有限要素法によるヒト末梢聴覚系のモデル化*

小池 卓二^{*1}, 和田 仁^{*1}, 小林 俊光^{*2}

Modeling of Human Auditory Periphery Using Finite-Element Method

Takuji KOIKE, Hiroshi WADA and Toshimitsu KOBAYASHI

A few investigations of the applicability of the finite-element method (FEM) to middle ear analysis have already been reported. However, in the models used in these studies, the effects of ossicles, external auditory meatus and middle ear cavities on the dynamic behavior of the middle ear have been neglected. In this study, first, a three-dimensional FEM model of human auditory periphery was established by applying a FEM program developed by us. Then, vibration patterns of the tympanic membrane and ossicles at several frequencies were obtained, and the effects of middle ear cavities on the middle ear dynamic behavior were analyzed. The following conclusions were drawn. (1) The tympanic membrane vibration pattern is relatively simple at low frequencies. However, it becomes more complex at about 4 kHz. (2) The axis of rotation of the ossicular chain shifts to the upper part of the ossicles with increasing frequency. (3) The middle ear cavities suppress the tympanic membrane displacement at low frequencies.

Key Words: Biomechanics, Vibration of Mechanism, Finite-Element Method, Modeling, Human, Middle Ear, Tympanic Membrane, Ossicular Chain, External Auditory Meatus, Middle Ear Cavity

1. 緒 言

聴覚器官は人体に備わった一種の精巧な音響装置であり、空気中の音響振動を効率よく体内に取り入れる役割を果たしている。感覚細胞の存在する蝸牛内は、リンパ液で満たされているため、感覚細胞を刺激するにはリンパ液を振動させなければならず、空気中の振動はリンパ液の振動に変換される必要がある。しかし、空気の音響インピーダンスと液体の音響インピーダンスは約4000倍も異なるため、空気中の振動は直接液体中に入射する事は出来ない。聴覚器官はこの両者の効率よいインピーダンス整合を行っている。この整合メカニズムは、耳小骨形状によるてこ作用、および鼓膜とアブミ骨底の面積差による昇圧作用の2つのメカニズムによるものとされる⁽¹⁾が、実際には多くの複雑な要因が関係しているものと考えられている。

中耳の伝音メカニズムを解明するため、現在までに様々な研究が成されてきた。これらの研究は、側頭骨標本を用いた中耳振動の直接計測^{(2)~(4)}、インピーダンスメーターを用いた臨床的研究^{(5)~(8)}、および数学的モデルによる解析^{(9)~(12)}に大別することが出来る。しかし、側頭骨を用いた計測には、非生理的であること、各部位を操作することによる他部位への影響が考えられること、測定自体が困難であり、現在の状況では側頭骨の入手も難しいことなど

の問題点がある。また、インピーダンスメーターによる臨床的研究では、生理的状态を測定できるのは利点であるが、鼓膜面の振動しか見えず、耳小骨の振動は測定出来ない。数学的モデルによる解析は、モデルが妥当であるならば非常に有効な手段である。しかし、モデル化には多くの仮定が含まれており、如何にして実際の聴覚系に近いモデルを構成するかが重要な問題となる。

近年、生体器官の構造および振動解析の有力な一手法として、有限要素法 (Finite Element Method: FEM) が多く用いられるようになった。FEMを用いる利点は、複雑な生体構造を容易にモデル化でき、細部の動きを把握できることにある。しかし、FEMによる中耳動特性の解析例は少なく、Funnell⁽¹³⁾、Williams-Lesser^{(14)・(15)}、和田ら^{(16)~(18)}の報告があるのみである。Funnell、Williams-Lesserらは主に鼓膜の振動のみに着目し、耳小骨各部の振動や、中耳伝音特性については解析がなされていない。和田ら⁽¹⁸⁾は、耳小骨をモデル化しているものの、鼓膜と外耳道の接合条件や蝸牛抗力の影響を簡素化したため、特に鼓膜輪周辺の振動モードには実測値との間に差異が生じていた。さらに、中耳含気腔や、外耳道を含めた、末梢聴覚系全体のモデル化は、まだ成されていない。この点に鑑み、本研究では、FEMにより、鼓膜、耳小骨、外耳道および中耳含気腔を考慮した、実際に近い末梢聴覚系のモデル化を行った。そして、このモデルを用い、広帯域にわたり鼓膜と耳小骨の振動様式を解析した。

* 原稿受付 1996年7月12日。

^{*1} 正員、東北大学工学部 (〒980-77 仙台市青葉区荒巻字青葉)。^{*2} 長崎大学医学部 (〒852 長崎市坂本1-12-4)。

Fig. 1 Finite-element model of human right tympanic membrane. (a) Anterior view. (b) View from external auditory meatus. 1, Pars flaccida; 2, pars tensa; 3, portion where manubrium is attached.

Fig. 2 Contour map of tympanic membrane thickness. Contours are drawn at intervals of $10 \mu\text{m}$.

2. ヒト聴覚系のモデル化

図1に本解析に用いた、前方 (anterior) および外耳道側から見たヒト右鼓膜のFEMモデルを示す。図中の座標は、前後 (anterior-posterior) 方向をX軸に、上下 (superior-inferior) 方向をY軸に、内耳方向をZ軸とした。鼓膜構造の離散化には、232個の3角形薄肉シェル要素を用いた。鼓膜は、X軸方向8.9 mm、Y軸方向10.8 mm、表面積 80 mm^2 の非軸対称形コニカルシェイプとした。鼓膜は、鼓膜輪で外耳道に固定されているが、外耳道は生体軟組織であるため、鼓膜の縁の境界条件を弾性支持とし、直線ばねと回転ばねを与えた。鼓膜輪は鼓膜上方部では存在しない⁽¹⁹⁾ ため、上方 (area S) のばね定数 (K_{WS} , K_{TS}) を下方 (area I) のばね定数 (K_{WI} , K_{TI}) に対し、小さくすることにより鼓膜輪を表現した。厚さ分布は図2に示すように、上部後方で厚く、中央部がリング状に薄い分布をとるものとした。これら鼓膜の形状は、Kirikae⁽²⁰⁾、上房ら⁽²¹⁾ の報告を基に決定した。

Fig. 3 Finite-element model of ossicles. 1, Tympanic membrane; 2, malleus; 3, tip of manubrium; 4, incus; 5, stapes; 6, anterior malleal ligament; 7, posterior incudal ligament; 8, tensor tympani tendon; 9, stapedial tendon; 10, stapedial annular ligament; 11, stapes head.

Fig. 4 Junction of manubrium and tympanic membrane. (a) Cross section of mamubrium. (b) Manubrium part of FEM model.

図3に本解析に用いた、前方 (anterior) 内耳側より見た耳小骨FEMモデルを示す。耳小骨の形状は、Kirikae⁽²⁰⁾ の報告を基に決定した。耳小骨には多数の靱帯と筋腱が付着しているが、ここでは耳小骨の振動に重要であると思われる、前ツチ骨靱帯、後キヌタ骨靱帯、鼓膜張筋腱、アブミ骨輪状靱帯およびアブミ骨筋腱をモデル化した。これら耳小骨および靱帯・筋腱構造の離散化には82個の6面体アイソパラメトリック要素を用いた。鼓膜とツチ骨の接合状態は、図4に示すように、ツチ骨柄先端 (tip of manubrium) とツチ骨短突起 (short process) では強く、ツチ骨柄は鼓膜に埋め込まれるように接合している。これに対し、ツチ骨柄中央部 (図4矢印部) では鼓膜の表皮のみがツチ骨柄に付着しており⁽²²⁾、弱い結合状態になっている。このため、鼓膜とツチ骨の接合部の要素のヤング率を、ツチ骨柄先端および短突起部 (図4 (b) の黒色部) に対し、ツチ骨柄中央部で小さく取ることにより、鼓膜-ツチ骨接合状態を表現した。耳小骨の各関節の運動は、ツチ骨とキヌタ骨はほぼ剛体として振動するのに対し⁽⁴⁾・⁽²⁰⁾、キヌタ・アブミ関節

Fig. 5 FEM model of middle ear cavities. 1, Tympanic cavity; 2, mastoid cavity; 3, aditus. The air volume of the tympanic cavity and that of the mastoid cavity are 0.86 ml and 0.55 ml, respectively. The cross-sectional area of the aditus is 6.25 mm².

は可動性が良いとされている。そこで、キヌタ・アブミ関節については、耳小骨に対してヤング率を小さくすることにより、その可動性を表現した。

Møller⁽²³⁾ は、ネコの中耳のインピーダンス測定を行い、中耳インピーダンスの質量および剛性成分は、中耳の構造に関係しているが、減衰成分のほとんどは蝸牛によるものであると報告している。また、Lynchら⁽²⁴⁾ は、ネコ蝸牛のインピーダンス測定を行い、周波数 0.5 ~ 8 kHz で蝸牛入力インピーダンスは一定値 2 M Ω (cgs) をとり、位相は 0 であるとしている。これは、蝸牛のインピーダンスが減衰支配であることを示している。更に、Aritomoら⁽²⁵⁾ はヒトの側頭骨の蝸牛インピーダンス測定を行い、0.6 ~ 2.2 kHz で減衰支配であることを確認しており、Zwislocki⁽²⁶⁾ は、ヒトの蝸牛の入力インピーダンスは減衰支配であり、0.35 M Ω (cgs) 程度と報告している。従って、本研究では、内耳蝸牛は中耳に対し、減衰抗力のみを持つものと仮定し、アブミ骨底に粘性減衰器 (粘性減衰係数: Dc) を接続する事により、内耳蝸牛を表現した。

図 5 は後方 (posterior) 外耳道外側から見た中耳含気腔 FEM モデルである。中耳含気腔は非常に複雑な形状をしており個人差も大きい。ここでは、鼓室、乳突洞口および乳突洞を、それぞれ角を落とした直方体とした。各部の寸法は、Kirikae⁽²⁰⁾ の報告を参考にし、鼓室の体積は 0.86 ml、乳突洞の体積は 0.55 ml、乳突洞口の断面積を 6.25 mm² とした。

外耳道の形状は Egolf らの報告⁽²⁷⁾ および外耳道をモデルで型抜きしたモデルの形状を参考にし、図 6 の様に、くの字形に曲がった形状とした。外耳道の長さは 24 mm、断面積は、鼓膜直前で 61 mm²、中央部で 49 mm² とした。鼓膜は外耳道に対し、50 度の傾きを持たせた。

本解析には独自に開発した中耳挙動解析用 FEM プログ

Fig. 6 FEM model of external auditory meatus. The length of the external auditory meatus is 24 mm. The cross-sectional area at the tympanic membrane is 61 mm².

ラムを使用した。鼓膜、耳小骨、靱帯・筋腱などの固体領域は、すべて等方弾性体と仮定し、個々の要素毎に要素剛性マトリクス [K]_e および要素質量マトリクス [M]_e を求めた。また、減衰には、次式に示す Rayleigh 減衰を仮定した。

$$[C]_e = \alpha[M]_e + \beta[K]_e \quad \dots \dots \dots (1)$$

ここに、 α , β は Rayleigh 減衰パラメータであり、個々の要素毎に定義した。また、蝸牛からアブミ骨底に働く減衰力については、減衰マトリクスの対応要素に、蝸牛による粘性減衰係数 (Dc) を直接付加した。

中耳含気腔および外耳道の気体領域では、圧力 p は次式で表される。

$$p = -B \nabla \cdot \mathbf{u}_{\text{air}}, \quad \nabla \cdot \mathbf{u}_{\text{air}} = \frac{\partial u_x}{\partial x} + \frac{\partial u_y}{\partial y} + \frac{\partial u_z}{\partial z} \quad \dots (2)$$

ここに、 $B = \rho_{\text{air}} c^2$ は空気体積弾性率、 ρ_{air} は空気密度、 c は空気の音速、 $\nabla \cdot \mathbf{u}_{\text{air}}$ は体積歪みである。式 (2) は構造力学における応力—ひずみ関係式と同値であるため、気体領域も固体領域と同様に剛性・質量マトリクスを求めた⁽²⁸⁾。個々の要素マトリクスを全要素について求め、重ね合わせにより、中耳系全体の剛性・質量・減衰マトリクスを構成した。これらのマトリクスを運動方程式に代入し、Newmark— β 法により、時間応答解析を行った。

3. 境界条件および物性値の決定

3・1 鼓膜および耳小骨 鼓膜は構造上の違いから、鼓膜上端の一部を占める弛緩部 (pars flaccida, 図 1 (b) 参照) と、その他の緊張部 (pars tensa) に分けられ、弛緩部は緊張部よりも柔らかいといわれている。そこで弛緩部のヤング率を緊張部の 1/3 とし、緊張部のヤング率は側頭骨標本実験⁽²⁹⁾ より、 $3.34 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ とした。また、密度は $\rho_E = 1.2 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ 、ポアソン比は 0.3 とした⁽³¹⁾。耳小骨の密度は各部位で異なっているが、ここでは、部位ごとに数体

Fig. 7 Effect of Young's modulus (E_{TT}) of tensor tympani tendon on sound pressure curve. P_{BEFORE} , Measurement result before cutting tensor tympani tendon; P_{AFTER} , after cutting tensor tympani tendon; 1, numerical result when tensor tympani tendon is removed; 2, $E_{TT} = 2.6 \times 10^6 \text{ N/m}^2$; 3, $E_{TT} = 2.6 \times 10^7 \text{ N/m}^2$

の耳小骨で測定した, Kirikae の報告⁽²⁰⁾ を基に耳小骨の密度を決定した. 耳小骨のヤング率は報告が無いので, 上腕骨のヤング率 $1.2 \times 10^{10} \text{ N/m}^2$ を用いた⁽³⁰⁾. 鼓膜とツチ骨の接合部のヤング率は, ツチ骨柄先端と短突起部 (図4参照) には, 鼓膜緊張部のヤング率を用い, ツチ骨柄中央部では鼓膜値の $1/1000$ とした. また, 耳小骨, 靭帯および筋腱のポアソン比は 0.3 とした. 鼓膜輪のばね定数や, 耳小骨に付着している靭帯・筋腱, キヌタ・アブミ関節の物性値および蝸牛減衰係数は未知である. そこで, これらの値の決定には, 我々が独自に開発した, 中耳動特性測定装置 (Sweep Frequency Impedance Meter: SFI)^{(7)・(8)・(11)} を用いた. SFI は, イアホンとマイクロホンを組み込んだプローブを外耳道に挿入し, 体積変位一定, 周波数範囲 $0.1 \text{ kHz} \sim 2.0 \text{ kHz}$ の音波を入射・周波数掃引しながら, 外耳道入り口の音圧変化を測定する装置である. 測定音圧は, 中耳振動特性により変化する. この SFI を用いて, 中耳に様々な操作を加えた側頭骨標本の中耳動特性を測定し, 得られた音圧変化と FEM 解析結果とを比較することにより, 境界条件および物性値を決定した. 中耳の操作法については既に報告した⁽³¹⁾ ので, ここでは, その一例について簡単に説明する. 図7に, キヌタ骨を取り去った側頭骨の SFI 測定結果 (P_{BEFORE}) と, さらに鼓膜張筋腱を切り取った後の測定結果 (P_{AFTER}) および FEM 解析結果を示す. SFI の測定音圧は, $0.6 \text{ kHz} \sim 0.8 \text{ kHz}$ で大きく変動しているが, これは中耳が共振するためである⁽¹¹⁾. 鼓膜張筋腱を切断すると, 音圧変動位

Fig. 8 Acoustic impedance of middle ear cavity. The solid line is numerical result and the filled circles are the measurement results obtained by Kirikae⁽²⁰⁾.

Table 1. Mechanical properties applied to the FEM model.

Young's modulus		
tympanic membrane (pars tensa)		$3.34 \times 10^7 \text{ N/m}^2$
tympanic membrane (pars flaccida)		$1.11 \times 10^7 \text{ N/m}^2$
anterior malleal lig.		$2.1 \times 10^7 \text{ N/m}^2$
posterior incudal lig.		$6.5 \times 10^5 \text{ N/m}^2$
tensor tympani tendon		$2.6 \times 10^6 \text{ N/m}^2$
stapedial annular lig.		$6.5 \times 10^4 \text{ N/m}^2$
stapedial tendon		$5.2 \times 10^5 \text{ N/m}^2$
incudostapedial joint		$6.0 \times 10^5 \text{ N/m}^2$
ossicles		$1.2 \times 10^{10} \text{ N/m}^2$
Spring stiffness at tympanic ring		
linear spring (area S)		$3.0 \times 10^5 \text{ N/m} \cdot \text{m}$
linear spring (area I)		$1.5 \times 10^5 \text{ N/m} \cdot \text{m}$
torsional spring (area S)		$3.0 \times 10^{-5} \text{ Nm/m}$
torsional spring (area I)		$1.0 \times 10^{-4} \text{ Nm/m}$
Damping parameters		
tympanic membrane	$\alpha = 260 \text{ s}^{-1}$	$\beta = 3.7 \times 10^{-5} \text{ s}$
anterior malleal lig.	$\alpha = 0.0 \text{ s}^{-1}$	$\beta = 1.86 \times 10^{-5} \text{ s}$
posterior incudal lig.	$\alpha = 0.0 \text{ s}^{-1}$	$\beta = 1.86 \times 10^{-5} \text{ s}$
incudostapedial joint	$\alpha = 0.0 \text{ s}^{-1}$	$\beta = 5.0 \times 10^{-4} \text{ s}$
others	$\alpha = 0.0 \text{ s}^{-1}$	$\beta = 3.72 \times 10^{-4} \text{ s}$
cochlea		$D_c = 0.624 \text{ Ns/m}$

置が低域に移行し, 共振周波数が低下することがわかる. この変化を利用して, 鼓膜張筋腱のヤング率を決定した. 曲線1は中耳からキヌタ骨と鼓膜張筋腱を取り去ったモデルの FEM 解析結果, 曲線2, 3は鼓膜張筋腱のヤング率 (E_{TT}) を変化させた場合の結果である. $E_{TT} = 2.6 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ とした場合 (曲線2), 鼓膜張筋腱を取り去る前後の解析による共振周波数の変化が SFI 測定結果に類似する. 従って, $E_{TT} = 2.6 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ と決定した. 同様に, 各部の

Fig. 9 Vibration patterns of tympanic membrane. (a) Frequency $f = 0.85$ kHz, the contours are drawn at intervals of 3.0×10^{-6} mm, (b) $f = 2.0$ kHz, interval 1.5×10^{-6} mm, (c) $f = 4.0$ kHz, interval 4.0×10^{-7} mm.

物性値および境界条件を決定した。

3・2 中耳含気腔 中耳含気腔の壁面は剛体壁とし、空気-壁面境界では、空気は壁面垂直方向には運動せず、壁面に沿ってのみ運動するものとした。含気腔に含まれる空気の体積弾性率は $Ka = 1.36 \times 10^5$ N/m²、密度は $\rho_a = 1.18 \times 10^3$ kg/m³ とした。図8に、中耳含気腔モデルの鼓室入り口を変位一定で加振し、その時に生じる鼓室内の音圧 P_{MC} から、次式により求めた中耳含気腔インピーダンス Z_{MC} の周波数変化を示す。

$$Z_{MC} = P_{MC} / (2 \cdot \pi \cdot f \cdot u \cdot S_E) \quad \dots \dots \dots (3)$$

ここに、 f は加振周波数、 u は加振変位、 S_E は鼓室入り口の面積である。Kirikae⁽²⁰⁾ は、鼓膜および耳小骨を取り除いた側頭骨標本の音響インピーダンスを測定している。その結果を図8に黒丸で示す。中耳含気腔のインピーダンスは低域で大きく、ほぼ1.8 kHzで最小となり、2.6 kHzで極大となっている。つまり、中耳含気腔は1.8 kHzで共振し、2.6 kHzで反共振状態となる。解析結果と測定結果のインピーダンスは類似しており、中耳含気腔モデルは妥当であると考えられた。以上の結果をまとめ、表1に中耳モデルに対し用いた物性値および減衰パラメータを示す。

4. 中耳振動様式

4・1 鼓膜の振動様式 図9に、鼓膜面に一定音圧80 dB SPLを加えた場合の、鼓膜体積変位が最大となる位相における鼓膜振動モードの周波数変化を示す。鼓膜は外耳道側から見たものであり、濃色部は変位が小さいことを、淡色部は大きいことを示す。周波数 $f = 0.85$ kHz では、ツチ骨柄を挟み、前後に振幅のピークが見られ、後方部 (posterior) の方が、前方部 (anterior) に比べ、広い領域で大きな振幅を示している。また、ツチ骨柄下方に、比較的振幅の小さな領域が見られる。これは、ホログラフィ法による、ヒト側

Fig. 10 Frequency response of tympanic membrane displacement. 1, Anterior portion; 2, posterior portion; 3, inferior portion; 4, tip of manubrium.

頭骨の鼓膜振動モードの実測値⁽²⁾と類似した。周波数の増加とともに、ツチ骨柄後方部のピークはツチ骨柄下方部に移動した。周波数2 kHzの場合、ピークの位置はBékésyの報告⁽³²⁾と一致した。4 kHz以上の高周波数域では、鼓膜は中央部のリング状に薄い領域(図2参照)で複数のピークを持つ複雑な振動モードを示した。図10は、ツチ骨柄前方部、後方部、下方部およびツチ骨柄先端部の鼓膜振幅の周波数変化を示している。ツチ骨柄前方部および後方部の振幅は、1.0~1.2 kHzで最大となるが、下方部の振幅は極小となった。その後、ツチ骨柄前方部および後方部の振幅は、周波数の増加に伴い減少したが、ツチ骨柄下方部の振幅は増加した。この様に、ツチ骨柄前方部および後方部と下方部は、お互いの挙動を打ち消すように振動した。ツチ骨柄先端の振幅(耳小骨の振動振幅)は、これら3点の変位を平均化した形の挙動を示し、共振による急峻な振幅の変化が抑えられ、フラットな特性となっている。

4・2 耳小骨の振動様式 図11に、耳小骨の振動モードを示す。0.1 kHz程度の低周波数域では、耳小骨は前ツチ骨靭帯(図3の6)および後キヌタ骨靭帯(図3の7)付

Fig. 11 Rotation axis of ossicular chain. (a) Frequency $f = 0.1$ kHz, (b) $f = 2.0$ kHz, (c) $f = 4.0$ kHz. The rotation axis of the ossicular chain moves to the upper part of the ossicles with an increase in the frequency.

Fig. 12 Ossicular lever ratio versus frequency. The solid lines are the numerical results and the dashed lines are the measurement results obtained by Gyo⁽³⁾. R_{INTACT} , Intact cochlea; $R_{\text{DESTRUCTION}}$, after destruction of cochlea; 1, $D_c = 6.24 \times 10^{-1}$ Ns/m; 2, $D_c = 3.12 \times 10^{-2}$ Ns/m.

着部付近を軸として回転し、ツチ骨柄先端とアブミ骨頭は直線的なピストン運動を行った。周波数の増加に伴い、まずツチ骨の回転軸が耳小骨上方に移動し、ツチ骨柄先端およびアブミ骨頭は楕円運動を呈した。これは有友の報告⁽⁴⁾と一致した。耳小骨の楕円運動は、耳小骨回転軸の振れ回りを示している。その後2~8 kHzにかけて、キヌタ骨の回転軸も耳小骨上方に移動し、ツチ骨柄先端およびアブミ骨頭の楕円運動の離心率は大きくなり、再びピストン運動に近くなった。この様に、中耳は、耳小骨振動軸の移動と、軸自体の振れ回り現象を伴った、複雑な振動を行っている。耳小骨回転軸の位置変化により、中耳のテコ比（ツチ骨柄先端（図3の3）の変位／アブミ骨頭（図3の11）の変位）も変動する。図12に、テコ比の周波数による変化を示す。実線はFEMによる解析結果、破線は側頭骨標本を用いた実測結果⁽³⁾である。両者は類似しており、内耳蝸牛が正常な場合、テコ比は周波数の増加と共に徐々に増加し、2 kHz近傍で極大となった。これは、耳小骨の回転軸が大きく移動し（図11の(b)）、回転軸とツチ骨柄先端およびキヌタ・アブミ関節との距離が変化することに起因するものと考え

Fig. 13 Frequency response of tympanic membrane displacement after opening middle ear cavity. 1, Anterior portion; 2, posterior portion; 3, inferior portion; 4, tip of manubrium.

Fig. 14 Acoustic impedance versus frequency. 1, Tympanic membrane (TM) + ossicles + middle ear cavities; 2, TM+ ossicles; 3, middle ear cavities.

られる⁽³¹⁾。

4・3 含気腔開放による中耳挙動の変化 中耳振動の実測例は、中耳含気腔を開放して測定する場合が多い⁽³⁾。⁽⁴⁾そこで、中耳挙動に及ぼす中耳含気腔の影響を調べるため、中耳含気腔を開放した状態の解析を行った。中耳含気腔の開放は、解析モデルから中耳含気腔を取り去り、鼓膜、耳小骨、筋腱・靱帯のみとしたモデルを用いることで表現

した。

図13に、中耳含気腔を開放した場合の鼓膜各部の振動振幅の周波数による変化を示す。中耳含気腔が閉鎖している場合（図10）に対し、中耳含気腔を開放すると、特に1.5 kHz以下の低域で、鼓膜各部の振幅増加が見られた。また、閉鎖時に1.3 kHzであったツチ骨柄先端振幅のピーク周波数は、開放時には0.9 kHzに低下した。中耳含気腔を開放することによる、低域での振幅の増加および共振周波数の低下は、中耳の剛性成分の減少を意味する。つまり、中耳含気腔は主に空気ばねとして作用し、中耳全体のインピーダンスの剛性成分の増加に寄与しているものと考えられる。図14は、中耳含気腔閉鎖時の（中耳系全体の）中耳インピーダンスと中耳含気腔開放時の（鼓膜-耳小骨系の）中耳インピーダンス、および中耳含気腔単体のインピーダンスをそれぞれ示している。中耳全体のインピーダンスは、中耳含気腔単体のインピーダンスと、鼓膜-耳小骨系のインピーダンスを足し合わせた値とほぼ等しくなっている。周波数1.5 kHz以下の低周波数領域では、中耳含気腔単体のインピーダンスと、鼓膜-耳小骨系のインピーダンスは同程度である。しかし、1.5 kHz以上の領域では、鼓膜-耳小骨系のインピーダンスは、蝸牛の減衰成分や耳小骨の質量成分の影響が支配的となるため増加していく。これに対し、中耳含気腔単体のインピーダンスは、共振によるインピーダンス変動はあるものの、その絶対値は小さい。このため、中耳全体の挙動に及ぼす中耳含気腔の影響は、主に低域で顕著に現れたものと考えられる。

5. 結 言

FEMによる実際に近いヒト末梢聴覚系のモデル化を行った。そして、鼓膜および耳小骨の振動を解析し以下の知見を得た。

- (1) 鼓膜は、低振動数ではツチ骨柄の前後に、また、2 kHzでは鼓膜下方にピークを持つ振動モードを示した。4 kHz以上では複数のピークを持つ複雑な分割振動を示した。
- (2) 耳小骨は、低周波数域では前ツチ骨靭帯と後キヌタ骨靭帯付近を軸とする回転運動をした。この回転軸は周波数の上昇と共に移動し、それに伴い、中耳テコ比も変化した。また、1 kHz~2 kHz程度の周波数域では、回転軸の振れ回り現象が見られた。
- (3) 中耳含気腔は空気ばねとして作用し、特に、1.5 kHz以下の鼓膜の共振による大振幅を抑え、広い周波数領域にわたって、耳小骨の振幅を一定に保つ働きがあることが示された。

謝 辞

終わりに臨み、本研究は日本学術振興会特別研究員奨励費 (0405) を受けたことを付記し、謝意を表します。

文 献

- (1) 奥田 稔・他, 耳鼻咽喉科・頭頸部外科学, 69, 医歯薬出版.
- (2) Tonndorf, J. and Khanna, S. M., J. Acoust. Soc. Am. 52-4 (1972), 1221-1233.
- (3) Gyo, K., Aritomo H. and Goode, R. L., Acta Otolaryngol 103 (1987), 87-95.
- (4) 有友宏, 日本耳鼻咽喉科学会会報 92 (1989), 1359-1370.
- (5) 市村恵一, 小寺一興, 船坂宗太郎, 日本耳鼻咽喉科学会会報 79 (1976), 555-567.
- (6) Bel, J., Causse, J. and Michaux, P., Audiology 14 (1975), 118-129.
- (7) 和田仁, 小池卓二, 小林俊光, 日本耳鼻咽喉科学会会報 97 (1994), 1443-1455.
- (8) 和田仁, 小池卓二, 小林俊光, 日本耳鼻咽喉科学会会報 97 (1994), 898-904.
- (9) Zwislocki, J., J. Acoust. Soc. Am. 34-8 (1962), 1514-1523.
- (10) Onchi, Y., J. Acoust. Soc. Am. 33 (1961), 794-805.
- (11) Wada, H. and Kobayashi, T., J. Acoust. Soc. Am. 87 (1990), 237-245.
- (12) Kringlebotn, M., Scand. Audiol. 17 (1988), 75-85.
- (13) Funnell, W. R. J., Decraemer, W. F. and Khanna, S. M., J. Acoust. Soc. Am. 81-6 (1987), 1851-1859.
- (14) Lesser, T. H. J. and Williams, K. R., J. Laryngology and Otology 102 (1988), 209-214.
- (15) Williams, K. R. and Lesser, T. H. J., British J. Audiology 24 (1990), 319-327.
- (16) 和田仁, 小林俊光, 目時哲郎, 機論 (C編) 56-532 (1990), 3191-3195.
- (17) Wada, H., Metoki, T. and Kobayashi, T., J. Acoust. Soc. Am. 92-6 (1992), 3157-3168.
- (18) 和田仁, 小林俊光, 橋本省, 小林正憲, 機論 (C編) 58-554 (1992), 3050-3055.
- (19) Ars, B., J. Laryngology and Otology 103 (1989), 16-21.
- (20) Kirikae, I., The structure and function of middle ear, (1960), 60, Tokyo University Press.
- (21) 上房啓祐, 児玉章, 岡良己, 石井哲夫, Ear Res. Jpn. 19 (1988), 70-73.
- (22) Graham, M. D., Reams, C. and Perkins, R., Ann. Otol. 87 (1978), 426-431.
- (23) Møller, A. R., Acta Otolaryngol. 60 (1965), 129-149.
- (24) Lynch, T. J. III, Nedzelnitski, V. and Peake, W. T., J. Acoust. Soc. Am. 72-1 (1982), 108-130.
- (25) Aritomo, H. and Goode, R. L., 91 st Meeting (1987), American Academy of Otolaryngology, Chicago Research Forum.
- (26) Zwislocki, J., Handbook of Mathematical Psychology III (1965), 66, John Wiley.
- (27) Egolf, D. P., Nelson, D. K., Howell, H. C. and Larson, V. D., J. Acoust. Soc. Am. 93-5 (1993), 2809-2819.
- (28) Wilson, E. L. and Khalvati, M., Int. J. num. Meth. Engng. 19 (1983), 1657-1668.
- (29) 和田仁, 小林俊光, 長沼広, 立崎寿, 機論 (C編) 56-526 (1990), 1431-1434.
- (30) Evans, F. G., Mechanical properties of bone, 35, Charles C. Thomas publisher.
- (31) 小池卓二, 和田仁, 小林俊光, 日本音響学会誌 52-9 (1996), 695-702.
- (32) Von Békésy, G., Experiments in hearing (1960), 101, McGraw-Hill Book Co.