Effect of Digital Noise Reduction and Directionality on Acceptable Noise Level and Recognition of Digit in Noise

Roghayeh Ahmadi[1], Hamid Jalilvand[*2], Mohammad Ebrahim Mahdavi[3], Fatemeh Ahmadi[4], Alireza Akbarzadeh Baghban[5]

1. Student Research Committee, Department of Audiology, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
2. PhD in Audiology, Assisstent Professor, Department of Audiology, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran https://www.orcid.org/0000-0002-2351-5918
3. PhD in Audiology, Assisstent Professor, Department of Audiology, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran https://orcid.org/0000-0002-7589-7065
4. Department of Statistic, School of Economic, Allame Tabataba'yee University, Tehran, Iran
5. Professor, Department of Basic Sciences, School of Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran https://orcid.org/0000-0002-0961-1874

Received: 2017.September.09 **Revised: 2017. October.10** **Accepted: 2017.December.17**

Abstract

Background and Aims: Despite the recent advances in digital processing of hearing aids, a large number of users are not happy with their hearing aids. One of the major reasons for this is the lack of good recognition of speech in noisy environments. Digital noise reduction and directionality are some of the technologies that are helpful in this issue. The present study was conducted to evaluate the effects of these two technologies on listening comfort and speech recognition of individuals with moderate sensory-neural hearing loss.

Materials and Methods: In the current study, we applied Acceptable Noise Level (ANL) and Farsi Auditory Recognition of Digit in Noise (FARDIN), as measures of listening comfort and speech intelligibility, respectively, on 18 participants (8 male and 10 female) who had moderate sensory neural hearing loss. We evaluated both these measures under six different hearing aid conditions: 1) Omnidirectional-DNR/off (baseline), 2) Omnidirectional-Broadband DNR, 3) Omnidirectional-Multichannel DNR, 4) Directional, 5) Directional-Broadband DNA, and 6) Directional-Multicellular DNR.

Results: Both the digital noise reduction technology and the directionality improved the ANL, but the effect of directionality was more than the other. None of the digital noise reduction or directionality could improve the score in FARDIN test, but it did not make the results even worse.

Conclusion: According to the results, since these two technologies improve listening comfort and do not affect speech comprehension, it is recommended that these two options be activated for adjusting the hearing aid in clinics.

Keywords: Hearing loss; Directional Microphone; Digital noise reduction; Acceptable Noise level; Auditory recognition of digits in noise

Cite this article as: Roghayeh Ahmadi, Hamid Jalilvand, Mohammad Ebrahim Mahdavi, Fatemeh Ahmadi, Alireza Akbarzadeh Baghban. Effect of Digital Noise Reduction and Directionality on Acceptable Noise Level and Recognition of Digit in Noise. J Rehab Med. 2018; 7(3): 263-273.

* **Corresponding Author**: Hamid Jalilvand, Department of Audiology, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
Email: hamidjalilvand4@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2018.110999.1685

بررسی اثر کاهش دیجیتالی نویز و جهت‌داری بر روی آزمون تراز پذیرش نویز و بازشناسی اعداد در نویز

رقیه احمدی[۱]، حمید جلیلوند*[۲]، محمدابراهیم مهدوی[۲]، فاطمه احمدی[۳]، علیرضا اکبرزاده باغبان[۴]

۱. کمیته پژوهشی دانشجویان، کارشناس ارشد شنوایی‌شناسی، گروه شنوایی‌شناسی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
۲. دکترای تخصصی شنوایی‌شناسی، استادیار گروه شنوایی شناسی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
۳. کارشناس ارشد آمار ریاضی، گروه آمار، دانشکده علوم اقتصاد، دانشگاه علامه طباطبایی، تهران، ایران
۴. دکترای آمار زیستی، گروه علوم پایه، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

*** دریافت مقاله ۱۳۹۶/۰۶/۱۳ بازنگری مقاله ۱۳۹۶/۰۷/۱۸ پذیرش مقاله ۱۳۹۶/۰۹/۲۶ ***

چکیده

مقدمه و اهداف

امروزه علی‌رغم پیشرفت‌های اخیر در حیطه پردازش دیجیتالی سمعک‌ها، شمار کثیری از کاربران از سمعک خود راضی نیستند و یکی از مهترین علل آن، عدم فهم خوب گفتار در محیط‌های نویزی است. کاهش دیجیتالی نویز و جهت‌داری از جمله فناوری‌هایی هستند که در این امر کمک‌کننده می‌باشند. مطالعه حاضر به ارزیابی تاثیر این دو فناوری بر راحتی شنوایی و درک گفتار افراد در نویز با افت شنوایی حسی–عصبی متوسط می‌پردازد.

مواد و روش‌ها

در مطالعه حاضر دو آزمون تراز پذیرش نویز زمینه (نسخه فارسی) و نیز بازشناسی اعداد (فارسی) در نویز بر روی ۱۸ فرد بزرگسال (۸ مرد و ۱۰ زن) که دچار افت شنوایی حسی–عصبی متوسط بودند، انجام شد. تراز پذیرش نویز زمینه و نیز بازشناسی اعداد در نویز به ترتیب به منظور بررسی راحتی شنوایی و درک گفتار در نویز انجام شد. در این مطالعه ۶ حالت تنظیمی مختلف برای سمعک وجود داشت که عبارت بودند از ۱) Omnidirectional– DNR/off (Baseline)، ۲) Omnidirectional–Broadband DNR، ۳) Omnidirectional–Multichannel DNR، ۴) Directional، ۵) Directional–Broadband DNR، ۶) Directional – Multichannel DNR.

یافته‌ها

یافته‌ها نشان داد هر دو فناوری کاهش نویز دیجیتالی و جهت‌داری باعث بهبود امتیاز آزمون تراز پذیرش نویز شد، ولی تاثیر جهت‌داری بیشتر بود. هیچ-کدام از فناوری‌های کاهش نویز دیجیتالی و جهت‌داری باعث بهبود امتیاز در آزمون بازشناسی اعداد در نویز نشد، ولی نتایج آن را بدتر نیز نکرد.

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد از آنجایی که دو فناوری کاهش نویز دیجیتالی و جهت‌داری باعث بهبود در راحتی شنیداری شدند، و در درک گفتار در نویز نیز تاثیری نداشتند، لذا توصیه می‌شود که در زمینه بالینی و برای تنظیم سمعک این دو گزینه فعال شوند.

واژه‌های کلیدی

کاهش شنوایی؛ میکروفون جهت‌دار؛ کاهش نویز دیجیتالی؛ تراز پذیرش نویز؛ درک شنیداری اعداد در نویز

نویسنده مسئول: حمید جلیلوند، دکترای شنوایی‌شناسی، گروه شنوایی‌شناسی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

آدرس الکترونیکی: hamidjalilvand4@gmail.com

مقدمه و اهداف

بر اساس گزارش سازمان سلامت جهانی (WHO) در سال ۲۰۱۷، بالای ۵٪ از مردم دنیا (۳۶۰ میلیون نفر) دچار کم‌شنوایی هستند. کم-شنوایی از هر نوع که باشد موجب اختلال در برقراری ارتباط فرد با دیگران در شرایط روزانه خود به‌ویژه در محیط‌های پرسروصدا می‌شود. علی‌رغم پیشرفت‌های چشمگیر اخیر در حیطه‌ی پردازش دیجیتالی سمعک‌ها، شمار کثیری از کاربران سمعک از سمعک خود راضی نیستند.[۱] یکی از اصلی‌ترین و شاید اولین مشکلی که اکثر کاربران سمعک با کاهش شنوایی حسی–عصبی دارند، عدم فهم خوب گفتار در محیط‌هایی با نویز زمینه و یا گفتار همراه با سیگنال رقابتی است.[۲-۴] امروزه برنامه‌های پردازشی زیادی به منظور بهبود درک گفتار در نویز در هر دو محیط ساکت و نویزی وجود دارد. این برنامه‌ها و استراتژی‌ها شامل تقویت دوگوشی، کاهش تقویت فرکانس‌های پایین، میکروفون‌های جهت‌دار و کاهش دیجیتالی نویز[۱] است.[۵] کاهش دیجیتالی نویز، پردازشی در سمعک است که هدف آن تقویت کمتر در نواحی فرکانسی است که به عنوان نویز شناخته می‌شود.[۶] کاهش دیجیتالی نویز انواع مختلفی دارد و اکثر آنها به این صورت کار می‌کنند که نسبت سیگنال به نویز (SNR[۲]) را در باندهای فرکانسی متفاوت سمعک اندازه می‌گیرند و تقویت را در باندهای فرکانسی که نسبت سیگنال به نویز خیلی ضعیف است (به این معنی که میزان نویز زیاد بوده) کاهش می‌دهند، البته با این فرض که اطلاعات گفتاری در این باند بسیار کم است.[۷]

امروزه در بسیاری از سمعک‌ها از الگوریتم کاهش نویز به عنوان یک ویژگی استاندارد استفاده می‌شود، اما علی‌رغم استفاده‌ی گسترده از آن، بسیاری از مطالعات[۸-۱۳] گزارش کرده‌اند که الگوریتم کاهش نویز به طور قابل توجهی امتیاز درک گفتار شنونده را با حضور نویز زمینه بهبود نمی‌بخشد؛ با این وجود تعدادی مطالعه نیز نشان داده‌اند که افراد استفاده‌کننده از سمعک معمولا الگوریتم کاهش نویز را در هنگام شنیدن گفتار در حضور نویز زمینه ترجیح می‌دهند.[۶, ۱۴-۱۶] مطالعات قدیم‌تر در حیطه سمعک بیشتر روی بهبود امتیاز درک گفتار در نویز شنوندگان با الگوریتم‌های متفاوت تمرکز کرده‌اند، اما باید توجه داشت چنین اندازه‌گیری‌هایی برای ارزیابی تاثیر کاهش نویز کافی نیست، چون ارتباطات گفتاری شامل عملکردهای نه تنها محیطی بلکه شناختی نیز هستند.[۱۷-۱۹] برای مثال، در ابتدا صدا باید قابل شنیدن باشد و سپس شنونده باید به‌صورت انتخابی تمایل به شنیدن آن صدا داشته باشد و اطلاعات را در حافظه ذخیره کند، از نشانه‌های متنی برای حل هر گونه ابهام استفاده کند و به سرعت پاسخی را اعمال کند.[۲۰] هر گونه اعوجاج یا محدودیتی در سیگنال‌های گفتاری ورودی همراه با نویز زمینه باعث افزایش نیازها و تلاش‌های شنیداری شناختی می‌شود[۲۱, ۲۲]، به‌ویژه اینکه توانایی‌های شناختی و حافظه کاری و سرعت پردازش برای ارتباط گفتاری موثر در حضور نویز ضروری است[۲۳, ۲۴] که با افزایش سن کاهش می‌یابد.[۲۵]

مدل‌های حافظه‌ی کاری نشانگر این مطلب هستند که وقتی ظرفیت محدود آن بنا به درخواست‌های پردازشی پر می‌شود (برای مثال نویز زمینه)، سرعت درک پایین می‌آید و خطاهایی نیز رخ می‌دهد.[۲۶]

در یک مقاله‌ی مروری از ۲۰ مطالعه‌ای که روی درک گفتار و توانایی‌های شناختی کار شده بود، Akeroyek 2008 نشان داد حساسیت شنوایی اولین ضروریت برای عملکرد درک گفتار است و ظرفیت حافظه کاری به عنوان دومین ضروریت مهم است.[۱۹, ۲۳, ۲۴] بنابراین علاوه بر اندازه‌گیری‌های قابلیت شنیداری (برای مثال امتیازات درک گفتار)، اندازه‌گیری‌های شناختی نیز برای ارزیابی فناوری سمعک و الگوریتم‌های پردازشی پیشرفته مثل کاهش نویز نیاز است[۱۸, ۲۰, ۲۷]، اما علاوه بر کاهش دیجیتالی نویز که راجع به آن صحبت شد، برنامه دیگری که به منظور بهبود درک گفتار در محیط‌های نویزی به کار می‌رود، جهت‌داری[۳] است؛ به این صورت که اصوات را بر اساس الگوی فضایی آن‌ها از هم تفکیک کرده و به طور معمول روی صداهایی که از روبرو می‌آیند، تمرکز می‌کند تا سیگنال هدف یا همان گفتار را که در یک محیط شلوغ مد نظر است، شنیده شود تا در نهایت منجر به بهبود نسبت سیگنال به نویز شود.[۶] بنابراین هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر کاهش دیجیتالی نویز در حالت باند وسیع و چندکاناله و اثر آن همراه با جهت‌داری بر روی آزمون ANL[۴] و FARDIN[۵] است.

مواد و روش‌ها

۱۸ فرد بزرگسال دارای کم‌شنوایی حسی–عصبی متوسط از نمونه‌های در دسترس از کلینیک‌های خصوصی در مطالعه حاضر شرکت داشتند. همه‌ی شرکت‌کنندگان فارسی زبان بودند و میانگین سنی آنها ۱۹/۰۰±۶۴/۵۵ بود. برای همه‌ی آنها سمعک به صورت تک‌گوشی و با قالب بدون ونت تجویز می‌شد و در طول کلیه آزمون‌ها گوش دیگر توسط قالب اولیه پوشانده می‌شد.

[1] Digital Noise Reduction
[2] Signal to Noise Ratio
[۳] Directionality (DIR)
[4] Acceptable Noise Level
[5] Farsi Auditory Recognition of Digit In Noise

قبل از شرکت در مطالعه ظرفیت حافظه‌ی کوتاه‌مدت آنها به وسیله‌ی آزمون MMSE[6] مورد ارزیابی قرار گرفت و افرادی که حداقل امتیاز ۲۳ را دریافت کرده بودند، وارد مطالعه شدند.[۲۸] سپس هدف از مطالعه حاضر و نیز روند کار به صورت کامل به شرکت‌کنندگان توضیح داده شد و رضایت‌نامه کتبی نیز از آن‌ها دریافت شد. به منظور ناکارآمدی سمعک در رسیدن به اهداف تقویتی (متناسب با فرمول تقویتی NAL-NL2) در افت‌های بالا، یکی از معیارهای ورود برای افراد این بود که در فرکانس ۴۰۰۰ و ۸۰۰۰Hz افت بدتر از ۷۵ dBHL نداشته باشند.[۲۹]

روش کار

مطالعه حاضر به طور کلی برای هر فرد در دو جلسه انجام شد. در جلسه اول پس از توضیح شفاهی و فرم رضایت‌نامه، به جهت بررسی سلامت گوش خارجی و میانی افراد مورد آزمایشات اتوسکوپی و ایمیتانس اکوستیک قرار گرفتند. سپس آزمون ادیومتری تن خالص انجام شد تا معیارهای ورود به مطالعه مورد بررسی قرار گیرند. در این مرحله، از گوش آن‌ها قالب اولیه گرفته شد و قالب‌ها از نوع کاملا بسته ساخته و تهیه شد. قالب‌ها ونت نداشتند (قالب‌ها به جهت جلوگیری از تاثیر اجتناب‌ناپذیر تجویز باز روی بهبود نسبت سیگنال به نویز[۳۰،۳۱]، به صورت بسته و بدون ونت تهیه شدند). سپس در جلسه دوم سمعک با استفاده از دستگاه REM[7] تنظیم شد و دو آزمون ANL و FARDIN برای هر فرد به صورت پراکنده و تصادفی در ۶ حالت مختلف تنظیمی انجام شد.

تنظیم سمعک

به منظور ایجاد شرایط یکسان در خصوص دو برنامه جهت‌داری و کاهش دیجیتالی نویز، در مطالعه حاضر از یک سمعک پشت گوشی برای همه افراد استفاده شد. سمعک مورد نظر مدل Motion 301 P BTE از شرکت زیمنس آلمان بود (Siemens Hearing Instruments Inc., Erlangen, Germany).

برای تنظیم سمعک از فرمول NAL-NL2 استفاده شد؛ به طوری که میزان تقویت سمعک برای ورودی‌های ۵۰، ۶۵ و ۸۰ dB SPL در حدود ۵± dB اهداف تقویتی بود. تقویت تراکمی به صورت پیش‌فرض در نظر گرفته شده بود، مگر در مواردی خاص که برای رسیدن به اهداف تقویتی باید تغییر داده می‌شدند. برای کنترل حداکثر خروجی سمعک از ورودی تن خالص با شدت ۹۰ dB SPL استفاده شد. در طی همه‌ی شرایط آزمایشی سایر گزینه‌ها و فناوری‌های پردازشی از جمله Sound Smoothing, eWindScreen, Feedback Stopper غیرفعال و خاموش شده بودند. برای هر فرد، ۶ حالت مختلف تنظیمی از نظر جهت‌داری و کاهش دیجیتالی نویز وجود داشت (جدول ۱).

جدول ۱: شش حالت مختلف تنظیمی از نظر DIR و DNR

شماره	وضعیت تنظیمی	DNR تنظیمات	DIR تنظیمات
۱	Omnidirectional	Off	Omnidirectional Microphone
۲	Omnidirectional-broadband DNR Condition	On–Broadband	Omnidirectional Microphone
۳	Omnidirectional-multichannel DNR Condition	On – Multichannel	Omnidirectional Microphone
٤	Directional Condition	Off	Directional Microphone
٥	Directional-broadband DNR Condition	On–Broadband	Directional Microphone
٦	Directional-multichannel DNR Condition	On–Multichannel	Directional Microphone

مواد آزمونی

ANL

در سال ۱۹۹۱ Nabelek و همکارانش آزمونی به نام ANL طراحی کردند که در آن حداکثر میزان نویزی را که فرد می‌توانست حین گوش دادن به گفتار در حال پخش تحمل کند، اندازه می‌گرفت. نسخه‌ی فارسی ANL که در مطالعه حاضر از آن استفاده شده است توسط احمدی و همکارانش تولید و اعتبارسنجی شده است.[۳۲] در این نسخه، یک داستان توسط گوینده خانم روایت می‌شود و نویز زمینه‌ی آن نویز همهمه (۱۲ گوینده‌ای) است. به منظور انجام آزمون در اتاق اکوستیک، فرد روی صندلی نشست و داستان و نویز به ترتیب از دو بلندگو در فواصل یک متری جلو (صفر آزیموت) و عقب (۱۸۰ آزیموت) فرد توسط یک CD Player و ادیومتر کالیبره‌شده، پخش شد. قبل از آزمون، توضیحات لازم به فرد در مورد روند انجام آزمون داده شد و اینکه او باید چه کاری را حین آزمون انجام دهد. برای تعیین

[6] Mini-Mental State Examination
[7] Real Ear Measurement

ANL فرد ابتدا باید راحت‌ترین سطح شنوایی (MCL[8]) و سطح نویز زمینه(BNL[9]) فرد اندازه‌گیری شود. برای اندازه‌گیری راحت‌ترین سطح شنوایی، گفتار (در سکوت) در سطح ۳۰ dB HL از بلندگوی جلویی فرد پخش شد. گفتار در گام‌های ۵ dB افزایش و کاهش داده شد و فرد باید با اشاره دست خود به بالا و پایین نشان می‌داد که صدا برای او زیاد یا کم است، سپس به همین ترتیب گفتار را در گام‌های ۲dB بالا و پایین برده شد تا در نهایت MCL دقیق فرد تعیین شود. ۲ بار MCL به دست آمد و در نهایت میانگین این دو عدد به عنوان MCL فرد در نظر گرفته شد.

برای اندازه‌گیری BNL فرد، در حالی که گفتار از بلندگوی جلویی پخش می‌شود، نویز در سطح ۳۰ dB HL از بلندگوی عقبی پخش می‌شود. سپس همانند MCL، برای BNL نیز ابتدا در گام‌های ۵dB و سپس در گام‌های ۲dB اندازه‌گیری می‌شود تا در نهایت، BNL دقیق فرد به دست بیاید؛ یعنی حداکثر سطحی از نویز که فرد می‌تواند آن را تحمل کرده و در عین حال گفتار را دنبال کند. برای BNL نیز سه بار اندازه‌گیری انجام شده و میانگین این ۳عدد BNL نهایی فرد را می‌سازد.

در نهایت، با تفریق BNL از MCL (ANL=MCL-BNL) ANL فرد محاسبه می‌شود. ANL کمتر به معنی این است که فرد شرکت‌کننده سطح نویز بالاتری را می‌تواند تحمل کند. ANL برای ۶ حالت مختلف تنظیمی (جدول ۱) محاسبه شده است.

FARDIN

در مطالعه حاضر آزمون FARDIN به عنوان نسخه فارسی آزمون WRDT[10] استفاده شده است[۳۳]، که توسط حیدری (۲۰۱۵) و مهدوی (۲۰۱۷) و همکارانشان تولید و اعتبارسنجی شده است.

در این آزمون از اعداد تک‌سیلابی ۱۰-۱ به صورت ترکیب‌های سه‌تایی استفاده شده که از نسبت سیگنال به نویز ۵+ شروع شده و به نسبت سیگنال به نویز ۱۶- ختم می‌شود. در این آزمون از نویز همهمه‌ی چند گوینده (۳ زن و ۳ مرد) استفاده شده است. ۲۵۰ ms قبل از هر ترکیب سه‌تایی اعداد، کلمه "بگو" شنیده می‌شود.

تفاوتی که روند انجام این آزمون در مقایسه با آزمون ANL دارد در این است که در اینجا نویز و اعداد (توسط لپ‌تاپ و ادیومتر کالیبره-شده) هم‌زمان از بلندگوی جلویی فرد پخش می‌شود. اعداد در سطح ابتدایی ۱۵ dB SL (۱۵dB بالاتر از MCL فرد که در آزمون ANL به دست آمده است) پخش می‌شود. بین هر عدد در ترکیب سه‌تایی ۵۰۰ ms و بین هر ترکیب با ترکیب بعدی ۵ ثانیه زمان وقفه وجود دارد. در نهایت SNR که در آن، فرد ۵۰٪ از اعداد را درست تشخیص می‌دهد، به وسیله‌ی فرمول Spearman-Karber مشخص می‌شود.[۳۳، ۳۴]

به منظور آنالیز نتایج مطالعه حاضر از نرم‌افزار SPSS (v24.0) استفاده شد. پارامترهای آمار توصیفی مانند میانگین و انحراف معیار برای هر کدام از آزمون‌های ANL و FARDIN به دست آمد. برای مقایسه معناداری بین حالت‌های مختلف در دو آزمون از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد و Bonferroni به عنوان آزمون post hoc انتخاب شد. برای بررسی همبستگی بین نتایج این دو آزمون، آزمون ضریب همبستگی پیرسون مورد استفاده قرار گرفت.

یافته‌ها

در مطالعه‌ی حاضر، تعداد ۱۸ نفر (۸ مرد و ۱۰ زن) با کم‌شنوایی حسی-عصبی متوسط و بدون هیچ‌گونه مشکل انتقالی و حافظه‌ی کوتاه-مدت با محدوده‌ی سنی ۲۵ تا ۸۳ سال (میانگین ۱۹/۰۰±۶۴/۵۵) حضور داشتند. در این پژوهش، مقادیر MCL، BNL و ANL و نیز مقدار SNR50% در آزمون FARDIN ۶ مرتبه (در ۶ حالت مختلف تنظیمی سمعک) برای هر فرد به دست آمد. ضمن اینکه مقدار ANL در حالت بدون سمعک نیز محاسبه شد.

ANL

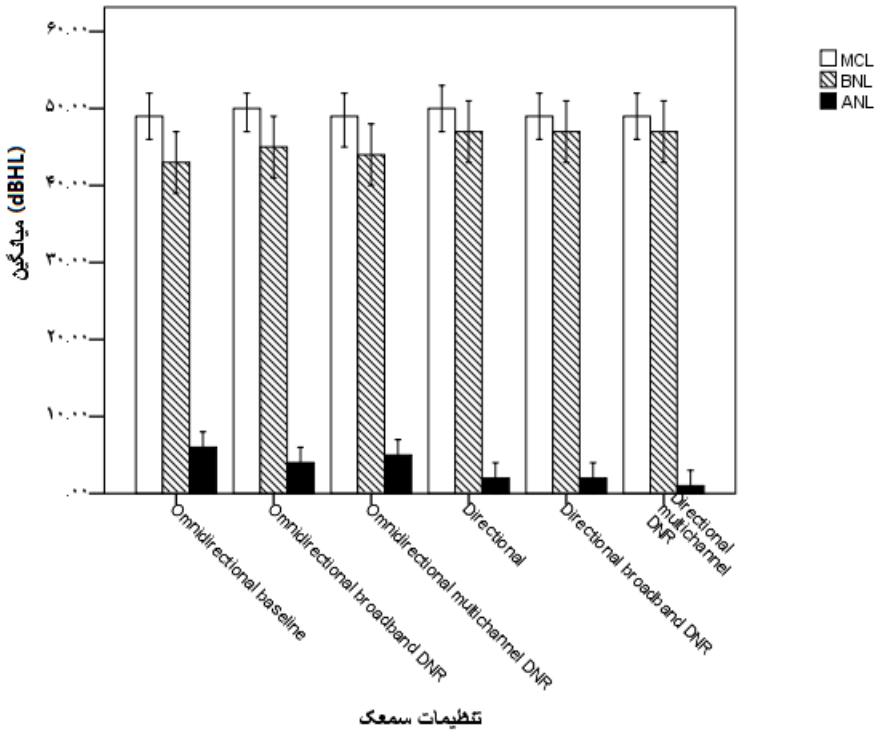
امتیاز ANL در شش حالت مختلف تنظیمی در محدوده‌ی بین ۳- تا ۱۴dB قرار داشت. میانگین ANL برای شش حالت مختلف عبارتند از: ۶/۰۰، ۴/۳۳، ۵/۰۰، ۲/۶۷، ۲/۲۸ و ۱/۵۶ به ترتیب برای حالت‌های Omnidirectional –DNR/off ، Omnidirectional–Broadband DNR، Omnidirectional–Multichannel DNR، Directional–DNR/off، Directional–Broadband DNR، Directional–Multichannel DNR (جدول شماره ۲).

[8] Most Comfortable Level
[9] Background Noise Level
[10] Word Recognition of Digit in Triplet

جدول ۲: شاخص‌های آماری امتیاز ANL در ٦ حالت مختلف تنظیمی

حالت تنظیمی	میانگین (dBHL)	انحراف معیار (dBHL)	حداقل (dBHL)	حداکثر (dBHL)	محدوده (dBHL)
(Baseline) Omnidirectional–DNR/off	۶/۰۰	۴/۹۸	۰	۱۴	۱۴
Omnidirectional–Broadband DNR	۴/۳۳	۴/۲۵	۰	۱۳	۱۳
Omnidirectional–Multichannel DNR	۵/۰۰	۴/۶۰	−۱	۱۴	۱۵
Directional–DNR/off	۲/۶۷	۴/۱۸	−۳	۱۲	۱۵
Directional–Broadband DNR	۲/۲۸	۵/۱۸	−۳	۱۳	۱۶
Directional–Multichannel DNR	۱/۵۶	۴/۴۰	−۳	۱۱	۱۴
Without Hearing Aid	۱/۲۸	۳/۸۱	−۳	۱۳	۱۶

در نمودار شماره‌ی ۱، میانگین امتیازهای ANL، MCL و BNL در حالت‌های مختلف تنظیمی نشان داده شده است.



نمودار ۱: میانگین امتیازهای ANL، BNL و MCL در حالت‌های مختلف تنظیمی

به منظور بررسی اختلاف میانگین‌ها بین حالت‌های مختلف تنظیمی از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر استفاده شد که برای ANL در شش حالت مختلف تنظیمی اختلاف معنادار به دست آمد. ($F_{(1, 16)}=47.901$, $p<0.001$) از آزمون Bonferroni به منظور آزمون post hoc برای مقایسه جزئی بین حالت‌ها استفاده شد و نتایج این‌گونه بود:

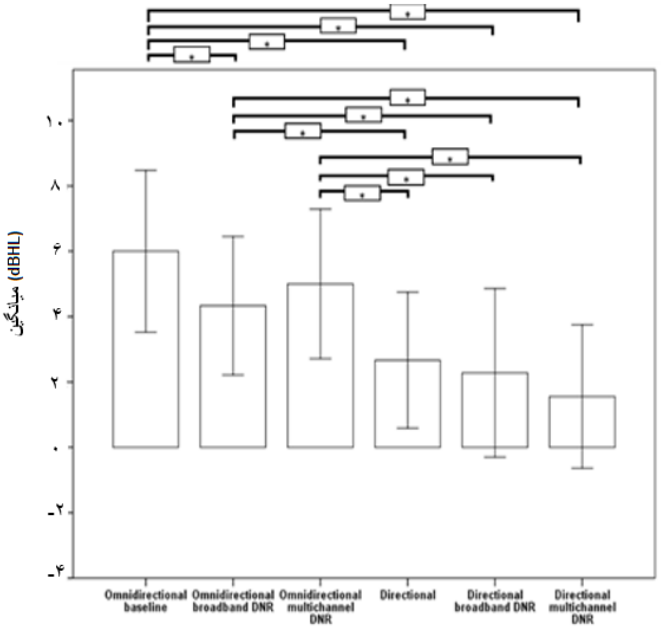
- میانگین ANL بین دو حالت Omnidirectional–DNR/off و Directional–DNR/off تفاوت معناداری داشت. (P=0.047)
- میانگین ANL بین دو حالت Omnidirectional–DNR/off و Directional–Broadband DNR تفاوت معناداری داشت. (P<0.003)
- میانگین ANL بین دو حالت Omnidirectional–DNR/off و Directional–Multichannel DNR تفاوت معناداری داشت. (P=0.001)
- میانگین ANL بین دو حالت Omnidirectional–Broadband DNR و Directional–DNR/off تفاوت معناداری داشت. (P<0.049)

- میانگین ANL بین دو حالت Omnidirectional–Broadband DNR f و Directional–Broadband DNR تفاوت معناداری داشت. (P‹0.03)
- میانگین ANL بین دو حالت Omnidirectional–Broadband DNR و Directional–Multichannel DNR تفاوت معناداری داشت. (P‹0.005)
- میانگین ANL بین دو حالت Omnidirectional–Multichannel DNR و Directional–DNR/off تفاوت معناداری داشت. (P‹0.005)
- میانگین ANL بین دو حالت Omnidirectional–Multichannel DNR و Directional–Broadband DNR تفاوت معناداری داشت. (P‹0.001)
- میانگین ANL بین دو حالت Omnidirectional–Multichannel DNR و Directional–Multichannel DNR تفاوت معناداری داشت. (P‹0.002)

جدول ۳: اختلاف میانگین‌ها بین حالت‌های مختلف تنظیمی برای امتیاز ANL

وضعیت‌های تنظیمی سمعک	Omnidirectional–Broadband DNR	Omnidirectional–Multichannel DNR	Directional	Directional–Broadband DNR	Directional–Multichannel DNR
Omnidirectional–DNR/off (Baseline)	۰/۰۲۰*	۰/۲۱۱	۰/۰۰۳*	۰,۰۰۰**	۰,۰۰۰**
Omnidirectional–Broadband DNR		۰/۲۲۳	۰/۰۰۳*	۰/۰۰۲*	۰,۰۰۰**
Omnidirectional–Multichannel DNR			۰/۰۰۴*	۰,۰۰۰**	۰,۰۰۰**
Directional				۰/۵۸۲	۰/۱۸۴
Directional–Broadband DNR					۰/۷۳۰

میانگین ANL در حالت‌های مختلف و جفت حالت‌های با اختلاف معنادار را می‌توانید در نمودار شماره ۲ مشاهده کنید.



نمودار ۲: میانگین ANL در حالت‌های مختلف تنظیمی و نمایش حالت‌های با اختلاف معنادار

میانگین امتیازهای ANL در حالت‌های مختلف تنظیمی را مشاهده می‌کنید. بین حالت‌های Omnidirectional–DNR/off و Directional/DNR/off، Omnidirectional–DNR/off و Directional–Broadband DNR، Omnidirectional–DNR/off و Directional–Multichannel DNR، Omnidirectional–Broadband DNR و Directional/DNR/off، Omnidirectional–Broadband DNR و Directional–Broadband DNR، Omnidirectional–Broadband DNR و Directional–Multichannel DNR، Omnidirectional–Multichannel DNR و Directional/DNR/off، Omnidirectional–Multichannel DNR و Multichannel DNR و Directional–Broadband DNR، Omnidirectional–Multichannel DNR و Directional–Multichannel DNR اختلاف معنادار وجود دارد.

این نتایج نشانگر سه مطلب است: ۱) در مقایسه با جهت‌داری، کاهش دیجیتالی نویز به صورت قابل توجهی میزان نویز را کاهش نمی‌دهد، ۲) در بین همه این حالت‌ها، حالت Omnidirectional–DNR/off و Omnidirectional–Broadband DNR در مقایسه با سایر حالت‌ها، ضعیف‌ترین‌ها از نظر شنیدن در نویز هستند و ۳) جهت‌داری همیشه و در همه حالت‌ها باعث افزایش پذیرش نویز می‌شود.

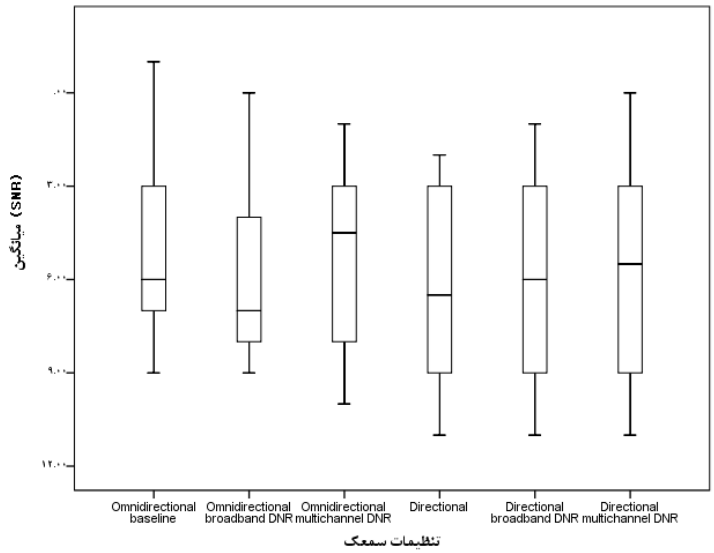
FARDIN

امتیاز $SNR_{50\%}$ در آزمون FARDIN در شش حالت مختلف تنظیمی در محدوده‌ی بین ۱۱/۵- تا ۲/۲- dB بود. میانگین $SNR_{50\%}$ برای شش حالت مختلف به این‌صورت بود: ۵/۶۲-، ۶/۳۸-، ۵/۸۹-، ۶/۷۰-، ۶/۶۱- و ۶/۱۴- به ترتیب برای حالت‌های Omnidirectional–DNR/off، Omnidirectional–Broadband DNR، Omnidirectional–Multichannel DNR، Directional–DNR/off، Directional–Broadband DNR، Directional–Multichannel DNR (جدول شماره ۳).

جدول ۳: شاخص‌های آماری امتیاز FARDIN در ٦ حالت مختلف تنظیمی

حالت تنظیمی	میانگین(SNR)	انحراف معیار(SNR)	حداقل(SNR)	حداکثر(SNR)	محدوده(SNR)
Omnidirectional–DNR/off (Baseline)	-۵/۶۲	۲/۸۶	-۹/۸۰	۱/۲۰	۱۱/۰۰
Omnidirectional–Broadband DNR	-۶/۳۸	۲/۶۹	-۹/۰۸	-۰/۲۰	۹/۶۰
Omnidirectional–Multichannel DNR	-۵/۸۹	۳/۰۴	-۱۰/۵۰	-۱/۲۰	۹/۳۰
Directional–DNR/off	-۶/۷۰	۳/۰۵	-۱۱/۵۰	-۲/۲۰	۹/۳۰
Directional–Broadband DNR	-۶/۶۱	۲/۸۸	-۱۱/۵۰	-۱/۵۰	۱۰/۰۰
Directional–Multichannel DNR	-۶/۱۴	۳/۲۸	-۱۱/۲۰	۰/۲۰	۱/۴۰

در نمودار شماره ۳ میانگین $SNR_{50\%}$ در حالت‌های مختلف تنظیمی نشان داده شده است.



نمودار ۳: میانگین $SNR_{50\%}$ در آزمون FARDIN در حالت‌های مختلف تنظیمی

همانند آزمون ANL، برای آزمون FARDIN نیز از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر استفاده شد که برای FARDIN بین شش حالت مختلف تنظیمی اختلاف معنادار به دست نیامد ($F_{(1, 16)}=1.611$, $p<0.3$). برای بررسی ارتباط بین نتایج ANL و FARDIN، از آزمون همبستگی پیرسون استفاده شد. نتیجه این‌گونه بود که هیچ همبستگی معناداری بین حالت‌های مختلف تنظیم سمعک هنگام ANL و FARDIN یافت نشد. تمامی ارزیابی‌ها و آنالیزهای مطالعه حاضر توسط نرم‌افزار SPSS24 انجام شده است.

بحث

در حال حاضر رویکردهای بالینی و برنامه‌های پردازشی متفاوتی به منظور بهبود درک گفتار، مخصوصا در محیط‌های نویزی وجود دارد که شامل تقویت دوگوشی، کاهش تقویت فرکانس‌های پایین، تقویت تراکمی و فناوری کاهش دیجیتالی نویز و میکروفون‌های جهت‌دار است که این دو مورد آخری از مهمترین فناوری‌های سمعک می‌باشد.

آنچه در مطالعه حاضر انجام شد، بررسی تاثیر این دو برنامه روی راحتی شنوایی و درک گفتار در نویز افراد با افت شنوایی حسی–عصبی توسط دو آزمون ANL و FARDIN بود و آنچه در نتیجه به دست آمد این بود که هر دو برنامه‌ی جهت‌داری و کاهش دیجیتالی نویز منجر به راحتی شنوایی افراد شدند؛ در حالی که این برنامه‌ها هیچ‌گونه تاثیر مثبت یا منفی در درک گفتار در نویز آنها نداشت.

به طور کلی نتایج به دست آمده در مطالعه حاضر نشان داد که هر دو فناوری جهت‌داری و کاهش دیجیتالی نویز موجب بهتر شدن ANL می‌شود. در راستای همین نتایج، در مطالعات Peeters و همکارانش در سال (۲۰۰۹)[۳۵] و نیز Lowery و همکاران در سال۲۰۱۳[۳۶] این نتیجه حاصل شد که سودمندی این دو فناوری در رتبه اول برای حالتی است که این دو به صورت ترکیبی، سپس برای DIR و در نهایت کاهش دیجیتالی نویز (DIR/DNR≥DIR≥DNR) استفاده شوند. در نتایج ANL، آنچه که مشخص است بهبودی امتیاز ANL در مقایسه با حالت Omnidirectional–DNR/off میانگین بهبودی مربوط به DIR ۳/۳ dB، ۱/۳۳ dB برای کاهش دیجیتالی نویز و۴/۰۸ dB برای وقتی بود که هر دوی این فناوری‌ها با هم مورد استفاده قرار گیرند؛ در حالی که در آزمون FARDIN در کلیه‌ی حالت‌های DNR/DIR بهبودی در درک گفتار در نویز ایجاد نشد، ولی موجب بدتر شدن آن نیز نشد.

در رابطه با نتایج مربوط به کاهش دیجیتالی نویز، آنچه که به دست آمد این بود که برنامه کاهش دیجیتالی نویز موجب بهبودی ANL یا همان راحتی شنیداری در نویز می‌شود؛ در حالی که در درک گفتار در نویز تاثیری نداشته و آن را بدتر نیز نمی‌کند.

در راستای همین نتیجه، در مطالعه‌ی R.Benthler و همکارانش که در سال ۲۰۰۸ انجام شد این نتیجه حاصل شد که میزان راحتی شنیداری در حالت DNR-on به طور قابل توجهی بهتر از حالت DNR-off است؛ اگرچه که از نظر کیفیت صدا این دو حالت فرق چندانی با هم نداشتند.[۱۴] در سال ۲۰۰۰ نیز Brayan E.W و همکارانش به این نتیجه رسیدند که کاهش دیجیتالی نویز باعث بهبودی راحتی شنوایی می‌شود، ولی تاثیر کمی در درک گفتار می‌گذارد.[۱۰] در سال ۲۰۰۵ Todd A. و همکارانش گزاش کردند که کاهش دیجیتالی نویز تاثیر مثبت یا منفی بر درک گفتار در نویز ندارد، ولی کیفیت صدا را بهتر می‌کند.[۶] نتیجه‌ای که Mueller در سال ۲۰۰۶ به دست آورد نیز در همین راستا است که کاهش دیجیتالی نویز راحتی شنوایی را افزایش می‌دهد و تاثیری بر آزمون HINT ندارد.[۳۷]

طبق آنچه که در نتایج دیده شد، اگرچه الگوریتم جهت‌داری در مقایسه با کاهش دیجیتالی نویز سهم بیشتری دارد، اما الگوریتم کاهش دیجیتالی نویز در کنار جهت‌داری سودمندی بیشتری را به همراه می‌آورد.

این سوال که کاهش دیجیتالی نویز به طور دقیق چه تاثیری بر استفاده‌کنندگان از سمعک دارد، هنوز به عنوان چالشی در مطالعات مطرح است. برای مثال، مطالعات مختلفی مدعی هستند که کاهش دیجیتالی نویز منجر به بهبود درک گفتار[۳۵]، کیفیت صدای بهتر[۶] و یا بهبود راحتی شنیداری[۶، ۱۴، ۳۷، ۳۸] می‌شود، حال آن که در مقابل آن، مطالعاتی با نتایج مخالف[۳۹، ۴۰] نیز وجود دارد. اگرچه که هدف نهایی کاهش دیجیتالی نویز بهبود درک گفتار در نویز در افراد است، ولی هر گونه بهبودی در راحتی شنوایی یا کیفیت صدا را نیز می‌توان به عنوان ارتقای سطح ارتباطی افراد استفاده‌کننده از سمعک تفسیر کرد.

نتایج مطالعه‌ی حاضر نشان داد که این دو الگوریتم نه تنها باعث کاهش درک گفتار در نویز نشد، بلکه راحتی شنیداری را برای فرد بهبود بخشید. این نتایج برای حالتی است که نویز و گفتار از روبروی فرد می‌آیند، شرایطی که یکی از سخت‌ترین حالت‌های شنیداری برای فردی است که سمعک دارد. حالت Directional–Multichannel DNR بهترین و موثرترین حالت سمعک از نظر راحتی شنیداری و درک گفتار در نویز برای متوسط شرکت‌کننده‌ها بود، در حالی که Omnidirectional–DNR/off بدترین حالت بود. با توجه به نتایج، الگوریتم کاهش دیجیتالی نویز راحتی شنیداری در نویز را برای افراد فراهم می‌کند[۶]، ولی برای درک گفتار در نویز موثر نبوده است.[۳، ۶، ۱۲] از آنجایی که این دو فناوری جهت‌داری و کاهش دیجیتالی نویز باعث بهبود در راحتی شنیداری شده، و در درک گفتار نیز تاثیری ندارند، لذا توصیه می‌شود که در زمینه بالینی و برای تنظیم سمعک این دو گزینه فعال شوند.

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که جهت‌داری و کاهش دیجیتالی نویز باعث بهبودی راحتی شنیداری می‌شود، اما این یافته‌ها محدود به سمعک خاص مورد استفاده در این مطالعه و نیز شرایط آزمایشگاهی خاص در این مطالعه است؛ برای مثال در این مطالعه آزمایشات با

تجویز کاملا بسته انجام شد، در حالی که تجویز باز باعث کاهش اثر در سودمندی جهت‌داری و کاهش دیجیتالی نویز خواهد بود.[۳۰، ۳۱] همچنین رویکردهای متنوعی برای فعال کردن جهت‌داری و کاهش دیجیتالی نویز در سمعک‌های مختلف وجود دارد. به علاوه اینکه کاهش میزان بهره در سیستم کاهش دیجیتالی نویز در سمعک‌های مختلف موجود در بازار بسیار متفاوت است. در دنیای واقعی که منابع صوتی متفاوت با موقعیت‌های مکانی مختلف وجود دارد، همین‌طور وجود یا عدم وجود انعکاس نتایج می‌تواند متفاوت با نتایج مطالعه حاضر باشد، اما چیزی که مشخص است اهمیت و نقش ANL در ارزیابی سودمندی الگوریتم‌های پردازشی در سمعک است.[۴، ۳۸]

نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که هر دو برنامه‌ی جهت‌داری و کاهش دیجیتالی نویز منجر به راحتی شنوایی افراد شدند؛ در حالی که این برنامه‌ها هیچ‌گونه تاثیر مثبت یا منفی در درک گفتار در نویز آنها نداشتند و اینکه بسته به حالت تنظیمی سمعک از نظر این دو برنامه، سودمندی متفاوت حاصل می‌شد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر بر اساس پایان‌نامه (مقطع کارشناسی ارشد شنوایی‌شناسی) خانم رقیه احمدی، به راهنمایی آقای دکتر حمید جلیلوند می‌باشد. بدین‌وسیله از تمام اساتید و نیز عزیزانی که در انجام این تحقیق ما را یاری نمودند و از دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی برای حمایت-های بی‌دریغشان 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. Palmer CV, Bentler R, Mueller HG. Amplification with digital noise reduction and the perception of annoying and aversive sounds. Trends in Amplification. 2006;10(2):95-104.
3. Alcántara JI, Moore BC, Kühnel V, Launer S. Evaluation of the noise reduction system in a commercial digital hearing aid: Evaluación del sistema de reducción de ruido en un auxiliar auditivo digital comercial. International Journal of Audiology. 2003;42(1):34-42.
4. Freyaldenhoven MC, Nabelek AK, Burchfield SB, Thelin JW. Acceptable noise level as a measure of directional hearing aid benefit. Journal of the American Academy of Audiology. 2005;16(4):228-36.
5. Bentler RA. Effectiveness of directional microphones and noise reduction schemes in hearing aids: A systematic review of the evidence. Journal of the American Academy of Audiology. 2005;16(7):473-84.
6. Ricketts TA, Hornsby BW. Sound quality measures for speech in noise through a commercial hearing aid implementing. Journal of the American Academy of Audiology. 2005;16(5):270-7.
7. Dillon H, Lovegrove R. Single microphone noise reduction systems for hearing aids: A review and an evaluation. Acoustical factors affecting hearing aid performance. 1993;20:353-70.
8. Levitt H. Transformed up-down methods in psychoacoustics. The Journal of the Acoustical society of America. 1971;49(2B):467-77.
9. Bray V, Nilsson M. Additive SNR benefits of signal processing features in a directional DSP aid. Hear Rev. 2001;8(12):48-51.
10. Walden BE, Surr RK, Cord MT, Edwards B, Olson L. Comparison of benefits provided by different hearing aid technologies. Journal of the American Academy of Audiology. 2000;11(10):540-60.
11. Boymans M, Dreschler WA, Schoneveld P, Verschuure H. Clinical evaluation of a full-digital in-the-ear hearing instrument. Audiology. 1999;38(2):99-108.
12. Boymans M, Dreschler WA. Field Trials Using a Digital Hearing Aid with Active Noise Reduction and Dual-Microphone Directionality: Estudios de campo utilizando un audifono digital con reduccion activa del ruido y micrófono de direccionalidad dual. Audiology. 2000;39(5):260-8.
13. Valente M, Fabry D, Potts LG, Sandlin RE. Comparing the performance of the Widex SENSO digital hearing aid with analog hearing aids. Journal of the American Academy of Audiology. 1998;9.(۵)
14. Bentler R, Wu Y-H, Kettel J, Hurtig R. Digital noise reduction: Outcomes from laboratory and field studies. International Journal of Audiology. 2008;47(8):447-60.
15. Preves DA, editor Approaches to noise reduction in analog, digital, and hybrid hearing aids. Seminars in Hearing; 1990: Copyright© 1990 by Thieme Medical Publishers, Inc.
16. Keidser G. Selecting different amplification for different listening conditions. JOURNAL-AMERICAN ACADEMY OF AUDIOLOGY. 1996;7:92-104.
17. Rönnberg J, Rudner M, Lunner T, Zekveld AA. When cognition kicks in: Working memory and speech understanding in noise. Noise and Health. 2010;12(49):263.

18. Pichora-Fuller M, Palmer C, Seewald R. Audition and cognition: What audiologists need to know about listening. Hearing care for adults. 2007:71-85.
19. Humes LE. The contributions of audibility and cognitive factors to the benefit provided by amplified speech to older adults. Journal of the American Academy of Audiology. 2007;18(7):590-603.
20. Edwards B. The future of hearing aid technology. Trends in amplification. 2007;11(1):31-45.
21. Ronnberg J. Cognition in the hearing impaired and deaf as a bridge between signal and dialogue: A framework and a model. International Journal of Audiology. 2003;42:S68-S76.
22. Gordon-Salant S, Fitzgibbons PJ. Selected cognitive factors and speech recognition performance among young and elderly listeners. Journal of Speech, Language, and Hearing Research. 1997;40(2):423-31.
23. Akeroyd MA. Are individual differences in speech reception related to individual differences in cognitive ability? A survey of twenty experimental studies with normal and hearing-impaired adults. International Journal of Audiology. 2008;47(sup2):S53-S71.
24. Vaughan N, Storzbach D, Furukawa I. Sequencing versus nonsequencing working memory in understanding of rapid speech by older listeners. Journal of the American Academy of Audiology. 2006;17(7):506-18.
25. Salthouse T. A theory of cognitive aging: Elsevier; 2000.
26. Daneman M, Carpenter PA. Individual differences in working memory and reading. Journal of verbal learning and verbal behavior. 1980;19(4):450-66.
27. Desjardins JL, Doherty KA. Age-related changes in listening effort for various types of masker noises. Ear and hearing. 2013;34(3):261-72.
28. Ansari NN, Naghdi S, Hasson S, Valizadeh L, Jalaie S. Validation of a Mini-Mental State Examination (MMSE) for the Persian population: a pilot study. Applied neuropsychology. 2010;17(3):190-5.
29. Neher T, Grimm G, Hohmann V. Perceptual consequences of different signal changes due to binaural noise reduction: do hearing loss and working memory capacity play a role? Ear and hearing. 2014;35(5):e213-e27.
30. Kuk F, Keenan D. How do vents affect hearing aid performance? Hearing Review. 2006;13(2):34.
31. Winkler A, Latzel M, Holube I. Open versus closed hearing-aid fittings: A literature review of both fitting approaches. Trends in hearing. 2016;20:2331216516631741.
32. Ahmadi A, Fatahi J, Jalilvand H, Jalaie S. Developing and evaluating the reliability of acceptable noise level test in Persian language. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2015;4(2):109-17.
33. Wilson RH, Burks CA, Weakley DG. Word recognition of digit triplets and monosyllabic words in multitalker babble by listeners with sensorineural hearing loss. Journal of the American Academy of Audiology. 2006;17(6):385-97.
34. Heidari M, Mahdavi ME, Heidari F, Baghban AA. Auditory recognition of Persian digits in multi-talker babble noise: a preliminary study. Auditory and Vestibular Research. 2015;24(3):134-40.
35. Peeters H, Kuk F, Lau C-c, Keenan D. Subjective and objective evaluation of noise management algorithms. Journal of the American Academy of Audiology. 2009;20(2):89-98.
36. Lowery KJ, Plyler PN. The effects of noise reduction technologies on the acceptance of background noise. Journal of the American Academy of Audiology. 2013;24(8):649-59.
37. Mueller HG, Weber J, Hornsby BW. The effects of digital noise reduction on the acceptance of background noise. Trends in Amplification. 2006;10(2):83-93.
38. 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.
39. Brons I, Houben R, Dreschler WA. Effects of noise reduction on speech intelligibility, perceived listening effort, and personal preference in hearing-impaired listeners. Trends in hearing. 2014;18:2331216514553924.
40. Auriemmo J, Kuk F, Lau C, Dornan BK, Sweeton S, Marshall S, et al. Efficacy of an adaptive directional microphone and a noise reduction system for school-aged children. Journal of Educational Audiology. 2009;15:15-27.