

# 中耳の振動解析と伝音再建への臨床応用

## —聴力改善予測法の開発—

東町 高雄\*

### Vibration Analysis of Human Middle Ear and an Application for Clinics for Tympanoplasty — Development of Prediction Method for Hearing Ability Restoration —

by

Takao HIGASHIMACHI\*

#### 要 旨

CT スキャンデータを基に SolidWorks を用いて、鼓膜、耳小骨、靭帯等から構成される健常者の中耳形状モデルを構築し、三次元有限要素法による調和振動解析を行って伝音時のアブミ骨の変位—周波数応答特性を明らかにした。次に、耳小骨の一部が欠損した場合を想定し、キヌタ骨の代わりにコルメラと呼ばれる柱状部品を用いた耳小骨再建モデルの振動解析を行った。そして、アブミ骨の周波数応答特性を健常者のものと比較することにより聴力改善効果を手術の前に予測する方法を提案した。本報では予測法の妥当性を検証するために、輪状靭帯の形状を種々変更して振動解析を行い、輪状靭帯の形状の違いによる周波数応答特性の違いを明らかにした。また、鼓膜を実際と同様に3つの領域に分割してモデル化した場合と単純化のために単一部品としてモデル化した場合の差異を比較した。臨床応用例として、慢性中耳炎により耳小骨連鎖が損傷した中耳のCT スキャンデータを基に、数種類の耳小骨再建モデルを構築した。これらのモデルの振動解析結果から、有効な耳小骨再建法の提案とその臨床応用の可能性を検証し、手術前の聴力改善効果の予測が可能であることを明らかにした。

**Key Words:** 有限要素法、周波数応答、伝音再建術、耳小骨、コルメラ

#### 1. はじめに

人の聴覚器官は Fig-1 のように外耳、中耳及び内耳により構成されている。外部からの音は外耳道を通して鼓膜に伝わり、鼓膜が受けた音波振動が耳小骨に伝達され、アブミ骨が蝸牛内のリンパ液を揺さぶる。その振動変位が内耳で電気信号に変換され、脳で音として認識される。

しかし、種々の疾患等により中耳が損傷した場合、Fig-2 のようにコルメラという柱状の再建部品を用いて耳小骨の連鎖を再建する方法がとられるが、これを耳小骨再建術という。この手術では、コルメラの形状・材質・取り付け位置の違いにより伝音効率が変わるが、その手術は医師の技量・経験に基づいて行われている。そこで、Fig-3 のような種々の手術方式の効果を工学的に検証することにより術式の改善に貢献することが可能であると考えられる。

\*崇城大学工学部機械工学科教授

Fig-3 において、Ⅲ型とはアブミ骨の上部馬蹄形部分にコルメラを繋ぐ方式であり、Ⅳ型とはアブミ骨上部構造の欠損のために底板に繋ぐ方法である。更に、コルメラ他端をキヌタ骨に繋ぐのがⅢ型であり、鼓膜に繋ぐのがⅣ型である<sup>(1)</sup>。

我々は CT スキャンデータを基に SolidWorks により中耳の形状モデルを構築し、三次元有限要素法による静解析を行ってアブミ骨底板の変位と聴力の相関を明らかにし、手術の前に聴力改善効果を予測する方法を提案した<sup>(2)</sup>。しかし、中耳は本来振動系であり、静解析での妥当性を検証するために動解析として調和振動解析を行った<sup>(3), (7)</sup>。

本研究では、形状が小さく CT データからの抽出とモデル化が困難である輪状靭帯の形状を種々変更して有限要素解析を行い、輪状靭帯のモデル形状による周波数応答特性の影響について調査する。また、鼓膜を実際と同様に材料特性の異なる3つの領域に分割して解析を行い、簡単化のため単一部品としてモデル化した場合の結果と比較検討する。更に、慢性中耳炎により損傷した中耳に耳小骨再建術を施した数種類のモデルを構築し、それらの解析結果を比較することによって臨床応用への可能性を検証する。

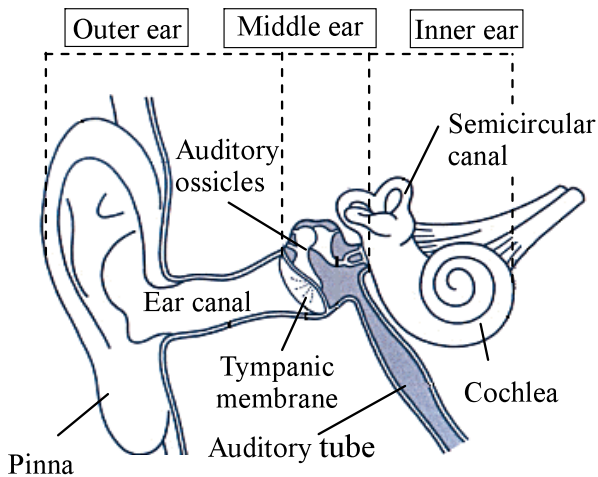


Fig-1 Ear structure

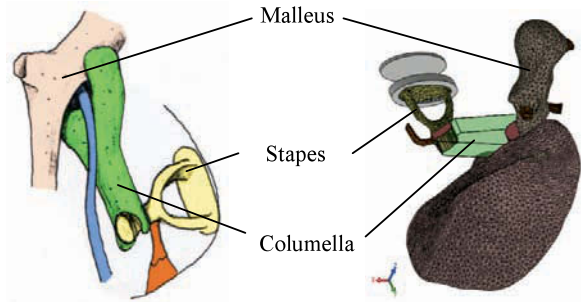


Fig-2 Tympanoplasty

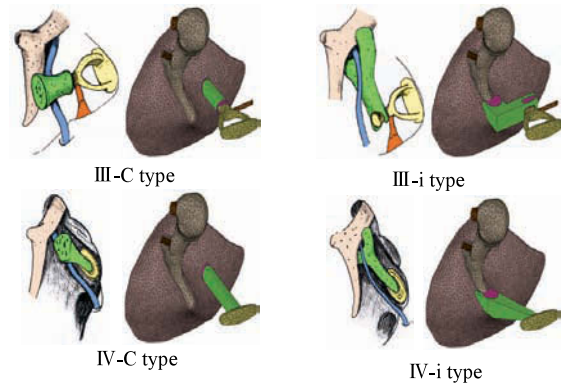
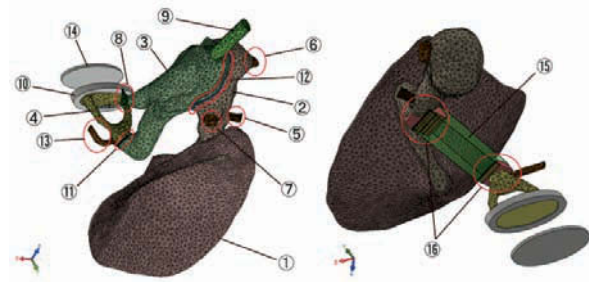


Fig-3 Classification of operation

## 2. 形状モデリング

### 2.1 健全モデル及び耳小骨再建モデル

解析に用いる健全モデルを Fig-4(a) に示す。このモデルは、鼓膜、耳小骨、靭帯、関節、アブミ骨筋等の部品から構成され、CT スキャンデータを基に作成した DICOM データを STL データに変換し、SolidWorks で構築したものである。また、Fig-4(b) に、損傷したキヌタ骨の代わりにコルメラをツチ骨とアブミ骨との間に繋いだモデルを示す。



(a) Healthy type model (b) III-i type tympanoplasty model

Fig-4 Geometric model of middle ear

### 2.2 輪状靭帯のモデル化

輪状靭帯は形状が小さく CT スキャンによる抽出が困難であったため、中耳モデルに適合するように実際の形状を参考にして SolidWorks で作成していた。しかし、形状の違いが動特性に与える影響を把握しておく必要があり、本研究では Fig-5 のように輪状靭帯の厚さ及び高さを種々変更して有限要素解析を行い、アブミ骨底板の周波数応答特性を評価した。

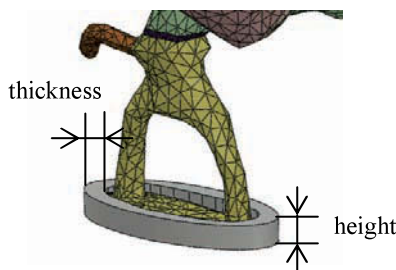


Fig-5 FE model of stapedial annular ligament

### 2.3 鼓膜のモデル分割

鼓膜は本来、物性値の異なる幾つかの領域に分かれている。しかし、CT スキャンによるそれぞれの領域の抽出が困難であるため、鼓膜全体を1つの部品として解析を行ってきた。そのため、本研究では Sun らの研究<sup>(4)</sup>を参考に Fig-6(b) のように鼓膜を緊張部、弛緩部、鼓膜輪の3つの領域に分割して有限要素解析を行い、アブミ骨底板の周波数応答特性を評価した。

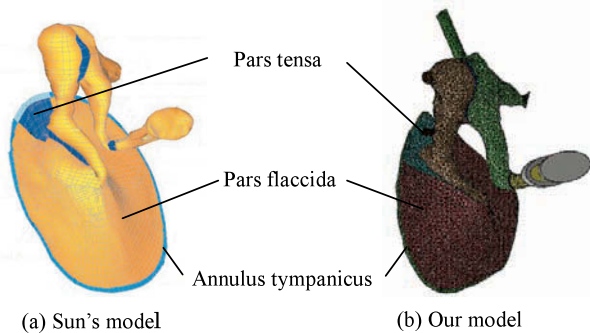


Fig-6 Tympanic membrane structure

## 3. 有限要素法モデル構築

### 3.1 材料設定

Table-1 は形状モデル各部の材料データであ

り、小池らの研究<sup>(5)</sup>および Sun らの研究<sup>(4)</sup>を参考に設定した。また、Anatomical name の番号は Fig-4 の番号と対応している。これまでは、鼓膜を単一部品として取り扱い、ヤング率を 33.4 MPa としていたが、本研究では鼓膜緊張部、鼓膜弛緩部、鼓膜輪の3つの領域に分割し、ヤング率をそれぞれ 33.4 MPa, 11.1 MPa, 0.6 MPa とした。また、底板は、ばねを支持するための仮想部品であり剛体と仮定した。コルメラは本体部と関節部から構成され、本体部の材料にはシリコンを用い、関節部には軟骨を用いた。

Table 1 Material data

Anatomical name	Young's Modulus [MPa]	Density [kg/m <sup>3</sup> ]	Poisson's ratio
①Ty mpanic membrane			
Pars tensa	33.4	1,200	0.3
Pars flaccida	11.1		
Annulus ty mpanicus	0.6		
②Malleus	13,436	4,350	
③Incus			
④Stapes			
⑤Lateral malleolar ligament	21	2,500	
⑥Superior malleolar ligament			
⑦Anterior malleolar ligament			
⑧Posterior incudal ligament	0.65	1,200	
⑨Superior incudal ligament			
⑩Stapedial annular ligament			
⑪Incudostapedial joint	6	2,500	
⑫Incudo malleolar joint	0.52	2,500	
⑬Stapedial muscle	$1 \times 10^{10}$	-	
⑭Base plate	112,400	2,330	0.28
⑮Columella(Silicon)	6	1,200	0.3
⑯Joint			

### 3.2 境界条件の設定

拘束条件として鼓膜外周、筋腱・靭帯の端部及び底板を固定した。荷重条件は、90 dB の音圧を作用させるため、次式を用いて圧力に変換した。

$$L_p = 20 \log_{10}(P / P_0) \quad (1)$$

ここで、 $L_p = 90 \text{ dB}$  : 設定音圧レベル,  $P_0 = 20 \times 10^{-6} \text{ Pa}$  : 基準値 (人間の最小可聴音圧) である。これにより、 $P = 0.632 \text{ Pa}$  の圧力が得られた。しかし、この解析では、鼓膜の総面積とツチ骨との接触面積の比率 24.05 を乗じた値 15.2 Pa を圧力荷重として鼓膜とツチ骨との接触面に作用させた。また、Gan らの研究<sup>(6)</sup>か

らアブミ骨と底板との間に40 N/m のばねを設置し、減衰をレーリー減衰として、減衰係数をそれぞれ  $\alpha = 0\text{s}^{-1}$  ,  $\beta = 7.5 \times 10^{-5}\text{s}$  とした。

#### 4. 有限要素法解析結果

Fig-7 はツチ骨におけるコルメラ取り付け位置を示したものである。また、Fig-8~10 に有限要素法解析結果を示す。Fig-8 は健常モデルの輪状靭帯形状を種々変更した場合の周波数応答グラフであり、アブミ骨底面の面垂直方向変位と周波数の関係を示す。Fig-9 は健常モデルにおける鼓膜モデル化の違いによる周波数応答グラフの変化を示し、Fig-10 は、鼓膜を分割した場合の耳小骨再建術Ⅲ-i型モデルのアブミ骨底の周波数応答グラフを示す。

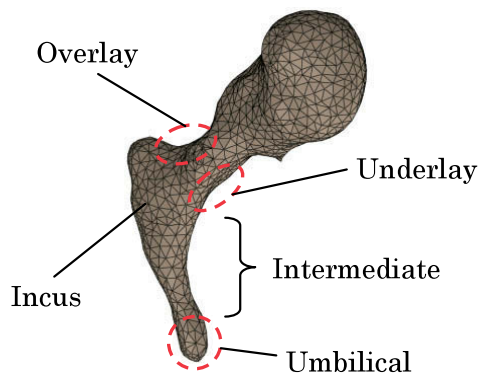


Fig-7 Connection parts of columella to malleus

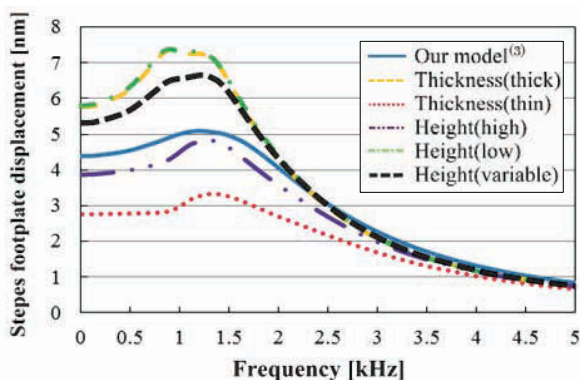


Fig-8 Frequency response graph of healthy model

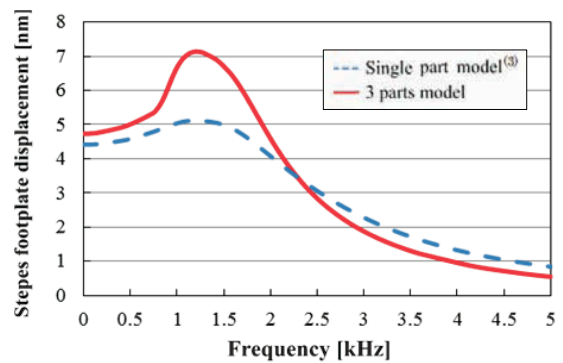


Fig-9 Comparison of frequency response in different tympanic membrane models

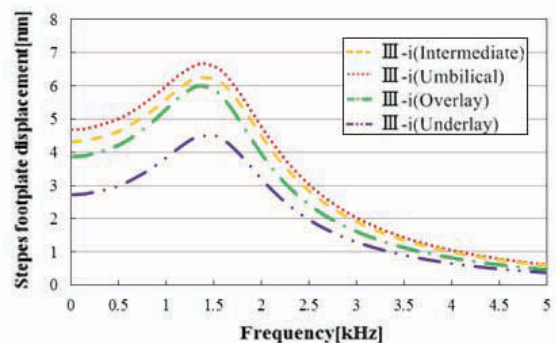


Fig-10 Frequency response graph of tympanoplasty model

#### 5. 考察

輪状靭帯の形状を種々変更して解析を行った結果、輪状靭帯の厚さを薄くするか高さを高くするとアブミ骨底面変位が小さくなり、逆に輪状靭帯の厚さを厚くするか高さを低くすると変位が大きくなる傾向があることが分かった。従って、輪状靭帯の形状は変位に大きく影響しており、CT による忠実なモデルの抽出を行う必要があると考えられる。

Fig-9 の鼓膜のモデル化の違いに関しては、0.5 kHz 以下の周波数領域ではどちらも変位の値に大きな差異はないが、1 kHz 付近の共振領域では変位の増幅量が鼓膜を分割したモデルの方が約 40.1% 大きい。これは、鼓膜全体を同じ物性値ではなく、一部領域をヤング率の低いものにしたことにより 1 kHz 付近の共振時に変位がより増加したためと考えられる。解析精度

を向上させるためには、鼓膜も忠実なモデル化が必要と考えられる。しかし、Fig-10の耳小骨再建術Ⅲ-i型モデルの結果を見るとコルメラの取り付け位置が臍部に近づくほど変位は大きくなり、鼓膜を単一部品としてモデル化した前報<sup>(2),(3)</sup>の解析結果においても同様の関係が得られている。物性値、板厚が場所によって異なる鼓膜の厳密な抽出とモデル化は難しいが、鼓膜は音圧を機械的圧力に変換する負荷装置と考えれば、実用上は単一部品として扱う方法で聴力改善効果の予測が可能であると考えられる。

## 6. 中耳手術への応用

本研究に用いる中耳モデルは、慢性中耳炎によりキヌタ骨の長脚先端部が損傷している。Fig-11に示すように破線で囲まれた部分は耳小骨が破壊され、耳小骨の連鎖が失われていることが分かる。

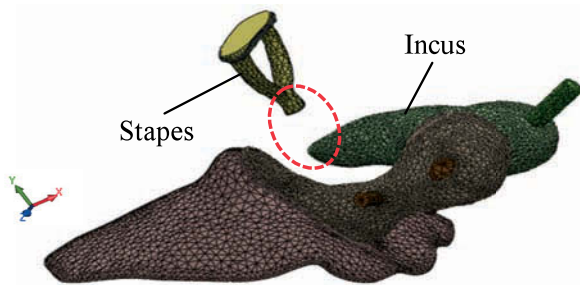


Fig-11 Broken ossicular chain model

### 6.1 耳小骨再建モデル

Fig-12は耳小骨再建モデルの全体図である。耳小骨再建術を施したモデルを作成する際、Fig-13, Fig-14のように数種類の術式によって耳小骨連鎖の再建を行ったものを用意した。Fig-12の番号はTable-1のAnatomical nameの番号と対応している。

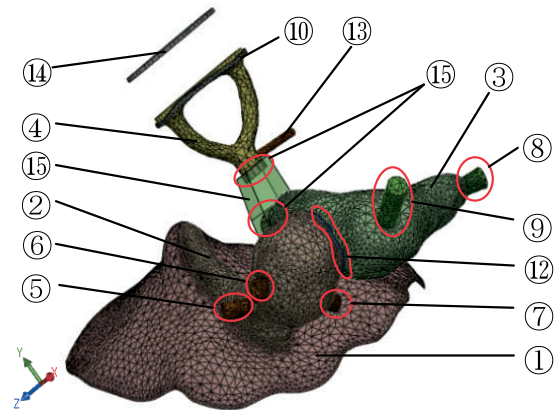
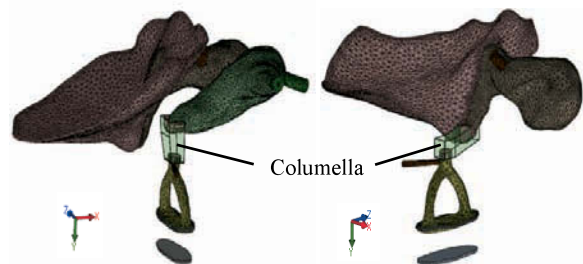


Fig-12 Geometric model of middle ear

#### 6.1.1 キヌタ骨除去の効果

耳小骨連鎖の再建を行う際、Fig-13(a)のように、損傷したキヌタ骨とアブミ骨との間にコルメラを繋いだものを術式①モデルとし、Fig-13(b)のようにキヌタ骨を取り除き、ツチ骨とアブミ骨の間にコルメラを繋いだものを術式②モデルとした。



(a) Technique①

(b) Technique②

Fig-13 Operation method

#### 6.1.2 耳小骨位置移動の効果

今回のケースは、慢性中耳炎によって耳小骨が変異（本来の位置から移動）しており、鼓膜から受けた音圧が十分にアブミ骨に伝達されないと考えられる。そこで、Fig-14(a)に示すように、前ツチ骨靭帯を支点としてツチ骨の位置を移動させた後にコルメラを繋いだ。これを術式③モデルとし、伝音効率が向上されるかどうか検証を行った。更に、Fig-14(b)に示すように、ツチ骨の前ツチ骨靭帯と外側ツチ骨靭帯のすぐ上部を切除したものを術式④モデルとし、

ツチ骨上部の有無による聴力改善効果の影響についても検証を行った。

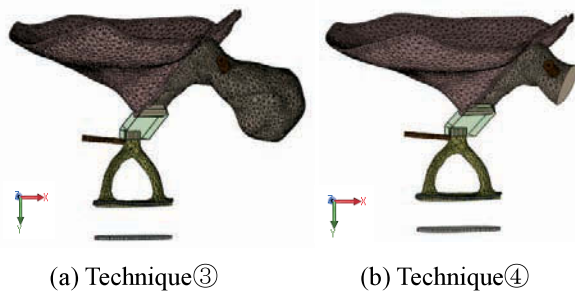


Fig-14 Operation method

## 6.2 材料設定

材料データは Sun らの研究<sup>(4)</sup>及び小池らの研究<sup>(5)</sup>を参考に設定した。また、底板は、ばねを支持するための仮想の部品であり剛体とした。コルメラは本体部と関節部から構成され、本体部の材料にはシリコンを用い、関節部には軟骨を用いた。

## 6.3 境界条件の設定

拘束条件として、鼓膜外周、筋腱・靭帯の端部及び底板を完全固定した。荷重条件は、鼓膜全面に 90 dB の音圧が作用する場合を想定して、鼓膜とツチ骨との接触部に圧力荷重 15.2 Pa を面に垂直に作用させた。また、Gan らの研究<sup>(6)</sup>からアブミ骨と底板との間に 40 N/m のばねを設置し、減衰をレーリー減衰として、減衰係数をそれぞれ  $\alpha = 0 \text{ s}^{-1}$ 、 $\beta = 7.5 \times 10^{-5} \text{ s}$  とした。

## 7. 有限要素法解析結果

Fig-15 は各術式における周波数応答グラフであり、アブミ骨底面の面垂直方向の平均変位と周波数との関係を示す。実線が術式①、破線が術式②、一点鎖線が術式③、二点鎖線が術式④の有限要素法による解析結果である。

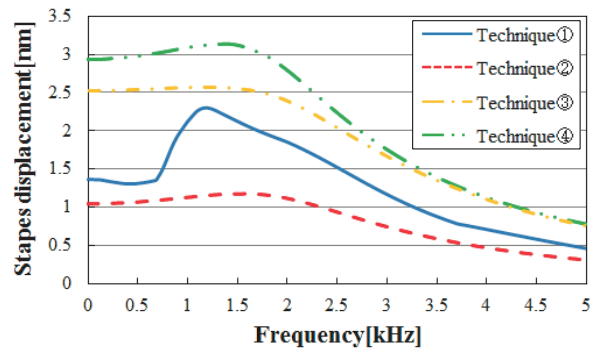


Fig-15 Frequency response of tympanoplasty model

## 8. 考察

術式①と術式②の結果を比較すると、術式①は 1.17 kHz で共振のピークを示し、それ以上の周波数では徐々に平均変位が減少する傾向を示した。それに対し、術式②は 1.47 kHz で共振のピークを示したが、変位の値は術式①に比べて小さい。健常者の中耳は周波数 1 kHz 前後に共振領域があるとされており、術式①の方が周波数特性は健常者に近く、変位も術式②より大きいため、キヌタ骨とアブミ骨の間にコルメラを繋ぐ術式①の方が高い聴力改善効果を期待できる。

術式③、術式④では共に周波数 3 kHz 以上では平均変位があまり差異のない周波数応答特性を示した。共振周波数は術式③が 1.36 kHz、術式④が 1.47 kHz であるが、ピーク変位の値は術式④の方が大きい。それは、術式③では上ツチ骨靭帯が存在し、その端部に拘束条件を設けて固定しているが、術式④はツチ骨の上部が切除されている。そのため、ツチ骨の可動性が向上したことによりこのような結果になったと考えられる。4種類の術式の中で、④の方法が最も改善効果が期待できる結果となった。

## 9. おわりに

- (1) 輪状靭帯の形状を変更して解析を行った結果、輪状靭帯の形状はアブミ骨底面の変位に大きく影響し、輪状靭帯の厚さを厚くするか高さを低くすると変位が大きくなる

- 傾向があることが分かった。輪状靭帯については、CT による忠実な形状抽出が必要である。
- (2) 鼓膜を物性値の異なる三つの領域に分割してモデル化した場合と単一モデルとして扱った場合を比較すると、0.5 kHz 以下の周波数領域ではどちらも変位の値に大きな差異はないが、1 kHz 付近の共振領域では鼓膜を分割したモデルの方が約 40.1% 大きい。しかし、コルメラの取り付け位置と変位の大きさの関係は単一部品の場合と同一であり、鼓膜を単一部品としたモデルによる聴力改善効果の予測が可能であると考えられる。
- (3) 慢性中耳炎により耳小骨連鎖が損傷した実際の患者について、4 種類の三次元有限要素法モデルを構築し、臨床応用の可能性を検証して以下の知見を得た。
- (a) コルメラを取り付ける際、術式①の方がより健常者に近い周波数特性を示し、変位も術式②より大きいため、キヌタ骨とアブミ骨の間に繋いだ方が高い聴力改善効果を期待できる。
- (b) 耳小骨が変異していた場合、ツチ骨の位置を調整した術式③よりも、更にその上部を切除した術式④の方が可動性が良くなり、伝音効率が向上することが分かった。
- (4) 臨床応用を通して、我々の提唱する方法、すなわち有限要素法による耳小骨再建モデルの解析を行って、アブミ骨の変位を健常者のものと比較することにより、有効な耳小骨再建法の提案と手術前の聴力改善効果の予測が可能であることが確認できた。
- (2) T. Higashimachi, Y. Siratake, T. Maeda, K. Suga and R. Toriya, Three-dimensional finite element analysis of the human middle ear and an application for clinics for tympanoplasty, *Surface Effects and Contact Mechanics VI* (2013), pp. 61-72.
- (3) 東町高雄, 押方貴至, 鳥谷龍三, 中耳の形状モデリングと振動特性評価および臨床応用への可能性検討, 日本機械学会九州支部鹿児島講演会講演論文集, 138-3 (2013), pp. 235-236.
- (4) Q. Sun, R. Z. Gan, K.-H. Chang and K. J. Dormer, Computer-integrated finite element modeling of human middle ear, *Biomechan Model Mechanobiol* 1 (2002), pp.109-122.
- (5) T. Koike and H. Wada, Modeling of the human middle ear using the finite-element method, *Journal of Acoustical Society of America*, 111(3) (2002), pp. 1306-1317.
- (6) R. Z. Gan, B. Feng & Q. Sun, Three-dimensional finite element modeling of human ear for sound transmission, *Annals of biomedical engineering*, 32 (2004), pp. 847-859.
- (7) T. Higashimachi, T. Maeda, T. Oshikata and R. Toriya, Finite element analysis of the human middle ear and an application for clinics for tympanoplasty (Static and harmonic vibration analysis), *Proceedings of the 3rd International Conference on Design Engineering and Science*, Vol. 2 (2014), pp. 117-122.

## 謝 辞

本研究の共同研究者である鳥谷耳鼻咽喉科医院・鳥谷龍三院長に深甚の謝意を表す。

## 参考文献

- (1) 小島博己, 耳鼻咽喉科, 頭頸部外科増刊号, 特集 聴力改善手術, 77-5 (2005), pp. 61-65.