

similar pre-operative developmental quotients. These results indicate that it is not appropriate to exclude children from candidacy for cochlear implantation based only on a developmental delay.

Conflict of interest

We do not have a financial relationship with the organization that sponsored the research or any other conflicts of interest.

Ethical issues

All the data obtained from the patients were stored in a computer with password. All patient-identifiable data are anonymized in a linkable fashion.

Acknowledgments

This study was supported by a Grant-in-Aid for Young Scientists (B) (No. 21791612).

This study was presented at IV Consensus in Auditory Implants, held in Parma, Italy, in June 2010.

References

- [1] Kim LS, Jeong SW, Lee YM, Kim JS. Cochlear implantation in children. *Auris Nasus Larynx* 2010;37:6–17.
- [2] Daneshi A, Hassanzadeh S. Cochlear implantation in prelingually deaf persons with additional disability. *J Laryngol Otol* 2007;121:635–8.
- [3] Edwards LC. Children with cochlear implants and complex needs: a review of outcome research and psychological practice. *J Deaf Stud Deaf Educ* 2007;12:258–68.
- [4] Edwards LC, Frost R, Witham F. Developmental delay and outcomes in paediatric cochlear implantation: implications for candidacy. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2006;70:1593–600.
- [5] Wiley S, Meinzen-Derr J, Choo D. Auditory skills development among children with developmental delays and cochlear implants. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 2008;117:711–8.
- [6] Holt RF, Kirk KI. Speech and language development in cognitively delayed children with cochlear implants. *Ear Hear* 2005;26:132–48.
- [7] Pyman B, Blamey P, Lacy P, Clark G, Dowell R. The development of speech perception in children using cochlear implants: effects of etiologic factors and delayed milestones. *Am J Otol* 2000;21:57–61.
- [8] Koyama T, Osada H, Tsujii H, Kurita H. Utility of the Kyoto Scale of Psychological Development in cognitive assessment of children with pervasive developmental disorders. *Psychiatry Clin Neurosci* 2009;63:241–3.

成人人工内耳長期装用例における 装用閾値と後迷路機能

森 尚彫^{1),2)}, 伊藤壽一¹⁾, 平海晴一¹⁾, 山口 忍^{1),3)}, 柴田尚美¹⁾, 山本典生¹⁾,
坂本達則¹⁾, 岩井詔子¹⁾, 小島 憲²⁾, 松本昌宏²⁾, 扇田秀章²⁾

¹⁾京都大学大学院医学研究科耳鼻咽喉科・頭頸部外科学

²⁾京都通信病院耳鼻咽喉科

³⁾大阪保健医療大学リハビリテーション学科

要旨：成人人工内耳（以下 CI）長期装用者45例の CI 装用閾値の推移と、術時年齢、失聴期間、失聴原因との関連を調査した。さらに、閾値良好群・不良群の2群に分類し、CI の TC レベル、ダイナミックレンジおよび語音明瞭度・了解度の比較から、CI 装用閾値に影響を与える要因について検討し、以下の知見をえた。

1. 術前因子では、失聴期間が1年以内と短い場合は、CI 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。

—キーワード—

人工内耳, 装用閾値, TC レベル, ダイナミックレンジ, 後迷路機能

はじめに

人工内耳 (Cochlear Implant, 以下 CI) は、メーカーや CI 機種によって感度設定は異なるが、マッピングにおいて、TC レベルが適切に設定されていれば、CI の感度設定どおりの装用閾値が得られるしくみになっている。メーカーが推奨する感度設定では、25~40dB SPL 程度の装用閾値が得られるとされているが、マッピングで調整を図っても、推奨設定の装用閾値より高い閾値しか得られない症例が存在している。

CI の装用効果に関しては、患者の満足度も含めた装用効果を検討する必要があることや高齢者における CI の有用性の指摘等、多くの報告^{1)~12)}があるが、CI 装用後の聴取能に関する検討が中心であり、CI 装用閾値に関する報告は多くない。聴取能に影響を与える要因としては、失聴時期や失聴期間、使用電極数、T レベル、ダイナミックレンジ等があげられており、失聴期間が短いほど言語聴取能は良好であるという報告^{7)~10)}や、TC レベルやダイナミックレンジが聴取能に関与しているという報告^{11),12)}があるが、CI の装用効果において語音聴取

の土台となる CI 装用閾値の検討も重要である。

そこで、本研究では、成人 CI 長期装用者の装用閾値の推移と、術前因子である、術時年齢、失聴期間、失聴原因との関連を調査し、さらに、CI の推奨感度設定で期待される閾値が得られない症例について、CI の TC レベル、ダイナミックレンジおよび語音明瞭度・了解度から、CI 装用閾値に影響を与える要因について検討した。

対 象

症例は、当院および関連病院において、2000年以降に CI 埋め込み術を実施し、コクレア社 N24 で、スピーチプロセッサは Sprint, ESPrit, ESPrit3G のいずれかを長期装用している成人45例を対象とした。全症例における CI 術前の術耳平均裸耳聴力は、112.3dBHL (4分法) であった。電極は平均 21.6本挿入 (最少は19本) されており、コード化法は ACE を使用した。コクレア社の上記3機種では、推奨感度設定で 35~40dB SPL 程度の閾値が得られるとされているが、現機種の Freedom は、推奨感度での閾値が 25~30dB SPL と設定が異なっているため、今回は除外した。対象の概要を表1に示した。なお、本論文への記載については、各症例から同意をいただいている。

方 法

CI マッピング時に定期的に測定されている CI 装用閾値 (防音室でスピーカ使用。閾値は 4 分法で算出。dB SPL は dB HL に換算) の結果を、5 年間追跡調査した。そして、5 年間の CI 装用閾値に差があるかどうかを、術前因子である術時年齢、失聴期間、失聴原因において検討した。次に、最終評価時の CI 装用閾値が 45dB HL 未満を閾値良好群、45 dB HL 以上を閾値不良群として分類し、最終評価時の TC レベル、ダイナミックレンジ、語音明瞭度・

了解度の差の有無を検討した。2 群の分類は、CI 装用閾値を dB HL に換算すると、推奨感度で 30~35 dB HL 程度の閾値となり、閾値測定を 5dB ステップで行っているため、誤差を 5dB 程度として、40 dB HL までを閾値良好群、45dB HL 以上を閾値不良群とした。なお、CI 術前の術耳裸耳聴力レベルは、各周波数において 2 群間に有意な差はみられなかった。

術時年齢、失聴期間、失聴原因は診療録記載から確認した。CI の TC レベル、ダイナミックレンジは、会話音域に相当する周波数 (250Hz, 500Hz, 1 kHz, 2kHz, 4kHz) が割り当てられた電極の値を調べ、250Hz を低音部、500Hz から 2kHz の平均値を中音部、4kHz を高音部と分類した。また、語音聴取検査は、防音室内で、1m 離れた前方に、スピーカ (Roland DS-90) 2 台を横に並べ、各スピーカが左右の外耳道の高さで、左右それぞれの耳の正面から音が出るように設置して実施した。オーディオメータは、ダイヤル値が dB HL を示すように校正を行い、刺激音はコンピューターを使って 80dB HL で提示し、復唱法によって回答させた。単音節は 5 母音と 13 子音の計 18 音節を 1 リストとし、文章は 1 文が 3~5 文節からなる 10 短文の計 40 文節を 1 リストとした。各リストを 1 回ずつ提示し、正答数から正答率を算出した。

CI 装用閾値測定と語音聴取検査時、CI の感度は各機種の推奨設定で実施し、各項目の差の検討は分散分析 (Repeated measure ANOVA) を用いた。

結 果

1. CI 装用閾値 (図 1)

全症例における CI 装用閾値の全経過の平均値は 41.3dB HL で、最も閾値が低い症例は平均 34.4 dB HL、最も閾値が高い症例は平均 53.3dB HL であった。CI 装用閾値の平均値の推移を図 1 に示す。

表 1 対象概要

性別		CI 耳平均裸耳聴力 (術前)	平均年齢	平均 CI 装用年数	CI 機種	
男性	18(40%)	112.3dBHL	66.7歳	6.0年	Sprint	14(31%)
					ESPrIt	8(18%)
女性	27(60%)				ESPrIt3G	23(51%)

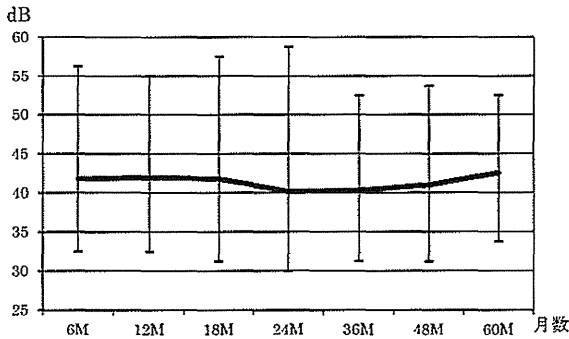


図1 平均CI装用閾値

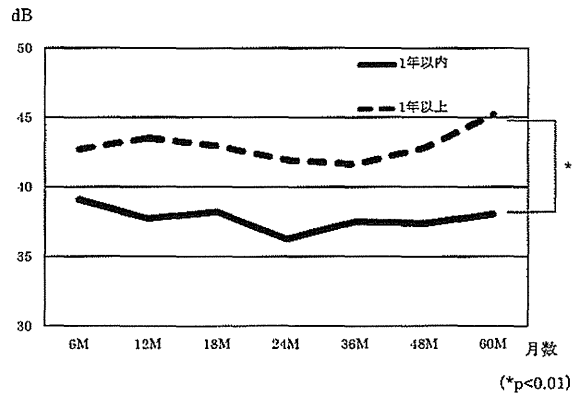


図3 失聴期間別CI装用閾値

(* $p < 0.01$)

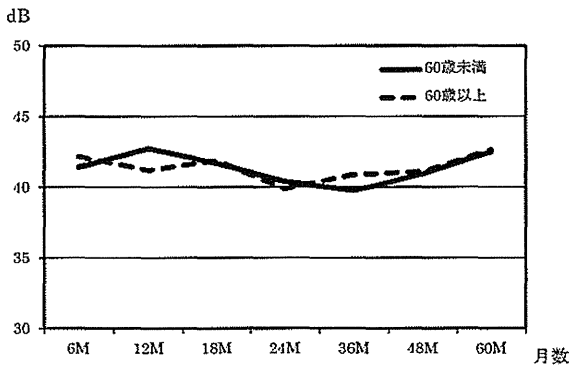


図2 術時年齢別CI装用閾値

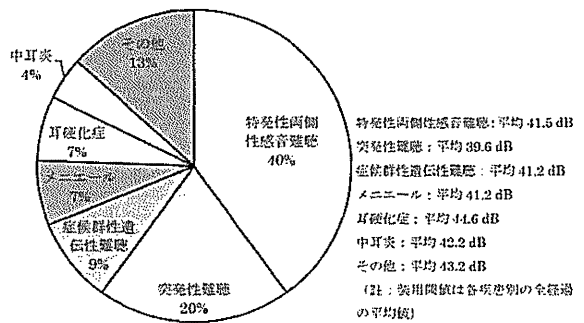


図4 失聴原因別CI装用閾値

また、最終評価時のCI装用閾値45dBHL未満の閾値良好群は31例(69%)、45dBHL以上の閾値不良群は14例(31%)であった。

2. 術時年齢 (図2)

CI埋め込み術を施行した平均術時年齢は、59.0歳(20~82歳)であった。中央値で2群に分類した60歳未満(21例, 47%)と60歳以上(24例, 53%)では、60歳未満のCI装用閾値の平均値は41.5dBHL、60歳以上は41.3dBHLで有意な差はみられなかった。

3. 失聴期間 (図3)

平均失聴期間は5.7年(3ヵ月~40年)で、中央値で2群に分類した、失聴期間1年を含む失聴1年以内(22例, 49%)と1年以上(23例, 51%)では、失聴1年以上のCI装用閾値が有意に高くなっていた($f=4.06$, $p=0.0004$, 交互作用なし)。失聴1年以内のCI装用閾値の平均値は38.5dBHL、1年以上は42.5dBHLで、1年以内22例は、装用6ヵ月後より40dBHL以下となり、35~40dBHLを推移し、1年以上の23例は、40dBHL以上を推移してい

た。

4. 失聴原因 (図4)

失聴原因別では、特発性両側性感音難聴が40%で最も多く、次いで、突発性難聴が20%であった。症候群性遺伝性難聴(ミトコンドリア脳筋症やアッシュャー症候群等)9%、メニエール病7%、耳硬化症7%、中耳炎4%となっており、ストマイ難聴や髄膜炎等のその他が13%で、各疾患別でCI装用閾値に有意な差はみられなかった。

5. TCレベル

1) Tレベル (図5): 閾値良好群のTレベルは、中音部が最も大きく、低音部、高音部の順に、閾値不良群では、中音部、高音部、低音部の順になっており、それぞれ、周波数別で有意な差はみられなかった。また、2群間では、良好群のTレベルが高く、不良群のTレベルが低くなっていたが、有意な差ではなかった。

2) Cレベル (図6): 閾値良好群、不良群ともにCレベルは、中音部、高音部、低音部の順になっ

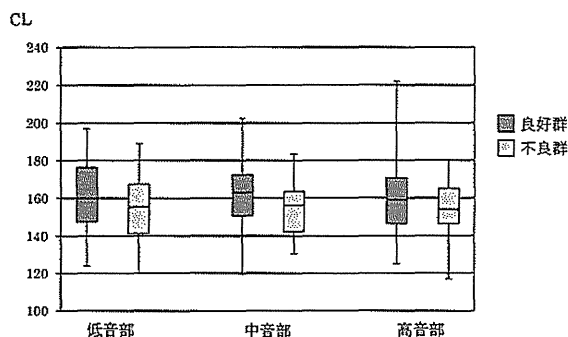


図5 Tレベル

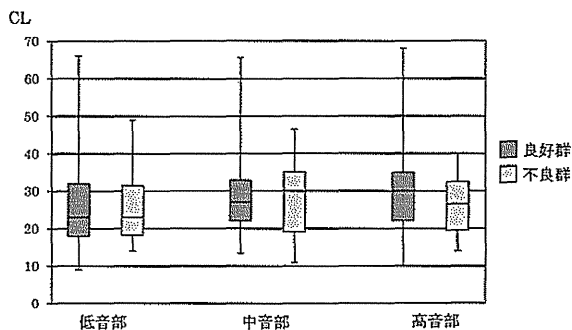


図7 ダイナミックレンジ

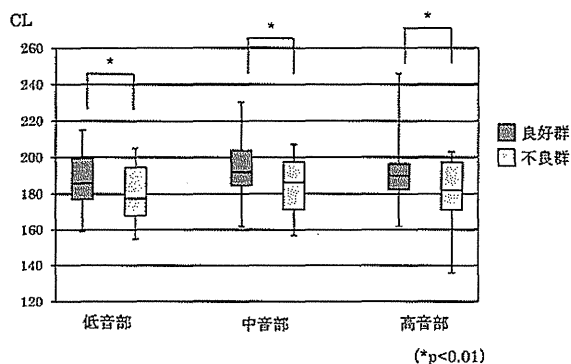


図6 Cレベル

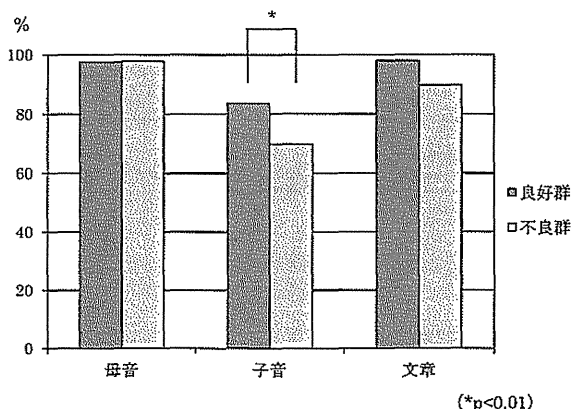


図8 語音明瞭度・了解度

ており、周波数別で差はみられなかった。2群間では、閾値良好群のCレベルが有意に高くなっていた ($F=7.77, p=0.006$)。

3) ダイナミックレンジ (図7): 閾値良好群のダイナミックレンジは、高音部、中音部、低音部の順で、低音部が低くなっていたが、周波数別で有意な差はみられなかった。閾値不良群は、中音部、高音部、低音部の順になっており、周波数別に差はみられなかった。2群間では、中音部と高音部で、閾値良好群が高値、閾値不良群が低値であったが、有意な差ではなかった。

6. 語音聴取能力 (図8)

1) 母音: 閾値良好群の平均正答率98.0%, 閾値不良群の平均正答率97.1%で有意な差はみられなかった。

2) 子音: 閾値良好群の平均正答率83.7%, 閾値不良群の平均正答率69.8%で、子音の正答率は閾値良好群が有意に高くなっていた ($F=4.07, p=0.007$)。

3) 文章: 閾値良好群の平均正答率97.4%, 閾値

不良群の平均正答率91.2%で有意な差はみられなかった。

考 察

術前因子では、失聴期間でCI装用閾値に差がみられた。失聴期間が1年以内の22例では、閾値良好群18例 (82%), 閾値不良群4例 (18%) で、約80%の症例はCIの推奨設定感度での閾値が得られていた。城間⁹⁾は、語音聴取能は、失聴時期と失聴期間が関与すると指摘しており、装用閾値も同様に、失聴期間が短い方が良好である傾向にあると考えられた。

閾値良好群と閾値不良群とで差がみられたのは、Cレベルと子音正答率だった。閾値良好群では、Cレベルが有意に高く、Tレベルやダイナミックレンジも高い傾向にあったが、装用閾値に最も関与していると考えられるTレベルでは、有意な差はみられなかった。

成人の場合、マッピングにおけるTCレベルの測

定は、パソコンに接続されたCIによって、電極が1本ずつ刺激され、入力刺激に対するラウドネスを自己申告で行い、コクレア社のCIでは、きこえ始めやかすかにきこえるという申告の電流量の値をTレベルとして設定する。しかし、マッピング時に、Tレベルが検出された後で電気刺激レベルを上げていっても、ラウドネス感覚が大きにならないというTテイルの症状¹³⁾を示す例も存在しており、閾値不良群では、14例中7例(50%)にTテイルがみられた。CI装用閾値検査では、閾値の30~35dBHLの音に対して、Tレベルの値の電気刺激が行われ、音が認識されるというしくみになっており、正確に音がCIに入力されれば、全ての症例で30~35dBHL程度の装用閾値が得られるはずであるが、実際には失聴期間の長い症例やTテイルの症状を示す症例を中心に装用閾値は上昇していた。この理由として、マッピング時に反応が得られていたTレベルでは、音場検査の閾値付近の小さな音に反応することが難しく、ある程度音が大きくなり、電気刺激が大きくなると反応できず、閾値が上昇しているというTテイルと同様の症状が起きている可能性が考えられる。

また、ダイナミックレンジに関して、蝸牛らせん神経節細胞の残存を反映しており、らせん神経節細胞が多いほどダイナミックレンジが広がるという指摘¹²⁾やダイナミックレンジは電気刺激によって発火する神経の数を反映するものという報告¹⁴⁾があり、閾値良好群では、4分法での装用閾値の周波数に該当する中音部のダイナミックレンジが、閾値不良群より広い傾向にあり、らせん神経節細胞が多く残存している可能性が考えられる。さらに、ダイナミックレンジの拡大は、Cレベルの上昇によるところが大きく¹⁵⁾、閾値良好群では、閾値不良群よりCレベルが有意に高く、ダイナミックレンジの拡大が可能であったのに対し、閾値不良群では、Cレベルの上昇が困難であり、TCレベル、ダイナミックレンジとも低い傾向にあったことが、らせん神経節細胞が少ないことを示唆し、装用閾値が得られないことに関与している可能性が推測される。つまり、閾値不良群はらせん神経節細胞が少ないため、情報量が乏しく、音場検査において、閾値付近の小さな音によるTレベルの刺激ではラウドネス感覚が十分な

いことが、閾値が得られない原因である可能性がある。

そして、ダイナミックレンジの拡大には電気刺激による音感覚への心理的耐性の上昇が関与しているという指摘¹⁵⁾やダイナミックレンジは広いほど聴取能がよい傾向にあり、聴取能に強く関与していたという報告^{4), 11), 16), 17)}からも、Cレベルの上昇が重要であると考えられる。閾値不良群では、Cレベルは低い傾向にあり、高いレベルの電気刺激を拒否、または高い電気刺激の受容が困難であると考えられるため、Cレベルの上昇が難しく、ダイナミックレンジの拡大ができないことで、子音正答率が有意に低いことが推測される。さらに、装用閾値を得ようとしてTレベルを上げれば、Cレベルも上げなければダイナミックレンジが狭まり、聴取能がより低下してしまう可能性があるため、Cレベルの上昇が困難な場合、Tレベルの上昇も困難であり、その結果、Tレベルが十分なラウドネス感覚が得られる刺激に設定できず、装用閾値が得られない可能性が考えられた。

これらから、閾値不良群において、Cレベルの上昇やダイナミックレンジの拡大が困難で、装用閾値が得られない要因として、後迷路の機能に問題があるのではないかと考えられた。後迷路については、失聴により末梢神経から大脳皮質までの聴覚経路で神経線維の変性が起こり、長期失聴例ほどその影響を強くうけるという指摘¹⁸⁾や長期失聴により脳の可塑性が損なわれたという指摘¹⁹⁾があり、失聴によって後迷路の機能が障害されると考えられる。その一方で、聴覚中枢の可塑性の報告^{20), 21)}や音の再入力によって、神経細胞が再生、あるいは新しいネットワークの構築により機能が回復した可能性が示唆されたという指摘¹⁸⁾や長期の失聴期間があっても、CIのような電気刺激を聴神経に与えることで、語音の再学習が可能になり、聴覚伝導路の可塑性が全く奪われていたわけではなかったことが実証されたという報告²²⁾もあり、聴神経の末梢にあるらせん神経節細胞の可塑性の報告もみられる^{23), 24)}。

これらのことから、閾値良好群では、聴覚路の可塑性やらせん神経節細胞の残存によって、後迷路が有効に機能していることが推測され、閾値不良群では、Cレベルが有意に低く、ダイナミックレンジの

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, 山唄達也, 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, Castilhó 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

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

生理的狀態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)、

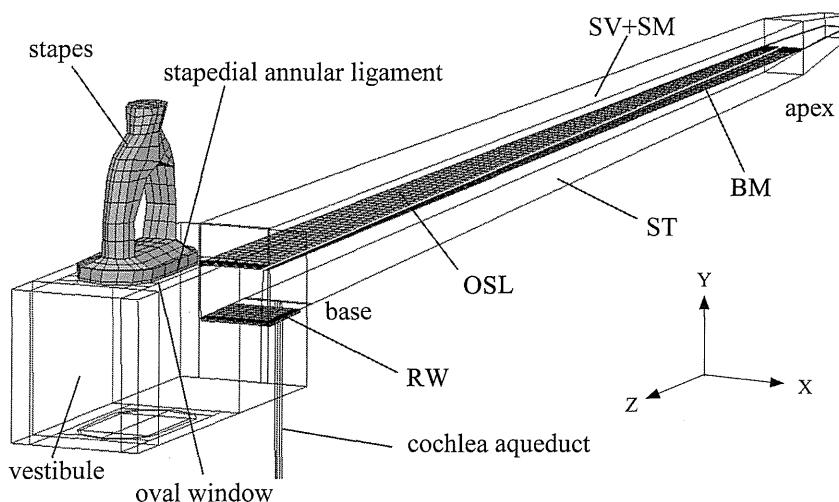


図 1 ヒト蝸牛の有限要素モデル

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底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 kg/m³) とプラチナイリジウム合金からなる金属線 (密度: 22,000 kg/

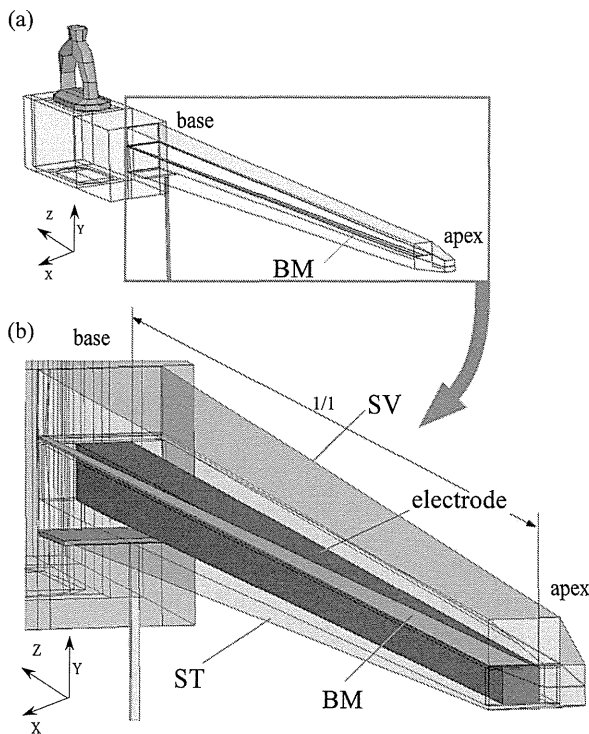


図2 蝸牛と電極モデル

(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2 kHz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が大きかった. 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

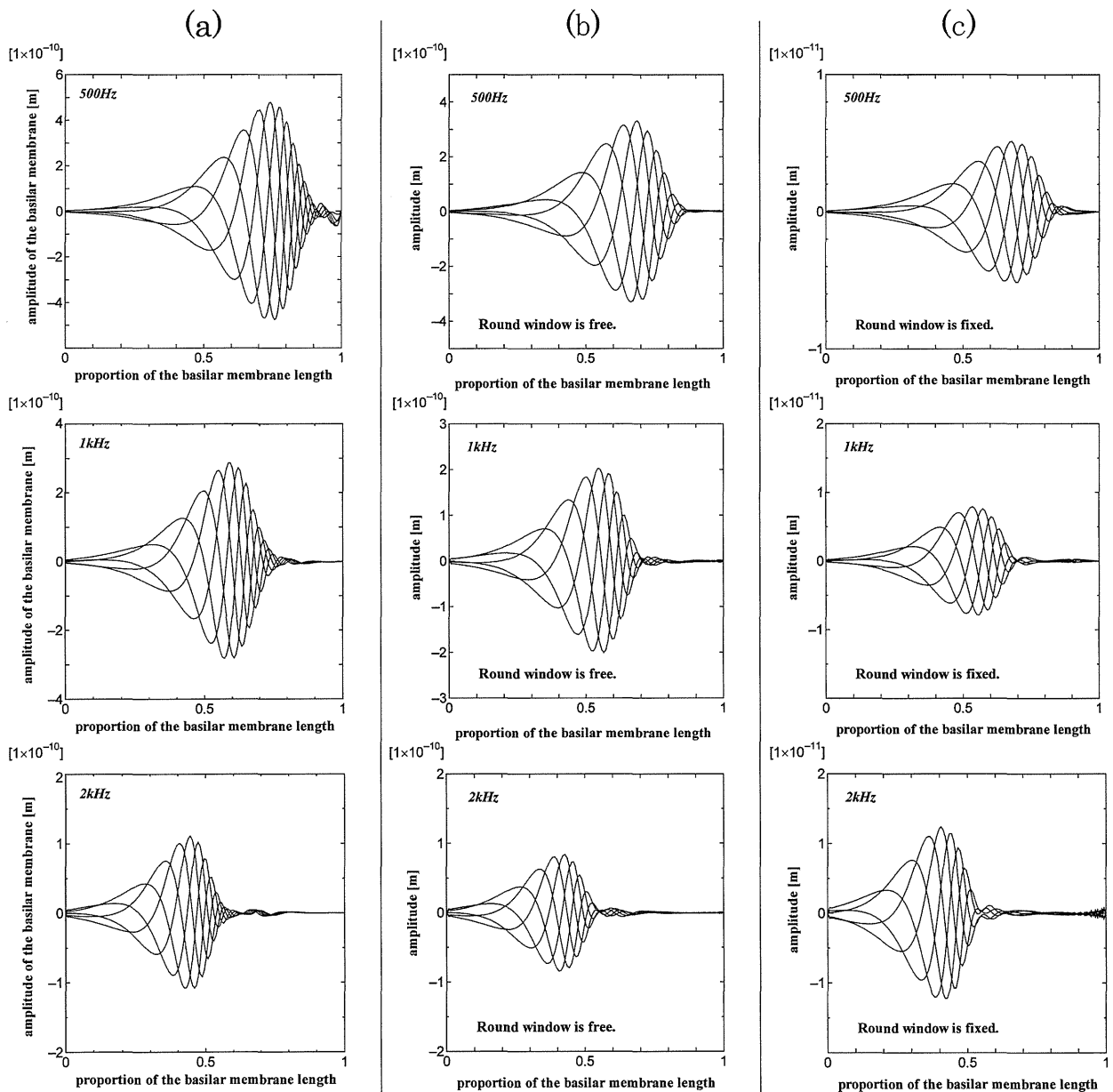


図3 正常および電極を挿入した蝸牛の基底板変位の時間変化

(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

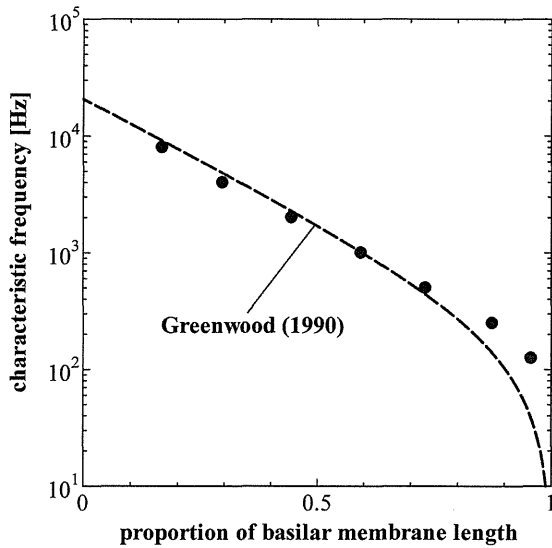


図4 基底板の特徴周波数分布
破線は Greenwood²²⁾ による計測値を, 点は本モデルによる計算値を示す。

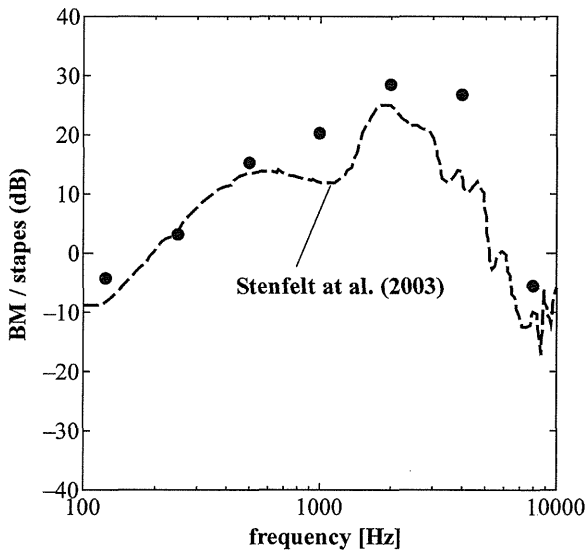


図5 アブミ骨に対する基底板振動振幅比
破線は Stenfelt ら²³⁾ による計測値を, 点は本モデルによる計算値を示す。

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

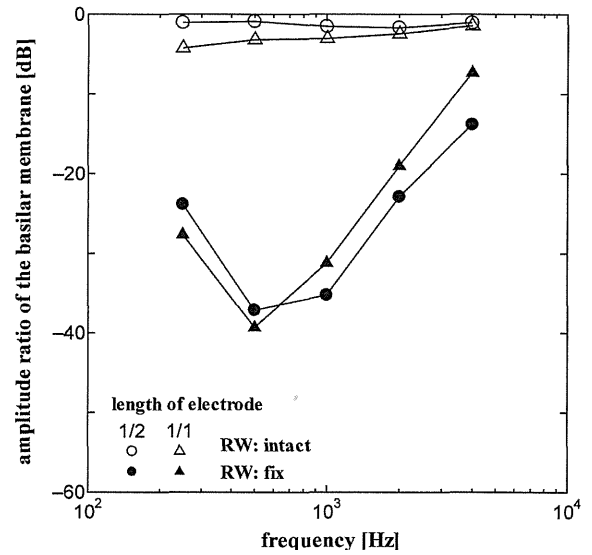


図6 正常蝸牛に対する電極を挿入した蝸牛の基底板最大振幅比

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。

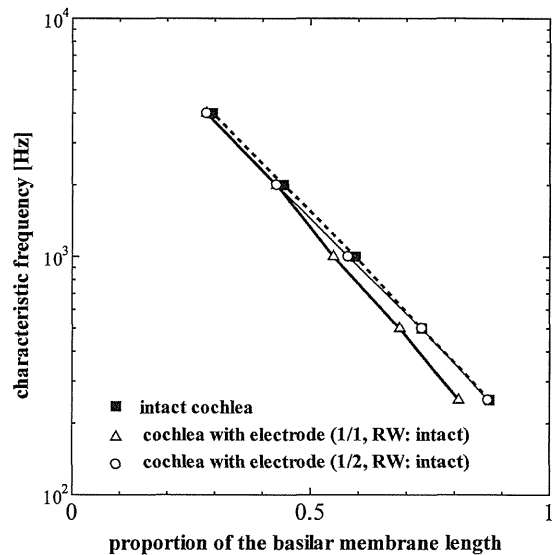


図7 電極挿入による基底板 CF 分布の変化
破線は正常蝸牛の CF 分布を示す, 実線は長さの異なる電極を挿入した場合であり, 蝸牛窓の可動性は正常とした。電極の長さが基底板と等しい場合, 頂部付近の基底板の特徴周波数は低音域側へシフトした。

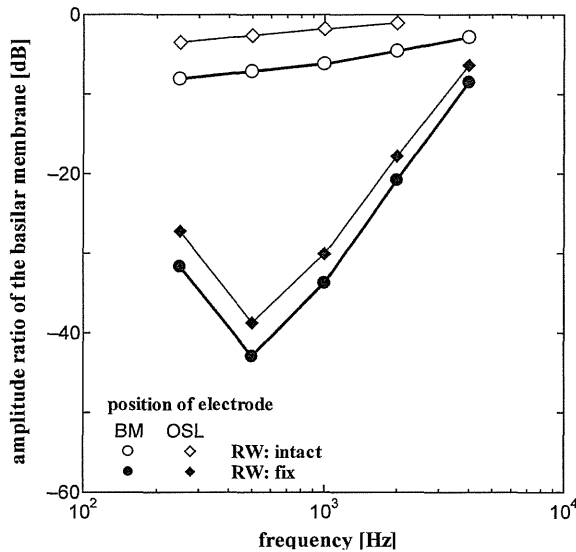


図8 電極挿入位置が基底板最大振幅に及ぼす影響
電極を基底板直下および骨ラセン板直下に配置した場合。

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。

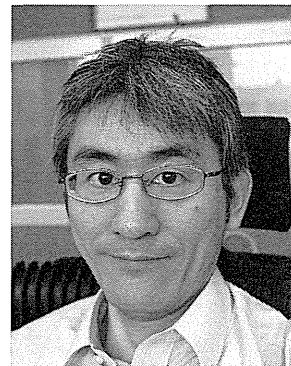
その結果、以下の所見が得られた。

- (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, 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科
知能機械工学専攻



Takuji Koike

The University of Electro-Communications

