

図5 難聴フィルタを介したCID(英語)の聴取成績(n=8)
 図5, 6とも番号は同一被験者を示す。1, 2, 6, 7は前期バイリンガル者であり, 3, 4, 5, 8は後期バイリンガル者である。

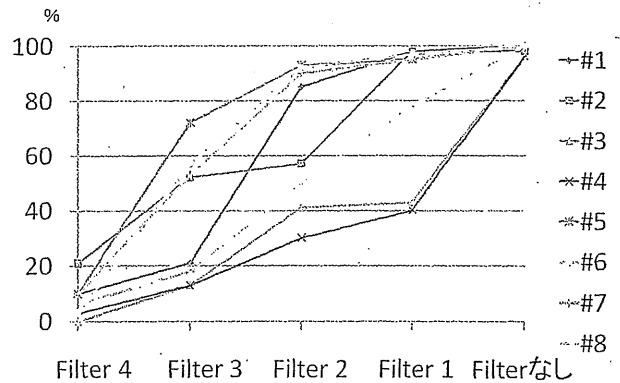


図6 難聴フィルタを介したCI-2004(日本語)の聴取成績(n=8)

検査を行った。なお、被験者ごとに英語と日本語の順番を変えた。

結 果

8人の成績をCIDについては図5に、CI-2004については図6に示した。その結果、8人の正答率はフィルタ4→3→2→1→フィルタなしの順に、すなわち低音域の難聴が軽度になるに従い高くなった。CI-2004ではCIDに比べて全被験者でフィルタ4, 3, 2, 1での正答率が高く、また被験者間に大きなバラつきが存在した。バイリンガル能力の獲得時期でみると、CIDでは大きな個人差はなかったが、CI-2004では前期バイリンガル者(被験者1, 2, 6, 7)が、フィルタ3, 2, 1において、後期バイリンガル者よりも成績が良いことが示された。

8例の平均値および標準偏差を図7に示した。対応の

ある2群のt検定を用いて、フィルタなし、フィルタ1, 2, 3, 4の各条件ごとに得られた正答率の平均値の差の検定を行ったところ、CI-2004ではCIDに比べて、フィルタ4とフィルタなしの場合を除いて、フィルタ1, 2, 3で正答率が高く、それぞれ危険率0.5%, 0.5%, 1%で統計学的に有意差があることが示された。さらに、CI-2004の聴取では、同じフィルタによる成績において、CIDに比べて大きな標準偏差が認められた。

考 察

1. 本研究の手法について

日本語音声における語音弁別のキーがいかなる周波数領域に存在するかというテーマを研究する手法として、①語音の音響分析、②実際の難聴患者の語音弁別能検査、③フィルタ処理による正常聴力者での語音聴取実験、などがある。本研究では、近年のデジタル処理によるFIRフィルタプログラム作成の容易さ、自由な遮断周波数で

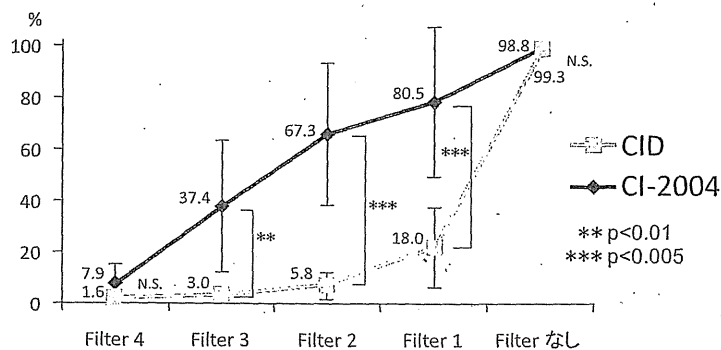


図7 難聴フィルタを介したCIDとCI-2004の聴取成績の比較(n=8)
 平均値と標準偏差を示す。

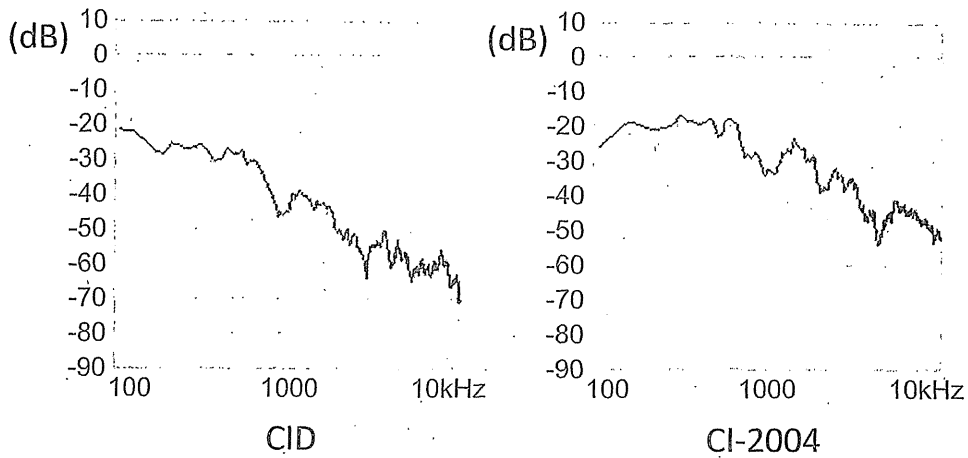
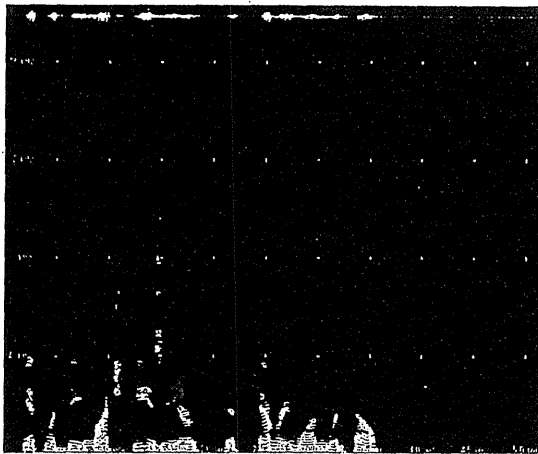


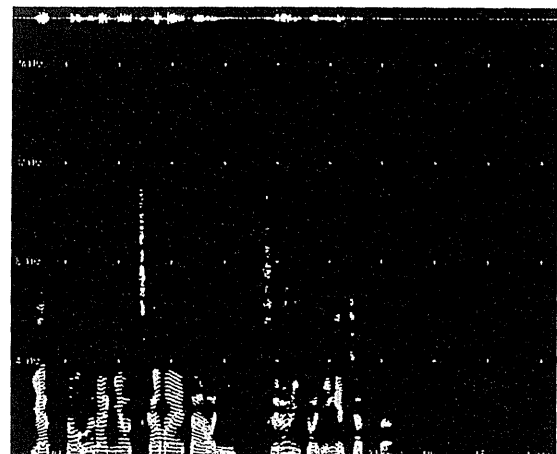
図8 検査語音のパワースペクトラム解析結果の比較

CI-2004では1kHz以下の音圧がCIDに比べて5~10dB大きい。また、1.5kHz付近にピークが認められる。



“It would be much easier if every one would help“

CID List1 #4



“Yatto unagio tsukamaetanoni sururito nigechatta”

CI-2004 List1 #13

図9 検査語音のサウンドスペクトログラムの比較

オクターブあたり 90 dB 等の急峻なフィルタ特性を得ることが可能となった、などの理由で、フィルタ処理を採用した。

さらに、CID と CI-2004 の 2 つの検査語音の正答率の差を統計解析するために、日本語と英語のバイリンガル話者である正常聴力者を被験者とした。フィルタなしでの CID と CI-2004 の聴取成績の正答率が 95% 以上であったことは、これを担保する。さらに、この研究ではバイリンガル話者である同一被験者に 2 条件での聞き取り実

験を行うデザインにより、対応のある 2 群の *t* 検定を行った。

2. 難聴フィルタ処理で聴取成績の差をもたらす要因
フィルタ 3, 2, 1 では両者の正答率に統計学的な有意差が認められた。この差の成因を考察するために、CID と CI-2004 の全検査語音のパワースペクトラム解析結果を図 8 に示した。この結果から、CI-2004 では 1kHz 以下の音圧が CID に比べて 5~10 dB 大きいことが判明した。また、1.5kHz 付近にピークが認められ、第 2 ホルメント

表1 検査語音の解析結果の比較

| | 音素長 (秒) | 無声子音数 | 有声子音数 | 母音数 | 無声子音長さ | 有声子音長さ | 母音長さ |
|------------|---------|-------|-------|-----|--------|--------|-------|
| CID 4 | 3.024 | 6 | 13 | 10 | 0.48 | 1.494 | 1.05 |
| CID 5 | 0.737 | 0 | 6 | 4 | 0 | 0.425 | 0.31 |
| CID 6 | 2.344 | 3 | 13 | 11 | 0.22 | 1.297 | 0.83 |
| | 6.105 | 9 | 32 | 25 | 0.7 | 3.216 | 2.19 |
| | | | | | 11.4% | 52.7% | 35.9% |
| CI-2004 13 | 2.587 | 8 | 10 | 21 | 0.42 | 0.569 | 1.6 |
| CI-2004 14 | 0.943 | 1 | 3 | 7 | 0.04 | 0.248 | 0.66 |
| CI-2004 15 | 2.12 | 9 | 7 | 16 | 0.67 | 0.368 | 1.08 |
| | 5.65 | 18 | 20 | 44 | 1.13 | 1.185 | 3.34 |
| | | | | | 19.9% | 21.0% | 59.1% |

に相当すると思われた。

さらに、検査語音のサウンドスペクトログラム解析を図9に示した。CIDではリスト1の4番(音素長3.024秒)、CI-2004ではリスト1の13番(音素長2.587秒)を用いた。CI-2004ではCIDに比べて、母音のホルマントの倍音層状構造がより明瞭で高周波数にまでおよび、さらに文全体に占めるホルマント音の比率も高いことが分かる。

これを証明するために、検査語音の音声解析結果を表1に示した。すべての文章の解析は困難であるので、両者の音素長がほぼ等しくなる3文として、CI-2004についてはリスト1の13, 14, 15の3つの短文(音素長5.65秒)、CIDについてはリスト1の4, 5, 6の3つの短文(音素長6.105秒)を選び、音声解析を行った。ただし、音素の時間解析については、無声子音はスペクトラムの波形を見て判断できるが、母音と有声子音はスペクトラム上での鑑別は難しく、開始点を少しずつ後ろにずらしながら、有声子音が聴覚判断上で母音に変換される点を決め、それ以降を母音と判断した。

この結果、CIDでは母音数が25個、母音の時間比率が35.9%であるのに対して、CI-2004では母音数が44個、母音の時間比率が59.1%で、CI-2004で有意に母音数が多く、母音の時間比率も高いことが判明した。音響スペクトラム解析(図8)でCI-2004の低音域の音圧が約10dB高いこと、第2ホルマントと思われるピークの存在もこれによって説明可能と考える。

日本語では、ヤ行の子音にあたる /j/ (硬口蓋わたり音)、およびワ行の子音にあたる /w/ (軟口蓋わたり音)

は、後続母音へのホルマント遷移パターンが存在することが知られている。また粕谷⁵⁾によれば、日本語では鼻音 /m/, /n/ のキューは250 Hz付近にホルマントを有し、有声子音とわたり音(半母音)はともに低周波数の成分を含んでいるという。

ここでの音響学的解析はあくまで本研究で使用された検査語音の一部に対する検討結果で、日本語、英語の言語学的な解析に言及するものではないが、本研究の結果は、CI-2004では母音、わたり音(半母音)を含むホルマント音の時間比率が高いこと、その明瞭度が高いこと、子音の連続性が少ないことなどが低周波数域の音声情報伝達を有利にして、高音域のフィルタを用いても良好な弁別能を維持することに関与していると考えた。

3. EAS 適応基準への提言

小寺⁶⁾は、日本人高音急墜型感音性難聴患者38例をパターンごとに5群に分けて57-S語表の単音節明瞭度検査を検査語音の自覚閾値上50 dB SLで行い、その結果を報告した。これによれば2 kHz, 1 kHz, 500 Hz, 250 Hzまでの聴力が正常であれば、それぞれの群で平均85%, 60%, 40%, 20%の明瞭度が得られること(ただし論文には数字の記載がないため図から類推した)、とくに母音の正答率は500 Hzの閾値が正常で、1 kHzが60 dB付近にある難聴者群では75%の正答率を得られたこと、/s/を除く無声子音弁別のキューは1 kHz以下に含まれていることを報告した。われわれのフィルタ処理による実験は文章検査であるが、基本的にこの報告と矛盾しないと考える。

本実験での呈示音圧は普通会話音に相当する60 dB SPL

を用いていることから、いわば、疑似難聴がある裸耳での普通会話音声聴取実験を擬したものである。CIDにおいては1kHzの閾値が60dB(フィルタ1)以上では文章正答率が急激に下がり18.0%以下となった。一方、CI-2004では1kHzの閾値が60dB(フィルタ1)、70dB(フィルタ2)、80dB(フィルタ3)90dB(フィルタ4)での正答率がそれぞれ80.5%、67.3%、37.4%、7.9%となった。したがって高音漸傾型難聴では1kHzの閾値が少なくとも70dB(フィルタ2)以上では補聴器装用の必要性が高くなること、1kHzの閾値が90dB(フィルタ4)以上では裸耳での普通会話音の聴取は困難となること推定される。ただし感音難聴患者では内耳障害による補充現象、語音類推能力などの他の因子が加わるために簡単ではない。

実際に、図1, 2に示した症例1, 2の裸耳での聴取能も本実験結果とは異なっており、とくに症例2は単音節に比して文章了解度がきわめて高いといえる。今後、日本語単音節による同様のフィルタ処理実験を行って、文章了解度との差を検討する所存である。

小寺⁷⁾は難聴者における総合的な会話理解能力には一部欠落した音節を持つ単語の脳内辞書における照合能力・類推能力が関係し、会話者の知識、教養に依存すること、それらの高次の会話理解能力を検査するには単語や文章の了解度検査が必要であるとした。ただし、そのためには学習効果を避けるために等価性が保たれた複数の語表が必要であるとも提言した。現時点では、繰り返して行うのに必要な文章リストの多さ、各リスト間の適正なバランスという点³⁾⁴⁾からもCI-2004が評価材料として適していると考えられる。

結 論

わが国にEAS型人工内耳を導入する際の適応基準について、①低音域の残存聴力レベルに関しては海外の基準よりも閾値が高くてもよい可能性があること、②脳内辞書における照合・類推能力の個人差も評価する必要があること、③そのために、単音節検査に加えて、録音された材料での文章の了解度検査も導入すべきであること、と結論した。また、現時点ではCI-2004がその目的の評価材料として適していると考えられる。

謝 辞

本研究は厚生労働省の科学研究費によって行われた。共同研究者である太田昌孝、館野 誠(リオン株式会社)、射場 恵、熊谷文愛、加藤 央(虎の門病院耳鼻咽喉科・聴覚センター)各氏に深謝します。

参考文献

- 1) von Ilberg C, Kiefer J, Tillein J, et al.: Electric-acoustic stimulation of the auditory system. New technology for severe hearing loss. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec 61: 334-340, 1999.
- 2) 宇佐美真一, 工 穰, 鈴木伸嘉, 他: 残存聴力活用型人工内耳(EAS: electric acoustic stimulation)を使用した一症例: 人工内耳における残存聴力保存の試み. Otol Jpn 20: 151-155, 2010.
- 3) 射場 恵, 熊谷文愛, 熊川孝三: 語音聴取評価検査「CI-2004(試案)」を用いた人工内耳装用者の聴取能. Audiol Jpn 54: 277-284, 2011.
- 4) 日本人工内耳研究会編: 人工内耳装用のための語音聴取評価検査CI-2004(試案)検査手引書. エスコアール, 千葉, 2004.
- 5) 粕谷英樹: Vことばの言語学的基礎 3. 音響学. 言語聴覚士テキスト 第2版(廣瀬 肇監修). 195-204頁, 医歯薬出版, 東京, 2011.
- 6) 小寺一興, 堀内美智子: 急墜型感音性難聴患者の語音弁別. Audiology Japan 38: 298-304, 1995.
- 7) 小寺一興: VII. 日本語単音節の出現頻度と語音明瞭度検査. 補聴の進歩と社会的応用. 80-90頁, 診断と治療社, 東京, 2006.

別刷請求先: 熊川孝三
〒105-8470 東京都港区虎ノ門2-2-2
虎の門病院耳鼻咽喉科・聴覚センター



Kozo Kumakawa
Toranomon Hospital

有限要素法による蝸牛基底板振動シミュレーション： 人工内耳電極挿入時の基底板振動挙動変化

小池 卓二・坂下 輔・埴 慎太郎・熊川 孝三*

Simulation of the Inner Ear Vibration Using Finite-Element Method: Effect of Insertion of the Cochlear Implant Electrode on Basilar Membrane Vibration

Takuji Koike, Tasuku Sakashita and Shintaro Hanawa

(The University of Electro-Communications)

Kozo Kumakawa

(Toranomon Hospital)

As a new application of neural prostheses for deafness, electrical stimulation from a cochlear implant is used to complement residual low-frequency hearing. When hearing is preserved, the combination of acoustic hearing in low frequencies and electrical stimulation of high frequencies can lead to very high levels of speech understanding, especially in a noise environment. The combination of electric and acoustic hearing is termed electric acoustic stimulation (EAS). On the other hand there is a very real risk that patients implanted with the cochlear implant may lose a substantial proportion of their residual acoustic hearing at low frequencies. Preservation of the residual hearing is assumed to be influenced by two factors, i.e., the intracochlear trauma caused by insertion of an electrode of a cochlear implant and the change in the dynamics of the basilar membrane (BM).

In this study, to clarify the influence of the electrode inserted into the cochlea on the dynamic behavior of the BM, a three-dimensional finite-element model of the human cochlea was created. The traveling wave of the BM caused by the vibration of the stapes was analyzed considering a fluid-structure interaction with the cochlear fluid. Next, the influence of the electrode on the vibration of the BM was examined by inserting the electrode model into the scala tympani of the cochlear model. In order to investigate the effect of the insertion method, the length and position of the electrode and the stiffness of the round window membrane (RWM) were changed.

When the electrode was inserted into the cochlea, the amplitude of the BM was suppressed by 10 dB or less at low frequencies compared to the intact cochlea. However, if ossification of the RW was induced (e.g., by using the RW approach), the vibration of the BM was suppressed by 20-40 dB. The degree of the suppression depended on the length and position of the electrode. The characteristic frequency (CF) of the BM in the apex area shifted to the low frequency side if the electrode was located adjacent to the BM.

Our computer model analysis showed the cochleostomy approach offers a greater advantage for hearing preservation, because the RWM may become very stiff following electrode insertion via the RW approach.

Keywords : simulation, vibration, finite-element method, electrode, basilar membrane, electric acoustic stimulation

はじめに
重度の感音性難聴の聞こえの改善には、人工内耳の装

用が効果的である。ただし、難聴の周波数特性にはさまざまな場合があり、難聴患者の中には低音域に対して残

聴のある患者もいる。そこで、高音域を人工内耳の電気刺激によって補聴し、低音域は音を補聴器で増幅することで音響として聞きとるという試みがなされている。この電気と音響の刺激によるハイブリット補聴型の人工内耳は electric acoustic stimulation (EAS) と呼ばれる。EAS は音の高さの判別が良く、とくに騒音下において語音に対する明瞭度が優れるといった利点がある。とくに日本語は母音の占める割合が英語に比べて高く、母音は 250 Hz から 1 kHz の低周波数の成分を持つ。このため、EAS により低周波数の補聴が良くなれば、日本語のような母音を多く使う言語にとっては、より聞こえの改善が望める。また、EAS の電極は基底板の長さに対して短いものを用いることができるため、蝸牛に対する侵襲も比較的小さい。ただし、短い電極を挿入した場合でも 13% は低音域の聴力が失われ、24% は聴力閾値が 20 dB 上昇したという報告¹⁾もあることから、確実に聴力が回復するとは限らない。

この低音域の聞こえの低下の原因については明らかになっていないが、一つの原因として、人工内耳電極を鼓室階に挿入することにより、基底板の振動が抑制されている可能性が考えられる。よって、蝸牛内環境の変化による基底板振動の変化を把握することが重要と考えられる。しかし、蝸牛は側頭骨内にあるため、その振動挙動を生理的条件下で観察することは困難である。Ren²⁾ は

生理的状态に近い条件下で基底板振動の計測を行ったが、基底板全体の振動挙動を得るまでには至っていない。そこで、基底板の振動挙動を推定するため、Wentzel-Kramers-Brillouin (WKB) 法^{3)~5)} や有限要素法 (finite-element method : FEM) を用いた基底板振動の理論解析^{6)~13)} が行われている。また、Kiefer ら¹⁴⁾、Böhnke ら⁶⁾ は蝸牛モデルを用いて、蝸牛に電極を挿入した場合の基底板振動変化について報告している。しかし、この報告では蝸牛内に電極をモデル化しておらず、電極と基底板の接触を想定した場合の解析のみがなされている。そこで本研究では、アブミ骨の振動により励起される蝸牛内リンパ液や基底板の振動を解析可能な有限要素法による 3 次元蝸牛モデルを構築し、人工内耳電極を蝸牛内に挿入した場合の基底板振動変化について解析を行った。

方 法

1. 内耳モデル

本研究では、アブミ骨 (stapes) と直線形状の蝸牛からなる構造体—流体連成モデルを用いた (図 1)。構造体として、アブミ骨、輪状靭帯 (stapedial annular ligament)、前庭窓 (oval window) 膜、基底板 (basilar membrane : BM)、骨ラセン板 (osseous spiral lamina : OSL)、蝸牛窓 (round window : RW) 膜を、流体領域として、前庭 (vestibule)、

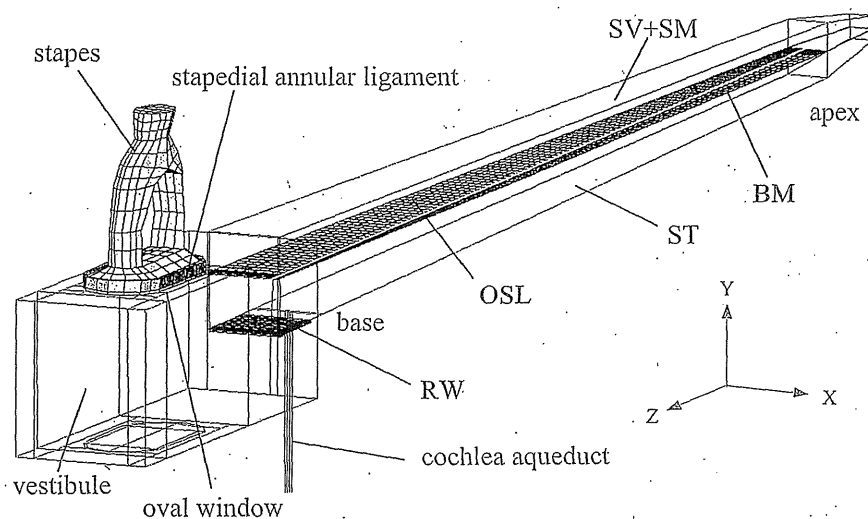


図 1 ヒト蝸牛の有限要素モデル

前庭階 (SV) と鼓室階 (ST) は矩形の管としてモデル化した。ライスネル膜は無視し、中央階 (SM) と前庭階の区別はしていない。蝸牛形状は基部から頂部にかけて線形的に変化するものとした。蝸牛窓 (RW) 膜と基底板 (BM) は 4 節点シェル要素により分割した。他の部分は 8 節点 6 面体要素を用いた。全節点数と要素数はそれぞれ 41, 912 および 28, 393 とした。

表1 蝸牛モデル形状

| 蝸牛 | | 基底板 ¹⁸⁾ | |
|--------------------------|-----------------------|--------------------|----------------------|
| 長さ ¹⁵⁾ | 28.6 mm | 長さ | 26.1 mm |
| 蝸牛内液 (体積) ¹⁶⁾ | | 幅 | 基部 100 μ m |
| モデル全体 | 118.2 mm ³ | | 頂部 500 μ m |
| 蝸牛部 | 48.8 mm ³ | 厚さ | 基部 30 μ m |
| 前庭部 | 69.4 mm ³ | | 頂部 10 μ m |
| 蝸牛窓膜 ¹⁷⁾ | | 前庭窓膜 | |
| 面積 | 2.21 mm ² | 面積 ¹⁹⁾ | 4.22 mm ² |
| 厚さ | 60 μ m | 厚さ | 60 μ m |

前庭階 (scala vestibuli : SV), 鼓室階 (scala tympani : ST) および蝸牛小管 (cochlea aqueduct) をモデル化している。

ここでは解析の複雑化を避けるため, 以下の仮定を導入しモデルを単純化した。ライスネル膜については, ライスネル膜を考慮したモデルと省略したモデルを作成し, 基底板振動を比較した結果, 大きな差はみられなかったため, 本研究ではライスネル膜を省略したモデルを用いた。また, 蝸牛の螺旋形状を直線形状にしたときの基底板振動への影響も小さかったことから, 蝸牛モデルは直線形状とした。さらに, 蝸牛各部の形状は蝸牛基部から頂部にかけて線形的に変化するものとし, 蝸牛断面を矩形とした。蝸牛内液の体積, 基底板, 蝸牛窓の幅や厚さは, ヒトにおける報告データ^{15)~19)}を基に決定した(表1)。基底板には, 図1のX軸方向にコラーゲン線維が並んでいるため, 異方性を有していることが予想されるが, 本解析では異方性を考慮せず, 等方弾性体と仮定した。蝸牛内液は非圧縮性の理想流体と仮定した。

モデル各部の物性値は, ヒトによる報告データ¹⁹⁾²¹⁾を基に, 一部をモルモット²⁰⁾による報告により補完した。蝸牛内液の粘度にはヘマトクリット値が低い血液の粘度を使用した(表2)。

境界条件として, 実際の蝸牛は骨に囲まれている器官であることから, モデルでは蝸牛内液の表面を剛体壁として定義した。音の入力は, アブミ骨頭部に0.2 Paの正弦波圧力を負荷した。なお, 解析には汎用連成解析ソフトであるCFD-ACE + Version 2009.0 (ESI CFD Inc., 国内総代理店: (株) ウェーブフロント)を使用した。

2. 電極モデル

図2に電極挿入時の蝸牛モデルを示す。電極の長さは基底板の長さに対して1/1, 1/2とした。図2のモデルは, 電極の長さが基底板の長さに対して1/1の場合であ

表2 モデルに用いた物性値

| | |
|-------------------------|--------------------------------------|
| 蝸牛内液 | |
| 密度 ²⁰⁾ | $1.034 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ |
| 粘度 | $2.8 \times 10^{-3} \text{ N s/m}^2$ |
| 基底板 ²⁰⁾ | |
| ヤング率 | $6.33 \times 10^6 \text{ Pa}$ |
| ポアソン比 | 0.49 |
| 密度 | $1.2 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ |
| 蝸牛窓膜 | |
| ヤング率 | $3.34 \times 10^7 \text{ Pa}$ |
| ポアソン比 | 0.49 |
| 密度 | $1.2 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ |
| 前庭窓膜 | |
| ヤング率 | $3.34 \times 10^6 \text{ Pa}$ |
| ポアソン比 | 0.49 |
| 密度 | $1.2 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ |
| 骨ラセン板 ²¹⁾ | |
| ヤング率 | $2.0 \times 10^{11} \text{ Pa}$ |
| ポアソン比 | 0.3 |
| 密度 | $1.2 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ |
| アブミ骨 ¹⁹⁾ | |
| ヤング率 | $1.2 \times 10^{10} \text{ Pa}$ |
| ポアソン比 | 0.3 |
| 密度 | $2.75 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ |
| アブミ骨輪状韧带 ¹⁹⁾ | |
| ヤング率 | $4.9 \times 10^5 \text{ Pa}$ |
| ポアソン比 | 0.3 |
| 密度 | $2.5 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ |
| 電極 | |
| ヤング率 | $5.0 \times 10^6 \text{ Pa}$ |
| ポアソン比 | 0.49 |
| 密度 | $2.5 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ |
| Rayleigh 減衰パラメータ | |
| α | 10020 1/s |
| β | $6.43 \times 10^{-7} \text{ s}$ |

る。実際の電極は断面が円形をしているものが多いが, 本モデルでは断面を正方形とし, その一辺の長さを頂部側で450 μ m, 基部側で680 μ mとした。電極を挿入する位置は, 水平方向については, 基底板直下, 鼓室階中央付近, または骨ラセン板直下とし, 垂直方向については電極と基底板, または骨ラセン板との間隔を, 基部から頂部にかけて一様に40 μ mとし, その間には蝸牛内液が存在するものとした。

電極は, シリコンゴム (密度: $1,200 \text{ kg/m}^3$) とプラチナ-イリジウム合金からなる金属線 (密度: $22,000 \text{ kg/}$

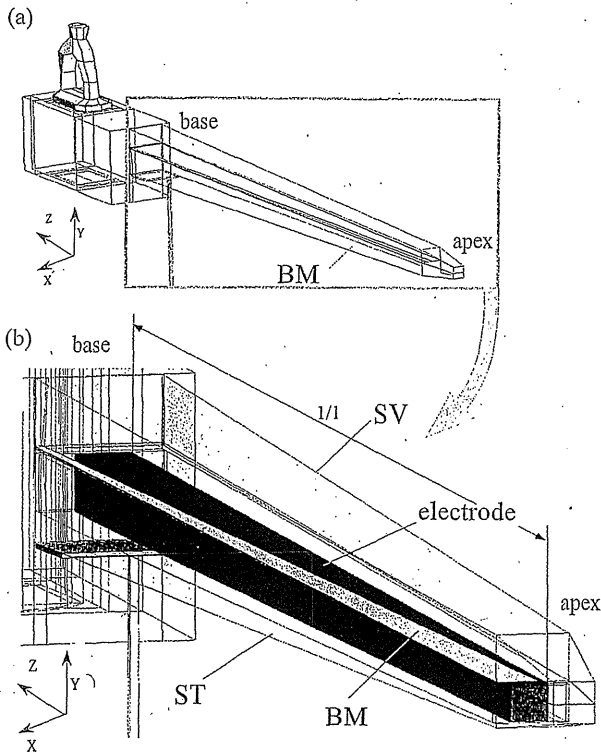


図2 蝸牛と電極モデル

(a) 正常蝸牛モデル. (b) 電極挿入モデル. 電極は矩形の弾性体と仮定した. 矩形断面の1辺の長さは頂部で450 μm , 基部で680 μm とした. 基底板と電極間の距離は40 μm とした.

m^3) でできているものと仮定し, 電極の密度をシリコンゴム単体よりも重い 2,500 kg/m^3 で一様とした. ヤング率はシリコンゴムと同程度の 5 MPa とし, ポアソン比は 0.49 とした. 境界条件は, 電極の蝸牛基部側断面のみを完全固定し, 他の電極部位は非固定として解析した. 電極を蝸牛窓から鼓室階へ挿入した場合, 挿入後に蝸牛窓は軟組織により閉鎖されるが, そのために蝸牛窓の可動性が失われる可能性がある. そこで, 蝸牛窓を完全に固定した場合の解析も行った.

結果

1. モデルの妥当性

図3(a)にモデルにより得られた基底板の振動の様子を示す. アブミ骨を振動させることにより, 基底板上に進行波が発生し, その振幅が最大となる基底板上の位置は周波数により変化した. Greenwood²²⁾は計測結果に基づき, 蝸牛に与える周波数と基底板振幅が最大となる位

置との関係, すなわち, 各基底板位置の特徴周波数 (characteristic frequency: CF) 分布を報告している. 図4にその関係を破線で示す. 縦軸は蝸牛に与えた周波数, 横軸は基底板の基部から頂部までの位置を正規化したものである. 図4の点は正常蝸牛モデルにより得られた計算値である. 計算結果は計測結果と同様の傾向を示した. 図5はCFが2kHzである基底板上の点における, アブミ骨に対する基底板振動の振幅比²³⁾を示している. 計測値(破線)と計算値(点)は同様の傾向を示した.

2. 電極の長さ

図3(b), (c)に, 正常蝸牛の場合, および, 基底板と等しい長さの電極を鼓室階中央に挿入した場合に, 基底板に生じる進行波の様子を示す. 電極を蝸牛に挿入しても, 蝸牛窓の固定・非固定によらず, 進行波に大きな乱れは発生せず, 正常蝸牛と同様の波形が得られた. ただし, 基底板の最大振幅は, 電極の長さ, 蝸牛窓の状態により, 大きく変化した.

図6に, 正常蝸牛に対する, 電極を挿入した場合の基底板最大振幅の振幅比の周波数変化を示す. 電極を挿入した場合, 正常蝸牛に比べて基底板の振幅が低下した. 250 Hz においては蝸牛窓を固定した場合, 電極が短い方が基底板の振幅低下量は小さかった. 1~4kHzでは蝸牛窓を固定した場合, 電極が長い方が基底板振幅は大きかった. これに対し, 蝸牛窓を非固定とした場合は, 電極挿入による基底板振幅の低下量は5dB程度であり, 電極が短い方がその影響は小さかった.

図7に, 長さが異なる電極を挿入した場合のCFの変化を示す. 破線は正常蝸牛のCFを示している. 蝸牛窓を非固定とした場合は, 電極が長い場合には蝸牛頂部側のCFは低い周波数へシフトした. 電極が短い場合はCFのシフト量は少なかった. 蝸牛窓を固定した場合にも同様の傾向がみられた.

3. 電極位置

図8に, 電極を基底板直下, および骨ラセン板直下(蝸牛軸に沿わせた状態)に挿入したモデルにより得られた, 正常内耳に対する基底板振幅比の周波数変化を示す. 蝸牛窓の状態にかかわらず, 電極を基底板の直下に挿入した場合は, 骨ラセン板直下に挿入した場合に比べ, 基底板振幅は低下した.

考察

本研究では, 蝸牛を直線化し, 基底板の形状や厚さ変

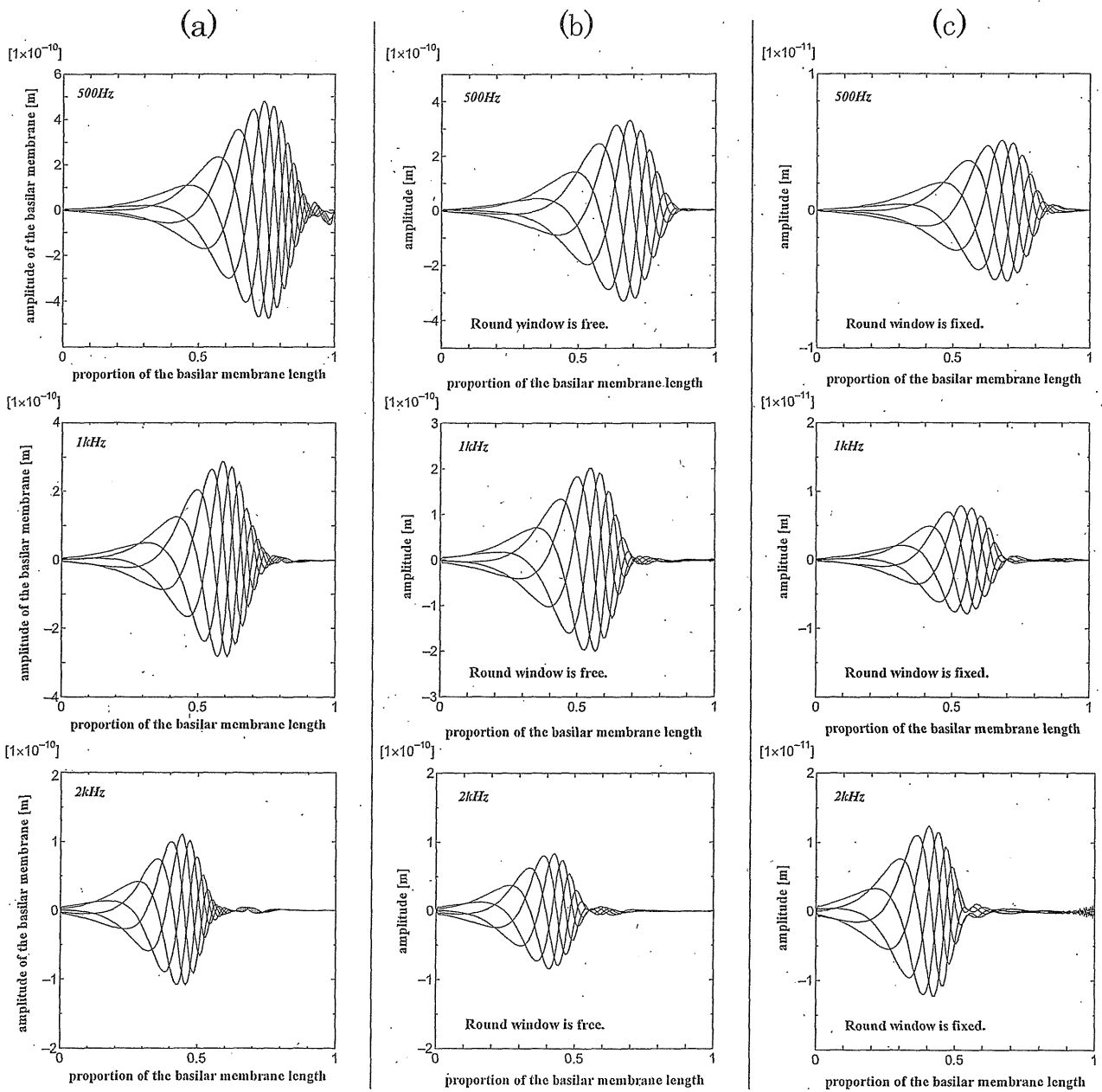


図3 正常および電極を挿入した蝸牛の基底板変位の時間変化
 (a) 正常蝸牛. (b) 電極を挿入し, かつ蝸牛窓の可動性が正常な場合. 電極の長さは基底板の長さと同じものとした. (c) 電極を挿入し, かつ蝸牛窓を固定した場合. 電極を鼓室階中央に挿入しても基底板を伝播する進行波の形状には有意な差は見られなかったが, 最大振幅は図6に示すように変化した.

化なども直線近似し単純化してある. しかし, 図4, 5に示したように, 本モデルより得られた結果は, 計測結果とほぼ同様の傾向を示しており, 基底板の振幅も定量的に近い値となった. ただし, 本モデルでは, 基底板上の感覚細胞は省略しており, 外有毛細胞に起因する蝸牛の

アクティビティは考慮していない. よって, 本モデルで得られた結果は, 蝸牛のアクティビティの効果が相対的に小さい, 比較的高い音圧が蝸牛に入力された時の結果に相当する.

図3に示したように, 蝸牛に電極を挿入しても基底板

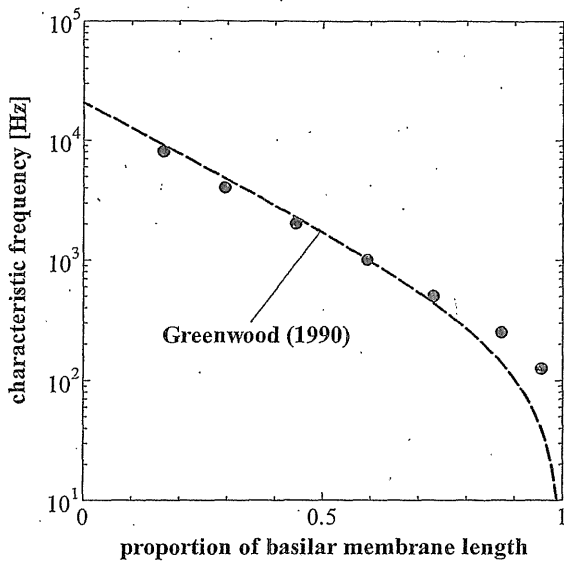


図4 基底板の特徴周波数分布
破線は Greenwood²²⁾ による計測値を，点は本モデルによる計算値を示す。

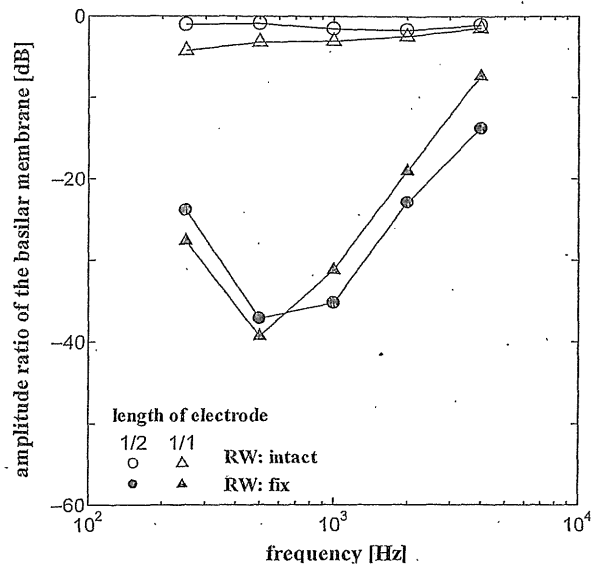


図6 正常蝸牛に対する電極を挿入した蝸牛の基底板最大振幅比
電極の長さが基底板と等しい場合と半分の場合で計算した。電極を蝸牛窓より挿入した場合，蝸牛窓膜は硬化もしくは骨化することが考えられるため，蝸牛窓膜の可動性が正常な場合と完全に固定した場合の解析を行った。

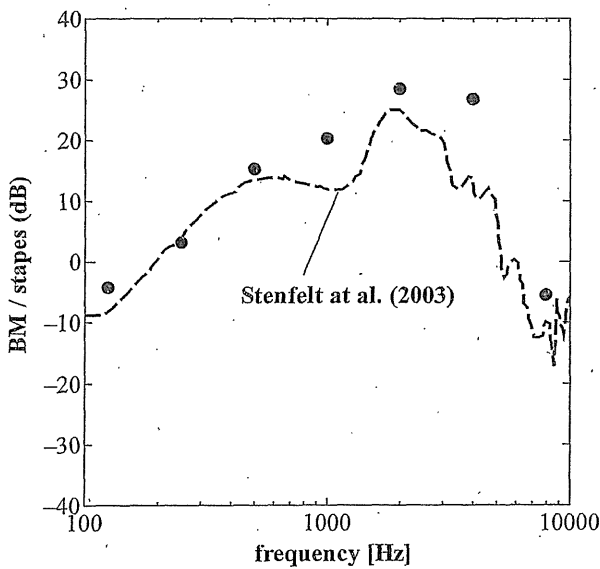


図5 アブミ骨に対する基底板振動振幅比
破線は Stenfelt ら²³⁾ による計測値を，点は本モデルによる計算値を示す。

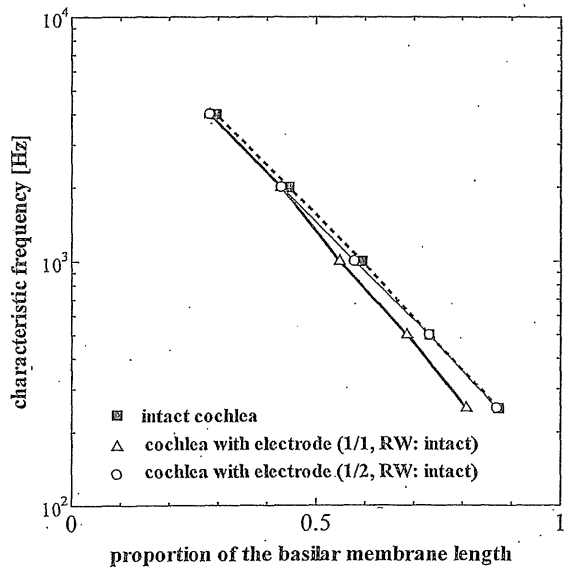


図7 電極挿入による基底板 CF 分布の変化
破線は正常蝸牛の CF 分布を示す。実線は長さの異なる電極を挿入した場合であり，蝸牛窓の可動性は正常とした。電極の長さが基底板に対して 1/2 と短い場合には，電極が低周波数域の基底板振動に及ぼす影響は小さくなるが，その

には進行波が生じ，その振動様式自体は正常蝸牛と大きな違いはない。しかし，基底板近傍に電極が存在する場合，基底板振動は抑制されるものと考えられる。電極の長さが基底板に対して 1/2 と短い場合には，電極が低周波数域の基底板振動に及ぼす影響は小さくなるが，その

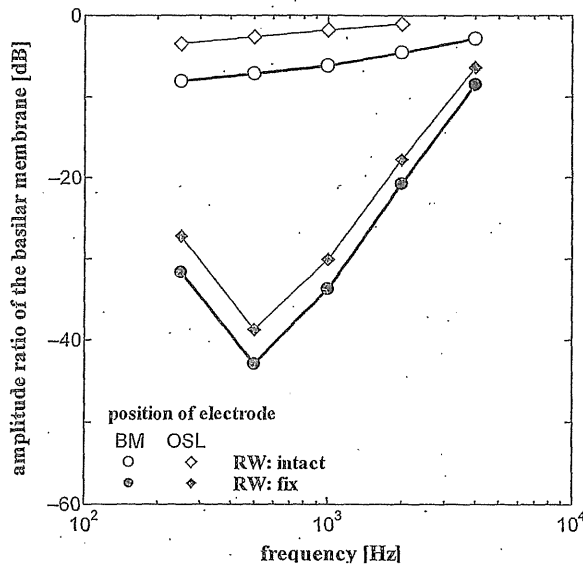


図8 電極挿入位置が基底板最大振幅に及ぼす影響
電極を基底板直下および骨ラセン板直下に配置した場合.

差は、図6に示すように、蝸牛窓を正常な状態に保った場合には5dB程度と考えられる。また、電極挿入位置によっても基底板振動は変化するが、その影響も5dB程度であった。以上より、これら電極自体の影響よりも、電極挿入に伴い変化すると考えられる蝸牛窓の状態による影響の方が大きいものと考えられる。蝸牛窓から電極を挿入した場合に、蝸牛窓膜の可動性が完全に失われる状態になりうるのかは不明だが、正常時よりも面積の減少や蝸牛窓膜自体の肥厚・硬化により、その可動性が低下する可能性は大きいものと考えられる。その極限として、本研究では蝸牛窓が骨化した場合を想定し、蝸牛窓膜を固定して解析を行った結果、低音域における基底板振動は最大40dB程度低下した。以上より、電極挿入時には、蝸牛窓の可動性をできるだけ保持する必要があるものと考えられる。

図7に示したように、電極挿入により、基底板のCFが蝸牛頂部領域で低周波数側へシフトした。この解析結果は、蝸牛窓が正常・固定の両状態でともに得られた。このことは、残聴がある低音域のトーンが実際よりも低い周波数に聞こえる可能性を示しており、語音の明瞭度などに影響を及ぼすものと考えられる。

結 言

電極挿入時の残存聴力の低下は、電極による蝸牛の直接的な損傷などさまざまな理由が考えられるが、本研究では、電極挿入が基底板振動に及ぼす動力学的影響から考察を行った。

その結果、以下の所見が得られた。

- (1) 蝸牛窓の状態を正常に保った場合、電極挿入による基底板振動の減少量は最大でも10dB程度である。
- (2) 蝸牛窓が骨化などで固着した場合、基底板の振幅は主に低音域で低下し、正常時に比べ最大40dB程度低下する。
- (3) EASを行う際の電極挿入法としては、短い電極を蝸牛軸近傍に留置したほうがより良い補聴効果が期待できる。また、蝸牛窓膜を保存することが低音域の基底板振動を保持するうえで重要である。

参考文献

- 1) Talbot KN and Hartley DE : Combined electro-acoustic stimulation: a beneficial union? Clin Otolaryngol 33: 536-545, 2008.
- 2) Ren T : Longitudinal pattern of basilar membrane vibration in the sensitive cochlea. Proc Natl Acad Sci U S A 99: 17101-17106, 2002.
- 3) Steele CR and Taber LA : Comparison of WKB and finite difference calculations for a two-dimensional cochlear model. J Acoust Soc Am 65: 1001-1006, 1979.
- 4) Lim KM and Steele CR : A three-dimensional nonlinear active cochlear model analyzed by the WKB-numeric method. Hear Res 170: 190-205, 2002.
- 5) Yoon YJ, Puria S and Steele CR : Intracochlear pressure and derived quantities from a three-dimensional model. J Acoust Soc Am 122: 952-966, 2007.
- 6) Böhnke F and Arnold W : 3D-finite element model of the human cochlea including fluid-structure couplings. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec 61: 305-310, 1999.
- 7) Manoussaki D and Chadwick RS : Effects of geometry on fluid loading in a coiled cochlea. SIAM J Appl Math 61: 369-386, 2000.
- 8) Parthasarathi AA, Grösch K and Nuttall AL : Three-dimensional numerical modeling for global cochlear dynamics. J Acoust Soc Am 107: 474-485, 2000.
- 9) Andoh M, Nakajima C and Wada H : Phase of neural excitation relative to basilar membrane motion in the organ of corti: theoretical considerations. J Acoust Soc Am 118: 1554-1565, 2005.
- 10) Skrodzka EB : Mechanical passive and active models of the human basilar membrane. Applied Acoustics 66: 1321-1338,

- 2005.
- 11) Ramamoorthy S, Deo NV and Grosh K : A mechano-electro-acoustical model for the cochlea: response to acoustic stimuli. *J Acoust Soc Am* 121: 2758-2773, 2007.
 - 12) Meaud J and Grosh K : The effect of tectorial membrane and basilar membrane longitudinal coupling in cochlear mechanics. *J Acoust Soc Am* 127: 1411-1421, 2010.
 - 13) Fleischer M, Schmidt R and Gummer AW : Compliance profiles derived from a three-dimensional finite-element model of the basilar membrane. *J Acoust Soc Am* 127: 2973-2991, 2010.
 - 14) Kiefer J, Böhnke F, Adunka O, et al. : Representation of acoustic signals in the human cochlea in presence of a cochlear implant electrode. *Hear Res* 221: 36-43, 2006.
 - 15) Ulehlová L, Voldrich L and Janisch R : Correlative study of sensory cell density and cochlear length in humans. *Hear Res* 28: 149-151, 1987.
 - 16) Igarashi M, Ohashi K and Ishii M : Morphometric comparison of endolymphatic and perilymphatic spaces in human temporal bones. *Acta Otolaryngol* 101: 161-164, 1986.
 - 17) Becvarovski Z : Absorption of intratympanic topical antibiotics. *Ear Nose Throat J* 83(Suppl 4): 18-19, 2004.
 - 18) Wever EG : Theory of hearing. John Wiley and Sons, Inc., New York, 1949.
 - 19) Koike T, Wada H and Kobayashi T : Modelling of the human middle ear using the finite-element method. *J Acoust Soc Am* 111: 1306-1317, 2002.
 - 20) Andoh M and Wada H : Prediction of the characteristics of two types of pressure waves in the cochlea: theoretical considerations. *J Acoust Soc Am* 116: 417-425, 2004.
 - 21) Lim YS, Park SI, Kim YH, et al. : Three-dimensional analysis of electrode behavior in a human cochlear model. *Med Eng Phys* 27: 695-703, 2005.
 - 22) Greenwood DD : A cochlear frequency-position function for several species—29 years later. *J Acoust Soc Am* 87: 2592-2605, 1990.
 - 23) Stenfelt S, Puria S, Hato N, et al. : Basilar membrane and osseous spiral lamina motion in human cadavers with air and bone conduction stimuli. *Hear Res* 181: 131-143, 2003.

別刷請求先：小池卓二
〒182-8585 調布市調布ヶ丘1-5-1
電気通信大学大学院情報理工学研究所
知能機械工学専攻



Takuji Koike

The University of Electro-Communications

人工内耳医療から学んだ難聴病態：蝸牛電気刺激検査と後迷路性難聴

東野 哲也・永野 由起・奥田 匠

Electrical Stimulation Test for Acquired Retrocochlear Diseases in Cochlear Implant Candidates

Tetsuya Tono, Yuki Nagano and Takumi Okuda

(University of Miyazaki)

One of the problems in considering the indication for cochlear implantation (CI) is the lack of a reliable retrocochlear function test when cochlear loss is combined with retrocochlear diseases. We have used a promontory and/or an extratympanic electrical stimulation test (EST) as an exclusion criterion for such candidates with a complete absence of auditory perception at any stimulation levels. The side for CI surgery could be thus decided in case where a nonresponsive ear was found on one side. Bilateral abnormal EST responses, such as "adaptation", were found in adult auditory neuropathy patients whose performances with CI were suboptimal. Bilateral absence of the EST response was found in a patient with superficial siderosis. On the other hand, we have experienced a patient with hypertrophic pachymeningitis, who showed distinct responses both to preoperative EST and to electric stimuli during mapping but no speech perception at all with the activated implant. It is concluded that a positive EST may be a necessary condition for open-set speech recognition but still be insufficient to indicate that a given patient will have an optimal performance with CI.

Keywords : retrocochlear diseases, cochlear implantation, electrical stimulation test

はじめに

人工内耳の導入によって、これまで治療手段がなかった言語習得後失聴者が音声によるコミュニケーション能力を回復し、また多くの先天聾小児が人工内耳で作られる聴覚情報のみで普通教育の場で成長していく姿を見るにつけ、この10数年の間に人工内耳が耳鼻咽喉科の医療技術として確実に成熟しつつあることを実感する。しかし現実には、高度難聴者個々の難聴病態や社会的環境は多種多様で、人工内耳というきわめて単純な電氣的聴覚刺激装置から得られる治療効果には限界があることを再認識させられるケースも少なくない。また、人工内耳担当施設のマンパワー増強が望めない状況下で、人工内耳埋め込み患者数が年々増えるとともに高齢化し、術後のリハビリ継続のための新たなシステム構築を検討するべ

き時期に来ているのも事実である。

当科で1990年に人工内耳プログラムを開始した当初は、高額な医療費負担を伴う高度先進医療としてスタートした経緯から、厳格な人工内耳の適応基準が適用された。すなわち、1) 100 dB以上の言語習得後失聴成人、2) 補聴器+読唇で会話不能、3) 蝸牛電気刺激検査(プロモントリーテスト)陽性、4) 中耳に病変がない、という4項目である¹⁾。この基準は、1994年の保険適応に伴う全国的な人工内耳医療の普及により漸次適応拡大がなされ、1998年の日本耳鼻咽喉科学会案(成人例)、1) 90 dB以上の高度難聴者、2) 補聴器装用効果が少ない、3) 蝸牛電気刺激検査は参考資料にとどめる、4) 活動性中耳炎のみ禁忌、が日本での人工内耳適応基準の一応のコンセンサスとなってきた。しかし人工内耳のハード・ソフト

両面からの改良が進み、成績向上が実感されるに及んで、その後も着実に適応拡大が進んでいるのが現状である。

この傾向はより多くの高度難聴者が人工内耳の恩恵に供する機会を増やす意味では好ましいが、一方で人工内耳成績が悪く術後の聴覚リハビリに手間取るケースを増やす危険性も増加する。とくに蝸牛電気刺激検査の結果を軽視する風潮は、人工内耳の効果が乏しい後迷路障害を伴う難聴者が無差別的に取り込まれる可能性がある。本稿では、蝸牛電気刺激検査の意義を再考するとともに、人工内耳効果を左右する後迷路病態について考えてみたい。

蝸牛電気刺激検査

高度難聴患者の蝸牛神経機能評価法として、蝸牛近傍の電気刺激によって生じる聴覚心理学的反応（音感覚）を測定する後迷路機能検査である。検査装置としては、コクレア社の promontory stimulator (図 1a) が術前検査の一つとしてルーチンに活用されてきた経緯から、プロモントリーテストとも呼ばれる。鼓膜穿孔または切開により針電極を岬角壁に設置する方法が一般的であったが、人工内耳術前に鼓膜を破る行為に抵抗感が強く、普及を妨げる原因にもなったことは否めない。メドエル社からは外耳道刺激電極を有する electroaudiometer (図 1b) が製品化されたが、これも普及することなしに製造が中止された。「陰性」の検査結果が必ずしも人工内耳効果を 100% 否定するものではない、あえて人工内耳の機会を奪

うような検査は好ましいものではないなど、蝸牛電気刺激検査に否定的な見解が欧米で広がったことから、すでにコクレア社の promontory stimulator も製造・販売が打ち切られている。したがって、その後に人工内耳医療を開始した施設はこれらの検査装置自体が手に入らないのが実状と思われる。

当科における蝸牛電気刺激検査の方法と結果

当科では、人工内耳手術直前の鼓膜穿孔形成や鼓室内への電極刺入操作は控えるべきとの立場から、イオントフォレーゼ麻酔下に鼓膜上に導電ペーストで銀ボール電極を接着固定する鼓膜電極 (図 2a) を用いている。蝸牛から離れるために通電効率が減じるが、電極の工夫で鼓室内電極に匹敵する安定した電位の導出が得られる²⁾。使用した検査装置はコクレア社の promontory stimulator で、検査に用いた矩形波のパルス頻度は 50, 100, 200 Hz, 刺激電流は 0~500 μ A の範囲で連続的に増減可能である。あらかじめ用意した説明・質問票と音知覚評定票を用い、音知覚の閾値と自覚的評価を記録した (図 2b)。音知覚「陰性」の判定は、音感覚がまったく得られないか、音知覚閾値 (T レベル) が得られても疲労現象 (同一刺激レベルで電気刺激を続けると音感覚が減衰する) が高度なために快・不快レベルが測定できない場合とした。

当科で過去10年間に蝸牛電気聴覚検査を行った後天性高度難聴患者 160 例 (年齢 15~79 歳) のうち、146 例 (91.2%) は両側陽性であり、少なくとも一側の耳が陰性

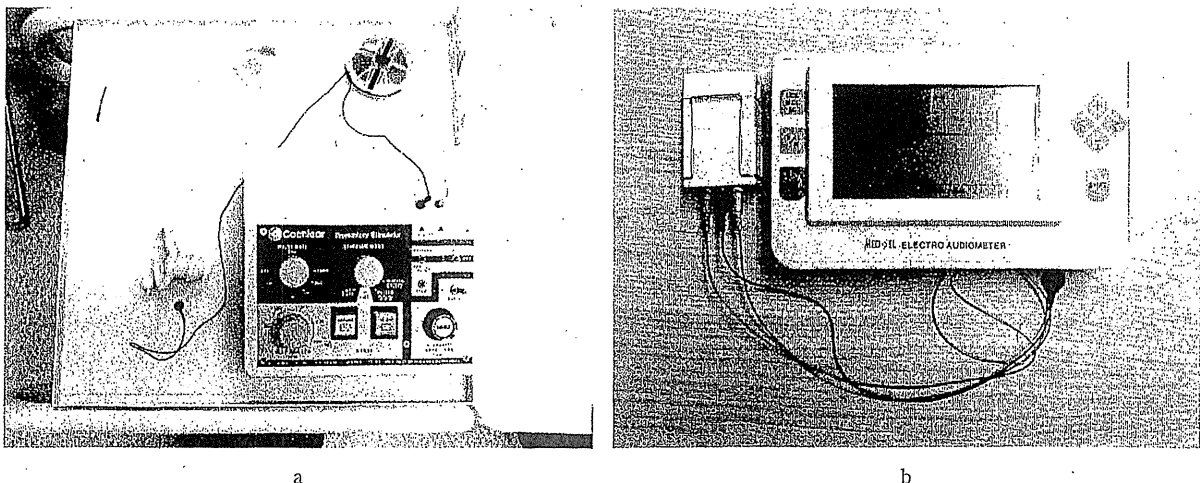


図 1 a コクレア社 promontory stimulator
b メドエル社 electroaudiometer

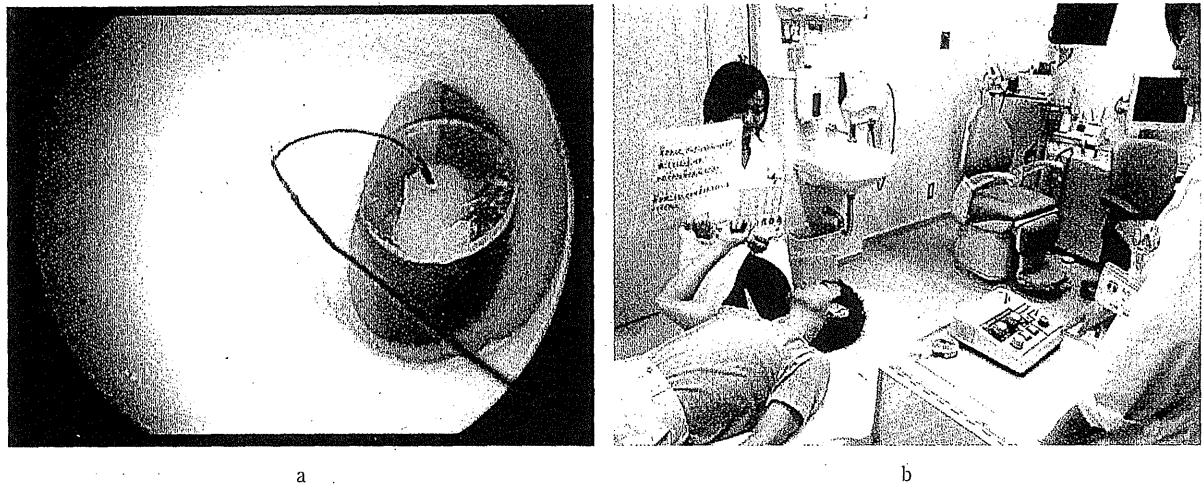


図2 a 鼓膜電極
b 蝸牛電気刺激検査風景

と判定された例は 14 例 (8.8%) であった。このうち、
一側のみ陰性であった一側陰性が 11 例 (6.9%), 両側と
ともに陰性であった両側陰性例が 3 例 (1.9%) であった。

蝸牛電気刺激検査陰性例の臨床像

1) 一側陰性例

一側のみ陰性であった症例一覧を表 1 に示す。陰性例
の失聴原因としては先天性 (症例①) または幼小児期か
らの詳細不明の難聴 (症例②~④), 聴神経腫瘍 2 耳 (症
例⑤, ⑥), 真珠腫術後の 2 耳 (症例⑦, ⑧) が主なもの
であり, 対側 (陽性側) より失聴期間が長い例であった。

逆に, 突発難聴や特発性難聴の臨床経過で失聴した 4 耳
はいずれも音知覚陽性であった。両側聴神経腫瘍の症例
⑤においては, 手術で蝸牛神経を切断した側が陰性で
あったが対側の電気聴覚は保存されていた。11 例中 7 例
に対し, 音知覚陽性側に人工内耳手術が行われ, おおむ
ね良好な術後成績が得られた。

2) 両側陰性例

両耳ともに陰性であった 3 例の臨床像の概略を示す。

症例 A: 初診時 43 歳, 男性。38 歳から 2 年間, 頭痛
と嘔吐を繰り返したが原因不明のまま, 両側難聴が進行
した。初診時, 平均 47 dB の感音難聴であったが疲労現

表 1 蝸牛電気刺激検査一側陰性例 (N=11)

| 症例 | 陰性側 | | 陽性側 | | 人工内耳 |
|-----------|--------|-------|--------|---------|------|
| | 失聴原因 | 失聴期間 | 失聴原因 | 失聴期間 | |
| ① 55 歳・女性 | 先天性 | 55 年 | 中耳炎術後 | 30 年 | 陽性側 |
| ② 45 歳・女性 | 先天性? | >35 年 | ムンプス | 15 年 | 陽性側 |
| ③ 72 歳・男性 | 先天性? | >69 年 | 突発難聴 | 6 年 | 陽性側 |
| ④ 67 歳・男性 | 先天性? | >60 年 | 突発難聴 | 24 年 | 陽性側 |
| ⑤ 50 歳・男性 | AT 術後 | 4 年 | AT | 1ヵ月 | 陽性側 |
| ⑥ 65 歳・女性 | AT | 2 年 | 特発性難聴 | (85 dB) | 未 |
| ⑦ 68 歳・男性 | 真珠腫手術 | 40 年 | 突発難聴 | 8 年 | 未 |
| ⑧ 69 歳・女性 | 真珠腫手術 | 40 年 | 髄膜炎 | 2 年 | 陽性側 |
| ⑨ 58 歳・女性 | 慢性中耳炎 | 22 年 | 慢性中耳炎 | 50 年 | 未 |
| ⑩ 67 歳・女性 | 髄膜炎 | 55 年 | 髄膜炎 | 55 年 | 陽性側 |
| ⑪ 47 歳・女性 | 敗血症/KM | 26 年 | 敗血症/KM | 26 年 | 未 |

AT: 聴神経腫瘍, KM: カナマイシン耳毒性

象のため補聴器装用効果はほとんど得られなかった。47歳で両側聾に至り聾角刺激による電気聴覚検査を施行したが両側陰性であった。その後Jumbling現象、錐体路症状、嗅覚・味覚障害などが加わり、50歳時に蝸牛窓刺激による電気聴覚を再検したが陰性であった。当時新しく導入された超伝導MRIにより、脳表へモジデリン沈着症と診断された。

症例B：58歳、女性。13歳頃より両難聴、耳鳴、ふらつきを自覚するようになった。17歳頃、左耳に補聴器装用を試みたが効果がなく、以後、筆談に頼って生活してきた。純音聴力検査では左右ともに70dB程度であったが、最高語音明瞭度が右10%、左15%と悪く、Jerger III型を示した。ABRは両側無反応、蝸電図では、APは消失していたが良好なCM波形が両耳ともに検出された。温度眼振検査は右は無反応、左は高度CPを示した。MRIで異常所見は認めなかった。蝸牛電気刺激検査では両側とも音感覚はあるものの、高度の疲労現象を伴っていた。

症例C：58歳、女性。12歳頃から両難聴、耳鳴が徐々に進行し、20歳頃には会話聴取が不能となった。純音聴力検査では右76.3dB、左92.5dB、最高語音明瞭度が右10%、左15%で、補聴器装用効果は認められなかった。ABR、蝸電図APともに両側無反応であったが、良好なCM波形が記録された。温度眼振検査は両側とも無反応であったがMRIの異常は認められなかった。蝸牛電気刺激検査では両側とも音知覚陰性であった。

考 察

後天性高度難聴患者の9割以上が蝸牛電気刺激検査両側陽性であったことで、内耳障害が高度でも蝸牛神経機能は高率に保存されることが確認された。とくに突発難聴や特発性難聴の全例が陽性であったことから、これらの難聴病態の主体が内耳であることが示唆される。しかし、左右の失聴原因・期間が異なる例の一部(6.9%)に一側陰性例が潜んでいることも確かであり、人工内耳術側決定における本検査の重要性が支持される。また、両側聴神経腫瘍の症例⑤において、手術で蝸牛神経を切断した耳のみ陰性であった結果は、本検査法による蝸牛神経機能評価の妥当性を示している。

両側陰性の3例はいずれも進行性後迷路性難聴の臨床経過を呈し、純音聴力閾値がある程度保たれているにもかかわらず補聴器装用効果がまったく認められなかった。症例Aは数年の経過で他の脳神経症状や錐体路症状

が現れるに至って、脳のMRI所見で脳表へモジデリン沈着症の診断が確定した例である。当科初診から診断に至るまで約7年を要しているが、常伝導MRIから超伝導MRIという画像技術の進歩で臨床診断可能となった疾患として注目される。

症例B、Cの臨床像は驚くほど共通している。すなわち、1) 難聴の家族歴がない中高年女性、2) 10歳代発症の両側進行性感音難聴で耳鳴を伴う、3) 補聴器装用を試みるも効果がなく装用歴がない、4) 純音聴力が比較的保たれているにもかかわらず語音弁別能や補聴器装用効果が極端に悪い、5) ABR無反応、6) 蝸電図AP無反応だがCMが検出される、7) 蝸牛電気刺激検査陰性、8) 温度眼振検査で両側CPまたは無反応、9) CT、MRIで中、内耳、中枢聴覚路に病的所見を認めない、10) 第Ⅷ脳神経以外の神経症状を認めない、である。

この2例は近年auditory neuropathyとして提唱されている疾患概念^{2)~5)}に当てはまる。つまりABRが無反応であるにもかかわらず蝸電図CMまたは耳音響放射が検出される難聴病態を指し、その障害部位としては内毛細胞、蝸牛神経およびそのシナプスが想定される。本症は疾患単位ではなく、遺伝性、代謝異常、自己免疫、感染症、特発性などさまざまな病因で生じる症候群としてとらえるべきで、当然のことながら、症例Aの脳表へモジデリン沈着症も本症の一病態となる。症例B、Cは現時点では特発性に分類されるが、今後の症例の蓄積で新たな病態分類を構築していく必要がある。

われわれの臨床データからは、蝸牛電気刺激検査陰性の後天性高度難聴例はきわめて特異的な難聴病態を示唆するといえ、その筆頭にauditory neuropathyがあるものと思われる。症例Bにおいて認められた「蝸牛電気刺激検査における疲労現象」は、耳音響放射の消失が確認された62歳時にも確認されたことから、随伴する外毛細胞の障害程度にかかわらずauditory neuropathy病態における一つの特徴的な所見と考えられる。音刺激に対する疲労現象がJerger III型として検出されたのと同様の機序が、電気刺激によりもたらされる音感覚にも当てはまることを示している。この現象が聴覚伝導路のどのレベルでの障害に基づくものかは今後の検証を要するが、蝸牛電気刺激検査成績により、auditory neuropathyを、①陰性型、②異常反応(疲労現象)型、③正常反応型に分類できるものとする。この分類が他の聴覚検査所見や人工内耳成績にいかんにか反映されるかは今後の課題である。

おわりに

蝸牛電気刺激検査は人工内耳の術前検査として省略される傾向にあるが、少なくとも auditory neuropathy のような後迷路機能障害がかかわる難聴病態の術前把握や術側決定に重要な情報を提供する機能検査法であることを強調したい。

参考文献

- 1) 本庄 巖：人工内耳の適応. 人工内耳. 36-39 頁, 中山書店, 東京, 1994.
- 2) 東野哲也, 田中克典：蝸電図検査, 蝸牛電気刺激検査. JOHNS 21: 1085-1087, 2005.
- 3) Kaga K, Nakamura M, Shinogami M, et al. : Auditory nerve disease of both ears revealed by auditory brainstem responses, electrocochleography and otoacoustic emissions. Scand Audiol 25: 233-238, 1996.
- 4) Kraus N : Auditory neuropathy: An historical and current perspective. Auditory neuropathy: A new perspective on hearing disorders (ed by Sininger Y and Starr A). Singular, San Diego, pp 1-14, 2001.
- 5) 東野哲也: 疾患概念と臨床的問題点. 耳鼻臨床 98: 827-833, 2005.

別刷請求先：東野哲也
〒889-1692 宮崎市清武町木原5200
宮崎大学医学部耳鼻咽喉・頭頸部外科



Tetsuya Tono
University of Miyazaki



人工内耳と高次脳機能

神戸市立医療センター中央市民病院耳鼻咽喉科
内藤 泰

はじめに

例えば脳血管障害の運動麻痺は明瞭な所見であるが、併存する失語や記憶障害、遂行機能障害などは外から見えにくく患者の社会復帰で大きな問題となり¹⁾、まとめて「高次脳機能障害」と呼称される。高次脳機能は単純な運動や感覚機能ではなく、知覚・注意・学習・記憶・概念形成・推論・判断・言語・意欲など、感覚入力や記憶に基づいて適切な行動を計画し、実行する脳の働きを指し、主に大脳の連合野とその相互ネットワークがこれを司る。難聴についても、その影響は言語、記憶、思考などの高次機能に及ぶので、疾患の全体像を把握するためには末梢障害だけでなく高次脳機能の観点からの評価も欠かせない。

1. 高度難聴・人工内耳が高次脳機能に及ぼす影響

(1) 人工内耳使用による高次脳機能の可塑的变化

言語習得後失聴者が人工内耳を使って語音を認知する時の皮質活動をPET(positron emission tomography)で観察すると、上側頭回、上側頭溝および中側頭回、ブローカ野、補足運動野、前帯状回の賦活が健常聴力者より有意に高い²⁾。これは、人工内耳で符号化された信号をもとに語音認知を達成するためには、聴覚連合野の広い領域で多量の情報処理が行われると同時に、言語表出に関与する前頭葉の領域も活用されていると解釈できる。特に、聴覚野とウェルニッケ野、ブローカ野、補足運動野の間には解剖学的線維連絡があり(図1)、Roland³⁾はこれらの領域が協同して、入力されたあいまいな言語信号を一旦保持し、複数の候補と照合して最も適切な認知にいたる言語のワーキングメモリを形成しているのではないかと仮説を示している。単純な聴覚認知であれば図1の聴覚入力から上側頭回までの経路で事足りるが、弁別困難な音声入力を適正に認知するためには複数の脳領域を結ぶ高次脳機能ネットワークが必要となるのである。

(2) 聴覚情報処理への視覚の介入

視覚入力がある音声認知に介入する例の一つに有名な

McGurk効果(例えば「バ」という声に合わせて「ガ」と発声している顔(口の動き)の画像を見ると「ダ」と知覚される現象)がある。話者の顔を見ながら声を聴く場合、聴覚野、視覚野、上側頭溝、ブローカ野などが活動するが、このうち左半球の上側頭溝でMcGurk刺激により有意の賦活亢進が生じるとの報告がある⁴⁾。McGurk効果を生じやすい個人は聴覚言語と視覚言語の統合についてより寛容な神経機構を有しており、これによって認知の正確性を若干犠牲にしながら困難な聴取状況(例えば強い騒音下など)での語音認知の向上を図っているのではないかと推測される。この「寛容な」音声言語・視覚言語統合を行うのが上側頭溝ということになるが、われわれが人工内耳使用者で観察した広範な聴覚連合野賦活増加領域は上側頭溝・中側頭回を含んでおり²⁾、これが人工内耳による言語聴取で頻繁に必要な聴覚・視覚統合の機能亢進を反映しているのかも知れない。

高度難聴小児においてFDG-PETで視覚的言語刺激を課して脳代謝を計測すると、視覚情報処理の背側経路に

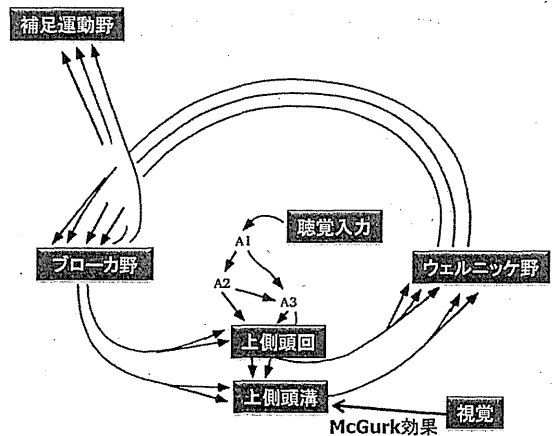


図1 言語の表出と認知を連絡する神経機構
聴覚野(A1-3, 上側頭回), 上側頭溝, ウェルニッケ野, ブローカ野, 補足運動野のネットワークによる言語のワーキングメモリ(文献2)より改変して引用)。

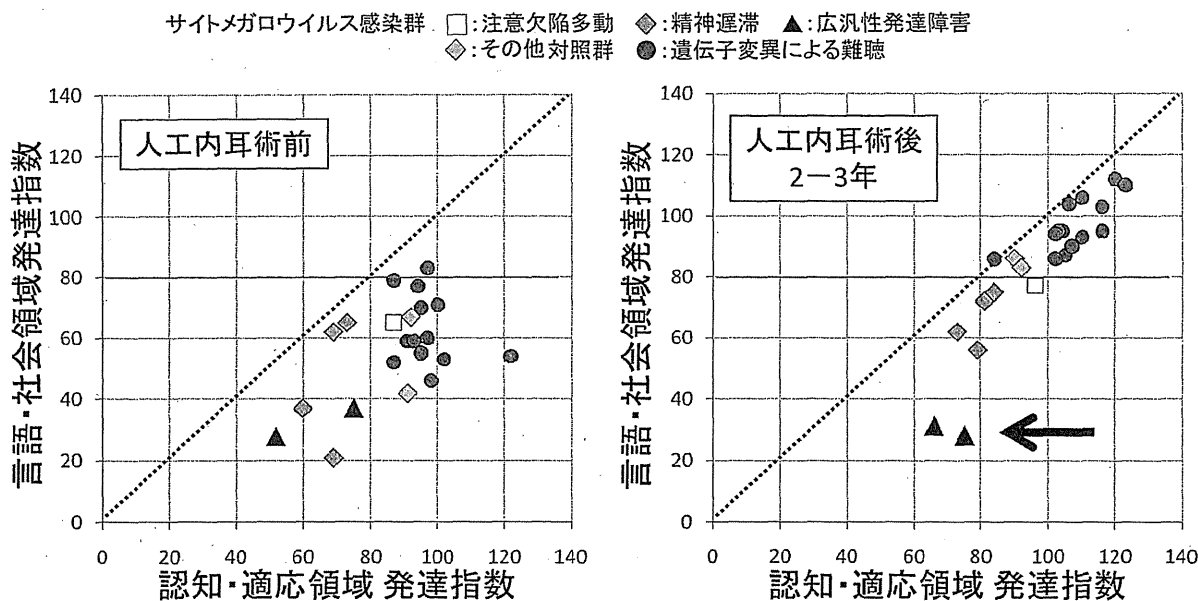


図2 先天性CMV感染高度難聴児の人工内耳による言語発達
広汎性発達障害例(図中の三角)では術後も言語・社会領域の発達が見られない(矢印)(文献6)より引用

加えて本来なら聴覚連合野である上側頭回も賦活される⁹⁾。これは、聴覚障害によって側頭連合野が視覚野として機能するという、感覚の種類を越えた可塑性(cross-modal plasticity)を直接的に示す所見である。

2. 高次脳機能障害が人工内耳の効果に及ぼす影響
—先天性サイトメガロウイルス感染

先天性サイトメガロウイルス(CMV)感染は先天性難聴の15から20%を占めるが、その聴覚障害は末梢内耳から大脳皮質に至るまで多様である。われわれが先天性CMV感染による高度難聴で手術、経過観察している人工内耳装用小児11例のうち、難聴以外の神経学的異常を認めなかったものは2例のみで、残り9名のうち1名がADHD(注意欠陥・多動性障害)、2名がPDD(広汎性発達障害)、6名が精神遅滞を有していた。このうちADHDや精神遅滞例では、人工内耳術後に各々の認知発達レベル相応の言語発達が見られたが、PDD合併例では音の有無や環境音の認知は可能で一定の効果は得られるが言語発達は停滞している(図2)⁹⁾。このように高次脳機能障害は人工内耳による言語習得に大きな影響を与える⁷⁾ので、事前の詳しい評価と十分な説明が大切である。

参考文献

- 1) 武田克彦, 波多野和夫: 高次脳機能障害—その概念と画像診断. 中外医学社; 2006.
- 2) Naito Y, Tateya I, Fujiki N: Increased cortical activation during hearing of speech in cochlear implant users. *Hear Res* 2000; 143: 139-146.
- 3) Roland PE: Chapter 9 Language. *Brain activation*, Roland PE (ed), Wiley-Liss; 1993: pp 269-290.
- 4) Nath AR, Beauchamp MS: A neural basis for interindividual differences in the McGurk effect, a multisensory speech illusion. *Neuroimage* 2012; 59: 781-787.
- 5) Fujiwara K, Naito Y, Senda M, et al: Brain metabolism of children with profound deafness: a visual language activation study by 18F-fluorodeoxyglucose positron emission tomography. *Acta Otolaryngol* 2008; 128: 393-397.
- 6) Yamazaki H, Yamamoto R, Moroto S, et al: Cochlear implantation in children with congenital cytomegalovirus infection accompanied by psycho-neurological disorders. *Acta Otolaryngol* 2012 (in press).
- 7) 内藤 泰: 補聴と高次脳機能. 音声言語医学 (印刷中).

連絡先 〒650-0047 神戸市中央区港島南町2丁目1-1
神戸市立医療センター中央市民病院耳鼻咽喉科
内藤 泰

高度難聴者における皮質言語機構の再編成

内 藤 泰

Functional Reorganization of Cortical Language Networks in Individuals with Profound Deafness

Yasushi Naito

(Kobe City Medical Center General Hospital)

First, we compared cortical activation by speech in postlingually deafened cochlear implant (CI) users with that in normal hearing subjects using positron emission tomography (PET). Increased activation was observed in CI users not only in the temporal cortices but also in Broca's area and its right hemisphere homologue, supplementary motor area (SMA) and anterior cingulate gyrus. These regions are thought to be establishing working memory for language decoding and encoding, enabling the brain to maintain an internal copy of the original auditory message, which might be activated more in CI users than in normal subjects. Next, we used 18F-fluorodeoxyglucose (FDG)-PET to measure the cortical glucose metabolism in profoundly deaf children with visual language stimuli and observed significantly higher cortical metabolism in the pre-central gyrus, middle temporal gyrus in the right hemisphere, and superior temporal gyrus and superior parietal lobule. Individual analysis revealed a strong cortical activation in a child who was the worst user of spoken language, while there was no significant increase in the overall cortical metabolism in the child who was the best user of spoken language. Our recent study also revealed a correlation between the functional reorganization pattern of language networks and the genetic cause of deafness in profoundly deaf individuals. Our results confirmed that the temporal auditory cortices of deaf children develop to process visual aspects of language if they do not receive sufficient auditory signals and depends on visual cues. FDG-PET with a visual language task provided objective information on the development and plasticity of cortical language networks. Functional brain imaging may be of help for both the parents of hearing-impaired children and the professionals involved in their habilitation and education decide upon the appropriate mode of communication for each child.

Keywords : language, cochlear implant, PET, plasticity, communication

はじめに

感音難聴では音が聴覚路の神経活動に変換される過程が傷害され、聴皮質に入力される音信号の減少や歪みによって語音認知の低下をきたす。難聴がさらに高度になれば手話や書字などの視覚情報への依存が強くなるが、これが小児で生下時から学童期まで音声言語を聴取する機会がなければ、聴皮質は視覚情報処理を行う方向に機能分化してしまい、仮に成人になってから人工内耳で音声を入力しても、「音」や「言葉」を聴取することはできない。このように感音難聴の臨床では、内耳で異常にコー

ドされた音信号が聴皮質でどのように処理されるか、さらに視覚など他の感覚の皮質処理との競合など、聴覚の中枢処理についての理解が重要である¹⁾。本稿では難聴者の脳機能、とくに高度難聴者の大脳皮質における聴覚と視覚情報処理の拮抗的關係について、主に PET (positron emission tomography) による脳機能画像で得られた知見を、われわれの研究結果を中心に概説する。なお、本稿で示した諸研究はヘルシンキ宣言を遵守し、おのおのの所属機関(神戸市立医療センター中央市民病院、財団法人先端医療振興財団先端医療センター、京都大学