

拡大が困難であったことから、電気刺激の許容量が低いことやらせん神経節細胞が少ない可能性があり、後迷路における神経機能が低下していることが推測される。また、Tレベルの原因としても、らせん神経節細胞が少ないため情報量が少ないことや聴神経に問題があるため、電気刺激が正常に伝達されず、小さな音に対する反応が曖昧になることが推測され、後迷路に障害がある可能性が考えられる。つまり、後迷路の神経変性によって、神経ネットワークの障害がある、または、神経ネットワークの機能の回復が困難であると考えられ、ダイナミックレンジとらせん神経節細胞との関連や装用閾値検査におけるワーブルトーンという語音とは異なる単純な音刺激に対する処理機能の低下、トップダウン処理が難しい子音聴取の正答率の低下ということから、聴覚伝導路の下位レベルの機能低下が推測される。そのため、閾値不良群では、装用閾値が高く、語音聴取に必要な聴覚情報が十分に上位中枢レベルへ伝わらず、語音聴取能も低下しているのではないかと考えられた。

ま と め

1. 術前因子では、失聴期間において、CI装用閾値に有意な差がみられ、失聴期間が1年以内と短い場合は、装用閾値が良好に得られる傾向にあった。
2. 閾値不良群は、閾値良好群よりCレベルと子音正答率が有意に低かった。
3. 閾値不良群では、Cレベルが低く、ダイナミックレンジの拡大が困難であるため、Tレベルの上昇も困難であった。そのため、装用閾値が高く、語音聴取能力が低いと考えられた。
4. 閾値不良群が閾値を得られない要因として、後迷路の神経機能が低下している可能性が考えられた。
5. CI装用効果における装用閾値や語音聴取に影響を与える一因として、後迷路機能の問題があると考えられた。

本論文の要旨は、第55回日本聴覚医学会学術講演会において、口演した。

Hearing threshold and the retrocochlear auditory pathway in adult long-term cochlear implant users

Naoe Mori¹⁾²⁾, Juichi Ito¹⁾, Harukazu Hiraumi¹⁾, Shinobu Yamaguchi¹⁾³⁾, Naomi Shibata¹⁾, Norio Yamamoto¹⁾, Tatsunori Sakamoto¹⁾, Noriko Iwai¹⁾, Ken Kojima²⁾, Masahiro Matsumoto²⁾, Hideaki Ogita²⁾

¹⁾Department of Otolaryngology, Head and Neck Surgery, Graduate School of Medicine, Kyoto University

²⁾Department of Otolaryngology, Kyoto Teishin Hospital

³⁾Department of rehabilitation, Osaka Health Science University

We investigated the relation between the hearing threshold and the age at cochlear implantation, duration of deafness, and cause of deafness in 45 adult long-term cochlear implant users. We compared the T level and C level, dynamic range, and speech perception between the group with a good hearing threshold (the good group) and the group with a poor hearing threshold (the poor group). The results were as follows.

1. A tendency towards a good hearing threshold was observed in cases with a duration of deafness of one year or less.
2. Significant differences in the C level and consonant perception scores were observed between the good group and the poor group.
3. The results suggested a high hearing threshold and low consonant perception scores in the poor group, because it was difficult to raise the C level and T level, and to widen the dynamic range.
4. The findings suggested the possibility that the degeneration of the auditory nerve fibers on the retrocochlear auditory pathway caused a high hearing threshold in the poor group.

5. The findings also suggested the possibility that a disturbed retrocochlear auditory pathway affected the hearing threshold and the consonant perception scores.

参考文献

- 1) 伊藤壽一, 高木明, 本庄巖, 他: 人工内耳手術34症例の臨床的評価。耳鼻臨床 87: 185-192, 1994
- 2) 藤沢直人, 川野通夫, 山口忍, 他: 高齢者の人工内耳装用効果。Audiology Japan 43: 250-255, 2000
- 3) 城間将江, 山嵜達也, 加我君孝: 小児人工内耳の長期的言語聴取能力に寄与する要因: 文献考察。ENTONI 27: 46-63, 2003
- 4) 城間将江, 本多清志, 河野淳, 他: 人工内耳装用者の語音聴取能に影響を及ぼす要因。音声言語医学 32: 371-377, 1991
- 5) 植田宏: 人工内耳聴取能に寄与する因子の検討。耳展 40: 527-534, 1997
- 6) 城間将江: 人工内耳手術後の成人・小児における聴覚の再学習と可塑性—言語臨床の観点から—。音声言語医学 39: 305-314, 1998
- 7) Lehnhardt E: Cochlear implant: Prognosis factor. Auris Nasus Larynx 16 Suppl 1: 1-8, 1989
- 8) Balamey PJ, Pyman BC, Gordon M: Factors predicting postoperative sentence scores in postlinguistically deaf adult cochlear implant patients. Ann Otol Laryngol 101: 342-348, 1992
- 9) 塩見洋作, 高橋晴雄, 本庄巖, 他: 人工内耳の予後判定因子。耳鼻臨床 88: 165-169, 1995
- 10) 川島貴之, 井脇貴子, 山本好一, 他: 人工内耳における予後因子の検討。日耳鼻 101: 829-835, 1998
- 11) 千葉洋丈, 河野淳, 富沢文子, 他: コクレア22人工内耳のT, Cレベルと聴取能の関係。Audiology Japan 43: 261-265, 2000
- 12) Kawano A, Seldon HL, Clark GM, et al: Intracochlear factors contributing to psychophysical percepts following cochlear implantation. Acta Otolaryngol 118: 313-326, 1998
- 13) Bento RF, Neto RV, Castilho AM, et al: Psychoacoustic dynamic range and cochlear implant speech-perception performance in Nucleus 22 users. Cochlear Implant International 6: 31-34, 2006
- 14) Miyamoto RT, Robbins AM, Myres WA: Longterm intracochlear implantation in man. Otolaryngol Head Neck Surg 95: 63-70, 1986
- 15) 湯川久美子, 熊川孝三, 高橋整, 他: 22チャンネル人工内耳患者における最小可聴電流閾値変動。日耳鼻 93: 1179-1185, 1990
- 16) Shiroma M, Honda K, Yamanaka, et al: Factors contributing to phoneme recognition ability of users of the 22-channel cochlear implant system. Ann Otol Rhinol Laryngol 101: 32-37, 1992
- 17) Blamey PJ, Pyman BC, Gordon M, et al: Factors predicting postoperative sentence scores in postlinguistically deaf adult cochlear implant patients. Ann Otol Rhinol Laryngol 101: 342-348, 1992
- 18) 内藤明, 北野庸子, 高橋正紘, 他: 人工内耳装用者における聴覚順応と可塑性—音響心理学的検討—。Audiology Japan 43: 210-214, 2000
- 19) 内藤明, 北野庸子, 飯田政弘, 他: 人工内耳装用者の聴覚現象。Audiology Japan 41: 59-64, 1998
- 20) 内藤泰: 聴覚の皮質受容機構とその可塑性。臨床脳波 41: 279-284, 1999
- 21) Kuba H, Oichi Y, Ohmori H: Presynaptic activity regulates Na⁺ channel distribution at the axon initial segment. Nature 465: 1075-1078, 2010
- 22) Ponton CW, Don M, Eggermont JJ, et al: Auditory system plasticity in children after long periods of complete deafness. Neuro Report 8: 64-65, 1996
- 23) 久保武, 山本好一, 井脇貴子: 内耳電気刺激に対する聴覚の可塑性。音声言語医学 39: 329-333, 1998
- 24) 内藤明: 人工内耳装用者におけるラセン神経節細胞の可塑性。臨床福祉ジャーナル 4: 34-43, 2007

(2012年1月26日受稿 2012年4月11日受理)

別冊請求先：〒606-8507

京都市左京区聖護院川原町54

京都大学大学院医学研究科 耳鼻咽喉

科・頭頸部外科学

森 尚彫

Naoe Mori

Department of Otolaryngology-Head
and Neck Surgery, Graduate school of
Medicine, Kyoto University, 54, Syo-
goin kawahara-cho, Sakyo-ku, Kyoto-
shi, 606-8507 Japan

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

電気通信大学大学院情報理工学研究科知能機械工学専攻
* 虎の門病院耳鼻咽喉科聴覚センター

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った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板振動の計測を行ったが、基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)、

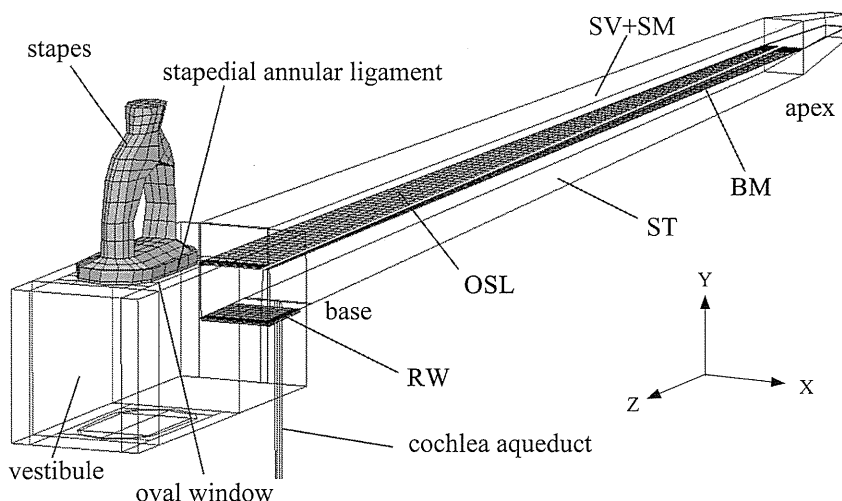


図 1 ヒト蝸牛の有限要素モデル

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		基板 ¹⁸⁾	
長さ ¹⁵⁾	28.6 mm	長さ	26.1 mm
蝸牛内液 (体積) ¹⁶⁾		幅	基部 100 μm
モデル全体	118.2 mm ³		頂部 500 μm
蝸牛部	48.8 mm ³	厚さ	基部 30 μm
前庭部	69.4 mm ³		頂部 10 μm
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 μm	厚さ	60 μm

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	$2.75 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$
アブミ骨輪状靭帯 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 μm, 基部側で680 μmとした。電極を挿入する位置は, 水平方向については, 基板直下, 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 μm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: $1,200 \text{ kg/m}^3$)とプラチナーイリジウム合金からなる金属線(密度: $22,000 \text{ kg/}$

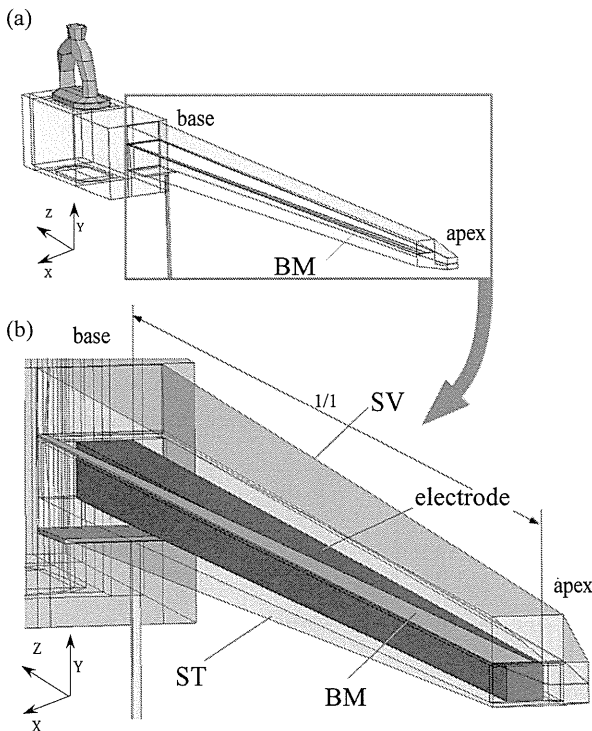


図2 蝸牛と電極モデル

(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、基板上に進行波が発生し、その振幅が最大となる基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板振幅が最大となる位

置との関係、すなわち、各基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である基板上の点における、アブミ骨に対する基板振動の振幅比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、電極が短い方が基板の振幅低下量は小さかった。1~4 kHzでは蝸牛窓を固定した場合、電極が長い方が基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、電極挿入による基板振幅の低下量は5 dB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、基板振幅は低下した。

考 察

本研究では、蝸牛を直線化し、基板の形状や厚さ変

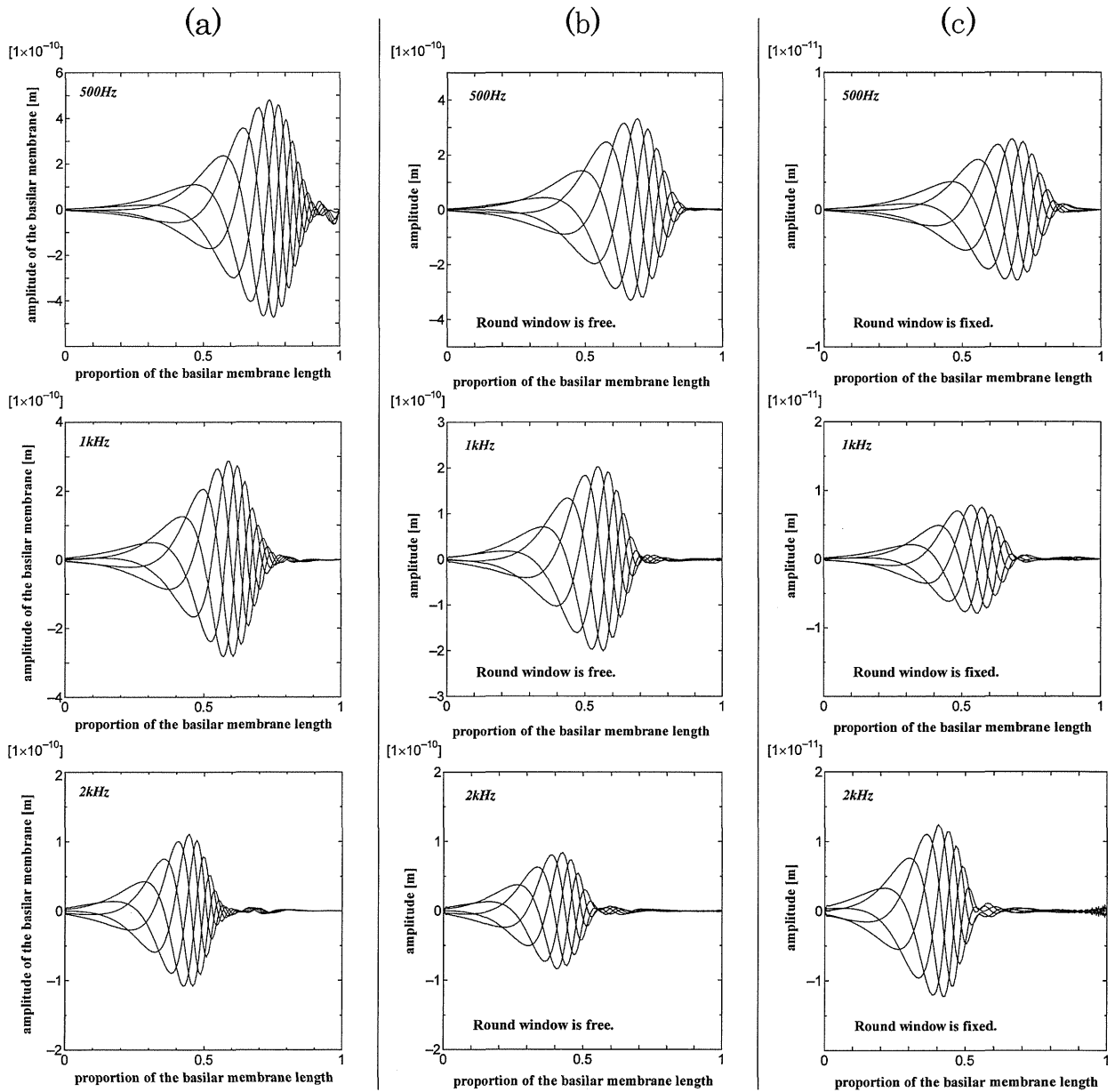


図3 正常および電極を挿入した蝸牛の基底板変位の時間変化

(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

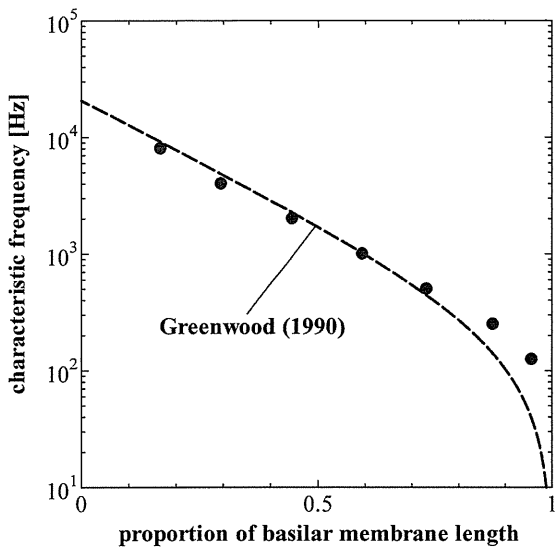


図4 基底板の特徴周波数分布
破線は Greenwood²²⁾ による計測値を，点は本モデルによる計算値を示す。

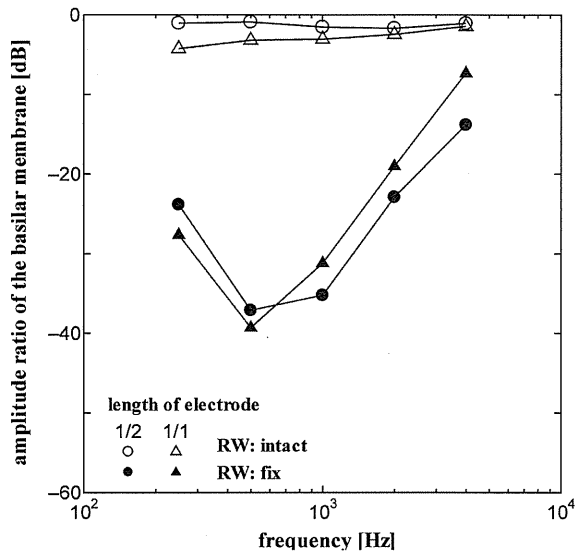


図6 正常蝸牛に対する電極を挿入した蝸牛の基底板最大振幅比

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。

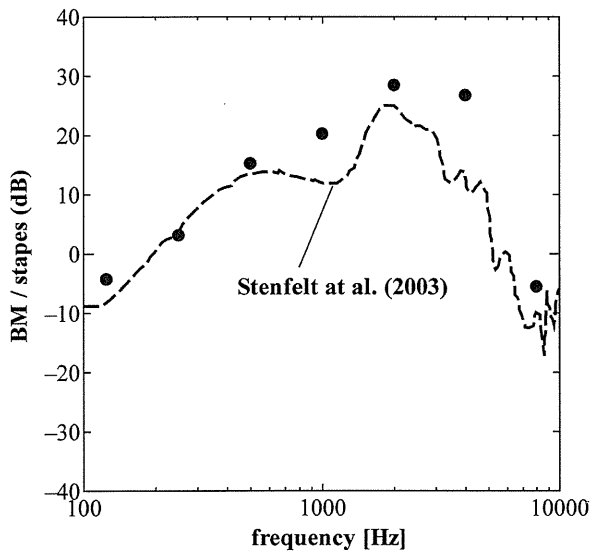


図5 アブミ骨に対する基底板振動振幅比
破線は Stenfelt ら²³⁾ による計測値を，点は本モデルによる計算値を示す。

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

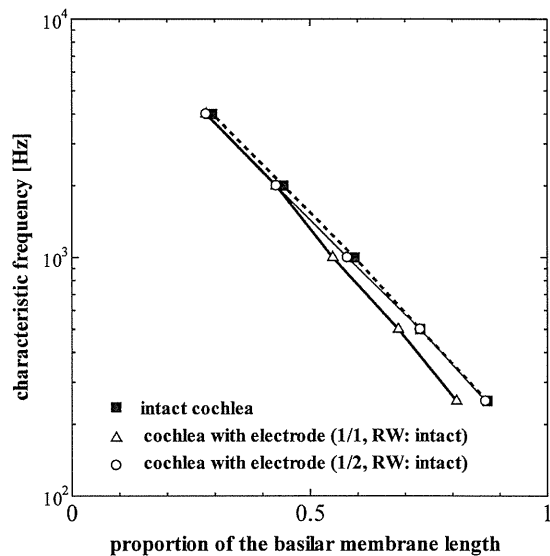


図7 電極挿入による基底板 CF 分布の変化
破線は正常蝸牛の CF 分布を示す。実線は長さの異なる電極を挿入した場合であり，蝸牛窓の可動性は正常とした。電極の長さが基底板と等しい場合，頂部付近の基底板の特徴周波数は低音域側へシフトした。

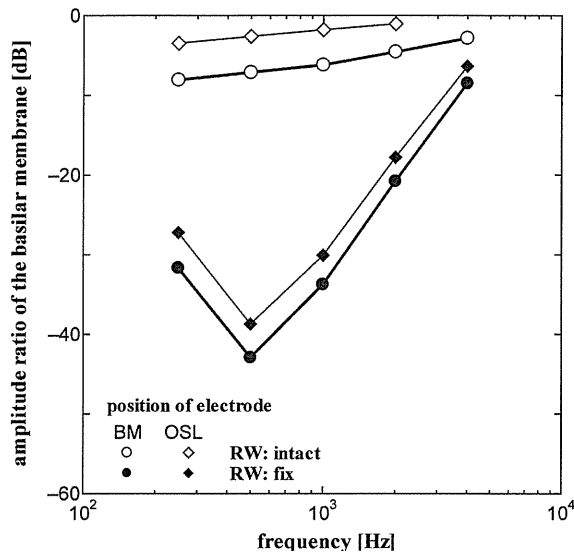


図8 電極挿入位置が基底板最大振幅に及ぼす影響
電極を基底板直下および骨ラセン板直下に配置した場合。

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5 dB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5 dB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40 dB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・固定の両状態でもとに得られた。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10 dB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40 dB程度低下する。

(3) EASを行う際の電極挿入法としては、短い電極を蝸牛窓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, Grosh 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

