

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察した。

3. EAS 適応基準への提言

小寺ら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 dBSL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60dB 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が推定される。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える。

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える。

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 稔, 鈴木仲嘉, 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

アブミ骨手術

— 難易度が高い症例に対する手術 —

熊川 孝三

要旨：基本手技を習得した中堅医師を対象に、より高度なアブミ骨手術手技を要する困難症例を中心に、注意点と対応する手技を解説した。

難易度が高いものとしては、一側性耳硬化症の適応決定、外耳道狭小例の耳内法手術、顔面神経下垂例、狭小な卵円窓例、蝸牛型耳硬化症で出血が多い例、キヌタ骨壊死例および loose wire syndrome を取り上げた。

これらの困難症例を成功させるのに有用な専用器具の備えの重要性を述べた。キヌタ骨壊死などの合併症を起しにくいとされる新しいピストンの紹介を行った。

キーワード：小開窓アブミ骨手術、一側性耳硬化症、顔面神経下垂、蝸牛型耳硬化症、キヌタ骨壊死

はじめに

耳硬化症は白色人種では人口の0.5%に発症するが、東洋人や黒色人種には少なく、日本人での頻度は1万人に1人であると言われている。80~85%が両側同時か、または前後して両側性に発症し、真の一側性耳硬化症は少ない。しかし、最近ドックでの聴力検査や診断技術の向上で手術症例数は増加傾向にある。

耳硬化症の聴力改善の喜びは患者、術者共に大きい。狭小な視野の中で行う微細な手術であり、外リンパ漏やアブミ骨底板の陥入などの合併症によって悪化あるいは聴力を失う懸念さえある。

ここでは、既に基本手技を習得した中堅医師を対象にして、より高度な手術手技を要する症例を中心に、これまで私自身が工夫してきた手技と合理的な手順を解説する。

一般的な手技

図1にアブミ骨手術の適応の原則をまとめた。

特に、低音域のみが低下し、高音域が正常に近い、いわゆる stiffness curve を呈する一側性例では、まだ固着程度が軽く、底板が前庭へ落ち込む floating footplate の合併症を生じ易いため、急ぐべきではない。

アブミ骨底全体を除去する total stapedectomy : TS とアブミ骨底に小開窓を行う small fenestra stapedectomy : SFS があるが、術後成績で高音域

の低下が少ない、術後のめまいが少ない、血管膜や筋膜などを採取する必要もない、などの利点から当科では可及的に SFS を行う。多数の症例を day surgery で行う海外医師も後者を選択している。

日本人の耳硬化症では、アブミ骨底が薄く、また固着程度が軽く、SFS を意図してもアブミ骨脚の切断や底の開窓に伴い、底板が割れたり、可動状態となり、結果的に TS にせざるをえない例が意外に多いことが報告されている。これを避ける方法として、

1. アブミ骨脚の切断方法

過去にはアブミ骨剪刀を使用していたが、現在は使用していない。低回転電気ドリルによるダイヤモンドバー、アブミ骨脚バー (Medtronic XOMED 社製 Crura Saw Bur)、あるいはレーザーによる切断を勧める。後脚のみでなく、見れば前脚も切断し、アブミ骨脚の骨折操作を可及的に避ける。

2. 良好な視野では先にアブミ骨底小開窓を

特にアブミ骨底の固着が軽く、前述の懸念が予測される例では、筆者は図 2a → b → c の順に、アブミ骨がキヌタ骨にしっかりと固定されている状態で先に小開窓する。その後、アブミ骨筋切断、IS 関節離断、アブミ骨脚切断、上部構造摘出、ピストン挿入という手順でゆく。したがって safety hole は設けない。

この順番の利点は、最もアブミ骨底板に影響を与えるアブミ骨脚切断操作などで、万が一、底板が可動となっても、SFS が続行可能な点にある。ただしこの手技が可能なのは顔面神経の下垂がなく、かつアブミ骨後脚によってアブミ骨底が隠されていない例 (約 3/4 の症例と考える) に限られる。Fish¹⁾

虎の門病院耳鼻咽喉科聴覚センター、冲中記念成人病研究所
[平成 23 年 3 月 23 日受付, 平成 23 年 5 月 25 日受理]

は図 2a の時点でピストン導入を先行するが、ピストンがある場合のアブミ骨上部構造の摘出は技術的に容易ではなく、内耳障害をきたしうるので熟達者以外に勧めない。底板が良好に見えない例では、図 2 で b → a → c の順、すなわち一般的なアブミ骨筋切断の手順で行う。

アブミ骨底の小開窓には専用機器を用意すべきである。これにはスキータードリルなどの低回転電気ドリルあるいはレーザー (CO2, アルゴン) などが

- 気導骨導差が会話域で 30dB 以上。
- 両側性では不良聴耳側から行う。
- 一側性は適応を良く吟味し、十分な説明と同意の上で行う。
- 可及的に小開窓アブミ骨手術を行う。
- 蝸牛性耳硬化症では最小限の侵襲で行う。

図 1 アブミ骨手術適応の原則

ある。小開窓には使用ピストンの直径 + 0.2mm のドリルを選択する。振動を与えないという点ではレーザーに軍配が上がるが、両者を用いた術後の成績は等しい²⁾。

底板の厚い例、海綿状骨増殖、顔面神経下垂・神経露出がある例ではレーザーのみでは難渋し、ドリルの方が容易である。

3. 底板開窓部の位置

開窓位置は重要である。図 3 に示すように、前方を開けるのは、球形嚢が底板に近い可能性があり、危険である³⁾。中央より後方、すなわち posterior half を開けることが望ましい^{4,5)}。

4. MRI とピストン選択

MRI は急速に高磁場化が進み、体内インプラントに対する作用として、①高磁場による偏向力の増大に加えて、②高周波照射や傾斜磁場の変化により導体内に生じた渦電流によるジュール熱の発生、が

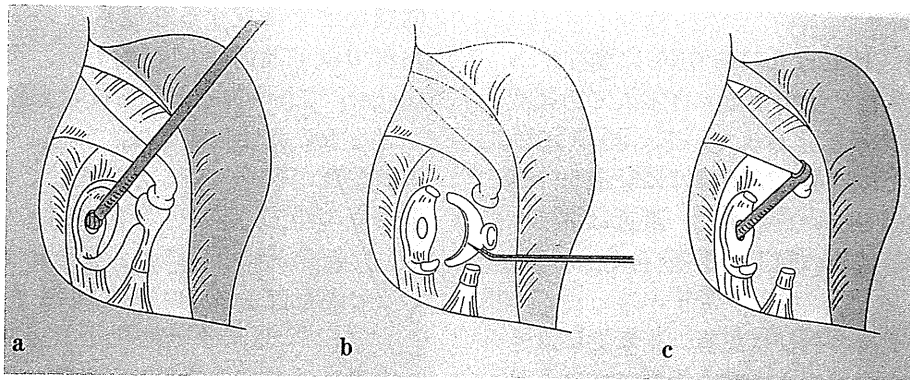


図 2 当科での小開窓アブミ骨手術の標準的な手順
a: 全ての構造がしっかりした状態で、最も重要なアブミ骨底板の小開窓を先行する。b: キヌタ・アブミ関節離断とアブミ骨上部構造摘出。c: ピストン挿入。

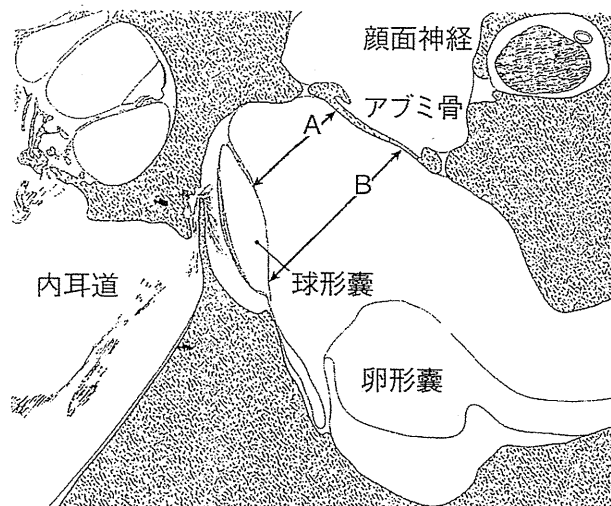


図 3 アブミ骨底板と球形嚢の関係 (3) より引用)
底板前方 (A) では後方 (B) より球形嚢までの距離が短いため、底板後方での開窓がより安全である。

問題となっている。村中ら⁶⁾は1.5TMRIを用いた金属球の発熱測定実験で、非磁性体であるステンレス(鋼種SUS304)では47℃の上昇を認めた。川光ら⁷⁾の3.0TMRIによる各種インプラントを用いた人体ファントム実験の結果でも、チタン合金製脳動脈クリップでは0.2℃の上昇にとどまったのに対し、ステンレス上腕骨インプラント(鋼種不明)やコバルトクロム合金製下大静脈フィルタでは最大15.2℃の上昇が認められた。特に、ループ状のインプラントでは誘導電流が発生しやすいことがKoningsら⁸⁾によって指摘されている。

これまでにワイヤーテフロンピストンそのものを用いた測定実験は報告されていないが、そのステンレス鋼種はSUS316であり、これは非磁性である。このためMRI検査でも力学的作用による動きの問題はないと考えられる。しかし、前述のステンレス製インプラントの実験結果からも発熱の可能性は否定できない。同様に、電気伝導性が高いプラチナ製ピストンでも発熱の可能性は否定できないと考える。

そこで当科では認可されたインプラントとして、GYRUS社のシャフト径0.6mmのテフロンピストンを使用している。

Kurz社製チタン製ピストン(図4)は軽量で、高い耐食性を示し、磁性も弱く、電気伝導性、熱伝導性もきわめて低いので仕様書によれば高磁場MRI検査も7.0テスラまで可能である。前述の川光ら⁷⁾の3.0TMRIによる実験で、チタン合金製脳動脈クリップでは0.2℃の上昇にとどまったことから発熱の可能性は低いと考える。さらに優れた機械的性質に加えて、骨と結合する性質を持ち、生体組織との親和性の高さを兼ね備えた理想的な材料と考える。海外ではすでに認可を受けて従来のワイヤーピストンに代わるものとして使用されているが、わが国でも早期の認可を望むものである。

長さの選択はアブミ骨底からキヌタ骨までの距離+0.5mmが一般的である¹⁾。

5. ピストンのトリミングと挿入

ワイヤーピストンに慣れた術者にとってテフロンピストンは、リングをはめ込みにくいという声がある。図5のようにリングの上部をメスで楔状に切除し、キヌタ骨の前方への動きを左手のホルダーで抑え、ピストン先端を開窓部に入れた後に、リングの切除開大部分をキヌタ骨長脚に向かって前方に軽く押し込むことで容易に装着可能である。リングは自然に締まる。ワイヤーピストンの場合のように、マギーのワイヤー鉗子によるワイヤー締め付け動作に伴って起こりうるピストンの移動や変

- 生体適合性が良い。
 - 長期安定性に優れる。
 - 軽量で伝達効率に優れる。
 - 手術操作が容易。
 - MRI対応(将来の高磁場MRIも含めて)。
 - キヌタ骨長脚の壊死を起こしにくい。
- 図4 理想的な人工ピストンの条件

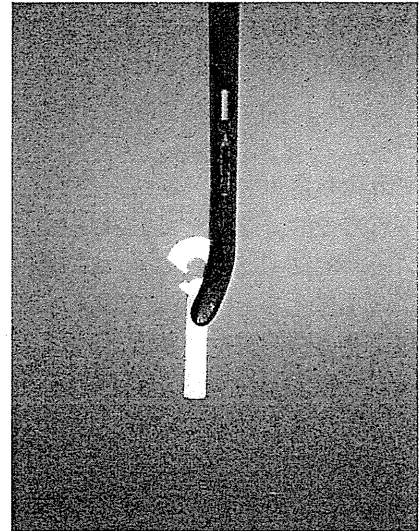


図5 テフロンピストンのトリミングと保持方法

形、内耳深部への押し込みによる球形嚢の障害、締め過ぎによるキヌタ骨長脚の壊死などの恐れは少ない。また、ワイヤーの変形に伴うピストンの無駄がないのも利点である。筆者は自作のキヌタ骨長脚ホルダーとピストンリング専用横開き鉗子を用いている⁹⁾。

この挿入手技はKurz社のSoft clip pistonでも同様であり、いわば嵌め込み型ピストンのユニバーサルな挿入方法と言えよう。

6. 術後の外リンパ瘻の予防

最も大事な点はSFSだからこそ起こりうる、術後の外リンパ瘻の防止である。このために開窓部とピストンの周辺に筋膜小片や血液塊¹⁾やジェルフォーム、を置くなどの予防処置を行う。特にアブミ骨底にリスが入った場合などは遅れて外リンパ瘻が生ずることがまれにあり、必ず予防処置を講じておくべきである。フィブリン糊は逆に固着によって聴力が改善しなかった他院の例があり、使用していない。

一側性耳硬化症

次の3つの病態に当てはまるものが、臨床的には「一側性耳硬化症」といえよう。

- ①真の一側性耳硬化症（ここでは患側が40dB以上でアブミ骨筋検査が陰性、健側が25dB未満でアブミ骨筋検査が陽性なものと定義する）
- ②両側性であるが一側は初期で正常範囲内
- ③両側性であったが、一側は手術により正常レベルにまで改善

当院での2008年～2010年の3年間の耳硬化症に対するアブミ骨手術件数は106例であったが、内訳は①が17例16%、②が7例6.6%、③が9例8.5%、そして両側性が73例68.9%であった。すなわち、真の一側性耳硬化症は16%であったが、聴覚的な「一側性耳硬化症」は31.1%であり、臨床的には重要である¹⁰⁾。

一側性で耳硬化症患者は、術後に必然的に正常側との比較を行うため、改善しても満足しない例がある。さらに一時的にはあっても、味覚障害やめまいを伴うことを考えると、手術適応としない施設もあることは十分に理解可能である。

そこで当科では、以下の5項目のうち、3項目以上に該当し、かつ本人の希望があればアブミ骨手術の適応としている¹⁰⁾。

1. 標準純音聴力検査の会話域で気導値と骨導値の差が30dB以上ある。
2. 語音聴力検査で患側が伝音難聴パターンを示し、かつ50～60dB（普通会話音レベル）の検査音で聴取成績の低下がある。
3. 主に電話を使用する側が患側であり、生活上の問題がある
4. 音の方向感が低下している。
5. 騒音下での聞き取り能力が低下している。

外耳道狭小例の耳内法手術

一般的に外耳道が狭い日本人では、耳鏡だけで行うよりも、外耳道入口部にマストイド開創器が装着可能な最小限の切開を尖刃メスで行い、外耳道に十分な光が入るようにした方が良い視野が得られる。狭い外耳道でも、外耳道正常例より高い位置での道輪状切開を行うことで、十分に広い視野を得ることが出来る。これには柄の曲がった鼓膜切開刀を使用している。外耳道皮弁の剥離にはマイクロフランス社フラットマイクロナイフ（Medtronic Xomed社）が剥離と切開を同時に行えるので便利である。

ドリルで外耳道後壁を拡大し、薄く残した骨壁を1mm幅の直ノミで落とすことで、短時間に良好な視野が得られる。鋭匙は意外にworking spaceを必要とし、不用意な操作で鼓索神経を引き伸ばす、あるいは切断するなどの障害を起こしがちであり、また狭い外耳道では時間がかかる。ただし、ダイヤ

モンドドリルを使う際は水掛けを十分に行い、鼓索神経の熱損傷を避けることが肝要である。

顔面神経下垂例、狭小な卵円窓例

高度の顔面神経下垂例ではアブミ骨底板がほとんど見えないこともある。その場合には卵円窓下部の岬角をスキータドリルで低くしてゆき、アブミ骨底板の一部にかかった岬角に小開窓を行う。つまり、人工内耳挿入術における前庭階開窓と同様の手技である。

挿入ピストンは径が0.4mmと細いタイプを使用する、これは開窓も小さく済み、また神経にシャフトが触れないので神経との摩擦がなく、経験上、聴力回復上も速やかであると考えられるためである。狭小な卵円窓例でも同様の考えで、細いピストンを挿入する。

ピストンの太さが術後聴力に影響を与えないという意見もある¹¹⁾が、同じ長さのピストン振動で動かされるリンパ液のボリュームは、細いピストンでは量が少なくなることから、低音域の術後聴力のためには太い方が優れていると考えられる。これはTeigら¹²⁾の詳細な術後検査の解析によっても臨床的に確認されている。

蝸牛型耳硬化症で出血が多い例

鼓膜所見でSchwartz徴候が認められ、CTスキャンで蝸牛周囲の骨吸収像が認められる例では、鼓室粘膜の小血管が発達し、まるで急性中耳炎の粘膜のように充血腫脹し、易出血性となっている場合がある。アブミ骨上部構造を摘出した後に、アブミ骨底板周囲の粘膜のみを搔爬し、ボスミン浸小綿球を当てて出血するのを待ち、開窓する。止血を待たずに開窓すると、内耳に血液が入り込み、骨導聴力の低下を招く。この場合こそ、むしろレーザーでの凝固、開窓が適している。

比較的急激に蝸牛病変が進行すると予測される症例では、アブミ骨可動術を適応とする場合もある。

キヌタ骨壊死例、loose wire syndrome

図6のように、ワイヤーループ装着部のキヌタ骨長脚の壊死に伴うピストンの移動や、装着部のerosionによるループの緩みにより、中耳腔の圧変化に伴う難聴の悪化や改善を反復する、いわゆるloose wire syndrome¹³⁾が合併症として多い¹⁴⁾。

この点を解消するために考案されたのが、チタンとニッケルからなる形状記憶合金を使用したNitinolピストンである。レーザー加熱をするとワイ

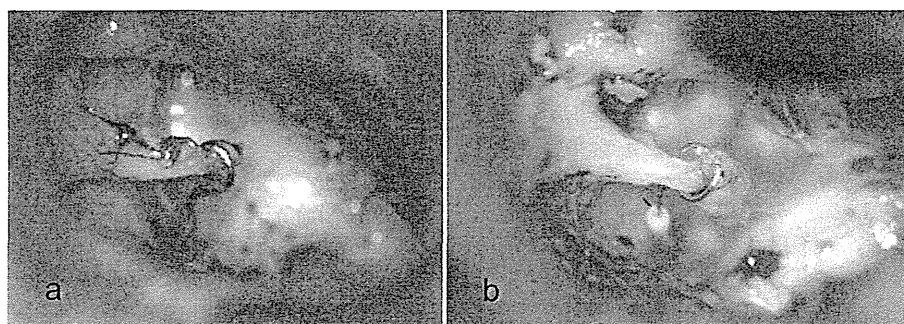


図 6 キスタ骨壊死 (a) と loose wire syndrome (b)

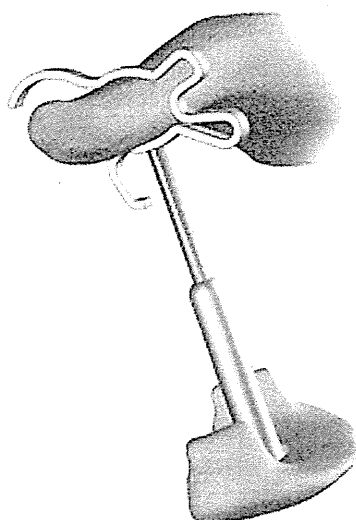


図 7 Kurz 社製 Soft Clip Piston
締め付けが不要で、2点固定なので、キスタ骨長脚壊死の合併症が少ない。

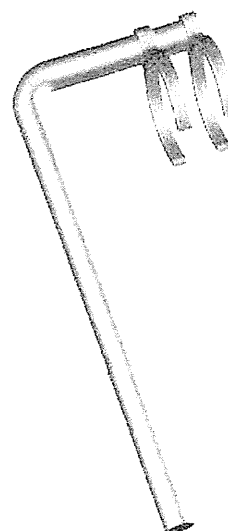


図 8 Kurz 社製 Angular Piston
キスタ骨壊死の再手術時に使用。フックを短くなったキスタ骨長脚にはめ込み、他端をアブミ骨開窓部に入れる。

ヤーフックが開き、長脚にとりつけた後、そのまま放置すると体温に冷却されフックが締まる。Brownら¹⁵⁾はプラチナワイヤーピストンと Nitinol ピストン挿入の2群の術後成績を比較し、気導骨導差の改善に有意差が無かったことを報告した。手技の安定さ、容易さから今後、使用されよう。

Schimanskiら¹⁴⁾は過去26年間に彼らの施設で行われた1678例について、使用ピストン毎の再手術率とその原因を外科的手技に関連したものと、ピストンの材質や構造に関連したものと、その他の3つに分けて詳細に解析した。その結果、再手術率は、①プラチナワイヤーピストン9%、②Gold piston 13.5%、③チタン製 a Wengen クリップ7%、④チタン製 K-piston 5.6%、⑤チタン製 soft clip 2.2%であった。うち、ピストン関連に関わるキスタ骨長脚の壊死・erosion、肉芽形成は①で5.6%、②で10.2%であったのに対して、③、④、⑤のチタン製ピストンでは0%であった。

チタン製 Soft Clip Piston (図7)は、MRI 対応

性、挿入が容易、締め付けが不要、上下2点固定なのでキスタ骨壊死の予防的効果が期待できるなどの点から、現時点では最善なピストンと筆者は考える。

すでにキスタ骨壊死を起こした例ではL字型のチタン製 Angular Piston (図8)のループを残ったキスタ骨長脚にはめ込み、L字型に曲がった他端をアブミ骨開窓部に連結する再手術も可能である。

おわりに

既に基本手技を習得した中堅医師を対象にして、より高度な手術手技を要する症例を中心に、これまで私自身が工夫してきた手技と手順を解説した。若い医師が積極的に他の施設見学やワークショップに参加し、手技を取捨選択して自身のアブミ骨手術をスキルアップすることを願うものである。

本研究は冲中記念成人病研究所ならびに厚生労働省科学研究費の補助を受けた。

文 献

- 1) Fish U: Stapedotomy versus stapedectomy. *Otol Neurotol* 30 : 1166-1167, 2009.
- 2) 栗原理沙, 内藤 泰, 篠原尚吾, 他: スキータドリルによるアブミ骨手術の検討. *Otol Jpn*, 20 : 588, 2010.
- 3) 野村恭也, 原田雄彦, 平出文久: 耳科学アトラス第3版—形態と計測値— 耳石器, 177, シュプリンガー・ジャパン社, 東京, 2008.
- 4) Causse JB, Causse JR, Wiet RJ: Complications of stapedectomies. *American Journal of Otology* 4 : 275-280, 1983.
- 5) Pauw BK, Pollak AM, Fish U: Utricle, saccule and cochlear duct in relation to stapedotomy. A histologic human temporal bone study. *Ann Oto Rhino Laryngol* 12 : 996-970, 1991.
- 6) 村中博幸, 中村 修, 笛吹修治, 他: MRI 検査時におけるインプラントの生体への影響—金属球を用いた基礎的実験—. *日本放射線技術学会雑誌*, 61 : 1014-1019, 2005.
- 7) 川光秀昭, 土橋俊男, 宮地利明, 他: 3T-MR 装置の安全性. *日本放射線技術学会雑誌*, 64 : 1575-1599, 2008.
- 8) Konings MK, Bartels LW, Smits HF, et al: Heating around intervascular guidewires by resonance RF waves. *J Magn Reson Imaging* 12 : 79-85, 2000.
- 9) 熊川孝三: アブミ骨手術における器具と手技の工夫. *JOHNS*, 26 : 1211-1215, 2010.
- 10) 熊川孝三: 一側性耳硬化症は手術するのか? *JOHNS*, 26 : 1045-1049, 2010.
- 11) Huttenbrink KB: Biomechanics of stapesplasty: A review. *Otol Neurotol* 24 : 548-559, 2004.
- 12) Teig E, Lindeman H: Stapedotomy piston diameter is bigger better? *Otorhinolaryngol Nova* 9 : 252-256, 1999.
- 13) Mcgee TM: The loose wire syndrome. *Laryngoscope* 91 : 1478-1783, 1981.
- 14) Schimanski G, Schimanski E, Berthold MR: Diagnostic findings in stapes revision surgery-A retrospective of 26 years. *Otol Neurotol* 32 : 373-383, 2011.
- 15) Brown KD, Gantz BJ: Hearing results after stapedotomy with a Nitrol piston prosthesis. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 133 : 758-762, 2007.

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・塙 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: OS�), 蝸牛窓 (round window: RW) 膜を、流体領域として、前庭 (vestibule)、

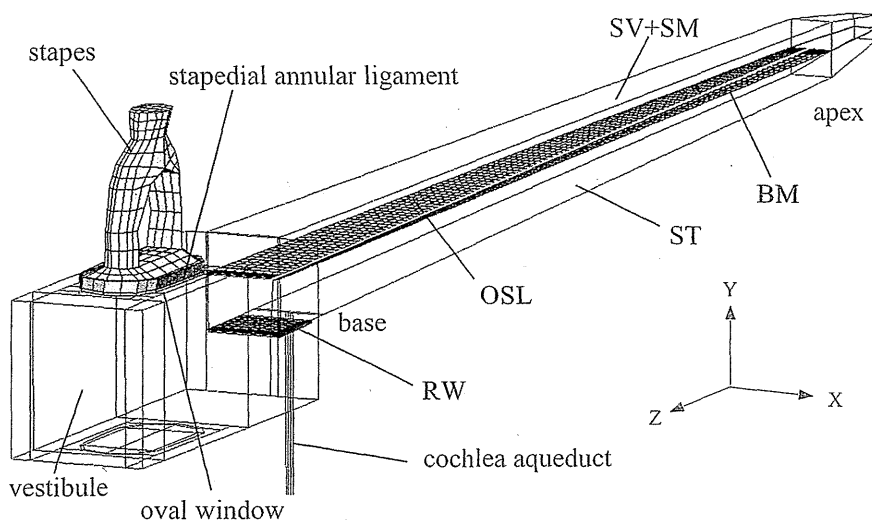


図 1 ヒト蝸牛の有限要素モデル

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 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 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 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 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/

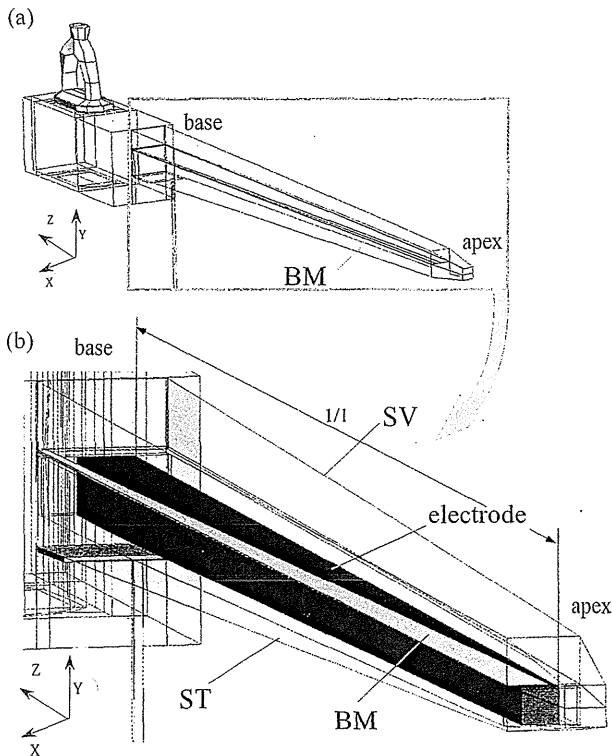


図2 蝸牛と電極モデル

(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, 基底板上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 ~ 4 kHz では蝸牛窓を固定した場合, 電極が長い方が基底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, 電極挿入による基底板振幅の低下量は 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

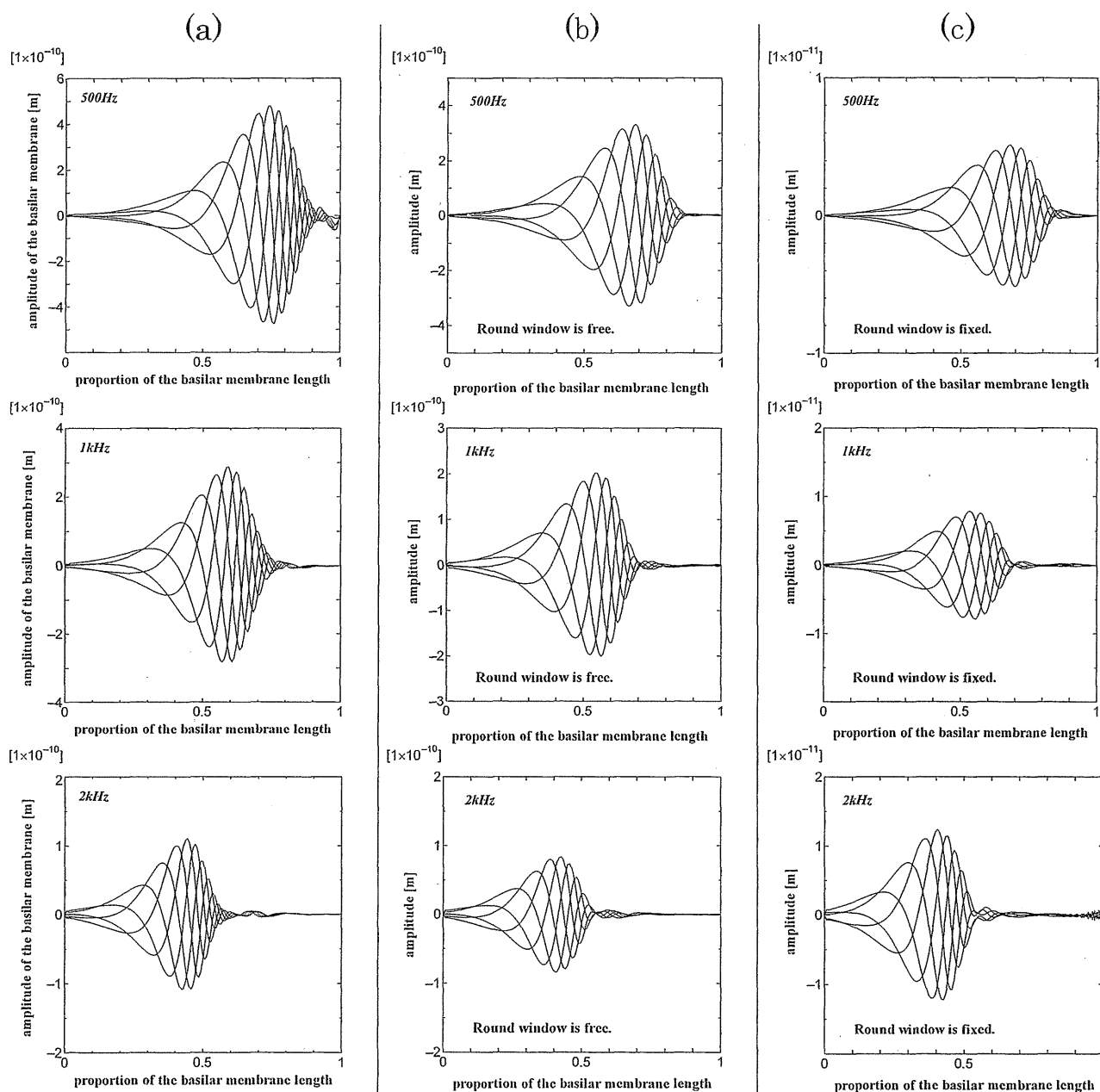


図3 正常および電極を挿入した蝸牛の基底板変位の時間変化

(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

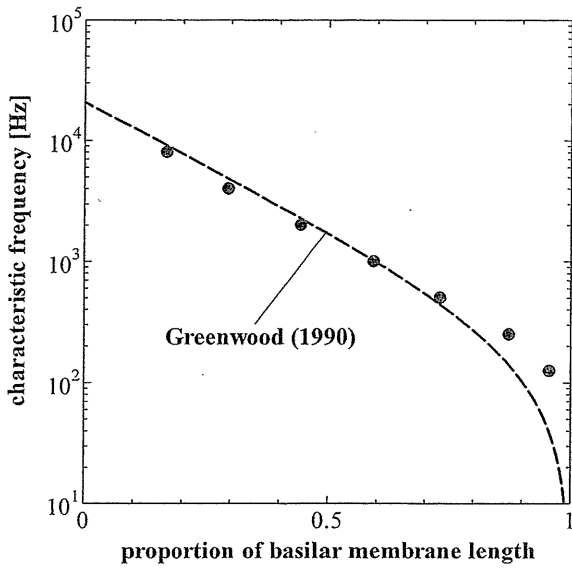


図4 基底板の特徴周波数分布
破線は Greenwood²²⁾ による計測値を, 点は本モデルによる計算値を示す.

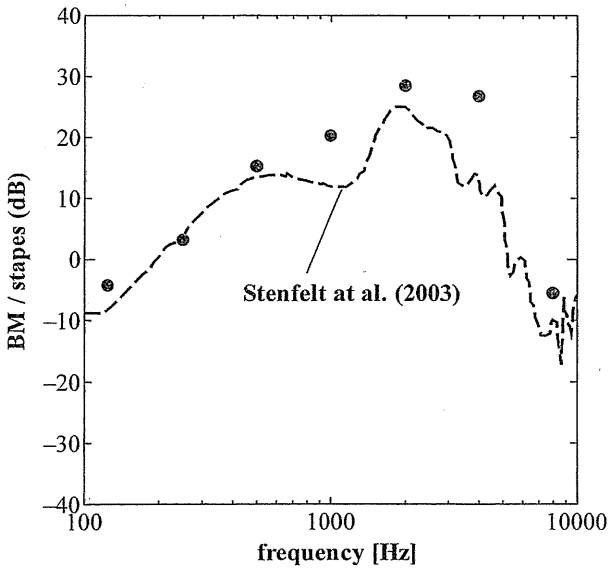


図5 アブミ骨に対する基底板振動振幅比
破線は Stenfelt ら²³⁾ による計測値を, 点は本モデルによる計算値を示す.

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

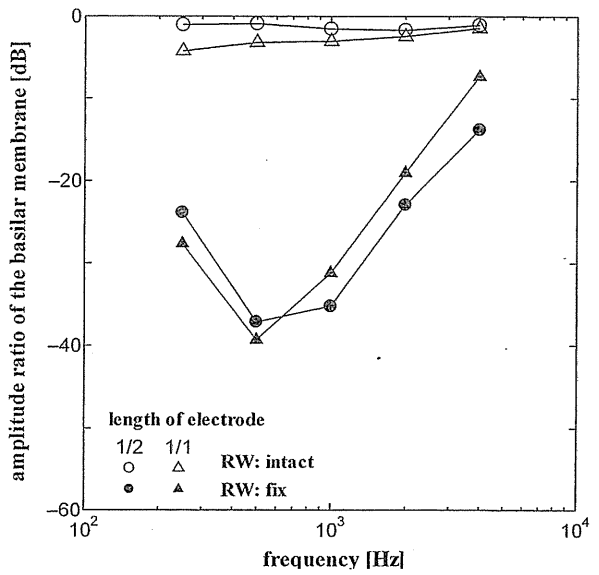


図6 正常蝸牛に対する電極を挿入した蝸牛の基底板最大振幅比

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.

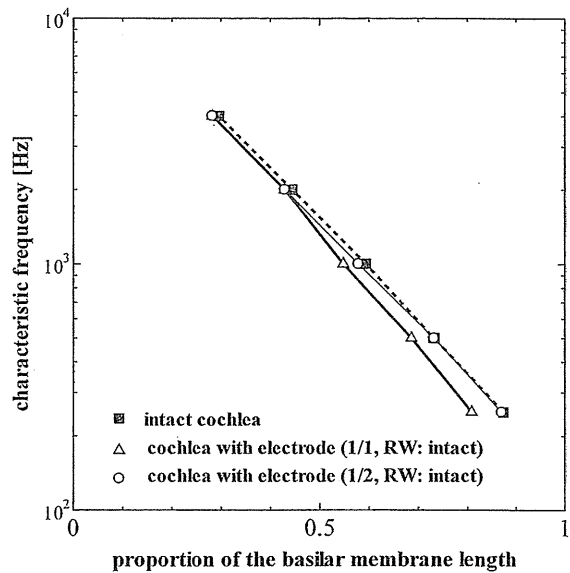


図7 電極挿入による基底板 CF 分布の変化

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.

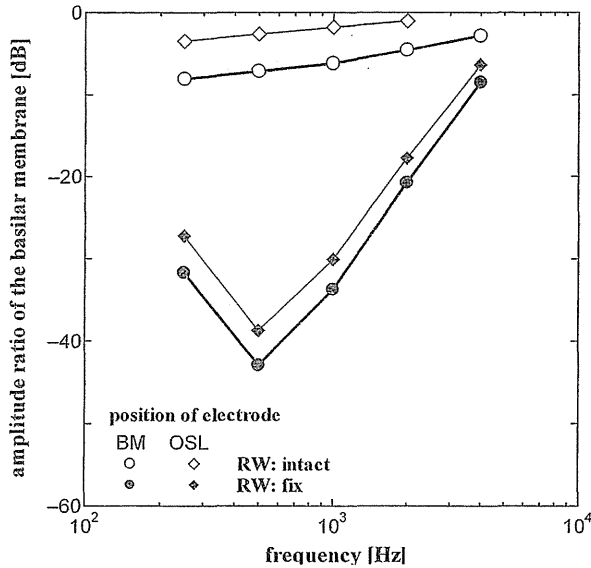


図8 電極挿入位置が基底板最大振幅に及ぼす影響
電極を基底板直下および骨ラセン板直下に配置した場合。

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所
知能機械工学専攻



Takuji Koike

The University of Electro-Communications

Bilateral Cochlear Implantation for Children in Nagasaki, Japan

Yukihiko Kanda, MD^{1,2} · Hidetaka Kumagami, MD² · Minoru Hara, MD² · Yuzuru Sainoo, MD² · Chisei Sato, MD²
Tomomi Yamamoto-Fukuda, MD² · Haruo Yoshida, MD² · Akiko Ito¹ · Chiharu Tanaka¹ · Kyoko Baba¹ · Ayaka Nakata¹
Hideo Tanaka¹ · Haruo Takahashi, MD²

¹Kanda ENT Clinic, Nagasaki Bell Hearing Center, Nagasaki; ²Department of Otolaryngology Head and Neck Surgery, Nagasaki University Graduate School of Biomedical Sciences, Nagasaki, Japan

Objectives. The number of patients with bilateral cochlear implant (CI) has gradually increased as patients and/or parents recognize its effectiveness. The purpose of this report is to evaluate the efficacy of 29 bilateral CI out of 169 pediatric CI users, who received auditory-verbal/oral habilitation at our hearing center.

Methods. We evaluated the audiological abilities 29 Japanese children with bilateral CIs including wearing threshold, word recognition score, speech discrimination score at 1 m from front speaker (SP), 1 m from second CI side SP, speech discrimination score under the noise (S/N ratio=80 dB sound pressure level [SPL]/70 dB SPL, 10 dB) at 1 m from front SP, word recognition score under the noise (S/N ratio=80 dB SPL/70 dB SPL, 10 dB) at 1 m from front SP.

Results. Binaural hearing using bilateral CI is better than first CI in all speech understanding tests. Especially, there were significant differences between the results of first CI and bilateral CI on SDS at 70 dB SPL ($P=0.02$), SDS at 1 m from second CI side SP at 60 dB SPL ($P=0.02$), word recognition score (WRS) at 1 m from second CI side SP at 60 dB SPL ($P=0.02$), speech discrimination score (SDS) at 1 m from front SP under the noise (S/N=80/70; $P=0.01$) and WRS at 1 m from front SP under the noise (S/N=80/70; $P=0.002$). At every age, a second CI is very effective. However, the results of under 9 years old were better than of over 9 years old on the mean SDS under the noise (S/N=80/70) on second CI ($P=0.04$). About use of a hearing aid (HA) in their opposite side of first CI, on the WRS and SDS under the noise, there were significant differences between the group of over 3 years and the group of under 10 months of HA non user before second CI.

Conclusion. These results may show important binaural effectiveness such as binaural summation and head shadow effect. Bilateral CI is very useful medical intervention for many children with severe-to-profound hearing loss in Japan as well as elsewhere.

Key Words: Cochlear implant, Children, Bilateral, Binaural, Binaural summation, Head shadow effect, Japan

INTRODUCTION

The clinical effects of both unilateral and bilateral cochlear implantation (CI) in children is well established internationally (1-

15), but there are only a few reported cases of bilateral CI in Japan. The number of patients with bilateral CI has gradually increased as patients and/or parents recognize its effectiveness. The following are some of the bilateral CI cases in children that we have experienced. This is a review of bilateral CI in 169 pediatric CI users, who received auditory-verbal/oral habilitation at our clinic.

This study's aim is to obtain answers to the following questions. 1) Until what age the second CI is effective for better language perception in various situations? 2) Does the use of a hearing aid (HA) on the opposite side of first CI affect the re-

• Received December 1, 2011
Revision January 19, 2012
Accepted February 1, 2012

• Corresponding author: Yukihiko Kanda, MD
Kanda ENT Clinic, Nagasaki Bell Hearing Center, Wakakusa 4-25,
Nagasaki 852-8023, Japan
Tel: +81-95-841-7038, Fax: +81-95-841-7041
E-mail: n-bell@estate.ocn.ne.jp

Copyright © 2012 by Korean Society of Otorhinolaryngology-Head and Neck Surgery.

This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

sults after second CI? 3) Is there any critical time span between the first and second CI for their progress in language perception? 4) What is the advantage of bilateral CI over unilateral CI?

MATERIALS AND METHODS

Subjects

Since we started CI surgery in 1997, out of 169 children undergoing CI rehabilitation in our clinic, 29 children (17%) had bi-

lateral CI for at least half a year before May 2011. The age of the children at the first CI operation ranged from 1 year 4 months to 15 years 5 months, whereas the age of children at the second CI operation ranged from 2 year 1 month to 15 years 10 months (Fig. 1). The most common age for the first CI was 1 or 2 years. The interval between first and second CI fitting ranged from 5 months to 10 years 1 month. This can be considered a relatively wide range, but the most frequent interval between the two CIs was under 1 year (Fig. 2). The period on non-use of their HA before the second CI is also valuable: it ranges from 0 month to

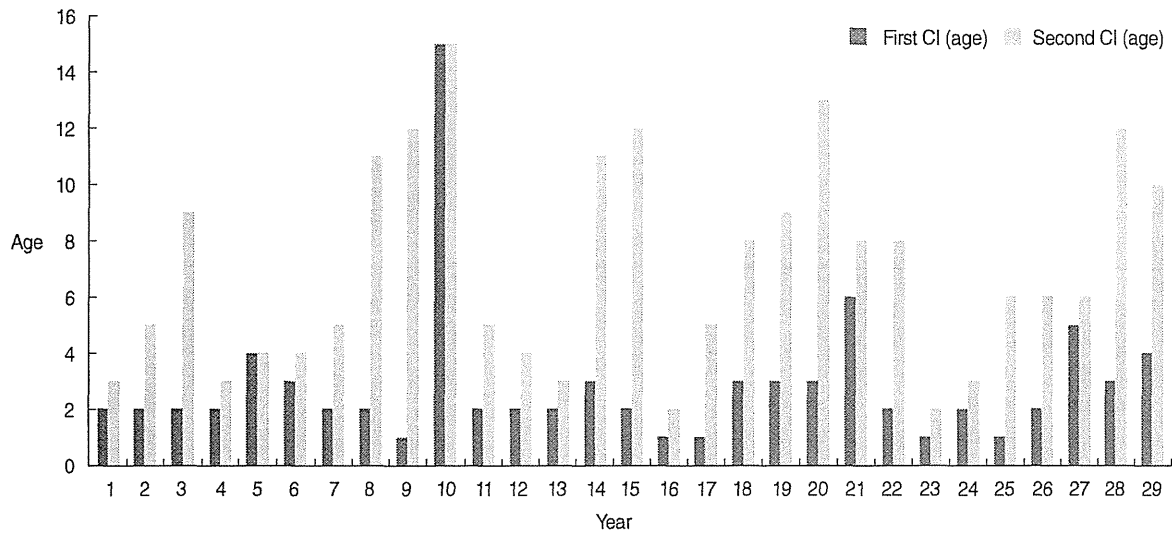


Fig. 1. Age at operation of first cochlear implantation (CI) and second CI (year).

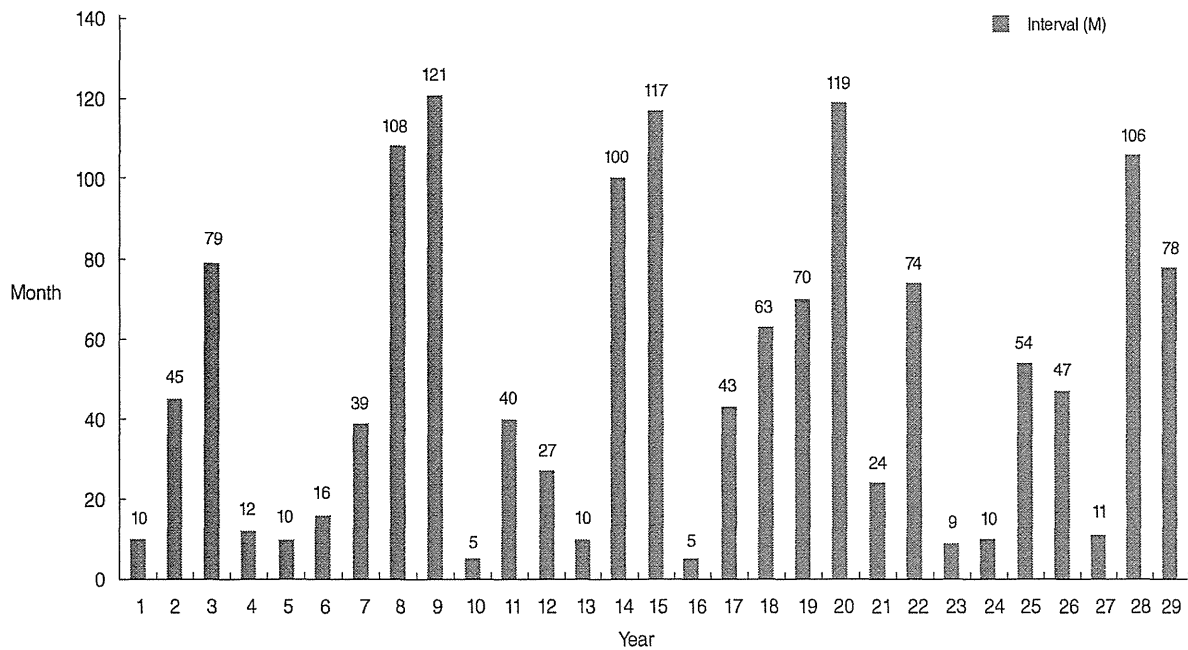


Fig. 2. Interval between first and second cochlear implantation (month).

108 months (9 years). Twelve cases did not remove their HA before the second CI (Fig. 3). Causes for deafness were described in Fig. 4. The devices used are described in Fig. 5.

We examined 19 children who acquired language with either CI or HA using various audiological tests. Children with severe anomaly or late development were not included. The children were divided into 2 groups to evaluate the amount of habilitation time after the second CI. The first group (group A) consisted of 11 children who had their second CI for at least a year. The second group (group B) included 8 children who had their second CI between 6 and 12 months.

Methods

We evaluated audiological abilities including 1) wearing threshold (WTH); 2) word recognition score (WRS, TY-89; Japanese-3 syllabic word-CD, at 60 dB sound pressure level [SPL], at 70 dB SPL); 3) speech discrimination score (SDS, 67-S; Japanese-monosyllabic word-CD, at 60 dB SPL, at 70 dB SPL) at 1 m from front speaker (SP), 1 m from second CI side SP; 4) SDS under noise (67-S; Japanese-monosyllabic word-CD, S/N ratio=80 dB SPL/70 dB SPL, 10 dB) at 1 m from front SP; 5) WRS under noise (TY-89; Japanese-3 syllabic word-CD, S/N ratio=80 dB SPL/70 dB SPL, 10 dB) at 1 m from front SP (noise: speech noise). We conducted all tests in a shielded room. Statistical analysis was done using the Student's *t*-test and paired *t*-test.

RESULTS

The mean WTH using first CI, second CI, and bilateral CI shows that all WTH is nearly the same ranging from 25 dB hearing level (HL) to 35 dB HL (Fig. 6). There were no significant differences between them. The mean WTH of their HA before the second CI was from 55 dB HL (for lower frequencies) to 65 dB HL (for higher frequencies). However, after operation the mean WTH using second CI ranges from almost 30 dB HL to 35 dB HL. There were significant difference ($P=0.03^*$) between HA and

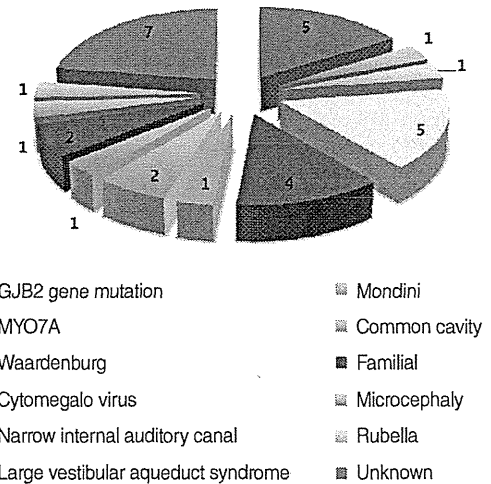


Fig. 4. Causes for deafness.

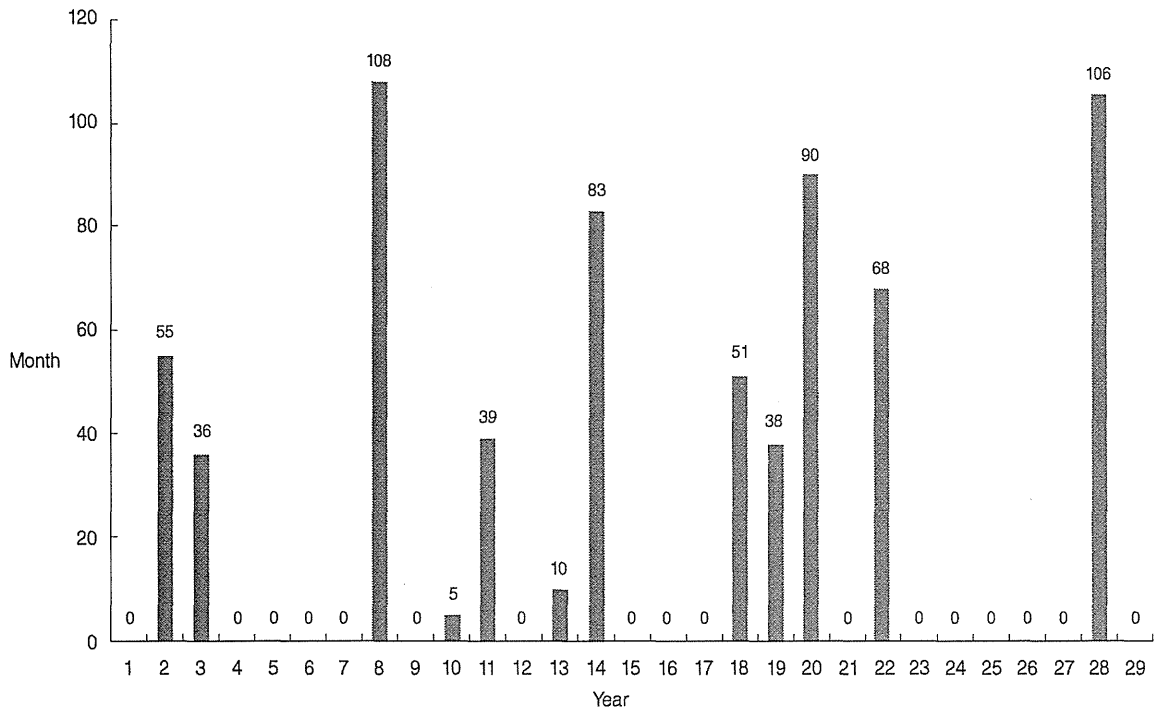


Fig. 3. Number of months child discontinued hearing aid use before second cochlear implantation.

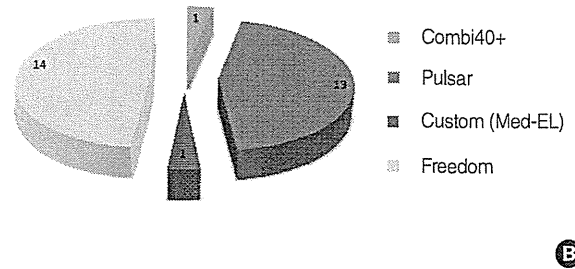
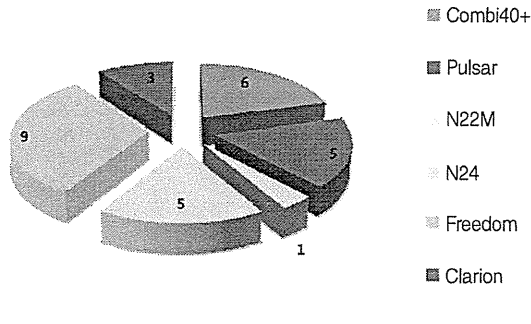


Fig. 5. Device of first cochlear implantation (CI) (A) and second CI (B).

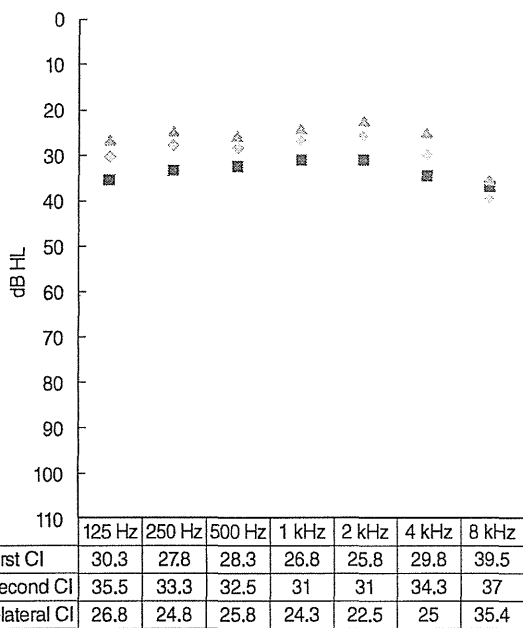


Fig. 6. The mean wearing threshold using first cochlear implantation (CI), second CI, and bilateral CI.

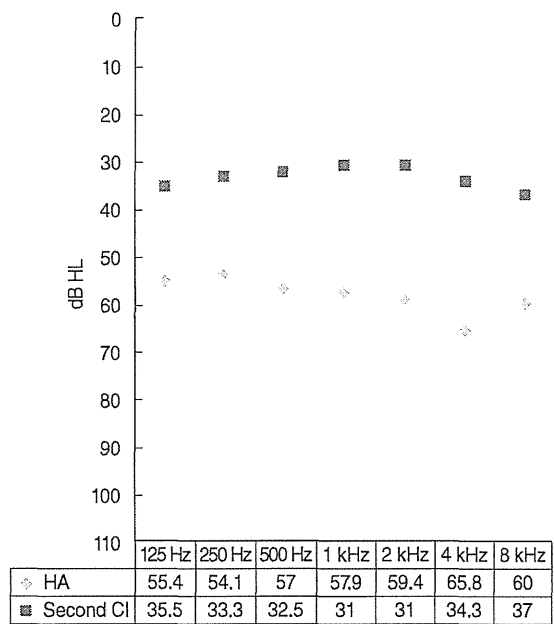


Fig. 7. The mean wearing threshold of their hearing aid (HA) before second cochlear implantation (CI) and second CI.

second CI (Fig. 7).

The mean WRS at 1 m from the front SP at 70 dB SPL is shown in Fig. 8. The mean score for the second CI in group A was similar to the mean score for the first CI. The mean score on the WRS for all cases shows that there were no significant differences between the results of the first CI and the bilateral CI at 70 dB SPL ($P=0.13$).

The mean WRS at 1 m from the front SP at 60 dB SPL is described in Fig. 9. The mean score for the second CI in group A was similar to the mean score for the first CI. For all cases, there were no significant differences between the results of the first CI and bilateral CI at 60 dB SPL ($P=0.05$).

The mean SDS at 1 m from the front SP at 70 dB SPL is described in Fig. 10. The mean score for the second CI in group A was similar to the mean score for the first CI. The SDS results show that there were significant differences between the results

of the first CI and the bilateral CI at 70 dB SPL ($P=0.02^*$).

The mean SDS at 1 m from the front SP at 60 dB SPL is described in Fig. 11. There were no significant differences between the results of the first CI and the bilateral CI at 60 dB SPL ($P=0.24$).

The mean SDS at 1 m from the second CI side SP at 70 dB SPL is described in Fig. 12. The mean score for the second CI in group A was similar to the mean score for the first CI. There were no significant differences between the results of the first CI and the bilateral CI at 1 m from the second CI side SP on all cases at 70 dB SPL ($P=0.25$).

The mean SDS at 1 m from the second CI side SP at 60 dB SPL is described in Fig. 13. The mean score for second CI in group A was superior to the mean score for first CI. There were significant differences between the results of first CI and bilateral CI at 1 m from second CI side SP on all cases at 60 dB SPL ($P=0.02^*$).