

Comparison of occlusion effect in normal hearing subjects via real ear measurement and audiometric Bing test

Meymaneh Jafari¹, Nariman Rahbar², Jalal Sameni², MohammadReza Keihani³

¹-M.Sc. in Audiology, Faculty of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Iran

²- Department of Audiology, Faculty of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Iran

³- Department of Statistics and Mathematics, Faculty of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Iran

Received: 23 September 2008. Accepted: 17 January 2009)

Abstract

Background and Aim: One of the most common complaints, particularly among patients with normal or near normal low-frequency hearing, is that their voice sounds "hollow". This is associated with "Occlusion effect". The aim of this study was to comparison of occlusion effect in normal hearing subjects via Real Ear Measurement and Audiometric Bing test.

Materials and Method: Twenty volunteers with normal hearing (10 male, 10 female), with ages ranging from 18 – 24 years were enrolled in this study. First, audiometric Bing test was performed in frequencies of 250, 500, 750 and 1000 Hz. Then in real ear measurement, subjects were instructed to vocalize /â/ and /i/ for 5 seconds. Probe microphone was recorded the sound pressure in the ear canals. The degrees of occlusion effect unit were obtained for further analysis.

Results: The means of occlusion effect were present in all subjects. There was no correlation between the results of audiometric Bing test and real-ear measurement. No significant difference was obtained between genders and monaural or binaural occlusion in real-ear measurement. But in audiometric Bing test, the difference between monaural or binaural occlusion was significant($p<0.05$).

Conclusion: The peak of occlusion effect varies significantly among hearing aid users, so the hearing aid must be tuned. Probe- microphone measures will assist in determination how much gain is enough, and where frequency- specific adjustments are needed.

Keywords: occlusion effect, real ear measurements, audiometric bing test, normal hearing

Corresponding author:: Department of Audiology, Faculty of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Nezam Alley, Shahnazari St, Madar Sq, Mirdamad Blvd, Tehran, Iran, Tel:(98)2122250541
Email:meymaneh.jafari@gmail.com

مقایسه میزان اثر انسداد در افراد با شنوایی هنجار با استفاده از دو روش بینگ و ارزیابی گوش واقعی

میمنه جعفری^۱، نریمان رهبر^۲، سید جلال ثامنی^۳، محمدرضا کیهانی^۳

^۱ - کارشناس ارشد شنوایی شناسی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، ایران

^۲ - گروه شنوایی شناسی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، ایران

^۳ - گروه آمار، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، ایران

چکیده

زمینه و هدف: یکی از شایع‌ترین شکایات به‌ویژه برای افرادی که شنوایی هنجار یا نزدیک به هنجار در فرکانس‌های پایین دارند این است که صدایشان "مبهم" می‌باشد که دلیل اصلی آن "اثر انسداد" است. هدف از انجام این مطالعه مقایسه میزان اثر انسداد در افراد دارای شنوایی هنجار با استفاده از دو روش بینگ و ارزیابی گوش واقعی است.

روش بررسی: ۲۰ فرد بزرگسال با وضعیت شنوایی هنجار شامل ده مرد و ده زن در محدوده سنی ۲۴-۱۸ سال در این مطالعه شرکت کردند. ابتدا ادیومتری بینگ انجام شد. سپس در روش ارزیابی گوش واقعی، از آن‌ها خواسته شد تا واژه‌های /â/ و /î/ را به مدت ۵ ثانیه صداسازی کنند. با استفاده از پروب میکروفن فشار صوتی درون مجرای گوش آن‌ها اندازه‌گیری شد. مقدار اثر انسداد در تمامی این افراد ثبت و مورد تجزیه تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: میانگین میزان اثر انسداد در این افراد ثبت شد. هیچ‌گونه همبستگی بین نتایج دو آزمون به دست نیامد. متغیرهای انسداد یک گوشی یا دوگوشی و جنسیت تأثیری در نتایج حاصل از ارزیابی گوش واقعی نداشتند. اما تفاوت نتایج حاصل از انسداد یک گوشی و دوگوشی در ارزیابی بینگ معنی دار بود ($p=0/00$).

نتیجه‌گیری: مقدار اثر انسداد در بین افراد کاملاً متغیر است. بهترین راه حل برای رفع اثر انسداد، تنظیم دقیق سمعک در محدوده فرکانسی است که بیشترین میزان اثر انسداد در آن محدوده رخ داده است. تعیین دقیق میزان و محدوده فرکانسی تغییرات در سمعک نیز، تنها با ارزیابی پروب میکروفن امکان پذیر است.

واژگان کلیدی: اثر انسداد، ارزیابی گوش واقعی، ارزیابی ادیومتری بینگ، شنوایی هنجار

(وصول مقاله: ۸۷/۷/۲، پذیرش: ۸۷/۱۰/۲۸)

مقدمه

موارد، قابل مشاهده بودن، تنظیم و قرارگیری مناسب و راحتی هنگام به‌کارگیری به عنوان سه عامل اصلی مشخص شده‌اند که می‌تواند روی رضایتمندی و پذیرش سمعک توسط فرد تأثیرگذار باشد(۲).

کیفیت صدا یکی از شکایات اصلی افرادی است که از سمعک استفاده می‌کنند، به خصوص غیرطبیعی بودن صدای

بررسی‌ها و مطالعات مختلف نشان داده‌اند، تنها تعداد اندکی از کسانی که کاندیدای استفاده از سمعک هستند، سمعک را تهیه کرده و از آن استفاده می‌کنند. استفاده اندک از سمعک در جوامع مختلف را می‌توان به عوامل مختلفی نسبت داد، که می‌توان به جلوه‌های اجتماعی به‌کارگیری سمعک، میزان دسترسی به خدمات و جنبه‌های اقتصادی اشاره کرد(۱). علاوه بر این

گفتاری خود فرد و آشفتگی و اعوجاج در دیگر صداهایی که توسط فرد تولید می‌شود (۳). اگرچه گاهی اوقات این گونه شکایات به دلیل تنظیمات نامناسب سمعک است، اما می‌تواند به دلیل انسداد ناشی از قرارگیری پوسته یا قالب سمعک در گوش، نیز باشد (۴). انسداد مجرای گوش به وسیله قالب یا پوسته سمعک، پدیده‌ای به نام "اثر انسداد" ایجاد می‌کند (۳). اثر انسداد، تجمع فشار صداهای با فرکانس پایین (که از طریق بدن هدایت شده‌اند) در حجم باقی مانده مجرای گوش است (۵). کاربران سمعک اغلب اثر سابجکتیو انسداد را به این صورت توضیح می‌دهند: به نظر می‌رسد که صدایشان "میهم" یا "پژواک‌دار" بوده یا این که گویی "در درون بشکه صحبت می‌کنند". علاوه بر این، صداهایی مانند جویدن، بلعیدن، صاف کردن گلو و حتی نفس کشیدن می‌توانند آن قدر بلند شوند که با صداهای محیطی که فرد می‌شنود، تداخل کنند (۱).

شواهد و مدارک نشان می‌دهند که شکایات مربوط به اثر انسداد، به همان اندازه که منجر به نارضایتی فرد از سمعک می‌شود (۶)، ممکن است دلیلی بر عدم پذیرش سمعک نیز باشد (۷ و ۸). که می‌تواند، موجب عدم استفاده یا حتی پس دادن آن شود (۹). Sweetow و Pirzanski، اثر انسداد را در ۲۸ درصد تا ۶۵ درصد از کاربران سمعک گزارش کردند (۱۰). در گزارش اخیر MarkeTrak ۳۰ درصد از افرادی که سمعک خریده بودند، اما از آن استفاده نمی‌کردند (In The Drawer: ITD)، "عوارض جانبی" مانند فیدبک، انسداد و غیره را دلیل عدم استفاده از سمعک بیان کردند. همچنین مطالعه‌ای توسط مرکز خدمات شنیداری استرالیا انجام شده است، که نشان می‌دهد ۲۸ درصد مشکلات گزارش شده "مسائل مربوط به صدای خود فرد" می‌باشد (۱۱).

هرگاه فردی با این شکایت به شنوایی‌شناس مراجعه کند، کارشناس سمعک دلیل بروز این اتفاق را این گونه بیان می‌کند که "شما صدای گفتاری خودتان را تقویت شده می‌شنوید". مشکل واقعی "البته" به دلیل اثر انسدادی است که در مجرای گوش (با قرارگیری قالب یا سمعک در بخش غضروفی)، ایجاد

می‌شود. تقویت نوسانات ناشی از صدای خود فرد، یک صدای غیرطبیعی ایجاد می‌کند (۹). طبق گزارش MarkeTrak در سال ۲۰۰۱، تنها ۵۴ درصد دارندگان سمعک از کیفیت صدای تقویت شده خود رضایت دارند. که حدوداً چهار درصد پایین‌تر از میزان رضایت مربوط به گزارش همان محقق در سال ۱۹۹۷ می‌باشد (۱۱).

بیان این نکته جالب است که تا سال ۱۹۸۰ هیچ مقاله چاپ شده‌ای درباره اثر انسداد ناشی از سمعک وجود ندارد. گزارشی که توسط Macrae از مؤسسه National Acoustic Laboratories در استرالیا ارائه شد، احتمالاً یکی از اولین مقالاتی است که در این مورد چاپ شده است. البته شاید بتوان گفت که Bekesy به طور غیر مستقیم در سال ۱۹۶۰ در کتاب خود در مورد اثر انسداد ناشی از سمعک صحبت کرده است (۱۲). در بخشی از کتاب، وی این گونه بیان می‌کند که "برای افزایش سودمندی سمعک، تنها کاهش اصوات خود فرد کافی نبوده بلکه باید نویزهای ناشی از جویدن، بلعیدن و مانند آن‌ها را هم در نظر گرفت، حتی راه رفتن هم ارتعاشاتی ایجاد می‌کند که در صورت انسداد مجرای گوش، برای فرد قابل شنیدن است (۱۳).

اولین بررسی‌ها که از صدای خود فرد به منظور تخمین میزان اثر انسداد استفاده شد، توسط Killion و همکاران در سال ۱۹۸۸ انجام گرفت. در این تحقیق آن‌ها با انجام ارزیابی‌های پروب، سطح فشار صوتی حاصل از صداسازی که در عقب دهان ایجاد می‌شود، را اندازه گرفتند و نشان دادند که سطح فشار صوتی برای واکه /e/ حدود ۱۴۲dB SPL، برای واکه /o/ ۱۳۸dB SPL و برای واکه /â/ حدود ۱۱۶dB SPL می‌باشد. سپس با قرار دادن پروب میکروفن در مجرای گوش (انتهای قالب یا پلاگ)، مشخص کردند که سطح شدت واکه‌های مورد بررسی (به دنبال صداسازی فرد) در مجرای گوش به ترتیب به ۱۰۰dB SPL، ۸۵dB SPL و ۷۵dB SPL می‌رسد (۹).

با مرور اطلاعات در مورد آخرین محصولات سازندگان سمعک می‌توان دریافت که کاهش اثر انسداد با روش‌های مختلف، یکی از اهداف مهم در طراحی سمعک‌ها است. اگر چه

هرتز انجام می‌شود. در پایان آستانه‌های انسدادی در هر فرکانس از آستانه‌های بدون انسداد کاسته شده و اختلاف حاصله بیانگر میزان اثر انسداد است (۱۶).

با وجود راه‌حلهایی که برای حل معضل اثر انسداد پیشنهاد شده، هنوز اطلاعات دقیقی در مورد مقادیر کمی اثر انسداد در گفتار فارسی وجود ندارد؛ تا بتوان بر پایه این اطلاعات مشکل اثر انسداد را تنها با تنظیم بهتر سمعک برطرف نمود. بنابراین تعیین میزان اثر انسداد در واج‌های مختلف زبان فارسی مفید به نظر می‌رسد. هدف از انجام این پژوهش این بود تا میزان اثر انسداد را در دو واکه (Vowel) فارسی به دو روش ادیومتری بینگ و ارزیابی گوش واقعی (Real Ear Measurement) به دست آورده شود تا مبنایی برای انجام ارزیابی‌های عینی (آبجکتیو) اثر انسداد و حل مشکلات مربوط به آن باشد.

روش بررسی

پژوهش حاضر به روش تحلیلی - مقطعی انجام گرفت. در این پژوهش روش نمونه‌گیری به صورت انتخابی غیراحتمالی بود و جامعه مورد مطالعه را ۲۰ فرد بزرگسال (۱۰ مرد و ۱۰ زن) در محدوده سنی ۱۸-۲۴ سال تشکیل دادند. در تمامی این افراد نتایج اتوسکپی و ارزیابی‌های تمپانومتري هنجار بوده و هیچ یک سابقه‌ای از کم‌شنوایی انتقالی نداشتند. تمامی ارزیابی‌ها، در کلینیک شنوایی شناسی دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران اجرا گردید.

ابتدا میزان اثر انسداد با استفاده از روش بینگ (آزمون بینگ ادیومتری) با دستگاه ادیومتر مدل OB 822، ساخت کارخانه Madsen کشور دانمارک تعیین شد. به منظور انجام این آزمون، ابتدا آستانه‌های راه استخوانی (با مجرای گوش باز) در چهار فرکانس ۲۵۰، ۵۰۰، ۷۵۰ و ۱۰۰۰ هرتز به دست آورده شد. سپس یکی از گوش‌ها را با استفاده از پلاگ فومی مسدود نمودیم و مجدداً آستانه‌های راه استخوانی را در چهار فرکانس مورد نظر به دست آوردیم. در نهایت با انسداد هر دو گوش توسط پلاگ، آستانه‌های BC را در همان چهار فرکانس مجدداً تعیین کردیم.

هنوز این سؤال وجود دارد که آیا این شیوه‌ها واقعاً مؤثر هستند یا خیر؟ هرچه سمعک کوچک‌تر می‌شود، فضای محدودتری نیز برای ایجاد ونت (Vent) وجود دارد و به دنبال تجویز سمعک برای کم‌شنوایی‌های ملایم، باید انتظار داشت که شکایت افراد از اثر انسداد هم‌چنان ادامه داشته باشد (۱۲).

از آن جایی که این اثر می‌تواند رضایتمندی فرد کم‌شنوا از سمعک را کاهش دهد، شنوایی‌شناس باید شکایت وی از صدای خودش را به صورت آبجکتیو ارزیابی نموده و مشکل را به صورت اصولی برطرف نماید. به منظور رفع مشکل، شنوایی‌شناس ابتدا باید مشخص کند آیا منشأ شکایت، اثر انسداد بوده یا این که به تنظیمات بهره سمعک مربوط می‌شود (که خود مشکلی کاملاً متفاوت است). اگر مشکل مربوط به اثر انسداد باشد، شنوایی‌شناس باید از ارزیابی‌های آبجکتیو استفاده کند تا بتواند روند تجویز سمعک و رفع مشکل (اثرات قراردادن ونت یا تنظیم طول بخش مجرای قالب/ پوسته) را بررسی نماید (۱۴).

یکی از روش‌های ارزیابی میزان اثر انسداد، آزمون ادیومتریک بینگ (Audiometric Bing Test) می‌باشد. که در این روش آزمون بینگ با استفاده از ادیومتر به کمک مرتعش کننده استخوانی (Bone Vibrator) انجام می‌شود (۱۵).

اولین بار در سال ۱۹۷۴، Martin و همکاران به منظور تعیین دقیق سطح پوشش اولیه: (Initial Masking Level: IML) برای ارائه از طریق هوایی (Air Conduction: AC)، از شیوه ادیومتری بینگ استفاده کردند و با استفاده از این شیوه توانستند میزان اثر انسداد گوش مورد پوشش (Masked ear) فرد را به دست آورده و به سطح پوشش اولیه بیافزایند. این روش تنها چند دقیقه طول می‌کشد، بعد از این که نیاز به پوشش برای تعیین آستانه راه استخوانی اثبات می‌شود، آزمون ادیومتری بینگ اجرا می‌گردد. در این آزمون، بعد از ارزیابی آستانه‌های راه استخوانی (Bone Conduction: BC) بدون انسداد مجرای گوش، هدفون روی گوش‌های فرد قرار داده شده و سپس مجدداً آستانه‌های راه استخوانی در حین انسداد گوش‌ها، ارزیابی می‌شود. آزمون بینگ ادیومتری در فرکانس‌های ۲۵۰، ۵۰۰، ۷۵۰ و ۱۰۰۰

شد. این روند برای واکه بعدی نیز انجام گرفت و در هر واکه، میزان اثر انسداد ایجاد شده در چهار فرکانس ۲۵۰، ۵۰۰، ۷۵۰ و ۱۰۰۰ هرتز در جدول ثبت شد.

به منظور بالا بردن اعتبار آزمون، ارزیابی - ارزیابی مجدد (برای هر واکه ارزیابی در سه حالت مجرای گوش باز، انسداد یک مجرا و انسداد هر دو مجرا، دو بار انجام شد و از نتایج معدل گیری شده و در برگه ثبت نتایج ثبت گردید) در همان جلسه انجام شد. به طوری که پروب میکروفن از گوش فرد خارج شده و برای تکرار ارزیابی مجدداً در گوش فرد قرار گرفت.

در نهایت، برای مقایسه نتایج به دست آمده از دو روش، میانگین میزان اثر انسداد به دست آمده برای هر فرد در هر دو حالت انسداد یک گوشی و دو گوشی به دست آمد و میانگین نتایج دو روش با یکدیگر مقایسه شد.

در پایان داده‌های به دست آمده با کمک نرم افزار SPSS و با استفاده از آزمون همبستگی به منظور بررسی ارتباط بین نتایج هریک از شیوه‌ها و آزمون t مستقل با هدف بررسی تأثیر جنس و t زوج به منظور بررسی تأثیر انسداد یک گوشی و دوگوشی بر نتایج به دست آمده، مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفتند.

یافته‌ها

پژوهش حاضر روی ۲۰ فرد بزرگسال با شنوایی هنجار در محدوده سنی ۱۸-۲۴ سال اجرا شد. میانگین سنی افراد مورد مطالعه در گروه مردان $22/2 \pm 1$ و در گروه زنان $22/6 \pm 1/1$ بود. میزان اثر انسداد به دست آمده با استفاده از روش بینگ در جدول ۱ و روش ارزیابی گوش واقعی (واکه‌های /â/ و /î/) در جدول ۲ نشان داده شده است.

در آزمون همبستگی، ارتباط بین نتایج به دست آمده از روش ادیومتری بینگ (ارزیابی ذهنی) و واکه‌های مورد استفاده در ارزیابی گوش واقعی (ارزیابی عینی) مورد بررسی قرار گرفت. با توجه به نتایج آزمون، ضریب همبستگی بین دو شیوه ارزیابی حداکثر ۰/۱۴۳ به دست آمد.

بعد از پایان ارزیابی آستانه‌های به دست آمده را در جدول وارد نموده و در نهایت اختلاف آستانه‌های راه استخوانی در دو حالت مجرای گوش باز و بسته را به دست آوردیم، که نشان دهنده میزان اثر انسداد فرد در هر فرکانس بود.

بعد از اجرای روش بینگ، میزان اثر انسداد با استفاده از روش ارزیابی گوش واقعی تعیین گردید. در این روش دستگاه IGO-HAT 1500 ساخت کارخانه Madsen کشور دانمارک مورد استفاده قرار گرفت. در ابتدای هر جلسه، میکروفن دستگاه ارزیابی گوش واقعی بر اساس دستورالعمل‌هایی که در دفترچه راهنمای آن آمده کالیبره شد (۱۹). فرد در اتاقک آزمایش AmpliSilence قرار می‌گرفت. در ابتدا پاسخ گوش باز (unoccluded) تعیین شد. به منظور تعیین این پاسخ، پروب میکروفن طبق توصیه سازنده دستگاه در فاصله ۴-۵ میلی‌متری از پرده صماخ قرار گرفت (۱۹). از فرد خواسته شد تا یکی از واکه‌های /î/ و /â/ را تولید کند. به فرد آموزش داده شد تا بلندی صدای خود را به مدت ۵ ثانیه، به گونه‌ای تنظیم کند که به شدت ۸۰dB SPL برسد. شدت واج تولید شده با استفاده از یک دستگاه (Sound Level Meter: SLM) مدل 33-2055 ساخت کارخانه RadioShake کشور ایتالیا، که در فاصله ۳۰ سانتی‌متری از دهان فرد گوینده قرار گرفته بود، بررسی شد. هرگاه فرد توانست شدت صدای خود را در سطح مورد نظر تثبیت کند، پاسخ گوش باز حاصله از صدای فرد ثبت گردید. سپس پروب میکروفن را در مجرای گوش فرد قرار داده شد و پلاگ فومی را در یکی از گوش‌های وی قرار داده و مجرا را مسدود گردید. مجدداً از فرد خواسته شد که همان واج را در شدت مورد نظر به مدت ۵ ثانیه تولید کند. پاسخ به دست آمده به عنوان پاسخ انسداد یک گوشی فرد ثبت شد. سپس گوش دیگر فرد را با استفاده از پلاگ مسدود کردیم و از فرد خواستیم تا مجدداً همان واج را در شدت مورد نظر تولید کند. منحنی به دست آمده به عنوان پاسخ در حالت انسداد دوگوشی فرد در نظر گرفته شد. اختلاف بین منحنی‌های حالت انسداد یک گوشی و انسداد دوگوشی با منحنی حالت گوش باز، به ترتیب به عنوان اثر انسداد در حالت تک گوشی و دوگوشی ثبت

جدول ۱- میانگین مقادیر اثر انسداد (dB) با استفاده از ادیومتری بینگ در فرکانس های مختلف

انسداد دو گوشه			انسداد یک گوشه			
محدوده تغییرات	انحراف معیار	میانگین	محدوده تغییرات	انحراف معیار	میانگین	فرکانس (هرتز)
۱۶ - ۳۱	۴/۲۲۹	۲۳/۲۵	۱۷/۰۵ - ۲۵	۴/۰۰۶	۱۷/۰۵	۲۵۰
۱۴ - ۲۶	۴/۲۵۵	۱۹	۸ - ۲۵	۴/۰۷۱	۱۴/۰۵	۵۰۰
۷ - ۲۶	۵/۲۳۷	۱۵/۵	۴ - ۲۰	۴/۵۶۸	۱۱/۱۵	۷۵۰
۱۰ - ۲۴	۳/۴۶۲	۱۶/۷۵	۴ - ۱۷	۳/۰۶۱	۱۲	۱۰۰۰

بحث

در آزمون همبستگی، ارتباط بین نتایج به دست آمده از روش ادیومتری بینگ ساجکتیو و واکه‌های مورد استفاده در ارزیابی گوش واقعی مورد بررسی قرار گرفت. همان طور که نتایج به دست آمده نشان می‌دهد، ضریب همبستگی بین دو شیوه ارزیابی حداکثر ۰/۱۴۳ به دست آمد (ارتباط بین واکه /â/ و ارزیابی بینگ) که نسبتاً پایین بود. در نتیجه نمی‌توان با ارزیابی میزان اثر انسداد با روش آزمون بینگ به میزان تقریبی اثر انسداد در مجرای گوش دست یافت و با استفاده از مقادیر به دست آمده اثر انسداد در مجرای گوش با استفاده از روش ارزیابی گوش واقعی نمی‌توان میزان اثر انسداد به دست آمده با استفاده از روش ادیومتری بینگ را برآورد کرد. Jespersen و همکاران (۱۸) نیز به نتیجه مشابهی دست یافتند؛ در مطالعه آن‌ها بین میزان اثر انسداد اندازه‌گیری شده با ارزیابی آجکتیوی و مقیاس بندی ذهنی آن، ارتباط پایینی به دست آمد.

همان طور که در جدول ۱ مشاهده می‌شود، حداکثر مقدار اثر انسداد در آزمون ادیومتری بینگ در فرکانس‌های پایین متمرکز شده است. این مقادیر کاملاً مشابه با مطالعات گذشته در زمینه اثر انسداد راه استخوانی است (۱۹ و ۲۰). همان طور که نتایج حاصل از این پژوهش و دیگر مطالعات نشان می‌دهد، اثر انسداد رابطه معکوس با فرکانس دارد و به ندرت در فرکانس‌های بالاتر از ۲KHz دیده می‌شود (۱۹). در نتیجه می‌توان در این قسمت به وابستگی فرکانسی اثر انسداد راه استخوانی اشاره کرد. با توجه به نتایج ارزیابی گوش واقعی، سمحدوده فرکانسی بروز اثر انسداد

در روش ادیومتری بینگ، میانگین اثر انسداد در مردان در حالت انسداد یک گوشه و دوگوشه به ترتیب ۱۲/۵ و ۱۷/۷۵ دسی‌بل و در زنان به ترتیب ۱۴/۶۳ و ۱۹/۵ دسی‌بل به دست آمد و در روش ارزیابی گوش واقعی با استفاده از واکه /â/ میانگین اثر انسداد به دست آمده به ترتیب در مردان در حالت انسداد یک گوشه و دوگوشه، ۳/۹ و ۵/۴۳ دسی‌بل و در زنان ۳/۴۳ و ۴/۸۳ دسی‌بل و با استفاده از واکه /i/، در مردان ۱۲/۰۸ و ۱۳/۸۵ دسی‌بل و در زنان ۱۵/۵۵ و ۱۶/۴۸ دسی‌بل تعیین شد. بر اساس نتایج به دست آمده از آزمون t مستقل، تفاوت معنی‌داری بین میانگین مقدار اثر انسداد در فرکانس‌های مختلف بین زنان و مردان با استفاده از هر یک از روش‌های ارزیابی مشاهده نشد ($p > 0/05$). بنابراین در جدول‌ها میانگین کلی در تمامی افراد مورد بررسی بدون در نظر گرفتن جنسیت گزارش شده است.

انجام آزمون t زوج نشان داد، تفاوت معنی‌داری بین میزان اثر انسداد در دو حالت انسداد یک گوشه و دوگوشه در آزمون بینگ وجود دارد ($p = 0/00$) که نتایج آن در جدول ۱ بیان شده است. اما با توجه نتایج به دست آمده از روش ارزیابی گوش واقعی در هر یک از واکه‌های مورد بررسی و میانگین میزان اثر انسداد (با استفاده از واکه‌های /â/ و /i/ در حالت انسداد یک گوشه به ترتیب ۳/۶۶ و ۱۳/۸۱ دسی‌بل و در انسداد دوگوشه ۵/۱۳ و ۱۵/۱۶ دسی‌بل)، تفاوت معنی‌داری بین میزان اثر انسداد در دو حالت انسداد یک گوشه و دوگوشه به دست نیامد ($p > 0/05$). جدول ۲ میانگین کلی میزان اثر انسداد را نشان می‌دهد.

جدول ۲- میانگین مقادیر اثر انسداد (dB) با استفاده از ارزیابی گوش واقعی در فرکانس های مختلف

واکه /i/			واکه /â/			
محدوده تغییرات	انحراف معیار	میانگین	محدوده تغییرات	انحراف معیار	میانگین	فرکانس(هرتز)
۲۸ - (-۱)	۶/۱۵۳	۱۳/۸۸	۱۰ - (-۸)	۴/۴۷	۲/۶۳	۲۵۰
۰ - ۲۷	۶/۵۲	۱۶/۵۵	۱۳ - (-۴)	۳/۳۹۶	۴/۴۳	۵۰۰
۴ - ۲۶	۵/۶۲۳	۱۵/۰۳	۱۵ - (-۵)	۴/۵۳	۵/۳	۷۵۰
۳ - ۲۳	۴/۵۶۹	۱۲/۵	۱۰ - (-۱)	۲/۶۶۵	۵/۲۳	۱۰۰۰

اختلافی را بین مقادیر اثر انسداد به دست آمده در مردان و زنان نشان نمی‌دهد. نتایج حاصل از این پژوهش مشابه مطالعات مختلف می‌باشد، که در آن‌ها نیز تفاوتی بین زنان و مردان در میزان اثر انسداد مشاهده نشده است (۱۲ و ۱۴). با توجه به این که در مطالعات مختلف تفاوتی بین میزان اثر انسداد در زنان و مردان دیده نشده است، به نظر می‌رسد باور عمومی بر این باشد که مردان مشکلات بیشتری را نسبت به زنان در مورد اثر انسداد تجربه می‌کنند (۱۲ و ۱۸). این اعتقاد که اثر انسداد در مردان بیشتر از زنان است شاید از این واقعیت ناشی شده است که مردان به دلیل شرایط شغلی و قرارگیری در محیط‌های پر سر و صدا، کم-شنوایی بیشتری در فرکانس‌های بالا و کم شنوایی کمتری در فرکانس‌های پایین دارند بنابراین بدیهی است که مشکل اثر انسداد در مردان بیشتر مشاهده گردد. در حالی که در زنان شکل کم‌شنوایی بیشتر به صورت مسطح (flat) می‌باشد. به عبارت دیگر، شیب کم شنوایی نقش مهمی در آزاردهنده بودن اثر انسداد دارد (۲۲).

نتایج به دست آمده از ارزیابی گوش واقعی، اختلاف قابل توجهی را در میزان اثر انسداد در دو حالت انسداد یک گوش و دوگوشی نشان نداد. اما با توجه به نتایج ارزیابی ادیومتری بینگ، بین دو حالت انسداد یک گوش و دوگوشی در تمامی گروه‌ها و افراد شرکت کننده تفاوت قابل ملاحظه‌ای مشاهده گردید. میانگین مقدار به دست آمده در حالت انسداد یک گوش در تمامی فرکانس‌ها ۱۲/۲۷dB و در حالت انسداد دوگوشی dB ۱۷/۲ بود. به عبارتی اختلافی حدود ۵ دسی بل بین حالت

برای واکه بسته /i/، ۴۶۰-۴۰۰ هرتز به دست آمد، که مشابه نتایج مطالعات گذشته است که محدوده آن را ۲۰۰ تا ۵۰۰ متر هرتز بیان کرده بودند. اما در واکه باز /â/، این محدوده فرکانسی به ۸۰۰ هرتز می‌رسد. در هیچ یک از مطالعات موجود محدوده فرکانسی برای واکه‌های باز مطرح نشده است. در این جا باید به این نکته توجه کرد که برخلاف اثر انسداد به دست آمده با استفاده از روش ادیومتری بینگ، در ارزیابی گوش واقعی وابستگی فرکانسی اثر انسداد مشاهده نمی‌شود و منطقه فرکانسی که در آن اثر انسداد رخ می‌دهد، فقط به واج تولید شده توسط فرد بستگی دارد.

مقدار اثر انسداد بین افراد مختلف، متفاوت است (۱۴) و مطالعات متعددی به تغییرپذیری میزان اثر انسداد اشاره کرده-اند (۴). میانگین مقدار اثر انسداد به دست آمده در این پژوهش در جدول ۱ نشان داده شده است. نتایج به دست آمده در این پژوهش در ارتباط با واکه /i/، مطابق یافته‌های Mueller و همکاران است که میانگین مقدار اثر انسداد را ۱۵-۱۰ dB گزارش کردند (۴). اما تقریباً ۶dB کمتر از میانگین مقادیر مشاهده شده توسط Wimmer است. با توجه به میزان اثر انسداد به دست آمده با استفاده از واکه /â/ و نتایج مطالعات گذشته می‌توان به این نتیجه رسید که هنگام تولید واکه‌های باز تقریباً هیچ اثر انسدادی وجود ندارد و یا حتی ممکن است مقادیر منفی به دست آید. در حالی که واکه‌های بسته اثر انسدادی تا حدود ۲۰ dB در فرکانس‌های پایین و یا حتی بیشتر را ایجاد می‌کند (۲۱).

نتایج حاصله با استفاده از هر دو شیوه مورد بررسی،

امروزه هنگام تجویز سمعک، تصمیم‌گیری در مورد اندازه ونت بر عهده شنوایی‌شناس می‌باشد. بنابراین تعیین دقیق اندازه ونت در ارزیابی اولیه مهم است. با تعیین دقیق میزان اثر انسداد می‌توان اندازه ونت را به درستی تشخیص داد و مشکل را برطرف کرد.

اگر اثر انسداد مربوط به تنظیمات سمعک باشد، بهترین کار ارزیابی آبجکتیوی آن است. شیوه‌های تنظیمی مختلفی برای برطرف کردن پیشنهاد شده است. از جمله این که به منظور حذف اثر انسداد، بهره فرکانس‌های پایین باید تا حدی افزایش یابد که با گفتار تقویت شده در همان منطقه فرکانسی اثر انسداد اندازه-گیری شده، مخلوط شود. برخی عقیده دارند که اضافه کردن بهره بر اثر انسداد، اثر پوششی دارد. این کار میزان اثر انسداد را کاهش نمی‌دهد، اما می‌تواند آگاهی فرد از اثر انسداد را کاهش دهد. بنابراین بر اساس نتایج به دست آمده از این پژوهش و دیگر مطالعات، روش ارزیابی گوش واقعی و استفاده از واژه /i/ یکی از بهترین راهکارها برای بررسی اثر انسداد و آزردهنده بودن آن می‌باشد.

سپاسگزاری

از گروه شنوایی‌شناسی دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران به ویژه سرکار خانم روزبهانی جهت همکاری برای به ثمر رسیدن این پژوهش بسیار سپاسگزاریم.

انسداد یک گوشی و دوگوشی به دست آمد.

در نتیجه می‌توان گفت که ارزیابی‌های آبجکتیوی هیچ تفاوتی را در میزان اثر انسداد در دو حالت انسدادی نشان نمی‌دهند، در حالی که ارزیابی‌های سابجکتیوی به مقادیر بیشتر اثر انسداد در حالت انسداد دوگوشی اشاره دارند. در مطالعه Jespersen نیز همین نتیجه به دست آمده است که با استفاده از مقیاس‌بندی ذهنی میزان اثر انسداد، هر دو گروه با شنوایی هنجار و گروه افراد کم شنوا، کیفیت صدای خود را در حالت انسداد دوگوشی غیر طبیعی‌تر از حالت انسداد یک گوشی بیان کردند (۱۸).

نتیجه‌گیری

اثر انسداد یک مشکل شناخته شده از طرف کاربران سمعک است. هنگامی که فرد صحبت می‌کند، صدا از طریق راه استخوانی به داخل مجرای گوش منتشر می‌شود. با انسداد مجرای گوش، از آنجایی که صدا نمی‌تواند از مجرا خارج شود، سطح فشار صوتی در پرده صماخ به دنبال صحبت کردن فرد افزایش می‌یابد. در نتیجه کاربران سمعک صدای خود را گنگ و مبهم حس می‌کنند، که برای آن‌ها آزردهنده خواهد بود. راهکارهای متعددی (ایجاد ونت، افزایش طول قالب و غیره) برای حذف یا کاهش اثر انسداد معرفی شده است که با توجه به مزایا و معایب هریک از آن‌ها، نمی‌توان هیچ کدام را یک روش قطعی برای حذف اثر انسداد دانست.

REFERENCES

1. Kiessling J, Brenner B, Jespersen CT, Groth J, Jensen OD. Occlusion effect of earmolds with different venting systems. *J Am Acad Audiol.* 2005;16(4):237-49.
2. Gnewikow D, Moss M. Hearing aid outcomes with open- and closed- canal fitting. *Hear J.* 2006;11(59):66-72
3. French-Saint George M, Barr-Hamilton RM. Relief of occluded ear sensation to improve earmold comfort. *J Am Audiol Soc.* 1978;4(1):30-5
4. Mueller HG, Bright KE, Northern JL. Studies of the hearing aid occlusion effect. *Semin Hear* 1996;17(1):21-32.

5. Grover BC, Martin MC. Physical and subjective correlates of earmold occlusion. *Audiology*. 1979;18(4):335-50
6. Dillon H, Birtles G, Lovegrove R. Measuring the outcomes of a national rehabilitation program: normative data for the client Orientation Scale of Improvement (COSI) and Hearing Aid User's Questionnaire (HAUQ). *J Am Acad Audiol*. 1999;10:67-79.
7. Davis JE, John DG, Stephens SD. Intermediate hearing tests as predictors of hearing aid acceptance. *Clin Otolaryngol Allied Sci*. 1991;16(1):76-83.
8. Stephens SD, Meredith R, Callaghan DE, Hogan S, Ravment A. Early intervention and rehabilitation: Factors influencing outcome. *Acta Otolaryngol Suppl*. 1990;476:221-5.
9. Killion MC, Wilber LA, Gudmundsen GI. Zwislocki was right... a potential solution for the "hollow voice" problem (the amplified occlusion effect) with deeply sealed earmolds. *Hear Instr*. 1988;39(1):14-8.
10. Sweetow RW, Pirzanski CZB. The occlusion effect and amplification effect. *Semin Hear*. 2003;24(4):333-44.
11. Kochkin S. Marke Trak V: "Why my hearing aids are in the drawer": The consumers' perspective. *Hear J*. 2000;53(2):34-41.
12. Mueller HG. There's less talking in barrels, but the occlusion effect is still with us. *Hear J*. 2003;56(8):10-6.
13. von Bekesy G. *Experiments in Hearing*. New York: MacGraw-Hill, 1960.
14. Mackenzie DJ, Mueller HG, Ricketts TA, Konkle DF. The hearing aid occlusion effect: Measurement devices compared. *Hear J*. 2004;57(9):30-38.
15. Martin F, Greer Clark J. *Introduction to Audiology*, 8th ed. Allyn & Bacon. 2003. 84-102.
16. Martin FN, Butler EC, Burns P. Audiometric Bing test for determination of minimum masking levels for bone-conduction tests. *J Speech Hear Disord*. 1974;39(2):148-52.
17. Madsen Electronics: HAT 1500 Hearing Aid Tester User's Manual Version 7.2 . Copenhagen, Denmark.
18. Jespersen CT, Groth J, Kiessling J, Brenner B, Jensen OD. The occlusion effect in unilateral versus bilateral hearing aids. *J Am Acad Audiol*. 2006;17(10):763-73.
19. Dean MS, Martin FN. Insert earphone depth and the occlusion effect. *Am J Audiol*. 2000;9(2):131-4.
20. Fagelson MA, Martin FN. The occlusion effect and ear canal sound pressure level. *Am J Audiol*. 1998;7(2):50-4.
21. Wimmer VH. The occlusion effect from earmolds. *Hear Instr*. 1986; 37(12): 19-57
22. Mueller HG. CIC hearing aids: what is their impact on the occlusion effect? *Hear J*. 1994; 47(11):29-35.