DOI: 10.22122/jhsr.v13i4.3178 Published by Vesnu Publications

افت جایگذاری ایرپلاگ در طول‌های مختلف کانال گوش شبیه‌سازی شده

فرهاد فروهر مجد[۱]، سیامک پورعبدیان[۲]، نیلوفر ضیایی قهنویه[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: ایرپلاگ به عنوان یکی از تجهیزات حفاظتی سیستم شنوایی، عملکرد متفاوتی در فرکانس‌های مختلف دارد. پژوهش حاضر با شبیه‌سازی مدلی از کانال گوش انسان، تأثیر ایرپلاگ را در فرکانس و طول‌های مختلف کانال گوش مورد بررسی قرار داد.

روش‌ها: در این مطالعه توصیفی- تحلیلی، در یک سمت کانال گوش شبیه‌سازی شده، میکروفون به عنوان دریافت کننده صدا و در انتهای دیگر، ایرپلاگ تعبیه شد. پس از پخش صدای صورتی توسط بلندگو، میزان افت جایگذاری (Insertion loss یا IL) ایرپلاگ در فرکانس یک اکتاو و فواصل مختلف قرارگیری ایرپلاگ در کانال گوش شبیه‌سازی شده (۱۲/۸، ۱۷/۵، ۲۵/۵ و ۳۱/۱ میلی‌متر) بررسی و نتایج در نرم‌افزار LabVIEW ثبت گردید.

یافته‌ها: یافته‌های میزان IL ایرپلاگ در فرکانس‌های یک اکتاو نشان داد که IL گوشی در فاصله ۲۵/۵ میلی‌متر در مقایسه با دیگر فواصل و در فرکانس‌های پایین (کمتر از ۵۰۰ هرتز)، مقادیر بالاتری داشت و در این فاصله، در فرکانس حدود ۴۰۰۰ هرتز به بیشترین میزان رسید.

نتیجه‌گیری: بالاترین میزان IL برای فرکانس‌های پایین در فاصله ۲۵/۵ میلی‌متر حاصل شد. متوسط طول کانال گوش انسان هم ۲/۵ سانتی‌متر است. بنابراین، بالاترین مقادیر تضعیف صدای محیط در سیستم شنوایی انسان نیز در همین طول صورت می‌گیرد. با توجه به حداکثر بودن میزان IL گوشی در این فاصله و در فرکانس ۴۰۰۰ هرتز، ساخت گوشی حفاظتی از مواد جاذب صدای این فرکانس پیشنهاد می‌شود.

واژه‌های کلیدی: کانال گوش، وسایل حفاظت شنوایی، شنوایی

ارجاع: فروهر مجد فرهاد، پورعبدیان سیامک، ضیایی قهنویه نیلوفر. **افت جایگذاری ایرپلاگ در طول‌های مختلف کانال گوش شبیه‌سازی شده.** مجله تحقیقات نظام سلامت ۱۳۹۶؛ ۱۳ (۴): ۴۵۰-۴۴۵

دریافت مقاله: ۱۳۹۶/۳/۱۰ پذیرش مقاله: ۱۳۹۶/۵/۲۵

مقدمه

سیستم شنوایی انسان شامل گوش خارجی، میانی و داخلی است. گوش خارجی وظیفه جمع‌آوری صدا و انتقال آن به گوش میانی را از طریق کانال گوش و پرده صماخ به عهده دارد. پرده صماخ در اثر صدا دچار ارتعاش می‌شود و انرژی را به گوش میانی منتقل می‌کند. امواج صدا از استخوان‌های چکشی، سندانی و رکابی عبور می‌کند و به گوش داخلی می‌رسد. گوش داخلی شامل حلزون گوش و مجاری نیم‌دایره می‌باشد. حلزون گوش از هزاران سلول مویی نازک در اندام کورتی (Organ of Corti) تشکیل شده است. پس از ورود امواج صدا به گوش داخلی، سلول مویی به تقویت امواج صدا کمک می‌کند و باعث تبدیل این ارتعاشات به سیگنال الکتریکی می‌گردد و امواج از طریق عصب هشتم شنوایی به مغز منتقل می‌شود. در نهایت، مغز سیگنال را به صدای قابل درک تبدیل می‌نماید (۱).

پس از عبور صدا از کانال گوش و برخورد با پرده صماخ، درصد بالایی از امواج صدا منعکس می‌شود و به انتهای باز گوش می‌رسد. بنابراین، امواج در فرکانسی که به طول کانال گوش بستگی دارد، دچار رزونانس می‌گردد (۲). کانال گوش مانند یک رزوناتور عمل می‌کند و باعث تقویت صداها می‌شود. رزونانس کانال گوش به طول آن بستگی دارد. شکل و اندازه لاله گوش و انحنای کانال گوش، بر روی واکنش‌های فرکانسی پرده گوش تأثیر می‌گذارد (۳).

دو نوع کاهش شنوایی هدایتی و حسی- عصبی وجود دارد که کاهش شنوایی هدایتی، گوش خارجی و میانی و کاهش شنوایی حسی- عصبی، گوش داخلی و عصب شنوایی را تحت تأثیر قرار می‌دهد (۱). مواجه شدن با صدای بالا، باعث آسیب به سلول‌های اندام کورتی و مواجهه با صدای شدید (تراز صدای بالاتر از ۸۵ دسی‌بل)، سبب آسیب به سلول‌های مویی خارجی (مسؤول انتقال صداهای با فرکانس بالای ۶-۳ کیلوهرتز) و در نهایت، کاهش شنوایی حسی- عصبی می‌گردد (۱). به طور کلی، ۱۶ درصد کاهش شنوایی در بزرگسالان، با سر و صدای شغلی ارتباط دارد. کاهش شنوایی مرتبط با صدا (Noise induced hearing loss یا NIHL)، به صورت دو طرفه و متقارن است و اغلب فرکانس‌های بالا (۳، ۴ و ۶ کیلوهرتز) را تحت تأثیر قرار می‌دهد و سپس به فرکانس‌های پایین‌تر (۰، ۱، ۲ و ۵ کیلوهرتز) گسترش می‌یابد (۴).

۱- استادیار، گروه مهندسی بهداشت حرفه‌ای، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
۲- دانشیار، گروه مهندسی بهداشت حرفه‌ای، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
۳- دانشجوی کارشناسی ارشد، کمیته تحقیقات دانشجویی و گروه مهندسی بهداشت حرفه‌ای، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
نویسنده مسؤول: نیلوفر ضیایی قهنویه
Email: n_ziayi@hlth.mui.ac.ir

[Downloaded from hsr.mui.ac.ir on 2026-11-20]
[DOI: 10.22122/jhsr.v13i4.3178]

با وجود این که وسایل حفاظتی سیستم شنوایی، اولین اقدام حفاظتی نیست، اما به علت هزینه پایین و در دسترس بودن، به عنوان بخشی اساسی در جلوگیری از کاهش شنوایی در نظر گرفته می‌شود (۵). ایرپلاگ، به عنوان دسته‌ای از تجهیزات حفاظت سیستم شنوایی به منظور انسداد کانال گوش، درون گوش قرار داده می‌شود و به دو صورت قالب گرفته یا فوم‌های شکل‌پذیر موجود می‌باشد (۱). نتایج مطالعه Alam و همکاران که به بررسی میزان میرایی صدا در ایرپلاگ پرداخت، نشان داد که ایرپلاگ در فرکانس‌های کم (۱۲۵ و ۲۵۰ هرتز) و بالا (۸ و ۱۲ کیلوهرتز) میرایی بالایی دارد (۱). نتایج پژوهش Tufts و همکاران بر روی ایرپلاگ حاکی از آن بود که با کاهش طول قرارگیری ایرپلاگ در گوش، میزان تضعیف صدا برای فرکانس‌های کمتر از ۲۰۰۰ هرتز کاهش می‌یابد (۶).

عملکرد وسایل حفاظت شنوایی در کاهش صدا با یکدیگر متفاوت است. روش‌های مختلفی برای ارزیابی عملکرد کاهش صدای وسایل حفاظت شنوایی وجود دارد که این روش‌ها به دو دسته کلی ذهنی (Subjective) و عینی (Objective) تقسیم می‌شود. Berger تحقیقات بسیاری را بر روی این روش‌ها انجام داد و ۱۳ روش ذهنی و ۴ روش عینی را بررسی نمود. از بین روش‌های موجود، پراستفاده‌ترین و صحیح‌ترین آن‌ها در ادامه آمده است (۷). در روش میکروفون در گوش واقعی (Microphone in real ear یا MIRE) که نوعی روش عینی محسوب می‌شود، تنها یک میکروفون مینیاتوری به منظور اندازه‌گیری افت عبوری صدا درون کانال گوش قرار می‌گیرد. اندازه‌گیری ابتدا بدون قرار دادن گوشی و بار دیگر با گذاشتن گوشی بر روی گوش صورت می‌پذیرد. زمانی که این روش با میکروفون خارج از گوش ترکیب شود، میکروفون در گوش واقعی میدانی (Field MIRE یا F-MIRE) نامیده می‌شود که در آن، یکی از میکروفون‌ها درون گوش و دیگری در خارج گوش قرار می‌گیرد. میزان کاهش صدا به صورت تفاوت تراز صدای اندازه گرفته شده با استفاده از میکروفون داخل و خارج روی می‌دهد (۹، ۸).

استاندارد ISO 4869-3:2007، میزان کاهندگی گوشی‌ها توسط مانکن سر (Acoustic Test Fixture یا ATF) را پیشنهاد کرد که بدون هیچ‌گونه محدودیتی، عملکرد گوشی‌های حفاظتی را در تراز فشار صوت بالا و حتی در چندین مرتبه می‌تواند انجام دهد. افت جایگذاری صدا (Insertion loss یا IL) در گوشی، به تفاوت تراز صدا در داخل کانال گوش با گذاشتن گوشی و بدون گوشی اطلاق می‌گردد (۱۰). روش کاهش گوش واقعی در آستانه (Real ear attenuation at threshold یا REAT)، نوعی روش ذهنی اندازه‌گیری کاهندگی گوشی‌ها و مطابق با استاندارد ISO 4869-1:1990 می‌باشد. در این روش که از آن به عنوان استاندارد طلایی یاد شده است، آزمون‌های شنوایی در فرکانس‌های مختلف با و بدون گوشی حفاظتی گرفته می‌شود و شاخص کاهش با استفاده از تفاوت بین آستانه گوش باز و مسدود به دست می‌آید (۱۲، ۱۱).

صدا به عنوان یکی از مهم‌ترین معضلات در محیط‌های صنعتی، باعث به وجود آمدن کاهش شنوایی شغلی در کارگران می‌گردد. کاهش شنوایی ناشی از صدا در تست ادیومتری در ابتدا در فرکانس‌های بالا (اغلب ۴۰۰۰ هرتز) پدیدار می‌شود و سپس فرکانس‌های دیگر را درگیر می‌کند. از آن‌جایی که طبق مطالعات، ایرپلاگ‌ها به عنوان یکی از تجهیزات حفاظت شنوایی دارای عملکرد متفاوتی در فرکانس‌های مختلف می‌باشند (۱)؛ در پژوهش حاضر با شبیه‌سازی مدلی از کانال گوش از جنس تفلون و مطابق با استاندارد ISO 4869-3 و با بررسی میزان IL گوشی در فواصل مختلف بین ایرپلاگ و میکروفونی که به عنوان شبیه‌ساز دریافت کننده صدا در گوش انسان است، عملکرد ایرپلاگ در تضعیف صدا در فرکانس و طول‌های مختلف کانال گوش بررسی شد.

روش‌ها

بر اساس تحقیقات موجود، متوسط قطر کانال گوش انسان ۷ میلی‌متر است (۱۱). بنابراین، در این پژوهش توصیفی- تحلیلی مدلی از کانال گوش انسان با این بعد و از جنس تفلون طراحی شد. میکروفون یک چهارم اینچی B&K (دانمارک)، در موقعیت گوش جایگذاری شد. میکروفون‌ها به کارت پردازشگر صدا (Data acquisition یا DAQ) وصل و در نهایت، کارت پردازشگر صدا به رایانه متصل گردید. بر روی رایانه نرم‌افزار LabVIEW نصب شد که برای ترسیم منحنی آنالیز فرکانس مورد استفاده قرار گرفت (۱۴، ۱۳). اساس کار طبق روش ATF و روش مانکن صوتی و استاندارد ISO 4869-3:1990 بود.

به منظور شبیه‌سازی کاهش صدا در فرکانس‌های پهنای باند یک اکتاو، از نرم‌افزارهای LabVIEW و MATLAB استفاده گردید. نرم‌افزار MATLAB نوعی ابزار برنامه‌نویسی گرافیکی است که از جمله قابلیت‌های آن می‌توان به شبیه‌سازی اندازه‌گیری، آنالیز فرکانس و کنترل صوت اشاره کرد (۱۵). در صفحه کار نرم‌افزار LabVIEW، شبکه پاسخگویی بر روی شبکه A و پهنای باند یک اکتاو تنظیم گردید (۱۶).

در ابتدا میکروفون با استفاده از کالیبراتور (مدل ۴۲۳۰، B&K، دانمارک) در فرکانس ۱۰۰۰ هرتز و تراز فشار صوت ۹۴ دسی‌بل کالیبره شد. صدای صورتی (Pink noise) ۹۰ دسی‌بل در فرکانس‌های یک اکتاو به کمک بلندگوهای با توان ۳ وات پخش گردید. صدای پخش شده با استفاده از میکروفون نصب شده درون کانال گوش دریافت و منحنی آنالیز فرکانس در فرکانس‌های ذکر شده بر روی نرم‌افزار LabVIEW ترسیم گردید. در مرحله بعد، گوشی ایرپلاگ (مدل ELVEX NRR 25، آمریکا) بر روی مدل قرار داده شد و صدای پخش شده در همان شدت در فرکانس‌های مذکور دوباره پخش گردید و منحنی ترسیم شد. با تفاضل تراز فشار صوت در هر فرکانس در دو مرحله، میزان کاهش صدای ایرپلاگ به دست آمد. کاهش صدا در فرکانس‌های یک اکتاو، در کانال شبیه‌سازی شده در فواصل بین میکروفون و ایرپلاگ (۱۲/۸، ۱۷/۵، ۲۵/۵ و ۳۱/۱ میلی‌متر) محاسبه گردید. داده‌ها با استفاده از آزمون‌های آماری در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ (version 20, IBM Corporation, Armonk, NY) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها

یافته‌های به دست آمده از میزان IL صدای گوشی در فرکانس یک اکتاو نشان داد که با افزایش فرکانس، میزان IL گوشی در فرکانس‌های مختلف کاهش و افزایش داشت، اما به صورت کلی روندی صعودی مشاهده شد (جدول ۱). با افزایش فرکانس، کاهش صدای درج شده روی ایرپلاگ نیز سیری صعودی را نشان داد (جدول ۲). با افزایش فاصله میکروفون تا ایرپلاگ از ۱۲/۸ تا ۲۵/۵ میلی‌متر، میزان IL روندی افزایشی داشت، اما در فاصله ۳۱/۱ میلی‌متر و

[Downloaded from hsr.mui.ac.ir on 2026-11-20]

[DOI: 10.22122/jhsr.v13i4.3178]

فرکانس‌های کمتر از ۵۰۰ هرتز، روندی کاهشی را نشان داد. در فاصله ۲۵/۵ میلی‌متر و فرکانس‌های مختلف، کاهش و افزایش در میزان IL تفلون مشاهده گردید و در فرکانس حدود ۴۰۰۰ هرتز به بیشترین میزان رسید. این پیک فرکانس ۴۰۰۰ هرتز، در فواصل ۱۷/۵ و ۲۵/۵ میلی‌متر به دست آمد.

جدول ۱. میزان Insertion loss (IL) در فرکانس‌های یک اکتاو با فواصل مختلف در کانال گوش شبیه‌سازی شده

فرکانس (هرتز)	فاصله میکروفون و ایرپلاگ (میلی‌متر)			
	۱۲/۸	۱۷/۵	۲۵/۵	۳۱/۱
	میزان IL (دسی‌بل)			
۱۶	۲۳/۷۹۵	۲۰/۹۵۳	۲۳/۹۴۱	۱۶/۴۰۲
۳۱/۵	۱۸/۴۶۵	۲۴/۹۷۱	۲۷/۲۵۷	۲۳/۳۸۴
۶۳	۱۸/۸۰۱	۲۳/۰۴۲	۲۹/۴۸۷	۲۰/۰۱۰
۱۲۵	۱۷/۵۹۰	۳۲/۶۴۵	۳۷/۳۰۸	۳۵/۵۷۷
۲۵۰	۱۴/۰۴۸	۱۸/۵۰۱	۲۹/۸۳۰	۲۹/۷۵۱
۵۰۰	۱۶/۹۵۸	۲۹/۵۳۱	۳۱/۹۹۱	۳۹/۷۷۷
۱۰۰۰	۲۹/۴۸۵	۳۸/۱۵۴	۳۷/۵۴۳	۴۱/۵۴۰
۲۰۰۰	۳۱/۷۵۱	۴۰/۰۶۲	۵۰/۲۲۴	۵۴/۳۴۶
۴۰۰۰	۳۹/۸۲۶	۴۹/۵۵۱	۵۱/۶۰۶	۴۲/۷۶۹
۸۰۰۰	۴۸/۹۸۹	۴۲/۰۵۶	۳۷/۵۷۲	۳۸/۶۸۷

IL: Insertion loss

در فرکانس‌های ثابت، پیک‌های حاصل از همه حالت‌ها بر هم منطبق شد. میزان IL در فاصله ۲۵/۵ میلی‌متر و فرکانس‌های پایین ۱۶، ۳۱/۵، ۶۳ و ۱۲۵ هرتز نسبت به فواصل دیگر، مقادیر بیشتری را نشان داد (به ترتیب ۲۳/۹۴۱، ۲۷/۲۵۷، ۲۹/۴۸۷ و ۳۷/۳۰۸ دسی‌بل). بین میانگین افت IL گوشی در فرکانس‌های مشترک در مطالعه حاضر و اعداد درج شده در کاتالوگ گوشی در فواصل ۲۵/۵، ۱۷/۵ و ۳۱/۱ میلی‌متر تفاوت معنی‌داری وجود نداشت ($P > ۰/۰۵$).

جدول ۲. میانگین کاهش صدای درج شده بر روی ایرپلاگ

فرکانس (هرتز)	کاهش صدا (دسی‌بل) (میانگین ± انحراف معیار)
۱۲۵	۲۹/۴ ± ۴/۳
۲۵۰	۳۰/۸ ± ۴/۰
۵۰۰	۳۱/۸ ± ۳/۹
۱۰۰۰	۳۲/۱ ± ۳/۳
۲۰۰۰	۳۳/۱ ± ۲/۶
۳۱۵۰	۳۷/۸ ± ۳/۶
۴۰۰۰	۳۶/۸ ± ۳/۳
۶۳۰۰	۳۹/۵ ± ۴/۵
۸۰۰۰	۳۹/۵ ± ۲/۸

حداکثر میزان IL، در فرکانس ۲۵۰ هرتز و فاصله ۲۵/۵ میلی‌متر به دست آمد (۲۹/۸۳۰ دسی‌بل). میزان IL در فرکانس‌های ۵۰۰، ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ هرتز و فاصله ۳۱/۱ میلی‌متر، نسبت به فواصل دیگر از میزان کاهش بیشتری برخوردار بود (به ترتیب ۳۹/۷۷۷، ۴۱/۵۴ و ۵۴/۳۴۶ دسی‌بل). میزان IL در فرکانس ۴۰۰۰ هرتز و فاصله ۲۵/۵ میلی‌متر نسبت به نتایج همین فرکانس در فواصل دیگر، عدد بیشتری را نشان داد (۵۱/۶۰۶ دسی‌بل). در نهایت، بیشترین میزان IL در فرکانس ۸۰۰۰ هرتز و فاصله ۳۱/۱ میلی‌متر به دست آمد (۴۸/۹۸۹ دسی‌بل).

بحث

هدف از انجام مطالعه حاضر، تعیین فرکانس‌های مؤثر بر کاهش شنوایی در انسان بود. نتایج نشان داد که میزان IL در فواصل ۱۷/۵ و ۲۵/۵ میلی‌متر و فرکانس ۴۰۰۰ هرتز، به بیشترین میزان خود می‌رسد. یافته‌های حاصل از پژوهش Agarwal حاکی از آن بود که کاهش شنوایی در اثر مواجهه با صدای ترافیک در فرکانس ۴۰۰۰ هرتز، بالاترین میزان می‌باشد (۱۷). در تحقیق میرزاخانی و همکاران، میزان کاهش شنوایی افراد در فرکانس‌های ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ هرتز بیشتر از فرکانس‌های ۴۰۰۰ و ۸۰۰۰ هرتز بود (۱۸). مطالعات نشان داده است که بریدگی ادیومتری در فرکانس‌های ۳، ۴ و یا ۶ کیلوهرتز همراه با برگشت به حالت اولیه در فرکانس ۸ کیلوهرتز، علامتی از کاهش شنوایی ناشی از سر و صدا است (۱۸). ناحیه ۴ کیلوهرتز غشای پایه اغلب به علت هدایت صدا از استخوانچه‌ها تحت تأثیر صدا قرار دارد (۱۷).

اندام کورتی در ناحیه معینی از فرکانس‌ها حساسیت بیشتری دارد که طبق تجربیات حاصل شده، ناحیه فرکانس ۴۰۹۶ هرتز، ناحیه شکننده یا آسیب‌پذیر در گوش می‌باشد و در مواجهه با صدا، بیشترین آسیب شنوایی را متحمل می‌شود. در کتب شنوایی‌شناسی دلایل مختلفی برای این موضوع ذکر شده است که عمده‌ترین آن، کمبود جریان عروقی در این ناحیه و بازتاب انرژی امواج صوتی در مجرا می‌باشد (۱۹). نتایج IL در کانال گوش تفلونی نشان داد که هرچه فاصله ایرپلاگ و میکروفون تا فاصله ۲۵/۵ میلی‌متر بیشتر شود، میزان IL برای فرکانس‌های کمتر از ۵۰۰ هرتز افزایش می‌یابد و بعد از این فاصله، میزان IL به ویژه برای فرکانس‌های کمتر از ۵۰۰ هرتز روند کاهشی داشت. نتایج پژوهشی که به بررسی میزان میرایی ایرپلاگ در طول‌های مختلف قرارگیری ایرپلاگ در گوش پرداخت، نشان داد که با کاهش طول قرارگیری ایرپلاگ در کانال گوش انسان، میزان کاهش صدا نیز کاهش می‌یابد. این کاهش برای فرکانس‌های ۱۰۰۰ هرتز و کمتر از آن در مقایسه با فرکانس‌های بالاتر از ۲۰۰۰ هرتز بیشتر است (۶). یافته‌های تحقیق حاضر تأیید کرد که در بین فواصل مختلف، حداکثر مقادیر IL در فاصله ۲۵/۵ میلی‌متر در فرکانس‌های ۲۵۰-۱۶ و ۴۰۰۰ هرتز مشاهده گردید. مطالعات نشان داده است که متوسط طول کانال گوش انسان هم ۲/۵ سانتی‌متر می‌باشد (۳). بنابراین، ساختار سیستم شنوایی انسان به گونه‌ای است که بالاترین مقادیر تضعیف صدای محیط هم در همین طول صورت می‌گیرد.

در پژوهش حاضر، میزان IL در فرکانس‌های پایین و تمامی فواصل به طور میانگین مقادیر کمتری را نشان داد. بر اساس نتایج مطالعه Hohmann، صداهایی با فرکانس پایین (برای مثال صدای اسلحه های سنگین) نسبت به صداهای با فرکانس بالای ۶-۱ کیلوهرتز، ضرر کمتری دارند. دلیل دیگر آسیب‌رسانی صدا در فرکانس‌های مختلف، می‌تواند در کاهش شنوایی نشان داده

www.mui.ac.ir
[Downloaded from hsr.mui.ac.ir on 2026-11-20]
[DOI: 10.22122/jhsr.v13i4.3178]

شده در ادیوگرام در فرکانس ۴ تا ۶ کیلوهرتز باشد که کاهش شنوایی در ابتدا از محدوده فرکانس‌های بالا شروع می‌شود (۲۰). به علت شکل کانال گوش خارجی انسان و دلایل دیگر، حساسیت انسان در فرکانس‌های ۱۰۰۰ تا ۵۰۰۰ هرتز بیشتر است. کارگری که با صدای ۹۰ دسی‌بل در این محدوده فرکانس مواجه است، نسبت به شخصی که با صدای ۹۰ دسی‌بل در ۲۵۰ هرتز مواجهه دارد، در معرض آسیب بیشتری قرار می‌گیرد (۲۱).

در تحقیق حاضر، میزان IL در فرکانس‌های بالا و تمامی فواصل مقادیر بیشتری را نشان داد. پژوهش‌ها در این زمینه نتیجه‌گیری کرده‌اند که در کانال گوش، صدا در فرکانس ۴-۲ کیلوهرتز به اندازه ۱۵-۱۰ دسی‌بل تقویت می‌شود که این امر خطرناک است. گوش میانی دارای دو ماهیچه متصل به استخوان می‌باشد که در حضور صداهای با فرکانس بالا سخت و سفت می‌شود و صداهای با فرکانس ۱۵۰۰ هرتز و کمتر از آن را منتقل می‌کند. فعالیت گوش میانی، باعث محافظت در برابر سر و صدای بلند محیط زیست می‌شود. همچنین لاله گوش و کانال گوش بعضی از فرکانس‌های صدا را تقویت می‌کند (۲۲). بنابراین، سیستم شنوایی انسان بعضی از فرکانس‌های صدا را تضعیف می‌کند و نقش حفاظتی دارد و بعضی از فرکانس‌ها را تشدید می‌کند و اثر مخرب دارد.

در مطالعه حاضر، تفاوت معنی‌داری بین میانگین اعداد درج شده در کاتالوگ گوشی و میزان IL گوشی در فواصل ۲۵/۵، ۱۷/۵ و ۳۱/۱ میلی‌متر در فرکانس‌های مشترک وجود نداشت ($P > ۰/۰۵$). بنابراین، مدل تهیه شده به منظور بررسی عملکرد گوشی ایرپلاگ در این فواصل مناسب می‌باشد. نتایج حاکی از آن است که با افزایش فرکانس، میزان IL گوشی روندی صعودی را نشان می‌دهد. همچنین، میزان کاهش درج شده روی گوشی ایرپلاگ نیز با افزایش فرکانس، افزایش یافت. تجهیزات حفاظت شنوایی، صداهای با فرکانس بالا را نسبت به صداهای با فرکانس کم، بیشتر میرا می‌کنند؛ چرا که انرژی صداهای با فرکانس کم، آزادانه وارد فضای بین دیواره کانال گوش و ایرپلاگ می‌شود. سه دلیل برای وابستگی این فرکانس‌ها وجود دارد. اولین دلیل آن است که همه فرکانس‌ها با نصف طول موج کمتر از قطر انسداد (برای مثال تجهیزات حفاظتی گوش) میرا می‌شوند. در نتیجه، صداهای با فرکانس کم که طول موج بیشتری دارند، به آسانی از طریق انسداد عبور می‌کنند؛ در حالی که صداهای با فرکانس بالا که طول موج کمتری دارند، بهتر میرا می‌شوند. دومین دلیل، جرم و سنگینی است که هرچه جرم گوش بیشتر باشد، میزان میرایی هم بیشتر می‌شود. دلیل سوم، به ویژگی رزونانس کانال گوش ارتباط دارد (۳).

نتیجه‌گیری

با توجه به این که میزان IL گوشی در فاصله ۲۵/۵ میلی‌متر و فرکانس‌های پایین، مقادیر بالاتری را نشان داد و همچنین، با ذکر این نکته که متوسط طول کانال گوش انسان ۲/۵ سانتی‌متر است، می‌توان گفت سیستم شنوایی انسان به گونه‌ای است که بالاترین مقادیر تضعیف صدای محیط نیز در همین طول صورت می‌گیرد. همچنین، گوشی‌های حفاظتی در صورت قرارگیری کامل درون گوش انسان، در فرکانس‌های پایین دارای عملکرد بهتری می‌باشد. علاوه بر این، می‌توان نتیجه‌گیری نمود که افراد دارای طول کانال گوش کمتر و بیشتر از ۲/۵ سانتی‌متر، حساسیت بیشتری در مواجهه با صدا نشان می‌دهند. بنابراین، طول متفاوت کانال گوش در انسان‌ها، می‌تواند نشان دهنده یکی از علل تفاوت در شدت صدمه دیدن افراد در معرض صدا باشد.

نتایج نشان داد که مقادیر IL گوشی در فرکانس‌های مختلف کاهش و افزایش داشت. بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که سیستم شنوایی انسان بعضی از فرکانس‌های صدا را تضعیف می‌کند و نقش حفاظتی دارد و بعضی از فرکانس‌های صدا را تشدید می‌نماید و اثر مخرب دارد. همچنین، از آن‌جایی که حداکثر میزان IL گوشی در فاصله ۲/۵ سانتی‌متر و فرکانس ۴۰۰۰ هرتز به دست آمد و کاهش شنوایی ناشی از صدا در تست ادیومتری نیز در فرکانس ۴۰۰۰ هرتز بود، لزوم توجه به این مسأله در ساخت گوشی‌های حفاظتی باید مد نظر قرار گیرد و در ساخت گوشی از موادی استفاده شود که میرایی بالاتری را در این فرکانس آسیب‌رسان داشته باشد.

تشکر و قدردانی

مطالعه حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد رشته مهندسی بهداشت حرفه‌ای به شماره ۳۹۴۱۰۴۸ می‌باشد. بدین وسیله نویسندگان از آزمایشگاه صدا و ارتعاش دانشکده بهداشت دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به جهت تأمین وسایل و تجهیزات مورد نیاز، تشکر و قدردانی به عمل می‌آورند.

References

1. Alam N, Sinha V, Jalvi R, Suryanarayan A, Gurnani D, Barot DA. Comparative study of attenuation measurement of hearing protection devices by real ear attenuation at threshold method. Indian J Otol 2013; 19(3): 127-31.
2. Lokki T, Huhtakallio I. Measurements on active earplugs and effect of ear canal resonances on spectral balance. Proceedings of the 10th European Congress and Exposition on Noise Control Engineering; 2015 May 31-June 3; Maastricht, Netherlands.
3. Hiipakka MT. Measurement apparatus and modeling techniques of ear canal acoustics [MSc Thesis]. Espoo, Finland: Helsinki University of Technology; 2008.
4. Hong O, Kerr MJ, Poling GL, Dhar S. Understanding and preventing noise-induced hearing loss. Dis Mon 2013; 59(4): 110-8.
5. Salmani NM, Mehrparvar AH, Torab JM, Safaei S, Mollasadeghi A. Training in using earplugs or using earplugs with a higher than necessary noise reduction rating? A randomized clinical trial. Int J Occup Environ Med 2014; 5(4): 187-93.
6. Tufts JB, Chen S, Marshall L. Attenuation as a function of the canal length of custom-molded earplugs: A pilot study. J Acoust Soc Am 2013; 133(6): EL446-EL451.
7. Berger EH. Preferred methods for measuring hearing protector attenuation. Proceeding of the International Congress on Noise Control Engineering 2005 (INTERNOISE 2005); 2005 Aug. 7-10; Rio de Janeiro, Brazil.
8. Kabe I, Kochi T, Tsuruoka H, Tonegawa T, Denda I, Nonogi M, et al. Noise attenuation of earplugs as measured by hREAT and F-MIRE methods in a Japanese metal manufacturing plant. J Occup Health 2012; 54(4): 310-5.

[Downloaded from hsr.mui.ac.ir on 2026-11-20]
[DOI: 10.22122/jhsr.v13i4.3178]

9. International Organization for Standardization (ISO). ISO 11904-1:2002: Acoustics--Determination of sound immission from sound sources placed close to the ear-Part 1: Technique using a microphone in a real ear (MIRE technique) [Online]. [cited 202]; Available from: URL: https://www.iso.org/standard/33944.html

10. International Organization for Standardization (ISO). ISO 4869-3:2007 Preview Acoustics-Hearing protectors-Part 3: Measurement of insertion loss of ear-muff type protectors using an acoustic test fixture [Online]. [cited 2007]; Available from: URL: https://www.iso.org/standard/38910.html

11. Nelisse H, Le Cocq C, Boutin J, Voix J, Laville F. Systematic evaluation of the relationship between subjective and objective measurement methods of hearing protector devices attenuation. Proceedings of the 10th European Congress and Exposition on Noise Control Engineering; 2015 May 31-June 3; Maastricht, Netherlands.

12. International Organization for Standardizatio. ISO 4869-1:1990 Preview: Acoustics--Hearing protectors-Part 1: Subjective method for the measurement of sound attenuation [Online]. [cited 1990]; Available from: URL: https://www.iso.org/standard/10850.html

13. Forouharmajd F, Soury S, Mohammadi Z, Salehian J, Mosayebi M. Optimization of the noise control process of a polystyrene silencer and assessment of its role in sound insertion loss index variation as enclosure in a laboratory. J Health Syst Res 2017; 13(1): 98-103. [In Persian].

14. Forouharmajd F, Mohammadi Z, Salehian J, Mosayebi M. The effect of foam thickness, sound intensity, and air layer on sound absorption coefficient of polyurethane foam using transfer function method. J Health Syst Res 2016; 12(2): 190-5. [In Persian].

15. Yousefi HA, Forouharmajd F, Maghsudian L. Investigation on use of Absorptive silencer in reduction Low-frequency noise Iranian axial fan. J Health Syst Res 2015; 11(2): 250-7. [In Persian].

16. Forouharmajd F, Mohammadi Z, Ahmadvand M, Forouharmajd F. Sound pressure level tools design used in occupational health by means of Labview software. J Health Syst Res 2015; 11(3): 550-63. [In Persian].

17. Agarwal M .Study of effects of traffic noise pollution on hearing. International Journal of Chemical, Environmental and. Pharmaceutical Research. 2014; 5(1): 1-7.

18. Mirzakhani A, Monazzam MR, Monazzam M. Noise exposure and hearing status among the registered locksmiths in Tehran, Iran. Int J Occup Hyg 2014; 6(2): 56-60.

19. Golmohammadi R. Noise and vibration engineering [Thesis]. Hamadan, Iran: Hamadan University of Medical Sciences; 2015, [in Persian].

20. Hohmann BW. Assessment of impulse noise regarding harmfulness to hearing. Proceedings of the 10th European Congress and Exposition on Noise Control Engineering; 2015 May 31-June 3; Maastricht, Netherlands.

21. May JJ. Occupational hearing loss. Am J Ind Med 2000; 37(1): 112-20.

22. Paakkonen R, Lehtomaki K, Savolainen S, Myllyniemi J, Hamalainen E. Noise attenuation of hearing protectors against heavy weapon noise. Mil Med 2000; 165(9): 678-82.

[Downloaded from hsr.mui.ac.ir on 2026-11-20]

[DOI: 10.22122/jhsr.v13i4.3178]

DOI: *10.22122/jhsr.v13i4.3178* *Published by Vesnu Publications*

Journal of Health System Research Received: 31.05.2017

Vol. 13, No. 4, Winter 2018 Accepted: 16.08.2017

The Decrease in Insertion of Earplug in Different Lengths of Simulated Ear Canal

Farhad Forouharmajd[1], Siamak Pourabdian[2], Niloofar Ziayi-Ghahnavieh[3]

Original Article

Abstract

Background: Earplug as one of the protective equipment of the auditory system has different function at different frequencies. Thus, in this study, by simulating a model of human ear canal, the effect of earplug was checked at different frequencies and different lengths of the ear canal.

Methods: In this cross-sectional descriptive-analytical study, in one side of the simulated ear canal, a microphone was used as the sound receiver, and earplug was embedded in the other end of the ear canal. After playing the pink noise through the speaker, the insertion loss (IL) of earplug at one octave frequency and at different lengths of placement of earplug in simulated ear canal (12.8, 17.5, 25.5, and 31.1 mm) was examined and the results were recorded using Labview software.

Findings: The result of insertion loss of earplug at one octave frequencies showed that in comparison with other distances, the insertion loss of earplug at 25.5 mm in low frequencies (below 500 Hz) was higher, and at this distance, the frequency at 4000 Hz reached the highest rate.

Conclusion: The highest rate of insertion loss was achieved for low frequencies at 25.5 mm. The average length of the human ear canal is 2.5 cm; so, in human hearing system, the highest levels of environmental sound attenuation are at the this distance. Due to the maximum insertion loss of earplug at this distance and at 4000 Hz, producing protective device from absorbent substance for this frequency is suggested.

Keywords: Ear canal, Ear protective devices, Hearing

Citation: Forouharmajd F, Pourabdian S, Ziayi-Ghahnavieh N. **The Decrease in Insertion of Earplug in Different Lengths of Simulated Ear Canal.** J Health Syst Res 2018; 13(4): 445-50.

1- Assistant Professor, Department of Occupational Health Engineering, School of Public Health, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
2- Associate Professor, Department of Occupational Health Engineering, School of Public Health, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
3- MSc Student, Student Research Committee AND Department of Occupational Health Engineering, School of Public Health, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
Corresponding Author: Niloofar Ziayi-Ghahnavieh, Email: n_ziayi@hlth.mui.ac.ir

[Downloaded from hsr.mui.ac.ir on 2026-11-20]

[DOI: 10.22122/jhsr.v13i4.3178]