

ACUITY IMMERSION with e-STAT AI

Joyce Rosenthal and Simon Carlile, Ph.D.

アキュイティイマージョン

序 文

アキュイティイマージョンは、軽度から中等度の難聴を伴う補聴器ユーザーの空間ヒアリングを向上させるために、音の特徴を利用します。これら音の特徴によって、補聴器ユーザーは音源の位置、および物理的な実在感あるいは状況への没入感を感じることができます。完全にその状況に没入するためには、耳介による音の成形が必要です。耳介は、その複雑な輪郭で耳に入るすべての音に独特の音響的特徴を付けています。この「音響的特徴」は音源の位置を明確にするだけでなく、聴取者それぞれが持つ音空間の独自性を体験することを可能にします。

空間ヒアリングとは？

定位：両耳間の時間差と両耳間の音量差

聴覚認知に関する教科書を開けば、必ず空間的な聴取に関する章があります。1907年に Lord Rayleigh の研究が Philosophical Magazine (Rayleigh) に発表される前でさえ、私たちが2つの耳を持っているという事実が、私たちの周りの音源の位置を特定する上で、重要であると認識されていました。2つの耳は、脳の

聴覚系が音場の2つの異なる場所で同時に音を捉える機会を与えてくれます。

耳の間に距離（頭を挟んだ距離）があるので、各耳に音が到達する時間に違いが生じます。これは、両耳間時間差 (ITD) と呼ばれています。もちろん、音源が正中線平面（図1、音源A）にあるときは、両方の耳に同時に音が到達し、音源から各耳までの距離が同じであるため、ITDはゼロになります。音源が両耳軸に沿って一方の耳の反対側に位置すると（図1、音源B）、他方の耳への時間遅延は頭の直径によって決まる最大値になります。平均的な成人の頭部は約600～700 μ s（ μ s:百万分の1秒）のITDを提供し、驚くべきことに、我々は10 μ s程度のITDの変化を感じることが出来ます (Zwislocki&Feldman図、1956)。

両方の耳に届く音の2つ目の相違は、頭部が空気と比較して相対的に密であることに起因します。これにより、音が頭の周りで反射、及び屈折し、各耳の音の相対的なボリュームレベルが変化します。これらは、両耳間音量差 (ILD) と呼ばれます。当然ながら、音源が正中線平面上にあるとき、音源から各耳への経路は同じであり、ILDはゼロになります。正中線平面が

RESEARCH TO REALITY

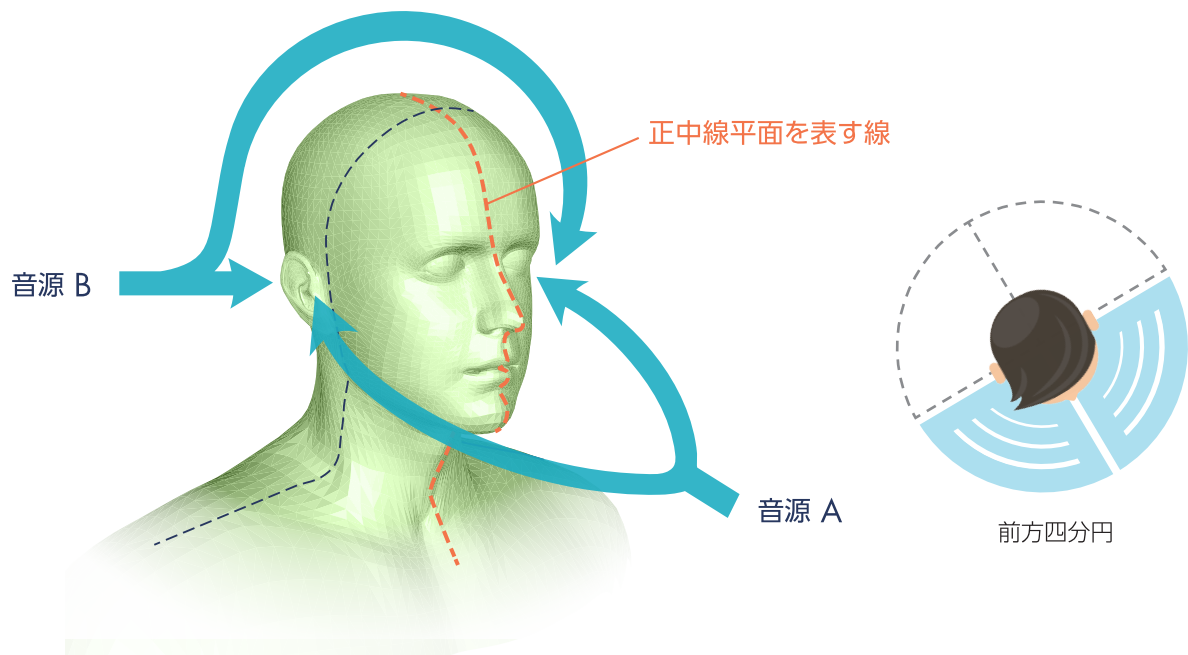


図1. 音源Aから来る音は両方の耳に対して同じレベルであり、同じ到達時刻である ($ITD=0$, $ILD=0$)。
音源B から来る音は右の耳に対して大きく聞こえ、早い時刻に到達する ($ITD \neq 0$, $ILD \neq 0$)。

ら外れた音源位置では、ILDは低周波音に対しては小さく、高周波音に対しては大きくなります。これは、低周波音の波長が頭部の寸法よりもはるかに長く、頭部によって音が妨げられることが少ないためです。頭部は、その寸法よりもはるかに短い波長の高周波音をより効果的に遮断することができます。音響測定では、前方の正中線から約 60° の位置で最大ILDが発生することが示されています。両耳間の軸上の位置に音源がある時に最大になるように思われがちですが、実はそうではないのです (Shaw, 1974)。

両耳間軸上に最大のILDが見出されない理由の1つは、外耳、耳介および耳甲介(コンチャ)が音を増幅することです。その方向性増幅器の音響軸は、同じ側の前方四分円方向に向けられています。同時に、耳介と耳甲介の複雑な物理的構造も、音に対して位置に依存したフィルタリングを行います。いずれの位置でも、異なる周波数において10dB以上のレベル差を生じ、このフィルタリングの正確なパターンは、音源の相対的な位置によって変化します。これらの変化は、スペクトル的な、または一方の耳だけでの場所の手がかりと呼ばれ、音源を片耳だけで定位することを助けることが実証されています (Slattery&Middlebrooks, 1994)。

定位：ILDとITDが使えないときは耳介が役立つ

空間ヒアリングの教科書の説明に戻ると、ILDとITDの手がかりは、しばしば音の位置を知るための左右の耳から構成される手がかりと呼ばれます。Lord Rayleighは、通常この「音源定位の二重理論」(Rayleigh, 1907) 提唱者として引用されます。耳介が提供するスペクトル的な手がかりは二重理論に組み込まれ、聴覚系が両耳での手がかりが持つ空間的曖昧さをどのように解決するかを説明します。曖昧さは、2つの耳の構造的配置のために生じます。これは、聴取者の真正面の正中線平面に位置する音の場合を考えると容易に理解することができます。上述のように、この場合には、音源から2つの耳までの経路が同一であるため、ILDおよびITDの手がかりはゼロになります。しかし、音源が頭の真上にあったり、頭の真後ろにある時も同じ状況が生じることを考慮する必要があります。事実、正中線平面上の任意の位置は、ILDおよびITDをゼロにし、両耳での手がかりを空間的に曖昧にさせます。この状態は任意の両耳間の違いについて一般化することができます。すなわち、正中線の右 30° の正面に位置する音が、後ろ正中線から 30° の位置と同じITDを生じさせるように、または実際に両耳間の軸を中心とする円錐の表面にある全ての位置に関して生じるように一般化することができます。これが「乱信号円錐域」と呼ばれます (図2)。

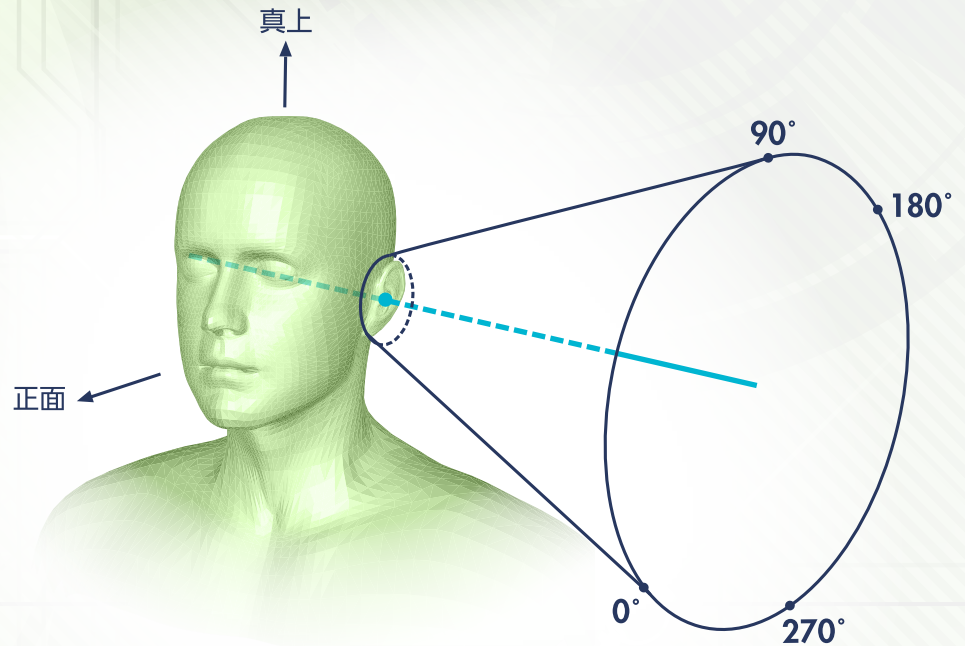


図2.「乱信号円錐域」
両耳間軸を中心とする円錐面上にある音源に対しては ITD と ILD が曖昧になる。

「乱信号円錐域」は、ILD に関しては外耳の音響軸の方向のためにいくらか複雑ですが、広く同じ状況が発生します。しかし、耳介の周波数間におけるフィルタリング効果は音源の位置によって変化するため、耳介は曖昧な ILD を解決するために必要な重要な手がかりを提供することができます。図3 (Carlile, 2014から変更) は、正中線平面の前方から後方に沿ったポイントで測定された耳介のフィルタリング効果の例を示しています。周波数はX軸で示され、正中線位置はY軸上にあり、色は、任意の周波数-位置座標におけるフィルタリング効果の振幅を示します。フィルタリング効果の振幅は、+12dB (暗赤色) から-15dB (暗青色) まで変化します。一例として、図3の黒い矢印は青色の領域を指し、8kHzにおいては音源が頭の前に位置するとき、耳介の効果は音を15dB減衰させることを示しています。また、最大の効果 (明るい赤と青) は4~16kHzの範囲で発生します。ヒトに見られる正確な空間的位置特定能力は、正確な両耳間の手がかりと、それより大雑把なスペクトル的な、耳介の手がかりとの組み合わせによって実現されます。

空間ヒアリング：単なる音源定位以上のもの

空間ヒアリングの教科書的解説はここで通常終了し、空間ヒアリングとはすなわち音源定位であるとの印象を残しているはずです。しかし、最近の研究では、空間ヒアリング

の別の側面が説明されています。この研究は主にバーチャルリアリティ分野で行われているため、従来の知覚科学の教科書には登場しません。耳介によるスペクトル的な手がかりは、頭の外の、身体から離れた場所にある音の知覚を生成する上で非常に重要な要素であるという強力な証拠が存在し、これは外在感覚 (Xie, 2013) と呼ばれます。これは、イヤホンを使用して音楽を聴く日常的な体験において実証されています。耳介と耳甲介によってフィルタリングされずに外耳道に音が入ると、その音は頭の中および周りにあると知覚されます。これは、部屋の向こう側のスピーカーから来る音楽を聴くのと是对照的です。そのような状況では音楽は、身体から離れた場所から来ていることがはっきりと認識されています。これらの音楽鑑賞の違いは、外耳によるフィルタリング効果によるものです。脳は、外耳でフィルタリングされたという印、すなわちスペクトル的な手がかりを使用して、外在化された知覚を生成します。

外在化はまた、実在感を生みます。実在感は、しばしばその世界に存在する感覚として説明されます。もちろん、バーチャルリアリティの研究は、シミュレートされた世界を実物のように感じさせることとは何なのかを正確に把握することに焦点を当てています。この研究は、私たちの多くが当然のこととしてみなしてきたもの、すなわち実在感に関するいくつかの重要な洞察を提供しています。バー

チャルな世界での実在感の最も強力な要因の1つは、聴取者が自然に相互作用可能な3Dオーディオの体験であることが判明しました。例えば、頭を動かしながら仮想環境内の静止音源を聴く場合、音源は頭との相対的な位置を維持するように動くように聞こえなければなりません。これは、ヘッドホンで音を聴くと通常は起こりません。指向性の基準が耳であるからです。この場合、音源は耳/頭部と共に動き、もはや外界に静止しているとは認識されません。

スピーカーから音楽を聴くという例に戻ると、演奏されている部屋によって、同じ音楽が違って聞こえます。聴取者は、空間の音を小さく感じたり大きく感じたり、残響豊かであったり、無響音であったりと感じます。各空間に特有の音響は、その空間の広さの感覚を与えます。この広さの感覚は、音の環境的背景を提供するだけでなく、私たちが聞いている音の情緒的な影響を左右します。建築家は何百年も前から、このことを知っていました。大聖堂やシンフォニーホールのような堂々とした空間のデザインは、感情的なものを引き出すために特定の音響効果を利用しています。カーネギーホールのようなリスニングスペースのデザインは、他に抜きんでて優れた成果です。

空間ヒアリングと難聴

前のセクションで空間ヒアリングへの耳介の貢献について学んだことに基づくならば、聴力損失が聴取者の空間的な聴覚体験に重大な影響を及ぼす可能性があることを予測することは妥当なことです。聴覚障害が定位の能力を低下させることを示す多くの研究があります (Akeroyd&Whitmer, 2011)。高音難聴は、外耳のスペクトル的な手がかりの帯域幅を減少させます。これは必然的に、他の曖昧な定位の手がかりを解決する脳の能力を低下させるでしょう。実験によれば、視覚的な手がかりがない場合、聴覚に障害のある聴取者は、音の位置を特定する際に多くの前方と後方の誤認を引き起こします (Akeroyd&Whitmer, 2011; Best et al., 2010)。バーチャルリアリティ研究の知見から分かるように、スペクトル的な手がかりの忠実度と帯域幅が減少すれば、外在化の意識にも影響が出るはずです。この分野ではほとんど研究が行われていませんが、聴覚障害のある聴取者は、健常の聴取者とはまったく異なった音源の外在化と距離の評価をすることが示されています (Boyd, Whitmer, Soraghan&Akeroyd, 2012)。

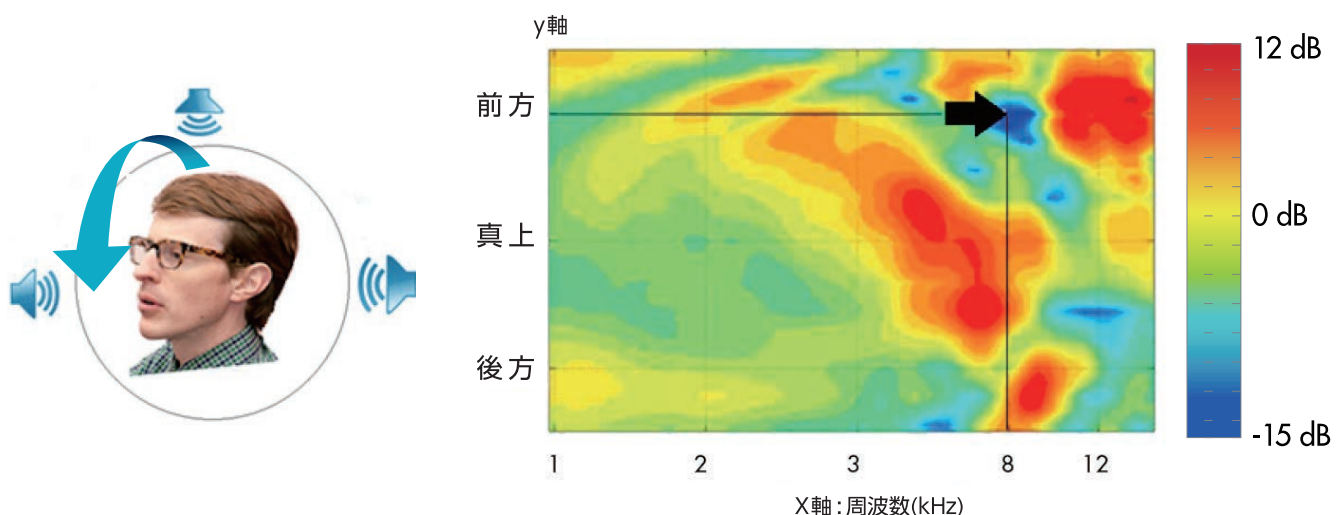


図3. 一つの耳に関する耳介効果の変化を正中線に沿った位置の関数として表す (前方から後方へ)。

領域の色は周波数 (x) / 位置 (y) 座標での特定位置における関数の振幅を表し、12dB (暗赤色) から-15dB (暗青色) まで変化する。

図中の黒い矢印は青色の領域を指しており、8kHz においては前方正中線方向から来る音は耳介によって減衰されることを示している。

アキューティイマージョン と e-STAT AI

それでは、聴覚障害のために失われた情報が再び与えられるとどうなるのでしょうか？ 実在感と没入感を元に戻すことは出来るのでしょうか？ 聴力損失で減少した空間ヒアリングのためのスペクトル的な手がかりは、(1) 増幅による帯域幅の増加、(2) より良い聴覚の異なる周波数領域に手がかりを「ワープさせる」、または (3) アキューティイマージョンで行われるように、両方の組み合わせを実施することによって再びアクセス可能になります。

e-STAT AI を使用したスターキーのアキューティイマージョンは、軽度から中等度の高音難聴を抱える個人の「実在感」を改善するように設計されています。この機能は、CICおよびIICの補聴器スタイルに特化されたものです。基本的に、e-STAT AI を使用したアキューティイマージョンは、4～10kHzの範囲でスペクトル的な手がかりを捉え、4～7kHzの範囲に圧縮して可聴にします。スピーチシフトのようなことばの手がかりを強化するために設計された他の周波数圧縮アルゴリズムとは異なり、アキューティイマージョンはスペクトル的な手がかりだけをターゲットにしており、ことばの識別はほとんど影響を受けません。

脳はこれらの新たにアクセス可能となったスペクトル的な手がかりを使用して音と空間との関係を数週間のうちに再学習し、最終的にユーザーの実在感を自然に回復することを可能にします。空間知覚の再学習と再校正の根底にあるメカニズムについての研究は継続していますが (Majdak, Walder, & Laback, 2013)、この再学習が起こるという明確な行動学的証拠があります (Mendonca, 2014)。

アキューティイマージョン機能の成功の一要素は、カスタム補聴器でのみ提供されることです。CICまたはIICのマイクロホンは外耳道内に位置するため、補聴器に入るすべての信号に対してユーザーの自然な耳介による手がかりはそのまま残ります。対照的に、BTE/RICのマイクは耳介の後ろに位置しているため、補聴器に入る音が耳介のスペクトル的な手がかりを印づけることを完全にバイパスします。その結果、BTEおよびRICに実装された空間ヒアリング専用のアルゴリズムは、空間的な手がかりをシミュレートするという不可能な作業に直面します。このア

ルゴリズムは、外耳の自然な指向性パターン (Boyd, Whitmer, Soraghan, & Akeroyd, 2012) を模倣するために指向性マイクロホンを使用して自然な耳介の手がかりを復元することとなります。

アキューティイマージョンの目的は、スペクトル分解能と可聴性を最適化して、できるだけ多くの空間的な手がかりに補聴器ユーザーがアクセスできるようにすることです。まず、4kHz以上の信号を非常に狭い周波数帯域に分割します。帯域幅が圧縮されると、多数の重要なスペクトルピークがそのまま残ります。最後に、信号がコンプレッサに入り、ゲインが適用されると、新しいスペクトル情報が利用可能になったチャンネルに追加ゲインが与えられます。これについては、e-STAT AI の次のセクションでさらに説明します。

e-STAT AI

e-STAT AI および e-STAT はスターキーの独自の処方式です。e-STAT は NAL-NL1 を出発点とし、利得については補聴器ユーザーの嗜好に基づいて経験的に得られた補正を加えています (Scheller & Rosenthal, 2012)。

e-STAT AI は、アキューティイマージョンでの使用に推奨されるフィッティング処方式です。これは NAL-NL2 処方式に基づいており、4～7kHzの所定の出力を維持するのに必要な追加ゲインを、より小さい耳介の手がかりに与えるように補正されています。e-STATと同様に、e-STAT AI には、補聴器の出力とベントを通った直接音との相互作用による音質低下を防止するために設計されたベントの影響を最小にするアルゴリズムが含まれています。e-STAT AI は、耳介の手がかりのための重要な周波数領域である4kHzを超える周波数で、e-STATより多くのゲインを与える処方式になっています。

図4は、e-STAT AI と NAL-NL2 ターゲットの比較を示しています。ターゲットは出力ビュー (実耳 SPL ビュー、左パネル) では同じですが、e-STAT AI は4kHz以上で NAL-NL2 よりも多くのゲインを与えます (挿入ゲインビュー、右パネル)。アキューティイマージョンが有効になっているとき、4～7kHzのコンプレッサー入力レベルの

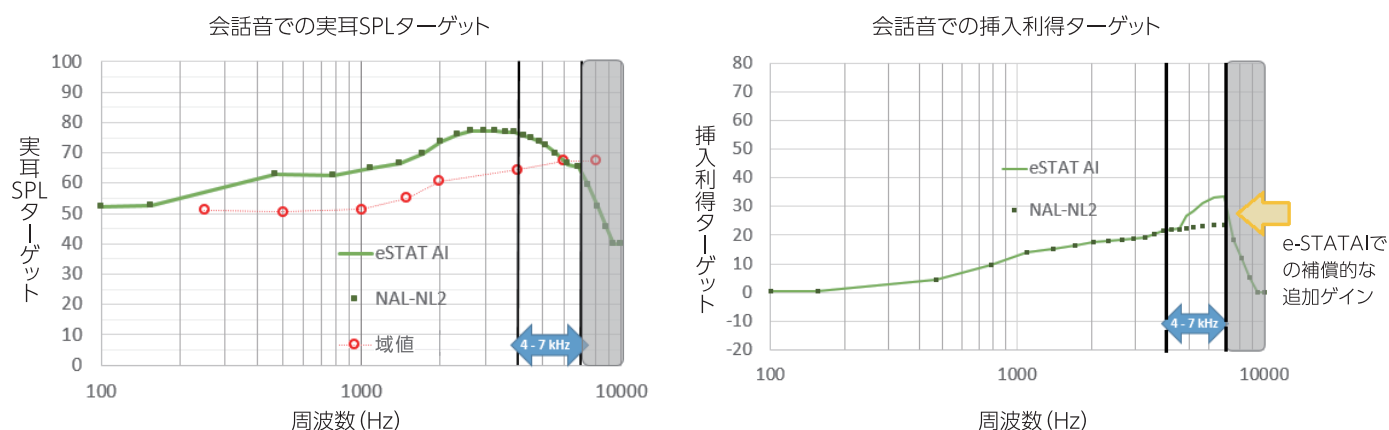


図4. e-STAT AI とNAL-NL2 ターゲットは実耳音圧レベル(左パネル)では同じである。
同じ出力を実現するために、e-STAT AI にはより多くのゲインが必要である。このことは右のパネルに表される。
アキューティイマージョンが働いているときは、コンプレッサへの入力レベルの落ち込みを補正するために追加ゲインが必要である。

低下を補うためにゲインが増加します。増加量は、スピーチ波形の入力に対して e-STAT AI と NAL-NL2 出力を等しくするのに十分な量とします。

アキューティイマージョンが有効になっている場合、e-STAT AI によって適用される追加ゲインはフィードバックのリスクを増加させないことに注意することが重要です。4kHzから7kHzへと変更された周波数成分は、入力信号との相関関係は破壊されており、補聴器は4kHz以上のフィードバックを起こしにくくなっています。

候補者：アキューティイマージョンと e-STAT AI の効果があるユーザーとは？

スターキーは新しいフィッティングの出発点として e-STAT を引き続き推奨しますが、アキューティイマージョン機能の効果の可能性を示すユーザーは、閾値上で限定されます。これらのユーザーは軽度から中等度の高音難聴を有するユーザーであり、増幅された音声の聴き取りには問題ありませんが、複雑な聴取環境では実在感が低下し、音源を特定するのが難しい可能性のあるユーザーです。この候補者については、e-STAT AI によって提供される

追加ゲインは、e-STAT に比べて音質に関する全体的な好みには変化を生じないことが分かりました。

アキューティイマージョンの導入により、CICとIICに対して高周波のスペクトル的な手がかりを可聴するように設計された2つの機能が提供されました。アキューティイマージョンとスピーチシフトです。各機能の恩恵を受けるユーザーの特定は、聴力測定に基づきます。基準の主な違いは、8kHzでのユーザーの閾値です。経験則として、8kHzで65dBHLよりも良い閾値を有するユーザーは、アキューティイマージョンの候補とみなされます。スピーチシフトの候補者は、難聴の程度が大きく、言語理解がより難しいユーザーです。この難聴の程度のユーザーにとっては、正常な臨場感の必要性は、音声理解の改善の必要性と比較すると優先されません。これらの2つの機能の聴力測定基準は相互に排他的であるため、Inspireによって自動的に有効になるのは1つだけです(またはどちらも無効になります)。

要 約

アキュイティイマージョンと e-STAT AI は、CIC または IIC マイクロホンの自然な耳介の手がかりの存在を利用して、軽度から中等度の高音難聴を抱える個人の没入感を改善します。これは以下によって行われます。

1. 帯域幅の増加による高周波聴覚特性の改善
2. 音声品質を低下させない方法による
高周波のスペクトル的な手がかりの圧縮
3. 周波数圧縮による
出力低下を補正するための追加ゲイン

アキュイティイマージョンは、ユーザーの実在感、世界にいる感覚を強化するように設計されています。耳介の持つ効果を利用、補聴器としての十分な利得、ことばの識別への干渉を最小限に抑えること、適切な候補者識別ルール、これら全てが相俟って、アキュイティイマージョンと e-STAT AI は同種の技術の中で最も自然な音声処理機能となっています。

参考文献

Akeroyd, M.A., & Whitmer, W.M. (2011). Spatial hearing and hearing aids. *ENT & Audiology News*, 20, 76.

Best, V., Kalluri, S., McLachlan, S., Valentine, S., Edwards, B., & Carlile, S. (2010). A comparison of CIC and BTE hearing aids for three-dimensional localization of speech. *International Journal of Audiology*, 49, 723–32.

Boyd, A.W., Whitmer, W.M., Soraghan, J.J., & Akeroyd, M.A. (2012). Auditory externalization in hearing-impaired listeners: The effect of pinna cues and number of talkers. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 131, EL268–EL74.

Carlile, S. (2014). The plastic ear and perceptual relearning in auditory spatial perception. *Frontiers in Neuroscience*, 8, 237.

Majdak, P., Walder, T., & Laback, B. (2013). Effect of long-term training on sound localization performance with spectrally warped and band-limited head-related transfer functions. *Journal of the Acoustical Society of America*, 134, 2148–2159.

Mendonca, C. (2014). A review on auditory space adaptations to altered head-related cues. *Frontiers in Neuroscience*, 8, 219.

Rayleigh, L. (1907). On our perception of sound direction. *Philosophical Magazine*, 13, 214–32.

Scheller, T., & Rosenthal, J. (2012). e-STAT fitting formula: The rationale behind the rationale. *Innovations*, 2, 41–45.

Shaw, E.A.G. (1974). The external ear. In W.D. Keidel & W.D. Neff (Eds.), *Handbook of Sensory Physiology: Auditory System*. (pp. 455–90). Berlin: Springer-Verlag.

Slattery, W.H., & Middlebrooks, J.C. (1994). Monaural sound localization: acute versus chronic unilateral impairment. *Hearing Research*, 75, 38–46.

Xie, B. (2013). *Head-related transfer function and virtual auditory display*. Plantation, FL: J. Ross Publishing.

Zwislocki, J., & Feldman, R. S. (1956). Just noticeable differences in dichotic phase. *Journal of the Acoustical Society of America*, 28, 860–864.

