Application of Percentile Analysis in Verification of Hearing Aid Using International Speech Test Signal (ISTS): Review Article

Masoud Bolandi Shirejini*[1], Ahmadreza Nazeri [2], Athare Farahani[3]

1. Student Researcyh Committee. MSc Student in Audiology, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
2. Assistance Professor of Audiology, Member of Audiology Deptartment, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
3. MSc Student of Audiology, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Received: 2017. March.30 Revised: 2017. July.25 Accepted: 2017. August.18

Abstract

Background and Aims: Modern hearing aids are often nonlinear and they have dynamic features such as noise reduction and feedback cancellation. Thus, these hearing aids will react to speech differently compared with sinusoidal and none modulated stimulants. Speech is the most important stimulus encountered by hearing aid wearers. For this reason, the use of static stimulus such as pure tone sweeps and non-modulated noises in the assessment and verification of hearing aids is not appropriate. The purpose of the present article was to introduce the new method of Percentile Analysis in verification of hearing aid using International Speech Test Signal (ISTS) to reduce the differences between clinical, improve fine tuning of hearing aids, prevent annoyance caused by loud portion of speech, and not hearing the soft portion of speech.

Materials and Methods: We searched the subject of hearing aids verification in Google scholar, Proquest, Pubmed, and Sciencedirect databases among the studies published between 1990-2017 using the following keywords: Verification, Speech Mapping, International Speech Test Signal, and Percentile analysis. A total of 40 papers were found among which 32 were selected. The Application of Percentile Analysis in Verification of Hearing Aid Using International Speech Test Signal (ISTS) was reviewed based on these original articles and three related text books.

Conclusion: ISTS is known as a common speech stimulus. Because this stimulus has all the features of a live speech, it can be used in audiology clinics as a common stimulus for assessment and verification of hearing aids. Therefore, the time and spectral characteristics of speech stimulus will be stable between audiology clinics. In this case, we can use Percentile Analysis to obtain dynamic range of the input and output sounds of hearing aids, gain, and amount of hearing aid compression from one clinic to another. Also, because speech is a dynamic stimulus, Percentile Analysis will allow us to fit the gain and compression features of hearing aid in a successful way. Therefore, that loud portion of speech does not exceed from uncomfortable loudness levels and the soft portion of speech will be above hearing thresholds.

Keywords: Percentile Analysis**;** ISTS, Hearing Aid Verification; Real Ear Measurement; Dynamic Range of Speech

Cite this article as: Masoud Bolandi Shirejini, Ahmadreza Nazeri, Athare Farahani. Application of Percentile Analysis in Verification of Hearing Aid Using International Speech Test Signal (ISTS): Review Article. J Rehab Med. 2018; 7(1): 274-283.

* **Corresponding Author:** Masoud Bolandi Shirejini, MSc Student in Audiology, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
Email: masoud.audio@yahoo.com

DOI: 10.22037/jrm.2018.110868.1584

کاربرد آنالیز درصدی با استفاده از سیگنال بین‌المللی آزمون گفتاری (ISTS) در راستی آزمایی سمعک: مقاله مروری

مسعود بلندی شیره‌جینی[1*]، احمدرضا ناظری[2]، اطهره فراهانی[3]

۱. کمیته پژوهشی دانشجویان. دانشجوی کارشناسی ارشد، شنوایی‌شناسی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهیدبهشتی، تهران، ایران
۲. استادیار گروه شنوایی‌شناسی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
۳. دانشجوی کارشناسی ارشد، شنوایی‌شناسی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

*** دریافت مقاله ۱۳۹۶/۰۱/۱۰ بازنگری مقاله ۱۳۹۶/۰۵/۰۳ پذیرش مقاله ۱۳۹۶/۰۵/۲۸ ***

چکیده

مقدمه و اهداف

سمعک‌های امروزی اغلب غیرخطی بوده و دارای ویژگی‌های پویا، از قبیل سیستم کاهنده نویز و حذف فیدبک می‌باشد. بنابراین، این سمعک‌ها به گفتار به شکل متفاوت‌تری نسبت به محرک‌های سینوسی و مدوله‌نشده پاسخ خواهند داد. از آنجا که گفتار مهمترین محرکی است که کاربران سمعک در معرض آن قرار می‌گیرند؛ بنابراین استفاده از محرک‌های ایستا از قبیل جاروب‌های تون خالص و نویزهای مدوله‌نشده در ارزیابی و راستی آزمایی سمعک‌ها، منطقی به نظر نمی‌رسد. هدف از مقاله مروری حاضر معرفی شیوه نوین آنالیز درصدی با استفاده از سیگنال بین‌المللی آزمون گفتاری (ISTS) در راستی آزمایی سمعک‌ها می‌باشد تا علاوه بر کاهش تفاوت-های بین کلینیکی و تنظیم دقیق سمعک، از آزار و اذیت ناشی از صداهای بلند و شنیده نشدن صداهای آرام توسط بیمار جلوگیری به عمل آید.

مواد و روش‌ها

با جستجو در منابعی که از سال ۱۹۹۰ تا ۲۰۱۷ میلادی در زمینه راستی آزمایی سمعک‌ها منتشر گردیده، ۴۰ مقاله مرتبط از بانک‌های اطلاعاتی Google Scholar ، Proquest، Pubmed، Sciencedirect با کلیدواژه‌های Hearing Aid Verification، Speech Mapping، International Speech Test Signal، Percentile analysis انتخاب شد که از این مقالات، ۳۲ مقاله پژوهشی برگزیده شد. در مقاله مروری حاضر از مقالات پژوهشی مذکور و ۳ کتاب مرتبط استفاده شده است.

نتیجه‌گیری

محرک ISTS به عنوان محرک گفتاری مشترک شناخته می‌شود. یعنی علاوه بر اینکه این محرک همه ویژگی‌های یک گفتار زنده را دارد، می‌توان از آن به عنوان محرکی مشترک جهت ارزیابی و راستی آزمایی سمعک‌ها در کلینیک‌های شنوایی استفاده کرد. بنابراین ویژگی‌های زمانی و طیفی محرک گفتاری از یک کلینیک به کلینیک دیگر ثابت خواهد بود. در این صورت می‌توان از تکنیک آنالیز درصدی برای به دست آوردن محدوده پویایی صداهای ورودی و خروجی از سمعک، میزان بهره و تراکم سمعک بهره برده و اطلاعات به دست آمده را از یک کلینیک به کلینیک دیگر مورد استفاده قرار داد. همچنین به دلیل اینکه گفتار محرکی پویا می‌باشد، تکنیک آنالیز درصدی این امکان را می‌دهد که بهره سمعک و ویژگی‌های تراکمی آن به گونه‌ای تنظیم شود تا علاوه بر جلوگیری از تجاوز قلل گفتاری از آستانه‌های ناراحت شنیداری، بخش‌های آرام گفتار نیز بالای آستانه شنیداری بیمار قرار بگیرد و رضایت بیمار از تنظیم سمعک را افزایش دهد.

واژگان کلیدی

آنالیز درصدی؛ محرک ISTS؛ راستی آزمایی سمعک؛ ارزیابی گوش واقعی؛ محدوده پویایی گفتار

نویسنده مسئول: مسعود بلندی شیره‌جینی، تهران، یوسف آباد، خیابان اسدآبادی ۱۸، نبش خیابان بیستون، خوابگاه دانشجویی شهید موسوی

آدرس الکترونیکی: masoud.audio@yahoo.com

مقدمه و اهداف

قبل از ظهور سمعک‌های تراکمی، سمعک‌ها به صورت خطی به اصوات پاسخ می‌دادند؛ یعنی همه صداهای ورودی را به یک اندازه تقویت می‌کردند و در نهایت حداکثر صدای خروجی از سمعک به وسیله مدار برش قله تعیین می‌شد.[۱] سمعک‌های امروزی اغلب غیرخطی بوده و دارای ویژگی‌های پویا، از قبیل سیستم کاهنده نویز و حذف فیدبک می‌باشد. یعنی این سمعک‌ها برای صداهای آرام، بهره بیشتری نسبت به صداهای بلند در نظر گرفته و اصواتی که در طول زمان دامنه نسبتاً ثابتی داشته باشند را نویز تلقی می‌کنند. بنابراین، این سمعک‌ها به گفتار به شکل متفاوت‌تری نسبت به محرک‌های سینوسی و مدوله‌نشده پاسخ خواهند داد.[۲] از آنجا که گفتار مهمترین محرکی است که کاربران سمعک در معرض آن قرار می‌گیرند، استفاده از محرک‌های ایستا از قبیل جاروب‌های تون خالص و نویزهای مدوله‌نشده در ارزیابی و راستی آزمایی[۱] سمعک‌ها، منطقی به نظر نمی‌رسد.[۳] هدف از مقاله مروری حاضر معرفی شیوه نوین آنالیز درصدی[۲] با استفاده از سیگنال بین‌المللی آزمون گفتاری (ISTS)[۳] در راستی آزمایی سمعک‌ها می‌باشد تا علاوه بر کاهش تفاوت‌های بین کلینیکی و تنظیم دقیق سمعک، از آزار و اذیت ناشی از قلل گفتاری و شنیده نشدن بخش‌های آرام گفتار توسط بیمار جلوگیری به عمل آید. زیرا گفتار برخلاف محرک‌های تون خالص دارای محدوده پویایی و قلل و قعر می‌باشد.[۴، ۵] بنابراین باید در تنظیم سمعک به این محدوده پویایی گفتار نیز توجه کرد.

مواد و روش ها

با جستجو در منابعی که از سال ۱۹۹۰ تا ۲۰۱۷ میلادی در زمینه راستی آزمایی سمعک‌ها منتشر گردیده، مقالات پژوهشی مرتبط از بانک‌های اطلاعاتی Google scholar، Proquest، Pubmed، Sciencedirect با کلیدواژه‌های Hearing Aid Verification، Speech Mapping، International Speech Test Signal، Percentile analysis انتخاب شد. در مقاله مروری حاضر از مقالات پژوهشی مذکور و کتب مرتبط استفاده شده است.

یافته ها

قبل از بحث پیرامون سیگنال بین‌المللی آزمون گفتاری (ISTS) و آنالیز درصدی، لازم است که خواننده در مورد ضرورت ارزیابی گوش واقعی[۴] اطلاعاتی را کسب کند. در این بخش، بعد از آشنایی با ضرورت و اهمیت ارزیابی گوش واقعی، به نقش محرک گفتاری در این ارزیابی اشاره خواهد شد. از آنجا که محرک‌های گفتاری مختلف، طیف و ویژگی‌های زمانی مختلفی دارند، بنابراین در بخش دیگری از این مقاله مروری به ضرورت طراحی محرک گفتاری مشترک یا همان ISTS اشاره خواهد شد. بعد از آشنایی با ویژگی‌های به کار رفته در این محرک، خواننده می‌تواند با مفهوم آنالیز درصدی در آمار و ارزیابی گوش واقعی آشنا شده و از این تکنیک جهت ارزیابی محدوده پویایی[۵] گفتار تقویت‌شده و تنظیم دقیق سمعک بهره ببرد.

ضرورت ارزیابی گوش واقعی

با تمام پیشرفت‌های چشمگیری که در دو دهه اخیر در سمعک‌های دیجیتالی اتفاق افتاده، اما همچنان شاهد مراجعه مکرر بیماران به کلینیک‌های شنوایی جهت تنظیم مجدد سمعک‌ها هستیم.[۶] با اینکه با استفاده از فرمول‌های موجود در نرم‌افزارهای شرکت‌های تولیدکننده سمعک و بر اساس آستانه‌های شنوایی بیمار می‌توان مقدار تقویت مورد نیاز سمعک را مشخص کرد، ولی با این حال تقویت تحت تاثیر عوامل مختلفی از جمله حجم مجرای گوش خارجی، میزان ورود سمعک یا قالب به مجرای گوش و تشدید مجرای گوش قرار می‌گیرد[۷]، بنابراین می‌توان گفت که تقویت‌هایی که از سمعک‌ها خواسته می‌شود، دقیقا منطبق بر تقویت‌هایی نیست که سمعک به گوش واقعی بیمار می‌رساند.[۸، ۹] در نهایت با راستی آزمایی سمعک می‌توان علاوه بر تنظیم دقیق سمعک، موجب کاهش مراجعه مکرر بیماران به کلینیک‌های شنوایی شده و در نتیجه در وقت و انرژی نیز صرفه‌جویی کرد.[۱۰، ۱۱]

با ظهور سیستم‌های ارزیابی گوش واقعی در اوایل دهه ۱۹۸۰، متخصصین شنوایی قادر به راستی آزمایی سمعک‌ها در گوش بیماران شدند. به این شیوه کاملا استاندارد، ارزیابی گوش واقعی گفته می‌شود که اصلی‌ترین و معتبرترین روش بررسی تقویت صداها می‌باشد.[۱۲-۱۴] در ارزیابی گوش واقعی، پروب تیوب متصل به میکروفن اندازه‌گیری در نزدیک پرده تمپان قرار می‌گیرد تا صدای تقویت‌شده حاصل از سمعک، جمع‌آوری شده و بعد از آنالیز به صورت گراف نمایش داده شود.[۱۱] دلیل اصلی ارزیابی گوش واقعی این است که بدانیم آیا بر اساس کم‌شنوایی فرد و سمعکی که تجویز شده، صداها قابل شنیدن هستند یا نه؟ و یا صداهای بلند باعث آزار فرد می‌شوند یا نه؟[۱۵] انجمن بین‌المللی شنوایی (IHS)[۶]، آکادمی شنوایی آمریکا (AAA)[۷] و انجمن شنوایی و گفتار و زبان آمریکا (ASHA)[۸]، همه توصیه می-

[1] Verification
[2] Percentile Analysis
[3] International Speech Test Signal
[4] Real Ear Measurement
[5] Dynamic Range
[6] International Hearing Society

کنند که برای راستی آزمایی تنظیمات سمعک‌ها از ارزیابی گوش واقعی استفاده شود[۱۶]، به ویژه دستورالعمل‌هایی[9] وجود دارد که به اندازه-گیری سطح فشار صوتی در نزدیکی پرده تمپان برای ورودی‌های آرام، متوسط و شدید اشاره دارد. بر اساس مطالعه‌ای که در سال ۲۰۰۹ بر اساس شکایات مصرف‌کنندگان تهیه شده بود، مشخص شد که ارائه‌دهندگان خدمات سلامت شنوایی، بدون ارزیابی گوش واقعی در دو سوم بیماران، سمعک‌ها را نادرست تنظیم کرده بودند. این بیماران یا بهره کمتری از سمعک دریافت می‌کردند و صدا غیر قابل شنیدن بود یا بهره سمعک بیش از حد بود و باعث آزار و اذیت می‌شد. بنابراین وظیفه شنوایی‌شناس‌ها این است که با صرف زمان جهت اندازه‌گیری خروجی واقعی مجرای گوش، از دو انتهای این طیف خودداری کنند.[۱۷] در نتیجه اگر بدون ارزیابی گوش واقعی و فقط بر اساس فرمول-های موجود در نرم‌افزار شرکت‌ها اقدام به تجویز سمعک شود، در این صورت در تجویز سمعک بسیار خطر شده است.[۱۸]

استفاده از محرک‌های گفتاری در ارزیابی گوش واقعی

ارزیابی‌های مرسوم گوش واقعی معمولا با استفاده از سیگنال‌های مصنوعی از قبیل جاروب‌های تون خالص و مجموعه‌ای از نویزها صورت می‌گیرد. با معرفی سمعک‌های تراکمی چندکاناله و پردازش دیجیتالی، مشخص شد که سیگنال‌های تون خالص و نویزها دارای محدودیت-هایی می‌باشند[۱۹] که در ذیل به آنها اشاره می‌شود:

۱. تقویت‌های واقعی به دست آمده از سیگنال‌های زندگی واقعی مانند گفتار و موسیقی، ممکن است به طور قابل ملاحظه‌ای با تقویت‌های به دست آمده از سیگنال‌های ثابت مانند تون‌ها و نویزها متفاوت باشند. تفاوت‌ها به چندکاناله بودن سمعک، سرعت تراکم و مقدار آستانه تراکم، بستگی دارد.[۲۰-۲۴]

۲. اگر سمعکی دارای سیستم حذف فیدبک باشد، در این صورت ممکن است سیگنال‌های تون خالص مورد استفاده در ارزیابی سمعک به عنوان فیدبک شناسایی شده و آن سیگنال به صورت جزئی یا کامل حذف گردد. در برخی از وسایل کمک‌شنوایی امکان غیرفعال کردن سیستم حذف فیدبک وجود دارد، ولی این کار ممکن است پاسخ فرکانس موثر و میزان تقویت سمعک را دستخوش تغییراتی کند.[۱۱]

۳. بیشتر سمعک‌ها دارای اشکالی مختلفی از سیستم کاهنده نویز هستند. اگر سمعک تشخیص دهد که طیفی خاصی از صدای ورودی نویزی می‌باشد، در این صورت میزان تقویت سمعک در آن منطقه فرکانسی خاص کاهش می‌یابد.[۲۵] از آنجا که گفتار حالت مدوله‌شده دارد و نویز معمولا در طول زمان ثابت است؛ بنابراین سمعک هر صدای ثابتی که مدوله نباشد را نویز تشخیص داده و بهره آن را کاهش می-دهد.[۱۰، ۲۶] بنابراین اگر سیگنال مورد استفاده جهت بررسی میزان تقویت سمعک، یک نویز ثابت یا تون باشد، در این صورت میزان تقویتی که اندازه‌گیری می‌شود ممکن است بسیار کمتر از تقویتی باشد که سمعک برای صداهای واقعی از جمله گفتار و موسیقی مهیا می‌کند. در اغلب سمعک‌ها امکان غیرفعال کردن سیستم کاهنده نویز وجود دارد، ولی این کار ممکن است پاسخ فرکانس موثر و میزان تقویت سمعک را دستخوش تغییراتی کند.[۱۱]

ضرورت طراحی محرک ISTS

از وقتی که سمعک‌ها قادر به تفکیک محرک‌های گفتاری از محرک‌های نویزی شدند، توانستند به این دو محرک به صورت متفاوتی عکس‌العمل نشان دهند.[۲۷] بنابراین کارخانه‌های سازنده دستگاه‌های آنالایزر سمعک باید جهت بررسی ویژگی‌های سمعک و ارزیابی‌های گوش واقعی از محرک گفتاری استفاده می‌کردند.[۱۱] دقیقا نگرانی‌ها از همین جا آغاز شد چون کارخانه‌های تولیدکننده هر کدام محرک گفتاری مخصوص به خود را طراحی کردند؛ بنابراین اگر شنوایی‌شناسی می‌خواست یک سمعک را به وسیله ۵ دستگاه آنالایزر مختلف مورد ارزیابی قرار دهد، باید از محرک‌های گفتاری مختلفی که مختص کارخانه سازنده همان دستگاه بود استفاده می‌کرد؛ در واقع فرد باید از ۵ محرک گفتاری مختلف استفاده می‌کرد. این کار باعث می‌شد که اعتبار آزمون از یک کلینیکی به کلینیک دیگر کاهش یابد.[۲۸] با این اوصاف بیش از پیش نیاز به محرک گفتاری مشترک احساس می‌شد، زیرا محرک‌های گفتاری مختلف، طیف و ویژگی‌های زمانی متفاوتی داشتند و ممکن بود عملکرد سمعک‌ها به عنوان تابعی از سیگنال‌های گفتاری مختلف تغییر کند. بنابراین راه‌حل منطقی این بود که از یک سیگنال ورودی در همه دستگاه‌ها استفاده شود. در سال ۲۰۰۶ انجمن اروپایی کارخانه‌های سازنده سمعک (EHIMA)[10] در مرکز HorTech واقع در Oldenburg آلمان سیگنال گفتاری مشترکی را طراحی کردند و نام این سیگنال را ISTS گذاشتند. ISTS نام مناسبی برای این محرک می‌باشد، زیرا در کشورهای مختلف از این محرک استفاده می‌شود. ISTS سیگنال گفتاری می‌باشد که هم برای ارزیابی سمعک‌ها در کوپلر و هم در ارزیابی گوش واقعی مورد استفاده قرار می‌گیرد.[۲۸، ۲۹]

[7] American Academy of Audiology
[8] American Speech-Language-Hearing Association
[9] Guidelines
[10] European Hearing Instrument Manufacturers Association

ویژگی‌های به کار رفته در محرک ISTS

وظیفه EHIMA طراحی محرکی بود که همه ویژگی‌های گفتار طبیعی را داشته باشد تا هنگام ارزیابی سمعک، ویژگی‌های پویای سمعک‌ها (مانند سیستم کاهنده نویز و غیره) را غیرفعال نکنند.[۱۹، ۳] طراحان به این نتیجه رسیدند که سیگنال طراحی شده علاوه بر ۱. گفتاری بودن ۲. باید بی‌معنی و غیرقابل فهم بوده و ۳. شامل چندین زبان مختلف باشد تا جنبه بین‌المللی به خود پیدا کند.[۲۹، ۲۸] در کل در طراحی محرک گفتاری باید از یک زبان یا لهجه ناشناخته استفاده می‌شد؛ بنابراین تصمیم بر این شده که در طراحی این محرک ترکیبی، ۶ زبان مختلف آورده شود. در طراحی این محرک از ۴ زبان که جمعیت زیادی در دنیا با آن صحبت می‌کنند (زبان آمریکایی–انگلیسی، عربی، چینی، اسپانیایی) و همچنین دو زبان فرانسوی و آلمانی استفاده شد. همچنین در طراحی این محرک از گوینده‌های خانم استفاده شد چون صدای خانم‌ها ویژگی‌هایی دارند که مابین صدای آقایان و کودکان است. طراحان ISTS **(Holube، Fredelake، Vlaming، Kollmeier)** برای طراحی این محرک فهرست بزرگی از نیازهایی که بر روی ویژگی‌های طیفی و زمانی متمرکز بودند را تهیه کردند.[۲۹] همچنین محرک ISTS بر اساس میانگین طیف گفتاری درازمدت **(LTASS)**[۱۱] تنظیم و طراحی شده است.[۳] طراحان محرک ابتدا صدای ۲۱ گوینده زن را در حالی که داستان **"The North Wind and the Sun"** را به زبان مادری خود می‌خواندند، ضبط کردند. این متن به خاطر ویژگی‌های فونتیکی زبان‌های مورد استفاده در طراحی محرک گفتاری، مورد استفاده قرار گرفت و متن این داستان در انجمن بین‌المللی فونتیک (IPA)[۱۲] موجود می‌باشد. برای ISTS نهایی فقط یک گوینده از میان این ۲۱ گوینده انتخاب شد (بر اساس گویش، کیفیت صدا و فرکانس پایه). زیرا هدف این بود که در صورت امکان ISTS فقط شبیه به صدای یک گوینده باشد. بنابراین آن گوینده انتخاب شد که فرکانس پایه‌اش پیرامون ۲۰۰ هرتز بود. در طراحی این محرک، مکث‌های گفتاری به کمتر از ۶۰۰ میلی‌ثانیه محدود شدند تا از تغییرپذیری در نتایج اندازه‌گیری جلوگیری شود.[۲۸] در نهایت صدای ضبط‌شده فیلتر شد تا محرک به دست آمده مطابق با LTASS بین‌المللی طراحی‌شده برای خانم‌ها باشد.[۳۰] بر اساس مطالعات Holube و همکارانش در سال ۲۰۱۰، با بررسی طیف‌های کوتاه‌مدت، بلندمدت و همچنین آنالیزهای زمانی مشخص شد که محرک ISTS بسیار شبیه به گفتار زنده می‌باشد، زیرا محرک ISTS خود متشکل از گفتارهای زنده می‌باشد؛ پس وجود شباهت بین محرک ISTS و گفتار زنده، چیز عجیبی نمی‌باشد.[۲۹] کل سیگنال ISTS دیرشی به اندازه ۶۰ ثانیه دارد که ۱۵ ثانیه اول جهت تنظیم مدار پردازش سیگنالی سمعک و ۴۵ ثانیه دیگر جهت ارزیابی می‌باشد.[۳] برای ارزیابی‌هایی که نیاز به زمان کمتری دارد، زمان ارزیابی می‌تواند به ۱۰ ثانیه نیز کاهش یابد. در کلینیک، شنوایی‌شناس می‌تواند بر اساس هدف آزمون، این محرک را روشن و خاموش کرده و دیرش‌های متفاوتی را به کار گیرد.[۲۸]

میانگین طیف گفتاری درازمدت (LTASS)

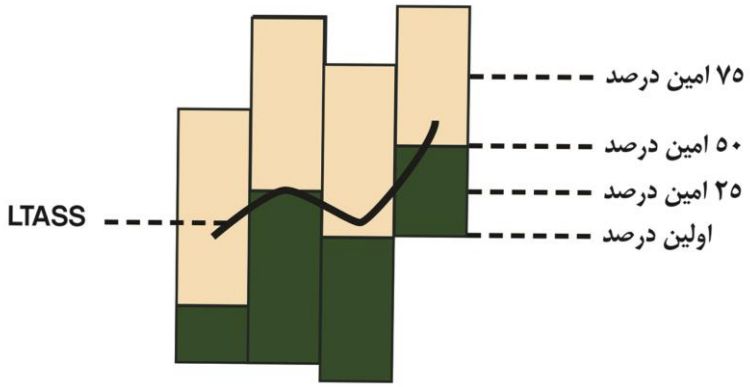
از آنجایی که گفتار در طول زمان نوساناتی در انرژی دارد، میانگین انرژی گفتاری که با سمعک تقویت می‌شود باید محاسبه گردد که این میانگین LTASS نامیده می‌شود. می‌توان گفت که LTASS تنها راه توصیف انرژی گفتاری می‌باشد.[۳۱] LTASS به وسیله فیلتر کردن گفتار در باندهای فرکانسی یک سوم اکتاوی به دست می‌آید.[۵] در نهایت سطوح شدتی گفتار موجود در هر یک از این فیلترها معدل‌گیری شده و به وسیله این معدل‌گیری، LTASS به وجود می‌آید. به خاطر فیلتراسیون، سطح شدت هر یک از این یک سوم باندهای اکتاوی، پایین‌تر از پهنای باند مادر (فیلترنشده) است.[۳۱، ۲۸] برای مثال اگر سطح شدت گفتاری 65 dB SPL باشد، در این صورت LTASS در فرکانس‌های پایین تقریبا 55 dB SPL و در فرکانس‌های بالاتر تا 40 dB SPL کاهش خواهد یافت. بعضی از شنوایی‌شناسان به اشتباه فکر می‌کنند که وقتی از گفتاری با شدت 65 dB SPL استفاده می‌شود، این محرک در همه فرکانس‌ها شدتی برابر 65 dB SPL دارد. بایرن و همکارانش در سال ۱۹۹۴ نشان دادند که اگر از گفتار چندین گوینده معدل‌گیری شود و در ثبت گفتار از تجهیزات یکسانی استفاده شود، تفاوت‌های بین زبان‌های مختلف کمتر از آن چیزی خواهد بود که شما فکر می‌کنید؛ بنابراین بایرن و همکارانش هم برای مردان و هم برای زنان میانگین بین‌المللی LTASS را محاسبه کرده و آن را ILTASS[۱۳] نامیدند. به دلیل بالاتر بودن فرکانس پایه صدای زنان، تفاوت اصلی بین زنان و مردان در فرکانس‌های پایین می‌باشد.[۳۰]

مفهوم آنالیز درصدی در آمار

در آمار ۵۰امین درصد، سطحی می‌باشد که توزیع این سطوح شدتی را به دو نیم تقسیم می‌کند. به عبارتی این سطح، از ۵۰ درصد سطوح شدتی کوتاه‌مدت، شدتی بیشتر داشته و از ۵۰ درصد دیگر شدتی کمتر دارد (می‌توان گفت که ۵۰امین درصد همان سطح میانی می‌باشد. در شکل شماره یک، ۵۰امین درصد مشخص می‌باشد). بر اساس قوانین آماری اگر توزیع سطوح شدتی متقارن نباشد، میانه و میانگین نیز یکسان نخواهند بود. به همین دلیل است که در شکل ۱ مشاهده می‌شود که میانگین (LTASS) با میانه (مرز بین خانه‌های روشن و تیره

[11] The long-Term Average Speech Spectrum
[12] International Phonetic Association
[13] International Long-Term Average Speech Spectrum

یا به عبارتی دیگر ۵۰امین درصد) در بعضی مواقع یکسان نمی‌باشد. اندازه‌های آماری دیگری نیز وجود دارد که یک چهارم پایین‌تر و بالاتر از ۵۰امین درصد می‌باشد که به آنها ۲۵امین و ۷۵امین درصد می‌گویند. ۲۵امین درصد می‌گوید که ۷۵ درصد از سطوح شدتی کوتاه‌مدت بالاتر از این سطح می‌باشد، در حالی که ۷۵امین درصد بیانگر این است که فقط ۲۵ درصد از سطوح شدتی کوتاه‌مدت بالاتر از این سطح می‌باشد.[۳۲]



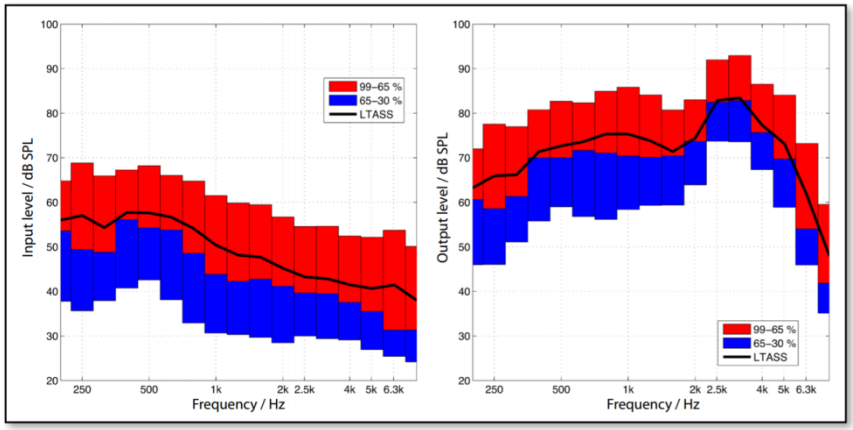
تصویر ۱: مفهوم صدک‌ها

آنالیز درصدی در ارزیابی گوش واقعی

ممکن است شما از آنالیز درصدی به طور غیرمستقیم استفاده کرده باشید، ولی تاکنون به آن دقت نکرده‌اید. در ارزیابی گوش واقعی با محرک گفتاری یا محرک ISTS، چون از گفتار به عنوان صدای ورودی استفاده می‌شود، طبیعی است که در اندازه‌گیری‌های انجام‌شده، شاهد محدوده پویایی باشیم. برای مثال اگر آزمون ارزیابی گوش واقعی با محرک گفتاری انجام شود، شاهد گفتار تقویت‌شده‌ای در صفحه آزمون خواهید شد. این سیگنال گفتاری تقویت‌شده بر اساس مشخصه‌های سمعک مورد استفاده تقریبا محدوده‌ای بین ۳۰-۲۰ دسی‌بل خواهد داشت.[۳۴، ۳۳] منحنی بالایی این محدوده، نشان می‌دهد که فقط یک درصد از شدت گفتار بالاتر از این منحنی قرار گرفته (قله گفتاری)، در حالی که منحنی پایینی، منحنی می‌باشد که ۷۰ درصد از شدت گفتار بالای این منحنی قرار گرفته است (قعر گفتاری). خط میانی بین قله و قعر گفتاری نیز میانگین این دو سطح یا همان LTASS می‌باشد. بنابراین این روش همان آنالیز درصدی می‌باشد که قبلا هم استفاده شده است.[۲۸]

قبل از هر چیزی باید این را دانست که گفتار سیگنالی ایستا نمی‌باشد.[۳۵] هنگام استفاده از آنالیز درصدی، گفتار به بازه‌های یک سوم اکتاوی فیلتر می‌شود. هر یک از این محدوده‌های فیلترشده به پنجره‌های زمانی ۱۲۵ میلی‌ثانیه‌ای تقسیم می‌شوند و سپس سطح شدت هر یک از پنجره‌ها محاسبه می‌شود. توزیع سطوح شدتی این پنجره‌های کوتاه‌مدت، اساس آنالیز درصدی را تشکیل می‌دهد.[۳۳، ۲۸، ۳] حال ابتدا به مفهوم آنالیز درصدی پرداخته و سپس این روش تحلیلی در دستگاه‌های آنالایزر بررسی خواهد شد.

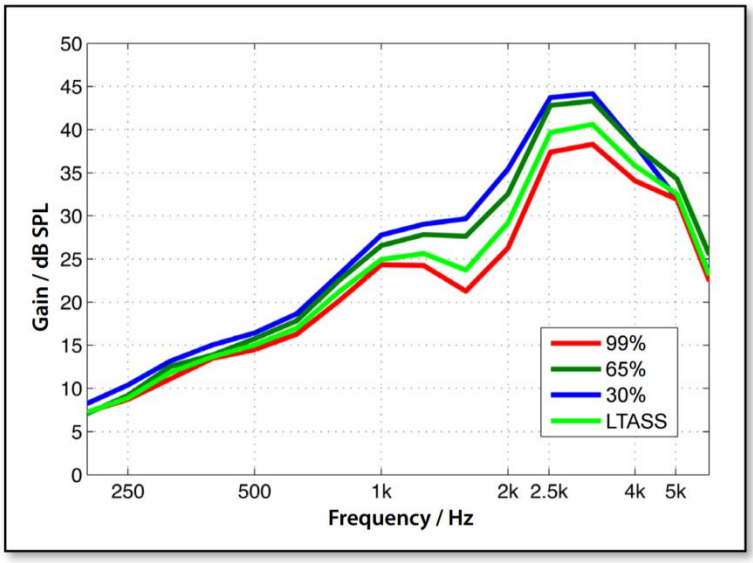
چطور آنالیز درصدی با محرک ISTS به دست می‌آید؟ کمیته استاندارد برای ارزیابی آنالیز درصدی محرک ISTS، ۳۰امین، ۶۵امین و ۹۹امین درصد را معرفی کرد. دلیل استفاده از ۳۰امین درصد به جای اولین درصد این می‌باشد که اولین درصد بیشتر تحت تاثیر نویز زمینه-ای قرار می‌گیرد.[۳۳، ۲۸] در آنالیز درصدی محرک‌های گفتاری، ۳۰امین درصد نشانگر بخش‌های ملایم گفتار می‌باشد. از طرفی ۶۵امین درصد (مرز بین خانه‌ها) شبیه به میانگین گفتاری یا به عبارتی شبیه به LTASS می‌باشد و ۹۹امین درصد نیز بیانگر قله‌های گفتاری است.[۳] تفاوت بین ۹۹امین و ۳۰امین درصد، نشانگر محدوده پویای سیگنال گفتاری می‌باشد.[۳۳، ۳] در سمت چپ شکل ۲، منحنی LTASS و آنالیز درصدی محرک ISTS برای ورودی 65 dB SPL سمعکی نشان داده شده است و شکل سمت راست نیز مربوط به آنالیز درصدی و منحنی LTASS همان سمعک می‌باشد که پس از تقویت محرک ISTS، در خروجی سمعک اندازه‌گیری شده است.



تصویر ۲. ISTS برای ورودی ۶۵ دسی‌بل SPL (چپ) و خروجی سمعک (راست). LTASS (خط تیره)، ۳۰امین درصد (قسمت پایینی خانه‌های آبی‌رنگ)، ۹۹امین درصد (قسمت بالایی خانه‌های قرمزرنگ)، و ۶۵امین درصد (مرز بین خانه‌های آبی و قرمز)

آنالیز درصدی در تنظیم سمعک

آنالیز درصدی هم برای صداهای ورودی به سمعک و هم برای صداهای خروجی از سمعک به دست می‌آید. اگر آنالیز درصدی صداهای ورودی به سمعک از آنالیز درصدی صداهای خروجی از سمعک کم شود، میزان بهره سمعک به دست می‌آید.[۳۳، ۲۸] برای مثال اگر در ۳۰امین درصد، صداهای ورودی و تقویت‌شده سمعک از هم کم شود، میزان بهره سمعک برای ۳۰امین درصد (بهره سمعک برای صداهای ملایم) به دست خواهد آمد. سمعک‌های خطی بهره یکسانی را برای همه درصدها (۳۰امین درصد، ۶۵امین درصد و ۹۹امین درصد) اعمال خواهند کرد، در حالی که سمعک‌های غیرخطی برای درصدهای کوچکتر بهره بیشتری را نسبت به درصدهای بزرگتر اعمال می‌کنند (شکل ۳).



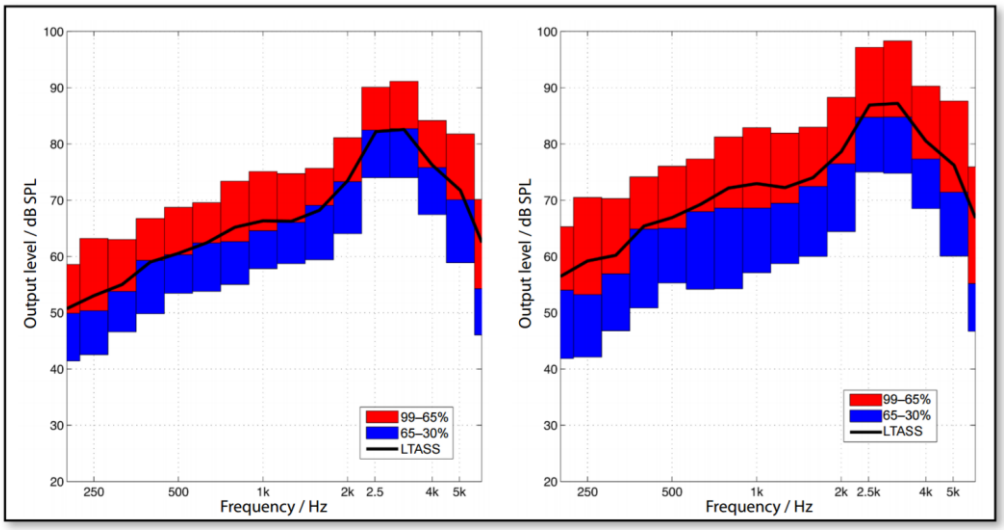
تصویر ۳: میزان بهره اعمال‌شده برای درصدهای آنالیزی. شکل بالایی مربوط به سمعک‌های خطی و شکل زیرین مربوط به سمعک‌های تراکمی می‌باشد.

آنالیز درصدی ابزاری جهت ارزیابی محدوده پویایی گفتار تقویت‌شده

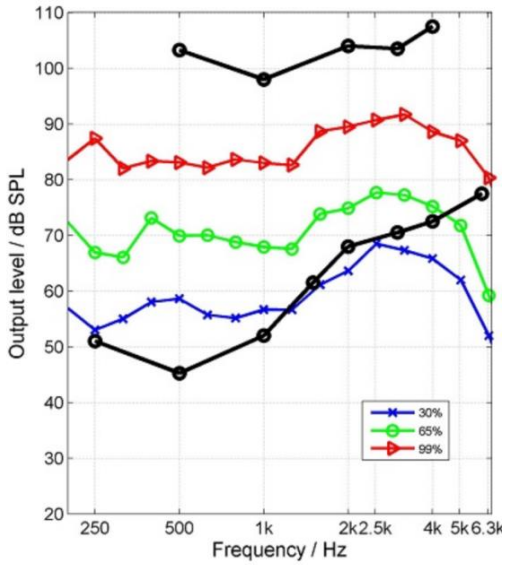
سطوح گفتاری به وسیله زمان حمله[۱۴] و زمان رهایی[۱۵] و دیگر الگوریتم‌های سمعک دستخوش تغییراتی می‌شود. گفتارهایی که سطوح شدتی کوتاه‌مدت مختلفی دارد، به شکل متفاوتی تقویت می‌شود. زمان حمله‌هایی با ثابت زمانی کوتاه (تراکم سیلابی)[۱۶] در مقایسه با زمان

[14] Attack-Time
[15] Release-Time
[16] Syllabic Compression

حمله‌هایی با ثابت زمانی طولانی‌تر (AVC)[17]، سطوح شدتی پایین‌تر گفتار را نسبت به سطوح شدتی بالاترش، بیشتر تقویت می‌کنند. بنابراین تراکم سیلابی نسبت به تراکم طولانی‌مدت، محدوده پویای گفتار را بیشتر کاهش می‌دهد.[۳۵] در نتیجه در افرادی که محدوده پویای کوچکتری دارند، می‌توان از تراکم سیلابی بهره برد (شکل ۴). دستگاه‌های ارزیابی گوش واقعی مجهز به آنالیز درصدی، علاوه بر اطلاعات مذکور، آستانه شنوایی و ناراحت شنیداری را نیز نمایش می‌دهد. شنوایی‌شناس باید بکوشد تا علاوه بر جلوگیری از قرارگیری ۳۰امین درصد در زیر آستانه‌های شنیداری، از تجاوز ۹۹امین درصد از آستانه‌های ناراحت شنیداری نیز جلوگیری به عمل آورد.[۲۸،۳۳] در این صورت صداهای آرام بالای آستانه شنیداری قرار گرفته و صداهای بلند باعث آزار و اذیت کاربر سمعک نمی‌شود (شکل ۵).



شکل ٤. نشانگر آنالیز درصدی سمعکی با زمان حمله و رهایی کوتاه‌مدت (شکل سمت چپ) و بلندمدت (شکل سمت راست) می‌باشد. توجه کنید که بهره کلی در هر دو شکل یکسان می‌باشد، ولی محدوده پویا به دلیل یکسان نبودن زمان حمله و زمان رهایی متفاوت هستند.



تصویر ۵: آنالیز درصدی صدای خروجی از سمعک (خطوط آبی، قرمز و سبز) همراه با آستانه شنیداری و آستانه ناراحتی شنیداری (خطوط مشکی). در این مثال منحنی قرمز بالایی نشانگر ۹۹امین درصد، منحنی سبزرنگ میانی نشانگر ٦٥امین درصد و منحنی آبی‌رنگ زیرین بیانگر ۳۰امین درصد می‌باشد. بهره سمعک ممکن است در فرکانس‌های بالا، بسیار پایین باشد که باعث شود بخش‌های ملایم‌تر گفتار شنیده نشود (توجه کنید که ۳۰امین درصد زیر آستانه‌های شنیداری قرار گرفته است).

[17] *Automatic Volume Control*

در نهایت هرگز سعی نکنید که ۹۹امین، ۶۵امین و ۵۵امین درصد به دست آمده توسط آنالیز درصدی را با منحنی‌های هدف حاصله از فرمول‌های تجویزی در شدت‌های ۵۵، ۶۵ و ۷۵ دسی‌بل SPL مطابقت دهید، زیرا منحنی‌های درصدی به دست آمده توسط آنالیز درصدی با توجه به خاصیت پویا گفتار و تاثیرپذیری آنها از ثابت‌های زمانی (زمان حمله و زمان بازگشت) دستخوش تغییر می‌شوند[۲۸]، اما اگر منحنی LTASS به وجود آمده توسط محرک ISTS با منحنی هدف به دست آمده از فرمول تجویزی مطابقت داده شود، می‌توان از اطلاعات به دست آمده از آنالیز درصدی از جمله میزان تراکم اعمال‌شده به سمعک و محدوده پویایی گفتار (نسبت به LTASS) استفاده شود.[۲۸، ۳]

نتیجه گیری

محرک ISTS به عنوان محرک گفتاری مشترک شناخته می‌شود؛ یعنی علاوه بر اینکه این محرک همه ویژگی‌های یک گفتار زنده را دارد، می‌توان از آن به عنوان محرکی مشترک جهت ارزیابی و راستی آزمایی سمعک‌ها در کلینیک‌های شنوایی استفاده کرد؛ بنابراین ویژگی‌های زمانی و طیفی محرک گفتاری از یک کلینیک به کلینیک دیگر ثابت خواهد بود. در این صورت می‌توان از تکنیک آنالیز درصدی برای به دست آوردن محدوده پویایی صداهای ورودی و خروجی از سمعک، میزان بهره و تراکم سمعک بهره برده و اطلاعات به دست آمده را از یک کلینیک به کلینیک دیگر مورد استفاده قرار داد. همچنین به دلیل اینکه گفتار محرکی پویا می‌باشد، تکنیک آنالیز درصدی این امکان را می‌دهد که بهره سمعک و ویژگی‌های تراکمی آن به گونه‌ای تنظیم شود تا علاوه بر جلوگیری از تجاوز قلل گفتاری از آستانه‌های ناراحت شنیداری، بخش‌های آرام گفتار نیز بالای آستانه شنیداری بیمار قرار گرفته و رضایت بیمار از تنظیم سمعک افزایش یابد.

منابع

1. Humes LE, Christensen LA, Bess FH, Hedley-Williams A. A comparison of the benefit provided by well-fit linear hearing aids and instruments with automatic reductions of low-frequency gain. Journal of Speech, Language, and Hearing Research. 1997 Jun 1;40(3):666-85.
2. Levitt H. A historical perspective on digital hearing aids: how digital technology has changed modern hearing aids. Trends in amplification. 2007 Mar;11(1):7-24.
3. Staab W. ISTS – Measuring Advanced Digital Hearing Aids [Internet]. Hearing Health Matters. 2012 [cited 22 March 2017]. Available from: http://hearinghealthmatters.org/waynesworld/2012/ists-measuring-advanced-digital-hearing-aids/.
4. Ching TY, Dillon H, Byrne D. Speech recognition of hearing-impaired listeners: Predictions from audibility and the limited role of high-frequency amplification. The Journal of the Acoustical Society of America. 1998 Feb;103(2):1128-40.
5. Pavlovic CV. Band importance functions for audiological applications. Ear and Hearing. 1994 Feb 1;15(1):100-4.
6. Kochkin S. MarkeTrak VIII: Consumer satisfaction with hearing aids is slowly increasing. The Hearing Journal. 2010 Jan 1;63(1):19-20.
7. The Acoustics of Hearing Aids, Part 2: A Closer Look at Boyle's Law. The Hearing Review (Online) 2013 May 30.
8. Swan IR, Gatehouse S. The value of routine in-the-ear measurement of hearing aid gain. British journal of audiology. 1995 Jan 1;29(5):271-7.
9. Aarts NL, Caffee CS. Manufacturer predicted and measured REAR values in adult hearing aid fitting: Accuracy and clinical usefulness. International Journal of Audiology. 2005 Jan 1;44(5):293-301.
10. Katz J, Chasin M, English K, Hood L, Tillery K. Handbook of Clinical Audiology. Seventh Edition. Wolter Kluwer Health. 2015.
11. Moore BC. Speech mapping is a valuable tool for fitting and counseling patients. The Hearing Journal. 2006 Aug 1;59(8):26-8.
12. Aazh H, Moore BC. The value of routine real ear measurement of the gain of digital hearing aids. Journal of the American Academy of Audiology. 2007 Sep 1;18(8):653-64.
13. Dillon H, Keidser G. Is probe-mic measurement of HA gain-frequency response best practice?. The Hearing Journal. 2003 Oct 1;56(10):28-30.
14. Aarts NL, Caffee CS. Manufacturer predicted and measured REAR values in adult hearing aid fitting: Accuracy and clinical usefulness. International Journal of Audiology. 2005 Jan 1;44(5):293-301.
15. Aarts NL, Caffee CS. The accuracy and clinical usefulness of manufacturer-predicted REAR values in adult hearing aid fittings. Hearing Review. 2005 Nov;12(12):16.
16. Kochkin SE, Beck DL, Christensen LA, Compton-Conley CY, Fligor BJ, Kricos PB, Turner RG. MarkeTrak VIII: The impact of the hearing healthcare professional on hearing aid user success. Hearing Review. 2010 Apr;17(4):12-34.
17. Palmer CV. Best practice it's a matter of ethics. Audiology Today. 2009 Sep 1;21(5):31-5.

18. Mueller HG. 20Q: Real-ear probe-microphone measures–30 years of progress?. Audiology Online, article. 2014;12410.
19. Changing with the Times: Choice of Stimuli for Hearing Aid Verification. The Hearing Review (Online) 2003 Aug 02.
20. Stone MA, Moore BC. Syllabic compression: Effective compression ratios for signals modulated at different rates. British Journal of Audiology. 1992 Jan 1;26(6):351-61.
21. Verschuure J, Maas AJ, Stikvoort E, De Jong RM, Goedegebure A, Dreschler WA. Compression and its effect on the speech signal. Ear and Hearing. 1996 Apr 1;17(2):162-75.
22. Souza PE. Effects of compression on speech acoustics, intelligibility, and sound quality. Trends in Amplification. 2002 Dec;6(4):131-65.
23. Henning RW, Bentler R. Compression-dependent differences in hearing aid gain between speech and nonspeech input signals. Ear and hearing. 2005 Aug 1;26(4):409-22.
24. Jenstad LM, Souza PE. Quantifying the effect of compression hearing aid release time on speech acoustics and intelligibility. Journal of Speech, Language, and Hearing Research. 2005 Jun 1;48(3):651-67.
25. Dreschler WA, Verschuure H, Ludvigsen C, Westermann S. ICRA Noises: Artificial Noise Signals with Speech-like Spectral and Temporal Properties for Hearing Instrument Assessment: Ruidos ICRA: Señates de ruido artificial con espectro similar al habla y propiedades temporales para pruebas de instrumentos auditivos. Audiology. 2001 Jan 1;40(3):148-57.
26. Valente M, Hosford-Dunn H, Roeser RJ. Audiology treatment. Thieme; 2008.
27. Levitt H. Noise reduction in hearing aids: A review. Journal of Rehabilitation Research and Development 2001 Jan;38(1):111-21.
28. Holube I. 20Q: Getting to know the ISTS. Audiology Online. 2015.
29. Holube I, Fredelake S, Vlaming M, Kollmeier B. Development and analysis of an international speech test signal (ISTS). International Journal of Audiology. 2010 Dec 1;49(12):891-903.
30. Byrne D, Dillon H, Tran K, Arlinger S, Wilbraham K, Cox R, Hagerman B, Hetu R, Kei J, Lui C, Kiessling J. An international comparison of long-term average speech spectra. The Journal of the Acoustical Society of America. 1994 Oct;96(4):2108-20.
31. Cornelisse LE, Gagné JP, Seewald RC. Ear Level Recordings of the Long-Term Average Spectrum of Speech*. Ear and Hearing. 1991 Feb 1;12(1):47-54.
32. Daniel WW, Cross CL. Biostatistics: basic concepts and methodology for the health sciences. New York: John Wiley & Sons; 2010.
33. Gromke B, Blecker M, Bonsel H, Chalupper J, Harries T, Hilgert-Becher D et al. EUHA - Audiology (incl. Percentile Analysis) [Internet]. Euha.org. 2014 [cited 19 March 2017]. Available from: http://www.euha.org/guidelines/audiology-incl-percentile-analysis/
34. Dreisbach LE, Leek MR, Lentz JJ. Perception of Spectral Contrast by Hearing-Impaired Listeners. Journal of Speech, Language, and Hearing Research 2005 08;48(4):910-21.
35. Henning RLW, Bentler RA. The Effects of Hearing Aid Compression Parameters on the Short-Term Dynamic Range of Continuous Speech. Journal of Speech, Language, and Hearing Research 2008 04;51(2):471-84.