Published Online: 2017. June.19 **Research Article**

Archive of SID

Determining the Difference between Hearing Aid Output Fitted by DSL Prescriptive Targets with Real Ear Measurement and 2 cc Coupler Approaches among 3-7 year-old Hearing Impaired Children

Akbar Afshar[1], Hamid jalilvand[2*], Leyla Jalilvand Karimi[3], Alireza Akbarzadeh Baghban[4]

1. Student Research Committee. MSc in Audiology, Department of Audiology, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
2. PhD, Assisstant Professor, Department of Audiology, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
3. Instructor, MSc in Audiology, Audiology Department, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
4. Professor in Biostatistics, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Received: 2017. February.02 Revised: 2017. April.26 Accepted: 2017. June.03

Abstract

Background and Aims: The evaluation of probe microphone is the only gold standard to confirm the performance of hearing aids. In children, due to the fitting positive impact with real ear measurement on the children's communication skills and also considering that children are not able to express their hearing aid functional problems, the importance of the use of real ear measurement is felt more. Therefore, the present study was conducted to determine the difference between hearing aid output fitted by DSL prescriptive targets with approaches of real ear measurement and 2 cc coupler among 3-7 year-old hearing impaired children to understand the impact of earmold on these measurements.

Materials and Methods: In the present descriptive-analytical cross-sectional study, 3-7 year-old hearing impaired children with moderate to profound hearing losses were studied. For children's assessment, after doing audiometerical tests, the children's hearing aids were planned in accordance with the DSL using relevant software formula, then hearing aids output was once measured using real ear measurement and once more using the 2 cc coupler. The obtained values were then compared.

Results: A significant difference was found between the sound pressure level average of target curve and that of hearing aids in the real ear measurement and 2 cc coupler in different intensity levels ($p>0/05$). The average difference betweeen sound pressure level of target curve and measured curve by real ear measurement compared with that of sound pressure level of target curve and measured curve by 2cc coupler was less than 10.

Conclusion: According to the findings of the present study, using real ear measurement in children seems a necessity. Also, the cause of the difference between the target and measure in real-ear measurement is the poor performance of various factors other than earmold (hearing aid, measurement, lack of correct prediction values in the settings application hearing aids, etc) and this issue is not related to the quality of the earmold.

Keywords: Real Ear easurment; Prescriptive Targets; 2 cc Coupler; Hearing Aid Output; Hearing Aid Fitting

Cite this article as: Akbar Afshar, Hamid jalilvand, Leyla Jalilvand Karimi, Alireza Akbarzadeh Baghban. Determining the Difference between Hearing Aid Output Fitted by DSL Prescriptive Targets with Real Ear Measurement and 2 cc Coupler Approaches among 3-7 year-old Hearing Impaired Children. J Rehab Med. 2018; 7(1): 118-125.

* **Corresponding Author:** Akbar Afshar, PhD in Audiology, School of Rehabilitation, Audiology Dept., Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
E-mail address: hamidjalilvand4@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2018.110612.1413

www.SID.ir

Archive of SID

تعیین اختلاف خروجی سمعک تنظیم‌شده طبق اهداف تجویزی DSL V5 با شیوه‌های اندازه‌گیری گوش واقعی و کوپلر CC 2 در کودکان کم‌شنوای ۳ تا ۷ سال

اکبر افشار[۱]، حمید جلیلوند*[۲]، لیلا جلیلوند کریمی[۳]، علیرضا اکبرزاده باغبان[۴]

۱. کمیته پژوهشی دانشجویی. دانشجوی ارشد شنوایی‌شناسی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
۲. استادیار، دکترای شنوایی‌شناسی، عضو گروه شنوایی‌شناسی دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
۳. مربی گروه شنوایی‌شناسی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
۴. دکترای آمار زیستی، عضو گروه علوم پایه دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۵/۱۱/۰۸ بازنگری مقاله ۱۳۹۶/۰۲/۰۶ پذیرش مقاله ۱۳۹۶/۰۳/۱۳ *

چکیده

مقدمه و اهداف

ارزیابی پروب میکروفن تنها استاندارد طلایی برای تایید عملکرد سمعک است. در کودکان با توجه به تاثیر مثبت تنظیم سمعک با REM بر مهارت‌های ارتباطی کودک و همچنین با توجه به اینکه کودکان قادر به بیان مشکلات عملکردی سمعک خود نیستند، اهمیت استفاده از REM بیشتر احساس می‌شود؛ لذا مطالعه حاضر با هدف بررسی اختلاف خروجی سمعک تنظیم‌شده طبق اهداف تجویزی DSL با روش ارزیابی گوش واقعی و کوپلر ۲ سی‌سی در کودکان کم‌شنوای ۳ تا ۷ سال انجام گرفت تا با مقایسه این دو شیوه، تاثیر قالب بر اندازه‌گیری بررسی شود.

مواد و روش‌ها

در مطالعه مقطعی تحلیلی-توصیفی حاضر کودکان کم‌شنوای ۳ تا ۷ سال که دارای کم‌شنوایی متوسط تا عمیق بوده، مورد مطالعه قرار گرفتند. مراحل ارزیابی کودکان به این شرح بود که پس از انجام آزمایشات ادیومتری، سمعک کودکان با استفاده از نرم‌افزار مربوطه مطابق با فرمول DSL برنامه‌ریزی شد، سپس خروجی سمعک یک بار به وسیله سیستم ارزیابی گوش واقعی در گوش و بار دیگر به وسیله آنالیزر سمعک در کوپلر ۲ سی‌سی اندازه‌گیری و مقادیر به دست آمده با یگدیگر مقایسه گردید.

یافته‌ها

بین میانگین سطح فشار صوتی منحنی هدف سیستم REM با میانگین سطح فشار صوتی سمعک در گوش واقعی و کوپلر ۲ سی‌سی در سطوح شدتی مختلف، اختلاف معناداری وجود داشت ($P<0/05$).

اختلاف میانگین سطح فشار صوتی منحنی هدف و منحنی اندازه‌گیری‌شده توسط REM از اختلاف میانگین سطح فشار صوتی منحنی هدف و منحنی اندازه‌گیری‌شده توسط Coupler، کمتر از عدد ۱۰ می‌باشد.

نتیجه‌گیری

با توجه به یافته‌های پژوهش حاضر، استفاده از REM در کودکان الزامی می‌باشد. همچنین علت اختلاف بین Target وMeasure در ارزیابی‌های گوش واقعی، عملکرد ضعیف عوامل مختلف غیر از قالب (سمعک، اندازه‌گیری، عدم پیش‌بینی درست مقادیر در نرم‌افزار تنظیمی سمعک‌ها و غیره) بوده و این موضوع ارتباطی با کیفیت قالب ندارد.

واژه‌های کلیدی

ارزیابی گوش واقعی؛ خروجی سمعک؛ فیتینگ سمعک در کودکان؛ اهداف تقویتی

نویسنده مسئول: دکتر حمید جلیلوند. استادیار، دکترای شنوایی شناسی، عضو گروه شنوایی شناسی دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

آدرس الکترونیکی: hamidjalilvand4@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

در ۶۰ سال گذشته نوع مدار الکتریکی سمعک‌ها، آمپلی‌فایرهای تک‌کاناله بودند که به صورت خطی عمل می‌کردند و حداکثر خروجی آنها توسط مدار PC[۱] محدود می‌شد[۱]، اگر چه هنوز هم وجود دارند.[۲] تحقیقات در مورد خصوصیات درکی و فیزیولوژی کم‌شنوایی‌های حسی-عصبی[۳] و پیشرفت در مهندسی سمعک منجر به جهت‌گیری به سمت سمعک‌های غیرخطی شد. سمعک‌هایی که دارای دو یا چند کانال و خصوصیات‌های غیرخطی برای هر کانال بودند.[۴] این سمعک‌ها در حال حاضر محدوده‌ی عملیاتی بسیار گسترده‌تری داشته و توسط طیف گسترده‌ای از تولیدکنندگان ارائه می‌گردد.[۵]

با تمام پیشرفت‌های چشمگیری که در دو دهه‌ی اخیر در امر ساخت سمعک‌های دیجیتال شده است و اکثر شنوایی‌شناسان از این سمعک-های دیجیتال و قابل برنامه‌ریزی استفاده می‌کنند، اما مشاهده شده که بعضی از بیماران بعد از تنظیم سمعک به علت عدم تامین خواسته‌ها و یا عدم رضایتمندیشان از سمعک به کلینیک‌ها باز می‌گردند. با اینکه طبق فرمول تجویزشده توسط نرم‌افزار، می‌توان مقدار تقویت مورد نیاز را در سمعک مشخص نمود، اما این تقویت تحت تاثیر عوامل زیادی از جمله اندازه گوش، حجم گوش باقی‌مانده، میزان ورود سمعک به گوش، رزنانس کانال و غیره قرار می‌گیرد.

با ظهور و ساخت سیستم‌های ارزیابی پروب میکروفن در اوایل دهه ۱۹۸۰ متخصصین شنوایی قادر به ارزیابی مطمئن‌تری از پاسخ‌های با سمعک و بدون سمعک در گوش شدند. به این شیوه کاملا استاندارد برای بررسی میزان تقویت صدای سمعک و اندازه‌گیری عملکرد سمعک بر روی گوش فرد استفاده‌کننده، روش اندازه‌گیری گوش واقعی یا Real Ear Measurement می‌گویند که اصلی‌ترین و معتبرترین روش بررسی تقویت صداها است.[۶-۸] در اندازه‌گیری با REM[۲] مقدار واقعی تقویت سمعک مشخص شده و شنوایی‌شناس با استفاده از فرمول‌های تجویزی و نمودارهای نشان داده شده، بسیاری از مشکلات فرد استفاده‌کننده را بررسی، شناسایی و رفع می‌نماید.[۷] در حال حاضر تمامی محققین رشته‌ی شنوایی‌شناسی به این نتیجه دست یافته‌اند که باید شیوه‌ی بررسی سمعک به صورت اندازه‌گیری گوش واقعی باشد. همچنین با توجه به تولید انبوه سمعک‌های هوشمند بسیار پیشرفته که قادر به شناسایی سیگنال‌های گفتاری از دیگر صداها هستند، برای ارزیابی عملکرد واقعی این سمعک‌ها و تایید عملکرد درست این نوع فناوری‌های بکار رفته، نیاز به اندازه‌گیری در حالت واقعی، یعنی اندازه‌گیری سمعک بر روی گوش فرد استفاده‌کننده از سمعک می‌باشد.[۹-۱۱]این حالت به ویژه برای کودکان با توجه به سن زبان‌آموزی و تاثیر مثبت تنظیم سمعک بر اساس REM بر مهارت‌های ارتباطی کودک[۱۲] و همچنین با توجه به اینکه کودکان قادر به بیان مشکلات عملکردی سمعک خود نیستند، بسیار توصیه می‌شود[۱۳]؛ لذا مطالعه حاضر با هدف بررسی میزان اختلاف خروجی سمعک تنظیم‌شده طبق اهداف تجویزی DSL با روش ارزیابی گوش واقعی و کوپلر ۲ سی‌سی در کودکان کم‌شنوای ۳ تا ۷ سال انجام گرفت. همچنین از آنجا که بین روش اندازه‌گیری مستقیم گوش واقعی و روش اندازه‌گیری میزان تقویت سمعک با استفاده از کوپلر دو سی‌سی و با در نظر گرفتن مقدار[۳] RECD متعلق به هر کاربر هیچ تفاوتی وجود ندارد و از آنجا که اگر در این روش به جای استفاده از مقادیر RECD متعلق به هر کاربر، از مقادیر میانگین موجود برای هر سنی استفاده شود، میزان اختلاف بین این دو روش برابر با ۱۰ ± دسی‌بل و یا کمتر خواهد شد.[۱۴] از این رو مطالعه حاضر در صدد آن بود که بررسی کند که آیا چنین میزان محدوده اختلاف ۱۰ دسی بلی دیده می‌شود یا خیر. آیا در کشور ما با توجه به کیفیت ساخت قالب‌های گوش به ویژه از گوش کودکان می‌توان یک چنین اختلافی را دید و فقط به استفاده از مقادیر میانگین تکیه کرد یا اینکه مقادیر آن بیش از این خواهد بود.

مواد و روش ها

در مطالعه مقطعی تحلیلی-توصیفی حاضر، کودکان کم‌شنوا ۳ تا ۷ سال که دارای کم‌شنوایی متوسط تا عمیق بوده و در آموزشگاه خاتون بابایی (آموزش و پرورش استثنایی قزوین) و مرکز آموزشی توانبخشی پرنیان (سازمان بهزیستی قزوین) ثبت‌نام نموده بودند، مورد مطالعه قرار گرفتند. با توجه به محدود بودن حجم جامعه، در تحقیق حاضر از تکنیک تمام شماره (سر شماره) برای دستیابی به نمونه‌ها استفاده شد، به همین دلیل کودکان واجد شرایط ورود به مطالعه ۲۵ نفر تشخیص داده شدند که ۸ نفر آنها به دلایل مختلفی همچون عدم همکاری، وجود مجرای شنوایی باریک، عدم تنظیم سمعک با فرمول DSL در سمعک‌های Widex و Audiophone حذف شدند و در نهایت ۱۷ نفر باقی‌مانده، مورد پژوهش قرار گرفتند. مراحل ارزیابی کودکان به این شرح بود که ابتدا از کلیه کودکان حاضر در این دو مرکز اتوسکوپی، ادیومتری و تمپانومتری (با استفاده از دستگاه‌های ادیومتر Madsen Medimate 602 (ساخت کشور دانمارک)، تمپانومتر Rextone (ساخت کشور سوییس) و اتوسکوپ Keeler (ساخت کشور انگلیس) و کنترل قالب به عمل آمد. کودکانی که دارای سرومن گوش یا اوتیت بودند، جهت درمان به متخصص ENT و کودکانی که قالب مناسب نداشتن، جهت قالب‌گیری مجدد ارجاع شدند. سپس سمعک هر کودک با استفاده از نرم‌افزار مربوطه مطابق با فرمول DSL (به علت ارجح بودن آن برای کودکان که توسط Seewald و

[1] Peak Cliping
[2] Real Ear Measurement
[3] Real Ear To Coupler Difference

www.SID.ir

Archive of SID

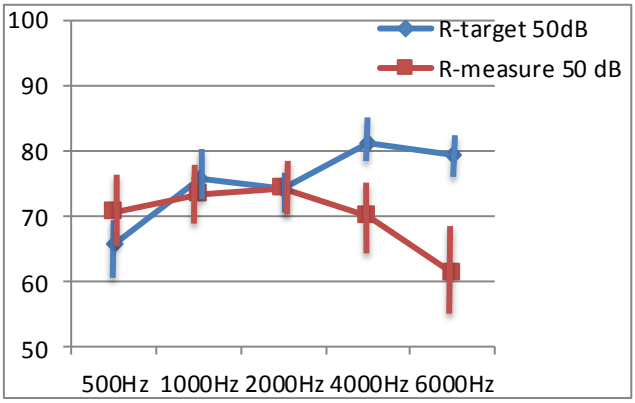
همکارانش ارائه شده است) با دستگاه Hi-Pro (ساخت کشور دانمارک) تنظیم گردید، سپس خروجی سمعک یک بار به وسیله سیستم ارزیابی گوش واقعی در گوش (با استفاده از دستگاه REM مدل FP35 Frye ساخت کشور آمریکا) برای محرک باند وسیع[4] Digital Speech در سطوح شدت ۵۰-۶۵-۸۰dBSPL و سوئیپ محرک تون خالص با شدت ۹۰ Dbspl در فرکانس‌های ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰، ۴۰۰۰، ۶۰۰۰ هرتز اندازه‌گیری شد و بار دیگر به وسیله آنالیزر سمعک در جعبه آزمون و کوپلر ۲ سی‌سی برای همین سطوح شدت و فرکانس، اندازه‌گیری شد و مقادیر به دست آمده با مقادیر هدف مقایسه گردید. در نهایت اختلاف بین منحنی‌های هدف و ارزیابی REMبا منحنی‌های هدف و ارزیابی Coupler 2 cc با عدد ۱۰ مورد مقایسه قرار گرفت.

در تحقیق حاضر از روش‌های آمار توصیفی از قبیل جداول، نمودارها و شاخص‌های تمایل مرکزی و پراکندگی و در آمار تحلیلی به دلیل مقایسه میانگین شدت Target وMeasure دو گروه و نرمال بودن داده‌ها از آزمون T همبسته برای گروه‌های مستقل استفاده شد. خطای نوع اول آزمون در تحقیق حاضر α=۰/۵۰ در نظر گرفته شد؛ لذا مقادیر کمتر از آن از نظر آماری معنادار تلقی می‌گردد.

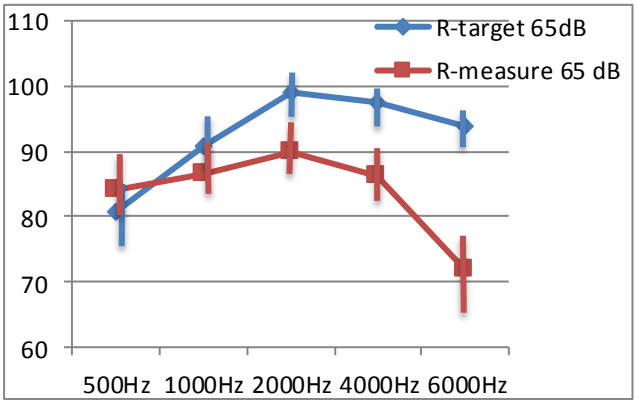
یافته ها

در نمودارهای زیر، اختلاف میانگین سطح فشار صوتی منحنی هدف در سیستم REM با میانگین سطح فشار صوتی سمعک در گوش واقعی برای محرک باند وسیع Digital Speech در سطوح شدت ۵۰-۶۵-۸۰ dBSPL و سوئیپ محرک تون خالص با شدت ۹۰ dBSPL برای کلیه افراد مورد مطالعه آورده شده است.

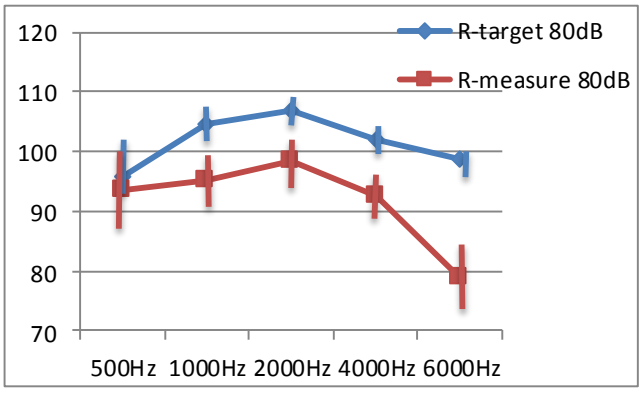
۱) نمودارهای مربوط به اختلاف میانگین سطح فشار صوتی منحنی هدف در سیستم REM و میانگین سطح فشار صوتی سمعک در گوش واقعی



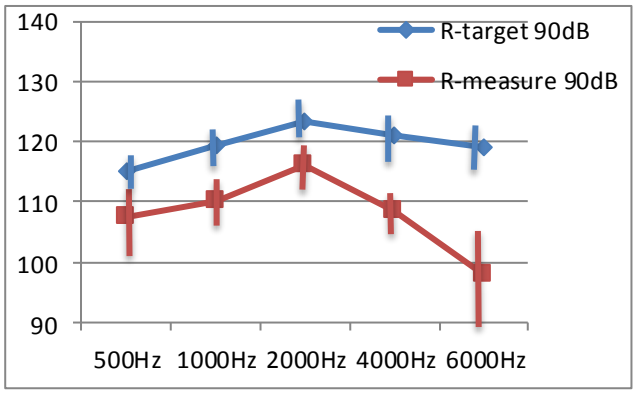
نمودار ۱-۱: منحنی‌های مربوط به REM ۵۰ dB (T ,M)



نمودار ۲-۱: منحنی‌های مربوط به REM ٦٥ dB (T ,M)



نمودار ۳-۱: منحنی‌های مربوط به REM ۸۰ dB (T ,M)



نمودار ٤-۱: منحنی های مربوط بهREM(T , M)۹۰ dB

با توجه نمودارهای بالا (۱-۱ و ۲-۱ و ۳-۱ و ۴-۱)، بیشترین اختلاف بین Target و Measure (بیشتر از ۱۰ دسی‌بل) در فرکانس-های ۶۰۰۰ هرتز و بعد از آن مربوط به فرکانس ۴۰۰۰ هرتز می‌باشد.

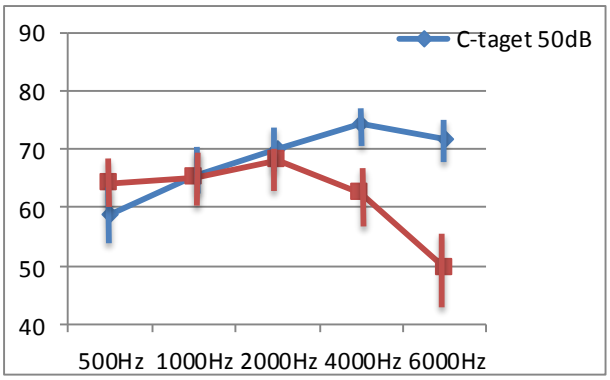
[4] Digital Speech سیگنال گفتاری عریض باند مدوله شده که جهت ارزیابی سمعک‌های دیجیتال استفاده می‌شود.

www.SID.ir

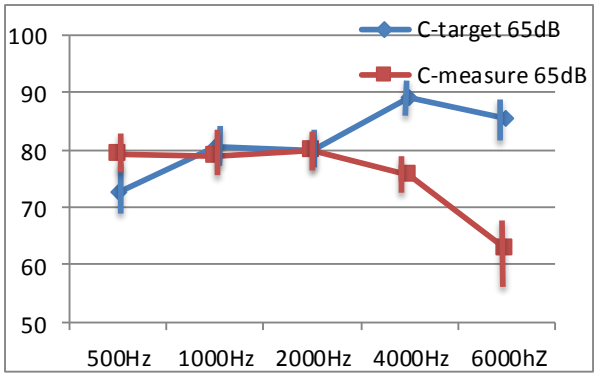
Archive of SID

Digital Speech در نمودارهای زیر اختلاف میانگین سطح فشار صوتی منحنی هدف با میانگین سطح فشار صوتی سمعک در کوپلر ۲ cc برای محرک باند وسیع در سطوح شدت ۵۰–۶۵–۸۰ dBSPL و سوئیپ محرک تون خالص با شدت ۹۰ dBSPL در حالت تنظیم با نرم‌افزار شرکت سازنده سمعک برای کلیه افراد مورد مطالعه آورده شده است.

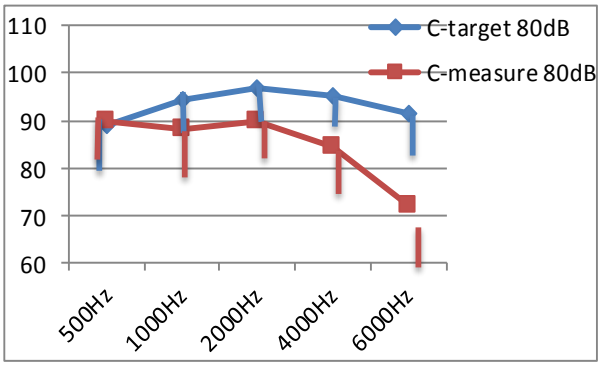
نمودار ۲: نمودارهای مربوط به اختلاف میانگین سطح فشار صوتی منحنی هدف با میانگین سطح فشار صوتی سمعک در کوپلر ۲ cc



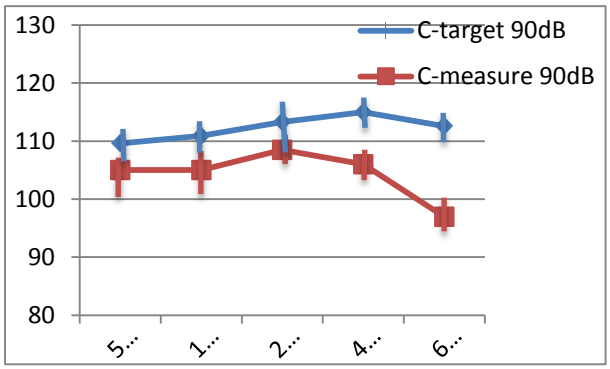
نمودار ۲-۱: منحنی‌های مربوط به Coupler (T ,M) ۵۰ dB



نمودار ۲-۲: منحنی‌های مربوط به Coupler (T ,M) ٦٥ dB



نمودار ۲-۳: منحنی‌های مربوط به Coupler (T ,M) ۸۰ dB

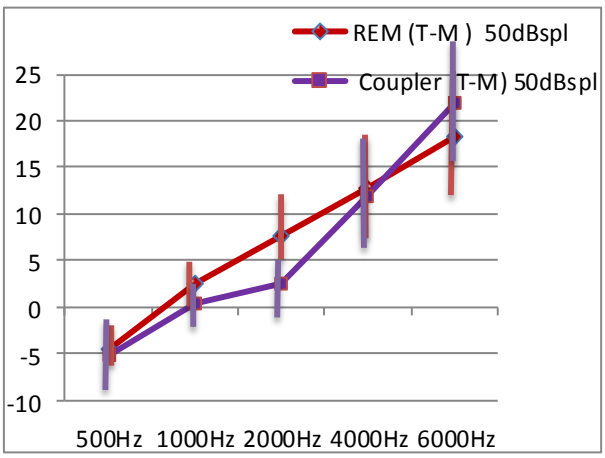


نمودار ٢-٤: منحنی‌های مربوط به Coupler (T ,M) ۹۰ dB

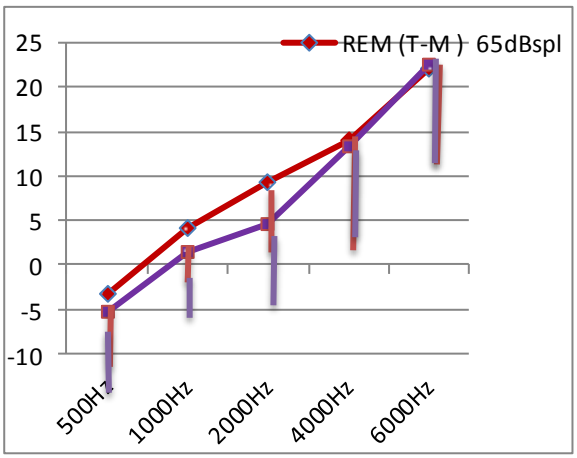
با توجه به نمودارهای بالا (۱–۲ و ۲–۲ و ۳–۲ و ۴–۲)، بیشترین اختلاف بین Target و Measure (بیشتر از ۱۰ دسی‌بل) در فرکانس‌های ۶۰۰۰ و سپس فرکانس ۴۰۰۰ هرتز می‌باشد.

در نمودارهای زیر اختلاف میانگین سطح فشار صوتی منحنی هدف و منحنی اندازه‌گیری شده توسط REM با اختلاف میانگین سطح فشار صوتی منحنی هدف و منحنی اندازه‌گیری شده توسط Coupler 2 cc آورده شده است.

نمودار ۳: نمودارهای مربوط به اختلاف میانگین سطح فشار صوتی منحنی هدف و منحنی اندازه‌گیری شده توسط REM با اختلاف میانگین سطح فشار صوتی منحنی هدف و منحنی اندازه‌گیری شده توسط Coupler 2 cc



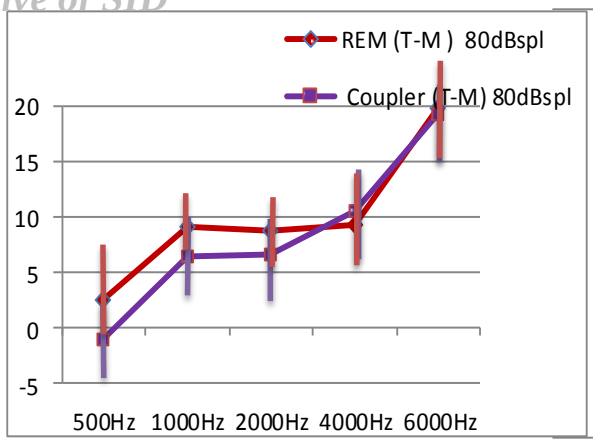
نمودار ۳-۱: منحنی‌های مربوط به R(T-M)–C (T-M) ۵۰ dB



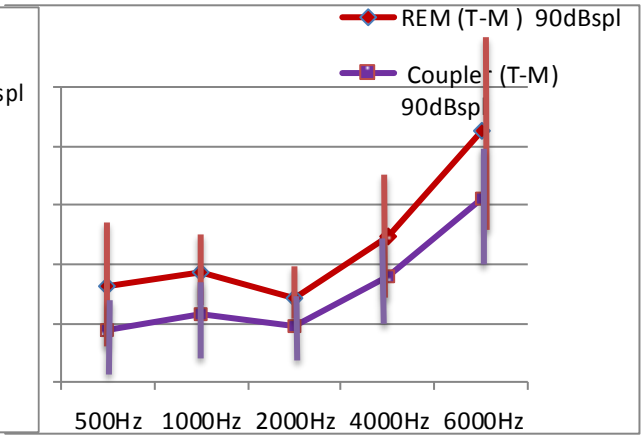
نمودار ۳-۲: منحنی‌های مربوط به R (T-M)–C (T-M) ٦٥ dB

www.SID.ir

Archive of SID



نمودار ۳-۳: منحنی‌های مربوط به R(T-M)–C ۸۰ dB (T-M)



نمودار ٤-۳: منحنی‌های مربوط به R(T-M)–C ۹۰ dB (T-M)

با توجه به نمودارهای بالا (۱-۳ و ۲-۳ و ۳-۳ و ۴-۳)، در کلیه فرکانس‌ها و شدت‌ها، اختلاف بین Target و Measure در ارزیابی گوش واقعی از اختلاف بین Target و Measure در کوپلر ۲ سی‌سی، کمتر از عدد ۱۰ می‌باشد.

بحث

با توجه به ارزیابی‌های انجام‌شده، بین میانگین سطح فشار صوتی منحنی هدف در سیستم REM با میانگین سطح فشار صوتی سمعک در گوش واقعی برای محرک باند وسیع Digital Speech در سطوح شدت ۵۰-۶۵-۸۰ dBSPL و سوئیپ محرک تون خالص با شدت ۹۰ dBSPL اختلاف وجود دارد و بیشترین اختلاف بین target و measure (بیشتر از ۱۰ دسی‌بل) مربوط به فرکانس‌های ۶۰۰۰ هرتز و بعد از آن مربوط به فرکانس ۴۰۰۰ هرتز می‌باشد. در واقع در فرکانس‌هایی اختلاف وجود دارد که مربوط به صداهای زیر می‌باشد که شنیدن همه صداهای گفتاری به خاطر سن زبان‌آموزی برای کودکان ضرورت دارد؛ بنابراین استفاده از REM در کودکان الزامی می‌باشد.

تحقیق حاضر با یافته‌های محققان که اسامی آنها در زیر آمده، همسو می‌باشد:

کیدسرت و همکاران (۲۰۰۳) در آمریکا در مطالعه‌ای که بر روی کودکان و بزرگسالان انجام دادند، نشان دادند مقادیر خروجی شبیه‌سازی-شده شرکت‌ها بر مبنای کوپلر بوده و اغلب کمتر یا بیشتر از حد مورد نیاز بیمار می‌باشد. اگر کمتر از حد باشند، صداها قابل شنیدن نیست و اگر بیشتر از حد باشد، می‌تواند به شنوایی صدمه بزند.[۱۵]

آرتز و کافی[5] (۲۰۰۴) در کانادا پاسخ[6] REAR تخمینی توسط شرکت سازنده وREAR ارزیابی‌شده را با هم مقایسه کردند. از ۲ نوع سمعک دیجیتال با دو نوع کم‌شنوایی مختلف استفاده شد. ۷۹ کودک و بزرگسال در تحقیق شرکت نمودند و آزمایش در شدت dB SPL ۵۰ و ۹۰ انجام گرفت. نتایج نشان داد که کمتر از ۱۲٪ از منحنی‌های REAR پیش‌بینی شده توسط نرم‌افزار مطابق منحنی‌های REAR اندازه‌گیری شده بود.[۱۶]

آژ و همکاران (۲۰۱۰) در انگلستان ارزیابی پروب میکروفن را برای ۵۱ فرد بزرگسال استفاده‌کننده از سمعک که با فرمول تجویزی NAL-NL1 شرکت سازنده تنظیم شده بود، اجرا کردند. آنها دریافتند فقط ۲۹٪ از تنظیمات در محدوده ±۱۰ dB اهداف تجویزی بودند، مابقی بیشتر از این حد بود.[۱۷]

۲- با توجه به ارزیابی‌های انجام‌شده، بین میانگین سطح فشار صوتی منحنی هدف با میانگین سطح فشار صوتی سمعک در کوپلر ۲ cc برای محرک باند وسیع Digital Speech در سطوح شدت ۵۰-۶۵-۸۰ dBSPL و سوئیپ محرک تون خالص با شدت ۹۰ dBSPL در حالت تنظیم با نرم‌افزار شرکت سازنده سمعک، اختلاف وجود دارد و بیشترین اختلاف بین target و measure (بیشتر از ۱۰ دسی‌بل) در فرکانس‌های ۶۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز می‌باشد. این نمودارها نشان می‌دهد پیش‌بینی مقادیر در نرم‌افزار تنظیمی سمعک‌ها در فرکانس‌های ۶۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز درست نیست.

تحقیق حاضر با یافته‌های محققان که اسامی آنها در زیر آمده، همسو می‌باشد:

هاکینز و کوک[7] (۲۰۰۳) در آمریکا درستی مقادیر بهره پیش‌بینی‌شده توسط نرم‌افزار بر اساس کوپلر ۲ سی‌سی را برای ۲۸ فرد بزرگسال کم‌شنوا بررسی نمودند. یافته‌های آنها نشان داد که مقادیر بهره نرم‌افزار بیشتر از مقادیر بهره کوپلر ۲ سی‌سی پیش‌بینی شده بود. در بعضی موارد این اختلاف به بیشتر از ۱۰ dB هم می‌رسید.[۱۸]

[5] Aarts & Caffee
[6] Real Ear Aided Response میزان SPL در نزدیک پرده گوش
[7] Hawkins & Cook

www.SID.ir

Archive of SID

۳- با توجه به ارزیابی‌های انجام‌شده، اختلاف بین میانگین سطح فشار صوتی منحنی هدف و منحنی اندازه‌گیری شده توسط REM با میانگین سطح فشار صوتی منحنی هدف و منحنی اندازه‌گیری شده توسط Coupler 2 cc، در کلیه فرکانس‌ها و در کلیه شدت‌ها کمتر از عدد ۱۰ می‌باشد؛ بنابراین می‌توان نتیجه گرفت علت اختلاف بین Target وMeasure در ارزیابی‌های گوش واقعی (به علت وجود مشابه همین اختلاف در کوپلر ۲ سی‌سی)، عملکرد ضعیف عوامل مختلف غیر از قالب (سمعک، اندازه‌گیری، عدم پیش‌بینی درست مقادیر در نرم-افزار تنظیمی سمعک‌ها و غیره) بوده و این موضوع ارتباطی با کیفیت قالب ندارد. در این مورد تحقیقی یافت نشد.

نتیجه گیری

الف) اکثر ادیولوژیست‌ها از نرم‌افزار شرکت‌ها به خاطر راحتی و تسریع در کار استفاده می‌کنند، اما با توجه به مطالب زیر استفاده از REM در کودکان و نوزادان الزامی می‌باشد.

- با توجه به یافته‌های این پژوهش (وجود اختلاف بین منحنی هدف و اندازه‌گیری مخصوصا در فرکانس‌های ۴۰۰۰ و ۸۰۰۰ هرتز)
- تحقیقات انجام‌شده در این زمینه

ب) بین میانگین سطح فشار صوتی منحنی هدف (target) و منحنی اندازه‌گیری شده (measured) در Coupler 2 cc در فرکانس-های ۶۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز (بیشتر از ۱۰ دسی‌بل) اختلاف وجود دارد. این موضوع نشان می‌دهد پیش‌بینی مقادیر در نرم‌افزار تنظیمی سمعک‌ها در فرکانس‌های ۶۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز درست نیست.

ج) همچنین با توجه به یافته‌های پژوهش حاضر مشخص شد که علت اختلاف بین Target و Measure در ارزیابی‌های گوش واقعی و کوپلر ۲ سی‌سی، عملکرد ضعیف عوامل مختلف غیر از قالب (سمعک، اندازه‌گیری، عدم پیش‌بینی درست مقادیر در نرم‌افزار تنظیمی سمعک ها و غیره) بوده و این موضوع ارتباطی با کیفیت قالب ندارد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد شنوایی‌شناسی آقای اکبر افشار با راهنمایی اساتید آقای دکتر حمید جلیلوند و خانم لیلا جلیلوند کریمی و مشاوره آقای دکتر علیرضا اکبرزاده باغبان می‌باشد که از همه این عزیزان به خاطر راهنمایی‌های گرانقدر خود در کلیه مراحل تحقیق تقدیر و تشکر می‌نمایم.

منابع

1. Berger, Kenneth. The hearing aid: Its operation and development, 3rd edition. Livonia, MI: National Hearing Aid Society. (1984).
2. Hawkins DB, Naidoo SV. Comparison of sound quality and clarity with asymmetrical peak clipping and output limiting compression. 1993, J Amer Acad Audiol 4:221–228.
3. Killion MC. An attempt to present high-fidelity for the hearing impaired. 1993, In: Beilin J, Jensen G, editors. (eds.): Recent Developments in Hearing Instrument Technology. Copenhagen: Stougaard Jensen, 167–229.
4. Van Tasell DJ. Hearing loss, speech, and hearing aids. J Speech Hear Res.1993, 36:228–244.
5. Berkey DA, Marion MW, Robinson ME, Vliet DD. New Technology: Programmable Hearing Aids. 1992, Sem Hearing 13 (2): 105–192.
6. Dillon H, Keidser G. Is probe-mic measurement of HA gain-frequency response best practice? The Hearing Journal [serial on the internet]. 2003 [cited 2009 Nov 09]; 56(10):28-30. Available from: http://www.audiologyonline.com/theHearingJournal/pdfs/HJ2003_10_pg28-30.pdf. [Links]
7. Aazh H, Moore BCJ. The value of routine real ear measurement of the gain of digital hearing aids. 2007, J Am Acad Audiol, 18(8):653-64.
8. Aarts NL, Caffee CS. Manufacturer predicted and measured REAR values in adult hearing aid fitting: accuracy and clinical usefulness. 2005, Int J Audiol, 44(5):293-301.
9. Stelmachowicz, P., Lewis, D., Seewald, R., Hawkins, D. Complex and pure-tone pnals in the evaluation of hearing aid characteristics. Journal of Speech and Hearing Research, 1990, 380 -385 :33 .
10. Hawkins, D., Mueller, H. Some variables affecting the accuracy of probe tube microphone measurements. Hearing Instruments , 1986, 37(1): 8-12, 49 .
11. Hawkins, D., Mueller, H. Procedural considerations in probe-microphone measurements. In Mueller, Hawkins, Northern (eds) Probe Microphone Measurements: Hearing Aid Selection and Assessment. 1992, pags. 67-90). San Diego, CA: Singular Publishing Group Inc.
12. Ryan McCreery. Pediatric hearing-aid verification: Innovative trends, July 21, 2008, Chapter 1.
13. Ching T.Y.,Dillon.,H & Byrne, D. Children,s amplification needs-same or different from adults?Scand Audiol Suppl. 2001(53),54-60.
14. Dillon H. Hearing Aids .chapter 4,(electroacoustic performance and measurement). New York, NY: Thieme. .(2012)

www.SID.ir

Archive of SID
15. Keidser, G., Brewer, C., Peck, A. How proprietary fitting algorithms compare to each other and to some generic algorithms,2003.
16. Aarts NL, Caffee CS. Manufacturer predicted and measured REAR values in adult hearing aid fitting: accuracy and clinical usefulness. 2005 Int J Audiol, 44(5):293-301.
17. Aazh H ,Moore BCJ, Prasher D. The Accuracy of Matching Target Insertion Gains with Open-Fit Hearing Aids. 2012 American Journal of Audiology.
18. Hawkins DB, Cook J. Hearing aid software predictive gain values: How accurate are they? 2003

www.SID.ir