



عنوان دوره آموزشی :

آشنایی با روش های تجویز و تنظیم سمک در افراد کم شنوا

تیر ماه ۹۹

## فهرست مطالب

فصل اول: قالب و تعدیلات اکوستیکی

فصل دوم: تراکم

فصل سوم: ارزیابی کاندیداتوری سمعک

فصل چهارم: انواع روش ها و فرمول های تجویز سمعک

فصل پنجم: ارزیابی سمعک، روش جانشینی و روش فشاری

فصل ششم: اندازه گیری های گوش واقعی

## گروه هدف آموزشی

این دوره با هدف آشنایی دانشجویان و فارغ التحصیلان رشته شنوایی شناسی با نحوه ارزیابی، تجویز و فیتینگ وسایل کمک شنوایی ایجاد شده است، تا شنوایی شناسان بتوانند آشنایی کامل با روش های تجویز و فیتینگ وسایل کمک شنوایی داشته باشند. امید است که دوره حاضر بتواند به مخاطبین محترم این دوره دید کامل و واضحی از نحوه ارزیابی، تجویز و فیتینگ وسایل کمک شنوایی بدهد.

## اهداف آموزشی

۱. آشنایی دانش آموختگان رشته شنوایی شناسی با اهمیت ارزیابی، تجویز و فیتینگ وسایل کمک شنوایی
۲. آشنایی با روش ها و فرمول های تجویز سمعک
۳. آشنایی با نحوه قالبگیری در بیماران کاربر سمعک و آشنایی با انواع تعدیلات اکوستیکی قالب
۴. آشنایی با مفهوم تراکم
۵. آشنایی با روش های حل مشکلات تجویزی سمعک

## روش و نحوه اجرای آموزش

آموزش به صورت غیر حضوری و از طریق جزوه آموزشی خواهد بود

### طرح و برنامه درسی

- آشنایی دانش آموختگان با انواع قالب و تعدیلات اکوستیکی
- آشنایی دانش آموختگان با مفهوم تراکم در سمعک و انواع آن
- آشنایی دانش آموختگان با نحوه ارزیابی کاندیداتوری سمعک در افراد کم شنوا
- آشنایی دانش آموختگان با انواع روش ها و فرمول های تجویز سمعک
- آشنایی دانش آموختگان با روش های ارزیابی سمعک عملکرد سمعک
- آشنایی دانش آموختگان با روش اندازه گیری های گوش واقعی

### نحوه ارزشیابی

نحوه ارزشیابی به صورت سوالات چهار گزینه ای خواهد بود.

## فصل اول: قالب و تعدیلات اکوستیکی

وظیفه اصلی قالب رساندن صدا از رسیور سمعک به مجرای گوش فرد می باشد و مسیری برای انتقال صدا ایجاد می کند که این مسیر انتقال صدا بسته به برخی ویژگی های آن مثل قطر، طول و... می تواند بر پاسخ فرکانسی سمعک تاثیر بگذارد. همچنین قالب می تواند امکان انتقال صدا را از کانال گوش به بیرون، از طریق ونت فراهم کند. یعنی بعضی از صداها را که وارد گوش می شود و آزار دهنده است را تعدیل کرده و قسمتی از این صداها را به بیرون منتقل می کند. همچنین قالب می تواند سمعک را به شیوه ی راحت تری روی گوش نگهداری کند.

### ۱-۱. وظایف قالب

۱- انتقال صدا

۲- توانایی تغییر صدایی که منتقل می کند

۳- اصوات اضافه را بتواند به بیرون از گوش منتقل کند

۴- سمعک را روی گوش بیمار نگهداری کند

انواع قالب از نظر مراحل ساخت: ۱- قالب اولیه (impression)، ۲- قالب ثانویه (اصلی)

برای داشتن یک قالب خوب که بتواند سمعک را روی گوش بیمار نگه دارد باید یک قالب گیری اولیه خوب انجام دهیم.

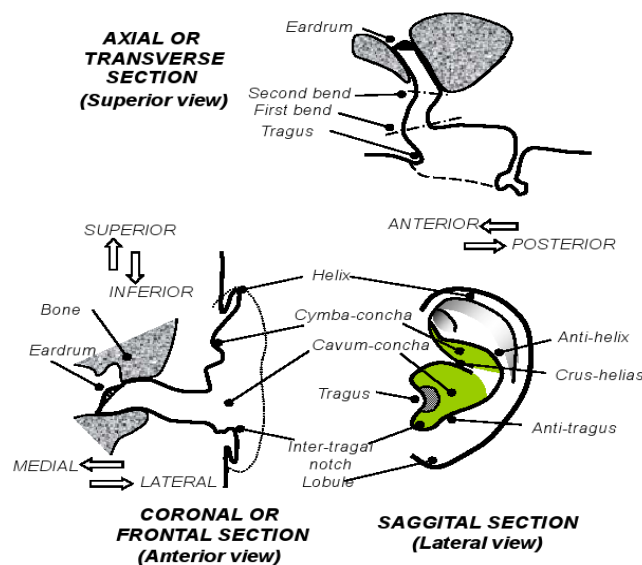
آناتومی ظاهری گوش افراد با هم متفاوت است، بنابراین برای هر فردی که به سمعک احتیاج دارد باید قالب مخصوص به گوش همان فرد را تهیه کنیم.

## ۲-۱. مراحل قالب گیری اولیه

۱- شناخت آناتومیکی گوش خارجی، ۲- نظافت و بهداشت ادیولوژیست، ۳- انجام اتوسکوپی، ۴- گذاشتن کاتن بلاگ، ۵- میکس کردن مواد قالب گیری، ۶- خالی کردن مواد در گوش بیمار تا آماده شدن قالب اولیه.

مواد مختلفی برای قالب گیری اولیه استفاده می شود، که بعضی از آنها با حجم مساوی با هم میکس می شوند و حالت خمیری و ژله ای به خود می گیرند و بعضی با استفاده از ماده سفت کننده هاردنر، به حالت ژله ای در می آیند.

-آناتومی گوش خارجی:



قسمت جانبی و مقطع عرضی گوش خارجی و اسامی بخش های مختلف آن

حفره کونکا که از دو قسمت تشکیل شده است، شامل سیمبا و کاووم. سیمبا کوچکتر و بالاتر و تقریباً زیر هلیکس می باشد. کاووم در قسمت پایینی و ابتدای کانال می باشد. زائده تراگوس روی قسمت کاووم را می پوشاند و بین تراگوس و آنتی تراگوس شیار بین تراگوسی وجود دارد. قسمت نرم گوش لوبول است. قسمت های شاخ ماندی هم وجود دارد که هلیکس و آنتی هلیکس معروف ترین آنها هستند. مهم ترین کارایی این قسمت ها جمع آوری صدا می باشد و دیگری جهت یابی عمودی و افقی، که این کار بوسیله تفاوت های طیفی (به علت شکل خاص

لاله گوش) که در صدا ایجاد می کند، انجام می دهد. در جهت یابی، لاله گوش داده مهمی را برای بقیه قسمت ها فراهم می کند.

کانال گوش به شکل یک S خوابیده می باشد و کاملاً صاف نیست. در بچه ها این مجرا رو به عقب رفته و تقریباً صاف و در بزرگسالان رو به عقب و بالا رفته. یک سوم مجرای گوش غضروفی و دو سوم استخوانی است.

-نظافت و بهداشت ادیولوژیست:

برای قالب گیری اولیه حتماً باید دستمان را با آب و صابون بشوییم و یا نهایتاً از دستکش جراحی استفاده کنیم. با این کار هم بهداشت را رعایت کرده و موجب انتقال بیماری یا ایجاد مشکل برای فرد نمی شویم و همچنین اعتماد بیمار را جلب می کنیم.

-انجام اتوسکوپی:

انجام اتوسکوپی در شناخت وضعیت ظاهری گوش اهمیت دارد.

در اتوسکوپی وضعیت گوش فرد را بررسی می کنیم، مثل: سرومن، وضعیت کانال و پرده تمپان، عفونت ها، عمل جراحی، در بعضی از جراحی های گوش میانی بخشی از استخوان ماستویید را تراش می زنند و این امر موجب برزگ شدن کانال می شود (کانال از بیرون حجم معمولی دارد و از داخل اینگونه نیست و حجمش زیاد است)

معمولاً در صورت وجود سرومن، جسم خارجی، عفونت و... قالب گیری نباید انجام شود و ابتدا به پزشک ارجاع داده شود و پس از درمان، قالب گیری انجام شود.

گوش های جراحی شده را با یک کاتن بلاگ ساده نمی شود قالب گیری کرد و هنگامی که مواد قالب گیری را به درون گوش خالی می کنیم خارج کردن مواد محال و خطرناک است. برای قالب گیری این گوش ها هنر خاصی لازم است و باید قبل از خالی کردن مواد، قسمت هایی از کانال را با پنبه پر کنیم و یک کانال طبیعی را بازسازی کنیم (در گوش های جراحی شده بدون بازسازی نباید قالب گرفت)

اتوسکوپی در تعیین حجم موادی که برای قالب گیری استفاده می کنیم نیز کمک می کند.

-گذاشتن کاتن بلاگ:

بلاک کردن کانال گوش با یک پنبه یا الیاف کتان، از اسفنج هم می توان استفاده کرد.

معمولا مواد را تا ابتدای پیچ دوم خالی می کنیم، و اگر می خواهیم CIC (عمقی) کار کنیم دو یا سه میلی متر بعد از پیچ دوم کانال مواد را خالی می کنیم.

- کاتن بلاگ هم در بازار به صورت آزاد موجود است و هم می توان آن را ساخت.

کاتن بلاگ دو مزیت در قالب گیری ایجاد می کند: ۱- قسمت های مختلف کانال توسط مواد قالب گیری پر می شود و قالب کاملا به دیواره های مجرا می چسبد،

۲- مواد تا آنجایی که می خواهیم وارد کانال می شود. به خصوص در موارد پرفوریشن، مواد در صورت عدم وجود کاتن بلاگ ممکن است وارد گوش میانی شود و به استخوانچه ها بچسبد.

کاتن بلاگ را باید طوری انتخاب کرد که نه به دیواره های مجرا فشار وارد کند، و نه آنقدر کوچک باشد که مواد از اطرافش نشت کند.

مزیت نخ کاتن بلاگ: بیرون آوردن قالب- نگه داشتن کاتن بلاگ با نخ و جلوگیری از ورود بیش از حد کاتن بلاگ به کانال

- میکس کردن مواد قالب گیری:

مواد قالب گیری را با هاردنر مخلوط میکنیم، و خمیر را ورز می دهیم.

- خالی کردن مواد در گوش بیمار تا آماده شدن قالب اولیه:

به دو روش می توان قالب گیری اولیه انجام داد: ۱- مواد را با دست داخل گوش فرد قرار دهیم، ۲- از سرنگ برای خالی کردن مواد استفاده کنیم (از داخل به خارج)

زمانی که می خواهیم مواد قالب را از گوش خالی کنیم، در داخل گوش کمبود هوا ایجاد میشود، در نتیجه فشار هوا کاهش می یابد، تمپان به بیرون کشیده می شود، و زمانی که قالب خارج میشود، تمپان به سرعت به حالت اولیه برمیگردد (به علت ورود هوا)

هر ادیولوژیستی باید بتواند قالب اولیه را بسازد، اما حتما لازم نیست ساختن قالب ثانویه را بداند.

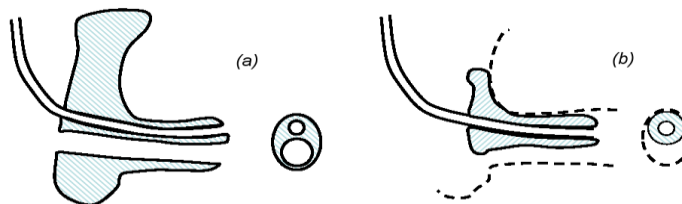
انواع قالب:

قالب ها از نظر نوع عملکرد، به دو دسته قالب های انسدادی و غیر انسدادی (باز) تقسیم می کنند:

قالب غیر انسدادی کانال را به طور کامل مسدود نمی کند و بین دیواره قالب و مجرا فاصله وجود دارد اما قالب انسدادی، کاملا به دیواره مجرا می چسبد.



## قالب های باز

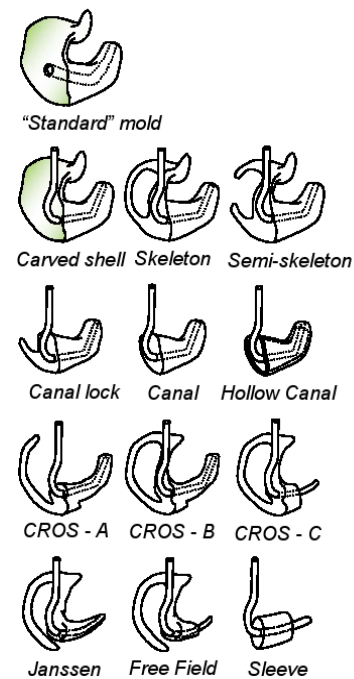


مقطع عرضی (a). یک قالب شل همراه با ونت گشاد (b). قالب جانسن.

ونت چیست؟ هر مجرایی که کانال گوش را به فضای بیرون مرتبط کند و باعث شود صدا از مجرای گوش به بیرون منتشر شود، «ونت» نامیده می شود.

قالب اولیه همان قالب خمیری می باشد که از گوش تهیه می کنیم و قالب ثانویه یا قالب اصلی از روی قالب اولیه بدست می آید و برای این کار باید یک نگاتیو از قالب اولیه تهیه کنیم (پوسته سمعک داخل گوشی و قالبی که به سمعک پشت گوشی متصل می شود، همان قالب ثانویه است) (از اشعه UV برای سفت شدن مواد در قالب گیری ثانویه استفاده می شود)

تقسیم بندی قالب ها از نظر شکل ظاهری: ۱- استاندارد، ۲- شل، ۳- کانال، ۴- اسکلتون



انواع مختلف قالب سمعک پشت گوشی

توضیح شکل: ردیف اول، قالب استاندارد یا ریگولار و یا قالب سمعک جیبی نامیده می شود. (رسیور سمعک جیبی با رینگ روی قالب مثل دکمه لباس مکمل یکدیگرند. این قالب از بیرون کاملاً تخت و صاف است)

بقیه قالب ها بوسیله یک شیلنگ (tube) به سمعک متصل می شوند و مخصوص سمعک های پشت گوشی هستند. تیوب ها شماره دارند، شماره ۱۳ معروف ترین تیوبی است که در سمعک ها استفاده می شود، و قطر داخلی آن ۱/۹۳ میلی متر می باشد (در کوپلر هم از این تیوب استفاده می شود)

انواع قالب های پشت گوشی: ۱- شل ۲- اسکلتون ۳- semi-skeleton

۱- شل: تمام قسمت های قالب را برای پر کردن گوش دارد، و اگر بخش هایی از این قالب را حذف کنیم محکم بودن و ثبات آن روی گوش کمتر می شود (گاهی به دلیل مشکل بیمار در جا انداختن سمعک می توانیم بخشی از قالب را حذف کنیم) این نوع قالب دارای قفل هلیکس می باشد.

۲، ۳- اسکلتون، semi-skeleton: قالب هایی هستند که به خاطر کم کردن وزن قالب شل ساخته شده اند. قسمت های زیادی از قالب شل را تراش می دهند تا قالب سبکتر باشد و در عین حال از دوام و ثبات کافی برخوردار باشد.

دو نوع قالب کانال وجود دارد: ۱- قالب کانال اصلی، ۲-

این قالب استفاده راحت تری دارد و سیل شدن بهتری نسبت به شل دارد

-در ایران بیشتر از قالب های کانال، شل و استاندارد استفاده می شود.

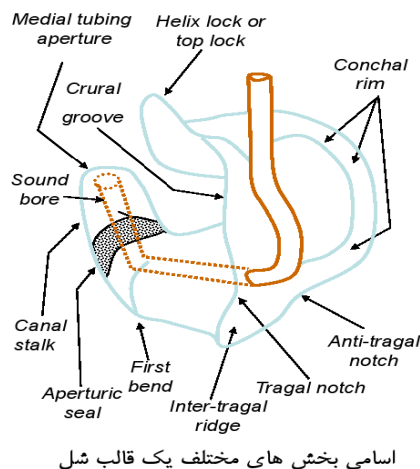
-برای کودکان بیشتر از قالب شل استفاده می شود، و برای بزرگسالان بهتر است از قالب کانال استفاده

کنیم.

ردیف چهارم مربوط به سمعک های کراس است که دارای قالب open هستند.

آناتومی یک قالب را باید دانست. هر جا که در گوش حفره باشد در قالب برجستگی می شود و هر جا که

در گوش برجستگی است در قالب حفره می باشد.



توضیح شکل: یک قالب اسکلتون را نشان می دهد. قفل هلیکس، پل بین تراگوسی، ناچ آنتی تراگوس، ناچ

تراگوس دیده میشود.

خم اول دقیقا جایی که کونکا تمام می شود و به کانال وارد می شویم شروع می شود، خم دوم دقیقا وسط

کانال، نزدیک تمام شدن غضروف گوش و رو به استخوانی شدن می باشد.

چیزی که در ساخت قالب مهم است فضای آپرچر می باشد. آپرچر دقیقا ابتدای کانال است و بیشترین

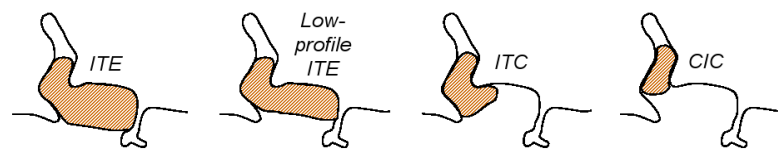
خاصیت سیل شدن قالب با کانال را در این فضا می بینیم، چون نرم بوده و بین پوست و غضروف مقداری بافت

چربی وجود داشته و قالب به راحتی به گوش می چسبد. اگر بتوانیم این فضا را به خوبی سیل کنیم (نشت نداشته باشد) معمولاً عملکرد ما موفقیت آمیز می شود.

- مسیر انتقال صدا (sound bore): یک قسمت با تیوب و یک قسمت دیواره قالب سوراخ میشود تا صدا منتقل شود.

برای ساخت قالب سمعک بیشتر کاووم و ابتدای کانال و در بعضی قالب ها سیمبا را احتیاج داریم و به ندرت، پیچ دوم کانال را احتیاج داریم.

## سمعک های داخل گوشی



جایگاه قرارگیری سمعک های ITE, Low Profile, ITC و CIC

عملکردهایی که می توان بر روی سمعک انجام داد:

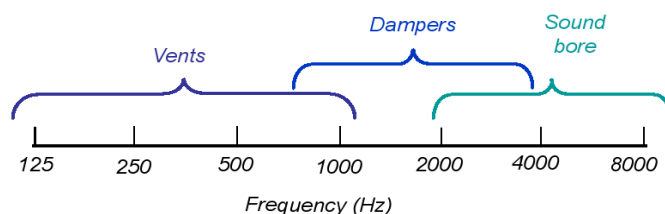
سمعک های آنالوگ دارای فیلتر بودند، و تغییرات محدودی می توانستیم بر روی سمعک اعمال کنیم.

در سمعک های دیجیتال، بسیاری از عملکردهای سمعک که قبلاً به صورت اکوستیکی انجام می شد، با تعدیل الکترواکوستیکی انجام میدهیم.

### ۱-۳. تعدیلات اکوستیکی

در تعدیل اکوستیکی، با اعمال تغییراتی بر روی قالب و یا بر روی مسیر عبور صدا، می توانیم بعضی فرکانس ها را کم و بعضی را زیاد کنیم.

## تعدیل آکوستیکی



مناطق فرکانسی متاثر از انواع تعدیل آکوستیکی

توضیح شکل: تاثیر تعدیل های اکوستیکی مختلف، بر قسمت های مختلف پاسخ فرکانسی.

ونت بیشتر بر روی فرکانس های پایین و ۱۰۰۰ هرتز تاثیر دارد.

دمپر بر روی فرکانس های میانی اثر دارد (در سمعک های داخل گوشی با پشت گوشی محدوده متفاوت است. محدوده عملکرد در داخل گوشی بالاتر از پشت گوشی است)

هورن بیشتر بر روی فرکانس های خیلی بالا تاثیر می گذارد.

-فرکانس های پایین بدنه گفتار را شکل میدهند (حضور یا عدم حضور اصوات گفتاری). فرکانس های میانی حضور گفتار را می رسانند (از اصوات محیطی جدا می کنند). فرکانس های خیلی بالا وضوح گفتار را ایجاد می کنند (مشخص کردن گوینده و صحبت های وی (جدا کردن واژه و همخوان های مختلف))

-سوال: بیماری با شکایت کم بودن صدای سمعک مراجعه کرده، چه اقدامی می توان انجام داد؟ بهترین کار این است که کل پاسخ فرکانسی را اضافه کنیم. اما با اضافه کردن بهره در فرکانس های پایین و مقداری در فرکانس

های میانی، بلندی دریافتی فرد اضافه می شود. در این حالت حضور گفتار بهتر می شود، ولی بیمار گزارش میکند صدا در سرش می پیچد. علت پیچش صدا می تواند، استفاده از قالب انسدادی باشد. در این حالت دو راه کار داریم: بهره در فرکانس های بالا را افزایش دهیم و یا ونت بگذاریم، در غیر این صورت باید بم بودن صدای سمعک و یا پیچش صدا را تحمل کند.

-سوال: بیماری با شکایت عدم وضوح گفتار مراجعه کرده، چه اقدامی می توان انجام داد؟ فرکانس های بالا را در محدوده شدت های گفتاری مقداری تقویت می کنیم. این کار باید به نحوی انجام شود که فیدبک اتفاق نیافتد.

-سوال: بیماری با شکایت پیچش صدای سمعک در گوش مراجعه کرده، چه اقدامی می توان انجام داد؟ در این حالت باید دو سوال از بیمار پرسید: آیا فقط صدای خودت می پیچد؟ و یا اصوات دیگر هم می پیچند؟ در حالت اول، اثر انسداد ایجاد شده، با گذاشتن ونت و یا بلندتر کردن کانال قالب می توان مشکل را بر طرف کرد.

در حالت دوم، باید بهره فرکانس های پایین را کم کنیم.

## ونت

قطر و سایز ونت بر روی پاسخ فرکانسی تاثیر می گذارد.

انواع ونت: موازی، متقاطع، خارجی، slit-leak

ونت Slit-leak: در سمعک هایی که قالب انسدادی دارند، اگر قالب خوب سیل نشود، ونت ناخواسته ای ایجاد میشود که به آن slit-leak گفته میشود. که باید قالب تعویض شود (تعویض جنس قالب، تغییر شیوه قالب گیری و...)

ونت موازی: در موازات sound bore رو به بیرون قالب ساخته می شود.

ونت متقاطع: زمانی که امکان ساخت ونت موازی نیست از ونت متقاطع استفاده میکنیم. به دو صورت ساخته می شود:

۱) ابتدا به صورت مستقیم و موازی می آید و سپس به کانال sound bore وصل می شود، ۲) از همان ابتدا به صورت کج به sound bore وصل می شود.

هنگامی که از ونت متقاطع استفاده می کنیم، براساس قوانین فیزیک هم فرکانس های بالا و هم فرکانس های پایین رو به بیرون بر می گردند و احتمال نشستی صدا بیشتر می شود.

ونت خارجی: در بچه ها یا کسانی که کانال گوششان اجازه عبور ۲ سوراخ را نمیدهد، به کار می رود. در قسمت خارجی قالب یک شیار ایجاد می شود که یک لبه نیم دایره دارد، وقتی در داخل گوش قرار می گیرد، قسمت پایینی نیم دایره را کانال گوش می سازد.

ونت موازی براساس سائز قطرش می تواند عبور فرکانس های پایین را دچار مشکل کند یا عبور این فرکانس ها را بیشتر کند.

کوچک ترین سائز Vent، زیر یک میلی متر است که کمترین تاثیر را بر پاسخ فرکانسی دارد. و بیشترین استفاده را برای ما دارند و Vent فشاری هم نامیده می شوند. باعث تعدیل فشار هوا در داخل و خارج گوش می شود. این نوع ونت راحتی استفاده از سمعک را بیشتر میکند.

در ونت های بالای یک میلی متر، هر چه قطر Vent بیشتر می شود، میزان کاهش در پاسخ فرکانسی، فرکانس های پایین نیز بیشتر می شود. افزایش سائز Vent باعث کاهش فرکانس های پایین در داخل مجرای گوش می شود. کسی که فرکانس های پایین را به خوبی می شنود، از قالبی استفاده می کنیم که بزرگترین سائز Vent را دارد (همان سمعک های open برای کسانی که high tone loss دارند).

قطر Vent بر پاسخ فرکانسی و بهره اثر می گذارد. پاسخ فرکانسی در فرکانس های پایین را کم می کند، بنابراین بهره را هم کم می کند. Vent هم چنان که اجازه عبور رو به بیرون می دهد، اجازه ی عبور رو به داخل را می دهد (یعنی فرکانس های پایین هم تقویت شده و هم تقویت نشده به مجرای گوش می رسند، اما تاثیر صداهای تقویت شده بیشتر است و باعث میشود بهره سمعک در فرکانس های پایین بی اثر شود (عبوردهی روبه بیرون بیشتر است)). Vent بر محدوده ی فرکانسی پایین تاثیر دارد.

-تاثیر Vent بر directionality: منفی است. Directionality در فرکانس های پایین بهترین عملکرد را دارد. چون باعث می شود صداهایی که از پشت سر و جلو می آیند، صداهای جلو را بهتر بشنویم و صداهایی که از پشت سر می آیند، خنثی شوند. ولی با وجود vent این صداها هم به گوش می رسند و تاثیر منفی روی directionality می گذارد (این صداها همه فرکانس پایین هستند).

-تاثیر vent بر نویز داخلی سمعک: از طریق vent نویز داخلی به بیرون هدایت می شود (نویز داخلی سمعک فرکانس پایین است) در نتیجه vent شدت نویز داخلی سمعک را کم می کند.

-تأثیر vent بر عملکرد تراکمی سمعک: باعث تداخل عملکرد تراکمی می شود. (چون سمعک وارد تراکم شده تا شدت های بالا به گوش نرسد اما ونت باعث عبور مستقیم این اصوات میشود) در این حالت بهتر است از سمعک های چند کاناله استفاده کنیم و فرکانس های پایین را بدون تراکم بدهیم. در این حالت سازش سمعک با vent بهتر است.

تأثیر vent بر اثر انسداد: باعث کاهش اثر انسداد می شود.

تأثیر vent بر فیدبک: با افزایش قطر vent، فرکانس های پایین کمتر تقویت می شوند، محدوده فرکانسی که کاهش در آن اتفاق می افتد گسترده تر میشود. در واقع با افزایش قطر ونت، هم فرکانس های پایین و هم فرکانس های میانی و هم بالا اجازه ی عبور به بیرون را پیدا می کنند و این باعث افزایش فیدبک می شود. Vent باعث برگشت مقداری از صدای سمعک رو به بیرون می شود که این صدا می تواند توسط میکروفون سمعک دریافت شده و در نتیجه فیدبک ایجاد می شود. قطر vent باید به قدری بزرگ باشد که فیدبک ایجاد نشود که به همین منظور از vent فشاری (زیر یک میلی متر) برای رد و بدل شدن هوا استفاده می شود.

-سوال: به طور کلی ونت خوب است یا نه؟

استفاده بجای از ونت منطقی است. بیشتر در افت های فرکانس بالا از ونت استفاده میکنیم. نرم افزارها می توانند سایز ونت را تعیین کنند.

دسته بندی استفاده از ونت براساس ظاهر به ترتیب اولیت

۱) موازی: به خاطر حفظ یکپارچگی اکوستیکی صوت و همچنین به علت عدم تاثیرش بر فرکانس های بالا بهتر است.

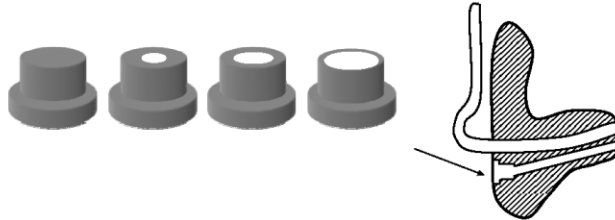
۲) متقاطع

۳) خارجی: اگر ونت موازی یا متقاطع باعث ایجاد فیدبک شوند و یا فضای کافی برای ونت نداشته باشیم از این ونت استفاده می کنیم. چرا ونت خارجی امکان دارد باعث فیدبک کمتری شود، چون فاصله آن تا میکروفن زیاد می شود.

ونت های PVV (Positive Venting Valve) یا SAV (Select-A-Vent): این گونه vent ها قابل تنظیم کردن هستند. یعنی می توان سایز vent را کنترل کرد، بدون اینکه لازم باشد بقیه قالب را دستکاری کرد.

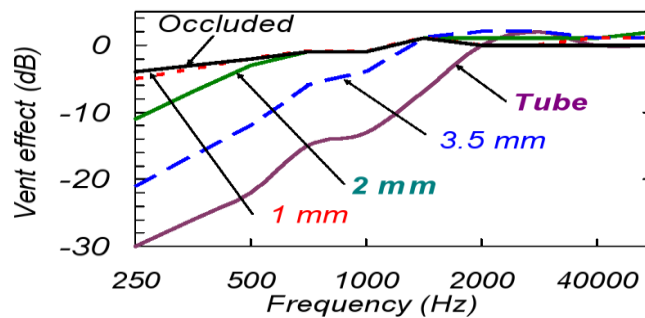


## انواع اینسرت ها



انواع اینسرت های ونت. Positive Venting Valve (PVV) و Select-A-Vent (SAV) دو نوع از ونت های تجاری موجود می باشند

## تاثیر ونت



تاثیر قطر ونت بر پاسخ فرکانسی صدای تقویت شده در مقایسه با یک قالب انسدادی

توضیح شکل: تاثیر ونت بر پاسخ فرکانسی سمعک.

جایگذاری تیوب باعث کاهش در فرکانس های پایین و مقداری در فرکانس های میانی می شود.

ونت ۱ میلی متری، کمترین کاهش را ایجاد میکند، بیشتر برای تعدیل فشار هوا استفاده می شوند.

هرچه قطر vent بیشتر میشود، کاهشی که در فرکانس های پایین ایجاد می شود، بیشتر است.

بیشترین تاثیر vent بر فرکانس های زیر ۱۰۰۰ هرتز است.

- اگر در همه فرکانس ها، یک شدت ثابتی از صدا به گوش ارائه کنیم، پس از بررسی صدا در نزدیکی پرده تمپان متوجه می شویم که همه صدا ها به یک شدت به پرده نرسیده اند. این به خاطر تقویت برخی فرکانس های

خاص توسط اجزای گوش (لاله گوش، مجرا و...) است. زمانی که قالب انسدادی بر روی گوش میگذاریم، این تقویت را حذف میکنیم.

به طور مثال: زمانی که صدای ۶۰ دسی بل را بدون وجود سمعک روی گوش، ارائه میدهیم، خود گوش در بعضی فرکانس ها تقویتی ایجاد میکند، یعنی بجای ۶۰ مثلاً ۷۵ دسی بل به گوش ارائه میکند. زمانی که سمعکی با بهره ۴۰ روی گوش فرد قرار میدهیم، به اندازه ۴۰ دسی بل تقویت نکرده ایم، چون میزان تقویتی که از قبل بود را حذف کرده ایم، در واقع ۱۵-۴۰ دسی بل تقویت انجام داده ایم. به بهره ای که اضافه بر بهره گوش فرستاده می شود، بهره الحاقی گفته میشود. بهره القایی، بهره اصلی سمعک است.

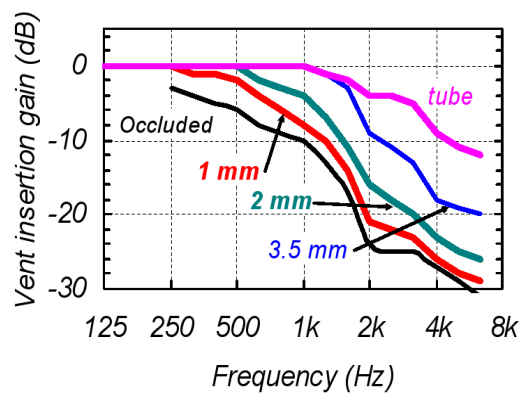
در واقع اگر میزان تقویت اجزای گوش را از بهره کم کنیم، بهره الحاقی به دست می آید.

بهره الحاقی به این صورت به دست می آید که: یک بار بهره گوش را در نزدیکی پرده تمپان بدون استفاده از سمعک در همه فرکانس ها حساب می کنیم، حالا با استفاده از سمعک بهره را در نزدیکی پرده تمپان در همه فرکانس ها حساب می کنیم. اختلاف این دو همان، بهره الحاقی است که در همه فرکانس ها یکسان نیست.

تاثیر vent بر روی بهره الحاقی:

اگر اندازه vent کوچک یا بزرگ شود، چون فرکانس های پایین راحت عبور میکنند، بنابراین بر روی بهره سمعک خیلی نمیتوان تغییر ایجاد کرد. اما با بزرگ شدن سایز ونت، چون کانال گوش هم اجازه عبور مستقیم فرکانس های بالا را دریافت میکند، بنابراین میزان تاثیری که قالب می توانست بر کاهش بهره الحاقی ایجاد کند، کمتر میشود. اختلاف بین بهره و بهره خود گوش کمتر می شود.

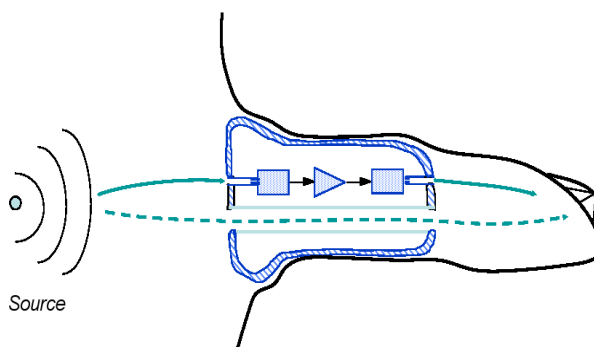
## تأثیر ونت



تأثیر قطر ونت بر بهره الحاقی مسیر صدای منتقل شده از طریق ونت (REOG) در یک قالب با طول کانال ۷ میلی متر

گذاشتن قالب حتی با ونت، باعث میشود عملکرد اصلی گوش در دریافت فرکانس های پایین مقداری کاهش یابد. این مقدار کاهش در حالت هایی که ونت وجود ندارد یا سایز ونت کمتر است بیشتر است، بنابراین نیاز داریم بهره سمع را بیشتر بگذاریم تا کاهش ایجاد شده جبران شود.

## مسیرهای ونت

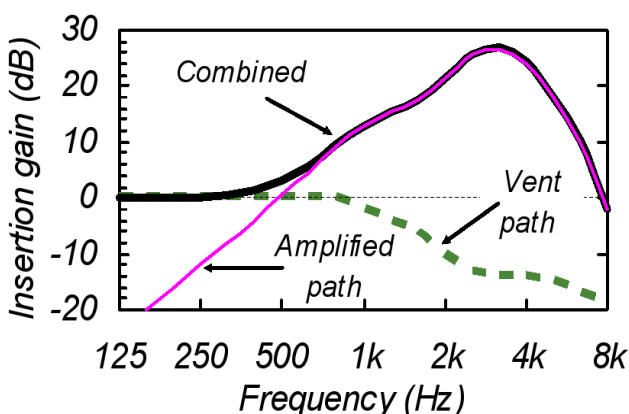


انتقال صدا به شکل الکترونیکی (خط ممند) و از طریق ونت (نقطه چین). این موضوع در مورد سمعک پشت گوشی نیز صدق می کند

توضیح شکل: صدا می تواند مستقیم از طریق سمعک تقویت شود، و هم از طریق ونت به گوش برسد. بنابراین کیفیت این دو صدا بعضی اوقات میتواند متفاوت باشد. (صدایی که مستقیم وارد گوش میشود میتواند عملکرد سمعک را تحت تاثیر قرار دهد مثلا بهره الحاقی، کیفیت تراکم، فیدبک)

- ونت مسیر عبور مستقیم صدا بدون عملکرد سمعک است.

### مسیر ونت و مسیر تقویت



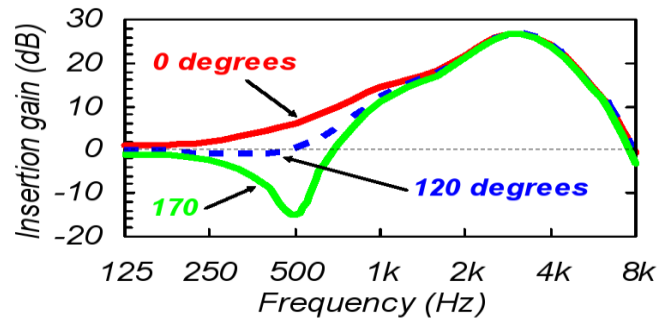
بهره الحاقی سمعک که ترکیبی از انتقال صدا از مسیر ونت و مسیر الکترونیکی می باشد

توضیح شکل: خط مشکی، میانگین خطوط قبلی می باشد.

در فرکانس های پایین بهره را کم کرده ایم و در فرکانس های بالا بهره را افزایش داده ایم، زمانی که ونت بگذاریم، ونت باعث میشود فرکانس های پایین عبور کنند و فرکانس های بالا وارد نشوند. برای فرکانس های بالا تقویت منفی ایجاد میکند.

اگر بتوانیم سمعک را با ونت هماهنگ کنیم، هم فرکانس های پایین را فراهم کرده ایم و هم فرکانس های بالا را به خوبی جبران کرده ایم.

## تعامل دو مسیر عبور سیگنال



بهره الحاقی ترکیبی سمعک در شرایطی که میان صدای منتقل شده از طریق ونت با صدای الکترونیکی (تقویت شده) به ترتیب صفر درجه، ۱۲۰ درجه و ۱۷۰ درجه تفاوت وجود دارد. در شکل ۱۳-۵، این تفاوت ۹۰ درجه می باشد

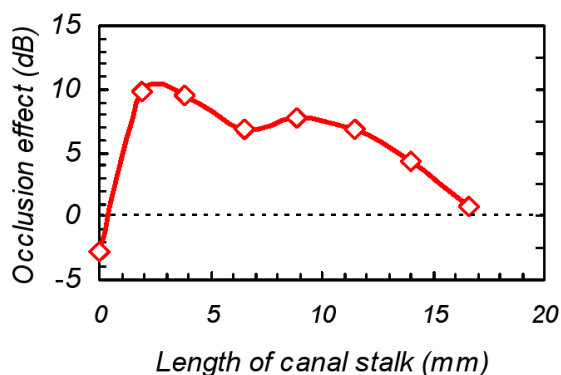
توضیح شکل: در شرایطی که صدا از زوایای مختلف بیاید، چون صدایی که از طریق ونت و مسیر الکترونیکی وارد میشوند دو جور تقویت میشوند، بنابراین در پاسخ فرکانسی اختلاف هایی در درجه های مختلف اتفاق می افتد.

افت در زاویه ۱۷۰ درجه احتمالاً مربوط به دایرکشنالیتی سمعک است. صدا را در مسیر الکترونیکی به جای اینکه تقویت کند تضعیف هم کرده.

بسته به این که مسیر ورود صدا به سمعک چگونه باشد، نوع پاسخ فرکانسی سمعک هم متفاوت می شود.

Vent همه صداها را یکسان به گوش نمی رساند، صدا های رو به رو یک جور و صدا های پشت سر هم جور دیگر (با تقویت های مختلف) به گوش می رسند. با توجه به اینکه دایرکشنالیتی سمعک هم موثر است.

## اثر انسداد

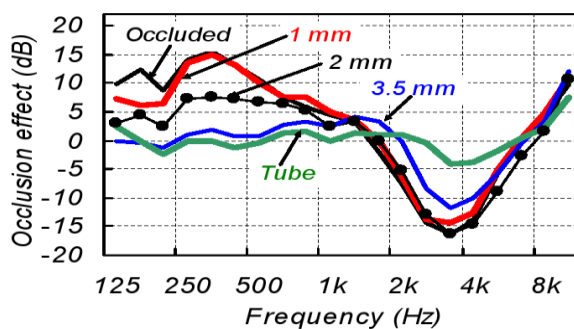


افزایش SPL کانال گوش (در مقایسه با زمانی که قالب وجود ندارد) در فرکانس ۳۱۵ هرتز، هنگامی که فرد صحبت می کند. هر چه طول کانال قالب افزایش می یابد (به بخش استخوانی نزدیک تر می شود)، میزان اثر انسداد کاهش پیدا می کند

توضیح شکل: با افزایش طول کانال قالب، اثر انسداد کاهش می یابد. چون از بخش غضروفی عبور میکند و دیگر اثر انسداد رخ نمیدهد. پس اگر کاری کنیم که قسمت های غضروفی را تا مرز قسمت استخوانی با قالب سمعک پوشش دهیم، اثر انسداد کمتر می شود.

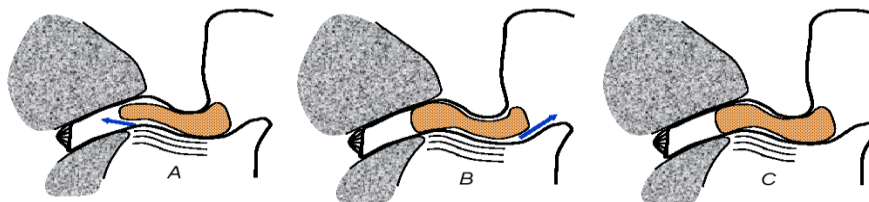
-قسمت غضروفی به وسیله صدا مرتعش شده و باعث انتقال صدا و در نتیجه انسداد می شود.

## تأثیر ونت



تأثیر قطر ونت بر اثر انسداد. هر چه قطر ونت افزایش یابد، اثر انسداد کاهش پیدا می کند

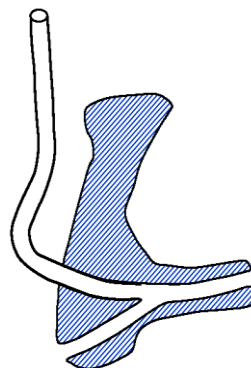
## اثر انسداد در قالب



قالب (a)، اثر انسداد بسیار زیاد و قالب (b)، اثر انسداد بسیار کم ایجاد می کند. در قالب (c)، اثر انسداد کم است و در عین حال نشت صدا نیز حداقل می باشد. خطوط موجی شکل، ارتعاش دیواره قدامی کانال و علامت پیکان، جهت اولیه صدای منتقل شده از طریق راه استخوانی (BC) را نشان می دهد.

توضیح شکل: خط های نشان داده شده نشان دهنده ارتعاش است. (A) اگر ابتدا مجرا را ببندیم و باقی مانده مجرا، اجازه عبور صدای برگشتی از غضروف را به داخل بدهد، بدترین اثر انسداد ایجاد شده است. (B) قسمت ابتدا مجرا آزاد است و صدا از این قسمت به بیرون هدایت می شود، و باقی مانده مجرا سیل شده است. (C) بهترین حالت زمانی است که، کل مسیر غضروفی را ببندیم، تا ارتعاش به وجود آمده به بیرون و به داخل نشت پیدا نکند.

## ونت متقاطع

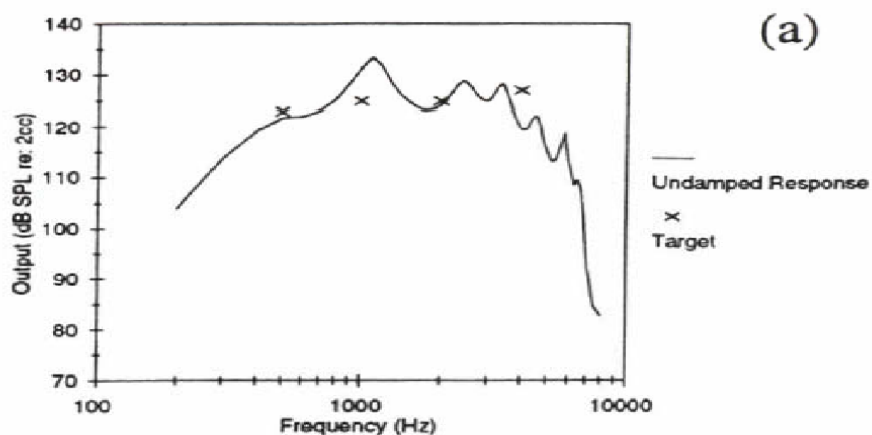


مقطع عرضی یک ونت Y شکل یا متقاطع

## دمپینگ

در بعضی از فرکانس های خاص، تقویت تیز ناخواسته ای در پاسخ فرکانسی سمعک ایجاد می شود. از طرف دیگر باید OSPL90 سمعک را طوری تنظیم کنیم که زیر UCL فرد قرار بگیرد.

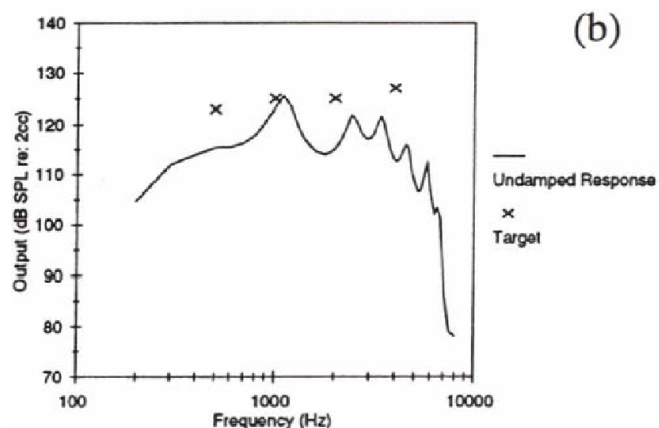
## بدون دمپینگ



توضیح شکل: نقاط ضربدر UCL فرد را نشان میدهد، و تقویت سمعک در بعضی فرکانس ها بیشتر از UCL فرد است. می توان بهره سمعک را کم کرد، تا قله ها به زیر UCL برسد، اما در این حالت محدوده های فرکانسی مورد نظر کمتر تقویت می شوند. همان طور که در شکل زیر دیده می شود.



## کاهش خروجی



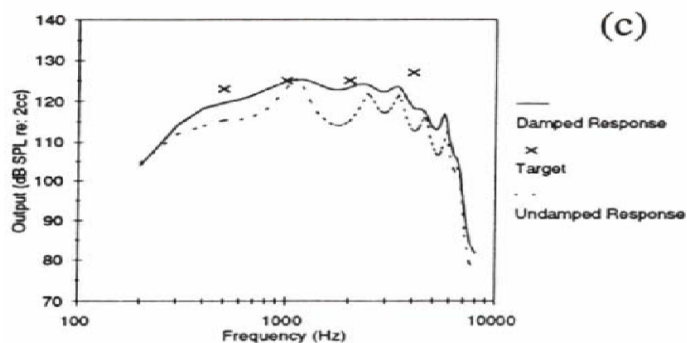
37

چگونه میتوان همه فرکانس ها را تقویت کرد و در عین حال زیر UCL فرد قرار داشت؟

این کار به وسیله دمپر اتفاق می افتد.

Damper (میرا کننده): وسیله ای است که در سمعک باعث می شود قله های تیز گرفته بشود (قسمت های تیز را میرا کرده و پاسخ فرکانسی سمعک را یکدست تر می کند)

## تأثیر دمپینگ



38

هدف از استفاده از damper کاهش بهره و حداکثر خروجی سمعک در فرکانس های متناسب با رزونانس sound bore است.

در سمعک های پشت گوشی، تمام مسیر انتقال صدا می تواند رزونانس ایجاد کند و قله های تیز بدهد، بنابراین بهترین جایگاه دمپر در انتهای مسیر (شلنگ قالب) است. بدترین جایگاه دمپر، نزدیک رسیور است. اما به دلیل مشکلاتی مانند، عفونت، رطوبت و ... اگر دمپر در انتهای مسیر قرار بگیرد زود خراب می شود، به همین دلیل دمپر ها را در نوک هوک سمعک قرار می دهند.

در سمعک های داخل گوشی معمولاً خیلی کم از damper استفاده می شود.

-جایگاه قرارگیری دمپر به سمت انتهای قالب حرکت می کند، یعنی اگر در نوک قالب قرار بگیرد، عملکرد بهتری دارد. ولی اگر رو به رسیور حرکت بکند، فقط میتواند رزونانس ناشی از رسیور را که ۲۰۰۰ هرتز است جبران کند. اگر در قالب قرار بگیرد، می تواند ۳۰۰۰، ۱۰۰۰، ۵۰۰۰ که ناشی از تیوب است را خنثی کند.

Damper: وسیله ای است که باعث مقاومت اکوستیکی در مقابل عبور صدا می شود.

هدف از کاربرد damper: گرفتن قله های تیز پاسخ فرکانسی.

بهترین جایگاه damper نوک قالب است، ولی به علت محدودیت عملکرد در نوک هوک قرار می گیرد.

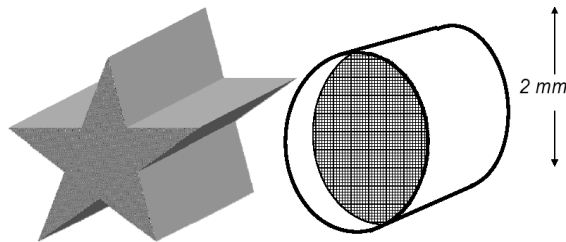
انواع damper:

Damper ها حتی می توانند از جنس پشم گوسفندی هم باشند. بسته به چگالی الیافی که به هم میچسبانند، میزان دمپینگ متغیر میشود. هرچه الیاف پشم تراکم تر باشند، میزان damping هم بیشتر می شود و برعکس. چون نمی توان میزان تراکم الیاف گوسفند را محاسبه کرد، و عملکرد آن قابل سنجش نیست، امروزه استفاده نمیشود.

دمپرهایی از جنس فولاد خاکستر شده نیز وجود داشتند. دانه های ریز در داخل یک محفظه قرار میگرفت، بسته به درجه تخلخل، می توانست بر روی پاسخ فرکانسی تاثیر بگذارد.

جدیدترین damper ها شامل، ستاره ای و مشبک هستند، از جنس سیلیکون هستند، میزان مقاومتشان تا حد زیادی قابل کنترل هستند (بر اساس اهم تعیین میکنند). تنها مشکلشان این است که ممکن است به علت وجود رطوبت خراب شوند.

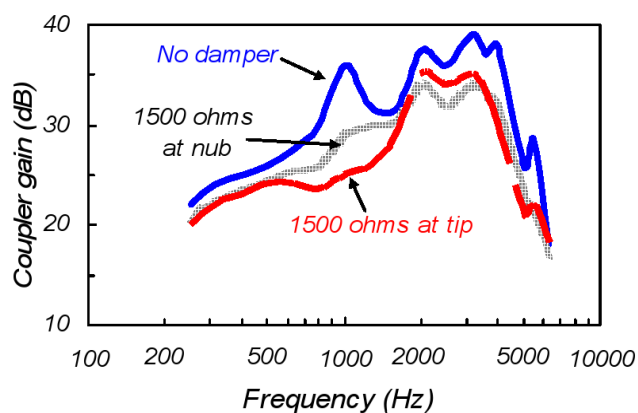
## دمپر



یک دمپر ستاره ای شکل و یک دمپر مشبک که می توان از آنها در داخل تیوب شماره ۱۳ با قطر داخلی ۱۹/۳ میلی متر استفاده کرد

Damper های اکوستیکی نالتس جزء جدید ترین damper ها هستند، که فلزی اند و چند توری مشبک پلاستیکی دارند. بسته به این که چقدر شبکه های توری به هم نزدیک باشند، در مقابل عبور صدا مقاومت ایجاد می کند. براساس نوارهای رنگی هم میزان مقاومتش مشخص است.

## تاثیر دمپر



پاسخ فرکانسی سمعک در شرایط بدون دمپر و زمانی که از یک دمپر ۱۵۰۰ اهم در انتها یا ابتدای هوک استفاده شود

توضیح شکل: زمانی که دمپر نوک هوک قرار میگیرد، کاهش بیشتری در فرکانس های میانی ایجاد میکند نسبت به زمانی که انتهای هوک نزدیک رسیور قرار بگیرد. زمانی که از دمپر استفاده نشده قله های تیزی در پاسخ فرکانسی دیده می شود.

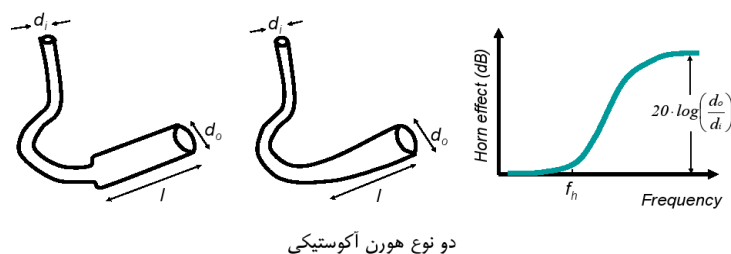
## HORN:

در محدوده فرکانس های بالا اثر میگذارد. به علت قوانین فیزیکی تاثیر می گذارد. (وقتی قطر تغییر می کند)

هر چقدر قطر HORN بیشتر شود، میزان عبوردهی فرکانس های بالا افزایش می یابد.

## هورن

- کاهش یا افزایش قطر ساند بور



دو نوع هورن آکوستیکی

به دو صورت میتوان هورن ایجاد کرد:

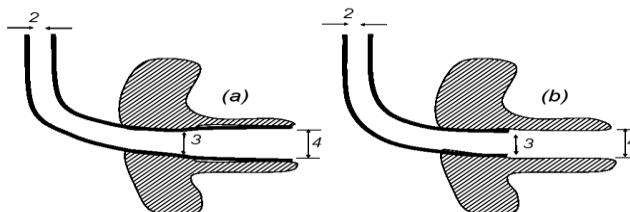
۱- شکل سمت چپ، از یک قطر به قطر جدید میرود.

۲- شکل سمت راست، روبه جلو شیپور مانند باز میشود.

-هورن، برای افراد مبتلا به high tone loss مفید است.

معروف ترین HORN که در قالب ها استفاده می شد HORN LIBBY بود که دهانه قالب را در داخل کانال از ۳ تا ۴ میلی متر افزایش میدادند. امروزه خیلی مورد استفاده قرار نمیگیرد.

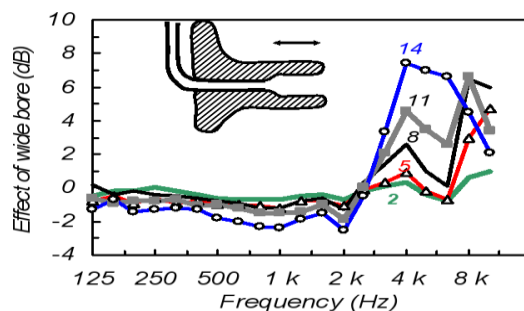
## هورن Libby



هورن Libby با قطر ۴ میلی متر که به شکل کامل (a) یا محدود (b) در کانال قالب جای گرفته اند.

توضیح شکل: قطر هورن در ابتدا ۲ میلی متر و در انتها ۴ میلی متر است، که باعث میشود مقدار عبور فرکانس های بالا افزایش یابد.

## تأثیر هورن



تأثیر افزایش قطر ساند بور از ۲ میلی متر به ۴ میلی متر بر عبور فرکانس های بالا. اعداد روی منحنی ها طول بخشی از ساند بور که قطر آن افزایش یافته است را نشان می دهد.

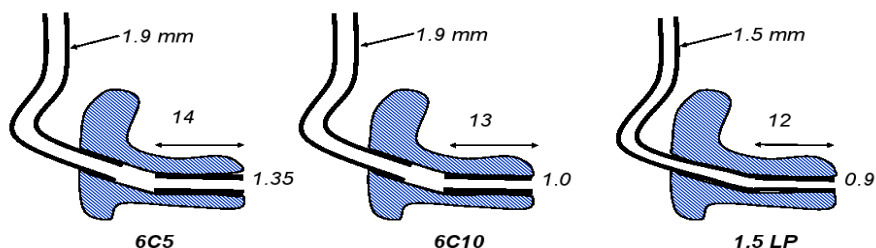
توضیح شکل: هر چقدر طول قسمتی که HORN کردیم بیشتر باشد، میزان افزایشی که در فرکانس های بالا ایجاد می شود، بیشتر است و تقریباً هیچ تأثیر روی فرکانس های میانی و پایین ندارد.

–بیشترین حدود پاسخ فرکانسی سمعک ها ۵ کیلو هرتز است.

HORN برعکس: تأثیرش بر عکس HORN است. یعنی مجرا از یک قطر بیشتر به یک قطر کمتر می

رسد.

## هورن برعکس



ابعاد تنگ شدگی (Constriction) در قالب های 6C5، 6C10 و 1.5 LP برای کاهش عبور فرکانس های بالا

HORN برعکس می توان باعث جلوگیری از عبور فرکانس های بالا شود و برای کسانی خوب است که ادیوگرام RISING دارند (افت فرکانس های پایین). در این حالت بیشتر فرکانس های پایین تقویت میشود.

انواع هوک:

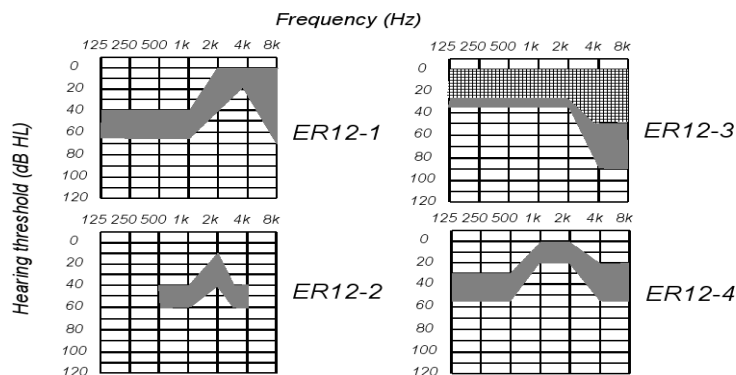
دمپر بیشتر بر محدوده فرکانس های میانی تاثیر می گذارد ولی هوک انواع مختلفی دارد، که محدوده فرکانسی وسیعتری را تحت تاثیر قرار می دهد.

## انواع هوک

- **هوک پایین گذر که ER12-1**
  - کم شنوایی های صعودی
  - تقویت ۶ دسی بلی در فرکانس ۵۰۰ هرتز و کاهش ۱۳ و ۴۰ دسی بلی به ترتیب در فرکانس های ۱۰۰۰ هرتز و بالاتر از ۲۵۰۰ هرتز
- **هوک ناچ فیلتر یا ER12-2**
  - کاهش بهره به میزان ۱۵ دسی بل در فرکانس ۲۰۰۰ هرتز بدون تاثیر بر فرکانس های پایین تر از ۱۰۰۰ هرتز و بالاتر از ۳۰۰۰ هرتز
- **هوک بالاگذر یا ER12-3**
  - کاهش ۲۰ تا ۲۵ دسی بلی در فرکانس های ۱۰۰۰ تا ۲۰۰۰ هرتز بدون تاثیر بر فرکانس های پایین تر از ۵۰۰ هرتز و بالاتر از ۴۰۰۰ هرتز
- **هوک Cookie-bite یا ER12-4**
  - کاهش ۳۵ دسی بلی در فرکانس ۲۰۰۰ هرتز بدون تاثیر بر فرکانس های پایین تر از ۵۰۰ هرتز و بالاتر از ۵۰۰۰ هرتز

144

## انواع هوک



شکل ادیومتریکی انواع مختلف هوک. در هوک ER12-3، منطقه هاشور خورده در قالب غیرانسدادی و منطقه تیره در قالب انسدادی قابل استفاده است

-دو نوع قالب گیری وجود دارد:

۱-داینامیک:بیمار حرکت داشته باشد،عینک،آدامس،دندان مصنوعی و... سرچایش باشد.

۲-استاتیک:بیمار هیچ گونه حرکتی نمیکند.باید عینک،دندان مصنوعی و ... را بردارد.

در منابع ذکر شده قالب گیری، در حالت استاتیک انجام شود. اما در حالت داینامیک قالب بهتری به دست می آید.

در قالب گیری سمک های CIC، بهتر است پیچ دوم را به اندازه ۵ میلی متر رد کنیم. اگر استخوان فک خیلی بالا پایین رود، بهتر است با دهان باز قالب گرفته شود. مواد شل باشند تا راحت در گوش خالی شوند.

## ملاحظات قالب گیری سمک CIC

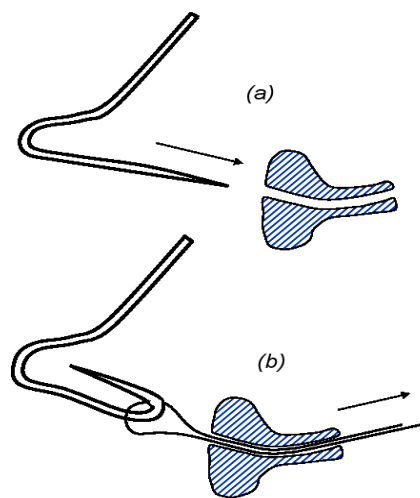
- درزگیری خوبی برخوردار باشد
- انتهای کانال قالب باید حداقل ۵ میلی متر بعد از خم دوم قرار
- تکنیک قالب گیری با دهان باز (*Open-jaw*)
  - تغییرات زیاد کانال گوش هنگام حرکات فک
- تکنیک های قالب گیری اولیه برای سمک های CIC
  - کانال قالب حداقل ۵ میلی متر بعد از خم دوم قرار گیرد
  - استفاده از مواد قالب گیری اولیه با ویسکوزیته متوسط تا بالا
  - استفاده از تکنیک دهان باز

146

نحوه تعویض شلنگ قالب:

وسیله ای است که خیلی زود خراب میشود.



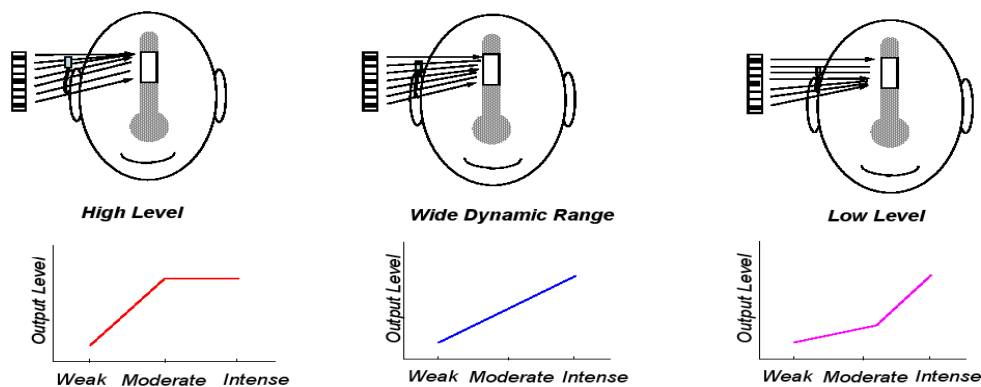


چگونگی تعویض تیوب در قالب سمک پشت گوشی

توضیح شکل: در امریکا شلنگ های قالب استاندارد ساخته میشوند، بدون چسب سر جای خوش قرار میگیرد.

ولی در ایران با مته قالب را سوراخ میکنند و شلنگ را با چسب به قالب می چسبانند. ادیولوژیست باید بتواند شلنگ قالب را تعویض کند.

## فصل دوم: تراکم



نحوه عملکرد ۳ نوع مدار تراکمی به همراه منحنی های ورودی - خروجی آنها

توضیح شکل: تراکم صدا از لحاظ شدتی را نشان میدهد. کم شنوایی و داینامیک رنج در هر سه حالت یکسان است.

شکل سمت چپ (High Level): اصوات با شدت پایین تا متوسط به صورت خطی تقویت میشوند، و اصوات با شدت بالا، متراکم می شوند (یعنی به طور مثال، در شدت های بالا به ازای ۱۰ دسی بل تغییر شدت، خروجی ۱ دسی بل نسبت به حالت قبل افزایش می یابد)

شکل وسط (Wide Dynamic Range): همه اصوات متراکم می شوند.

شکل سمت راست (Low Level): اصوات با شدت پایین و متوسط متراکم می شوند و اصوات با شدت بالا به صورت خطی تقویت می شوند.

-هدف اصلی تراکم، این است که کاهش محدوده پویایی فرد جبران شود، و فرد بتواند همه اصوات را بشنود.

-برای تنظیم سمعک ابتدا باید 90 ospl را طوری تنظیم کنیم که با ورودی ۹۰ خروجی سمعک زیر محدوده ucl فرد قرار بگیرد.

همان طور که سلول های مویی خارجی صداهاى ضعيف را تقويت مى کنند تا قابل شنيدن باشند، تراکم هم به نحوى ديگر شبیه به آن هاست. يعنى با تراکم شدتى صداهاى بلند، کارى مى کند که صداها در محدوده شنوایى فرد باقى بماند.

درحالتی که فرد سمعک دارى تراکم را دریافت مى کند، که حتى با صداهاى بلند به برش قله نمى رسد، به فرد اين فرصت را داده ايم که هدروم داشته باشد.

سمعک جهت ايجاد تراکم به حلقه فیدبک نیاز دارد، به صورتی که هروقت خروجی مدار از یک حد مشخصی فراتر رفت اين حلقه فعال مى شود و اجازه عبور جريان بیشتر را به مدار نمى دهد. و در نتیجه میزان تقويت را کم مى کند. يعنى سمعک را از عملکرد خودش آگاه مى کند.

برای نصب حلقه فیدبک به دو صورت مى توان عمل کرد:

۱. حلقه فیدبک بعد از آمپلى فاير قرار گیرد، ۲. قبل از آمپلى فاير قرار گیرد.

يعنى سمعک يا براساس ولتاژ ورودی و يا براساس ولتاژ خروجی آگاه مى شود که به تراکم نیاز دارد يا خير.

سمعک تا زمانى که وارد تراکم نشده است به ازای هر مقدار ورودی، میزان مشخصی تقويت انجام میده. بنابراین تابع بهره سمعک همیشه نیم ساز زاویه ورودی\_خروجی خواهد بود. يعنى به ازای هر میزان تغيير در ورودی همان میزان تغيير در خروجی اتفاق خواهد افتاد.

اما هنگامی که به ازای تغييرات ورودی خاص، تغييرات خروجی کمتر باشد، سمعک به صورت غير خطی کار خواهد کرد، و خط تابع از حالت نیم ساز خارج مى شود و شیب خط کمتر مى شود.

لحظه ای که سمعک وارد تراکم میشود، همان جایی است که مدار فیدبک فعال مى شود و در خط تابع هم تشکیل یک زاویه مى دهد، که به آن نقطه زانویی يا آستانه تراکم گفته مى شود. و به آن میزان تراکمی که ايجاد مى کند (کاهش ورودی نسبت به خروجی) نسبت تراکم گفته مى شود.

-در سمعک خطی، نسبت ورودی به خروجی یک است، چون بهره ثابت است.

مثلاً، اگر به ازای ۱۰ db افزایش ورودی ۵ db افزایش خروجی داشته باشیم، نسبت تراکم ۲ خواهد بود.

$$\text{تراکم} = \frac{\text{تغییر ورودی}}{\text{تغییر خروجی}}$$

سوال: سمعکی با  $70\text{db}$  ورودی،  $95\text{db}$  خروجی داده است. با نسبت تراکم  $10$  خروجی سمعک برای ورودی  $90$  و  $100$  را محاسبه کنید.

برای ورودی  $90$ ، خروجی  $97$ ، و برای ورودی  $100$ ، خروجی  $98$  خواهد بود.

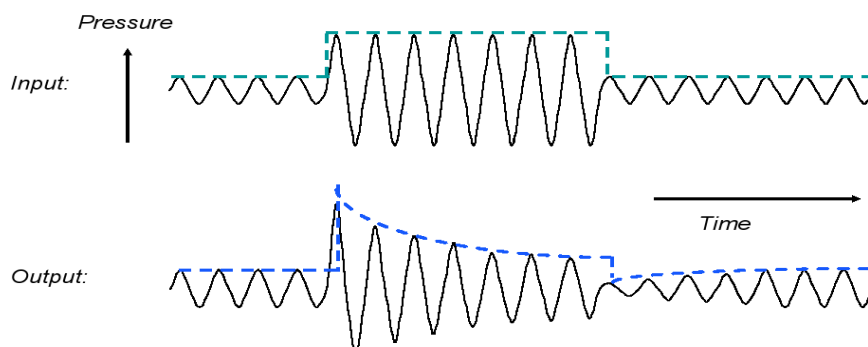
## ۲-۱. زمان حمله و زمان رهایی از تراکم

دو پدیده که در تراکم وجود دارد:  $\text{attack time}$  و  $\text{release time}$  است.

زمانی که سمعک می خواهد وارد تراکم شود، مدت زمانی طول می کشد تا سمعک ولتاژ را تجزیه و تحلیل کند و تغییرات لازم را اعمال کند.

طبق استاندارد امریکا، اگر شدت صدا ناگهان از  $55$  به  $90\text{db}$  تغییر کند، مدت زمانی که طول می کشد تا صدا در سطح  $3\text{db}$  صدای جدید ثابت شود را  $\text{attack time}$  مینامند. و طبق استاندارد اروپایی مدت زمانی که طول می کشد تا با افزایش صدا از  $55$  به  $80\text{db}$  تغییر کند و سطح صدا به  $2\text{db}$  مقدار جدید خود برسد  $\text{attack time}$  نامیده میشود.

قبل از زمانی که سمعک به حالت پایدار خود برسد و تراکم لازم را اعمال کند فرد صدای اضافی و بلندی خواهد شنید و در نمودار، یک قله بلند دیده خواهد شد که  $\text{over shoot}$  نامیده می شود.



شکل موج ورودی به مدار تراکمی (بالا) و شکل موج خروجی پس از عبور از مدار تراکمی (پایین) که در آن، زمان حمله و زمان بازگشت متناسب با افزایش و کاهش شدت سیگنال نشان داده شده است. خط نقطه چین، منحنی پوش را نشان می دهد

هرچه attack time کوتاه تر باشد، سمعک بهتر عمل کرده است، چون مدت زمان over shoot را کاهش می دهد.

مدت زمانی که طول میکشد سمعک از تراکم خارج شود (خطی عمل کند) under shoot گفته می شود. Release time یعنی مدت زمانی که طول میکشد تا با کاهش ناگهانی از ۹۰ به ۵۵ (امریکایی) یا از ۸۰ به ۵۵ (اروپایی)، صدا به ۲ db سطح پایدار خود، طبق استاندارد اروپایی، و ۴ db سطح پایدار خود طبق استاندارد امریکایی برسد.

- امروزه در سمعک های دیجیتال، مدار delay تعبیه کرده اند، تا از وقوع over shoot جلوگیری کنند. منظور از سطح پایدار در سمعک این است که مثلاً سمعک از تراکم خارج شود و gain خطی بدهد و یا سمعک وارد تراکم شود و gain تراکمی اش را بدهد.

در دوره ای که سمعک ها دارای دکمه volume کنترل بودند، ۲ نوع مدار تراکمی تعریف می کردند:

(۱) ولوم کنترل قبل از مدار فیدبک قرار می گیرد.

ولوم کنترل می تواند میزان شدت صدای ورودی به مدار را بین حالت حداقل و حداکثر کم یا زیاد کند. پس در واقع میزان صدای رسیده به مدار تحت ولوم کنترل است.

برای مدار سمعک تعرف شده به ازای میزان جریان مشخصی وارد تراکم شود.

مثلاً با سطح ورودی ۸۰ سمعک وارد تراکم می شود، اگر ولوم کنترل در حالت حداقل باشد، شدت های بالاتری مورد نیاز است تا مدار را وارد تراکم کند. اما در حالتی که ولوم روی حداکثر باشد شدت ورودی زودتر به ۸۰ می رسد و مدار را به تراکم می رساند.

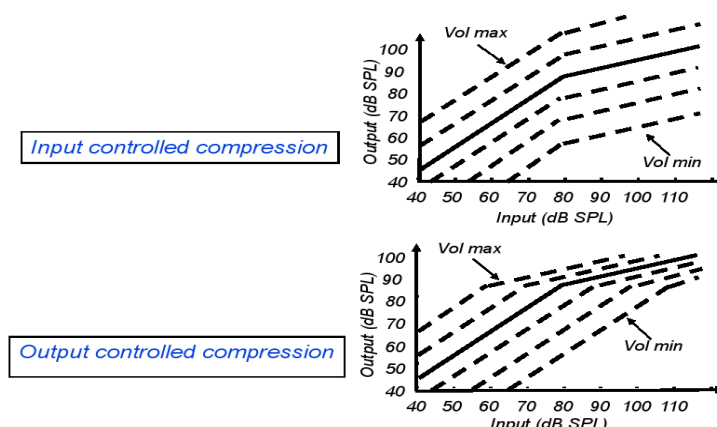
هرچه قدر ولوم کنترل بالا یا پایین برود، خروجی مدار یک مقدار ثابت خواهد بود. چون مدار با یک شدت خاص وارد تراکم میشود و فرقی نمی کند که ولوم بالا یا پایین است.

- کم و زیاد کردن ولوم کنترل بر روی بهره سمعک تاثیر می گذارد.

به این حالت از مدار تراکمی AGC out put (Automatic Gain Control) گفته می شود. که سمعک با یک خروجی خاص تراکم را شروع کرده است، در حالیکه به خاطر عملکرد ولوم کنترل، سطح صدای ورودی لازم برای شروع تراکم متفاوت است.

(۲) ولوم کنترل بعد از مدار تراکم قرار می گیرد.

یعنی ابتدا سمعک وارد تراکم شود و سپس با استفاده از ولوم کنترل تغییرات لازم را اعمال کنیم. در این حالت چون مدار تراکم با یک سطح شدت خاص مثلاً ۸۰ وارد تراکم میشود و قبل از مدار هم ولوم کنترل وجود ندارد پس همیشه باید ورودی به ۸۰ برسد تا تراکم آغاز شود. مدار ورودی ۸۰ را دریافت می کند و وارد تراکم می شود و سپس خروجی را تحویل ولوم کنترل می دهد. سپس ولوم کنترل می تواند خروجی را کم یا زیاد کند. و در واقع بهره را کم یا زیاد می کند.



منحنی های ورودی-خروجی مدارات تراکمی  $AGC_i$  و  $AGC_o$  و تاثیر تغییرات ولوم بر آنها

بسته به اینکه ولوم کنترل کجای مدار قرار گرفته باشد می تواند روی بهره و خروجی تاثیر داشته باشد. و تنها زمانی می تواند روی خروجی اثر داشته باشد که بعد از مدار تراکمی واقع شود ( $AGC_{input}$ ) و بنابراین بهره را کم و زیاد می کند.

اما در  $AGC_{output}$  با اینکه بهره کم یا زیاد می شود ولی خروجی که از مدار عبور خواهد کرد ثابت است.

پس به طور کلی در  $AGC_{input}$  سمعک با یک ورودی خاص وارد تراکم می شود (آستانه تراکم ثابت) و در  $AGC_{output}$  سمعک با خروجی خاص وارد تراکم می شود (آستانه تراکم متفاوت)

-زمانی که ولوم کنترل حداقل باشد بهره کمتر است، و زمانی که ولوم کنترل حداکثر باشد بهره بیشتر است.

در حالتی که حفظ باقی مانده شنوایی فرد برایمان مهم باشد از AGC output استفاده می کنیم. یعنی اجازه خروجی بیشتری را نمی دهیم. در بچه ها و کسانی که افت شدید تا عمیق دارند از AGC output استفاده می کنیم.

برای کسانی که کم شنوایی متوسط تا شدید دارند و مایلند در مکان های مختلف ولوم سمعک را کم یا زیاد کنند و میزان خروجی هنوز برایشان خیلی آزار دهنده نیست می توانیم از AGC input استفاده کنیم تا ولوم کنترل، خروجی و بهره را کم و زیاد کند.

نقطه زانویی یا آستانه تراکمی: نقطه ای در نمودار تابع ورودی-خروجی که به اندازه ۲ دسی بل از خط نیمساز فاصله میگیرد.

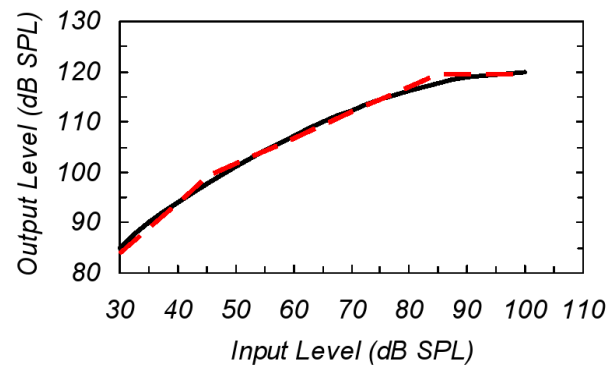
به طور مثال، اگر به ازای ورودی ۴۰ خروجی ۷۰، ورودی ۵۰ خروجی ۸۰ باشد، به ازای ورودی ۶۰ خروجی ۸۸ باشد، یعنی به ازای ۲ دسی بل از خط نیمساز فاصله داشته باشد.

-نقطه ای که خط بهره به اندازه ۲ دسی بل از بهره خطی فاصله بگیرد، نقطه ای است که سمعک وارد تراکم شده است.

-سمعک ها معمولاً به صورت ناگهانی وارد تراکم می شوند، یعنی یا تراکمی عمل میکند یا غیر تراکمی. بنابراین در نمودار همیشه زاویه صاف دیده میشود.

بعضی از سمعک ها به صورت تدریجی وارد تراکم می شوند، یعنی به ازای ورودی های مختلف، خروجی های مختلف با نسبت تراکم های مختلف. در نتیجه به جای خط صاف، خط قوسی شکل ایجاد می شود. به این مدارها، مدارهای تراکمی قوسی شکل گفته می شود.

در این مدارها، آستانه تراکم و نسبت تراکم ثابت وجود ندارد. با افزایش ورودی به تدریج نسبت تراکم افزایش می یابد. (می تواند در نقطه خاصی اتفاق بیافتد و یا در همه ورودی ها)

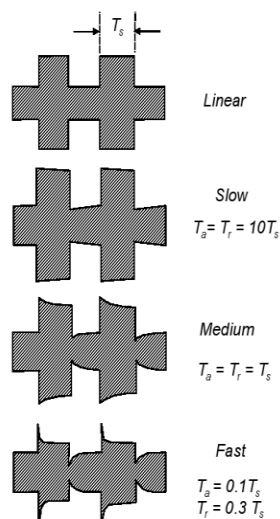


منحنی ورودی-خروجی یک مدار تراکمی قوسی شکل (خط ممتد) و یک مدار تراکمی با نسبت تراکم ثابت (خط چین)

توضیح شکل: خط ممتد، نمودار قوسی را نشان میدهد، و خط منقطع، سمک تراکمی معمولی را نشان

میدهد.

میزان attack time و release time بر روی عملکرد سمک تاثیر میگذارد.



منحنی های پوش خروجی یک سیگنال خطی و مدارات تراکمی با زمان حمله ( $T_a$ ) و زمان بازگشت ( $T_r$ ) متفاوت در مقایسه با مدت زمان هر هجا در سیگنال /فا فا/

توضیح شکل: در این شکل یک سیگنال /فا فا/ نشان داده شده است.



الف/ از لحاظ شدتی، شدت کمتری دارد و  $\Delta$  شدت بیشتری دارد. اگر سمعک به گونه ای باشد که با  $\Delta$  وارد تراکم شود، بسته به زمان  $\text{release time (Tr)}$  و  $\text{attack time (Ta)}$  می تواند سیگنال خروجی اش متفاوت باشد.

-منحنی پوش: همه اجزای فرکانسی را در بر میگیرد با آخرین شدت هایی که گفتار مورد نظر تکرار می شود.

اگر  $\text{Tr}=\text{Ta}=10 \text{ Ts}$ ، سمعک به آرامی وارد تراکم می شود، و به آرامی نیز از تراکم خارج می شود. ( $\text{Ts}$ : مدت زمان بیان تک حرف)

اگر  $\text{Tr}=\text{Ta}=\text{Ts}$ ، زمانی که سمعک وارد تراکم می شود، باید سریعاً از تراکم خارج شود (over shoot و under shoot دقیقاً به ازای  $\text{Ts}$  طول میکشند)

اگر  $\text{Ta}=0.1\text{Ts}$  و  $\text{Tr}=0.3\text{Ts}$ : به اندازه ۰٫۱، over shoot و به اندازه ۰٫۳، under shoot داشته است.

-تنظیم زمان  $\text{Tr}$  و  $\text{Ta}$  بر روی دریافت صداها، مختلف، تاثیر میگذارد.

یکی از مدارهای تراکمی تحت عنوان، "مدار تراکمی هجایی" شناخته می شود.

یعنی به سمعک اجازه دهیم با تغییرات صدای گفتاری وارد تراکم یا خارج از آن شود.

مزیت این مدار این است که برای، صدا های بلند که اکثراً واکه ها هستند، سمعک تراکمی عمل میکند، و برای همخوان ها که صدا های ضعیفی هستند خطی عمل میکند. در نتیجه همیشه شدت واکه ها کم میشود و شدت همخوان ها بیشتر ارائه میشود، بنابراین نسبت پوششی که واکه ها بر روی همخوان ها دارند کم می شود و باعث وضوح گفتار می شود.

معایب این مدار این است که، ۱- تفاوت شدتی بین واکه ها و همخوان ها از بین می رود، بنابراین ممکن است فرد حس خوبی به صدای جدید نداشته باشد.

چگونه میتوان یک مدار تراکمی هجایی ایجاد کرد، که با شنیدن واکه وارد تراکم شود و با شنیدن همخوان از تراکم خارج شود؟ باید  $\text{attack time}$  و  $\text{release time}$  کمی داشته باشد، در حدود مثلاً ۵۰ یا ۱۰۰ میلی ثانیه.  $\text{release time}$  زمانی است که همخوان شنیده میشود و  $\text{attack time}$  زمانی که واکه شنیده میشود. بنابراین باید این زمان ها کم باشند یعنی  $\text{attack time}$  کمی داشته باشند که با شنیدن واکه ها سریع وارد تراکم شود و هم  $\text{release time}$  کمی داشته باشد که برای همخوان ها سریعاً از تراکم خارج شود.

که سبب ایجاد یک ایراد در سمعک میشود (اشکال ۲): فرض کنید نويز زمینه با شدت کم داشته باشیم، در این حالت چه اتفاقی میافتد؟ هنگامی که سمعک واکه را دریافت میکند وارد تراکم میشود و بهره کمی میدهد، همچنین با دریافت صدای همخوان به صورت خطی عمل میکند و بهره بیشتری ایجاد میکند. بنابراین نويز زمینه را هم به صورت خطی تقویت میکند (چون شدت پایینی دارد) این سبب میشود نسبت سیگنال به نويز برای فرد بسیار کم شود (حتی کمتر از یک فرد طبیعی) چون در لحظه هایی که گفتار داریم سمعک وارد تراکم میشود و لحظه هایی که همخوان هست و یا گفتار نیست به صورت خطی عمل میکند، و نويز زمینه را بیشتر تقویت میکند.

سوال: در کل تراکم هجایی خوب است یا خیر؟

استفاده از تراکم هجایی برای افراد کم شنوایی که سطح ناراحت شنیداری پایین دارند و داینامیک رنج محدودی دارند معقول به نظر میرسد، ولی اگر میزان کم شنوایی فرد زیاد نباشد، که برای شنیدن واکه ها و همخوان ها به میزان زیادی اذیت نشود و بتوانیم به سمعک gain زیادی بدهیم که با شنیدن اختلاف شدت واکه و همخوان هنوز به سطح ناراحت شنیداری فرد نرسیم، نیازی به استفاده از تراکم هجایی نیست. البته میتوان تراکم سمعک را به گونه ای تنظیم کرد که برای صداهای طولانی تر وارد تراکم شود. (برای صداهایی که دارای تغییرات جزئی میباشند وارد تراکم نشود)

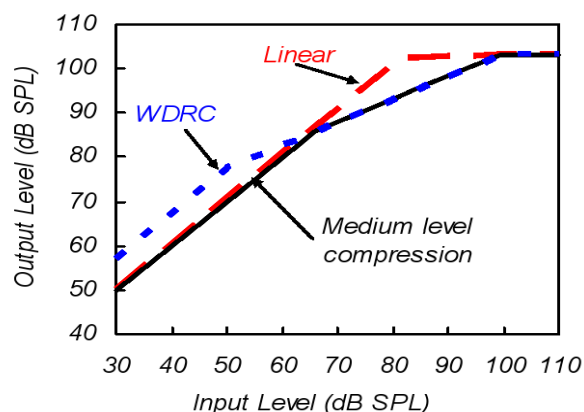
۲ نوع مدار تراکمی دیگر نیز میتوان شرح داد:

یکی مدار تراکمی **compression limiting** است و دیگری مدار تراکمی **wide dynamic range** است.

در مدار تراکمی **compression limiting** یا محدود کننده خروجی، صداهای ضعیف و متوسط را به صورت خطی برای فرد میفرستیم، و صداهای بلند را به صورت تراکمی برای فرد میفرستیم. در این مدار تنها کاری که انجام میشود این است که **peak clipping** انجام نمیشود و اعوجاج کمتری دارد. سمعک تراکمی عمل می کند و برش قله انجام نمی شود اما خروجی هم از حد معینی بیشتر نمی شود.

پس تنها مزیت آن این است که، برش قله نداریم. برای دستیابی به این هدف، نیاز به آستانه تراکم بالا و نسبت تراکم بالا داریم (آستانه تراکم ۳-۱ آستانه ی پایین محسوب میشود و ۴ به بعد بالا در نظر گرفته میشود) تا بتوانیم برای مثال 30 db آخر نمودار را در 3db جمع کرد. (نسبت تراکم ۱۰). آستانه تراکم را نیز بالا میدهیم و اجازه میدهیم در شدت های پایین سمعک به صورت خطی کار کند و پس از آن وارد تراکم شود (یعنی فقط صداهای خیلی بلند را متراکم میکند، مثلاً از خروجی ۱۰۰ به بالا یا از ورودی ۸۰ به بالا) به این صورت اجازه

نمیدهد خروجی سمعک به بیشتر از حد تحمل فرد برسد. برای افراد دارای کم شنوایی شدید تا عمیق مناسب است.



منحنی های ورودی-خروجی برای مدارات تراکمی متوسط،  
WDRC و تقویت خطی که برای همه آنها در سطوح شدتی بالا از مدار  
Compression Limiting یا برش قله استفاده شده است

### wide dynamic range compression :WRDC

در این مدار تراکم را از آستانه های پایین و نسبت های تراکم پایین شروع میکنیم و فشردگی زیادی در صدا ایجاد نمیکند.

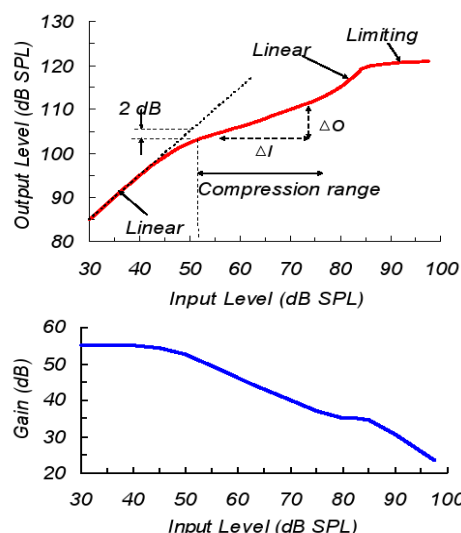
مدار WRDC برای افراد دارای کم شنوایی ملایم تا شدید مناسب است.

در کم شنوایی های ملایم تا شدید هنوز محدوده شنوایی فرد زیاد است ولی با این وجود رشد بلندی به صورت طبیعی اتفاق نمیافتد.

در افراد عادی متناسب با افزایش شدت، میزان بلندی صدا نیز افزایش پیدا میکند. در حالی که در افراد کم شنوا درک از بلندی متفاوت است اما میزان بلندی صدا یکسان است. برای مثال فردی با افت 60db صدای 60db را ضعیف میشنود اما رشد بلندی به همان نسبت سریع پیش میرود. یعنی بلندی صدای ۱۲۰ برای یک فرد نرمال و یک فرد کم شنوا یکسان است.

در WRDC اتفاقی که میافتد این است که رشد بلندی صدا تغییر میکند (یعنی صداهای ضعیف را ضعیف بشنود، صداهای بلند را بلند) اما نه به اندازه ی یک فرد نرمال. یعنی تا حدی رشد بلندی را برای فرد بازسازی

میکند به این صورت که سمعک از شدت های پایین وارد تراکم میشود ( مثلا از ورودی ۵۰-۴۰) و هنگامی که وارد تراکم میشود نسبت تراکم بالایی ندارد (مثلا نسبت تراکم ۲ که به ازای 10db ورودی، 5db خروجی خواهیم داشت)



شکل بالا منحنی ورودی-خروجی و ویژگی های مختلف استاتیک در مدار تراکمی را نشان می دهد. شکل پایین میزان کاهش بهره را متناسب با تغییر شدت ورودی در منحنی ورودی-خروجی بالا نشان می دهد

توضیح شکل: شکل بالا یک منحنی ورودی-خروجی را نشان میدهد که ابتدا خطی بوده، بعد وارد تراکم شده و سپس دوباره خطی شده و بعد limiting (محدود شدن) اگر بخواهیم بهره را به دست آوریم باید متناظر های ورودی و خروجی را از هم کم کنیم. سمعک در حالت خطی gain, 55db دارد. از لحظه ای که وارد تراکم شد (ورودی 50db) به تدریج gain کم میشود، زیرا نسبت تراکم  $\frac{\Delta I}{\Delta O}$  باید ثابت بماند یعنی مثلا به ازای 10db ورودی، خروجی باید 5db کم شود. بنابراین هرچه جلوتر میرویم، منحنی gain به صورت خط صاف کم میشود. در یک مدار تراکمی اگر نسبت تراکم ثابت بماند (در طول کل ورودی ها و خروجی ها) میزان کاهش gain نیز همیشه ثابت میماند، یعنی وقتی گفته میشود نسبت تراکم یک سمعک ۲ است، یعنی به ازای 10db تغییر ورودی، 5db خروجی تغییر خواهد کرد. اگر با شدت 60db وارد تراکم شود و بهره از اول ۴۰ باشد، ورودی ۶۰ چه خروجی خواهد داد؟ 5db میزان خروجی تغییر میکند

۹۵ ←

با ورودی ۷۰۹۰، با ورودی ۸۰۸۵ و ... ←

یعنی میزان ثابتی از کاهش بهره را میبینیم و منحنی به صورت خط صاف با زاویه ۴۵ درجه خواهد شد. ولی اگر نسبت تراکم با ورودی های مختلف تغییر کند نسبت تراکم در منحنی بهره-ورودی خط صاف نخواهد شد.

پس از آن سمعک دوباره خطی عمل کرده و به ازای تغییر ورودی و تغییر بهره نداشته و نهایتاً یک میزان تراکمی خیلی شدید داشته، مثلاً به ازای ورودی ۸۵-۱۰۰ حدود ۱۵db کاهش بهره داشته است.

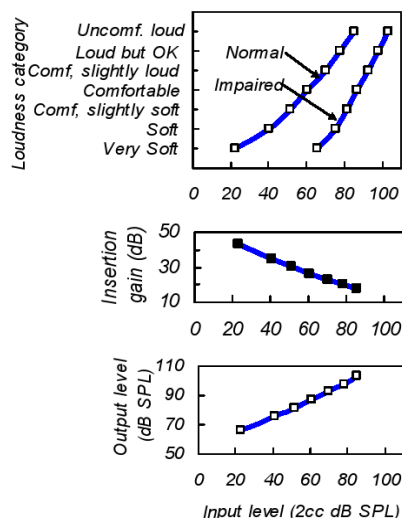
اگر automatic signal processing (پردازش خودکار سیگنال) را طبقه بندی کنیم به ۲ دسته FFR

( fixed frequency response ) و LDFFR (Level Depended Frequency Response)

تقسیم می شوند.

در FFR که پاسخ فرکانسی ثابت است، کل کارهای تراکمی انجام شده در سمعک بر روی کل پاسخ فرکانسی اتفاق افتاده است. مثلاً : compression limiting و WRDC ،

کار تراکمی اتفاق افتاده در این دو، در کل نمودار اتفاق می افتد.



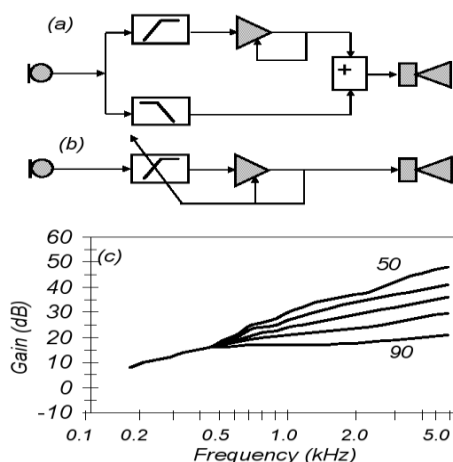
شکل ۱۰- ع: شکل (a) منحنی رشد بلندی را برای افراد با شنوایی طبیعی و افراد مبتلا به کم شنوایی ۵۰ دسی بل  $HL$  را نشان می دهد. شکل (b) بهره الحاقی مورد نیاز فرد کم شنوا برای دستیابی به احساس بلندی طبیعی را نشان می دهد. شکل (c) منحنی ورودی-خروجی متناسب با آن را نشان می دهد

توضیح شکل: سمعک های WRCD، رشد بلندی را در افراد کم شنوا به افراد هنجار نزدیک میکند. یعنی با افزایش مداوم تغییرات ورودی، میزان تغییرات خروجی کمتر میشود.

LDLR (level depended frequency response): بسته به سطح شدت محرک ورودی، قسمت

هایی از پاسخ فرکانسی تغییر میکند و به سه دسته BILL, PILL, TILL تقسیم بندی میشود. و در واقع کانال های فرکانسی از هم جدا میشود.

مدار (TILL (treble increase at low level



Loudness  
normalization  
(TILL)

نمودار بلوکی الگوهای پردازشی (a) دو کاناله و (b) تک کاناله که می توان از طریق آنها تا حدی هنجارسازی بلندی را انجام داد. شکل (c) منحنی پاسخ فرکانسی مدار TILL برای ورودی های ۵۰ تا ۹۰ دسی بل را نشان می دهد

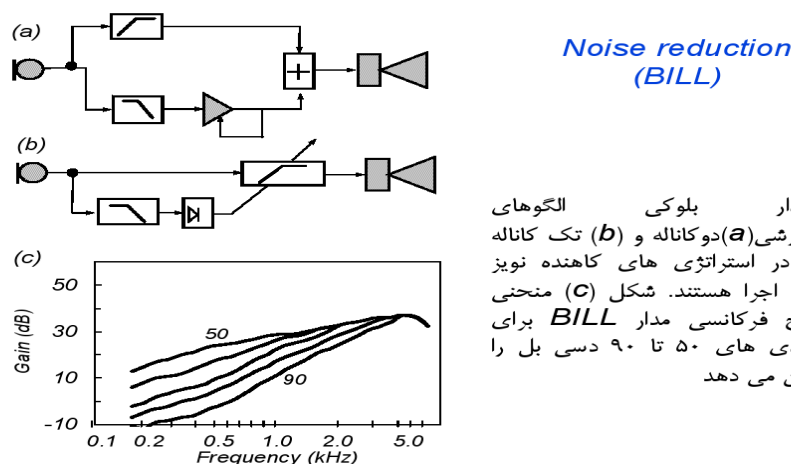
توضیح شکل: پاسخ فرکانسی سمعی با مدار تراکمی TILL را نشان میدهد.

منظور از treble فرکانس های بالا است. این سمعک به این صورت کار میکند که با کاهش ورودی، تقویت در فرکانس های بالا افزایش پیدا میکند. و در واقع با افزایش ورودی، تقویت در فرکانس های پایین کم میشود. یعنی سمعک فقط برای فرکانس های بالا وارد تراکم میشود. و شدت صدا اگر پایین باشد سمعک به صورت خطی عمل میکند و با افزایش شدت صدا، فقط در فرکانس های بالا تراکم رخ میدهد. این برای افرادی مناسب است که high ton loss دارند (در فرکانس های پایین gain ثابت است ولی در فرکانس های بالا gain متغیر است و هرچه شدت کمتر باشد gain افزایش بیشتری پیدا میکند) زیرا مدار تراکمی است که، فقط در فرکانس های بالا عمل میکند و برای افراد high ton loss که داینامیک رنج محدودتری دارند، در فرکانس های بالا مناسب است. زیرا ورودی های با شدت بالا را کمتر تقویت میکند و ورودی های با شدت پایین را بیشتر، البته در فرکانس های بالا. این سبب میشود فرد به سطح ناراحت شنیداری نرسد و چیزی که متغیر است پاسخ فرکانسی سمعک میباشد، زیرا در هر فرکانس میزان تقویت متفاوت است.

در FFR یا در همه فرکانس ها، gain کم میشود یا اضافه میشود. اما در LDLR یک قسمت از فرکانس ها کم و زیاد میشوند. که این قبلا تحت عنوان مدار KAMP (kiliun Amplifier) شناخته میشد. کیلیون اولین

بار قبل از ایجاد دنیای دیجیتال و ... توسط مدارها و فیلترها سمعی درست کرد که به این حالت کار میکرد، یعنی با افزایش ورودی در فرکانس های بالا خودبه خود gain کم میشد.

مدار BILL (based increase at low level):



در این سمعک با کاهش ورودی فرکانس پایین، میزان بهره افزایش پیدا میکند و میزان بهره در فرکانس های بالا تغییری نمیکند. این سمعک برای افراد low ton loss, high ton loss و افت های flat نیز مناسب میباشد، زیرا تحت عنوان مدار noise reduction هم شناخته میشود.

به این علت که نویز محیط اغلب فرکانس پایین است. هرچه میزان نویز محیط اضافه شود، این سمعک gain خود را کم میکند. هرچه قدر نویز فرکانس پایین کم شود، gain را اضافه میکند. در واقع به صورت هدفمند عمل میکند و هرجا نویز بالا بود و فرکانس پایین، gain را کم میکند و هرجا که ساکت باشد و نویزی نباشد gain خود را اضافه میکند تا فرد صدا را بشنود. این سمعک، نویزها با شدت کم را تقویت میکند، ولی نویزها با شدت بالا را کاهش میدهد.

در اصل این سمعک نویز را در حد اولیه خود نگه میدارد (مثلا اگر نویز در ابتدا شدت ۲۰ داشته باشد و gain 40db سمعک باشد خروجی 60db میشود، حالا اگر نویز محیط به 50db برسد، اگر قرار باشد سمعک همان 40db بهره را داشته باشد، نویز به ۹۰ میرسد. پس به جای 20db, 40db بهره میدهد و خروجی را به ۷۰ میرساند و مانع اذیت شدن فرد میشود).

در سمعک های هوشمند نویز باد، صدای گفتار و مکان نویز و گفتار و ... همه به صورت مجزا تشخیص داده میشود.

مدار (PILL) (programmable increase at low level):

افزایش قابل برنامه ریزی در شدت های پایین.

این سمعک هم مدار TILL و هم مدار BILL را در خود دارد و بنا به موقعیت تشخیص میدهد از کدام مدار استفاده کند.

## ۲-۲. باند و کانال

کانال در واقع تعداد تقسیم بندی هایی است که روی مجموعه فرکانسی یک سمعک ایجاد میشود، یعنی اگر پاسخ فرکانسی یک سمعک از ۱۰۰ تا ۵۰۰۰ هرتز باشد، اگر یک سمعک ۱۰ کاناله داشته باشیم این محدوده را به ۱۰ قسمت مختلف برای خود تقسیم میکند.

در کانال می توانیم با فیلتر های مختلف میزان تراکم را تغییر دهیم. یعنی آستانه تراکم و نسبت تراکم در کانال های مختلف میتواند متفاوت باشد. گاهی اوقات داخل یک کانال فقط یک باند فرکانسی موجود است و گاهی ۲ باند فرکانسی.

در باند فرکانسی خصوصیات تراکمی سمعک را نمیتوانیم تغییر دهیم. یعنی نمیتوانیم برای ۲ باند کنار هم که در یک کانال هستند دو نسبت تراکم متفاوت در نظر بگیریم در حالی که در کانال ها میتوانیم این کار را انجام بدهیم. اما ۲ باندی که در یک کانال هستند حتما از لحاظ مولفه های تراکمی شبیه به هم عمل میکنند. در باند فرکانسی فقط میتوان بهره های جداگانه و خروجی جداگانه در نظر گرفت.

هرچه تعداد کانال ها و باند های سمعک بیشتر باشد بهتر است یا کمتر؟

از عوامل موثر در تعداد کانال ها و باند ها شکل کم شنوایی است.

اشکال وجود کانال زیاد در صورت عدم نیاز به آن ها چیست؟

پاسخ این سوال به ویژگی فیلتر برمیگردد. اگر فیلتری بخواهد فقط محدوده فرکانسی ۵۰۰ تا ۱۰۰۰ را عبور دهد دقیقا به این صورت عمل نمیکند، یعنی دقیقا سر ۵۰۰ و ۱۰۰۰ موج را قطع نمیکند. فیلتر ها شبیهی برای cut off دارند و یک فرکانس قطع دارند و دقیقا بعد از فرکانس قطع، قطع نمیکند.



در این مثال فرکانس قطع ۵۰۰، ۱۰۰۰ است اما با یک شیبی این کار را انجام میدهد که تحت عنوان واحد دسی بل بر اکتاو سنجیده میشود. یعنی فیلتری که قرار است ۵۰۰ تا ۱۰۰۰ را ارائه دهد، فرکانس ۳۰۰، ۴۰۰، ۱۰۵۰ و ... را هم با یک شدتی عبور میدهد. و در اصل محدوده کناری را هم عبور میدهد. اما این وقتی مشکل ایجاد میکند که کانال بعدی که محدوده فرکانسی ۱۰۰۰ تا ۲۰۰۰ را عبور میدهد، مقداری از فرکانس های زیر ۱۰۰۰ و بالای ۲۰۰۰ را هم در بر میگیرد. در نتیجه یک محدوده فرکانسی مشترک هم در کانال ۵۰۰ تا ۱۰۰۰ هرتز تقویت میشود و هم در کانال ۱۰۰۰ تا ۲۰۰۰. بنابراین این فرکانس های مشترک در دو کانال و دو بار تقویت میشوند. در حالی که قرار بود نصف آن ها در یک کانال و نصف دیگر در کانال دیگر تقویت شود. حال اگر در سمعک ۱۰ کانال داشته باشیم، یعنی ۱۰ فیلتر داریم. فرکانس های مجاور در ۲ کانال همزمان تقویت میشود و سبب میشود پاسخ های فرکانسی دلخواه ایجاد نشود. اگر cut off فیلتر ها عمودی بود و اثری بر دیگری نداشت، زیاد بودن تعداد کانال ها مشکل ایجاد نمیکرد.

-هر کانال یک فیلتر band pass و یا دو فیلتر low cut و high cut دارد.

بهترین سمعک ها، آن هایی هستند که ۲ کانال و نهایتاً ۴ کانال داشته باشند. سمعک های ۲ کاناله، سمعک های بسیار خوبی هستند و فرکانس های پایین و بالا را جدا عبور میدهند. اگر ۳ کاناله هم باشد خوب است برای فرکانس های پایین، میانه و بالا. ولی در کل بالا بودن تعداد کانال ها مزیت محسوب نمیشود.

برای کم شنوایی هایی که نیاز داریم ۲ فرکانس مجاور به صورت مجزا از هم تقویت شوند سمعک با کانال های زیاد خوب است ولی در کم شنوایی های معمولی خیر.

## ۲-۳. تفاوت باند و کانال

در باند نمیتوانیم مولفه های تراکمی مانند آستانه تراکم را تغییر دهیم، ولی در کانال های مجاور میتوان مولفه های تراکمی مختلف در نظر گرفت زیرا دارای مدارات جدا از هم هستند.

همانطور که قبلاً گفته شد گاهی اوقات attack time و release time را کم میکنیم، مثلاً در تراکم هجایی این دو نسبت را پایین میگیریم، که سمعک سریعاً وارد تراکم شود و سریعاً خارج شود. اما گاهی اوقات نیز نیاز است این میزان را افزایش دهیم تا سمعک دیر وارد تراکم شود و دیر از آن خارج شود. این برای مواقعی خوب است که تغییرات شدتی ناگهانی زیاد نداریم و صدا آرام ارائه میشود یا نویزی با صدای بلند ارائه میشود و پس از آن دوباره صدای آرام ارائه میشود و دوباره قطع میشود. یکی از مدارهای تراکمی تحت عنوان adaptive release time شناخته می شود. به این صورت عمل میکند که بسته به زمان صدایی که سمعک را وارد تراکم کرده، زمان release time آن تغییر میکند یعنی اگر این صدا کوتاه و شدید باشد، release time کوتاه و کم است (در حد

چند میلی ثانیه) و پس از آن از حالت تراکم خارج شود. اگر صدایی که سمعک را وارد تراکم کرده طولانی و شدید باشد، حدود ۱ ثانیه طول میکشد تا سمعک از تراکم خارج شود (بسته به دوام و طولانی بودن صدایی که سمعک را وارد تراکم کرد، release time هم تغییر میکند).

بسیاری از سمعک ها اجازه تغییر release time و attack time را نمیدهند زیرا ممکن است تغییرات ایجاد شده به ضرر فرد باشد.

اگر امکان تغییر عملکرد سمعک وجود نداشت میتوان از این راه حل استفاده کرد:

در اصل تراکم برای افت های حسی -عصبی ساختهدهاست. هنگامیکه افت انتقالی وارد نرم افزار سمعک میشود، سمعک تا حد امکان خطی تنظیم میشود. افرادی که قبلا از سمعک آنالوگ استفاده کرده اند و بخواهند از سمعک دیجیتالی غیر خطی استفاده کنند، همیشه از صدای ضعیف سمعک شکایت دارند. مثلا فرد افت حسی moderate با شدت ۵۰-۶۰ داشته و از سمعک خطی آنالوگ استفاده نمیکرده، اگر بخواهد از سمعک جدید دیجیتالی استفاده کند، معمولا صدای سمعک برای این فرد ضعیف است. برای این افراد اگر بهره را بالا ببریم، چون نسبت تراکم همچنان زیاد است و سمعک غیرخطی عمل میکند، صدا کیفیت لازم را ندارد، زیرا صدا ناخودآگاه متراکم میشود. در این حالت افت فرد را به صورت انتقالی وارد نرم افزار میکنیم. در این حالت تنظیم صورت گرفته تقریبا خطی است و فرد صدایی شبیه صدای سمعک آنالوگ را دریافت میکند. اگر سمعک اجازه تغییر تراکم را داد که نسبت تراکم را پایین می آوریم و به ۱،۱ و ... میرسانیم، اما اگر نداد ادیوگرام را به صورت mixed یا انتقالی وارد میکنیم.

آیا تراکم شدتی مفید است یا خیر؟

تراکم همیشه خوب نیست. تراکم صدا را فشرده میکند، اما برای فردی که مجبور باشیم، این کار را انجام میدهیم. ما باید سعی کنیم صدا به صورت طبیعی و واضح به فرد برسد، از طریق تعداد کانال کمتر، تعداد باند کمتر، تراکم کمتر... .

تراکم دارای ۴ مولفه است، ۲ مولفه استاتیک و ۲ مولفه داینامیک. ۲ مولفه استاتیک شامل نسبت تراکم و آستانه تراکم میباشد و داینامیک شامل ATTACK TIME و RELEASE TIME است.

## ۲-۴. تراکم فرکانسی

بعضی افراد در محدوده خاصی از فرکانس ها (مخصوصا فرکانس های بالا) باقی مانده شنوایی ندارند و یا قابل استفاده نیست (به دلیل کم بودن). با تکنولوژی های جدید ارائه شده در سمعک ها و با توجه به اینکه فرکانس های بالا در وضوح گفتار نقش دارند، سعی شده این قسمت از فرکانس ها را در محدوده ی فرکانس های پایین تر قابل شنیدن کنند که این کار به ۲ صورت انجام میشود: ۱. تراکم فرکانسی، ۲. انتقال فرکانسی

در بحث انتقال فرکانسی، قسمت فرکانسی خاص مثلا ۵-۸ کیلوهرتز را دقیقا در قسمت ۵-۲ کیلوهرتز اضافه میکنند. یعنی هر نورون مخصوص 2KHZ، هم این فرکانس را دریافت میکند و هم 5KHZ.

برای برخی افراد این تداخل فرکانسی در اوایل گیج کننده خواهد بود، ولی برای افرادی که میخواهند از گفتار واضح برخوردار باشند و همه همخوان ها را بشنوند، این انتقال فرکانسی در طولانی مدت به آن ها کمک میکند. باید یاد بگیرند گفتار را به شکل جدید بشنوند، ولی باز کیفیت آن به صورت اولیه که همه فرکانس ها در جای خود باشند نیست.

در متراکم کردن فرکانسی، مثلا محدوده 5-2 KHZ را به 3.5-2 متراکم کنیم و قسمت خالی شده 3.5 تا 5 را برای فرکانس های 5-8KHZ در نظر بگیریم.

با این کار فرکانس ها متراکم شدند. یعنی فرکانس ها در داخل سمعک تغییر میکنند. یعنی اگر ورودی 5KHZ باشد، خروجی آن 5 کیلوهرتز نیست و 3.5 کیلوهرتز است.

بنابراین فرد وقتی میشنود از 100 تا 5KHZ را میشنود اما ورودی سمعک از 100 تا 8KHZ میباشد و آن فاصله 5-8 KHZ را که فرد نمیشنید، متراکم تر کرده و تحت عنوان صدایی جدید به فرد تحویل داده میشود. در این حالت هم کیفیت صدا عوض میشود. ولی راحتی فرد برای استفاده از این سیستم نسبت به سیستم قبلی بیشتر است.

تراکم فرکانسی یک موفقیت دیگر هم ایجاد میکند. فرض کنید فردی باقی مانده شنوایی ضعیفی در فرکانس های ۴-۵ دارد و برای تقویت این باقی مانده ضعیف، gain زیادی در حد ۸۰-۷۰ دادیم تا فرد آن فرکانس را در جای خود بشنود. این کار چه ایرادی دارد؟

بروز فیدبک را در سمعک افزایش میدهد. چون ناخودآگاه فیدبک در high frequency بیشتر اتفاق میافتد. حالا اگر gain را هم افزایش دهیم، این فرکانس ها بیشتر دچار فیدبک میشوند. بنابراین با تراکم فرکانسی، هم از فیدبک سمعک جلوگیری کرده ایم، هم صدای بلند اضافی که انرژی زیادی از سمعک میگیرد تولید نشده و آن محدوده فرکانسی را برای فرد قابل شنیدن کردیم، بنابراین فرد راحت تر میشنود.

معمولا برای تراکم فرکانسی، نرم افزار ها پیشنهاداتی ارائه میدهند، ولی بسته به کیفیت صوتی که برای فرد ارائه میشود، این محدوده ها را میتوان تغییر داد.

## فصل سوم: ارزیابی کاندیداتوری سمعک

نکاتی درمورد رفتار ما با بیمار سمعکی

بیماری که برای سمعک مراجعه می کند ازاول به این امید پیش ما می آید ، که یک بسته قرص یا یک عمل جراحی را انجام دهیم وبگوییم ان شاءالله خوب میشوی وهیچ وقت به این امید نمی آید که ما بگوییم این وسیله (سمعک) را بگذار روی گوشت ویا اینکه شما خوب نمی شنوید، پس نوع بیان این جملات مهم است تا بتوانیم این دودیدگاه را به هم متصل کنیم.

\*ادیولوژیست خصوصا در کشورما به عنوان مرجع رسمی برای تجویز سمعک باید حق و حقوق خود و بیمار را بداند.

فرد کم شنوا وقتی برای تجویز سمعک مراجعه می کند هیچ گونه اطلاعاتی ندارد. ما درچندین زمینه وظیفه داریم به فرد اطلاعات بدهیم:

۱-اولا راجع به کم شنوایی ومقدار کم شنوایی، نوع کم شنوایی وپیامدهای کم شنوایی برای بیمار صحبت کنید :مثلا نوع کم شنوایی شما حسی است یعنی اینکه سلول های حلزون گوش شما آسیب دیده است یا اینکه نوع کم شنوایی شما انتقالی است ولی قابل درمان نیست یعنی مثلا اتواسکلروزیس دارد و یا اینکه نوع کم شنوایی شما Raising یا Falling یا Flat است ومی توانی این سمعک را انتخاب کنی وبگوییم با توجه به اینکه کم شنوایی شما Flat است سمعک دوکاناله با 16 کاناله فرقی ندارد!

۲\_ قابل درمان بودن:درمان یعنی دارو یا جراحی ویا غیرقابل درمان بودن که منجر به توانبخشی میشود را برای فرد توضیح می دهیم.

۳\_پیامدهای کم شنوایی رابرای فرد توضیح دهیم ،یعنی اینکه برای بیمار توضیح دهیم با این میزان کم شنوایی که شما دارید ممکن است اگر تلفن تان زنگ بخورد نتوانید زنگ تلفن تان را بشنوید(برای کم شنوایی severe). یعنی باید میزان ناتوانی ومعلولیت فردرا برایش توضیح بدهیم که چه قدر دچارمشکل شده است.

پس ما درمورد میزان کم شنوایی،پیامدهای کم شنوایی به فرد توضیح می دهیم تا فرد آگاه شود که چه مشکلی دارد.وقتی این موارد را توضیح دادیم وفرد قانع شد وپذیرفت که سمعک بگیرد، در مرحله بعد درمورد انواع سمعک توضیح می دهیم.

قبل از اینکه بیمار به ما بگوید چه سمعی می خواهد شما موظف هستید نوع سمع (ز لحاظ انواع پشت گوشی، داخل گوشی، جیبی و...) را برای فرد توضیح دهید. محدوده های پوشش سمع را که به صورت هاشور و خاکستری در ادیوگرام است برایش توضیح دهید و مزایا و معایب هر سمع را بگوییم و نهایتا اگر تصویری داریم که نحوه ی پوشیدن سمع را به فرد نشان می دهد (یعنی مثلا اگه از پشت گوشی استفاده کند چه قدر دیده می شود یا مثلا اگر سمع CIC بگذارد اگر کسی در زاویه 90 درجه به گوش شما نگاه کند سمع را مشاهده می کند و اگر Mini BTE باشد و موها کمی بلند باشد فقط سیم نازکی که داخل گوش می رود، دیده می شود و...) آن را به بیمار نشان دهیم.

مورد بعدی فناوری است، یعنی فرد باید آگاه باشد سمع آنالوگ، قابل برنامه ریزی، دیجیتال، هوشمند، سمعی که با Wifi وصل می شود و جفتی کار می کند و تعداد کانال چه چیزی هست؟ تک کاناله باشد بهتر است یا خیر؟ این ها را باید در حد فهم بیمار یا گاهی برای همراه بیمار توضیح دهیم.

مسئله هزینه: باید سمع ها را از ارزان ترین تا گران ترین برای فرد توضیح دهید، مثلا بگوییم: سمع آنالوگ مدار خطی دارد، مدار peak clipping دارد و در صداهای بلند اعوجاج ایجاد می کند ولی باین وجود قیمتش مناسب تر است! مزیت سمع قابل برنامه ریزی نسبت به این سمع این است که با کامپیوتر تنظیم می شود و صداهای بم و زیر را می توانیم جداگانه تنظیم کنیم، مدار تراکمی دارد که می توتند دیستورشن صدا را کنترل کند ولی باید این را هم بگوییم که قیمتش گران تر است! وقتی می گوییم سمع دیجیتال کانال دارد و مزیتش این است که کانال ها را براساس ادیوگرام می توانیم در فرکانس های مختلف تنظیم کنیم، صداهای خیلی ضعیف را یک جور و صداهای بلند را جور دیگر تقویت می کند، مدار WDRC دارد، باید بگوییم که قیمت بالایی هم دارد!

وقتی سمع های هوشمند را توضیح می دهیم که wifi دارد که به هم وصل می شوند و امکان ارتباط با کامپیوتر، موبایل و وسایل ارتباط جمعی را می دهد و خود سمع در لحظات و زمان های خاصی تغییرات صدایش محسوس تر است، محیط های شنیداری را می فهمد، نویز را کم می کند و فیدبک گیری سمع عالی است با توضیح این موارد در آخر می گوییم قیمتش هم خیلی گران است!

توضیحات نباید بیمار را طوری به جلو برد که اول بخواهد سمع هوشمند داشته باشد و نهایتا چون هزینه اش را ندارد کلا از خرید سمع پشیمان شود. باید یک دید کلی نسبت به مریض داشته باشیم و از همان لحظه اول باید بدانیم مریض چه قدر توانایی مالی دارد، یعنی باید طور پپیش برویم که به ان چیزی که می خواهیم برسیم.

بعد از گرفتن سمع توسط بیمار یکسری وظایف دیگر داریم:

باید از همان قالب گیری به بیمار توضیح دهیم که با چه هدفی این کار را انجام می دهیم و وقتی سمعک بیمار آماده شد باید از ریز ترین نکاتی که در ذهن شما عادی است تا سخت ترین نکات را برایش توضیح دهید. حین توضیح بیمار باید خوشحال باشد که یک سری اطلاعات جدید را یاد گرفته است، بدون اینکه نیازمند کمک دیگران باشد.

مثلا نکته اول گذاشتن ودر آوردن سمعک که خیلی مهم است.

از نکات اصلی که باعث برگشت سمعک میشود عدم توانایی استفاده از سمعک است یعنی اینکه بیمار آنقدر پیچیدگی در سمعک احساس می کند که فکر میکند کار با آن را نمی داند .

بعد از گذاشتن ودر آوردن سمعک نکته ای مهم خاموش و روشن کردن و تعویض باتری است. سمعک های امروزی کلید خاموش و روشن کردن ندارند. در باتری تا حدی که باز میشود سمعک خاموش می شود و مدار قطع می شود. باتری های سمعک با هوا کار می کنند و یک چسب روی آن هاست که باید چسب را برداریم و مثبت و منفی باتری را به وی توضیح دهید.

به بیمار توضیح دهید که اگر سمعک از کار افتاد اولین چیزی که چک می کند باتری سمعک است و اگر می خواهد از باتری استفاده کند یک الی دو دقیقه چسب را بردارد تا هوا وارد سمعک بشود. اگر یک مدت نمی خواهد از سمعک استفاده کند ابتدا باتری سمعک را در بیاورد و سمعک را داخل جعبه نگه دارد چون با ماندن باتری داخل سمعک ممکن است سولفات شده و موادش وارد گیرنده های جریان باتری سمعک شده و باعث خرابی آن ها شود.

اگر بیمار مناطقی مانند اهواز، شمال و مناطق گرم و شرجی زندگی می کند و تعرق زیاد دارد حتما سمعک را روزی 3الی 4 بار با دستمال کاغذی خشک کند و اگر حمام می رود گوشش را کاملا خشک کند و بعدا سمعک بگذارد که رطوبت از کانال قالب به Receiver نرود و آسیب نبیند. به بیمار توضیح دهید که وسایل رطوبت گیر در شرکت های سمعک وجود دارند که باید سمعک را خاموش کند و باتری اش را در آورد و داخل جلدش بگذارد و یک رطوبت گیر در کنارش بگذارد و یک شبانه روز در همین حالت بماند که کل رطوبت سمعک جذب رطوبت گیر می شود و سمعک خشک می شود.

بعد از همه این ها باید در مورد نحوه عملکرد سمعک توضیح بدهیم. مثلا فردی که سال ها high to loss بوده و به مرور این بالانس به هم خورده و low tone را بهتر شنیده و high tone ها افت کرده اند، مغز و سیستم شنوایی به این شرایط جدید عادت کرده اند.

مغز و کلا بدن انسان به سلول هایی که فعالیت ندارند غذا نمی رساند. کسانی که بیماری دژنراتیو اعصاب می گیرند و آرام آرام بدنشان لاغر می شود، چون پیام عصبی به آن ها نمی رسد و بدن فکر می کند این عضلات کار نمی کنند پس این عضلات از بین می روند و آتروفی می گیرند.

گوش هم همین حالت را دارد سلول عصبی که مثلا مربوط به فرکانس 4000 بوده والان گیرنده 4000 آسیب دیده و کار نمی کند، عصب آن هم در طی زمان از بین می رود، عصب که از بین رفت حتی در قسمت های مغزی مربوط به دریافت فرکانس 4000 هم تعداد نورون ها کم می شود. اما خوشبختانه در این قسمت نورون ها نمی میرند، با فرکانس های مجاور جایگزین می شوند یعنی اگر فردی 4000 را خوب نمی شنود ولی 1000 و 1500 را خوب می شنود نورون های مربوط به فرکانس 4k درگیر فرکانس های کناری می شوند و به آن مناطق بهتر جواب می دهند. وقتی فرکانس های افت کرده تقویت می شوند و سر جایشان برمی گردند گیرنده ای در مغز وجود ندارد که این فرکانس ها را بشنود و فرد از کیفیت صدایی که می شنود ولی نمی تواند تفسیر و درکش کند، آزار می بیند و باید به بیمار بگوییم به مرور عادت می کند و از کارهایی که باعث موفقیت ما در تنظیم سمعک می شود "عادت دادن بیمار به صدای جدید" است.

مورد دیگر اینکه بیمار صدا هارا ضعیف می شنیده و به آنها توجه نمی کرده است و حالا سمعک باعث می شود ان ها را بلند تر بشنود مانند صدای فن، یخچال، شیرآب و... یعنی صداهای ضعیفی که ما می شنویم و به آن توجه نمی کنیم و بیمار حالا با سمعک می شنود و حواسش به آنها جلب می شود و بنابراین می گوید سمعکم خوب است ولی صدای زمینه اش زیاد است و می خواهم گفتار را بشنوم و شما باید به خاطر این دو مسئله باید به بیمار عادت پذیری را یاد بدهید.

سمعک ها جدیدا مدار عادت پذیری دارند که از 0-20 است یعنی مثلا 20% از صدای gain اصلی که بیمار قرار است دریافت کند را کم می کند و آرام آرام مثلا در 15 روز یا یک ماه gain را به مقدار اصلی می رساند که باید باشد.

یک روش دیگر این است مثلا روز اول ← یک ساعت - روز دوم و سوم ← دو ساعت - روز چهارم و پنجم و ششم ← سه ساعت - و...

عادت دادن بیمار به شرایط جدید خیلی مهم است. بیماران یا کم شنوایی شان را سریع و آنی به دست می آورند و یا اینکه نمی دانند از کی دچار کم شنوایی شده اند. افرادی که سریع دچار کم شنوایی شده اند سریع هم به سمعک عادت می کنند ولی افرادی که تدریجی دچار مشکل شده اند تدریجی هم عادت می کنند. پس یک مشاوره خوب از اول کار تا آخر برای بیمار نیاز است که باید به فرد بفهمانیم که سمعک نیاز دارد.

فردی که شکایت می کند صدای خیابان را بلند می شنوم باید برایش توضیح دهیم که ماهم بلند می شنویم و توهم به مرور عادت می کنی ولی همیشه این توضیحات کافی نیست بلکه باید سمعک را هم تغییر دهیم مثلا صداهای بم را کم کنیم. صداهای soft را بگیریم. به مرور این کار را انجام دهیم تا فرد متوجه نشده و قانع شود و بعضی وقت ها که صدا بیمار را اذیت می کند، ما باید جوری صدا را تنظیم کنیم که بیمار راضی باشد.

باید به بیمار یاد بدهیم که چگونه ارتباط برقرار کند و از راهکارهایش مثلا این است که خودش رابه گوینده نزدیکتر کند و یا اینکه از گوینده بخواهد بلندتر و شمرده تر حرف بزند و حرفش را تکرار کند و اینکه نور محیط مناسب باشد تا بتواند گفتار خوانی و لب خوانی کند و یکسری استراتژی های خاصی دارد که می توان به بیمار یاد داد که با وجود سمعک، بتواند ارتباط بصری با دیگران برقرار کند.

### ۳-۱. مراحل فیتینگ سمعک

1- کاندیداتوری: یعنی سمعک به درد چه کسانی می خورد.

2- انتخاب ویژگی های الکترواکوستیکی: با توجه به میزان درک گفتار، ادیوگرام، شرایط و محیط زندگی و توانایی و هزینه فرد تشخیص دهیم که چه سمعکی با چه مداری به دردش می خورد.

۳- تایید اولیه: سمعک را بر اساس میزان کم شنوایی فرد تنظیم کنیم. مثلا ممکن است یک سمعک اتیکن ممکن است به درد سه نفر با سه نوع ادیوگرام مختلف بخورد چون تنظیم می شود و این تنظیم خیلی مهم است. بعدا در مورد سمعک مشاوره می دهیم که چگونه استفاده کند.

۴- مشاوره و راهنمایی چگونگی استفاده و مراقبت از سمعک

۵- تایید نهایی: که هم با پرسش نامه ها می توان انجام داد و هم از خودش و اطرافیانش می پرسیم که سمعک چه قدر موفق بوده و چه قدر می شنود.

برای تجویز سمعک باید به عوامل زیادی دقت داشته باشیم:

1- عوامل ادیولوژیک: مثل میزان کم شنوایی، درصد درک گفتار و نوع کم شنوایی

2- عوامل غیر ادیولوژیک: مثل انگیزه فرد برای گرفتن سمعک، هزینه فرد برای گرفتن سمعک، سن فرد و

...

\* در افراد بزرگسال معمولا عوامل غیر ادیولوژیک مهم تر است. انگیزه، شخصیت، نوع کار، میزان ناتوانی فرد خیلی مهم است ولی در بچه ها عوامل ادیولوژیک مهم است و بچه انگیزه ای ندارد و ما باید تعیین کنیم که بچه سمعک بگیرد یا نه.



\* معمولا افراد کم شنوای بزرگسال تدریجی دچار افت می شوند وافت ملایم تا متوسط وگاهی شدید دارند ولی بچه ها اکثرا کم شنوایی شدید تا عمیق مادرزادی دارند.پس ما باید 2نوع برخورد مختلف با کودکان و بزرگسالان داشته باشیم.

در کم شنوایی های حد پایین بیشتر عوامل غیرادیولوژیک مهم است چون در بزرگسالانی است که تجربه شنیداری از قبل دارند.

### ۳-۲. عوامل موثر در کم شنوایی های حدپایین (ملایم تا متوسط)

۱- تاثیر گذاری انگیزه : در بزرگسالان انگیزه گرفتن سمعک خیلی مهم است یعنی فرد به این نتیجه برسد که چیزی کم دارد و باید آن را جبران کند.اولین مورد مهم میزان آگاهی فرد از کم شنوایی است یعنی فرد چه قدر می داند و قبول دارد که مشکل دارد چون بعضی اوقات، افراد چنین تصویری نسبت به خودشان ندارند.

۲- آگاهی فرد از کم شنوایی : که خیلی مهم است و باید توضیح دهیم که افراد درست صحبت می کنند و مشکل از شماست که دریافت پیام تان دچار مشکل شده است. ( مشکل گیرنده را به فرستنده ارتباط می دهند).

3- نیاز ارتباطی: همه افراد جامعه نیاز ارتباطی یکسانی ندارند. مثلا خانم خانه دار در روستا که رفت و آمد زیادی ندارد نیاز ارتباطی خیلی کمی دارد و بر عکس یک خانم کارمند بانک که باید صداهای ضعیف را هم بشنود تا بتواند کارش را به خوبی انجام دهد؛ پس نیاز ارتباطی فرد در تصمیم گیری استفاده از سمعک، خیلی مهم است.

در تاریخچه گیری بعد از سن حتما باید شغل و سابقه کار فرد را بپرسیم که باعث می شود متوجه شویم فرد چه قدر آگاه است.(هرچه مردم دارتر و شوخ تر باشید، اشتباهات علمی شما هم پوشش داده می شود. ☺)

۴- پیامد ها یا عواقب ناشی از کم شنوایی: در واقع چیزی است که به علت ناتوانی شنیداری ایجاد می شود.مرحله اول که نیاز ارتباطی فرد است ناتوانی شنیداری دیده می شود،مرحله بعد معلولیت فرد است یعنی فرد از جامعه دور می شود و باید این مسائل را توضیح دهیم که چه مشکلاتی دارند و قانع شوند تا سمعک بگیرند.

۵- تصور از خود: خیلی مهم است و هر کدام از ما اگر انسان هنجاری باشیم فکر می کنیم بهترین هستیم و این در ذات انسان است و این مثبت بینی خیلی مواقع خوب است اما در کار ما مطلوب نیست چون فرد فکر می کند اگر سمعک بگذارد پیر و ناتوان شده، پس این هنر ماست که بتوانیم فرد را قانع کنیم که این روند زندگی است. باید توضیح دهیم که محیط شنوایی، تجربه، ژنتیک و...روی شنوایی تاثیر دارد پس نباید عصبانی باشد و

گذاشتن سمعک به معنای پیری نیست. سعی کنید طوری بیمار را راضی کنید که اقتدار شخصیتی و اعتماد به نفسش را از دست ندهد و در عین حال بپذیرد که این مشکل به وجود آمده است.

۶- بهره مندی قابل انتظار: شعار دادن خوب است ولی باید عمل کردن هم در کار باشد، یعنی مثلاً آن قدر به سمعک شاخ و بال بدهیم و بگوییم خوب است ولی در عمل هم باید بتواند کارش را انجام دهد و در این صورت کارمان را درست انجام داده ایم. اگر بیمار اعتراضی می کند باید بدانیم منشا مشکل کجاست و بتوانیم فیتینگ درستی انجام دهیم و سمعک درست کار کند. پس باید سعی کنیم واقع بینانه برای بیمار توضیح دهیم و یک فروشنده صرف نباشیم.

نکته: همه این ها کار بنده خداست ولی گوش کار خداست !

۷- تاثیر دیگران: یکی از این دیگران ما ادیولوژیست ها هستیم که باید بدانیم چطور رفتار کنیم و یکی دیگر اطرافیان بیمار هستند که دوجور تاثیر دارند. افرادی که می گویند من می دانستم نمی شود (منفی گرا) و افرادی که می گویند ان شاءالله درست می شود (مثبت گرا). بیشتر افراد تحت تاثیر صحبت های دیگران سمعک می گیرند و مریض راضی همیشه مریض برای شما می آورد!

۸- ترس یا عدم اطمینان :

افرادی که قرار است سمعک دریافت کنند، به طور معمول از خود سمعک و عواقب آن می ترسند. علت ترس این است که عموماً این افراد استقلال مالی ندارند و به دیگران وابسته اند و از ثمربخش بودن هزینه ای که می کنند و از سرزنش های دیگران می ترسند. وظیفه ی ما برطرف کردن این عدم اطمینان و ترس است و باید به فرد اعتماد به نفس بدهیم. به فرد تفهیم می کنیم که مطلق فکر نکند و انتظار بهبود کامل را نداشته باشد. (باید نسبیت را عملی کنیم). باید به فرد توضیح داد که کار سمعک بهبود شنیدن است نه لزوماً بهبود درک فرد. طوری به فرد مشاوره بدهیم که فکر نکند با سمعک همه مشکلات درک شنیداری اش برطرف می شود.

۹- هزینه :

باید بر اساس نیازها و توانایی مالی بیمار سمعک را تجویز کرد. براساس نیاز بیمار به مدارات پیشرفته و توانایی مالی بیمار، بهترین نوع سمعکی که بیمار توان خریداری آن را داشته باشد ، باید پیشنهاد داده شود.

به خصوص درمورد تجویز سمعک کودکان باید مسئله هزینه خانواده در نظر گرفته شود، چرا که خانواده حاضر است برای کودک کم شنوای خود هرگونه مبلغی را بپردازد و نباید از این موقعیت سواستفاده شود. چرا که بیماران مراجع به ما اعتماد می کنند.

\*هیچ وقت با توجه به سمعک های موجود خودتان، برای بیمار تجویز نکنید، بلکه نیاز بیمار باید در نظر گرفته شود.

#### ۱۰- میزان آسیب شنوایی:

میزان و شکل کم شنوایی و امتیاز بازشناسی گفتار در زمینه ی تجویز سمعک از دو جنبه باید در نظر گرفته شود:

۱- لازم است که ما از این موارد اطلاعات دقیقی داشته باشیم.

۲- لزوما این اطلاعات تعیین کننده ی میزان موفقیت بهره وری از سمعک نیستند.

یعنی حتما اینگونه نیست که فردی با افت متوسط استفاده بهتری به نسبت فرد با افت شدید، از سمعک بکند. میزان و شکل کم شنوایی می تواند ایده ی مقدار بهره ی لازم برای سمعک را به ما بدهد ولی میزان موفقیت را لزوما تعیین نمی کند.

۱۱- امتیاز بازشناسی گفتار (WRS) : که در آن کلمات به صورت تک کلمه و تک گوشه ، در اتاقکی عایق صوت و با میکروفونی با کیفیت ارائه می شوند، که با محیطی که افراد به طور روزمره در آن هستند بسیار متفاوت است. به همین دلیل است که اگر فردی امتیاز بازشناسی اش ۹۰ باشد، با قطعیت نمی توان از موفقیت سمعک در وی سخن گفت.

۱۲- میزان ناتوانی و معلولیت : این مورد را می توان به وسیله ی پرسش نامه ها سنجید. چند مورد پرسش نامه عبارتند از COSI و A... که اطلاعات به دست آمده ی از آن ها در قبل و بعد از استفاده ی سمعک برای تعیین میزان تاثیر کار ما کارآمد هستند. پرسش نامه یعنی خود ارزیابی که توسط بیمار صورت می گیرد.

معلولیت می تواند مجبور شدن فرد به تغییر شغل یا از دست دادن کارایی مفید در جامعه و یا ایزوله شدن یک فرد پیر باشد.

۱۳- نیازهای ارتباطی و انتظارات: نیازهای ارتباطی یعنی اینکه نیاز هر فرد به ارتباطات در جامعه به چه میزان است. اگر محیط زندگی یک شخص یک محیط ساکت باشد، احتمالا به نسبت یک فرد با محیط زندگی

شلوغ بهره ی بهتری از سمعک می برد. ما باید افرادی را که در محیط های شلوغ زندگی می کنند توجیه کنیم که انتظارات معقولانه ای از سمعک خود داشته باشند.

۱۴- مسائل زیبایی شناختی: در تجویز نوع سمعک مساله ای مهم است. افراد معمولاً احساس خوبی نسبت به دید جامعه به سمعک ندارند. برای تجویز سمعک همیشه سمعک های سبک تر را در اولویت های اول قرار دهیم. البته در مواردی که تشخیص می دهیم به عنوان مثال سمعک پشت گوشی برای یک فرد مفید است و سمعک داخل گوشی فایده ای آنچنان برای او ندارد، باید سعی کنیم فرد را راضی به استفاده از سمعک پشت گوشی کنیم و او را توجیه کنیم. در مورد خانم ها نیز مسائل زیبایی شناختی بیشتر مطرح است و دیرتر سمعک توسط آنان پذیرفته می شود و تا حد امکان باید ظرافت ذهنی خانم ها رعایت شود.

۱۵- سن افراد: در تجویز سمعک باید سن افراد و توانایی های اشخاص را در نظر گرفت. فرد باید حداقل مهارت ها و ظرافت های دستی لازم برای انجام حداقل کارهایی چون تعویض باتری سمعک و روشن و خاموش کردن آن داشته باشد. در سنین بالا این توانایی ها به شدت افت می کند و باید به خصوص در تجویز سمعک داخل گوشی برای افراد مسن احتیاط کنیم. سن در تجویز سمعک عامل خیلی تعیین کننده ای نیست ولی باید به هر حال در نظر گرفته شود. مریض باید توانایی های لازم برای استفاده از سمعک را داشته باشد، وگرنه تجویز سمعکی با راحتی استفاده بیشتر توصیه می شود. معمولاً مرز ۷۰ سالگی را برای استفاده بهتر از سمعک تعیین کرده اند و معمولاً افراد بالای ۷۰ سال به خوبی نمی توانند از سمعک بهره برند.

۱۶- شخصیت: عامل بعدی شخصیت افراد است. برای یک ادیولوژیست یک مشاوره ی قوی، حتی برای یک ادیوگرام ساده بسیار حائز اهمیت است.

شخصیت برون گرا یا درون گرا؟ اشخاص برون گرا اسان تر حرف های ما را می پذیرند و کار با آن ها آسان تر است.

شخصیت های وسواس: کار کردن با این اشخاص بسیار مشکل است و این افراد بسیار سخت سمعک را می پذیرند و معمولاً سمعک را برگشت می دهند. معمولاً پس از دریافت سمعک نیز مشکلاتی برایمان ایجاد می کنند. اگر اعصاب ندارید با این دسته کار نکنید!

کنترل درونی یا منطقی بودن: این افراد برای کار ما موفقیت بیشتری ایجاد می کنند، چون یک سری از مشکلات را درون خودشان حل می کنند و اشخاص کم زحمتی هستند.

۱۷- اختلال پردازش مرکزی: مورد دیگر اختلال پردازش مرکزی است. درک معنی و مفهوم ورای شنوایی است و به مسیرهای عصبی و سیناپس ها و ارتباطات زیادی در مغز وابسته است. با افزایش سن ، سیستم شنوایی

مرکزی به مانند محیطی تضعیف می شود و تعداد نورون های فعال ساقه مغز و عصب ۸ کم می شود و ما نمی توانیم به شخص استفاده کننده از سمعک بگوییم مشکلاتت با سمعک به کلی رفع می شوند.

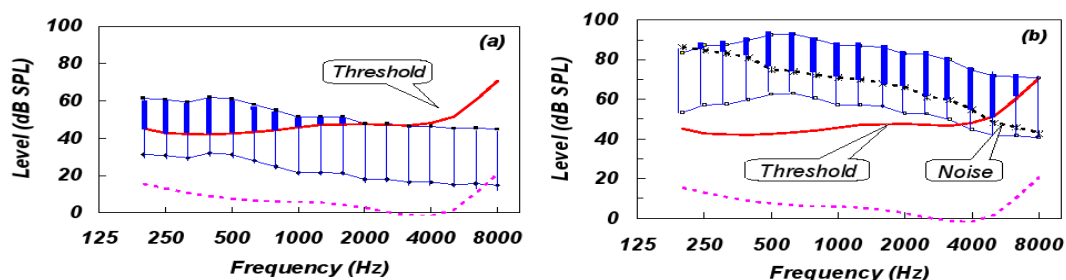
یکی از علل اختلال پردازش مرکزی، سن می باشد. با افزایش سن این سیستم تضعیف می شود. کار ما برگرداندن شنوایی به این اشخاص است و باید به این اشخاص و خانواده ی آن ها بفهمانیم که کار درک و تفهیم بر عهده ی سمعک نبوده و باید توسط خود بستگان شخص انجام شود، یعنی با فرد مسن به آرامی و شمرده صحبت شود تا کلام را درک کند. چون سرعت پردازش عصب کم شده است.

یکی از راه های جبران این اختلال استفاده از سیستم FM است. این سیستم نویز زمینه و بازآوایی را حذف می کند. این کار از وظایف سیستم شنوایی مرکزی می باشد و در این اشخاص سیستم مرکزی دچار اختلال شده است.

۱۸- وزوز: افرادی که وزوز دارند در استفاده از سمعک معمولاً موفق ترند. بسیاری از وزوزهای ناشی از کم شنوایی با سمعک رفع می شوند. پذیرش سمعک نیز در این افراد آسان تر است.

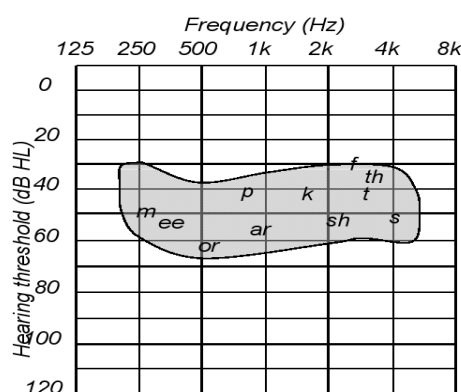
\*همه ی عوامل ذکر شده را باید همزمان برای تجویز سمعک مناسب برای بیمار در نظر گرفت.

*Speech audibility in quiet and in noise*



**Figure 8.1** The long-term 1/3 octave speech spectrum for a) speech at 55 dB SPL in a quiet place, and b) speech at 85 dB SPL in a noisy place. Each speech spectrum includes the 30 dB dynamic range from the weakest useful elements of speech to the most intense elements (shown as the vertical lines). The portion of the speech range that is audible above noise and hearing thresholds is thickly shaded. The normal threshold of hearing is shown as the lower dotted line.

توضیح شکل: برخی افراد کم شنوا در محیط های نویزی بهتر از محیط های ساکت می شنوند که این بدان علت است که در محیط نویزی اشخاص سعی می کنند برای انتقال صدایشان، بلندی صدای خود را بالا برند که این امر باعث قرار گرفتن بخش بزرگ تری از صداهای گفتاری در بالای آستانه های هنجار شخص کم شنوا می شود. (خط قرمز: آستانه ها که در هر دو شکل ثابت، نقطه چین صورتی : UCL)



**Figure 8.2** The speech spectrum, including a 30 dB dynamic range at each frequency, for speech at a long-term level of 65 dB SPL. The approximate locations of the spectral centre of a few speech sounds are indicated.

توضیح شکل : واکه ها ( ای ، او ، آ ) و خیشومی ها ( م ، ن ) در قسمت فرکانس های پایین هستند.

(پ-ک-ش-ر) در قسمت فرکانس های میانه هستند.

(ف-ت) و سایشی ها ( س ، ث ) در قسمت فرکانس های بالا هستند.

بسته به اینکه کم شنوایی فرد کدام قسمت ها را درگیر کرده باشد، درک شنوایی مختل می شود و از آن جا که افت در فرکانس های بالا شایع تر است، بیشتر شاهد عدم شنیدن همخوان ها در افراد کم شنوا هستیم.

کم شنوایی های حد بالا (شدید و عمیق) :

از کم شنوایی های شایع میان کودکان می توان از کم شنوایی های شدید تا عمیق دو طرفه، یک گوش کم شنوایی شدید و گوش دیگر متوسط (که اخیرا موارد زیادی از این نوع دیده می شود) و کم شنوایی متوسط مادر زادی نام برد. دلایل این کم شنوایی ها می تواند خفگی حین تولد، زردی ، نورروپاتی و در چند مورد مسائل ژنتیکی باشد. شایع ترین کم شنوایی در کودکان کم شنوایی شدید تا عمیق دوطرفه است.

ما باید با بررسی ها تشخیص دهیم که برای یک کودک کدامیک از موارد سمعک، کاشت حلزون و یا کاشت کمک لامسه ای (که در خارج از کشور انجام می شود) ، برای کودک موثرتر است.

روال کار در کشور ما بدین گونه است که پس از غربالگری در بدو تولد و تشخیص کم شنوایی، تا سن ۶ ماهگی آزمایشات ادیولوژیکی لازم را بر روی کودک انجام می دهیم و سپس سمعک super power دو گوشی را تجویز می کنیم. سپس کودک باید در کلاس های مشاوره ای تربیت شنیداری شرکت کند .

برای ما مهم است که کودک در جهت یابی و مکان یابی منبع صوت و تولید صدا و آواسازی موفق باشد. میزان موفقیت سمعک برای کودک با استفاده از عواملی سنجیده می شود. اگر تا سن یک سالگی حس کنیم که سمعک کمکی به این کودک نمی کند، باید گزینه ی کاشت حلزون را برای این کودک عملی سازیم. البته گزینه ی کاشت لامسه ای نیز وجود دارد که فعلا تنها در خارج از کشور انجام می شود.

### ۳-۳. معیار های کاشت حلزون در کودکان و بزرگسالان

معیار های کاشت حلزون در کودکان و بزرگسالان در مواردی یکسان و در مواردی دیگر متفاوت است. معیار های یکسان عبارتند از:

- ۱-وجود کم شنوایی ۹۰دسی بل به بالا در برخی فرکانس ها یا مجموع افت ۶۰ دسی بل در مجموعه ی فرکانس ها در دو گوش فرد (در ایران چون فعلا فقط تک کاشت حلزون وجود دارد، افرادی با میانگین افت ۶۰ معمولا از سمعک بهتر نتیجه می گیرند)
- ۲-عدم منع پزشکی برای کاشت حلزون: باید از تشکیل کامل حلزون، عدم استخوانی شدن حلزون و از عدم وجود عفونت مزمن گوش میانی و از سلامت عصب هشت و سیستم پردازش مرکزی سالم اطمینان حاصل کرد. یعنی سیستم شنوایی مرکزی سالم باشد.

### معیارهای کاشت حلزون مختص بزرگسالان

- ۱-وجود کم شنوایی بعد از زبان آموزی و و در حد عمیق باشد.

۲- در واج شناسی جمله در مجموعه ی باز (مجموعه باز یعنی هرچه گفته شد را تکرار کند و شرح دهد ولی مجموعه بسته از قبل پاسخ ها در نظر گرفته شده و مثل پاسخ های تستی است.) حداقل امتیاز ۴۰ (حتی با کمک سمعک) را کسب کند.

۳- انگیزه ی بیمار بسیار مهم است و این که توقعات فرد از کاشت حلزون به جا باشد و وضعیت هیجانی فرد تثبیت و توجیح شده باشد.

### معیارهای کاشت حلزون مختص کودکان

۱- سن مناسب برای کاشت ۱۸ ماهگی است. چون تا ۱۸ ماهگی وضعیت رشد جمجمه تثبیت نشده است. هرچند امروزه کودکان یک ساله نیز کاشت می شوند.

۲- نوع و میزان آواسازی بسیار مهم است. چون میزان پیشرفت با سمعک یا کاشت مهم است. بدانیم علت عدم نتیجه ی از سمعک چه بوده و آیا این علت نمی تواند باعث شکست کاشت حلزون در این شخص باشد.

۳- در هنگام استفاده از سمعک نوع برنامه ی توانبخشی باید کلامی و شفاهی و شنیداری باشد نه زبان اشاره. و اگر از قبل کودک زبان اشاره اموخته باشد باعث گیج شدن می شود.

۴- با سمعک هیچ پیشرفتی در گفتار نداشته باشد.

۵- همکاری خانواده خوب باشد و توقعات واقع بینانه داشته باشند.

\* موارد کم شنوایی انتقالی به سمعک خیلی بهتر از کاشت جواب می دهند.

### ۳-۴. مواردی که باید از تجویز سمعک برای فرد پرهیز کرد:

۱- کم شنوایی های ناگهانی و پیشرونده و سریع: در این موارد باید صبر کرد تا کم شنوایی تثبیت شود و بعد سمعک بدهیم. چون احتمال برگشت در مواردی مثل لابیرنتیت، سکتة خفیف گوش، کمبود اکسیژن و... خیلی زیاد است. در این موارد باید ابتدا به بررسی دلیل کم شنوایی پرداخت.

۲- وجود درد در هریک از گوش ها: که ابتدا باید علت درد را فهمید.



۳- وزوز ناگهانی و وزوز یک طرفه: می تواند نشانه ی تومور آکوستیک باشد و پس از مشخص شدن علت و رد شدن احتمال تومور باید برای سمعک اقدام کرد.

۴- کم شنوایی یک طرفه یا نامتقارن و ناگهانی: می تواند از نشانه های مشکلات عصبی و تومور باشد و باید ابتدا وجود این مشکلات رد شود.

۵- وجود سرگیجه و احساس گیجی و سردرد و کم شنوایی انتقالی: ابتدا باید برای درمان اقدام شود و پس از آن سمعک داده می شود.

۶- وجود اوتیت خارجی و میانی همراه با عفونت و ترشح: حتما باید درمان شوند. چون باعث سیاه شدن استخوانچه های گوش میانی و حتی سیاه شدن استخوانچه های مغز میانی و ورود عفونت به سخت شامه شود.

۷- سرومن: پس از پاک کردن سرومن، به مشکل فرد رسیدگی می کنیم و قالب گیری را انجام می دهیم.

۸- آترزی و ناهنجاری های گوش خارجی: معمولا سمعک نمی دهیم. اما اگر پزشک سن مشخصی را برای عمل در نظر گرفته، می توانیم برای حفظ نوروں ها و راه های عصبی و جلوگیری از آتروفی آن ها به ویژه در کودکان، سمعک استخوانی بدهیم.

\*معمولا تا سنی که رشد گوش کودک تثبیت نشده باشد بهتر است که سمعک پشت گوشی استفاده شود. (حدودا ۶ الی ۷ سالگی )

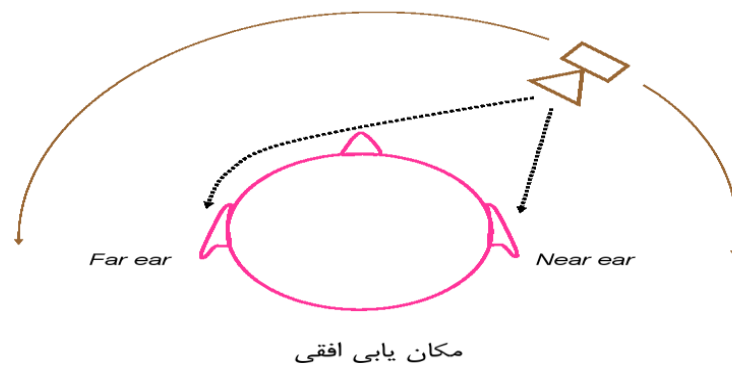
### ۳-۵. چه هنگام سمعک دوگوشی بدهیم و چه هنگام تک گوشی؟

اگر دو گوش صدایی که می شنوند دقیقا از هر لحاظ مثل هم باشد شنوایی دایوتیک نامیده می شود. مثل سمعک جیبی که صدای یکسان به هر دو گوش فرستاده می شود.

شنوایی دایکوتیک واقعی زمانی اتفاق می افتد که دو سمعک جداگانه روی دو گوش قرار می گیرد. و هر گوش توسط یک سمعک خاص تقویت را دریافت می کند.

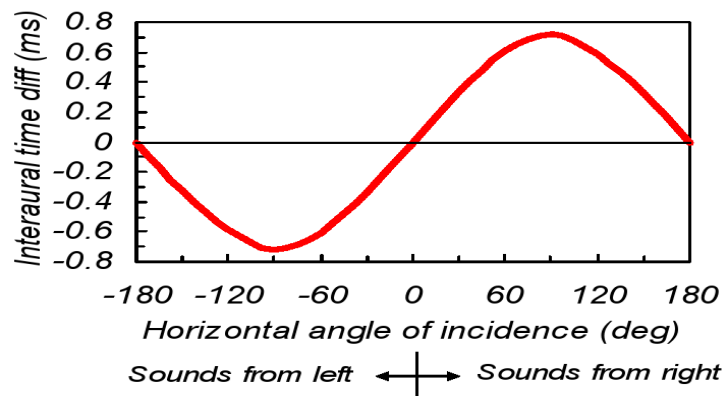
شنوایی ما بر اساس دو گوش است. مهمترین مزیت شنوایی دو گوشی، تشخیص جهت و منبع صداست. تشخیص جهت صدا از اساسی ترین کارهای شنوایی است.

جهت یابی بر اساس اختلاف زمانی و شدتی و اختلاف طیفی صدای رسیده به لاله ی گوش از جهات مختلف است. ما دارای دو جهت یابی افقی و عمودی هستیم که مجموع آن ها کره ی اطراف ماست که برای ما جهت یابی فضایی یا سه بعدی را میسر می کند.



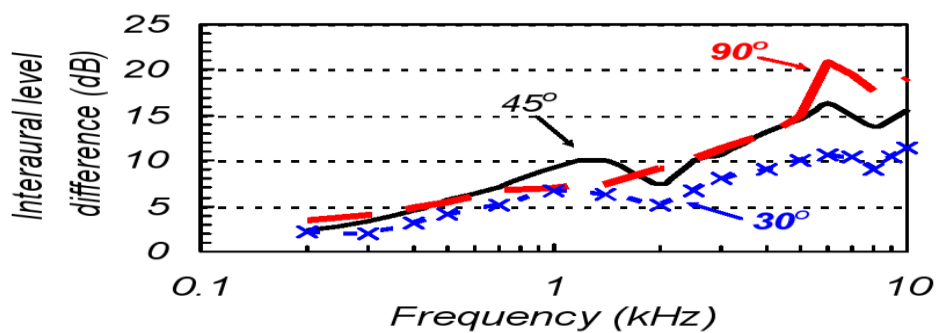
در جهت یابی افقی در فرکانس های پایین، اختلاف زمانی عاملی مهمتر برای جهت یابی است و در فرکانس بالا اختلاف شدتی عامل تعیین کننده است.

در فرکانس پایین ما توانایی تشخیص اختلاف زمانی ۰,۲ میلی ثانیه بین دو گوش را نیز داریم. صدا به گوشی که از آن سمت می آید با شدت بیشتر و زودتر می رسد.



تفاوت زمانی بین دو گوش در فرکانس های پایین در سطح افقی

برای تشخیص جهت صدا از جلو و عقب نیز ما بر اساس اختلاف طیفی صداها ی رسیده به لاله ی گوش عمل می کنیم که این اختلاف در فرکانس های پایین بیشتر است. برای جهت یابی عمودی در فرکانس های پایین اختلاف شدت بین دو گوش حدود ۳ دسی بل است.



تفاوت شدتی بین دو گوش برای ۳ منبع صوتی در سطح افقی

اما در فرکانس های بالا و در زوایای ۳۰ و ۴۵ و ۹۰ درجه که حداکثر زاویه نیز است، ما اختلاف شدت ۲۰ دسی بلی در دو گوش در فرکانس ۸ کیلو هرتز را حس می کنیم که این اختلاف شدت در زاویه ی ۹۰ درجه و در فرکانس ۲ کیلو هرتز حدود ۱۰ دسی بل است.

هرچه به سمت گوش ها برویم اختلاف شدت بین دو گوش خیلی بیشتر است و هرچه به سمت خط وسط برگردیم این اختلاف شدت کمتر می شود. این اختلاف شدت در فرکانس های بالا بیشتر و در فرکانس های پایین کمتر است. پس هر چه صدا به سمت یک گوش رود، میزان اختلاف شدت به خصوص در فرکانس های بالا بیشتر می شود.



در مکان یابی عمودی با توجه به تغییرات طیفی صدا در فرکانس های بالای ۵ کیلوهرتز، مکان صوت در فضا را تشخیص می دهیم.

ما با توجه به تغییرات طیفی در فرکانس های پایین ، عقب و جلو و با توجه به تغییرات طیفی در فرکانس های بالا ، بالا و پایین بودن صوت را تشخیص می دهیم.

تغییرات شدتی و زمانی جهت صدا را نشان می دهند. همه این عوامل، یعنی جهت یابی عمودی و افقی باهم، یک نقطه از فضا را مشخص میکنند . این باعث می شود در هر لحظه بتوانیم صدای یک فرد را تشخیص بدهیم.

تاثیر کم شنوایی بر مکان یابی :

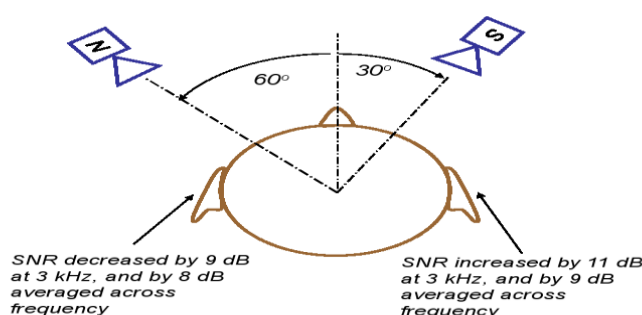
در کم شنوایی های حسی عصبی در حد شدید تا عمیق که معمولا افت فرکانس های بالا را شاهد هستیم ، ما در مکان یابی افقی مشکل پیدا خواهیم کرد ولی با کمترین درجات کم شنوایی حسی عصبی جهت یابی عمودی دچار اختلال خواهد شد. به خصوص در کم شنوایی های غیر قرینه شاهد اختلال بیشتری در جهت یابی عمودی هستیم.

اما در کم شنوایی انتقالی به علت افت فرکانس های پایین همزمان با افت فرکانس های بالا ، هر دو مکان یابی افقی و عمودی و بیشتر افقی دچار مشکل می شوند .

پس جهت یابی در کم شنوایی های mild\_moderate تغییر چندانی نمی کند. و در این افراد، فرد با سمعک یک گوشی ضرری نمی کند.

### ۳-۶. مزایای شنوایی دو گوشی

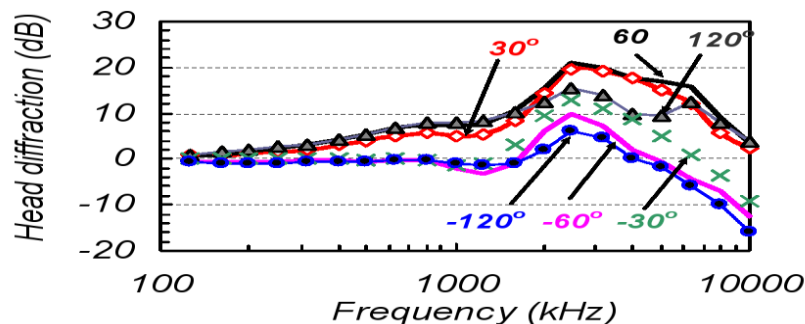
- ۱- جهت یابی
- ۲- تمرکز بهتر روی یک صدای خاص



تأثیر انعکاس سر بر نسبت سیگنال به نویز (SNR)

۳- انعکاس صوت ( اثر سایه ای سر) : سیگنال در سمت گوشی که به طرف منبع است بهتر شنیده می شود. SNR در سمتی که سیگنال وجود دارد به طور میانگین ۹ دسی بل افزایش پیدا می کند.

اثر خفه کنندگی دو گوشی : اثری که کاملاً به سیستم پردازش مرکزی وابسته است . در تست MLD اگر ما دو گوش را با ۶۰ دسی بل نویز ماسک کنیم و در ۵۰۰ هرتز شروع به استانه گیری بصورت ارائه سیگنال به طور همزمان به دو گوش کنیم ، استانه های حدود ۶۰ دسی بل به دست خواهیم آورد . در مرحله بعد اگر فاز های سیگنال ها را تغییر دهیم ، مثلاً سیگنال یک گوش در فاز ۹۰ درجه و دیگری در ۲۷۰ باشد (اختلاف فازی ۱۸۰ باید رعایت شود) و این بار استانه گیری کنیم ، با ایجاد اختلاف فاز، ۱۵ دسی بل بهبود در استانه ها مشاهده می شود. در محیط شلوغ نویز هم فاز است اما سیگنال های رسیده غیر هم فاز اند. در این حالت گوش ما بهتر می تواند سیگنال را جدا کند و خود بخود نسبت سیگنال به نویز افزایش پیدا می کند، یعنی سیگنال با اختلاف فاز را بهتر از سیگنال هم فاز می تواند تشخیص بدهد . به این اثر MLD (masking level difference) یا میزان رهایی از پوشش می گویند.



تاثیر انکسار سر بر منابع صوتی در سطح افقی

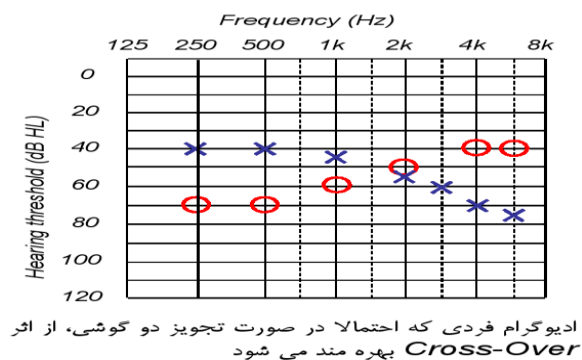
حال اگر یگ گوش شنوایی داشته باشد و دیگری فاقد این توانایی باشد، این اثر اتفاق نمی افتد. MLD گفتار حدود ۶ دسی بل است و در فرکانس های پایین بیشتر از فرکانس های بالا است. توانایی رهایی از پوشش به ما در درک بهتر گفتار در محیط های شلوغ کمک می کند.

حشو دو گوشی: در حالت شنوایی دو گوشی نسبت به تک گوشی به علت درگیری راه های عصبی بیشتر در مغز، صدا بهتر و بلند تر شنیده می شود. یعنی ما صداهایی که به صورت دوگوشی می شنویم، در سطح صدا های پایین ۳ دسی بل و در سطح MCL ۶ دسی بل و در سطح دردناکی ۱۰ دسی بل صدا را بلند تر درک می کنیم.

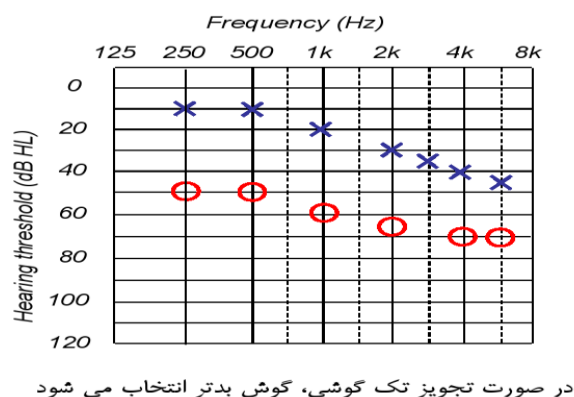
پس شنوایی دو گوشی هم صدا را بلندتر به ما می رساند، هم سیگنال را از نویز جدا می کند، هم جهت یابی را امکان پذیر می کند و هم باعث می شود سیگنال هدف نزدیک گوش نزدیک منبع راحت تر شنیده شود.

مزیت های شنوایی دو گوشی: (۱) جهت یابی (۲) توجه به صدای دلخواه (۳) خفه کردن بقیه صداهای اطراف (۴) جدا کردن یک صدا از نویز زمینه (۵) بلندتر شنیدن صداها نسبت به حالت تک گوشی

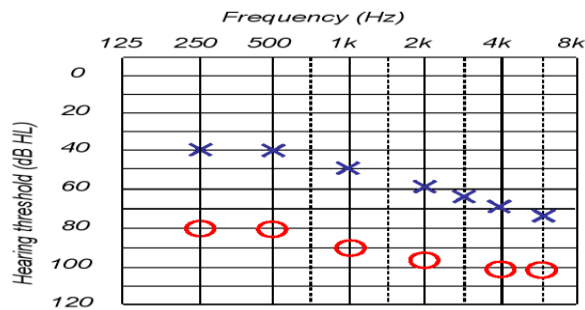
\*در دیدگاه اول سمعک دو گوشی برای همه مفید است و بهتر است برای همه سمعک دوگوشی پیشنهاد شود، مگر اینکه خلاف آن ثابت شود. سمعک دوگوشی باعث می شود اکثر موارد مانند فرد نرمال باشد. (سمعک های پشت گوشی نمی توانند به جهت یابی عمودی فرد کمکی بکنند.)



اگر فردی در یک گوش به high tone loss و در دیگر گوش low tone loss دچار باشد، بهترین حالت استفاده از سمعک دو گوشی است تا از اثر کراس اور بهره برد. بنابراین اثر در ساقه مغز این ها باهم جمع می شوند و فرکانس های سمت سالم و معیوب باهم جمع شده و انگار همه فرکانس ها را خوب می شنود. هدف ما از دادن سمعک تک گوشی: ۱) رساندن حد یک گوش به دیگری و یا ۲) بهبود حداقل یک گوش از دو گوش معیوب است.



مثلا اگر فردی یک گوشش کم شنوایی متوسط داشته باشد و گوش دیگر افت در حد شدید داشته باشد، ما به گوش با کم شنوایی متوسط سمعک می دهیم تا حداقل یک گوش خوب داشته باشد. اما اگر فردی یک گوشش کم شنوایی ملایم داشته باشد و دیگر گوشش در حد متوسط افت داشته باشد، ما به گوش با کم شنوایی متوسط سمعک می دهیم تا فرد دو گوش تقریبا خوب داشته باشد.



در صورت تجویز تک گوشه، گوش بدتر انتخاب می شود

توضیح شکل : بهتر است که اگر میخواهیم دو گوش یکسان شوند، گوش بدتر تقویت شود. اما گاهی تقویت گوش بدتر هیچ مشکلی را حل نمی کند. انگار فرد دو گوش نصفه دارد. با تقویت گوش بهتر یک گوش سالم و یک گوش مشکل دارد. تصمیم گیری برعهده ادیولوژیست و بیمار است که نحوه تقویت دو گوش چگونه باشد.

### ۳-۷. مشکلات استفاده از سمعک دو گوشه

۱- هزینه ی بالا (مشکل اصلی)

۲- CAPD یا دو شنیداری (دیپلاکوزیس): در این حالت اختلالات مرکزی استفاده از یک سمعک بهتر است. بخصوص اگر از دو نوع سمعک استفاده شود، احتمال بروز دوشنیداری بیشتر می شود.

\*در حالت دوگوشی باید سعی شود در حدامکان دو سمعک مشابه هم باشند و تعداد کانال ها، استانه تراکم و ... مشابه باشد. چون این عوامل کیفیت صدا را تغییر می دهند و دوصدای مجزا ممکن است باعث اذیت شدن مریض شود.

۳-۱ حساس ناتوانی و پیری وافر در افرادی که دو سمعک استفاده می کنند(هنر ما این است که این افراد را قانع به استفاده از سمعک دوگوشی کنیم).

۴- نویز ناشی از باد در سمعک دو گوشه بسیار بیشتر است.

۵- استفاده و نگهداری از دو سمعک ( به خصوص برای افراد مسن )سخت تر است.

باید این نکته را یادآور شد که اگر قرار است به فرد سمعک دو گوشه دهیم، از همان ابتدا دوگوشی برای او تجویز کنیم. زیرا که عادت پذیری به دو گوشه مشکل است. افرادی نیز که توانایی مالی خرید دو سمعک را



ندارند، توصیه می شود به طور متناوب از سمعک شان در دو گوش و یک روز در میان و به طور نوبتی تا زمان خرید سمعک دوم استفاده کنند که در این حالت باید سمعک پشت گوشی باشد.

## فصل چهارم: انواع روش ها و فرمول های تجویز سمعک

سمعک وسیله ای است، برای کمک به افراد کم شنوا. که از لحاظ مداری، انواع مختلفی دارد و باید کمکی که به فرد کم شنوا می کند کمک حداکثری باشد. این کمک به بسیاری از فاکتورها مربوط می شود:

۱- میزان، شکل، نوع کم شنوایی، ۲- چه میزان ناتوانی برای فرد ایجاد شده است، ۳- انگیزه فرد کم شنوا و آگاهی آن نسبت به کم شنوایی چه قدر است که در پی جبران آن برآید، ۴- چه نوع سمعکی تجویز شود و این سمعک تا چه حدی صدرا تقویت کند تا فرد راحت از آن استفاده کند.

سوال: فرض کنید سه نفر با افت های شنوایی متوسط حسی، انتقالی و میکس داشته باشیم. آیا هر سه فرد می توانند از یک سمعک بایک تنظیم استفاده کنند یا بر حسب شرایط، تنظیم سمعک ها متفاوت باشد؟

پاسخ: موارد بسیار کمی وجود دارد که فردی با کم شنوایی انتقالی با مسدود کردن کانال گوش بهره خوبی از سمعک بگیرد و احتمال عفونت مجدد در گوش وجود نداشته باشد. در کم شنوایی های میکس هم همینطور است. در کم شنوایی های انتقالی خیلی کم قالب انسدادی یا سمعک داخل گوشی می دهیم، زیرا در کم شنوایی های انتقالی نیاز بیشتری به تهویه وجود دارد. بنابراین در حد امکان برای این افراد یا ونت یا سمعک های Open تجویز می کنیم.

تجویز سمعک در افراد با افت انتقالی و میکس بسیار سخت است، زیرا این افراد به مرور بدتر می شوند. به طور مثال، گاهی که فرد به مدت چند روز به طور مداوم از سمعک داخل گوش استفاده می کند، به دلیل انسداد ایجاد شده دچار عفونت می شود. نوع سمعک در این افراد حتی بر حسب افتی که دارند و دلیلی که به خاطر آن دچار کم شنوایی شده اند متفاوت می باشد. از نظر نوع مدار در افرادی که دارای مشکل انتقالی می باشند، کمترین مشکل را داریم، زیرا تنها نیاز است صدا را بلندتر کنیم. بنابراین نوع مدار هم می تواند متفاوت باشد.

اما در کل همه این ها وابسته به خواسته بیمار می باشد. برای مثال به فردی با مشکل انتقالی که تمایل بسیار زیادی به استفاده از سمعک CIC دارد، نمی توان سمعک پشت گوشی تجویز کرد، مگر اینکه توجیهش کنیم و یا همراه سمعک به فرد VENT بدهیم و یا از او بخواهیم هر دو ساعت یکبار سمعک را از گوش خود خارج کند تا فضای داخل گوش تهویه شود.

همه این عوامل در تجویز سمعک دخیل است، زیرا هر فرد با فرد دیگر متفاوت است. دو فرد با میزان کم شنوایی و نوع افت و سن یکسان، ممکن است از لحاظ شخصیتی کاملاً متفاوت باشند. در همه افراد باید انگیزه کافی ایجاد شود. در کنار همه این موارد، نوع صدایی که به گوش هر فرد می رسد متفاوت است. برای برخی افراد تقویت

غیرخطی و برای بعضی خطی انجام می دهیم. همچنین برای برخی بهره کم در نظر می گیریم و برای برخی بهره بیشتر با یک میزان افت در نظر می گیریم.

در همه افراد کم شنوا بحث اول ایجاد انگیزه در بیمار و فهمیدن مشکل خود است. همچنین باید از مزایای داشتن سمعک و معایب نداشتن آن با خبر شوند. در این صورت گام اول موفقیت را برداشته ایم. تصور برای افراد سمعکی بسیار مهم است. تصویری که فرد در ابتدا از سمعک دارد، بر استفاده از سمعک در آینده اثر می گذارد. پس از آن که تصور بیمار به مرحله قابل قبول رسید، گام بعدی تجویز درست سمعک می باشد که به این تصورات ثبات بدهد.

- نکته مهم در تجویز سمعک، تنظیم دقیق آن است.

در تنظیم سمعک هم باید بهره تنظیم شود و هم اینکه از چه حدی بیشتر مجاز نیستیم صدرا بلند تر کنیم تا فرد احساس ناراحتی نکند. که این به چند عامل بستگی دارد: ۱- فرد با صداهای بلندی که از سمعک خود می شنود احساس ناراحتی نداشته باشد یعنی به سطح ناراحتی شنیداری نرسیده باشد، ۲- صداهای بلندی که از طریق سمعک به گوش فرد می رسد حتی اگر ناراحت کننده نیست آسیب رسان هم نباشد و به باقی مانده شنوایی فرد آسیبی نرسد. (به علت تقویت بیش از حد و صداهای بلند اضافه)

#### ۴-۱. روش های تجویز سمعک

روش های تنظیم سمعک را به دو دسته کلی می توان طبقه بندی کرد:

۱- روش های غیر انتخابی، ۲- روش های انتخابی.

در روش های غیر انتخابی دو روش وجود دارد: ۱- روش مشاوره، ۲- روش استفاده از بهره یکسان.

این روش ها به این صورت است که، یک سمعک با یک بهره و خروجی ثابت و شیب خاص، برای همه افراد با نوع کم شنوایی متفاوت تجویز می شود. و فرد را برای استفاده از این سمعک توجیه می کردند. یعنی با مشاوره دادن به فرد سعی در پذیرش سمعک از طرف فرد داشتند.

روش های انتخابی شامل: ۱- مقایسه ای، ۲- تجویزی، (۳- تجویزی-مقایسه ای)

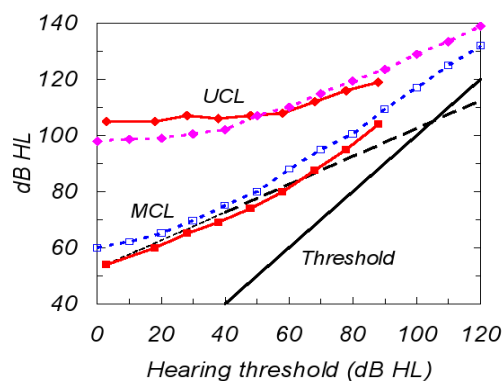
در روش های مقایسه ای نسبت به روش های غیر انتخابی، مقداری پیشرفت حاصل شد. ابداع گر این روش کارهارت بود. که به جای یک سمعک برای هر فرد، چهار سمعک در نظر می گرفت. که دارای پاسخ فرکانسی، خروجی و بهره متفاوت بودند. ولی نهایتاً این چهار پاسخ ثابت بود. در واقع مریض هر چهار سمعک را امتحان می کرد (آستانه

های با سمعک، WRS و... را به دست می آورد) و با نتایج ادیومتری که از قبل گرفته شده بود مقایسه می شد و نهایتاً یکی از چهار سمعک را انتخاب می کرد. این روش بسیار وقت گیر بود. گاهی هر چهار سمعک جوابگوی مشکلات فرد نبود و فرد باید بهترین و نزدیکترین سمعک به مشکل خود را انتخاب می کرد. اما ممکن بود همین حالت نیز از ایده آل آن فرد فاصله داشته باشد.

پس از روش های مقایسه ای، روش های تجویزی آمدند. روش های تجویزی روش هایی بودند که، براساس اطلاعات ادیومتریک فرد تجویز سمعک انجام می شد. یعنی آستانه فرد چقدر است، MCL، LDL، فرد چقدر است. البته بیشتر در این روش براساس آستانه شنوایی و میزان MCL تجویز انجام می شود. به همین دلیل هم به این موارد "روش تجویزی مبتنی بر اطلاعات آستانه ای و فوق آستانه ای" گفته می شود. اولین روش، روش آینه ای بود. تقویت آینه ای: در این روش به همان میزان افتی که فرد دارد تقویت اعمال می کنیم.

که در این روش فرد به دلیل تقویت بیش از اندازه اذیت میشد. اشتباه این روش این بود که آستانه فرد تقویت می شد، در حالی که در محیط گفتار وجود دارد که به صورت فوق آستانه ای می باشد. بنابراین باید کاری می کردند که فرد گفتاری را که در محیط وجود دارد، در سطح راحت شنیداری خود بشنود.

به همین منظور محاسبه کردند که سطح راحت شنیداری و سطح UCL هر فرد با تغییر آستانه چه تغییری می کند.



ارتباط میان تغییرات سطح ناراحت شنوایی (UCL) و سطح راحت شنوایی (MCL) با تغییرات سطح آستانه شنوایی (میانگین آستانه شنوایی در فرکانس های ۵۰۰، ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ هرتز) در کم شنوایی های حسی-عصبی

توضیح شکل: در این شکل فاصله کم شنوایی ۰db تا سطح راحت شنیداری ۵۰db و همین فاصله تا سطح UCL ۱۱۰db می باشد. یعنی یک فرد با شنوایی هنجار حدوداً ۱۱۰db داینامیک رنج دارد. که سطح راحت شنیداری وی در وسط آن قرار گرفته است و حدوداً ۵۵db بالاتر از آستانه فرد است. ولی برای یک افت ۶۰db با  $MCL_{20db} = 80$  تفاوت دارد و با UCL که ۱۰۵db است، ۵۵db تفاوت دارد یعنی داینامیک رنج کم شده است. میزان افت ۶۰db است، ولی سطح راحت شنیداری ۸۰،۸۵ می باشد (به جای اینکه ۵۵ به آن اضافه شود) همچنین برای یک افت ۱۲۰db داینامیک رنج حدود ۲۰db می باشد و با ۱۰db زیاد کردن صدا به سطح راحت شنیداری می رسد. با ۱۰db بیشتر اضافه کردن به سطح ناراحتی و دردناکی می رسد.

در نتیجه روش آینه ای، روش خوبی محسوب نمی شد. یعنی فرد با یک میزان مشخص کم شنوایی به همان میزان سطح راحت شنیداری و ناراحت شنیداری اش اضافه نمی شود.

برای یک فرد کم شنوای حسی، تغییرات UCL، MCL با آستانه برابری نمی کند. اما در افت های انتقالی این نسبت برابری می کند، زیرا حلزون در این افراد سالم است و تنها مجرای گوش، پرده تمپان و استخوانچه ها که صدا را به آن می رسانند، از بین رفته است و با درست کردن این پل توسط سمعک، مشکل حل می شود. سمعک صدا را مستقیم به حلزون می رساند و این مشکل را حل می کند. در افراد کم شنوای انتقالی، حتی اگر به روش آینه ای تنظیم را انجام دهیم ممکن است مشکلی ایجاد نشود. در افت های حسی با افزایش میزان افت، داینامیک رنج محدود می شود.

انواع فرمول های تجویز سمعک امروزه وجود دارد. اما در حال حاضر، اکثر سمعک ها با نرم افزار تنظیم می شوند.

همانطور که گفته شد، روش مقایسه ای با وجود چهار سمعک انجام می شد. در روش تجویزی، براساس فرمول های مختلف، سمعک تنظیم می کردیم. بعضی از سمعک های امروزی حافظه دارند (حداکثر تا ۸ حافظه دارند). وجود حافظه این امکان را فراهم می کند که در هر حافظه یک تنظیم با یکی از روش ها برای فرد انجام دهیم و از فرد بخواهیم در حالت های مختلف مثلاً در محیط نویزی از حافظه شماره ۳ استفاده کند و پس از مدتی به ادیولوژیست بگوید که در کدام حالت صدا را بهتر می شنود. این روش تجویزی-مقایسه ای می باشد، یعنی بیمار براساس فرمول های تجویزی، مقایسه هم می کند، تا حالتی که بهتر و بیشتر کمکش می کند تشخیص دهد و آن روش را به عنوان روش اصلی برای فرد در نظر می گیریم. معمولاً سمعک های چند حافظه ای برای همه افراد مناسب نمی باشند. افرادی که کم شنوایی high f دارند و تقریباً شیب نمودار آن ها نزولی سریع است، از سمعک های چند برنامه ای بهتر بهره می گیرند، زیرا در محیط های شلوغ و ساکت نیاز های ارتباطی متفاوتی دارند و با تنظیم های متفاوت می توان کاری کرد که در محیط های ساکت صدا را یک نوع و در محیط های شلوغ به گونه

ای دیگر بشنود. ولی افرادی که افت low tone loss یا flat دارند معمولا از سمعک های چند حافظه ای بهره مناسبی نمی گیرند. مخصوصا افرادی که فرکانس های پایین را به خوبی بشنوند، اگر در فرکانس های پایین افت زیادی نداشته باشیم، چون نیاز به استفاده از کانال های متفاوت ندارند، ممکن است این کار برایشان آزاردهنده باشد.

بهتر است برای افراد مسن، بیشتر از یک برنامه پیشنهاد نکنیم، چون دچار وسواس می شوند. ولی در افراد جوان، می توان از این سمعک ها استفاده کرد. بنابراین سن، محیط زندگی و حرفه فرد هم می تواند در انتخاب تعداد برنامه ها کمک کننده باشد.

روش های تجویزی براساس:

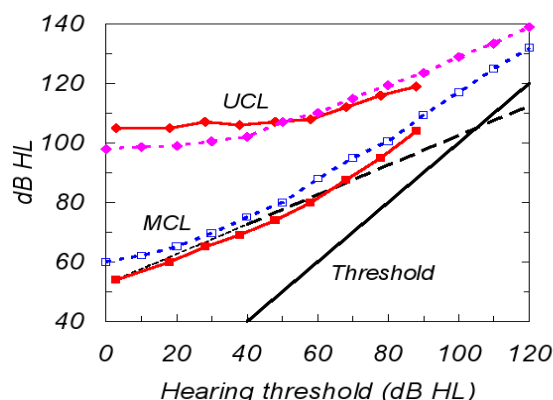
- سمعک های خطی یا غیر خطی

-اطلاعات آستانه یا فوق آستانه

پس سمعک های خطی به یک شکل و سمعک های غیر خطی یک شکل دیگر تنظیم می شوند. براساس اطلاعات آستانه فرمول ها یک شکل و بر اساس اطلاعات فوق آستانه ای یک شکل دیگر هستند.

-روش های مبتنی بر اطلاعات آستانه ای و خطی:

در روش هایی که براساس آستانه عمل می کنند، نظر براین است که از روی آستانه می توانیم پیش بینی کنیم UCL و MCL چه قدر تغییر کرده است.



ارتباط میان تغییرات سطح ناراحت شنوایی ( $UCL$ ) و سطح راحت شنوایی ( $MCL$ ) با تغییرات سطح آستانه شنوایی (میانگین آستانه شنوایی در فرکانس های ۵۰۰، ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ هرتز) در کم شنوایی های حسی-عصبی

توضیح شکل: با توجه به نمودار می توان فهمید که با تغییرات آستانه،  $MCL$  به اندازه نصف تغییر می کند. یعنی اگر آستانه از صفر به چهل می رسد،  $MCL$  از ۵۵ به ۷۵ می رسد. البته با این دقت نیست چون در روی نمودار در قسمت افت های Mild و Moderate تغییرات  $MCL$  خیلی کمتر است و تغییرات  $UCL$  هم خیلی کمتر است. ولی در افت های بالاتر تغییرات  $MCL$  و  $UCL$  بیشتر است.

اولین روش فرمولی، روشی بود تحت عنوان روش قاعده  $\frac{1}{2}$  بهره یا روش LAYBERGER.

وقتی آستانه تغییر می کند و  $MCL$  هم به اندازه نصفش تغییر می کند، اقدامی انجام دهیم تا گفتار همیشه در سطح  $MCL$  باشد، چون هر کاری در سمعک انجام می دهیم برای گفتار و بهتر کردن آن است. گفتار روزمره، حدود ۶۵db spl یا ۴۵db HL است. یعنی  $MCL$  افراد هنجار را که به دست بیاوریم، اگر آستانه اش ۱۰db باشد به اندازه ۲۵ تا ۴۰ دسی بل اضافه می کنیم. یعنی بین ۲۵ تا ۴۰ به سطح راحت شنیداری فرد می رسیم. حال فرض می کنیم فردی ۷۰ دسی بل افت دارد، معمولاً با ۱۵ یا ۲۰ یا ۲۵ دسی بل تغییر  $SL$ ، به  $MCL$  فرد می رسیم.

پس این یک روند است و می دانیم که 40 تا بالاتر برای افراد نرمال، MCL آن ها می شود. گفتار روزمره هم در سطح 45 db HL یا 65 db SPL است، با تغییرات 18- و 12+ یعنی 30 db تغییر می کند و مواقع حرف زدن میانگین 65 db تغییر میکند. وقتی آستانه در حد صفر باشد، MCL در حد 55 الی 60 دسی بل می شود. پس براساس MCL آموخته ایم به این شکل حرف بزنیم. چون این گفتار راحت بوده و برای همه شنیدن آن خوب بوده و اذیت کننده نبوده و در عین حال هم کم نبوده که قابل شنیدن نباشد به مرور این دو با هم match شدند. وقتی سمعک برای افراد کم شنوا تجویز می کنیم برای این است که، گفتاری که الان خوب نمی شنوند، دوباره بشنود. اولویت کاری ما گفتار است، افراد کم شنوا قرار است ارتباط شان را در محیط حفظ کنند، واز طرفی می دانیم با اضافه شدن افت، MCL هم به همان اندازه زیاد نمی شود بلکه به اندازه نصف زیاد می شود. پس اگر قرار است گفتار را در سطح MCL قابل شنیدن کنیم نیازی نیست به همان میزان افت، شدت صدا را زیاد کنیم، به اندازه نصفش زیاد می کنیم. این اصل یکی از اصول اساسی همه روش های فیتینگ است، که باید صدا را طوری تقویت کنیم که در سطح MCL فرد باشد.

سمعک باید کاری انجام دهد که در مرحله اول، ۱- گفتار را در سطح راحت شنیداری به فرد ارائه کند، ۲- صداهای ضعیف، به صورت ضعیف شنیده شوند، ۳- صداهای بلند، به صورت بلند شنیده شوند. ولی اگر نشد حداقل گفتار را در سطح MCL ارائه کند.

بنابراین قاعده  $\frac{1}{2}$  بهره Layberger از اینجا شروع می شود که می گوییم، گفتار را در سطح راحت شنیداری فرد به فرد ارائه می کنیم. در ابتدا Layberger بیان کرد، هر اندازه که افت داشتیم یعنی HL فرد در هر فرکانس (250، 500، 1000، 2000، 4000) هر چه قدر بود نصف آن بهره سمعک خواهد بود. بعد ها روشش را اصلاح کرد و گفت به همه  $\frac{1}{2}$  اضافه نمی کنیم. فرکانس های مختلف را طبقه بندی کرد، فرکانس های بالا و پایین کمتر تقویت شود ولی فرکانس های میانه بیشتر تقویت شوند. برای این کار یکسری اعداد اصلاحی در نظر گرفت به این صورت که:

(250→0.45)، (500→0.5)، (1000→0.625)، (2000→0.667)،

(3000→0.588)، (5000→0.5)



به جای این که در هر فرکانس آستانه ها را در 0.5 ضرب کند در این اعداد ضرب می کند. بیشترین تقویت در فرکانس 1000 و 2000 است، چون این محدوده محدوده ی گفتاری است. چون حتی وقتی می خواهیم آستانه SRT را مقایسه بکنیم با آستانه 1K، 2K، 500 مقایسه می کنیم چون بار گفتاری بیشتری دارند پس بهای بیشتری داده می شود.

مثال: میزان بهره را برای سمعک در این افت ها حساب کنید.

$$5000 \rightarrow 55,3000 \rightarrow 55,2000 \rightarrow 50,1000 \rightarrow 45,500 \rightarrow 35,250 \rightarrow 30$$

$$55 \times 0.5, 55 \times 0.588, 0.667 \times 50, 45 \times 0.625, 35 \times 0.5, 30 \times 0.45$$

در ادیوگرام، اول آستانه را می کشیم بعد به اندازه بهره در هر فرکانس آستانه ها را بالاتر رسم می کنیم. نموداری حاصل می شود که تقریباً در قسمت های low فاصله آستانه اول و دوم کمتر شده و در قسمت high و mild این فاصله بیشتر شده است. بهایی که به high f و مخصوصاً mild f داده خیلی بیشتر بوده است. یعنی چیزی که وجود دارد تقویت کمتر در فرکانس های پایین تقویت بیشتر در فرکانس های بالا و تقویت خیلی بیشتر در فرکانس های میانه وجود دارد و ادیوگرام به سطح صاف تری رسیده است.

علت تقویت کمتر فرکانس های پایین: به علت پوشش بالا رو، فرکانس های پایین می توانند در مسیری که می روند به منطقه خودش محدوده ی high f حلقه را هم درگیر کنند. اگر ما low f را بیش از حد تقویت کنیم، معمولاً چون noise محیط low f است و نیز پوشش بالا رو را هم داریم به این دو دلیل کیفیت و کارایی سمعک پایین می آید. اعتقاد بر این است که همیشه فرکانس های پایین را کمتر تقویت کنیم.

اعداد و ارقام ذکر شده برای افت های حسی-عصبی بود. برای افت های انتقالی که زیاد مشکل تغییرات ندارند، در کل اگر A آستانه AC هر فرکانس و B آستانه BC هر فرکانس باشد GAIN به این صورت محاسبه

$$\text{می شود: } Gain = (A - B) \times \frac{1}{4} + \frac{1}{2}$$

A-B میزان AIR BONE GAP را نشان می دهد. در این جا به جای  $\frac{1}{2}$  می توانیم از ضرایبی که برای هر فرکانس جداگانه مطرح شد، استفاده کنیم.

ولی چیزی که اضافه شد میزان Gain بود چون ABG داریم. میزان بهره ای که افراد انتقالی نیاز دارند، بیشتر از افراد حسی خواهد بود. پس  $\frac{1}{4} ABG$  به بهره سمعک افراد با افت انتقالی اضافه می شود.

برای راحت تر کردن کار بعضی افراد میانگین گیری می کنند. میانگین آستانه های AC و آستانه های BC را به دست می آورند و یک Gain کلی به دست می آورند. یعنی برای یک فرد با میانگین AC مثلاً 45 و میانگین

BC مثلا 20 این مقدار Gain ما نیاز داریم یعنی دیگر فرکانس به فرکانس محاسبه نمی شود. این حالت برای سمعک های آنالوگ خیلی خوب است. در سمعک آنالوگ معمولا یک میانگین باید داشته باشیم، تک فرکانسی در سمعک آنالوگ کاربرد ندارد.

به روش layberger یک سری ایراد گرفتند:

شخصی به اسم لیبی روش جدیدی پیشنهاد داد. برای کم شنوایی های زیر 60dbspl یا 40 dbHL،  $\frac{1}{3}$  بهره را در نظر بگیریم و برای افت های 60dbspl یا 40dbHL به بالا  $\frac{2}{3}$  بهره را در نظر بگیریم. اتفاقی که افتاد این بود که برای افت های کم مقدار بهره کمتر شده چون تغییرات آستانه MCL و UCL خیلی کمتر است. در اصل هر کجا تغییرات کمتر است میزان بهره هم باید کمتر باشد ولی در افت های بیشتر چون تغییرات بیشتر است بهره هم باید بیشتر باشد.

بنابراین، برای افت های بالای 65dbspl،  $\frac{2}{3}$  بهره و برای افت های پایین تر از 65dbspl  $\frac{1}{3}$  بهره استفاده می کنیم و Gain می دهیم.

روش های زیادی برای محاسبه ی میزان بهره ذکر شده که مهم ترین شان DSL،NAL-L1 است و بقیه کاربرد چندانی ندارند.

### روش POGO

فردی به اسم کیلیون مطرح کرد، در این روش ها هنوز هم LOWF بیش از اندازه تقویت می شود. بهتر این است که تقویت LOWF را مقداری کم کنیم.

میزان Gain مساوی است با  $\frac{1}{2}$  آستانه، که در فرکانس های 250،500 یک اصلاحیه داشت. در فرکانس ۱۰،۲۵۰- و در فرکانس ۵،۵۰۰- (HTL: سطح آستانه، CF: فاکتور اصلاحی) این روش تا افت های ۶۰-۶۵ دسی بل خوب است و نه بیشتر.

$$POGO: Gain = \frac{1}{2} HTL + CF$$

$$65 \text{ db spl} \rightarrow \text{Gain} = \frac{1}{2} HTL + \frac{1}{2} (HTL - 65) + CF$$

فرض می کنیم فردی افت 70 db دارد. پس از روش 2POGO استفاده می کنیم:

$$Gain = \frac{1}{2} \times 70 + \frac{1}{2}(70-65) - 10 \cong 28 \rightarrow \text{فرکانس 250}$$

$$Gain = \frac{1}{2} \times 70 + \frac{1}{2}(70-65) - 5 \cong 33 \rightarrow \text{فرکانس 500}$$

$$Gain = \frac{1}{2} \times 70 + \frac{1}{2}(70-65) \cong 38 \rightarrow \text{بقیه فرکانسها}$$

پس در واقع روش POGO برای افت های پایین بهره کمتر و برای افت های بیشتر بهره بیشتر در نظر می گیرد. در روش POGO، فرمول تعیین میکند که یک سمعک حداکثر خروجی اش چه مقدار باید باشد.

فرمول حداکثر خروجی، به این صورت است: میانگین LDL را در فرکانس های 500، 1000 و 2000 به دست می آوریم به اضافه چهار می کنیم حداکثر خروجی سمعک به دست می آید.

$$\text{MAXIMUM OUT PUT} = \text{LDL}(500, 1000, 2000) + 4$$

+4 برای این است که آستانه را HL به دست می آوریم. حداکثر خروجی را در سمعک با SPL تنظیم می کنند.

روش layberger, berger یکی است. (بعضی از روش ها به حداکثر خروجی وابسته نیستند و برای آن فرمولی نداشتند)

این ها روش هایی هستند که بر اساس آستانه و برای سمعک های خطی استفاده می شوند.

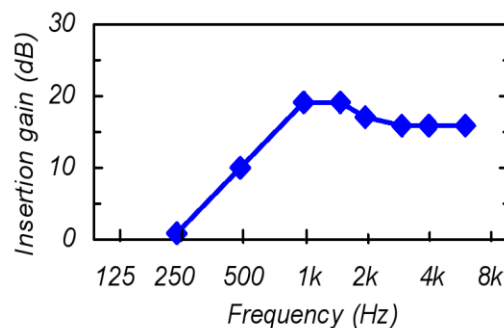
فرمول دیگر فرمول NAL است. روش NAL روشی است که دیلون و همکارانش در استرالیا روی آن کار کردند و تا الان هم چند بار عوض شده NAL-R، NAL-RP، ... در کل اعتقاد این گروه بر این است که، اگر قرار است برای یک فرد کم شنوا سمعکی تجویز کنیم که برای فرد مفید واقع شود، باید کاری کنیم که بلندی که دریافت می کند با بلندی که یک فرد هنجار از گفتار دریافت می کند یکسان باشد، یعنی حس یک فرد هنجار از گفتار، بلندی گفتار در فرکانس های مختلف به هر نحوی که هست، برای فرد کم شنوا نیز صدا باید به اندازه ای تقویت شود که فرد کم شنوا نیز همان حس را برای صداها و گفتاری داشته باشد، یعنی در واقع در اینجا سایکواکوستیک بیشتر مطرح است. این که چقدر صدا بلند است. شدت مهم نیست، ممکن است فردی در حس خودش یک صدای 40db به همان اندازه ای بلند باشد که فرد دیگری با صدای 50db بلند است. پس بلندی صدا مهم است و باید کاری کنیم که بلندی صدا برای افرادی که قرار است از سمعک استفاده کنند با بلندی صدای گفتاری که یک فرد طبیعی می شنود یکسان باشد.

بلندی صدا یک امر دریافتی است که روی افراد مختلف کار کرده اند و مشخص شده است که، اگر صدا را مثلا با n سطح شدت بفرستند و به فرمول اضافه اش بکنند، بلندی یکسانی نسبت به افراد طبیعی برایشان ایجاد می شود و یک مولفه سایکواکوستیکی است، فیزیکی نیست. ولی با تغییرات شدت می توان تغییرات بلندی را بازسازی کرد.

روش کار شانه این صورت بود که در مرحله اول، اگر 0.46 به آستانه فرکانس ها اضافه بکنیم، بلندی صدا برای افراد درست می شود. بعد ها متوجه شدند که اولاً فرکانس های پایین در این صورت بیش از حد تقویت می شوند، و دوم این که 0.46 تقویت بیش از حدی است، بلندی بیشتری برای فرد ایجاد می کند. پس NAL-R را پیشنهاد کردند. در این روش که هنوز هم کاربرد دارد در سمعک های خطی به این صورت عمل می کنند:

Cf ها در این جا فقط مخصوص 250 و 500 نیست. همه ی فرکانس ها را شامل می شود.

$$CF = (250 \rightarrow -17), (500 \rightarrow -8), (1000 \rightarrow +1), (1500 \rightarrow +1), (2000 \rightarrow -1), (3000 \rightarrow -2), (4000 \rightarrow -2), (6000 \rightarrow -2)$$



منحنی هدف بهره الحاقی بر اساس روش فرمولی NAL-R برای یک کم شنوایی هموار ۴۰ دسی بل HL

توضیح شکل: بهره الحاقی بر اساس روش فرمولی NAL-R برای یک کم شنوایی هموار ۴۰ دسی بل HL. در فرکانس ۲۵۰، بهره محاسبه شده تقریباً صفر است.

روش NAL ذاتاً یک روش LOWCUT است. خیلی بهایی به LOWF نمی دهد.

اساس روش NAL، یکسان سازی بلندی است. یعنی کاری می کند که همه ی باند های گفتاری از لحاظ بلندی یکسان باشند. هم باند های Lowf و هم Highf را طوری تقویت می کند که در ذهن شنونده از لحاظ بلندی یکسان باشند.

بر عکس این روش، یک روش برای نرمال سازی بلندی وجود دارد. یعنی صدا را طوری به گوش فرد بفرستیم، که از لحاظ بلندی مانند بلندی گفتاری باشد که یک فرد طبیعی می شنود. گفتار فرد طبیعی به این صورت است که بعضی از باند ها گفتاری را آهسته تر و بعضی را بلندتر می شنود.

در روش های یکسان سازی، این حالت را قبول ندارند، و معتقدند که افراد کم شنوا همه اصوات را باید با یک بلندی بشنوند. پس اساس روش NAL این است که، همه باندهای گفتار را طوری به فرد ارائه دهیم که از لحاظ بلندی یکسان باشند. در این حالت درک گفتار و وضوح بهتر می شود.

یک سری روش های دیگر داریم مثل DSL که بیان میکند، بلندی صدا را برای افراد کم شنوا، طوری بازسازی کنیم که مانند افراد نرمال بشنوند، یعنی نرمالایزر کردن. در نرمالایزر کردن، بلندی هر باند گفتاری در افراد نرمال به هر نحوی باشد در افراد کم شنوا هم باید به همان شکل باشد. اگر مثلاً بلندی باند های مختلف گفتاری برای یک فرد طبیعی به شکل X است، باید کاری بکنیم که فرد کم شنوا عین همین بلندی را دریافت کند. یعنی اگر یک باند را فرد نرمال بلندتر دریافت می کند طوری سمعک باید تنظیم شود که فرد کم شنوا هم با همان بلندی صدا را دریافت بکند و اگر باند کناریش را ضعیف تر دریافت می کند (فرد هنجار)، سمعک فرد کم شنوا باید به نحوی تنظیم شود که آن باند کناری باز هم ضعیف شنیده و دریافت شود.

پس در روش Gain.NAL،ها متفاوت است، ولی وقتی از لحاظ بلندی بررسی می کنیم، برای همه فرکانس ها بلندی یکسان است. مثلاً همه به نحوی شنیده می شوند که انگار همگی با یک شدت خاص ارائه می شوند. (واحد بلندی ← PHON).

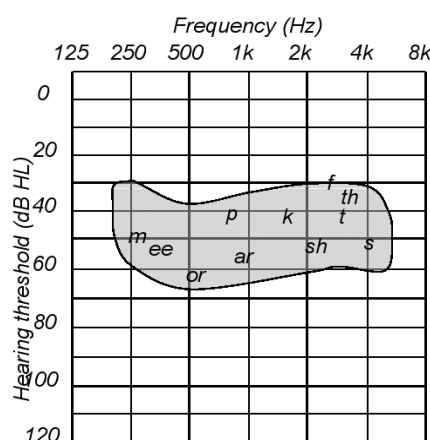
مانند روش POGO، روش NAL-R برای افت های شدید و عمیق کارایی خوبی ندارد. بنابراین NAL-RP ایجاد کردند و بیان شد برای افت های عمیق هم باید X، 0.31 و cf ها تغییر کند. طوری این تغییرات ایجاد شده است که بهای کمتری به High و low داده شود. در فرکانس های بالا بازبهای کمتری داده می شود.

NAL-RP به نحوی است که بهای کمتری به Highf داده می شود و بهای بیشتری به Mildf داده می شود. چون اعتقاد بر این است که Highf اگر بیش از حد تقویت شود (برای کسانی که 90,95db افت دارند) این بار به جای پوشش بالا رو، پوشش پایین رو اتفاق می افتد، و فرکانس های بالا روی کیفیت فرکانس های میانی

اثر می گذارند و باعث می شود به درستی دریافت نشوند. حتی بعضی وقت ها ممکن است مناطق مرده در حلزون داشته باشیم و نیازی به تقویت بیش از حد آن منطقه فرکانسی نباشد.

بعد از این که سمعک ها را تنظیم و تجویز کردیم، یکسری اقدامات می توان انجام داد که بدانیم آیا سمعک کارایی دارد یا نه؟ یکی از روش ها، روشی است تحت عنوان روش شمارش نقطه.

عنوان شد یکسری محدوده گفتاری داریم در محدوده ی ادیوگرام، که میانگین آن 45dbHL است، که 12db بالاتر و 18db پایین تر می تواند باشد. که این محدوده را اگر هم از لحاظ شدتی و هم فرکانسی روی ادیوگرام بکشند، تقریباً مشابه شکل زیر میشود.



**Figure 8.2** The speech spectrum, including a 30 dB dynamic range at each frequency, for speech at a long-term level of 65 dB SPL. The approximate locations of the spectral centre of a few speech sounds are indicated.

بسته به این که کم شنوایی فرد در چه محدوده ای باشد، بعضی صداها میشوند و بعضی را نه.

بعد از این که به فرد سمعک دادیم بر اساس آن اعدادی که در Gain به دست می آوریم آستانه های فرد را اصلاح می کنیم. بعد آستانه های جدید را برای فرد رسم می کنیم. در روش شمارش نقطه، به تعداد 100 نقطه در جاهای مختلف وجود دارد. بر اساس اهمیت و ضرورت قسمت های مختلف. بعد برای فرد می شمارند که چقدر از این نقطه ها را برای فرد قابل شمارش کرده اند. مثلاً اگر 70 تا نقطه شمردند، کارایی سمعک 70٪ است. NAL می گوید چون مثلاً در high f تقویت غیر ضروری می فرستید، برای کسانی که افت عمیق دارند، در روش شمارش نقطه بی مورد آستانه را بالا برده اید و نقاط زیاد به دست می آورید. برای همین کارایی سمعک در واقعیت با آن

کارایی که روی کاغذ به دست می آید متفاوت است. می گوییم مثلاً در *gain.high* را کم می دهیم، درست است کم می شنوند ولی واقعی می شنوند.

### روش های مبتنی بر اطلاعات آستانه (Threshold- Based)

- \* روش *NAL*
- \* روش *Berger*
- \* روش *POGO*
- \* روش *NAL-R*
- \* روش *POGO2*
- \* روش *NAL-RP*
- \* روش *FIG6*
- \* روش *NAL-NL1*

-روش های مبتنی بر روش های فوق آستانه ای:  
اکثراً روش های نموداری و نرم افزاری هستند.

## روش های مبتنی بر اطلاعات فوق آستانه - (Suprathreshold- Based)

- روش شاپیرو
- روش CID
- روش LGOB
- روش IHAF
- روش ScalAdapt
- روش DSL[i/o]

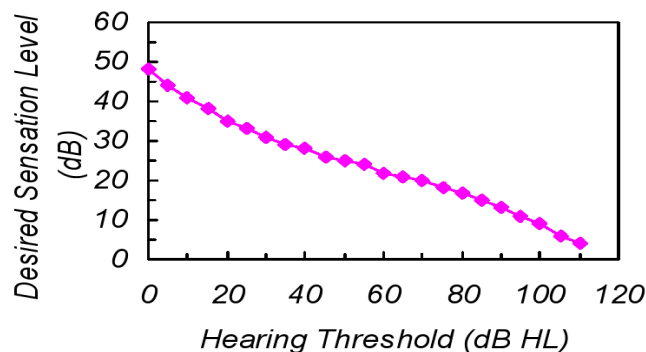
### ۴-۲. روش های تجویزی سمعک های غیر خطی

سمعک های غیر خطی یعنی به ازای ورودی های مختلف بهره های مختلف وجود داشته باشد. برای این کار هم میتوان از اطلاعات فوق آستانه استفاده کرد، یعنی به صورت جدا MCL, LDL فرد را به دست بیاوریم و هم اینکه میشود از اطلاعات آستانه استفاده کرد، به این صورت که بر اساس اطلاعات آستانه ای که داریم سه سطح ورودی را برای فرد در نظر بگیریم و برای این ورودی های خاص gain های خاص تعریف کنیم.

دو روش بیشتر توضیح داده میشود، یکی NAL-NL1 و دیگری DSL. روش fig6 یا عکس شماره ۶ از اصل مقاله گرفته شده است. در این روش به این صورت عمل میشود، برای ورودی های سطح پایین، ورودی های متوسط مثل گفتار و ورودی های سطح بالا هر کدام یک سطح خاص تعریف میکنیم. در روش NAL-NL1 و DSL هم تقریباً به همین روش عمل میکنند.

در روش DSL برعکس چیزی که یکسان سازی بلندی در روش NAL مینامیدیم، اینجا نرمال سازی بلندی برایمان مهم است. صدا طوری تقویت شود که از لحاظ بلندی مثل بلندی اصوات برای افراد هنجار باشد و همچنین در سطح SL مطلوب فرد قرار گیرد. یعنی همان سطح بلندی نرمالی که فرد میشنود.





مقادیر هدف SL مطلوب در روش DSL در فرکانس ۱۰۰۰ هرتز بر حسب میزان کم شنوایی

توضیح شکل: چون سمعک به صورت غیرخطی تنظیم میشود، برای افت های مختلف میزان gain که در نظر میگیرد متفاوت است. هرچه قدر میزان افت بیشتر شده میزان gain که در نظر گرفته میشود کمتر شده است.

مثال: اگر فردی 20db افت داشته باشد برای اینکه صدا به حد مطلوب شنوایی اش برسد باید حدود 35db تقویت شود و اگر کسی 100db افت دارد، سطح بلندی مطلوبش چیزی حدود 10db بالاتر میشود.

پس باید طوری gain را تنظیم کنیم که در سطح مطلوب فرد قرار بگیرد.

در روش DSL چون کاری میکنیم که صدا از لحاظ بلندی برای فرد در سطح مطلوب شنیدن باشد، این روش برای بچه ها بهتر است. چون برای بچه ها باید کاری کنیم که همه صداها را بشنوند، چون کودک قرار است زبان آموزی داشته باشد باید بفهمد صدای ماشین چیست و... همه ی صداها ی محیطی و گفتاری را باید یاد بگیرد. پس باید کاری کنیم که همه صداها در سطح بلندی هنجار به کودک برسد.

اما در بزرگسالان چون فقط ارتباط ملاک است، بهتر است از روشی استفاده کنیم که بلندی یکسان برای همه ی طیف های گفتار در نظر بگیرد، که باعث میشود درک و وضوح گفتار بیشتر شود.

در روش NAL به فرکانس های پایین بهای کمتری میداد و به همین علت نویزهای محیطی تا حد زیادی کاهش پیدا میکند. برای بزرگسالان از روش NAL به خصوص NAL-NL1 و برای کودکان از روش DSL استفاده میکنیم. DSL ذاتا بهره ای که در نظر میگیرد نسبت به NAL-NL1 بیشتر است.

تا الان روش هایی که گفته شد براساس اطلاعات آستانه ای،اطلاعات فوق آستانه ای راهم تخمین میزدند.اما یک سری روش داریم که در این روش ها تخمین نمیزنیم،بلکه صدا را برای فرد میفرستیم و از او میخواهیم در ۷ سطح،یا ۳ سطح برای ما طبقه بندی کند.

اگر ۳ سطحی باشد:میشنوی یا نه؟راحت میشنوی یا نه؟آیا ناراحت کننده هست یا نه؟یعنی سطح آستانه،ucl,mcl فرد را پیدا میکنیم.

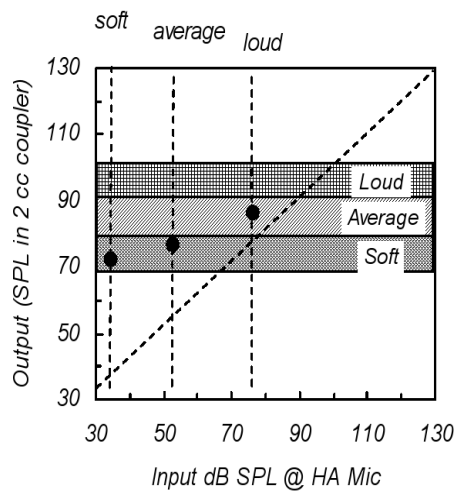
در ۷ سطحی:سطوح بین این ها هم پیدا میشود.صدا ضعیف است، خوب است اما ضعیف برای شنیدن،صدا خوب است،خوب و راحت،خوب و بلند،صدا بلند اما ناراحت کننده نیست،بلند اما ناراحت کننده است.

بعد از اینکه اعداد این سطوح به دست آمد،توسط روش های مختلف،وارد نرم افزار میکنیم.نرم افزار براساس سطح آستانه،mcl و ucl فرد gain میدهد.

پس در این روش ها براساس نرم افزار های مختلف gain سمعک تعیین میشود.

## روش های نرم افزاری

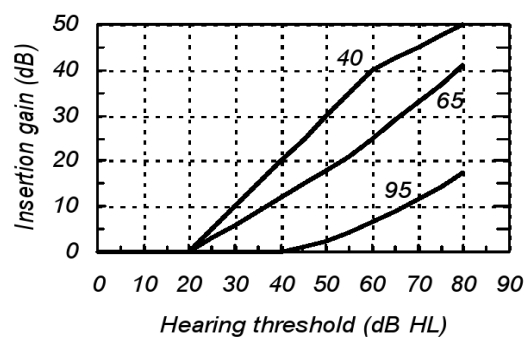
- نرم افزار MSU
- نرم افزار HASP که ویژه روش فرمولی NAL-RP است
- نرم افزار DSL3.1
- نرم افزار DSL4.0[i/o]
- نرم افزار VIOLA ویژه روش فرمولی IHAF
- نرم افزار FIG6
- نرم افزار NAL-NL1 ویژه سمعک های غیرخطی
- نرم افزار HAS برای روش های فرمولی مختلف



نمونه ای از منحنی ورودی-خروجی در فرکانس ۲۰۰۰ هرتز که توسط نرم افزار *VIOLA* و بر اساس روش *IHAFF* تجویز شده است

توضیح شکل: نرم افزار *viola* است که در فرکانس ۲۰۰۰ سه عدد برای آستانه *ucl, mcl* به نرم افزار می‌دهیم، و بر این اساس نرم افزار سه *gain* به ما می‌دهد.

*Gain* که برای صداهای ضعیف است در حد ۷۰، برای صداهای متوسط در حد ۸۰، و برای صداهای بلند در حد ۸۵ است. که به ترتیب ضعیف، متوسط و بلند دریافت میشود.



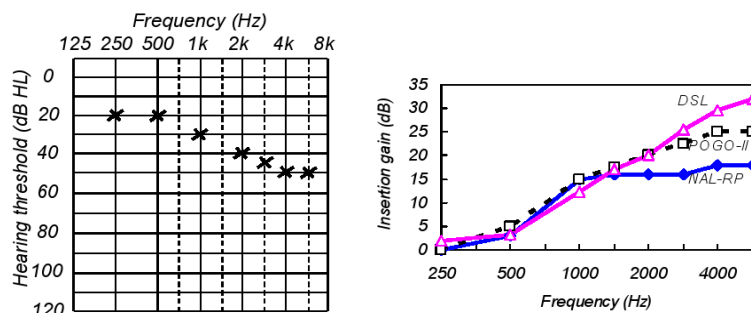
بهره الحاقی تجویز شده در روش فرمولی *FIG6* بر حسب آستانه شنوایی در شدت های ورودی ۴۰، ۶۵ و ۹۵ دسی بل *SPL*

توضیح شکل: برای fig6 که براساس میزان آستانه ها، باید برای ورودی های مختلف، طوری آستانه ها را تنظیم کرد، که این سه سطح (۴۰، ۶۵، ۹۵) را به ترتیب بلند، متوسط و ضعیف بشنود. اگر کسی 60db افت دارد، صداهای بلند را باید در حدود 7db فقط gain بدهیم، که صدای 95db برای فردی که افت دارد مثل ما کمی ناراحت کننده باشد و خیلی اذیت نشود.

یا فردی که 60db افت دارد باید به میزان 25db به آن gain دهیم تا صدای 65db را متوسط بشنود، و همین فرد باید 40db صداهای ضعیف را برایش تقویت کنیم تا آن را تا حد ضعیف و در حد آستانه اش بشنود.

پس در این روش ها بسته به میزان ورودی، gain هم فرق میکند، و سمعک غیرخطی عمل میکند. صداهای ضعیف را بیشتر، صداهای متوسط را متوسط و صداهای بلند، را کمتر تقویت میکند، تا فرد کم شنوا علاوه بر اینکه رشد بلندی اش پایدار باشد، یعنی صداهای ضعیف را ضعیف، متوسط را متوسط و بلند را بلند بشنود، در عین حال اذیت نشود و همه ی این صداها سر جای خودش باشد.

### ۳-۴. چند مقایسه بین روش های مختلف



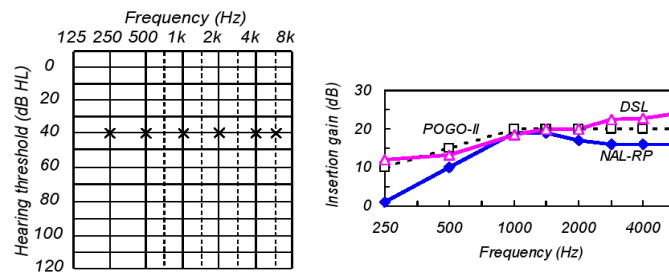
بهره الحاقی تجویز شده با ۳ روش DSL (مثلت)، POGO-II (مربع) و NAL-RP (لوزی) برای کم شنوایی حسی-عصبی ملایم با شیب کم

توضیح شکل: با ۳ روش برای این فرد میتوانیم تقویت انجام دهیم. در فرکانس های پایین بهره ای که سمعک ها در نظر گرفته اند یکسان بوده ولی در فرکانس های بالا براساس CF که اعمال میکردیم در روش NAL-RP فرکانس های بالا کمتر تقویت میشود (تقویت بیش از حد آن موجب میشود فکر کنید کارایی سمعک زیاد بوده در حالی که این طور نیست)

ولی روش DSL برعکس gain بیشتری را در فرکانس های بالا در نظر گرفته و روش POGO2 که مخصوص کم شنوایی های شدید به بالا بود بین این دو قرار گرفته است. روش های فرمولی هرکدام یک تئوری دارند، اما چیزی که شما را قانع میکند از چه روشی استفاده کنید بیمار است. نوع کم شنوایی، محیط و ... بیمار نشان میدهد که کدام روش بهتر و راحت تر است.

POGO2- روشی است که POGO را هم در بر دارد. POGO2: اگر افت زیر 65db بود همان POGO قبلی اما اگر بالا بود با اصلاحیه.

NAL-RP, NAL-R را هم در بر دارد. اگر افت پایین باشد NAL-R اگر بالای ۹۰ باشد NAL- RP استفاده میشود.



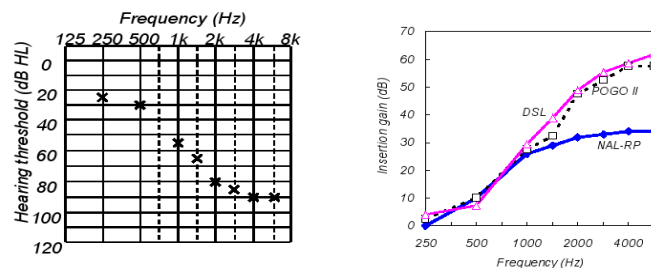
بهره الحاقی تجویز شده با ۳ روش DSL (مثلت)، POGO-II (مربع) و NAL-RP (لوزی) برای کم شنوایی حسی-عصبی متوسط با شیب هموار

توضیح شکل: برای یک افت 40db, flat همان طور که میبینید، فرمول NAL، یک LOW CUT ذاتی است و خیلی به فرکانس های پایین بها نمیدهد و معتقد است که تقویت بیش از حد فرکانس های پایین باعث میشود، نویز محیط برای فرد زیاد تقویت شود و هم پوشش بالارو اتفاق بیفتد.

بنابراین بهتر است که به فرکانس های پایین زیاد اهمیت ندهیم تا اطلاعات فرکانس های بالا که در وضوح گفتار دخیل اند راحت تر برای فرد دریافت شود. و از آن طرف هم به فرکانس های بالا زیاد بها نمیدهد، به این علت که اگر بلندی یکسان در همه اصوات ایجاد شود و حتی اگر این بلندی یکسان به حدی نباشد که فرد راحتی خاصی را احساس بکند، ولی چون همه صداها یکسان بلند شده اند، درک گفتار بهتر خواهد شد.

روش DSL هم در فرکانس بالا و هم در فرکانس پایین، gain بیشتری در نظر میگیرد که برای بچه ها نیاز است. در روش NAL به عمد فرکانس های پایین را کم میکنیم تا نویز کم شود اما در بچه ها این اجازه را نداریم.

روش POGO2 برای یک افت flat تقریباً مثل DSL عمل میکند به جز فرکانس بالا که کمی gain کمتری میدهد.



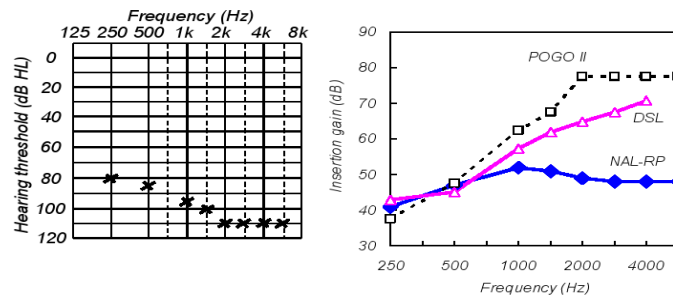
بهره الحاقی تجویز شده با ۳ روش *DSL* (مثلاً)، *POGO-II* (مربع) و *NAL-RP* (لوزی) برای کم شنوایی حسی-عصبی متوسط با شیب تند

توضیح شکل: اختلافات فاحش تر میشود، به دلایلی که در فرکانس های پایین در فرمول *NAL* ذکر شد، و هم چنین ممکن است مناطق مرده در حلزون داشته باشیم که این *gain* موثر واقع نشود. به عکس در دو فرمول دیگر، در فرکانس های بالا *gain* بیشتری را در نظر میگیرند.

در اینجا میتوان از سمعک های با چند برنامه استفاده کرد. یک برنامه براساس *NAL* و یکی براساس *DSL* و فرد با هر کدام راحت تر بود آن را استفاده میکند.

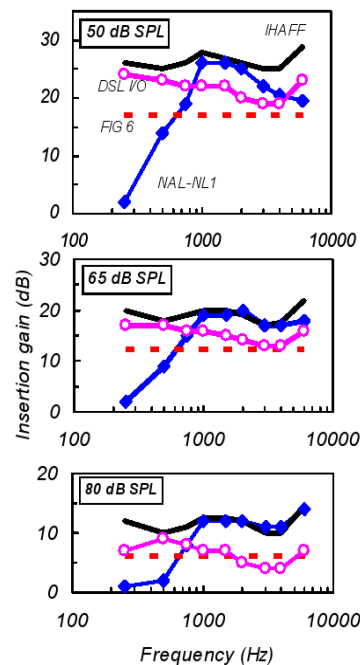
گاهی بیمار بین این دو روش را میپسندد، که میگوییم *fine tuning*، که *gain* را در فرکانس های بالا کمی بالاتر از *NAL* و پایین تر از *DSL* قرار میدهد که فرد با این راحت تر است. چون استفاده از سمعک، شخصی است.

فرمول ها فقط پیش زمینه هستند و ادیولوژیست و بیمار تعیین میکنند که کدام کارآمد است.



بهره الحاقی تجویز شده با ۳ روش *DSL* (مثلث)، *POGO-II* (مربع) و *NAL-RP* (لوزی) برای کم شنوایی حسی-عصبی عمیق با شیب ملایم

توضیح شکل: افت شنوایی شدید تا عمیق، که در روش *NAL*، میزان بهره ای که در نظر گرفته کمتر از روش های دیگر است. دو روش دیگر بهره خیلی بیشتری در نظر میگیرند. چون در *NAL* یکسان سازی بلندی مطرح است و در روش *DSL* نرمال سازی مطرح است.



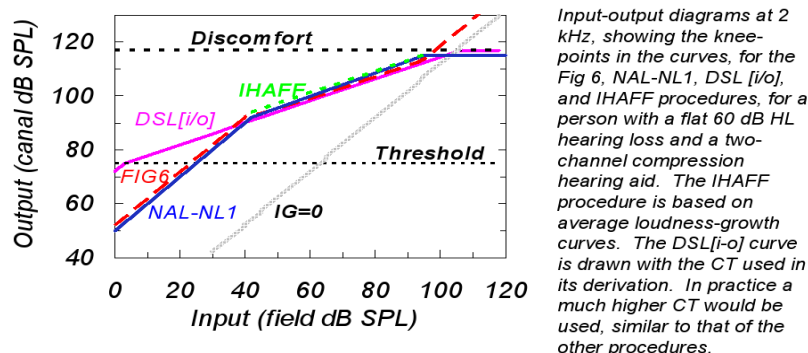
Insertion gain at input levels of 50, 65, and 80 dB SPL for each of four selection procedures for a person with a flat 40 dB hearing loss. The IHAFF prescriptions are based on the average loudness growth curves for people with various degrees of hearing loss (Cox, private communication). The DSL [i/o] prescription has been converted from real ear aided gain to insertion gain by subtracting an adult average REUG.



توضیح شکل: چهار روش تنظیم را برای یک سمعک غیر خطی نشان میدهد. سمعک های غیر خطی برای ۳ دسته از ورودی ها gain میدهند. ورودی ها ضعیف (۴۰)، متوسط (۶۵)، بلند (۸۰). در اینجا در NAL صداهای ضعیف بسیار کم تقویت میشوند و صداهای بالا، متوسط تقویت میشوند. روش DSL کمی flat تر عمل میکند و در low همیشه gain را در نظر میگیرد. fig6، همه صداهای را یکسان تقویت میکند. اگر افت flat است fig6 نیز flat تقویت میکند. و نهایتاً روش نرم افزاری IHAFF هم بالاتر از همه این روش ها gain را در نظر میگیرد.

DSL- برای مدارهای خطی و غیر خطی، کاربرد دارد. در مدارهای غیر خطی، در فرکانس های بالا بهای کمتری حتی نسبت به NAL-NL1 داده است.

-توجه! با توجه به شکل بالا، مثلاً در ۱۰۰۰ هرتز برای صدای ۵۰ چیزی حدود 25db بهره داریم برای 65db, 20db و برای ورودی ۸۰، 10db در همان فرکانس gain داریم. که نشان دهنده سمعک های هوشمند است. سمعک های هوشمند، فرکانس ها و شدت ها را از هم جدا میکند و شدت کم را بیشتر تقویت میکند و شدت های بالا را کمتر. بعضی فرکانس ها را تقویت میکند و بعضی را نه.



توضیح شکل: نحوه تنظیم output یا خروجی را در فرمول های مختلف نشان میدهد. علاوه بر gain وظیفه داریم خروجی را هم تنظیم کنیم.

در تنظیم خروجی چند مورد باید رعایت شود: ۱- صدا آنقدر بلند نباشد که به گوش فرد آسیب برساند، ۲- صدا خیلی پایین تنظیم نشود، اگر خروجی سمعک را روی ۱۱۰ ببندیم، داینامیک رنج کاهش می یابد، هدروم کاهش می یابد، سمعک زودتر دچار اعوجاج میشود و کسانی که افت mild to moderate دارند، به اعوجاج

افتادن سمعک ممکن است کیفیت و کارایی سمعک را پایین بیاورد. برعکس در کسانی که افت عمیق دارند، چون در افت های عمیق low بهتر از high شنیده میشود بهتر است که سمعک به اعوجاج بیافتد، زیرا در اعوجاج اینترمدولاسیون که 2F1-F2 , 2F2-F1 را داشتیم، بعضی اوقات اجزای فرکانس های بالا دوتا دوتا با هم یک اجزای جدید فرکانس پایین تولید میکنند، که فرد این فرکانس های پایین را دریافت میکند و از حضور اجزای پرفرکانس هم آگاه میشود. یک نوع انتقال فرکانسی ذاتی به علت اعوجاج اتفاق می افتد. ۳- صداهای بلند، مقدار کم شنوایی را زیاد نکند، ۴- سمعک طوری تنظیم بشود که گفتار را در سطح راحت شنیداری بشنود (مهم ترین کاری که باید انجام شود). اگر سمعک غیرخطی بود طوری تنظیم شود که صداهای ضعیف را ضعیف و بلند هم بلند شنیده شود.

اختلاف روش های مختلف: در input های پایین معمولاً بیشترشان خطی عمل میکنند، به جز DSL که غیرخطی عمل کرده. در محدوده فرکانس های میانی هم یک تراکم را در نظر میگیرند. و در سطح شدت های بالا دچار peak clipping یا compression limiting میشوند و صدا را قطع میکنند. به جز روش fig6 که در سطوح شدتی بالا، باز هم خروجی را بالا در نظر میگیرد.

## سمعک های غیر خطی

- روش LGOB
- روش IHAF
- روش Madsen Aurical
- روش ScalAdapt
- روش FIG6
- روش DSL[i/o]

در روش هایی تجویزی-مقایسه ای یک سمعک چند حافظه ای در اختیار فرد قرار میدهم.  
به چند دلیل میتوان این روش را انجام میشود:

۱-مقایسه پاسخ فرکانسی سمعک ها را با یکدیگر داشته باشیم. یعنی یک سمعک با پاسخ فرکانسی های مختلف و فرمول های مختلف، که هر کدام را که بیمار خواست می‌دهیم.

۲-فرد کم شنوایی نوسانی دارد. مثل مراحل بالاتر منییر. روزی که حس میکند افت شنوایی زیادی دارد، برنامه ۱ و روزی که خوب است، برنامه ۲ را استفاده کند.

۳-ارتباط های اجتماعی متنوع. در این حالت اگرچه برای مقایسه نیست اما مجبوریم که حالت های مختلف را در نظر بگیریم. برای مکان های شلوغ، ساکت و ...

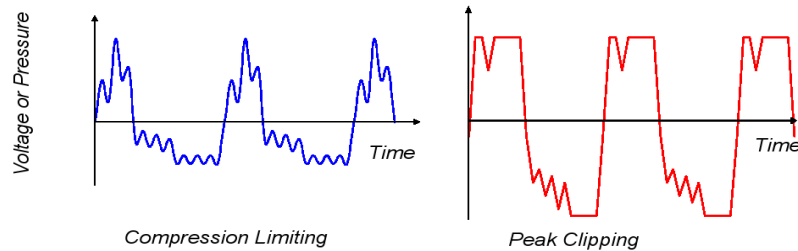
استفاده از سمعک های چند حافظه ای در این افراد بهتر است:

-کم شنوایی فرکانس های بالا

-کم شنوایی خوب یا باقی مانده شنوایی خوب در فرکانس های پایین

افرادی که تا فرکانس ۱۰۰۰ شنوایشان خوب است و بعد افت پیدا میکند، سمعک های چند حافظه ای بیشتر و سواسشان میکند تا به دردشان بخورد. سعی کنید سمعک های چند حافظه ای را برای افرادی که یک افت mild to moderate دارند در نظر بگیرید. و حتی اگر در فرکانس های بالا moderate نبود حداقل در فرکانس های پایین در حد mild افت داشته باشند و قرار باشد محیط های مختلف را تجربه کند. در افراد مسن یا افرادی که ارتباطات اجتماعی زیادی ندارند، سمعک با یک برنامه کفایت میکند، مگر اینکه به این دلیل چند برنامه بدهیم که بعدا یکی را به عنوان بهترین انتخاب کنیم.

-در تنظیم خروجی می توانیم از peak clipping, compression limiting, WDRC استفاده کنیم.



*A speech waveform after passing through a peak clipper and a compression limiter, where both types of limiter can pass the same peak signal level without clipping.*

توضیح شکل: تفاوت بین peak clipping و compression limiting این است که، peak clipping سر موج را قطع می‌کند و اعوجاج ایجاد می‌کند، اما compression limiting همان را جمع و فشرده می‌کند و موج ساده را تحویل می‌داد. تا جایی که امکان دارد برای افت های mild to moderate از C.L استفاده کنید و در افت های عمیق اگر P.C بود، اشکال ندارد. به این دلیل که ممکن است اعوجاج برای این ها حتی مفید هم باشد.

## تجویز مناسب و تنظیم درست OSPL90

- عدم ایجاد ناراحتی در صداهای بلند
- عدم آسیب به دستگاه شنوایی
- کمترین ایجاد دیستورشن قابل درک برای بیمار
- عدم پرداخت هزینه برای باتری و اجزای دیگر سمعک

-توضیح، عدم پرداخت هزینه برای باتری و اجزای دیگر سمعک: در افرادی که افت mild to moderate دارند، اگر اعوجاج ایجاد کنیم روی سیگنال اثر می‌گذارد و سیگنال را بد دریافت می‌کند. پس باید خروجی را تا حدی بالا ببریم که اعوجاج ایجاد نشود و فرد سیگنال مطلوب دریافت کند. در عین حال خروجی باید تا حدی بالا رود

که نه به سیستم شنوایی آسیب بزند و نه فرد احساس بدی داشته باشد. کسی که افت mild دارد و با یک سمعک کوچک و مدار ضعیف تر میتوانیم کارش را راه بیندازیم، نیازی ندارد سمعک سوپر پاور بدهیم و بعد خروجی اش را محدود کنیم.

تجویز یا تنظیم نامناسب خروجی موجب این مشکلات میشود:

۱- وضوح نامناسب صدا (به علت اعوجاج)، ۲- اگر پایین تنظیم شود خیلی از صداها قابل شنیدن نمیشود و خیلی از صداها را قبل از اینکه قابل شنیدن شوند، OSPL90 آن ها را میبندد. تنظیم OSPL90 دو سوپه است. نباید اینقدر پایین ببندیم که اعوجاج ایجاد کند و صدای نامطلوب ایجاد کند و حتی جلوگیری کند از gain مورد نیاز برای شنیدن.

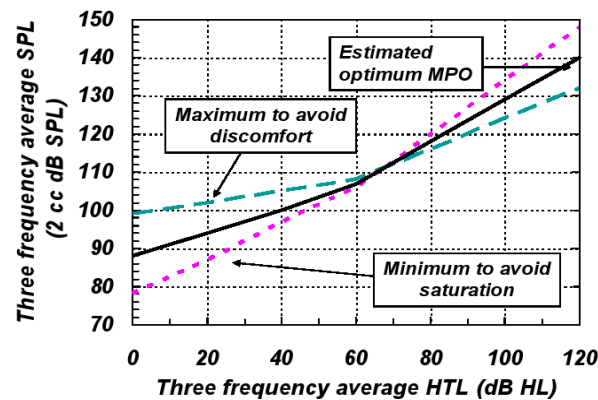
مثال: فردی 90db در یک فرکانس خاص افت دارد و شما باید 45db تقویت در نظر بگیرید تا صدا قابل شنیدن شود. یعنی اگر صدایی 60db است باید 45db اضافه شود تا 105db بشود و این فرد با این میزان کم شنوایی صدا را بشنود. حالا اگر شما آخرین خروجی سمعک را روی ۸۵ ببندید، اصلاً اجازه نمیدهد که این صدا شنیده شود. هم اعوجاج ایجاد میکند و هم محدودیت از شنیدن محدوده وسیعی از صداها را که فرد میتواند بشنود ایجاد میشود.

پس OSPL90 را اگر به صورت ناآگاهانه پایین تنظیم کنید ۳ آسیب به فرد میرسد: ۱. صدا کیفیتش را از دست میدهد، ۲. اعوجاج دارد، ۳. اجازه شنیده شدن بعضی صداها را از فرد گرفته ایم.

اگر OSPL90 خیلی بالا تنظیم شود: ۱. فرد احساس ناراحتی شنوایی کند، ۲. آسیب مجدد به شنوایی اش برسد، ۳. کیفیت سیگنال به علت هزینه و... برایش انگیزه ایجاد نکند و فرد اصلاً سمعک را دریافت نکند.

## تجویز یا تنظیم نامناسب خروجی

- وضوح صدا از بین می رود
- محرومیت از محدوده وسیع اصوات
- ایجاد دیستورشن در صدا
- محرومیت از یک صدا با محدوده فرکانسی خاص



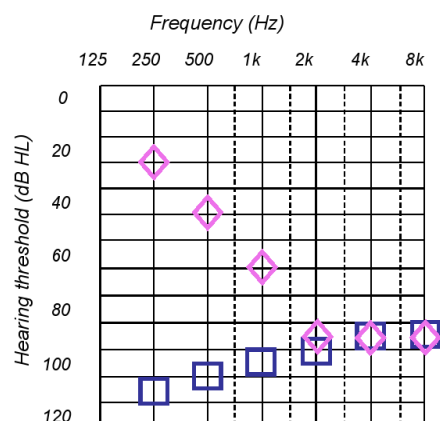
روش  $NAL-SSPL$  برای تجویز  $OSPL90$ . در این روش مقادیر، حد وسط منحنی بالاترین سطح شدتی غیر ناراحت کننده و منحنی سطح اشباع به عنوان  $OSPL90$  مطلوب در نظر گرفته می شود

توضیح شکل: روش نرم افزاری است که توسط  $NAL$  ساخته شده و  $SSPL90$  را از روی میزان افت، میتوان به صورت تخمینی و فرمولی بیان کرد. مثلاً اگر میانگین ۳ فرکانس فردی ۸۰db است، خروجی را میتوان روی ۱۲۰ بست. دیگر نیازی نیست برای هر فرد  $LDL$  گرفت و بعد به علاوه ۴ کرد و  $OSPL90$  را تنظیم کرد و ...

از افراد جامعه میانگین گرفتند و مثلاً میانگین افراد با این میزان افت  $X$ ،  $LDL$  شان  $Y$  است. از روی این جدول میشود  $LDL$  سمعک را تنظیم کرد.

$Maximum to avoid discomfort$ : حداکثر حدی است که فرد بعد از آن احساس ناراحتی شنیداری میکند.

$Minimum to avoid saturation$ : حدی است که سمعک ها قادرند آن را تولید نکنند.



Two audiograms with similar losses at 2 and 3 kHz, but different upper frequency limits of audible hearing.

توضیح شکل: دو ادیوگرام را نشان می‌دهد که در محدوده 2k به بالا تقریباً افت شنواییشان یکسان است. در محدوده فرکانس‌های پایین یکی افت کمی دارد و دیگری افت زیاد.

در این دومورد وقتی می‌خواهیم حداکثر خروجی را تنظیم کنیم، مثل هم نمیشود تنظیم کرد. در فرکانس‌های بالا میشود، اما در فرکانس‌های پایین چون یکی داینامیک رنج بهتری دارد نمیشود و در افت عمیق تر باید LDL بیشتری در نظر گرفت تا هدروم بیشتر شود.

نتیجه: میزان افت در فرکانس‌های مختلف، روی خروجی فرکانس‌های مختلف تاثیر دارد.

## انتخاب ویژگی های سمعک

ویژگی	CIC	ITC	ITE	BTE	عینکی	جیبی
راحتی گذاشتن و برداشتن سمعک	+++	+++	+++		++	+
راحتی استفاده از کنترل ها		+	++	+++	+++	+++
قابلیت دید	+++	++	+	+		
بهره و خروجی بالا			+	++	++	+++
عدم حساسیت به نویز باد	+++	++	++			
دایرکشنالیتی (میکروفون های غیر دایرکشنال)	+++	++	+	+	+	
دایرکشنالیتی (میکروفون های دایرکشنال)			+++	+++		
نیات و دوام (عدم آسیب پذیری) عملکرد				+++	+++	+++
قابلیت سازگاری با تلفن	+++	+	+	+++	+++	+
قابلیت انعطاف (برای سمعک های غیرقابل برنامه ریزی)			+	++	+	++
قابلیت انعطاف (برای سمعک های قابل برنامه ریزی)	+++	+++	+++	+++	+++	+++
راحتی تمیز کردن				+++	+++	+
جلوگیری از انسداد و قیدیک		+	++	+++	+++	+++
هرینه		+	+	+	+	+

225

-راحتی استفاده از کنترل ها: کنترل های بزرگتر، قابل لمس و ... استفاده راحت تری دارند.

-بهره و خروجی بالا: امروزه سمعک های CIC, ITC میتوانند بهره و خروجی بالا داشته باشند.

-دایرکشنالیتی میکروفن های غیر دایرکشنال: استفاده از مزایای لاله گوش در جهت یابی کمک کننده است.

-دایرکشنالیتی میکروفن های دایرکشنال: در ITE و BTE بهتر است، چون این سمعک ها بزرگتر هستند و می توانند پورت جدا داشته باشند.

-قابلیت انعطاف در سمعک های غیرقابل برنامه ریزی: به دلیل استفاده از مدارات بیشتر به علت بزرگ بودن سایز سمعک.



## فصل پنجم: ارزیابی سمعک، روش جانشینی و روش فشاری

برای ارزیابی سمعک، اینکه آخرین خروجی آن چقدر است، نویز داخلی آن به چه صورت است و ... باید دستگاهی داشته باشیم که خودش از هر لحاظی کالیبره باشد یعنی وقتی می‌گوییم با ورودی ۹۰ سمعک ما در سطح ۱۱۰ دسی بل به آخرین خروجیش رسید (max out put) باید ورودی ما واقعا ۹۰ باشد، ۸۵، ۸۹ یا ۹۵ نباشد. بنابراین نیاز است که هر بار، برای تست هر سمعک کالیبراسیون انجام بدهیم. دستگاه ارزیابی و اندازه‌گیری را کالیبره بکنیم.

برای ارزیابی سمعک بهترین روش این است که در محیط باز (free field) این کار را انجام بدهیم. تا هیچ گونه بازآوایی در کار ما اثر نگذارد، یعنی وقتی می‌گوییم ورودی ۹۰ dBSPL است و از رو به رو می‌آید، بازآوایی اطراف شدت ورودی را تغییر ندهد. ولی چون معمولا محیط‌های بازآوا در عالم واقعیت وجود دارد و محیط free field که نه نویز و نه بازآوایی داشته باشد و مخصوص کار ما هم باشد، نمیتوانیم پیدا کنیم، بنابراین از جعبه آزمون استفاده می‌کنیم.

در جعبه آزمون تا حد امکان شرایطی را فراهم کرده‌اند که نه بازآوایی داشته باشد، نه نویز بتواند روی آن تاثیر بگذارد. در جعبه آزمون، تولید کننده تن یا نویز، آمپلی فایر، بلندگو، میکروفون کنترل یا مرجع، که بتواند شدتی را که تست باکس تولید می‌کند پایش کند، به آن بازخورد بدهد، و اصول تولید صدا را در شدت‌های مناسب مشخص کند (یعنی اگر تن ۸۵ دسی بل را تولید میکند، مشخص کند که این تن الان ۸۵ است، اگر ۹۰ می‌خواهد تولید کند باید ۵ تا بیشتر باشد) وجود دارد.

کالیبراسیون به دو روش انجام میشود:

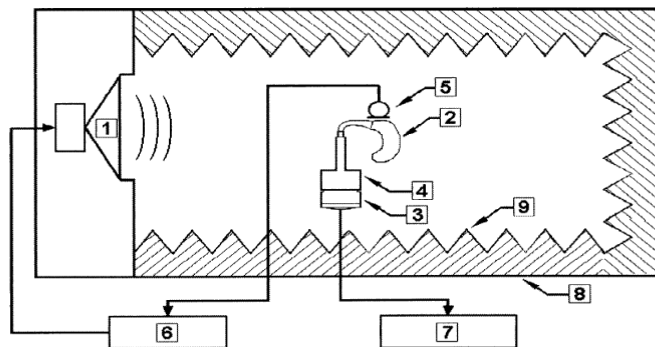
۱-روش جانشینی

۲-روش فشاری

روش جانشینی روش قدیمی تر و بهتری است، و روش فشاری روش جدیدتر و دقیق تری است، البته همه

تست باکس ها امکان انجام روش فشاری را ندارند.

۱-روش فشاری:



آنالایزر  
سمعک،  
جعبه  
آزمون

**FIGURE 36.1** Schematic representation of a hearing aid analyzer. Acoustic test signals from loudspeaker [1] are generated and controlled by signal generator/control system [6] in conjunction with reference microphone [5]. Output of the hearing aid [2] is coupled to a measuring microphone [3] and measuring system [7] by a coupler [4]. Sound-isolating enclosure [8] is lined with sound-absorbing material [9] to reduce standing waves.

80

در روش فشاری به این صورت عمل می کنیم که، در جعبه آزمون به طور همزمان سمعک، کوپلر، میکروفن

جمع کننده صدا و میکروفن کنترل، داخل دستگاه قرار می گیرند. یعنی در لحظه پایش می شود صدای ورودی به

میکروفن سمعک چقدر بوده است (توسط شماره ۵).

بعد محاسبات براساس چیزی که میکروفن کنترل نشان می دهد انجام می شود، یعنی اگر خروجی سمعک توسط میکروفن کنترل هر چقدر ثبت شد، مثلا ۱۱۰، می گوئیم این خروجی ۱۱۰ با چه ورودی بوده است؟ دقیقا ورودی همزمان و هم لحظه ای آن را که میکروفن دیگر (شماره ۵) گرفته است در نظر میگیریم، مثلا ورودی ۸۵ بوده است، با ورودی ۸۵ خروجی ۱۰۰ داشته ایم پس بهره آن ۲۵ بوده است. مثلا بلندگو از نظر خودش ۹۰ تولید میکند، ولی چیزی که مهم است و به سمعک می رسد، میکروفن برای ما مشخص می کند. در روش فشاری، همزمان سه میکروفن فعال در داخل تست باکس وجود دارد، میکروفن سمعک، میکروفن کنترل، و میکروفن ارزیابی.

میکروفن سمعک و میکروفن کنترل، ورودی یکسانی می گیرند، و میکروفن ارزیابی صدای تولید شده توسط سمعک در داخل محفظه کوپلر را ثبت می کند.

چرا کوپلر را به محفظه سمعک اضافه می کنیم؟ برای معادل سازی با گوش فرد.

البته کوپلر نمی توانند این کار را به خوبی انجام دهد، چرا؟

چون میزان حجمی که بین قالب گوش، پرده گوش و گوش میانی هست، نسبت به حجمی که کوپلر نشان می دهد، مقداری کمتر است. در افراد بزرگسال چیزی حدود ۱،۲ تا ۱،۳ از حجم باقی می ماند در گوش، در حالی که در کوپلر حجم ۲ سی سی را نشان می دهد. حجم بیشتر یعنی شدت کمتر، بنابراین چیزهایی که کوپلر نشان می دهد، همیشه نسبت به دنیای واقعی روی گوش یک مقدار برحسب فرکانس مختلف و متفاوت است. (بیشترین تفاوت در فرکانس های بالا دیده می شود).

در روش فشاری، اگر در محیط باز این کار را انجام دهیم، فاصله بلندگو تا آن قسمتی که قرار است کار ارزیابی را انجام دهد، و میکروفن و سمعک را قرار دهیم باید چیزی حدود ۰،۵ تا ۲ متر باشد.

قرار گرفتن دهانه میکروفن کنترل و سمعک نسبت به هم باید چیزی حدود  $5 \pm 3$  میلی متر باشد.

اگر سمعک دایرکشنال باشد، کدام دهانه میکروفن را باید روبه رویش قرار دهیم؟

برای میکروفن های دایرکشنال ابتدا باید فاصله بین دو پورت میکروفن را پیدا کنیم. در حالت عادی این دو تا حدود  $12 \pm 2$  میلی متر از هم فاصله دارند. باید طوری سمعک را قرار دهیم که وسط فاصله بین ۲ پورت میکروفون سمعک رو به روی میکروفن قرار دهیم.

پس در روش فشاری همزمان میکروفن مرجع (کنترل) و میکروفن ثبت (ارزیابی) هر دو فعال هستند، یکی زیر کوپلر وصل می شود و یکی رو به روی میکروفن سمعک قرار میگیرد و ورودی سمعک را می سنجد. پس همزمان هم ورودی و هم خروجی را می سنجیم. اختلاف این دو می شود عملکرد سمعک.

اما همیشه این امکان وجود ندارد که دو میکروفن به طور همزمان فعال باشند.

## ۲- روش جانشینی

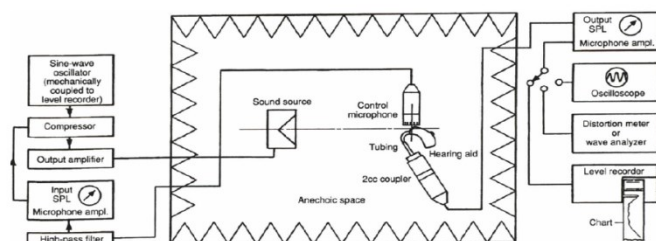


Figure 35.31. Fundamental hearing aid measurement system. (Adapted from Donnelly K (1974) Interpreting hearing aid technology. Springfield, IL: Charles C Thomas.)

به این صورت است که، در دستگاه تست باکس یکبار میکروفن ارزیابی، میشود میکروفن مرجع و سمعک در جای خودش قرار میگیرد، و سمعک توسط کوپلر به میکروفن دیگری به اسم میکروفن دروغین وصل می شود (یعنی میکروفن نیست چیزی شبیه میکروفن است که فقط حجم میکروفن را بازسازی میکند. بخاطر اینکه این فضاها در اصل در کالیبراسیون نقش دارند. فضای جای میکروفون اگر خالی باشد، ممکن است در کالیبراسیون تاثیر داشته باشد، بنابراین سمعک را با کوپلر و میکروفن دروغین و میکروفن مرجع قرار می دهند).

یکبار صدای ورودی ارائه می شود، میکروفن مرجع آن را ثبت و اصلاح می کند و دفعه بعد که اصلاح کرد، جای دو میکروفن عوض می شود (سمعک سر جایش است) میکروفن مرجع در جای میکروفن دروغین قرار می گیرد و میکروفون دروغین جای میکروفون مرجع قرار می گیرد، چه اتفاقی می افتد؟

ارزیابی صدای ورودی و صدای خروجی سمعک همزمان صورت نمی گیرد. یکبار صدای ورودی ارزیابی می شود، مثلاً ۹۰ را در همه فرکانس ها می فرستیم، بعد خروجی ها را اندازه می گیریم، در بعضی از زمانها از ۹۰ کمتر و در بعضی، از ۹۰ بیشتر ثبت می شود و در بعضی هم، همان ۹۰ ثبت می شود.

دفعه بعد دستگاه دو کار انجام می دهد، می تواند همان ورودی هایی را که اول فرستاده بود، دوباره بفرستد، ولی در محاسباتش از نتایجی که میکروفن ارزیابی ثبت کرده است استفاده کند، یا خودش را اصلاح کند دفعه بعد مثلاً جایی که کمتر از ۹۰ ثبت شده است مثلاً ۸۶ بار دوم ۹۰ می فرستیم که همان ۹۰ ثبت شود)

پس به ۲ روش می تواند عمل کند، یکی اینکه همان ورودی را بفرستد، فقط اصطلاحات را در محاسباتش انجام دهد، یعنی به جای اینکه همه را ۹۰ در نظر بگیرد، رسیده های صدا به میکروفن ارزیابی را در نظر بگیرد و آنها را در محاسبات اعمال کند.

یکی دیگر اینکه اول اصلاح بکند، یعنی خروجی که می دهد دقیقاً به اندازه ی آن کم و زیاده ها، کم و زیاد کند (همان ابتدا). میزان صدای رسیده به میکروفن دقیقاً در فرکانس های بالا، ۹۰ باشد.

نتیجه کار خیلی فرقی نمی کند، چون همه محاسبات را خود دستگاه انجام می دهد، ولی معمولاً به این روش عمل می کند که خودش را اصلاح کند یعنی صدا را کم و زیاد میکند که دقیقاً آن چیزی که دریافت می شود ۹۰ باشد.

پس یکبار در تست باکس فقط میکروفن ارزیابی وجود دارد، و سمعک بدون وصل شدن به هیچ میکروفن اصلی (فقط ماکتی از میکروفن) سرچایش در کوپلر قرار می گیرد و صدا روی شدت ۹۰ در همه فرکانس ها پخش می شود، امکان ارزیابی، توسط میکروفن ارزیابی وجود دارد، صدا را می گیرد و برگشت می دهد به سیستم و مشخص میکند چقدر کم و زیاد داشته، بعد سیستم خودش آن را اصلاح می کند، دفعه بعد با آن کم و زیادهای صدا را می فرستد، که صدایی که به میکروفن ارزیابی می رسد ۹۰ باشد. صدا که ۹۰ باشد، جای دو میکروفن (یعنی میکروفن اصلی و دروغین) عوض میشود. سمعک و میکروفن، باید دوباره سر جای خودشان قرار بگیرند روش جانشینی خیلی حساس است، بنابراین در روش جانشینی باید سمعک را که بر می داریم تا جای میکرفن ها را عوض کنیم، باید دوباره سمعک را در جای اول خودش بگذاریم.

اگر میکروفن دروغین از اول نباشد و فقط میکروفون ارزیابی، یکبار مرجع باشد و یکبار ارزیابی، به این روش جانشینی گفته می شود.

اگر میکروفن دروغین هم باشد به آن روش جانشینی معادل می گویند.

خیلی باهم فرق ندارند. در اصل روش، روش جانشینی است. یعنی میکروفن یک عدد است، یکبار کار کالیبراسیون و ارزیابی را انجام می دهد و یکبار کار ارزیابی سمعک را انجام می دهد و خروجی سمعک را می سنجد.

- کدام روش (فشاری یا جانشینی) ارزشمند است؟

در کتاب ها می گویند اساسی ترین و قدیمی ترین روش، روش جانشینی است. اما به دلایلی فشاری بهتر است، چون فشاری تغییرات ندارد.

- کوپلر HA1 را برای سمعک های داخل گوشی استفاده می کنیم و HA2 را برای سمعک های پشت گوشی و جیبی استفاده می کنیم.

- چه فاکتورهایی را می خواهیم ارزیابی کنیم؟

مواردی را که در ارزیابی عملکرد سمعک می سنجمیم: خروجی، بهره، پاسخ فرکانسی سمعک، نویز داخلی سمعک، میزان مصرف جریان باتری، عملکرد تله کوئل در صورتی که سمعک تله کوئل داشته باشد، ارزیابی attack time و rise time سمعک های تراکمی (اینکه سمعک در چند میلی ثانیه وارد یا خارج از تراکم میشود)

.Distortiontotal harmonic

خروجی:

برای اینکه سمعکی را سنجش کنیم، باید یکسری شرایط استاندارد محیطی را هم رعایت کنیم؛ مثل درجه حرارت محیط، فشار هوا، رطوبت هوا. درجه حرارت محیط باید ۶۴ تا ۸۲ درجه فارنهایت باشد (حدودا ۱۸ تا ۲۸ درجه سانتی گراد) از لحاظ رطوبت، باید رطوبت هوا کمتر از ۸۰ درصد باشد. فشار هوا باید بین ۶۱۰ تا ۷۹۵ میلی متر جیوه باشد. (فشار هوا کنار دریا ۷۶۰ میلی متر جیوه است)

فاکتورهای مربوط به خود سمعک؛ ۱- باتری مورد استفاده حتما باید تازه باشد، ۲- از لحاظ پاسخ فرکانسی، سمعک هیچ گونه فیلتر فعالی نداشته باشد، پاسخ فرکانسی سمعک تا انتها باز باشد.

گفتار دو بخش دارد. بخش اول بین ۳۰۰ تا ۵۰۰۰ هرتز است و اصل گفتار میباشد و کسی که شنوایی ۵۰۰ تا ۲۵۰۰ داشته باشد، ۷۰ درصد گفتار را دریافت میکند و میفهمد. زیر ۳۰۰ و بالای ۵۰۰۰ هرتز در درجه دوم قرار میگیرد.

تجويز سمعکى موفق است که فاصله بين ۵۰۰ تا ۳۰۰۰ يا ۴۰۰۰ تقويت گردد. زیر ۳۰۰ هرتز خيلى کارايى ندارد. چون نويز بيشتر در اين محدوده است، چه نويز محيطى چه داخل سمعک، و انرژى و ولتاژ بيشترى صرف ميشود. اما دليل اصلى پوشش بالارو فرکانسهاى پايين است.

بعد از تجويز سمعک نياز به تاييديه داريم، براى اين کار بايد بفهميم:

۱- صدای ضعيف براى فرد کم شنوا قابل شنيدن شده، اما هنوز ضعيف است و صدا را در حد آستانه ميشنود.

۲- صدای متوسط قابل شنيدن است و مانند فرد طبيعى متوسط ميشنود و صدا را در حد mcl ميشنود.

۳- صدای بلند قابل شنيدن است و آزار دهنده نيست و صدا را از Ucl ميشنود.

به دو روش موارد بالا را ميتوان بررسى کرد:

## ۱- استفاده از تست هاى رفتارى ۲- Real Ear Measurement

همانطور که قبلا گفته شد براى تعيين اعداد بهره و خروجى از فرمول تجويزى که براساس آستانه يا فوق آستانه بود استفاده ميکرديم. حال ميخواهيم بدانيم وقتى سمعک روى گوش است آيا عملا همان عملکردى را دارد که از فرمول ها انتظار داريم.

### ۱- تست رفتارى (functional gain) يا تعيين بهره عملکردى

براى صداهاى ضعيف، SRT با سمعک بايد در حد آستانه هاى فرد قرار بگيرد. mcl با سمعک را بايد در حد افراد معمولى دريافت کند و نيازى به بالا بردن يا پايين آوردن صدای گوينده نباشد. و نهايتا صداهاى بلند، آزار دهنده نباشد.

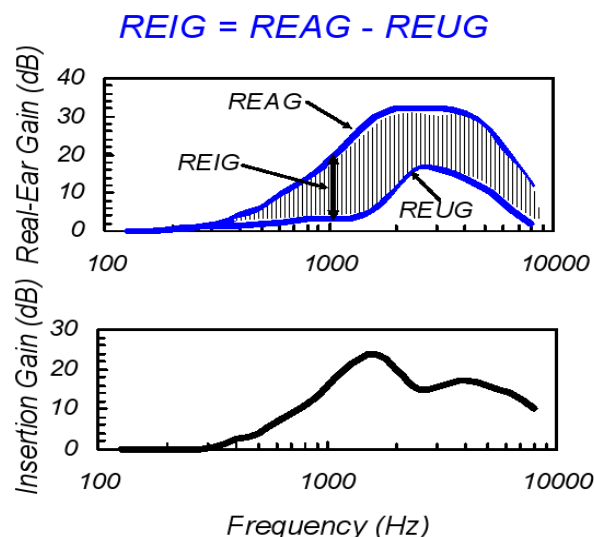
Functional gain (FG): اختلاف آستانه هاى اديومتري با سمعک و بدون سمعک است. که از روش هاى کارهات بوده تا از بين ۴ سمعک، مورد مناسب را پيدا کند.

$$FG = \text{aided Threshold} - \text{unaided Threshold}$$



## فصل ششم: اندازه گیری های گوش واقعی

گوش افراد با توجه به مجرا و لاله گوش از لحاظ شکل و حجم و قرار گیری پرده تمپان، فرکانس رزونانس متفاوتی دارد. با میانگین گیری از افراد جامعه متوجه شدند گوش تا فرکانس ۱۰۰۰-۲۰۰۰ تأثیری روی صدا ندارد، ولی در فرکانسهای میانی تقویت انجام میدهد.



مناطق هاشور خورده در شکل بالا، میزان بهره الحاقی را نشان می دهد. در شکل پایین، منحنی بهره الحاقی به صورت جداگانه نشان داده شده است

توضیح شکل: شکل بالا، منحنی پایین، وضعیتی است که گوش افراد دارد. میانگین بیشترین تقویت فرکانسی در آقایان ۲۷۰۰ و در خانم ها ۲۵۰۰ می باشد. و در بچه ها متفاوت است.

گوش صداها را flat به مغز ارسال نمی کند. وقتی صدای flat ۶۰ دسی بل به گوش ارسال می کنیم، در گوش در قسمت فرکانس های میانی تقویت صورت می گیرد تا مغز آن را flat دریافت کند. اما اگر خصوصیت رزونانس گوش حذف شود و صدا flat به مغز ارسال شود مغز آن را flat تفسیر نمی کند.

فرد بدون سمعک، در بعضی از فرکانسها گوشش تقویت انجام میدهد که با گذاشتن سمعک این عمل از بین میرود.

بعضی روش های فرمولی، میزان بهره های اضافه شده به آستانه ها را برای سمعک تعیین میکردند. اما تمام این تقویت ها برای افراد قابل دریافت نیست، چون فرد قبلا در بعضی از فرکانسها تقویت دریافت میکرد و تقویت سمعک به میزان Insertion gain (بهره الحاقی) میباشد. (تفاوت دو منحنی در شکل بالا (اول))

با گذاشتن سمعک روی گوش حتی خاموش، تقویت رزونانسی گوش از بین رفته و دچار افتی به نام افت الحاقی (Insertion Loss) میگردد. سمعک ابتدا باید افت الحاقی را جبران کند و تقویت مازاد بهره الحاقی است.

وقتی با Real Ear Measurement (REM) کار میکنیم باید دقت کنیم پاسخ فرکانسی و بهره سمعک را میبینیم یا پاسخ فرکانسی و بهره الحاقی. بعضی از فرمولها مثل Nal و Dsl بر اساس بهره سمعک (aided) کار میکنند و بعضی بر اساس بهره الحاقی.

هنگام مقایسه اعداد فرمولی با اعداد عملی (بهره ها) که از سمعک روی گوش فرد بدست می آوریم، باید هردو عدد فرمولی و عملی یک جنس باشند، یا هردو بهره الحاقی باشند یا هردو بهره aided باشند. نرم افزار به ما نشان میدهد که از چه نوع فرمولی استفاده کرده است.

## ۶-۱. بهره گوش واقعی با سمعک

همانطور که در بررسی سمعک با کوپلر صدایی را flat میفرستادیم و بعد خروجی سمعک را در فرکانسهای مختلف بررسی میکردیم که چقدر به صدای اولیه اضافه شده، روی گوش هم همین کار را انجام میدهیم. دستگاه ارزیابی داریم که روی گوش فرد قرار میگیرد. این دستگاه شامل ۲ میکروفون است. یکی میکروفون کنترل میباشد، که روی لاله گوش فرد قرار میگیرد. اگر سمعک پشت گوشی باشد، زیر لاله گوش قرار میگیرد و میکروفون دوم میکروفون probe tube است، که تیوب نازک به آن وصل شده و داخل مجرای گوش فرد، نزدیک پرده تمپان قرار میگیرد و صدای تحویلی سمعک نزدیک تمپان را ثبت میکند. میخواهیم بدانیم صدای سمعک نزدیک پرده تمپان چقدرش دریافت میشود. یک بلندگو روبروی فرد قرار میگیرد، که صداهایی با فرکانسهای مختلف را به صورت warble یا شبه گفتاری یا بصورت نویز تولید میکند. چرا Warble؟ چون اگر صوت خالص بدهیم، سمعکی که مجهز به مدار کنترل فیدبک است آنرا ممکن است فیدبک تفسیر کند و عملکرد اصلی سمعک را در آن فرکانس به ما نشان ندهد.

فرد روی صندلی راحت نشسته، در محیطی که نویز زمینه کم باشد. زیر ۳۰ dbA (واحد نویز در شنوایی شناسی صنعتی) بازآوایی وجود نداشته باشیم و در حدود ۱ متر کل فضای اطراف فرد خالی باشد و در حد امکان دیوارها جاذب صوت باشند. میکروفون ها را به گوش فرد وصل میکنیم و بلندگورا در فاصله ۳۰ یا ۴۰ سانتیمتری یا

۱۲ اینچی یا یک متری (فاصله برحسب نوع دستگاه) در زاویه ۴۵ درجه گوشی که می‌خواهیم تست کنیم قرار می‌دهیم.

بهترین حالت بلندگو زاویه صفر درجه است، ولی در این مکان کوچکترین حرکات سر مریض باعث تغییر پاسخ فرکانسی میشود به همین دلیل قابل قبول نیست.

اگر زاویه ۹۰ درجه و دقیقاً روبه روی گوش فرد باشد، پاسخ‌ها کاملاً قابل قبولند اما در محیط واقعی کاربردی ندارند، چون سمعک صدا را از رو به رو دریافت میکند.

## ۲- حالت بررسی داریم:

۱- فرد وقتی نشست سمعک را روی گوشش گذاشته روشن میکنیم و در حالتی که همیشه استفاده میکند می‌گذاریم و صدا را برای فرد پخش میکنیم.

۲- سمعک روی گوش نیست و تنها خود گوش بیمار را بررسی میکنیم.

برای پاسخ‌های unaided (بدون سمعک) از ورودی ۶۰ استفاده میکنیم. وقتی ۶۰ را با بلندگو می‌فرستیم میکروفون کنترل لحظه به لحظه صدای دریافتی را بررسی میکند که آیا ۶۰ هست یا نه؟ اگر کم‌تر یا بیشتر از ۶۰ باشد اصلاحیه در نظر می‌گیرد.

مثلاً بلندگو ۶۰ فرستاده و میکروفون کنترل ۷۰ دریافت کرده و میکروفون ثبت که پروب تیوب به آن وصل است ۹۰ ثبت کرده است. در اینجا ۳۰ تا تقویت صورت نگرفته بلکه ۲۰ تا تقویت داریم چون میکروفون کنترل به جای ۶۰ عدد ۷۰ را دریافت کرده و  $20 = 90 - 70$

- برای بررسی اکثر سمعک‌های امروزی از سه ورودی ۵۰ و ۷۰ و ۹۰ dbSpl به صورت جاروب فرکانسی استفاده میکنیم. برای بررسی صداها ضعیف و متوسط و بلند در سمعک.

به آستانه‌هایی که در فرکانسهای مختلف با سمعک بدست می‌آوریم، پاسخ فرکانسی با سمعک می‌گوییم. (Real Ear aided Response)

اگر میزان ورودی را از پاسخ فرکانسی با سمعک، که میکروفون پروب تیوب ثبت کرده کم کنیم، بهره گوش واقعی با سمعک بدست می‌آید.

( Real Ear Aided Gain= in-situ gain) ear transmission gain

که از این روش در NAL-NL1,2 و DSL استفاده میشود. و باید حواسمان باشد، زمانی که از این فرمول ها استفاده میکنیم، اعداد بدست آمده را با منحنی Real Ear Aided Gain مقایسه کنیم نه Insertion gain.

سمعک Real Ear Aided Gain را تولید میکند، ولی چون قبلا گوش تقویت در فرکانس رزونانس داشته، مقداری از تقویت کسر میشود.

**\*نکته مهم: بهره واقعی سمعک Real Ear Aided Gain است نه Insertion gain و خروجی واقعی سمعک Real Ear aided Response میباشد.** (نکته ای که در تجویز سمعک، به خصوص در کودکان، باید به آن توجه کرد)

Insertion gain همیشه مقدار کمتری را به ما نشان میدهد. چون تقویت رزونانس گوش از آن کم میشود و کارایی سمعک را نشان میدهد. اما سمعک مقدار بیشتری تولید میکند و چیزی که بیمار با سمعک میشنود Real Ear Aided Gain است تا هم کارایی اش را نشان دهد و هم رزونانس طبیعی گوش را که از بین برده جبران کند و در محاسباتمان همیشه باید Real Ear Aided Gain را در نظر بگیریم. بهره الحاقی قراردادی است و واقعی نیست.

**بهره الحاقی چیست؟ تفاوت بهره گوش واقعی با سمعک با بهره گوش واقعی بدون سمعک.**

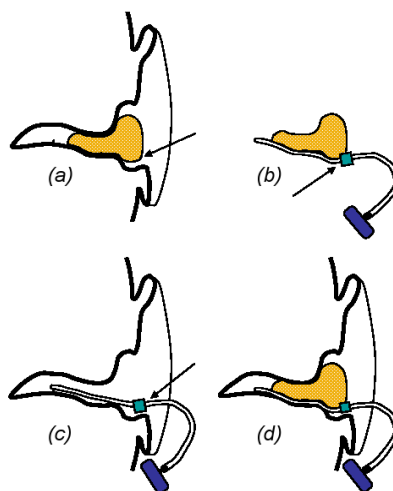
برای ثبت پاسخ خوب، عمق قرار گیری پروب تیوب مهم است. پروب تیوب اگر در ۳ تا ۵ میلی متری پرده گوش قرار بگیرد بهترین جایگاه را دارد. اگر جلوتر یا عقب تر باشد، کارایی لازم را ندارد.

اگر بعد از قرار گیری پروب تیوب، پاسخ بدون سمعک در فرکانسهای پایین flat، در فرکانسهای میانی تقویت شد، و در ۸۰۰۰ هرتز به ۰ رسید جایگذاری درست بوده. اما اگر در ۸۰۰۰ هرتز به ۰ نرسید، به پرده گوش رسیده است و اگر قبل ۸۰۰۰ هرتز به ۰ رسید، یعنی به جایگاه اصلی خود هنوز نرسیده است.

- از روی منحنی Unaided میتوان محل قرار گیری پروب تیوب را بررسی کرد.

روش ساده تر برای جایگذاری درست پروب تیوب: طبق استاندارد در آقایان ۳ سانتیمتر وارد گوش شود و در خانم ها ۲/۵ سانتیمتر و در بچه ها ۱/۸-۲ سانتیمتر. روی پروب تیوب ها معمولا یک مارکر قرار دارد. با خط کش فاصله دلخواه را از نوک تیوب تا مارکر مشخص میکنیم و مارکر باید در شیار بین تراگوسی قرار بگیرد.

روش دیگر: سمعک داخل گوشی یا قالب سمعک پشت گوشی را به دست میگیریم به اندازه ۵ میلیمتر بیشتر از نوک کانال قالب که در گوش میرود شلنگ پروب تیوب را قرار میدهم. مارکر شلنگ را انتهای سمعک یا قالب قرار میدهم.



نحوه قرارگیری میکروفون پروب تیوب برای اندازه گیری بهره الحاقی، (a) نشان کردن مکان قرارگیری پروب تیوب در کانال گوش، (b) نشانه گذاری روی پروب تیوب، (c) اندازه گیری پاسخ REUR، (d) اندازه گیری پاسخ REAR

چرا ۵ میلی متر جلوتر؟ چون به اندازه واقعی شدت صدا در کانال گوش نزدیکتر هستیم. اگر همان نوک سمعک بگذاریم بیشترین صدایی که از رسیور میرسد دریافت میشود و اندازه ها واقعی نخواهند بود.

-سوال: جایگاه قرارگیری تیوب بر پاسخ های aided تاثیر میگذارد یا insertion gain؟

پاسخ: برای ثبت insertion gain تفاوت unaided را با aided می سنجیم که هر دو در یک موقعیت پروب تیوب سنجیده می شوند، چه جایگاه پروب تیوب اشتباه باشد و چه درست. بنابراین بهره الحاقی که حاصل تفریق این دو مورد است به واقعیت نزدیک تر است (هرچند که بد گذاشتن پروب تیوب بر روی بهره الحاقی هم تاثیر اندکی خواهد گذاشت) اما بر روی aided gain تاثیر بسیار بیشتری می گذارد و هرگونه جایگذاری بد پروب بسرعت مشخص می شود.

## ۶-۲. عوامل موثر بر اندازه گیری گوش واقعی

- پروب تیوب به علت نازک بودن تیوب و کم بودن قطر مجرای تیوب، عبوردهی فرکانس های بالا را دچار مشکل می کند و رزونانس های خاصی برای خودش ایجاد می کند. که معمولا تاثیر پروب تیوب بر روی پاسخ فرکانسی به ۲ صورت اصلاح می شود: ۱- شرکت ها بصورت نرم افزاری اصلاحات لازم را انجام می دهند، ۲- در حین کالیبراسیون از روی اختلاف دریافتی و پرداختی پروب تیوب متوجه می شویم که پروب تیوب چه فرکانس هایی را به درستی تقویت نمی کند. اما مورد دوم به علت اینکه اثرات کانال و لاله گوش را اضافه می کند، به درستی نمی تواند تشخیص دهد که این تغییرات به علت رزونانس پروب تیوب است یا رزونانس گوش. پس اصلاحات اصلی توسط شرکت ها اعمال می شود.

- جرم کانال: هرچه حجم جرم گوش از لحاظ پر کردن طول مجرا بیشتر باشد عبوردهی فرکانس های پایین دچار مشکل می شود و هر چه جرم قطر (فوقانی-تحتانی) بیشتری از مقطع عرضی کانال گوش را اشغال کند، عبوردهی فرکانس های بالا دچار مشکل می شود.

در کار با REM جرم گوش بیشتر به علت مسدود کردن نوک تیوب مشکل ایجاد می کند.

-نویز زمینه: باید تا حد امکان کم و در حدود ۳۰ دسی بل A باشد.

نکته: دستگاه های REM معمولا یک فیلتر low cut دارند که فرکانس های بالا را بهتر عبور می دهند و خود به خود مقداری از نویز های فرکانس پایین را حذف می کند و چون معمولا در شدت های بالا کار می کنیم تاثیر نویز زمینه کمتر می شود.

dbA چیست؟ یک سری اصلاحیه که بر روی سطح نویز زمینه در محیط های صنعتی قرار داده اند و آن را به عنوان 0dbA قرار داد کرده اند، به این صورت که بطور مثال در فرکانس ۲۵۰ تا ۴۰ دسی بل نویز را غیر آسیب رسان در نظر گرفته و ۰dbA قرار داده اند. در واقع spl های اصلاح شده ی متفاوتی از HL می باشد.

nHL: برای محرک تن برست و بیشتر برای محرک کلیک استفاده می شود. کلیک یک موج مربعی، ۱۰۰ میکروثانیه ای است که وقتی از بلندگو ارائه می شود کل حلزون را تحریک می کند و اوج تحریکش در محدوده ۱۰۰۰ تا ۴۰۰۰ هرتز است. محرک کلیک از نظر spl شدتی دارد، که متفاوت از تن خالص است و با میانگین گیری از افراد نرمال جامعه به یک صفر نسبی رسیده اند و برابر با dbnHL قرار داده اند. معمولا به علت دیوریشن کوتاه تر کلیک و تن برست که کمتر از ۲۰۰ میلی ثانیه است، آستانه ها حدود ۱۰ db بدتر از آستانه های HL می شود.

-اشباع سمعک: برای سمعک هایی که زودتر به اشباع می رسند، در اندازه گیری های REM ممکن است پاسخ های واقعی بدست نیاوریم. پس سمعک نباید در سطح اشباع تست شود و با ورودی های پایین تر تست صورت میگیرد.

-زاویه قرارگیری بلندگو: زاویه بلندگو باید ۴۵ درجه باشد.

-آیا زاویه قرارگیری بلندگو بر روی عملکرد سمعک ها تاثیر دارد یا خیر؟

در سمعک های CIC چون سمعک میکروفون دایرکشنال ندارد، معمولا زاویه تاثیر زیادی روی پاسخ های CIC ندارد. ولی بقیه سمعک هایی که میکروفون دایرکشنال دارند، زاویه قرارگیری بلندگو بر روی پاسخ ها تاثیر می گذارد که البته از ۰ تا ۴۵ درجه تاثیر کمتری می گذارد. اما تغییر زاویه بلندگو یک تاثیر عمده بر روی همه سمعک ها دارد، (تاثیر بر real ear aided gain دارد ولی بر insertion gain ندارد) تغییر زاویه از صفر تا ۴۵ باعث تغییر پاسخ دهی میشود به علت تجمع انرژی در اطراف لاله گوش در فرکانس های بالاست.

### ۳-۶. مزایا و معایب functional gain و real ear measurement

تست های سابجکتیو: به همکاری بیمار نیازمندیم.

تست های آجکتیو: به همکاری بیمار نیازی نیست. از جمله تست های آجکتیو که نیاز چندانی به همکاری بیمار ندارد: تمپانومتري، OAE، ABR، REM.

دو نشانه عمده برای تشخیص فرد ممتارض از بیمار واقعی: کسی که کم شنوایی واقعی دارد سعی می کند در حد امکان در پاسخ دهی با ما همکاری کند. اما فرد ممتارض تا جایی که می تواند سعی می کند نشان دهد که کاملا نمی شنود و مرتبا از ما می خواهد که جملاتمان را تکرار کنیم. گفتار فردی که صحبت می کند هم کمک کننده است. فردی که واقعا نشنود حتی جمله " ها؟! چی گفتی؟! " را هم با لحن متفاوتی بیان می کند که قابل توجه است.

در ارزیابی آجکتیو، بدون دخالت فرد بهره سمعک را محاسبه میکنیم. در ارزیابی های سابجکتیو با همکاری بیمار بهره سمعک را محاسبه میکنیم، بهترین کار محاسبه بهره عملکردی است که معمولا با free field تست می شود، اگر فرد دو سمعک داشته باشد باید سمعک غیر آزمایشی خاموش باشد.

برای بهره‌ی عملکردی، یک بار آستانه‌های free field بدون سمعک را بدست می‌آوریم و بعد با سمعک روشن آستانه‌های با سمعک را بدست می‌آوریم. تفاوت این دو بهره سمعک می‌شود که با عدد insertion gain برابری می‌کند.

-سوال: عددی که functional gain به ما می‌دهد مساوی با real ear Aided gain است یا real ear insertion gain؟

پاسخ: آستانه‌گیری بدون سمعک همان پاسخ خود گوش است و آستانه‌گیری با سمعک می‌شود Aided response و تفاوت این دو می‌شود insertion gain.

اما در حالت آبجکتیو بهره‌ی الحاقی را می‌سنجیم. یعنی یک بار پاسخ‌های Aided و یکبار پاسخ‌های unAided را بدست می‌آوریم و اختلاف این دو insertion gain می‌شود یعنی بهره‌ای که سمعک به گوش این فرد اضافه می‌کند.

-بهره‌ای که سمعک اضافه می‌کند insertion gain است و چیزی که فرد می‌شنود Aided gain. تفکیک این دو از هم بسیار مهم است، از این جهت که بدانیم میزان Aided gain و insertion gain چقدر بوده و بهره‌ی اضافی که به فرد دادیم چقدر بوده است.

مزایا برای بهره‌ی الحاقی یا insertion gain که به صورت آبجکتیو بدست می‌آید:

۱- دقت بالاتر از این نظر که دستگاه اشتباه نمی‌کند و معیار ثابتی دارد. عوامل مختلف بسیاری هستند که بر روی پاسخ‌های فردی اثر دارد که روی دستگاه تاثیر ندارد.

۲- در مدت زمان کمتری قابل انجام است؛ به خصوص در مورد اطفال.

۳- اطلاعات مربوط به همه فرکانس‌ها را دارد و فقط محدود به فرکانس‌های اکتاوی نیست؛ یعنی مثل دیجیتال کردن باعث می‌شود که پیوستگی را گسسته کنیم و قسمت‌های میانی را که نمونه نگرفتیم، از دست بدهیم. در روش سابجکتیو، نمونه‌هایمان کم است و قسمت‌های میانی را ارزیابی نمی‌کنیم. در بهره‌ی الحاقی با این که همه‌ی فرکانس‌ها را ارزیابی می‌کنیم، ولی باز هم فرکانس‌هایی بین آنها وجود دارد که ما آن را بررسی نمی‌کنیم. ولی چون تعداد فرکانس‌هایی که بررسی می‌کنیم نسبت به سابجکتیو خیلی بیشتر است می‌گوییم همه‌ی فرکانس‌ها را بررسی کرده ایم. مثلاً دستگاه فرکانس ۱۰۲۰، ۱۰۰۰، ۱۰۱۰ و... را می‌فرستد، چون عدد فرکانس‌های ارسالی بهم نزدیک است، می‌گوییم انگار همه‌ی فرکانس‌ها را بررسی کرده ایم. در آبجکتیو پاسخ به صورت swipe همه فرکانس‌ها را می‌فرستد ولی در سابجکتیو تک تک، فرکانس خاصی انتخاب و ارسال می‌شود.



۴- در محدوده وسیعی از شدت های ورودی قابل انجام است؛ علت این است که وقتی functional gain می گیریم معمولا فقط آستانه را پیدا می کنیم و به بیمار می گوییم هر وقت با سمک شنیدی به من بگو یا مثلا می گوییم من صحبت میکنم چه موقع برایت راحت تر است در موقع MCL گرفتن، که فردی است و در افراد مختلف متفاوت است. ولی در سمک می توانیم شدت ۵۰، ۷۰، ۹۰ را ارائه می کنیم در این شایط ما شدت های مختلف را ارائه کرده و پاسخ خروجی را ثبت می کنیم. بسته به ورودی های مختلف، خروجی سمک در همه فرکانس ها بدست می آید

۵- تحت تاثیر مسکینگ قرار نمیگیرد.

سوال: چرا REM تحت تاثیر مسکینگ قرار نمی گیرد؟ چون ما فقط تا پرده تمپان را نیاز داریم یا همان فشار صوتی گوش در داخل مجرای گوش. SPL صدا را در مجرای گوش می سنجیم، کاری به حلزون نداریم. یک صدا با بلند گو می فرستیم و با یک میکروفون در مجرای گوش کار ثبت را انجام می دهیم در واقع مهم میکروفون است که چه فشار صوتی را شنیده است و عملکرد سیستم گوش فرد برای ما مهم نمی باشد

۶- هنگام انجام اندازه گیری ها بیمار فقط باید بی حرکت باشد و به انجام کار دیگری نیاز نیست.

در ۸۰ درصد موارد gain ای را که نرم افزار می دهد با نیاز بیمار مطابقت ندارد، به چند علت: ۱- وضعیت گوش افراد یکسان نیست، ۲- قالب ها استاندارد نیست، تیوب و هوک های مورد استفاده استاندارد نیست. در کل چیزی که نرم افزار تنظیم می کند مطابق با میانگین و استاندارد جامعه است ولی چیزی که ما تنظیم می کنیم برای یک فرد خاص است به همین دلیل سمک را باید تایید نهایی کنیم یا verification.

محدودیت ها و مزایای بهره ی عملکردی:

محدودیت ها:

۱- اعتبار ندارد؛ عواملی که در آن دخیل اند زیاد است، مخصوصا عوامل فردی مثل هوش، انگیزه، توانایی فرد در پاسخ به صداهایی که ما می فرستیم.

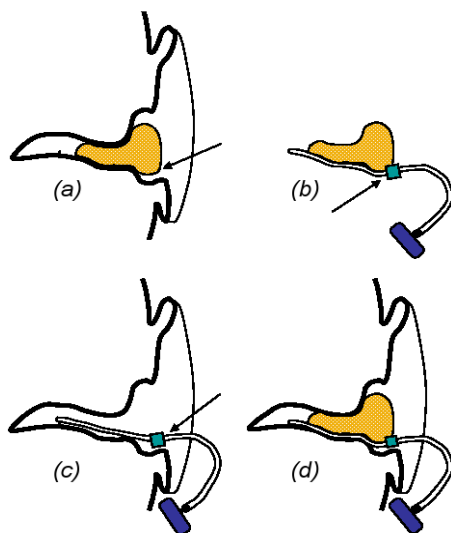
۲- عدم امکان بررسی عملکرد سمک در شدت های مختلف

۳- تاثیر نویز داخلی و خارجی بر آستانه های با سمک

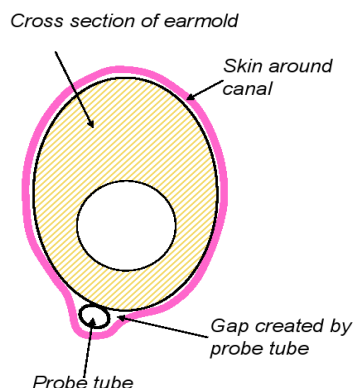
مزایا:

-وقتی بهره ی الحاقی را می سنجیم،با توجه به ورودی های سمعک،خروجی های مختلفی را هم بدست می آوریم.ولی در اینجا خیلی از شدت ها را قادر به ارزیابی نیستیم.همچنین در این افراد که بهره ی عملکردی را می سنجیم فقط عملکرد سمعک سنجیده نمی شود،عملکرد دستگاه شنوایی با سمعک سنجیده می شود به این معنی که این سمعک روی این سیستم شنوایی چگونه کار می کند این موضوع در افراد کم شنوای عمیق بسیار مهم است.

-در مواردی هم به دلیل وجود پروب میکروفن در مقطع عرضی کانال گوش که کنار سمعک در داخل گوش قرار می گیرد(به منظور جمع آوری صدای رسیور سمعک)یک فضایی بین پوست مجرا و سمعک ایجاد می شود این فضا می تواند باعث برگشت صدای سمعک شود و باعث می شود که سمعک سوت بکشد و فیدبک داشته باشد در این موارد بهتر این است که به جای functional gain.REM یا بهره ی عملکردی را بدست آوریم.



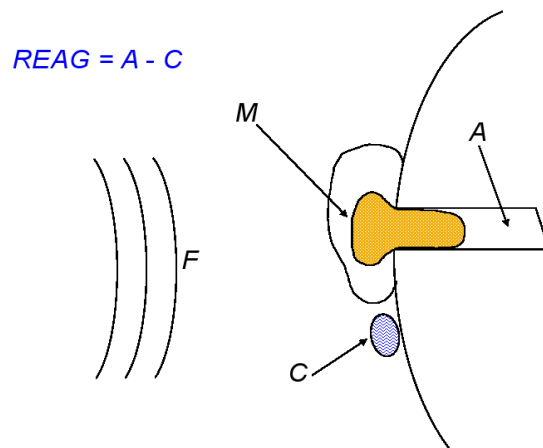
نحوه قرارگیری میکروفون پروب تیوب برای اندازه گیری بهره الحاقی، (a) نشان کردن مکان قرارگیری پروب تیوب در کانال گوش، (b) نشانه گذاری روی پروب تیوب، (c) اندازه گیری پاسخ REUR، (d) اندازه گیری پاسخ REAR



مسیر نشت صدا از محل قرارگیری پروب تیوب و وقوع فیدبک

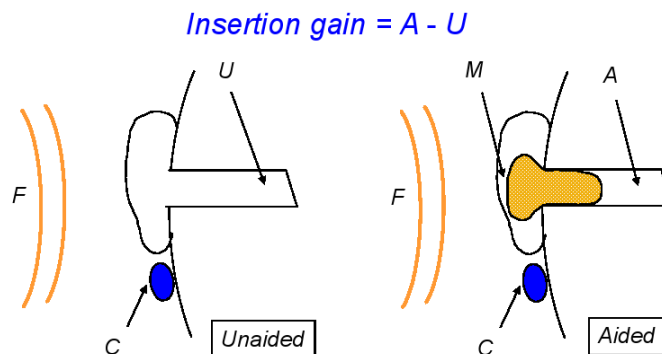
-این عیب در افت های ملایم و slight slope خود را نشان می دهد(مخصوصا در افت های ملایم)در افت ملایم به این علت که gain کمی برای فرکانس های پایین در نظر می گیریم،وقتی سمعک روی گوش فرد قرار می گیرد معمولا حتی دریافت فرکانس های پایین بدتر هم می شود.در حالی که در واقعیت اینگونه نیست و سمعک یک سری تقویت را در فرکانس های پایین انجام می دهد،ولی به علت شکل قرارگیری خود سمعک ما وقتی آستانه های با سمعک و بدون سمعک را در فرکانس های پایین می گیریم،بعضی وقت ها در functional gain عدد منفی بدست می آید یعنی آستانه های بدون سمعک از آستانه های با سمعک بهتر هستند در حال که در واقعیت اینگونه نیست.این حالت وقتی پیش می آید که ما با اطفال کار می کنیم مثلا کودک مراجعه می کند و ما functional gain می گیریم ولی آستانه بدون سمعک از با سمعک بهتر است و به اشتباه ممکن است تصور شود که سمعک بهره ی کمتری دارد.در این صورت اگر ادیولوژیست به بهره سمعک اضافه کند over amplification یا تقویت اضافه صورت می گیرد که عواقبی چون NIHL و آسیب باقیمانده شنوایی را در پی دارد.در این حالت بهتر است Real بگیریم تا ببینیم واقعیت چیزی که به پرده گوش می رسد چقدر است.

برای اندازه گیری real ear Aided gain ما به این صورت عمل می کنیم:از طریق بلندگو صدا را می فرستیم و با میکروفون کنترل و میکروفونی که در مجرای گوش قرار گرفته صدای خروجی را ثبت می کنیم.صداها ی خروجی یکی صدایی است که بلندگو فرستاده و دیگری صدایی است که سمعک به صدای بلندگواضافه کرده است.بنابراین اگر این دو را از هم کم کنیم real ear Aided gain بدست می آید.



شکل ۷-۴: نحوه اندازه گیری  $REAG$ ،  $F$ : بلندگو یا میدان صوتی،  $M$ : میکروفون سمعک،  $C$ : میکروفون کنترل،  $A$ : نزدیک پرده تمپان

برای بدست آوردن insertion gain: به این صورت عمل می کنیم، صدا را در سطح مثلاً  $60\text{db}$  به گوشی که سمعک ندارد ارائه می کنیم، پروب تیوب داخل گوش این میزان صدا را جمع آوری می کند و آن را ثبت می کنیم. بار دیگر اینکار را با سمعک بر روی گوش فرد انجام می دهیم و در همه فرکانس ها همان  $60\text{db}$  را ارائه کرده و نتایج را ثبت می کنیم. در مرحله بعد این دو مقدار بدست آمده را از هم کم می کنیم و insertion gain بدست می آید.



شکل ۸-۴: نحوه اندازه گیری بهره الحاقی،  $F$ : بلندگو یا میدان صوتی،  $M$ : میکروفون سمعک،  $C$ : میکروفون کنترل،  $A$ : نزدیک پرده تمپان هنگام روشن بودن سمعک،  $U$ : نزدیک پرده تمپان هنگامی که سمعک روی گوش قرار ندارد

به طور کلی Aided gain اختلاف Spl، دریافتی میکروفون کنترل و داخل گوش است. ولی insertion gain اختلاف Spl، Aided و unAided در داخل مجرا گوش است. در اینجا کنترل نقش کالیبراسیون را دارد. ولی در Aided gain علاوه بر کالیبراسیون نقش دریافتی نیز داشت و دریافتی با داخل گوش مقایسه می شود.

پاسخ گوش واقعی انسدادی: وقتی سمعک خاموش با قالب انسدادی یا سمعک داخل گوشی بدون ونت در حالت خاموش روی گوش فرد قرار داشته باشد و پررب تیوب نیز داخل مجرای گوش قرار داشته باشد، همه فرکانس ها را ارائه می کنیم و کاهشی که حضور سمعک روی پاسخ گوش بدون سمعک می گذارد، پاسخ گوش واقعی مسدود شده نامیده می شود.

پاسخ گوش واقعی اشباع شده: در حالتی که ورودی ۹۰ دسی بل ارائه می شود، خروجی سمعک محاسبه می شود. این پاسخ باید زیر UCL فرد باشد.

در بررسی فیدبک سمعک با استفاده از سیستم REM، در نمودار آن یک سری منحنی هایی به صورت بالا و پایین دیده می شود که جزو پاسخ اصلی سمعک نیست و بعلت فیدبک رخ می دهد.

پس هنگام کار با اندازه گیری گوش واقعی باید دقت کنیم که فیدبک نداشته باشیم، چون فیدبک باعث می شود که میزان تقویت اصلی سمعک مشخص نشود.

در تنظیم سمعک باید سه کار انجام دهیم: (۱) تعیین آستانه ها، (۲) به دست آوردن MCL، (۳) به دست آوردن UCL

با داشتن این سه سطح صداهایی به فرد با سمعک ارائه می کنیم. وقتی تنظیم به درستی انجام شده که صداهای ضعیف روی آستانه فرد تطابق داشته باشد، با صداهای متوسط با MCL فرد بیشترین تطابق و زیر UCL فرد حداکثر خروجی سمعک باشد. (برای به دست آوردن MCL و UCL دو روش وجود دارد: استفاده از فرمول ها، پرسش از بیمار)

اندازه گیری گوش واقعی برای این است که ببینیم اعداد پیشنهادی فرمول ها آیا واقعا در عمل هم همان اعداد هستند یا خیر و اینکه تا حد توان با کم و زیاد کردن بهره سمعک به آن اعداد واقعی فرمول ها برسیم.

منابع:

1. Dillon H. Hearing Aids. Thieme. New York. 2001.
۲. جلیلوند ح. سمعک. مترجم کتاب سمعک نویسنده دکتر هاروی دیلون. ۱۳۹۵