Published Online: 2019.January.27

Research Article

Comparison of the Effects of One and Two Knee Points in Compression Systems on the Score of the ANL Test in People with Sensory Neural Hearing Loss

Maryam Rezaee Moghadam[1], Mina Milani*[2], Hamid Jalilvand[3], Agha Fateme Hosseini[4]

1. MSc Student in Audiology, Department of Audiology, School of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
2. MSc in Audiology, Lecturer Department of Audiology, School of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
3. PhD in Audiology, Assistant Professor, Department of Audiology, School of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
4. MSc in Biostatistics, School of Public Health, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Received: 2018.December.10 **Revised: 2019. January.12** **Accepted: 2019.January.14**

Abstract

Background and Aim:

One of the main purposes of hearing aid fitting for a patient with sensorineural hearing loss is to improve speech intelligibility in noise. Many parameters can influence this goal among which is compression. Compression systems typically compress the amplitude of sounds in order to improve speech intelligibility. One of the factors which determine the function of compression is its knee point. The present study was carried out to comprehensively investigate the effects of using one knee point compared to two knee points in compression systems on the score of the Acceptable Noise Level test in individuals with sensorineural hearing loss.

Materials and Methods: A total of 15 patients suffering from sensorineural hearing loss participated in the study. All participants were fitted with Siemens Motion P 3mi hearing aids. The Most Comfortable Level and the Background Noise Level were measured and the Acceptable Noise Level was tested in three conditions, i.e. unreinforced, reinforced with one knee point, and with two knee point. Time constants (fast) and channel numbers (N=6) remained fixed.

Results: The results of the present study showed that there was not any significant differences between the reinforced with one knee and two knee points conditions and the unreinforced and mean acceptance level of noise in reinforced conditions. No significant association was found between mean ANL and the average of hearing thresholds in unreinforced and reinforced conditions with one and two knee points.

Conclusion: According to the findings, it was not possible to determine the Acceptable Noise Level based only on the measured hearing thresholds. Also, increasing the number of knee points from one to two had no major effects on the score of the Acceptable Noise Level test, and one knee point might be enough to understand Speech in noise. Therefore, it seems that there is no need to increase the number of knee points in the compression systems.

Keywords: Amplitude compression; Speech in noise perception; Acceptable noise level; Hearing aid; Hearing loss; Knee points

Cite this article as: Maryam Rezaee Moghadam, Mina Milani, Hamid Jalilvand, Agha Fateme Hosseini. Comparison of the Effects of One and Two Knee Points in Compression Systems on the Score of the ANL Test in People with Sensory Neural Hearing Loss. J Rehab Med. 2019; 8(1): 199-207.

* **Corresponding Author**: Mina Milani, MSc in Audiology, Department of Audiology, School of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences
Email: milani.m@iums.ac.ir

DOI: 10.22037/jrm.2018.110838.1567

مقایسه اثرگذاری یک نقطه زانویی با دو نقطه زانویی در سیستم‌های تراکمی بر امتیاز آزمون ANL در افراد مبتلا به کم‌شنوایی حسی–عصبی

مریم رضایی‌مقدم[۱]، مینا میلانی[۲*]، حمید جلیلوند[۳]، آغا فاطمه حسینی[۴]

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد شنوایی‌شناسی، دانشکده علوم توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
۲. کارشناسی ارشد شنوایی‌شناسی، مربی گروه شنوایی‌شناسی، دانشکده علوم توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
۳. دکترای تخصصی شنوایی‌شناسی، استادیار گروه شنوایی‌شناسی دانشکده علوم توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
۴. کارشناسی ارشد آمار زیستی، مربی دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۰۹/۱۹ بازنگری مقاله ۱۳۹۷/۱۰/۲۲ پذیرش مقاله ۱۳۹۷/۱۰/۲٤ *

چکیده

مقدمه و اهداف

اصلی‌ترین هدف هنگام تجویز و تنظیم سمعک برای فرد دچار کم‌شنوایی حسی–عصبی، بهبود میزان درک گفتار وی در حضور نویز می‌باشد. عوامل زیادی در این مهم دخیل هستند و یکی از این عوامل تراکم دامنه‌ای است. سیستم تراکمی برای تحقق روند تراکم دامنه‌ای از پارامترهای تراکم دامنه‌ای استفاده می‌کند، نقطه‌ی زانویی یکی از این پارامترها است. مطالعه‌ی حاضر با هدف بررسی مقایسه‌ی اثرگذاری یک نقطه‌ی زانویی با دو نقطه‌ی زانویی در سیستم‌های تراکمی بر امتیاز آزمون سطح پذیرش نویز در افراد دچار کم‌شنوایی حسی–عصبی انجام شد.

مواد و روش‌ها

در مطالعه حاضر با استفاده از سمعک Motion P 3mi زیمنس و آزمون سطح پذیرش نویز به اندازه‌گیری میزان راحت‌ترین سطح گفتار، سطح نویز زمینه و سطح پذیرش نویز در سه حالت (تقویت‌نشده، تقویت با یک نقطه‌ی زانویی و تقویت با دو نقطه‌ی زانویی) بر روی ۱۵ فرد مبتلا به کاهش شنوایی حسی–عصبی پرداخته شد. در انواع حالت‌های تقویتی، ثابت‌های زمانی (تند) و تعداد کانال‌ها ثابت (N=۶) بود.

یافته‌ها

یافته‌ها نشان داد که بین دو حالت تقویت با یک نقطه‌ی زانویی و تقویت با دو نقطه‌ی زانویی، هم‌چنین بین حالت تقویت‌نشده و حالت‌های تقویتی در میانگین سطح پذیرش نویز، تفاوت معناداری وجود ندارد (p>۰/۰۵). بین میانگین سطح پذیرش نویز با میانگین آستانه‌های شنوایی در حالت تقویت‌نشده ارتباط معناداری مشاهده نشد و این مساله برای حالت‌های با یک نقطه‌ی زانویی و دو نقطه‌ی زانویی نیز صدق می‌کرد.

نتیجه‌گیری

به طور کلی تعیین سطح پذیرش نویز با استناد به آستانه‌های شنوایی افراد امکان‌پذیر نیست. همچنین افزایش تعداد نقطه زانویی از یک نقطه به دو نقطه، تاثیر بارزی بر امتیاز آزمون سطح پذیرش نویز ندارد و یک نقطه زانویی برای درک گفتار در نویز کفایت می‌کند؛ لذا به نظر می‌رسد نیازی به افزایش آن در سیستم‌های تراکمی نیست.

واژه‌های کلیدی

تراکم دامنه‌ای؛ درک گفتار در نویز؛ سطح پذیرش نویز؛ سمعک؛ کم‌شنوایی؛ نقطه‌ی زانویی

نویسنده مسئول: مینا میلانی، کارشناسی ارشد شنوایی‌شناسی، مربی گروه شنوایی‌شناسی، دانشکده علوم توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

آدرس الکترونیکی: milani.m@iums.ac.ir

مقدمه و اهداف

علی‌رغم پیشرفت‌های حیطه صنعت، فناوری و رشته شنوایی‌شناسی، تعداد زیادی از کاربران سمعک از سمعک خود راضی نیستند.[۱] بر اساس مطالعه‌ای در آمریکا فقط ۲۰ درصد از جمعیت کم‌شنوای آمریکا از سمعک استفاده می‌کنند.[۲] همچنین، تقریباً ۱۶ درصد از کاربران سمعک از سمعک خود به هیچ‌عنوان استفاده نمی‌کنند.[۱] این بدین علت است که کاربران سمعک اغلب از درک گفتار در شرایط سخت آکوستیکی رنج می‌برند.[۳] سمعک‌های خطی توانایی محدودی در به حداکثر رساندن قابلیت شنیدن دارند. برای حل این مساله امروزه اکثر سمعک‌ها انواع مختلفی از تراکم را ارائه می‌دهند که در آنها بهره به صورت خودکار بر اساس شدت سیگنال ورودی تغییر می‌کند.[۴]

محققین در طی زمان تاثیر پارامترهای تراکمی را بر درک گفتار مورد بررسی قرار داده‌اند. Lippmann و همکارانش گزارش کردند که تراکم در مقایسه با سیستم خطی منجر به کاهش مختصری در درک گفتار می‌شود و تنها زمانی بهتر است که سطح شدت مواد گفتاری تفاوت‌های بارزی داشته و یا سطح شدت ورودی پایین باشد.[۵] Villchur و همکارانش با استفاده از سیستم تراکمی با دو باند فرکانسی مجزا با نسبت تراکم بین ۲ و ۳ بهبود قابل توجهی در درک گفتار افراد کم‌شنوایی حسی–عصبی گزارش کردند.[۶] برخی محققان تاثیر تعداد کانال تراکمی بر درک گفتار را مورد بررسی قرار داده و گزارش کردند که با تراکم چندکاناله (۲ تا ۴ کانال) هیچ کاهشی در درک گفتار رخ نمی‌دهد.[۶-۱۰] در سال ۱۹۸۸، Plomb بیان کرد که تضاد طیفی با تراکم چندکاناله و نسبت تراکم بالا حفظ نمی‌شود، به گونه‌ای که نسبت تراکم بسیار بالا با تعداد زیاد کانال باعث می‌شود خروجی سمعک ساختار خاصی نداشته باشد.[۱۱] Dillon و Barker در سال ۱۹۹۹ به این نتیجه رسیدند که آستانه‌ی تراکم بالا نسبت به آستانه‌ی تراکم پایین رضایت بیشتری برای کاربران سمعک فراهم می‌آورد.[۱۲] در مطالعه‌ای که به منظور بررسی و ارزیابی تاثیر آستانه‌ی تراکم پایین و نوع سمعک (داخل یا پشت گوشی) بر روی اثربخشی میکروفن جهت‌دار انجام شد، به این نتیجه رسیدند که تراکم دامنه‌ای با عملکرد جهت‌داری میکروفن تداخل پیدا نمی‌کند.[۱۳] مطالعات فوق نشان می‌دهد که ارزیابی درک گفتار در سیستم‌های تراکمی در طی زمان نتایج متفاوتی را نشان داده و علی‌رغم پیشرفت‌هایی که تاکنون در تکنولوژی سیستم‌های تراکمی رخ داده مشکل در درک گفتار، کماکان از شکایات اصلی اغلب کاربران سمعک می‌باشد.

در میان مطالعاتی که به بررسی درک گفتار در سیستم‌های تراکمی پرداخته‌اند، کمتر به تاثیر نقطه‌ی زانویی[۱] آن میزان SPL که سمعک در بالای آن، تراکم را شروع می‌کند[۱۴]، بر درک گفتار توجه شده است؛ حال آن که نقطه‌ی زانویی و تاثیر آن بر درک گفتار از عوامل بسیار تاثیرگذار بوده و به خاطر اهمیت این مساله امروزه در سیستم‌های تراکمی، به منظور بهبود درک گفتار از دو نقطه‌ی زانویی استفاده می‌شود. در این تحقیق از آزمون "سطح پذیرش نویز (ANL)"[۲][۱۵] برای بررسی حالات تنظیمی (استفاده دو نقطه‌ی زانویی در سمعک در مقایسه با یک نقطه‌ی زانویی) استفاده شد. ANL آزمون مناسب و سریعی برای پیش‌بینی عملکرد باقی‌مانده فرد در درک گفتار در نویز بوده و می‌تواند شیوه‌ای برای پیش‌بینی درست و یافتن بهترین حالت تنظیمی سمعک به ویژه از لحاظ تراکم دامنه‌ای در درک گفتار در نویز باشد. سطح شدت مطلوب گفتار و نویز توسط فرد تعیین شده و بدین‌وسیله سطح راحتی و مورد نظر فرد نیز قابل تعیین است. آزمون ANL برای پیش‌بینی میزان موثر بودن تقویت در نظر گرفته برای فرد کم‌شنوا و نیز استفاده‌ی مداوم فرد از سمعک در شرایط صوتی واقعی خود می‌باشد.[۱۶] افرادی که مقدار ANL در آنها کم (<7 dB HL) باشد، احتمالا قادر خواهند بود که به صورت تمام‌وقت از سمعک استفاده کنند. در مقابل، افرادی که مقدار ANL در آنها بالا است (>13 dB HL)، احتمالا کمتر از سمعک خود استفاده نموده یا اصلا استفاده نخواهند کرد و در افرادی که مقدار ANL آنها بین این دو گروه (بین ۷ dB HL تا ۱۳ dB HL) قرار دارد، احتمال پذیرش سمعک مشخص نیست[۱۷]؛ بنابراین به نظر می‌رسد تعیین نقطه‌ی زانویی به عنوان عاملی در جهت کنترل میزان خروجی سمعک و به دنبال آن افزایش میزان رضایت کاربران امری ضروری باشد. به همین دلیل در مطالعه حاضر اثرگذاری یک نقطه‌ی زانویی با دو نقطه‌ی زانویی در سیستم‌های تراکمی بر امتیاز آزمون ANL در افراد مبتلا به کم‌شنوایی حسی–عصبی مورد مقایسه قرار گرفت.

هدف از انجام مطالعه حاضر، بررسی اثر دو نقطه زانویی در سمعک‌های تراکمی بر امتیاز آزمون ANL در افراد کم‌شنوای حسی–عصبی بود. با توجه به تفاوت شکل منحنی ورودی–خروجی در سمعک‌های با یک نقطه زانویی با شکل منحنی در سمعک‌های دارای دو نقطه زانویی، درک گفتار در این دو سیستم نیز متفاوت خواهد بود. از آنجا که در مطالعات فوق‌الذکر از یک نقطه زانویی استفاده شده و اِعمال دو نقطه زانویی در سمعک از جمله عواملی است که تاکنون تأثیر آن بر درک گفتار مورد بررسی قرار نگرفته است (علی‌رغم استفاده کنونی از دو نقطه زانویی در اکثر سمعک‌های موجود در بازار)، اجرای چنین مطالعه‌ای در تکمیل مطالعات پیشین لزوم بیشتری می‌یابد.

[1] Knee Point
[2] Acceptable Noise Level

مواد و روش‌ها

مطالعه کارآزمایی بالینی حاضر روی ۱۵ فرد مذکر دچار کم‌شنوایی حسی‌عصبی با میانگین سنی ۵۶/۱۳ سال در کلینیک شنوایی‌شناسی دانشکده علوم توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران انجام شد. افراد شرکت‌کننده به صورت نمونه‌گیری در دسترس از افراد مذکر ۳۰ تا ۶۰ ساله کم‌شنوای مراجعه‌کننده (از ابتدای سال ۹۲ لغایت اسفندماه سال ۹۴) به کلینیک شنوایی‌شناسی دانشکده علوم توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران انتخاب شدند.

معیارهای ورود به مطالعه حاضر به شرح زیر بود:

۱. افراد مذکر دارای کم‌شنوایی حسی–عصبی یک‌طرفه یا دوطرفه نزولی قرینه در حد متوسط تا شدید
۲. سابقه استفاده از سمعک به مدت حداقل یک سال[۱۸]
۳. درک گفتار بهتر از ۷۲٪ در آزمون درک گفتار کلمات تک‌هجایی در سطح MCL[۳] (با آزمون بازشناسی گفتار (WRS)[۴])[۱۹]
۴. کسب امتیاز حداقل ۲۱ در آزمون معاینه مختصر وضعیت شناختی (MMSE)[۵]
۵. پرده گوش کاملاً طبیعی (بدون حالت نئوتمپان، تمپانواسکلروز)
۶. داشتن تیمپانوگرام تیپ An در آزمون تمپانومتری
۷. داشتن سواد خواندن و نوشتن
۸. برتری سمت راست بدن در کارهایی همچون نوشتن، غذا خوردن، صحبت کردن با تلفن و ضربه زدن به توپ با پا (با استفاده از پرسش‌نامه‌ی ادینبرگ[۶][۲۲-۲۰]
۹. استفاده از سمعک غیرخطی[۱۶]
۱۰. عدم استفاده از داروهای موثر بر وضعیت شناختی و حافظه
۱۱. عدم سابقه ضربه به سر، جراحی مغز، مصرف داروهای روان‌گردان، اعتیاد (مواد مخدر یا الکل) و یا ابتلا به صرع

پژوهش حاضر به تأیید کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی ایران اجرا شد.

ابتدا برای شرکت‌کنندگان درباره طرح پژوهشی، شمای کلی آزمایش‌ها و مدت زمان لازم برای اجرای آزمایش‌ها توضیح داده شد. پس از انجام آزمون MMSE با تکمیل برگه تاریخچه‌گیری (شامل اطلاعات فردی، سوابق پزشکی و اطلاعات مربوط به وضعیت شنوایی و گفتار) سلامت عمومی شرکت‌کنندگان بررسی شد. پس از معاینه اتوسکوپی، با انجام آستانه‌گیری صوت خالص (جهت تعیین آستانه‌های راه هوایی و استخوانی) و آستانه دریافت گفتار (SRT)[۷] و امتیاز WRS در سکوت (با دستگاه ادیومتر تشخیصی Intracoustic AC40) و آزمایش ایمیتانس آکوستیک (با دستگاه ایمیتانس تشخیص Intracoustic AZ26) در اتاقک ضد صوت، اطلاعات پایه در مورد وضعیت شنوایی افراد به دست آمد.

پس از آن، آزمون ANL به صورت معمول (با استفاده از ادیومتر بالینی و بدون تقویت فرکانسی و با نسخه‌ی فارسی آزمون ANL[۲۳] انجام شد و امتیاز عددی حاصله در فرم مورد نظر (پیوست ۴) ثبت گردید. پس از ورود آستانه‌های شنوایی فرد، در نرم‌افزار Connex7 ورژن ۷/۵، سمعک Motion P 3mi (هر دو از شرکت زیمنس، آلمان) متناسب با افت شنوایی بیمار با فرمول تنظیمی NAL-NL2 تنظیم گردید. در ادامه، دو برنامه برای سمعک تعریف شد؛ برنامه شماره ۱ با یک نقطه زانویی (40 dB SPL=) و برنامه شماره ۲ با دو نقطه زانویی (40dB SPL,60 dB SPL=). در انواع حالت‌های تقویتی، ثابت‌های زمانی، تند و تعداد کانال‌ها، ثابت (N=٦) بود. پس از ورود آستانه‌های شنوایی فرد به نرم‌افزار Primus، با استفاده از دستگاه اندازه‌گیری گوش واقعی Auditdata (شرکت Auditdata کشور دانمارک) دستگاه کالیبره و REUR[۸] فرد به دست آمد. سپس سمعک Motion p3mi بر روی گوش فرد گذاشته شد اهداف تقویتی متناسب با فرمول NAL-NL2 بر اساس REAR[۹] برای سه ورود ۶۰، ۴۰ و ۸۰ dB SPL، یک بار برای یک نقطه زانویی و بار دیگر برای دو نقطه زانویی تعیین گردید. بعد از آن آزمون ANL برای هر یک از حالت‌های تقویتی به صورت پراکنده انجام شد. امتیاز عددی مربوط به هر حالت در فرم مربوط ثبت گردید (پیوست ۳).

[3] Most Comfortable Level
[4] Word Recognition Score
[5] Mini-Mental State Examination
[6] Edinburg Inventory
[7] Speech-reception Threshold
[8] Real Ear Unaided Response
[9] Real Ear Aided Response

نحوه انجام آزمون ANL در هر مرحله به این صورت بود:

پس از ارائه توضیحات لازم به آزمودنی درباره نحوه انجام آزمون و وظیفه او، فرد در فاصله یک متری از بلندگویی که در زاویه صفر درجه آزیموت نسبت به وی قرار داشت، بر روی صندلی نشست، دایال شدت ادیومتر در گام‌های ۵ دسی‌بلی تنظیم شد. سطح شدت دایال مربوط به گفتار در ۵۰ dB HL قرار گرفت و گفتار ضبط‌شده به وسیله دستگاه پخش صوتی (DVD player) و بلندگو پخش شد. آزمودنی با تنظیم دایال شدت ادیومتر، سطح شدت گفتار را برای خود به‌گونه‌ای تنظیم کرد که در سطح راحت و مطلوب باشد. سپس دایال شدت در گام‌های ۲ دسی‌بلی تنظیم شد و از فرد خواسته شد که مجدداً سطح مورد نظر را بر اساس راحتی خود تنظیم نماید. همین کار مجدداً با گام‌های ۱ دسی‌بلی صورت گرفت و سطح شدت نهایی تعیین گردید. سپس سطح شدت دایال مربوط به نویز همهمه در ۵۰ dB HL قرار گرفت و هم‌زمان با گفتار پخش شد. آزمودنی با تنظیم دایال شدت ادیومتر، سطح شدت نویز را به نحوی برای خود تنظیم کرد که ضمن آزاردهنده نبودن نویز، گفتار قابل فهم و دنبال کردن باشد. سپس گام‌های نویز در حد ۲ دسی‌بلی و بعد ۱ دسی‌بل تغییر داده شد تا سطح شدت نهایی نویز تعیین گردد. در ادامه سطح شدت گفتار، سطح شدت نویز و اختلاف بین این دو ثبت گردید. عدد حاصل از تفریق سطح شدت نویز از گفتار، تحت عنوان امتیاز ANL برای هر حالت در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

در پژوهش حاضر میانگین سنی افراد ۵۶/۱۳ سال با انحراف معیار ۷/۴۷ بود. در جدول ۱ میانگین و انحراف معیار آستانه‌های شنوایی تون-خالص در ۶ فرکانس اکتاوی مورد بررسی نشان داده شده است.

جدول ۱: میانگین و انحراف معیار آستانه‌های شنوایی تون-خالص در ٦ فرکانس اکتاوی مورد بررسی (n=۱۵) بر حسب dB HL

آمار توصیفی	میانگین	انحراف معیار	کمینه	بیشینه	دامنه
آستانه صوت خالص گوش راست در فرکانس ۲۵۰ هرتز	۴۹/۳۳	۱۸/۵	۲۵	۹۰	۶۵
آستانه صوت خالص گوش راست در فرکانس ۵۰۰ هرتز	۵۳/۶۶	۱۸/۲۷	۳۰	۱۰۰	۷۰
آستانه صوت خالص گوش راست در فرکانس ۱۰۰۰ هرتز	۶۲/۳۳	۲۱/۷۸	۳۵	۱۰۵	۷۰
آستانه صوت خالص گوش راست در فرکانس ۲۰۰۰ هرتز	۶۵/۶۶	۱۹/۳۵	۳۵	۱۰۵	۷۰
آستانه صوت خالص گوش راست در فرکانس ٤۰۰۰ هرتز	۷۱/۳۳	۱۵/۵۲	۵۵	۱۱۰	۵۵
آستانه صوت خالص گوش راست در فرکانس ۸۰۰۰ هرتز	۸۰/۶۶	۸/۴۲	۶۵	۱۰۰	۳۵
آستانه صوت خالص گوش چپ در فرکانس ۲۵۰ هرتز	۴۹/۳۳	۱۸/۴۰	۳۰	۸۵	۵۵
آستانه صوت خالص گوش چپ در فرکانس ۵۰۰ هرتز	۵۶	۱۹/۱	۳۰	۹۵	۶۵
آستانه صوت خالص گوش چپ در فرکانس ۱۰۰۰ هرتز	۶۲/۶۶	۲۱/۰۳	۲۰	۱۰۰	۸۰
آستانه صوت خالص گوش چپ در فرکانس ۲۰۰۰ هرتز	۶۸	۲۳/۰۵	۲۰	۱۰۵	۸۵
آستانه صوت خالص گوش چپ در فرکانس ٤۰۰۰ هرتز	۷۳/۳۳	۱۴/۵۹	۵۵	۹۵	۴۰
آستانه صوت خالص گوش چپ در فرکانس ۸۰۰۰ هرتز	۸۳	۱۳/۳۳	۶۰	۱۰۰	۴۰

میانگین و انحراف معیار راحت‌ترین سطح شدت گفتار، سطح نویز زمینه و امتیاز آزمون سطح پذیرش نویز (ANL) به ترتیب در جدول ۲، ۳ و ۴ برای حالت‌های تقویت‌نشده، تقویت با یک نقطه زانویی و دو نقطه زانویی آورده شده است.

جدول ۲. آمار توصیفی راحت‌ترین سطح شدت گفتار (MCL) در نمونه مورد مطالعه به تفکیک حالت تقویت‌نشده و حالت‌های تقویتی(بر حسب dB HL) (n=۱۵)

آمار توصیفی	انواع حالات	میانگین	انحراف معیار
امتیاز سطح نویز زمینه	حالت تقویت‌نشده	۶۶/۲	۴/۴۵
	تقویت با یک نقطه زانویی	۵۴	۱۳
	تقویت با دو نقطه زانویی	۵۳/۳۳	۱۲/۳۳

جدول ۳. آمار توصیفی امتیاز سطح نویز زمینه (BNL) در نمونه مورد مطالعه به تفکیک حالت تقویت‌نشده و حالات تقویتی (بر حسب dB HL)(n=۱۵)

آمار توصیفی	انواع حالات	میانگین	انحراف معیار
راحت‌ترین سطح شدت گفتار	حالت تقویت‌نشده	۶۵	۳/۸۷
	تقویت با یک نقطه زانویی	۴۹	۳/۸۷
	تقویت با دو نقطه زانویی	۴۹	۳/۸۷

جدول ٤: میانگین و انحراف معیار امتیاز آزمون ANL برای حالت‌های تقویت‌نشده، تقویت با یک نقطه زانویی و دو نقطه زانویی بر حسب dB HL (n=۱۵)

آمار توصیفی	انواع	میانگین	انحراف معیار
سطح پذیرش نویز امتیاز آزمون (ANL)	حالت تقویت‌نشده	۲/۸	۲/۱۱
	تقویت با یک نقطه زانویی	۲/۶	۲/۲۳
	تقویت با دو نقطه زانویی	۲/۲۲	۲/۲۸

آزمون آماری T زوج نشان داد بین دو حالت تقویت (با یک نقطه زانویی و تقویت با دو نقطه زانویی) در میانگین سطح پذیرش نویز، تفاوت معناداری وجود نداشت ($p>0.05$).

پس از انجام آنالیز واریانس با تکرار[10] با هیچ یک از آزمون‌های بونفرونی[11] و سیداک[12] اختلاف بین سه حالت تقویت‌نشده، تقویت با یک نقطه زانویی و تقویت با دو نقطه زانویی معنادار نبود **(P>۰,۰۰۱)**.

آزمون آماری پیرسون[13] نشان داد که هیچ‌گونه ارتباطی بین آستانه‌های شنوایی با سطح پذیرش نویز در هر یک از حالت‌های مورد آزمایش (تقویت‌نشده، تقویت با یک نقطه زانویی و تقویت با دو نقطه زانویی) وجود نداشت. بررسی آماری مطالعه حاضر با استفاده از نرم-افزار SPSS نسخه ۱۸ انجام شد.

بحث

محققان از زمان ظهور اولین سمعک‌های با بهره تراکمی تاکنون، مطالعات مختلفی را در جهت افزایش بیشترین سودمندی کاربران آنها انجام داده‌اند و عوامل مختلف دخیل در فرآیند تراکم را بررسی نموده‌اند. ظهور سمعک‌هایی با دو نقطه تراکمی از جمله مواردی است که در این راستا تولید شده‌اند، اما کمتر سودمندی آنها مورد مطالعه قرار گرفته است. در مطالعه حاضر، اثرگذاری یک نقطه زانویی با دو نقطه زانویی در سیستم‌های تراکمی بر امتیاز آزمون ANL در افراد مبتلا به کم‌شنوایی حسی–عصبی مورد مقایسه قرار گرفت. در بررسی‌های انجام‌شده هیچ‌گونه ارتباطی بین آستانه‌های شنوایی با سطح پذیرش نویز چه در حالت تقویت‌نشده، چه در حالت تقویت‌شده(تقویت با یک نقطه زانویی و دو نقطه زانویی) وجود نداشت. طبق یافته مطالعه حاضر سطح پذیرش نویز در حالت تقویت‌نشده و در حالت تقویت‌شده از آستانه‌های شنوایی تاثیر نمی‌پذیرد؛ این بدان معنا است که تعیین میزان پذیرش سمعک با استناد به آستانه‌های شنوایی افراد امکان‌پذیر نیست. Nabelek و همکارانش در سال ۱۹۹۱ ارتباط آستانه‌های شنوایی با سطح پذیرش نویز را در مطالعه خود مورد بررسی قرار دادند.

[10] Repeated Measures
[11] Bonferoni
[12] Sidak
[13] Pearson

نتایج به دست آمده حاکی از آن بود که سطح پذیرش نویز با حساسیت شنوایی ارتباط ندارد.[۲۴] Freyaldenhoven و همکارش در سال ۲۰۰۷[۲۵]، امیر احمدی و همکارانش در سال ۲۰۱۵[۲۶] نیز در مطالعه خود به این نتیجه رسیدند که بین حساسیت شنوایی و ANL ارتباطی وجود ندارد. نتایج مطالعات مذکور با یافته‌های پژوهش حاضر مطابقت دارد. Crowley در سال ۱۹۹۴[۲۷] ارتباط معنادار ضعیفی بین امتیاز ANL و حساسیت شنوایی پیدا کرد. مطالعه Brannstrom و Olsen در سال ۲۰۱۶، ارتباط قابل توجهی بین آستانه‌های شنوایی فرکانس پایین و شیب ادیوگرام با ANL نشان داد.[۲۸]

نتایج به دست آمده در نمونه‌های حاضر، هیچ‌گونه اختلاف معنادار آماری بین سطح پذیرش نویز در حالت تقویت‌نشده با انواع حالت‌های تقویتی (یک نقطه و دو نقطه زانویی) نشان نداد. طبق یافته این مطالعه، می‌توان با بررسی سطح پذیرش نویز فرد در حالت تقویت‌نشده، نتایج درک گفتار در نویز او را به حالت استفاده فرد از سمعک تعمیم داد و می‌توان میزان پذیرش سمعک توسط فرد را قبل از تجویز مشخص کرد. این یافته همگام با یافته‌های مطالعات دیگری که با شیوه‌های مختلفی بر روی سطح پذیرش نویز و پیش‌بینی میزان موفقیت استفاده از سمعک با استفاده از آزمون ANL پرداخته‌اند، موید این است که می‌توان با بررسی سطح پذیرش نویز فرد در حالت تقویت‌نشده، نتایج درک گفتار در نویز او را به حالت استفاده فرد از سمعک تعمیم داد (Freyaldenhoven[۲۵]، Nabelek[۱۶]، Taylor[۲۹]). Nabelek (۲۰۰۶) که بانی و ارائه‌کننده اصلی آزمون ANL می‌باشد با همکارانش با اتکا به یافته‌های خود از یک مطالعه جامع بر روی 191 آزمایش‌شونده در سال 2006 به این نتیجه رسیدند که هیچ‌گونه اختلافی بین مقدار سطح پذیرش نویز در حالت تقویت‌شده با حالت تقویت‌نشده وجود ندارد. آنها با توجه به چنین یافته‌ای بیان کردند که می‌توان با بررسی فرد در حالت تقویت‌نشده، یعنی پیش از استفاده از سمعک و تقویت صداها عملکرد درک گفتار او را در حالت تقویت‌شده (یعنی هنگام استفاده از سمعک و تقویت صداها) پیش‌بینی کرد و به نتیجه رسید که آیا فرد می‌تواند استفاده‌کننده خوب و موفقی از سمعک به ویژه در شرایط نویزی باشد یا خیر.[۱۶] از آنجا که این آزمون (ANL) قدرت بسیار بالایی در تخمین میزان موفقیت فرد در استفاده از سمعک در دنیای واقعی را دارد (با قدرت تخمینی دقیق ۸۵ درصدی)، می‌توان با بررسی سطح پذیرش نویز فرد در پیش از تجویز سمعک (یعنی در حالت تقویت‌نشده) نتایج درک گفتار در نویز او را به حالت استفاده فرد از سمعک تعمیم داد، زیرا هیچ اختلافی در میزان ANL در بین این دو حالت وجود ندارد.

با مقایسه میانگین سطح پذیرش نویز در تقویت با یک نقطه زانویی با تقویت با دو نقطه زانویی تفاوت معناداری بین این دو مشاهده نشد؛ این بدین معنا است که میانگین سطح پذیرش نویز در افراد استفاده‌کننده از سمعک متاثر از تعداد نقطه زانویی نیست و افزایش تعداد نقاط زانویی از یک نقطه زانویی به دو عدد، عملا تاثیر چندانی بر بهبود درک گفتار در نویز نخواهد داشت. جلیلوند در سال ۲۰۱۵ با استفاده از آزمون ANL حالت‌های پردازشی–تقویتی مختلف (26 حالت) را مورد مقایسه قرار داد، وی هیچ‌گونه اختلاف معنادار آماری بین سطح پذیرش نویز در حالت تقویت‌نشده با انواع حالت‌های تقویتی غیرخطی تند، کند و آمیخته در انواع پاسخ فرکانسی‌های بالا و میانی مشاهده نکرد، اما در مطالعه او در سطح پذیرش نویز فرد در بین حالت‌های پردازشی–تقویتی مختلف اختلاف‌های اساسی وجود دارد؛ یعنی در یک حالت تقویتی–پردازشی فرد در دسته‌ای از کاربران سمعک قرار می‌گیرد که به یقین استفاده‌کننده ناموفقی از سمعک به ویژه در شرایط نویزی خواهد بود (وقتی که ANL فرد بالا است) و در حالتی دیگر، همان فرد در دسته‌ای از کاربران قرار می‌گیرد که استفاده‌کننده موفقی از سمعک در شرایط نویزی و واقعی خواهد بود (وقتی که ANL پایین است).[۳۰] در مطالعه دیگری که توسط Wu و Stangl در سال 2013 انجام شد، به این نتیجه رسیدند که سطح پذیرش نویز تحت تاثیر الگوریتم‌های پردازشی (تراکم دامنه‌ای) نیز است[۳۱]، ولی هنگامی که همین آزمون (ANL) در آزمایش‌شوندگان این مطالعه و در دو حالت پردازشی–تقویتی مختلف (که تنها تفاوتشان در تعداد نقطه زانویی بود) مورد بررسی قرار گرفت، به وضوح مشاهده شد که در سطح پذیرش نویز فرد در بین این دو حالت‌های پردازشی–تقویتی مختلف اختلاف اساسی وجود نداشت و اختلافشان معنادار نبود. یافته مطالعه حاضر برخلاف نتایج مطالعه جلیوند (۲۰۱۵) و Wu (۲۰۱۳) نشان داد که افزایش نقطه زانویی از یک نقطه به دو نقطه تاثیری بر میزان رضایت از سمعک ندارد. علت تفاوت نتایج مشاهده‌شده می‌تواند در این باشد که ممکن است نسبت تراکم و ثابت زمانی یا پاسخ فرکانسی (به کار رفته در مطالعه جلیلوند و Wu) بر روی ANL تاثیر داشته باشد، ولی تعداد نقطه زانویی تاثیری بر روی ANL نداشته باشد و اما علت این مساله که چرا در مطالعه حاضر سطح پذیرش نویز در حالت تقویت با یک نقطه زانویی با حالت تقویت با دو نقطه زانویی اختلاف اساسی و معناداری نداشته را می‌توان در چند مساله زیر جست یا توجیه کرد:

–با توجه به یافته‌های مطالعات قبلی، نقطه زانویی از مشخصه‌هایی است که به طور اختصاصی تاثیر آن بر آزمون ANL بررسی نشده است، این امکان وجود دارد که مقدار و یا تعداد نقطه زانویی بر آزمون ANL تاثیر نداشته باشد.

–از آنجا که در آزمون ANL، سطح MCL بر اساس نظر فرد به دست آمده و BNL بر اساس آن تنظیم می‌شود، ممکن است نوع آستانه تراکم تاثیری نداشته باشد، مگر اینکه سطح شدت MCL بدون توجه به نظر فرد، در سطح شدت‌های آرام، متوسط و بلند (۴۵، ۶۵ و ۸۵ دسی‌بل SPL) ثابت باشد، آنگاه BNL از فرد پرسیده شود و سپس میزان ANL مورد بررسی قرار گیرد. همچنان‌که

Freyaldenhoven و Plyler در سال ۲۰۰۷ مطالعه‌ای را برای ادامه بررسی اثر شدت‌های مختلف ارائه سیگنال گفتاری بر امتیازات ANL انجام دادند، ثابت شد که میزان ANL با سطح شدت ارائه ارتباط دارد.[۲۵]

-هم‌چنین این احتمال وجود دارد که بسته به نوع تراکم و نقطه زانویی که توسط هر شرکت به صورت جداگانه و منحصر اعمال می‌شود، تاثیر آن بر ANL متفاوت باشد.

پس با توجه به موارد فوق، درباره تعمیم نتایج فرد در حالت تقویت با یک نقطه زانویی با حالت تقویت با دو نقطه زانویی نیاز به مطالعه فراگیرتری در این زمینه است.

نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که با استناد به آستانه‌های شنوایی افراد نمی‌توان ANL افراد را پیش‌بینی کرد و با بررسی سطح پذیرش نویز فرد در حالت تقویت‌نشده می‌توان نتایج سطح پذیرش نویز او را به حالت استفاده فرد از سمعک تعمیم داد؛ به عبارت دیگر با استفاده از آزمون ANL می‌توان میزان سطح پذیرش نویز را قبل از تجویز مشخص نمود.

با توجه به نتایج به دست آمده از مقایسه سطح پذیرش نویز در حالت با یک نقطه زانویی با حالت دو نقطه زانویی به نظر می‌رسد که افزایش تعداد نقطه زانویی از یک نقطه به دو نقطه، بر امتیاز آزمون ANL در افراد مبتلا به کم‌شنوایی حسی-عصبی متوسط تا شدید (در ورودی‌های متوسط و پایین) تاثیر نداشت.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر بر اساس پایان‌نامه کارشناسی ارشد رشته شنوایی‌شناسی مریم رضایی‌مقدم به راهنمایی سرکار خانم مینا میلانی می‌باشد. بدین‌وسیله از تمام عزیزانی که در انجام این تحقیق ما را یاری نمودند و از دانشگاه علوم پزشکی ایران برای حمایت‌های اینجانب تشکر و قدردانی می‌گردد.

منابع

1. Kochkin S. MarkeTrak V:" Why my hearing aids are in the drawer": The consumers' perspective. The Hearing Journal. 2000;53(2):34-6.
2. Kochkin S. " Baby Boomers" spur growth in potential market, but penetration rate declines. The Hearing Journal. 1999;52(1):33-4.
3. A G. Phoneme Compression: processing of the speech signal and effects on speech intelligibility in hearing-Impaired listeners: Erasmus MC: University Medical Center Rotterdam. 2005.
4. PE S. Effects of compression on speech acoustics, intelligibility, and sound quality. Trends in Amplification. 2002;6(4):131-65.
5. Lippmann R, Braida L, Durlach N. Study of multichannel amplitude compression and linear amplification for persons with sensorineural hearing loss. The Journal of the Acoustical Society of America. 1981;69(2):524-34.
6. Villchur E. Signal processing to improve speech intelligibility in perceptive deafness. The Journal of the Acoustical Society of America. 1973;53(6):1646-57
7. Barfod J. Multichannel compression hearing aids: experiments and consideration on clinical applicability. Scandinavian audiology Supplementum. 1977(6):315-40.
8. Moore BC, Glasberg BR. A Comparison of Two-Channel and Single-Channel Compression Hearing Aids: Comparaison de prothèses acoustiques avec compression à un et deux canaux. International Journal of Audiology. 1986;25(4-5):210-26
9. Moore BC, Laurence RF, Wright D. Improvements in speech intelligibility in quiet and in noise produced by two-channel compression hearing aids. British journal of audiology. 1985;19(3):175-87
10. Yanick P, Drucker H. Signal processing to improve intelligibility in the presence of noice for persons with a ski-slope hearing impairment. Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE Transactions on. 1976;24(6):507-12
11. Plomp R. The negative effect of amplitude compression in multichannel hearing aids in the light of the modulation-transfer function. The Journal of the Acoustical Society of America. 1988;83(6):2322-7
12. Barker C, Dillon H. Client preferences for compression threshold in single-channel wide dynamic range compression hearing aids. Ear and hearing. 1999;20(2):127-39
13. Ricketts T, Lindley G, Henry P. Impact of compression and hearing aid style on directional hearing aid benefit and performance. Ear and hearing. 2001;22(4):348-61
14. Dillon H. Hearing Aids. second ed ed2012. 176 p
15. Nabelek AK, Tucker FM, Letowski TR. Toleration of Background NoisesRelationship With Patterns of Hearing Aid Use by Elderly Persons. Journal of Speech, Language, and Hearing Research. 1991;34(3):679-85

16. Nabelek AK, Freyaldenhoven MC, Tampas JW, Burchfield SB, Muenchen RA. Acceptable noise level as a predictor of hearing aid use. Journal of the American Academy of Audiology. 2006;17(9):626-39**.** ##
17. Dillon H. Hearing aids **.**New York2012**.**
18. Dillon H. Hearing Aids. second ed2012. 297,8,423,4,5 p**.**
19. Mosleh M. Development and Evaluation of Speech Recognition Test for Persian Speaking Adults. Audiology. 1999-2000 [In persian]
20. Kolb B, Whishaw IQ. Fundamentals of human neuropsychology: Macmillan; 2009**.**
21. J GLG. Cognition: Methods and Processes. In G. L. Grieve J., Neuropsychology for Occupational Therapists: Cognition in Occupational Performance. third ed2008. 77 p
22. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. Neuropsychologia. 1971;9(1):97-113
23. Cite this article as:Amir Ahmadi, Jamileh Fatahi, Ahmad keshani, Hamid Jalilvand, yahya Modarresi, Shohreh Jalaie.Developing and evaluating the reliability of acceptable noise level test in Persian language. J Rehab Med. 2015; 4(2): 109-117 [In Persian]
24. Nabelek AK TF, Letowski TR. Toleration of Background noises: Relationship with patterns of hearing aid use by elderly person. Journal of speech and hearing research. 1991;85.-34:679**.**
25. Freyaldenhoven MC, Plyler PN, Thelin JW, Hedrick MS. The effects of speech presentation level on acceptance of noise in listeners with normal and impaired hearing. Journal of Speech, Language, and Hearing Research. 2007;50(4):878-85**.**
26. Ahmadi A, Fatahi ؛J, keshani A, Jalilvand H, Modarresi y, Jalaie S. Developing and evaluating the reliability of acceptable noise level test in Persian language. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2015(4(2)):109-17 [In Persian].
27. Crowley HJ. Unaided factors predicting client-assessed hearing aid performance, usage and satisfaction. 1994
28. Brännström KJ, Olsen SØ. The Acceptable Noise Level and the Pure-Tone Audiogram. American Journal of Audiology.1-8
29. Taylor B. Audiologic Predictors of Real-World Hearing Aid Success: An Evidence-Based ReviewAudiologyOnlinecom. 2008
30. Jalilvand H **.**Assessment of the effects of amplification and signal processing algorithms on speech in noise perception in subjects with the moderate sensory neural hearing loss 2015
31. Wu Y-H, Stangl E. The effect of hearing aid signal-processing schemes on acceptable noise levels: perception and prediction. Ear and hearing. 2013;34(3):333-41