

難聴治療をささえる電子機器の進歩



医療と技術

宇野 敦彦^{*}, 太田 有美^{**}, 猪原 秀典^{***}

Improvement of electronic devices for hearing support

Key Words : hearing aid, bone-anchored hearing aid, cochlear implant, auditory brainstem implant

聴覚のメカニズムと難聴

人は耳介に達した空気の振動のうち、約20～2万ヘルツの周波数のものを音としてとらえている。聴覚は離れた場所からの情報を得ることができ、周囲の状況を知り、会話に用いられる場合には単に言語を伝えるだけでなく、話者の感情までを伝えることができ、そして音楽を楽しむことができる。言うまでもなく人の生活に欠かすことのできない大切な機能である。耳介に達した空気の振動は外耳道、鼓

膜、耳小骨を経て、内耳の蝸牛を揺らす。内耳のリンパ液で満ちた腔に振動が伝わると、蝸牛にある有毛細胞が、この物理的な揺れを化学的・電気的な神経の信号に変換している。有毛細胞から蝸牛神経に伝わった信号は、脳幹の蝸牛神経核から脳幹・間脳の中継核を経て大脳皮質聴覚野に至り、音として認知されることになる。このいずれの段階に問題があっても難聴となるが、中耳炎などで音が内耳に伝わるのが障害された難聴を伝音難聴、蝸牛有毛細胞で神経の信号に変換される部分から後ろの経路に障害があって難聴になる場合を感音難聴と呼ぶ。中耳炎などで鼓膜に穿孔を生じている、耳小骨が炎症で溶けて繋がっていない、などの伝音難聴の場合には手術（鼓室形成術）によって鼓膜や伝音機構を再建する方法がある。しかし中耳炎の中でも耳管機能が非常に悪くて鼓室に含気が得られない場合や、鼓室の炎症が遷延して硬化の進んだ場合などは手術による聴力改善が困難である。また加齢性の難聴を含めて最も多い蝸牛有毛細胞の障害による感音難聴については、未だその細胞を再生させる治療法は確立されておらず、一旦障害されてしまった場合には元の機能を取り戻すことは難しい。そこでこれらの難聴に対して様々な電子機器が開発され利用されている。近年めざましく進歩してきた、これら難聴治療をささえる機器の現状を本稿ではお伝えしたい。



* Atsuhiko UNO

1968年11月生
現在、大阪大学大学院 医学系研究科
耳鼻咽喉科・頭頸部外科学 講師
TEL : 06-6879-3951
FAX : 06-6879-3959
E-mail : auno@ent.med.osaka-u.ac.jp



** Yumi OHTA

1971年9月生
大阪大学医学部医学科卒業(1996年)
現在、大阪大学大学院 医学系研究科
耳鼻咽喉科・頭頸部外科学 助教
難聴
TEL : 06-6879-3951
FAX : 06-6879-3959
E-mail : yota@ent.med.osaka-u.ac.jp



*** Hidenori INOHARA

1963年3月生
現在、大阪大学大学院 医学系研究科
耳鼻咽喉科・頭頸部外科学 教授
TEL : 06-6879-3951
FAX : 06-6879-3959
E-mail : hinohara@ent.med.osaka-u.ac.jp

補聴器

最近の補聴器は、従来のページユの大きな耳掛け型補聴器のイメージとはかけ離れた、デザイン的にも機能的にもずいぶん進歩した多くの種類の製品が登場している。この10年あまりの間に信号処理方式はアナログ式からデジタル式のものに急速に変わってきており、現在は約9割がデジタル式になっている。また増幅も線形増幅(小さな音でも大きな音



図1. 補聴器

でも同じように増幅する)が主体であったものが、非線形増幅(小さな音は大きく増幅し、大きな音はあまり増幅しない)が当たり前になった。難聴者でも聴力型(どの周波数にどの程度聴力が残っているか)と、不快閾値(あまりに大きい音では不快に感じてしまう)が個々に異なり、慣れによっても変化するので、装用者に合うまで何度でも調整することが重要であり、デジタル式は出力特性の調整がコンピュータ上で容易に高い自由度で行うことができる。電子機器の小型化が進んだことで、音を出すスピーカー(補聴器ではレシーバー)を耳栓側に付けることができ(Receiver in the canal, RITC) 従来のように耳後部の本体からチューブを通して耳穴の耳栓に音を伝える必要がない。見た目もすっきりし、出力特性もチューブ特性に影響されずにプログラムすることができる。耳栓で外耳道を閉鎖すると、こもった感じや自分の声や咀嚼する音が響いて感じるなどで不快なことが多いが、最近の機器では耳栓に大きな穴をあけておくオープンフィッティングが比較的難聴の軽い方を中心に行われるようになってきた。耳のつまった不快感がなく、耳栓による皮膚の圧迫が非常に軽い。また加齢変化による難聴などで高音部の難聴が強いが低音部の聴力は割に保たれているような場合、必要な高音だけを補聴器から増幅して伝え、低音は耳栓にあいた穴から入ってきた自然な音を直接聞くことができる。従来の補聴器は、補聴器がないと会話ができないので仕方なくする、という方が主な対象であったが、このオープンフィ

ッティングが普及してきたことで、比較的軽度の難聴の方であっても、より良い聞こえを目指して補聴器の装用を勧められるようになってきた。オープンの耳栓は補聴器によって増幅した音が耳の外にも漏れる。漏れてくる音に逆位相の波を合わせて打ち消したり、その周波数部分だけをカットしたりすることでハウリングを抑制するハウリングキャンセルのデジタル処理技術がすすんだことでこのような形状が可能になった。不必要な音をデジタル処理で低減させる技術は、定常ノイズのある場所などでのノイズキャンセラーにも使われている。音を集めるマイクの方でも、指向性が自動的あるいは選択的に変化できるものや、耳介の機能(音を集める、前後からの音の区別)を生かすために本体は耳後部にあっても集音マイク部分を耳介の内側にもってきている製品も登場している。指向性を持つことで、聞きたい音以外の雑音の増幅を抑えることになる。Bluetoothなどの通信機能を持った機器では、テレビや電話、音楽プレーヤーの音を、ワイヤレスにデジタル信号で受信し補聴器から出力することができる。耳で自分の聴力にあったスピーカーから直接聞いていることになるので、これが利用できる場合には非常に音質の改善になる。

耳介にひっかけて本体が耳後部にある耳掛タイプ(Behind the ear, BTEタイプ)がかなり小型化されデザインも良くなり、耳の後ろにチラッとみえてもむしろおしゃれにさえ思えるような機器も増えてきた。見た目から耳介の内側に入れるタイプ(In the ear, ITE, In the canal, ITC, Completely in the canal, CIC)を選ぶ必要は少なくなっていると思うが、先に述べたようにマイクが耳介の内側にあることで、耳介の機能が生かせ、髪の毛が動く音や風の音などの雑音が入りにくいなどのメリットもある。耳穴に完全に隠れるCICタイプの補聴器は、さすがに電子機器の小型化を受けて、非常に小さくて鼓膜付近まで挿入するタイプのものまで登場している。耳穴には取り出すための細いコードが少し見えるのみで、本体は他人からはまず見えず、耳の穴を塞いでいる空間が少ないのでよりこもった感じが少ないなどのメリットが言われている。

小型化・多機能化は良い面が非常に多いが、価格も高くなり、あまりに小さいと操作が難しくなり、高齢者では機能が使いこなせなかったり、電池交換

も難しくなる弊害もある。装用者の聴力と生活スタイルによって必要な機能を選択して機種を選んでもらうことが重要になる。補聴器は原則的に自費で購入していただく医療機器であり、高度・重度難聴で身体障害者福祉法による聴覚障害が認められる場合には、障害者自立支援法による補装具費としてある程度の支給が受けられるが現状の価格帯をみると十分ではない。適切な機種の選択と調整を繰り返し行うことができるように、日本耳鼻咽喉科学会では補聴器相談医と補聴器適合判定医師を認定しており、補聴器の業界団体では公益財団法人テクノエイド協会から認定補聴器機技能者、認定補聴器専門店を認定するシステムができています。このような施設、店舗を利用することで一定の補聴器相談のレベルが維持されるよう整備されてきている。

最新の補聴器であってももちろん万能でなく、装用者の感音難聴が進むと聴力のダイナミックレンジ（聞き取れる補聴器の出力の幅）が狭くなり、特に高齢者では聴力以上に語音弁別能が低下する（聴神経以降の中樞の機能も低下する）ため、聞き取りが十分得られない場合もある。さらに感音難聴がすすむといくら音を増幅しても効果がなくなる。周囲に雑音が多い場所では聞き取りが悪く、耳の違和感やこもり感などの不快症状もまだ無くなっていない。しかし、信号と雑音を区別して信号のみを抽出する音声処理の技術は今後もますます進歩すると思われ、オープンフィッティングはより難聴の強い方にも対応できるようになり、デザイン的にもよりよくなっていくものと予想される。

埋め込み型骨伝導補聴器と人工中耳

ヨーロッパ・アメリカでは埋め込み型骨伝導補聴器（Bone-anchored hearing aid, BAHA, 図1）がすでにかなり普及している。スウェーデンで1970年代から開発がすすみ、現在はCochlear社が製品を供給している。従来の骨伝導補聴器は、先天的に外耳道が閉鎖している方や耳の手術後などで通常の補聴器（気導補聴器）が使えない方に、皮膚の上においた骨導端子（振動子）から骨と骨の中の内耳を振動させている。皮膚に圧迫していないとうまく伝わらないため、痛くなったり炎症をおこしたりと不快な点が多く、気導補聴器が使える人が使うことはまづなかった。埋め込み型骨伝導補聴器は手術によっ



図2. 埋め込み式骨伝導補聴器

て、側頭部の頭蓋骨にチタン製のビス（インプラント）を固定し、その一部（接合子）を皮膚の外に出しておく（正確には半埋め込み型）。ここに補聴器を装着し、増幅した振動で骨を揺らし、内耳蝸牛はその振動を音として受容する。

従来の骨導補聴器同様に、外耳道に問題のある方はもちろんよい適応となるが、正常の外耳道の方であっても気導補聴器に比べて、耳栓をしないので耳閉感や自分の声が響くなどの不快がなく、音質、静寂下での語音聴取に優位性が示されている。骨導聴力が軽 中等度の難聴に留まっている場合により成績が期待できる。手術を要すること、術後にインプラント周辺には痂皮がつき易いため、清掃し清潔に保つ必要があり、頭部打撲に注意が必要、皮膚の炎症やインプラント脱落などが生じた場合には再手術が必要になる、などの問題がある。当科でも国内臨床試験の一部として2001年より埋め込み術を行っており、手術自体は局所麻酔で一時間以内と比較的容易である。2012年度には、ようやく本邦でも健康保険での手術が可能になると見込まれており、気導補聴器で不快感などの問題が強く、骨導聴力が保たれている方にはよい選択肢になるものと思われる。体外器も小型になってきて見た目にもよくなってきている。

BAHAシステム（図2）はインプラントの一部が皮膚の外に出ているが、インプラントが完全埋め込みで蝸牛に振動を伝える機器も特にヨーロッパで普及してきている。Med-El社のVibrant soundbridge



図3. 人工中耳



図4. 人工内耳

システム（図3）は側頭部の皮下に埋め込んだインプラントからつながる振動子を耳小骨（きぬた骨）あるいは蝸牛の正円窓部に置く。耳小骨に置いた場合でも蝸牛には前庭窓を介して振動が伝わるわけで、本来可動性のある内耳窓を介するので、骨導補聴器のような振動のための大きなエネルギーを要しない。内耳窓を介して蝸牛に信号を伝える中耳の機能を代行しているという意味から人工中耳と呼ばれることもある。埋め込まれたインプラント部には、磁石で皮膚を介して体外器と結ばれ、電磁誘導によりインプラントの電力が体外より供給される。大阪大学では中耳手術後で混合難聴の残る2例にいずれも正円窓に振動子を置く手術を行ったが、補聴器装用時やBAHA使用時と同様の補聴閾値が得られ、音質や装用感での改善が得られた。本邦では臨床治験がこれから始まるようとしている段階であり、保険適応が認可され一般治療になるまでにはまだ数年以上を要すると思われる。

人工内耳

ここまで述べてきた機器は、いずれも蝸牛の機能がある程度に残存していることが必要で、感音難聴が非常にすすんでしまうと役に立たないが、感音難聴のほとんどは有毛細胞の障害であり、蝸牛神経を直接電気刺激すれば音の情報を伝えることができる。これが人工内耳（図4）であり、この画期的な治療法は、現在最も成功している人工臓器と言われている。1960年台にオーストラリアとアメリカを中心

に研究開発がはじまり1980年代から臨床応用がひろまって、すでに2007年までに世界で約14万人が手術を受けている。大阪大学でも1991年から手術を開始し、これまでに500例に達している。1994年に国内での保険適応が認可され、国内全体での総数は6000例を超えている。

当初は大人になってからの難聴（中途失聴）が対象であったが、小児例に対象が拡がり難聴児への対応に大きな変革が起きた。聴覚中枢の発達には臨界期があり、4～5歳までに音が脳に入っていないと、それ以降に人工内耳による聴覚情報が入っても言語発達は望めない。言語習得前失聴で人工内耳を希望する場合は、日本では1歳半からが手術適応とされており、4歳までに手術を行い人工内耳の装用を開始するのがよい。現在は新生児聴覚スクリーニングによって先天性難聴が早期に発見される機会が増え、乳幼児期であっても聴力推定できる聴性定常波反応検査等の他覚的聴力検査も普及してきた。当科を含め国内でも、新しく人工内耳の手術を受ける約半数が小児例となっている。

現在は世界的に3つのメーカー（Cochlear社、Med-El社、Advanced Bionics社）が製品を供給しているが、基本的な構成に大きな違いはなく、体内のインプラントは耳介の後上部の側頭骨上に受信コイルのある本体部をおき、電極は正円窓かその近傍に開窓し蝸牛内に挿入する。電極は8-22チャンネルと機種により異なるが、いずれにせよ複数のチャンネルが蝸牛内の位置によって周波数の異なる情報

を伝える(蝸牛は本来、高音を近位部で、低音を遠位部で感じる)。体外装置はマイクロホン、信号処理を行うスピーチプロセッサ部、体内装置と磁石でつながる送信コイル部からなる。インプラントには電磁誘導での電力供給と信号が送信される。

本来の蝸牛には約3500の有毛細胞が約3万本の蝸牛神経に信号を送っているが、人工内耳では複数とはいえ多くて22本の電極から蝸牛神経に電気興奮を起こさせるわけであるから、その情報量は当然本来の蝸牛機能に遠く及ばない。そこで音の情報の中から言葉の聞き取りにとって重要な情報を選んで電極に伝える必要がある(コード化)。その信号処理が非常に重要になる。電気刺激の周波数を高め、コード化法もこれまでに複数回の大きな改良がおこなわれ、同じ電極数であっても、言語の聴取成績は大きく向上してきた。視覚による読唇なしで、人工内耳からの音情報のみで、普通の会話が可能レベルに達する人が多い。刺激周波数とコード化法の進歩は今後も進み、言葉の理解だけでなく、音楽を理解し楽しむレベルにまで向上することが期待される。

電極自体も、蝸牛の内部をできるだけ傷つけないで、かつ蝸牛神経に近い蝸牛軸に巻きつくような形状の電極が開発されている。より蝸牛神経終末を保存し、効率よく刺激を行う工夫となっている。また中高音域の感音難聴(有毛細胞障害)は進んでいても低音域の聴力が保たれている(蝸牛の遠位部の有毛細胞は機能している)例には、少し短い電極を挿入することで、中高音域は人工内耳による電気刺激により、低音域は本来の耳と蝸牛機能(場合によっては同じ耳で補聴器を併用)により聴取するハイブリット人工内耳が海外では用いられるようになっている。現在の日本では両側の重度感音難聴だけが人工内耳の適応とされているが、低音域に聴力が残っている例や広い周波数で多少の聴力が残っていても補聴器で十分な語音聴取ができていない例に、今後人工内耳が適応されるようになっていくのは、現在の人工内耳の好成績から考えて当然の方向性と思われる。また、海外では増えてきた人工内耳の両耳装用も、両耳機能による方向感や雑音下での聴取成績の改善から今後は本邦でも認められていくべきと思われる。

体外装置の小型化も進んできており、耳掛けのマイクロホンと箱型のスピーチプロセッサを別に持

つ必要があったものが、両者が耳掛けの一体になり耳周囲のみに機器がまとめられるように各社になってきた。また、人工内耳は金属、特に磁石を体内に埋め込んでいるため、MRI検査が受けられなくなるというデメリットがあったが、必要な場合にインプラントから磁石を取り出すことができるなど対応可能な機種も登場してきた。機器の小型化はまだますます進むものと予想される。

聴性脳幹インプラント



図5. 聴性脳幹インプラント

人工内耳は蝸牛神経を電気刺激したが、両側の蝸牛神経が障害される場合には蝸牛神経が脳幹に入った部分にある蝸牛神経核に電極をおくことで音の信号を脳に入力することができる。具体的にはほとんどが2型神経線維腫症により両側の聴神経が腫瘍により障害された方で、聴神経腫瘍の手術と同時に施行される。アメリカやヨーロッパの一部の施設で積極的に行われているが、本邦ではこのタイプの神経線維腫症自体が少なく、大阪大学でもまだ経験していない。Cochlear社とMed-El社が製品を供給しており、蝸牛神経核でも部位により周波数応答の違いがあることを利用して複数のチャンネルの電極が用いられる。蝸牛ほどに長いスペースはなく、本来は約3万本の蝸牛神経が蝸牛神経核に信号を送っているのに比べ、チャンネル数は多くて12~22であり、聴取成績は人工内耳には及ばない。基本的に視覚による読唇を併用して会話を訓練することになる。しかしこれらの手術の対象となる患者は、この方法が

ないと、後天的に聴力を全く失うことになるわけで大きな価値があると思われる。

おわりに

いずれ人類は蝸牛有毛細胞を再生させる治療法を得るものと思えるが、まだそう近い将来とは言えない。それまでは、本稿で紹介したような電子機器による治療が重要な位置を占める。高齢化社会が進行すれば難聴者は増加し、補聴器、人工内耳等の機器の進歩と適応拡大には大きなニーズがある。聴覚を保つことには生活の質、仕事の質を高める効果が確実にあり、社会保障の一部としてより広く多くの人々が技術の恩恵をこうむることができるよう制度の改革にも期待したい。

参考文献

1. Hakansson B, Tjellstrom A, Rosenhall U, Carlsson P. The Bone-Anchored Hearing aid - principal design and a psycho acoustical evaluation. Acta Otolaryngol 100: 229-39, 1985.
2. Wilson BS, Dorman MF. Cochlear implants: current designs and future possibilities. J Rehabil Res Dev 45:695-730, 2008.
3. Colletti V, Shannon RV, Carner M, Veronese S, Colletti L. Progress in restoration of hearing with the auditory brainstem implant. Prog Brain Res 175:333-45, 2009.

