AZ 26 ساخت دانمارک به منظور تعیین سلامت گوش میانی و نبود هرگونه پاتولوژی فعال، برای تمامی افراد انجام گردید. در صورت دارا بودن معیارهای ورود به مطالعه، پاسخ VEMP با استفاده از دستگاه ثبت پاسخ‌های برانگیخته Interacoustic مدل EP25 ساخت دانمارک در افراد مورد مطالعه به دست آمد.

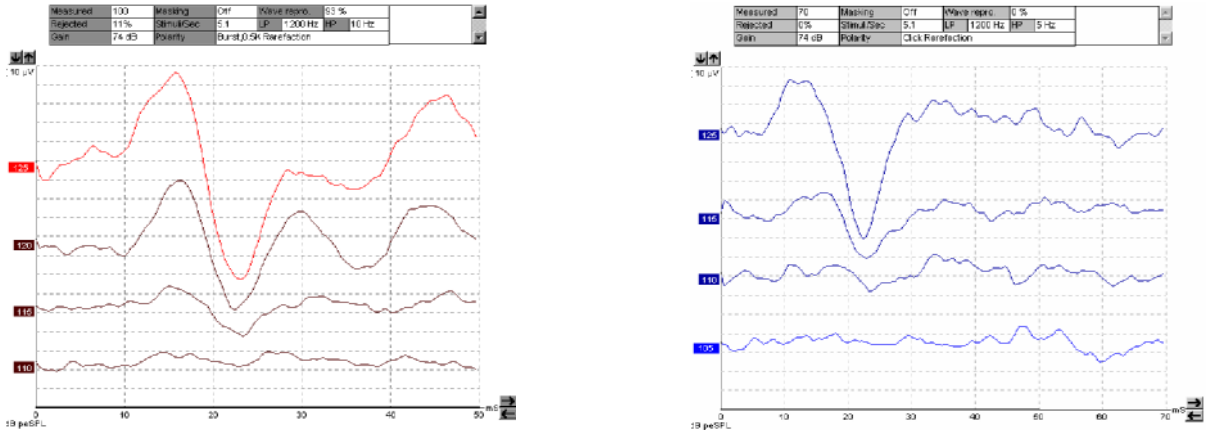
برای فعال کردن عضله SCM از افراد خواسته شد تا روی یک صندلی بدون حمایت سر بنشینند. سپس هر فرد سر خود را ۳۰ درجه به سمت جلو و ۳۰ درجه به سمت مخالف عضله مدنظر می‌چرخاند. برای پایش الکترومیوگرافی عضله افراد مورد مطالعه در طول آزمایش و میزان انقباض یکسان در دو طرف، از روش فیدبک استفاده شد(شکل ۱) (۹). در این روش، کیسه هوای یک دستگاه اندازه‌گیری فشار خون تا ۲۰ میلی‌متر جیوه پر از هوا می‌شد و از فرد خواسته می‌شد تا کیسه را بین دست و چانه خود قرار دهد و با فشار روی کیسه هوا، عقربه فشارسنج را روی ۴۰ میلی متر جیوه ثابت نگه دارد. همچنین به منظور جلوگیری از مخدوش‌شدن نتایج به دلیل خستگی در عضلات گردن، پس از ثبت هر موج، یک الی دو دقیقه به آزمون‌شوندگان استراحت داده می‌شد.

مقادیر زمان نهفتگی، دامنه و فاصله بین قله‌ای امواج با استفاده از محرک‌های کلیک و تن‌برست ۵۰۰ هرتز در سطح شدت ۱۲۵ دسی‌بل peSPL ثبت گردید. در هر سطح شدتی به منظور اطمینان از تکرارپذیری مناسب، دو موج ثبت شد. سپس



شکل ۱ـ چگونگی پایش میزان EMG در حین آزمایش توسط بیمار (روش فیدبک)

Downloaded from http://journals.tums.ac.ir on Sunday, January 29, 2012
[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-12-22]



شکل ۲ـ پاسخ VEMPs با محرک تن‌برست (چپ) و کلیک (راست) در یکی از نمونه‌ها

کمترین سطح شدتی که امواج p13-n23 قابل ثبت بودند به منظور تعیین آستانه با استفاده از محرک کلیک و تن‌برست ۵۰۰ هرتز مورد ارزیابی قرار گرفت.

در بررسی نتایج این پژوهش پس از جمع‌آوری، تنظیم و خلاصه‌کردن داده‌ها برای تعیین توزیع نرمال داده‌ها از آزمون کولموگروف ـ اسمیرنوف و برای انجام عملیات آمار تحلیلی نیز از آزمون t مستقل و زوج برای متغیرها با توزیع نرمال و آزمون ویلکاکسون برای مقایسه داده‌ها با توزیع غیرنرمال استفاده شد. همچنین برای تعیین میزان همبستگی از آزمون‌های پیرسون و اسپیرمن استفاده شد. تمامی اطلاعات توسط نرم‌افزار SPSS 12.0 مورد تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها

در این مطالعه، پاسخ‌های به دست آمده با استفاده از دو محرک کلیک و تن‌برست ۵۰۰ هرتز در افراد هنجار بزرگسال ثبت گردید و زمان نهفتگی امواج، فاصله بین قله‌ای، دامنه، نسبت دامنه‌ای و آستانه ثبت امواج مورد محاسبه قرار گرفت.

پاسخ با استفاده از محرک تن‌برست در تمامی نمونه‌ها ثبت شد ولی در یکی از نمونه‌ها پاسخی با محرک کلیک ثبت نشد. شکل ۲ نمونه‌ای از پاسخ به دست آمده با محرک کلیک و تن‌برست را در یکی از آزمودنی‌ها نشان می‌دهد.

نتایج آزمون آماری نشان داد که میانگین زمان نهفتگی امواج VEMP با استفاده از محرک کلیک به طور معنی‌داری کمتر از زمان نهفتگی امواج با استفاده از محرک تن‌برست می‌باشد($p=۰/۰۳$). همچنین میانگین دامنه پاسخ با محرک تن‌برست به طور معنی‌داری بیشتر از دامنه پاسخ‌ها با محرک کلیک بود($p=۰/۰۲۲$) و نیز میانگین نسبت دامنه‌ای بین دو گوش با هر دو محرک کلیک و تن‌برست معادل ۰/۰۷ به دست آمد.

آستانه پاسخ با استفاده از محرک تن‌برست به طور معنی‌داری کمتر از آستانه پاسخ با محرک کلیک بود ($p=۰/۰۰۱$). و هیچ تفاوت معنی‌داری بین شاخصه‌های امواج VEMP بین دو گوش و همین طور بین دو جنس هم برای محرک تن‌برست و هم برای محرک کلیک مشاهده نگردید($p>۰/۰۵$). در جدول ۱ پارامترهای آزمون VEMP برای دو محرک کلیک و تن‌برست مقایسه گردیده است.

بحث

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد زمان نهفتگی و دامنه امواج VEMP با محرک تن‌برست بیشتر از زمان نهفتگی و دامنه پاسخ با محرک کلیک است. همچنین امکان ثبت پاسخ در سطوح شدت پائین‌تر با محرک تن‌برست نسبت به کلیک وجود دارد.

زمان نهفتگی

Wu و همکاران (۲۰۰۷) به مقایسه شاخصه‌های پاسخ بین محرک‌های کلیک و تن‌برست ۵۰۰ هرتز در ۲۲ فرد هنجار (۱۱ مرد، ۱۱ زن) ۳۰-۱۷ ساله پرداختند. میانگین زمان نهفتگی موج p13 در این مطالعه با محرک کلیک ۱۲/۴۳ میلی‌ثانیه و با محرک تن‌برست ۱۴/۸۳ میلی‌ثانیه به دست آمد. میانگین زمان نهفتگی موج n23 در این مطالعه ۱۹/۸۷ میلی‌ثانیه برای محرک کلیک و ۲۲/۵۴ میلی‌ثانیه برای محرک تن‌برست به دست آمد. این محققان گزارش کردند که زمان نهفتگی امواج با محرک کلیک به طور معنی‌داری کمتر از زمان

Downloaded from http://journals.tums.ac.ir on Sunday, January 29, 2012
[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-12-22]

Downloaded from http://journals.tums.ac.ir on Sunday, January 29, 2012

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-12-22]

جدول ۱ـ مقایسه پارامترهای آزمون VEMPs برای دو محرک کلیک و تن‌برست

نوع محرک	زمان نهفتگی p13(ms)	زمان نهفتگی n23(ms)	دامنه(µv)	آستانه(dBpeSPL)
کلیک	۱۱/۵۵ ± ۱/۱۱	۲۰/۰۰ ± ۱/۶۸	۵۸/۳۲ ± ۴۰/۲۲	۱۱۹/۹۱ ± ۳/۶۳
تن‌برست	۱۴/۸۷ ± ۱/۱۹	۲۳/۷۹ ± ۳/۳۶	۱۱۴/۰۹ ± ۳۵/۵۴	۱۰۵/۰۸ ± ۶/۶۵

نهفتگی امواج با محرک تن‌برست می‌باشد که یافته‌های پژوهش حاضر نیز با این نتایج مطابقت دارد. در این مطالعه هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری بین زمان نهفتگی امواج در دو گوش، مطابق با یافته‌های پژوهش حاضر، گزارش نشد(۸). Sakakura و همکاران (۲۰۰۵) پاسخ‌های VEMPs را در ۳۱ فرد هنجار (۳۰-۲۰ ساله) با استفاده از محرک تن‌برست ۵۰۰ هرتز ثبت کردند. آنها زمان نهفتگی موج p13 را ۱۳/۴ میلی-ثانیه و زمان نهفتگی موج n23 را ۲۱/۴۹ میلی‌ثانیه گزارش کردند(۱۰). به نظر می‌رسد کاهش زمان نهفتگی امواج به خصوص موج n23 در این مطالعه احتمالاً به دلیل شیوه متفاوت الکترودگذاری بوده است که بر خلاف روش مرسوم، پاسخ‌ها از عضلات پشت گردن ثبت شده است(۱۰). Basta و همکاران (۲۰۰۵) به بررسی مقادیر مشخصه‌های VEMP در ۶۴ فرد هنجار با استفاده از محرک تون‌برست ۵۰۰ هرتز پرداختند. آنها زمان نهفتگی موج p1 را ۲۰/۳ میلی‌ثانیه و زمان نهفتگی موج n1 را ۲۸/۰ میلی ثانیه گزارش کردند(۱۱). اختلاف زیاد بین نتایج این محققان با نتایج سایر مطالعات و از جمله پژوهش حاضر احتمالاً می‌تواند به دلیل توزیع سنی نمونه‌ها در این مطالعه باشد. با توجه به اینکه ۴۱ نفر از کل نمونه‌ها بالای ۴۰ سال بودند و این پژوهشگران در مطالعه خود نشان دادند که افزایش سن باعث افزایش زمان نهفتگی امواج می‌شود، به همین دلیل میانگین زمان نهفتگی در این مطالعه نسبت به سایر مطالعات افزایش نشان می‌دهد(۱۱). Zapala و همکاران (۲۰۰۴) میانگین زمان نهفتگی موج p13 و n23 را در ۲۱ فرد هنجار (۸۳-۳۰ ساله) ۱۶/۹ و ۲۵/۲۴ میلی‌ثانیه گزارش کردند. آنها در این مطالعه از محرک تن‌برست ۲۵۰ هرتز استفاده کردند که می‌تواند باعث افزایش زمان نهفتگی امواج نسبت به محرک تن‌برست ۵۰۰ هرتز باشد(۶). Akin و همکاران نیز میانگین زمان نهفتگی موج p13 را با محرک کلیک، ۱۲ میلی‌ثانیه و میانگین زمان نهفتگی موج n23 را ۱۹ میلی‌ثانیه گزارش کردند که یافته‌های پژوهش حاضر نیز با این نتایج مطابقت دارد(۲).

مطالعات مختلف نشان می‌دهد زمان نهفتگی p13 و n23 با محرک تن‌برست ۵۰۰ هرتز بیشتر از زمان نهفتگی پاسخ با محرک کلیک است. این مورد می‌تواند از این امر ناشی شود که محرک تن‌برست برای رسیدن به حداکثر شدت خود دارای زمان تأخیری معادل با زمان افت و خیز و پلاتو آن است. همچنین بر اساس مطالعات نوروفیزیولوژیک ممکن است نورون‌های دهلیزی در پاسخ به یک محرک تن‌برست برای بار دوم یا سوم تخلیه شوند و دامنه پاسخ به واسطه این شلیک‌های دوم یا سوم افزایش یابد که احتمالاً به همین دلیل هنگام استفاده از محرک تن‌برست دامنه پاسخ افزایش نشان داد(۸).

دامنه

برخلاف زمان نهفتگی، دامنه امواج از تغییرپذیری بیشتری برخوردار بوده و در مطالعات مختلف مقادیر دامنه متفاوتی گزارش شده است. علاوه بر این، دامنه امواج تا حد زیادی به میزان انقباض عضله وابسته است. Wu و همکاران (۲۰۰۷) دامنه مطلق پاسخ را ۱۹۸/۵۳ میکروولت برای محرک تن‌برست و ۸۱/۲۳ میکروولت برای محرک کلیک گزارش کردند(۸). بالاتربودن مقادیر دامنه در این مطالعه نسبت به یافته‌های پژوهش حاضر احتمالاً به دلیل استفاده از روش فیدبک در این مطالعه است که باعث کاهش دامنه پاسخ نسبت به روش مرسوم می‌شود. این محققان در مطالعه خود نشان دادند که دامنه پاسخ با استفاده از محرک تن‌برست به طور معنی‌داری بیشتر از دامنه پاسخ ثبت شده با محرک کلیک

Downloaded from http://journals.tums.ac.ir on Sunday, January 29, 2012

جدول ۲ـ مقایسه پاسخ‌های عضلانی برانگیخته از دهلیز با محرک تن‌برست در مطالعات مختلف

مطالعه	تعداد	سن(سال)	زمان نهفتگی p13(ms)	زمان نهفتگی n23(ms)	دامنه(µv)
Wu و همکاران (۲۰۰۵)	۲۲	۱۷–۳۰	۱۴/۸۳	۲۲/۵۴	۱۹۸/۵۳
Sakakura و همکاران (۲۰۰۵)	۳۱	۲۰–۳۰	۱۳/۴	۲۱/۴۹	۱۲۰/۳۴
Basta و همکاران (۲۰۰۵)	۶۴	۲۰–۷۶	۲۰/۳	۲۸/۰۰	۷۳/۸
Zapala و همکاران (۲۰۰٤)	۲۱	۳۰–۸۳	۱۶/۹	۲۵/۲۴	۱۸۰/۷۱
مطالعه حاضر (۲۰۰۸)	۳۰	۱۸–۳۰	۱۴/۸۷	۲۳/۷۹	۱۱۴/۰۹

می‌باشد که در پژوهش حاضر نیز این مسئله تأیید شد(۸). Sakakura و همکاران (۲۰۰۵) میانگین دامنه پاسخ را در افراد طبیعی مورد مطالعه خود ۱۲۰/۳۴ میکرو ولت گزارش کردند(۱۰). Basta و همکاران (۲۰۰۵) دامنه مطلق پاسخ ثبت شده را ۷۳/۸ میکروولت گزارش کردند. علی رغم استفاده از محرک تن‌برست ۵۰۰ هرتز در این مطالعه دامنه مطلق گزارش شده کاهش زیادی را با نتایج پژوهش حاضر و همچنین دیگر مطالعات نشان می‌دهد. یک دلیل احتمالی برای این امر، میانگین سنی بالای نمونه‌ها (۵۰/۳ سال) است. این محققان نشان دادند که افزایش سن به طور معنی‌داری باعث کاهش دامنه پاسخ می‌شود(۱۱). Zapala و همکاران (۲۰۰۴) نیز میانگین دامنه پاسخ را در ۲۱ فرد هنجار ۸۳–۳۰ ساله۱۸۰/۷۱ میکروولت گزارش کردند(۶). در این مطالعه از دستگاه EMG برای کنترل میزان انقباض عضله استفاده شده است که می‌تواند عامل تفاوت نتایج این پژوهش حاضر با این مطالعات باشد. Akin و همکاران (۲۰۰۳) به مقایسه دامنه امواج VEMP با محرک کلیک و تن‌برست ۲۵۰، ۵۰۰، ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ هرتز پرداختند. آنها میانگین دامنه مطلق پاسخ را برای محرک کلیک ۶۰ میکروولت و برای محرک تن‌برست ۱۲۱ میکروولت گزارش کردند که نتایج پژوهش حاضر با آن مطابقت دارد. آنها بیشترین دامنه پاسخ را با استفاده از محرک تن‌برست ۵۰۰ هرتز به دست آوردند(۲).

در این مطالعه دامنه پاسخ‌ها با محرک تن‌برست بیشتر از دامنه پاسخ با محرک کلیک بود. البته با توجه به این که در تمامی افراد مورد مطالعه ابتدا از محرک تن‌برست و بعد از محرک کلیک برای ثبت پاسخ استفاده شد، خستگی عضلانی

جدول ۳ـ مقایسه پاسخ‌های عضلانی برانگیخته از دهلیز با محرک کلیک در مطالعات مختلف

مطالعه	تعداد	سن(سال)	زمان نهفتگی p13(ms)	زمان نهفتگی n23(ms)	دامنه	آستانه (dBpeSPL)
Wu و همکاران (۲۰۰۵)	۲۲	۱۷–۳۰	۱۲/۴۳	۱۹/۸۷	۸۱/۲۳	–
Akin و همکاران (۲۰۰۳)	۱۹	۲۲–۵۱	۱۲	۱۹	۶۰	۱۲۱
مطالعه حاضر (۲۰۰۸)	۳۰	۱۸–۳۰	۱۱/۵۵	۲۰/۰۰	۵۸/۳۲	۱۱۹/۹۱

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-12-22]

می‌تواند روی دامنه پاسخ با استفاده از کلیک تأثیر بگذارد.

آستانه

Wang و همکاران (۲۰۰۴) میانگین آستانه ثبت پاسخ با محرک تن‌برست ۵۰۰ هرتز را ۸۸ دسی بل nHL گزارش کردند(۱۲).

Akin و همکاران (۲۰۰۳) نیز به مقایسه شاخصه‌های امواج VEMP با استفاده از دو محرک کلیک و تن‌برست پرداختند. آستانه پاسخ با محرک کلیک ۱۲۱ دسی بل peSPL و با محرک تن‌برست ۵۰۰ هرتز ۱۰۸/۸ دسی‌بل peSPL به دست آمد که نتایج پژوهش حاضر با نتایج این محققان سازگار است(۲). در پژوهش حاضر نشان داده شد که آستانه پاسخ با محرک تن‌برست ۵۰۰ هرتز به طور معنی‌داری کمتر از آستانه پاسخ ثبت شده با محرک کلیک می‌باشد که این مورد در مطالعات ذکر شده تأیید شده است. در جدول‌های ۲ و ۳ نتایج پژوهش حاضر با سایر مطالعات مقایسه گردیده است.

نتیجه‌گیری

در این مطالعه، پاسخ VEMPs با استفاده از دو محرک کلیک و تن‌برست ۵۰۰ هرتز در ۳۰ فرد بزرگسال هنجار ثبت شد. شاخصه‌های امواج VEMPs شامل زمان نهفتگی، دامنه و آستانه بین دو محرک تفاوت معنی‌داری را نشان داد ($p<0/05$). بنابراین قبل از استفاده از این دو محرک در کار بالینی، باید مقادیر هنجار بدست آید.

در مطالعه حاضر آستانه پاسخ با محرک کلیک در این مطالعه بالاتر از آستانه پاسخ با محرک تن‌برست بود و در یکی از نمونه‌های مورد مطالعه پاسخی با محرک کلیک ثبت نگردید. در مجموع می‌توان گفت که بدست‌آوردن مقادیر هنجار شاخصه‌های پاسخ برای تفسیر بالینی VEMPs ضروری به نظر می‌رسد. برای کاربرد بالینی توصیه می‌شود از محرک تن-برست ۵۰۰ هرتز استفاده شود چون دامنه بیشتر و آستانه کمتری نسبت به کلیک دارد.

سپاسگزاری

بدین‌وسیله از جناب آقای بیات، جناب آقای ملایری و سرکار خانم دکتر جعفری به جهت راهنمایی‌ها و مساعدت-هایشان تقدیر و تشکر می‌گردد. همچنین از مسئولان محترم مرکز تحقیقات توانبخشی دانشکده علوم توانبخشی قدردانی می‌نمائیم.

REFERENCES

1. Rauch S. Vestibular evoked myogenic potentials. Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg. 2006;14(5):299-304.
2. Akin FW, Murnane OD, Proffitt TM. The effects of click and tone-burst stimulus parameters on the vestibular evoked myogenic potential (VEMP). J Am Acad Audiol. 2003;14(9):500-9.
3. Colebatch JG, Halmagi GM, Skuse NF. Myogenic potentials generated by a click-evoked vestibulocollic reflex. J Neurol Neurosurg Psychiatry. 1994;57(1):190-7.
4. Zhou G, Cox L. Vestibular evoked myogenic potentials: History and Overview. J Am Acad Audiol. 2004; 13(2):135-43.
5. Halmagyi GM, Curthoys IS, Colebatch JG. Vestibular responses to sound. Ann NY Acad Sci. 2005;1039:54-67.
6. Zapala DA, Brey RH. Clinical experience with the vestibular evoked myogenic potentials. J Am Acad Audiol. 2004;15(3):198-215.
7. Jacobson GP, McCaslin DL. The vestibular evoked myogenic potentials and other sonomotor evoked potentials. In: Burkard FB, Eggermont JJ, Don M. Auditory evoked potentials. 1st ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.p.572-98.
8. Wu HJ, Shiao AS, Yang YL, Lee GS. Comparison of short tone burst evoked and clicks evoked vestibular myogenic potentials in healthy indivisuals. J Chin Med Assoc. 2007;70(4):159-63.
9. Vanspauwen R, Wuyts FL, Van de Heyning P. Improving vestibular evoked myogenic potential reliability by using a blood pressure manometer. Laryngoscope. 2006;116(1):131–5.
10. Sakakura K, Takahashi K, Chikamatsu K, Furuya N. Novel method for recording vestibular evoked myogenic potential: Minimally invasive recording on neck

Downloaded from http://journals.tums.ac.ir on Sunday, January 29, 2012
[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-12-22]

extensor muscle. Laryngoscope. 2005; 115(8):1768-73.
11. Basta D, Todt I, Ernst A. Normative data for p1-n1 latencies of vestibular evoked myogenic potentials induced by air and bone conducted tone burst. Clin Neurophysiol. 2005;116(9):2216-9.
12. Wang C, Young Y. Earlier and later components of tone burst evoked myogenic potentials. Hear Res. 2004; 191(1-2): 59-66.

Downloaded from http://journals.tums.ac.ir on Sunday, January 29, 2012

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-12-22]