

《小特集》

声帯・声道・蝸牛の数値モデルとその応答シミュレーション

加川 幸雄*

ABSTRACT Numerical experiments on computer could be a good alternative to the medical and biological experiments as they are difficult or in many cases impossible to be carried out non-invasively. Here we introduce the numerical simulation for vocal cords, vocal tract and cochlea research to investigate their behaviors. Elastic body-fluid coupled system models are proposed for the vocal cords vibration, acoustic transmission-radiation system models for the vocal tract and elastic membrane-fluid coupled models for the cochlea. Some numerical examples are demonstrated in which the models are numerically solved by finite and boundary element method. With the numerical approach, it is easy to vary the physical and dimensional parameters, which helps not only the understanding of the functions of the organs but also the computer-aided design of artificial organs.

1. ま え が き

コンピュータの発達には数値的・論理的処理による診断など、医療分野への応用をうながした。それは、カルテなどのデータファイリングや検索にとどまらず、診断においてはDENDRAL, MYCINに代表されるAI的手法を用いた自動診断, X線CTに代表される計測データの数値演算による断層図合成を基とした各種トモグラフィの開発など枚挙にいとまがない。

現代医学は機械論的医学が中心である。それに対する功罪も論議されようが、生体工学はその立場に立って生体機能とそのメカニズムの理解及びその医療への応用を押し進めようとするものである。すなわち、工学的モデルを通して、対象とする器官等のふるまいとメカニズムをさぐり理解の助けとする、器官の機能を実現するための人工代替品の創成、あるいは逆に生体の仕組みを模倣する(バイオミミック)ことによる制御機械要素等の工業製品の開発を実現する、などがその目的であろう。数値シミュレーションはそのための有力な手段となる。生体は無機的な物理対象とは異なりいわゆる実験を通して対象を詳しく調べることが多くの場合困難である。これに対してシミュレーションでは、対象の物理的、形状的パラメータの変更が任意で

あるから、コンピュータ上に構築した数値モデルにより数値実験を通して調べることが容易であるからである。シミュレーション技術はさらに、例えばこれから行おうとする手術の結果生ずるであろう器官等の力学的変化を予測するなど、仮想現実感的側面ももっている。生体工学は、力学的側面(Biomechanics)と電気的側面(Bioelectronics)に大別されようが、医用/医療への導入は後者のほうが歴史的にも早く、我が国でも日本ME学会(Medical Electronics and Biological Engineering)がすでに30年以上も前に組織され活発な活動を行っている。また前者についてもアメリカ機械学会をスポンサーとしてBiomechanics Symposiumが1973年以降定期的に(隔年)開かれている様である。バイオメカニクスは、生体を弾性的、流体的、時にはレオロジカルな構造体としてとらえ、その力学的挙動を調べることによって生体機能の持つふるまいとメカニズムの理解に資するとともに臨床への応用がその目的であろう。ここで紹介するのはこの範疇に属するものである。発声、聴覚機構についての数値シミュレーションに関するものである。これまでに書かせていただいた解説^{1)~3)}と重複するところも多いことをおことわりしておく。

2. 器官とそのモデル¹⁾

図1に示すのは、発声器官に対するモデル化の例である。機能実現のためには生体器官のもつ形状をそのまま人工的にモデル化する必要はなく、何らかの方法でその機能が実現されれば足りる。(A)がそれに当た

Numerical Models of Vocal Cords, Vocal Tract and Cochlea and their Responses. By Yukio Kagawa (Dept. of Electrical and Electronic Engineering, Faculty of Engineering, Okayama University).

*岡山大学工学部電気電子工学科

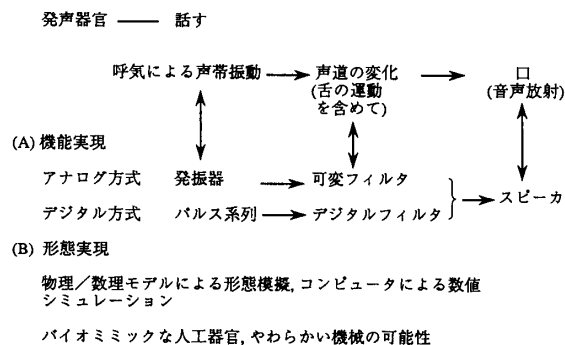


図1 発声器官と人工的装置

る。それに対して(B)ではその物理的ふるまいが物理/数学的モデルによって表現され、それに対応する数値モデルが有限要素、境界要素、差分等によりコンピュータ上に構築されることになる。図2は本稿で対象とする発声・聴覚器官の説明図である。発声器官は声帯と声道からなり、聴覚器官は外耳(外耳道)、中耳(鼓膜など)、内耳(蝸牛)からなる。声帯は突起状筋肉からなる一対の弁であって、その間隙を通過する呼吸(直流)が声門に空気振動(交流)を呼び起こす。一対の声帯間の空隙を呼吸流が通過すると流速が速くなり圧力が低下して声帯は引き寄せられる。空隙が閉じると肺圧により声帯は押し開かれる。声帯はこのようにして声帯のもつ固有振動で振動し、呼吸流が断続されることになる。これは図1の発振器に対応する。発振器は直流入力に対して交流を発生する装置である。空気振動は断続流であるから幅広い周波数成分(スペクトル)を含んでいる。声道は断面積が変化する1つの中空管で、調音器官と呼ばれる。その断面形状を変化させることによって、声門で生じた音波の中から目的とする母音に特有のスペクトルを取捨選択する。したがって、その空洞形状はその母音に特有のものである。これは1つの音響フィルタであって図1の可変フィルタに対応している。

聴覚器官では音波は音波伝送路としての外耳道を経て鼓膜を振動させる。これはマイクロフォンに対応しよう。振動は耳(聴)小骨を経て蝸牛の前庭窓を駆動する。図2では蝸牛が展開された形で描かれている。蝸牛には体液が満たされており中央に体液を二分する形で基底膜がある。前庭窓が駆動されて波動が体液層を伝搬すると壁面を形成する基底膜も振動するが、この様な構造では最大の振幅応答が生じる位置は波長(駆動周波数)に固有である。したがって、入力波の周波数スペクトルは空間フィルタの形で弁別されることになる(膜上に分布する聴覚神経が刺激されて電気信号

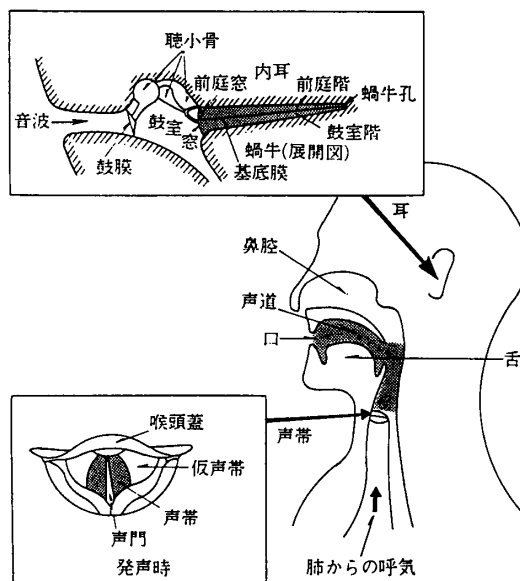


図2 発声・聴覚器官

として脳に伝達される)。その動作メカニズムについてはベケシーの解明以来多くの研究がなされている。声帯振動系と同様、蝸牛も1つの弾性体—流体結合系としてモデル化される。

3. 声帯系—弾性体—流体結合モデル

声帯振動のメカニズムは基本的には図3に示すように(a), (b)2つのモデルが考えられよう。(a)はゲートモデルとでも云うべきもので開閉弁が縦振動系から成っているものである。そのメカニズムは間隙を通過する流体の負圧(ベルヌーイ力)がゲートを閉じる主力である。閉じれば流れが止まるのでまた開くことになる。これに対して(b)はリードモデルとでも呼ぶべきもので横振動系から成っている。そのメカニズムは流体圧がリードを押せば間隙が生じ、流体が流れれば圧力が低下してリードが閉じるとするものである。実際の声帯断面は(c)の様な形をしているので、ここではこれらを統合した声帯系のふるまいについて有限要素数値モデルを用いたシミュレーションを紹介する。図2は声帯を口腔から覗いたもので、声帯断面は図3(c)に示した形をしている。図2にみるように上下方向(この図で)に充分長いので断面内の2次元のモデルで扱ってよい。声帯振動のメカニズムとしては、声帯系が1質量—ばねの単振動系から成るゲートモデルを採用した石坂—フラナガンモデルが有名である。しかしこれだけでは、声帯の運動と発生する断続波形を説明するのが困難で、彼らはその後声帯を2質量モデ

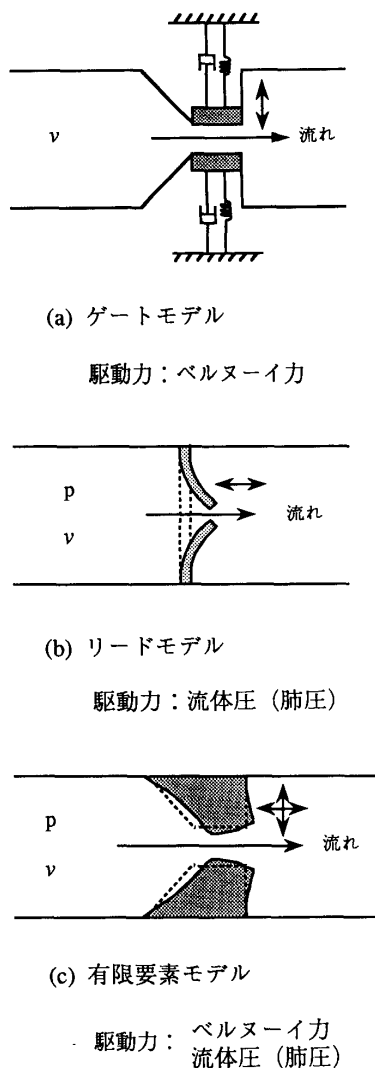


図3 声帯とモデル

ルに拡張した。しかしこのモデルも本質的には声門を開閉するだけの開閉弁モデルであり、伸びだけでなく曲げも伴う声帯の動きを表現することはできない。筆者らはさらに、声帯を連続弾性体、呼気流を理想流体（粘性・圧縮性の効果を無視）とした弾性体—流体結合系により声帯系をモデル化し有限要素法により解析した。駆動源として、間隙開口時は流体のベルヌーイ力、間隙閉鎖時は肺圧を考え、自励振動生成条件とそのふるまいについて考察した^{1),4)}。その結果適当な声門間隙、呼気流速、呼気圧（肺圧）が与えられれば自励振動が継続的に生成することがわかった。しかし呼気流のレイノルズ数は 10^3 程度であるので圧縮性、粘性の効果を必ずしも無視することが出来ないものと思われる。そこで呼気流の圧縮性と粘性の効果を次に考察した⁵⁾。まず呼気流を準定常の非粘性流体として

圧縮性を組み入れた。圧力、密度ともに速度ポテンシャルに依存することになるが、その効果は局所的であるとして密度変化は伝搬しないものとしたが、その結果、声帯振動の生成に及ぼす呼気流圧縮性の効果は小さいことが判明した。次に粘性の効果について検討した⁶⁾。呼気流は非圧縮粘性流れとする準定常ストークス流れとして近似した。したがって粘性のために声帯境界近傍には層流が存在し、声帯に作用する力を層流による圧力（ストークス流れによる流体圧）と層外の圧力（ベルヌーイ力）の重ね合わせとした。このモデルが上の2つのモデル（弾性体—流体結合系）と最も異なるのは、声帯境界に働く力として垂直方向の圧力のほかに接線方向のせん断力が作用することである。声帯—呼気流境界ではしたがって力のほかに、垂直方向の速度、接線方向の速度が連続である。図4に示すのは有限要素分割の例である（上下対称として上半分だけを取り扱う）。図5に声帯境界を固定したときの呼気流の速度、せん断応力、圧力分布、ベルヌーイ力を示す。ベルヌーイ力に比べて粘性によって生ずる圧力は10%程度にすぎない。また、境界接線応力はさらにこの1/5程度の大きさで声帯を駆動する力はベルヌーイ力が主役であることがわかる。図6に示すのは入力流速を変えた時の自励振動の生成の例である。流速が大きすぎても、小さすぎても定常振動とはならない。また図7は、振動が成長してからのある一周期の声帯振動変位図である。振動は曲げと伸びの結合振動であり、その周波数は186 Hzである（声帯は筋肉の物性値を想定）。これらの結果は呼気流を理想流体とした場合⁴⁾とかなり異なっており、境界接線応力がベルヌーイ力の約2%にすぎないにも拘らずこの力が声帯の曲げ振動の励起及び拘束に大きく寄与しているものと考えられる。この効果は声帯、流体間ですべりをゆるすモデルによっても確認している。いずれにしても呼気流を理想流体とした最初のモデルの結論で指摘した様に、声帯振動は曲げと伸びが結合した振動であり、集中質量により伸び方向の振動だけを考慮した石

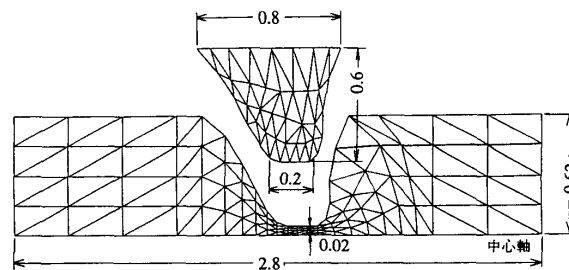


図4 声帯モデルと要素分割（単位 cm）

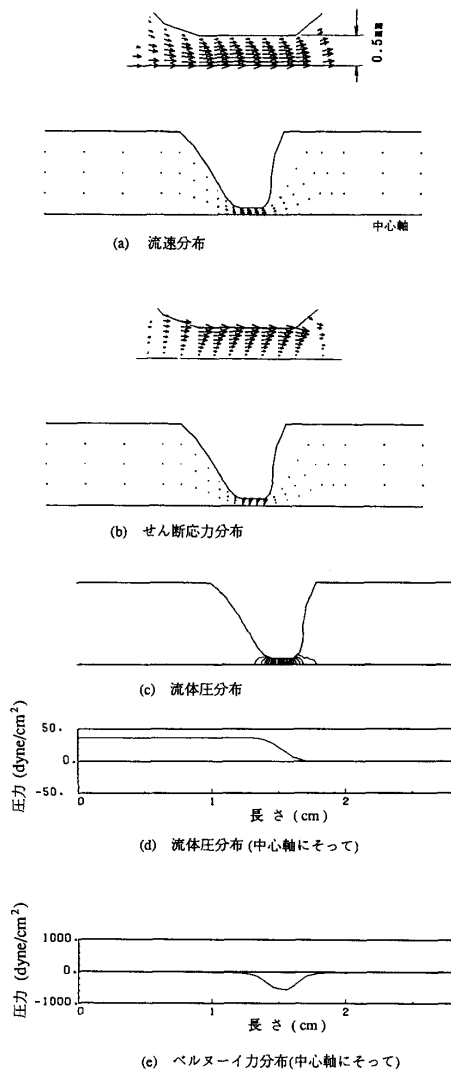


図5 粘性流れの応答 (声帯固定)

坂らのゲートモデルは単純にすぎる。実際の呼気流では声帯間通過後に渦も発生していると思われる。したがって呼気流についても準定常性を仮定しないで弾性体—流体結合モデルの応答を考察することが次の課題であろう。

4. 声道—母音スペクトルからの声道形状同定

声道は声門から口唇に至る長さ約17 cmの曲がった中空管である。口、顎、舌を動かすことによってまた内壁を形成する筋肉を緊張、収縮させることによってその形状が変化し、目的のスペクトルを取捨選択する。呼気流の音波伝搬に与える効果が無視できるものとすれば、定常母音についてはヘルムホルツ方程式を適当な境界条件（口からの音響放射を考慮するなど）

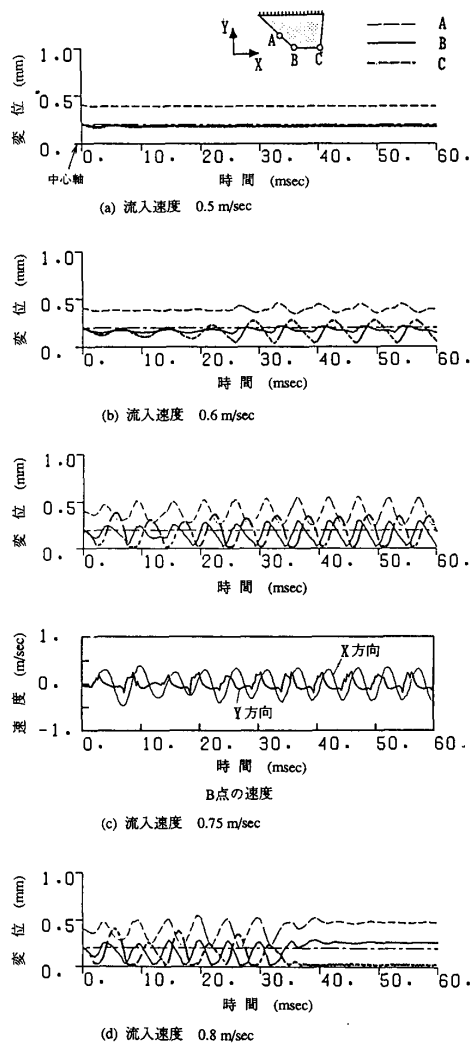


図6 声帯先端のY方向変位応答 (粘性流れ)
肺圧10 cmH₂O, 静止時の声門間隙0.4 mm

のもとに解くことに帰着する。その伝達特性についてはすでに3次元境界要素モデルを用いた結果を本誌でもすでに紹介したのでここでは割愛する^{2),7)}。高周波領域を除いては声道内を平面波が伝搬するものとして、伝達特性と声道断面積分布の関係が古くから研究されている。母音はそれぞれ特有のスペクトル分布を持っており、3, 4個のフォルマント周波数によって特徴づけられる。それらは伝達特性における通過共振周波数に対応している。また計測された母音のスペクトルから声道断面積分布を推定する問題も古くから取り扱われており、その一例についてはすでに本誌の逆問題小特集で白井らの手法を紹介した²⁾。これらはすべて1次元モデルであって定められた声道形状に対応する断面積分布は決定されるが、この様にして推定された断面積分布から3次元の声道形状を復元することは

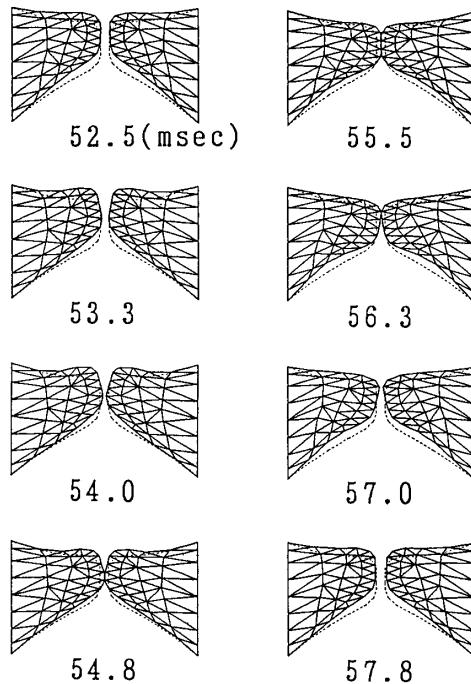


図7 声帯振動の時間的経過 (粘性流れ)
肺圧10 cmH₂O, 静止時の声門間隙0.4 mm
流入流速0.75 m/sec

できない。しかしながら、口、顎、舌の動く方向と範囲は限られており、母音を決定するフォルマント周波数も3, 4個であるから3次元形状同定のための必要な自由度の数も限られるはずである。この様な条件のもとに声道伝達特性における2つのフォルマント周波数 F_1, F_2 に着目して、これらの周波数から3次元声道形状を同定するシミュレーションを試みた^{8), 9)}。声道を3次元境界要素法でモデル化することは前述と同様で、口唇からの放射も開口部を等価円板の放射インピーダンスで終端したモデルを採用している。まず任意形状が扱えるように声道壁をスプライン関数を用いて表現し、壁に配置した点を結んで三角パッチを作る。境界要素モデルはこれらの接合として表現される。図8に示したのはその1例で、要素数496、節点数1281である。左右対称のため解析対象は半領域だけである。ここで図中の矢印は移動中心の位置と方向を示しており、 d_1, d_2 はそれぞれ舌の動き、上唇の動きを表している。このモデルではこれらの点を中心付近も同一方向に移動できるように作られており、移動の大きさは中心から2.5 cmの地点で10% (ガウス分布) になるように設定した。これは口唇部で計測された周波数スペクトルから声道形状を同定する逆問題であるが、同定のための最適化の手法としてDavidon-Fletcher-Powell (DFP)法を採用した。形状同定のため

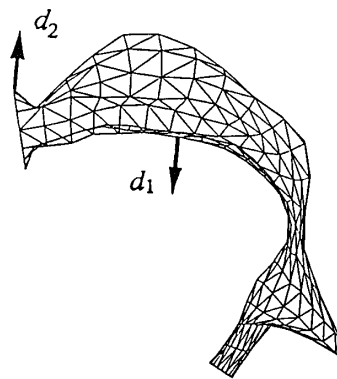


図8 声道形状の要素分割“あ”

の評価は第1, 第2フォルマント周波数における伝達インピーダンス(声門における単位速度駆動に対する口唇部中心の音圧)の残差である。すなわち目的関数(残差)は自由度を n とすれば次の様になる。

$$W(d_1, d_2, \dots, d_n) = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n |Z_j(d_1, d_2, \dots, d_n) - \hat{Z}_j|^2 + \alpha(d_1, d_2, \dots, d_n)$$

ここで \hat{Z}_j は周波数点 j において“計測された”インピーダンス(本シミュレーションの場合、順問題の解)、 Z_j は想定した形状に対して計算された周波数 j におけるインピーダンス、 α は最大変位を制限するペナルティ項である。図9に母音“あ”の場合について目的関数の分布を示す。目的関数は単調減少である。 d_1, d_2 は順問題で解いた“あ”の声道形状の位置を基準にしている。収束における形状変化の様子を図10に示す。またこの時の伝達特性の変化を図11に示す。図12はもう1つの母音“お”の例である。 d_1, d_2 はそれぞれ顎の動き、口唇の突出しに対応している。目的関数の変化を図13に示す。この場合は“あ”とは異なり単調減少ではなく極小が多数存在するが、最小となるのは d_1, d_2 が共に0に対応した位置である。この時の形状変化の推移を図14に示す。この図でみる限り形状変化は必ずしも著しくない様にみえるが、その変化は図15の伝達特性でみるとより明瞭である。目的関数を評価しているのは、どちらの場合も矢印で示した2周波数 F_1, F_2 についてであるが、これが一致するように d_1, d_2 が移動すると F_3, F_4 も一致するように変化するのは興味深い。本シミュレーションで利用した原声道形状は古いX線写真データをもとに復元したものであるが、現在ではMRIにより横断面、縦断面のどちらも計測が可能である。しかし計測には今のところ5分程度を要し、その間同一体位を保つ必要がある。本シミュレーションは定常問題を対象としたものである

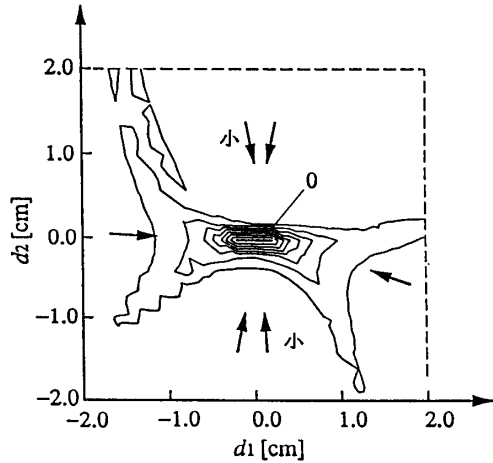


図9 目的関数の分布 (残差の等高線)

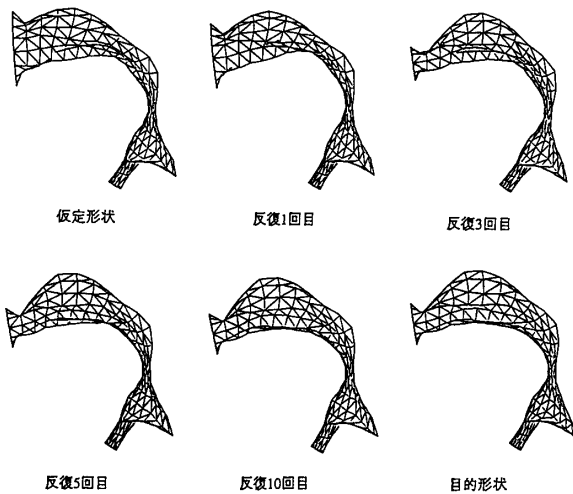


図10 形状収束の推移 “あ”

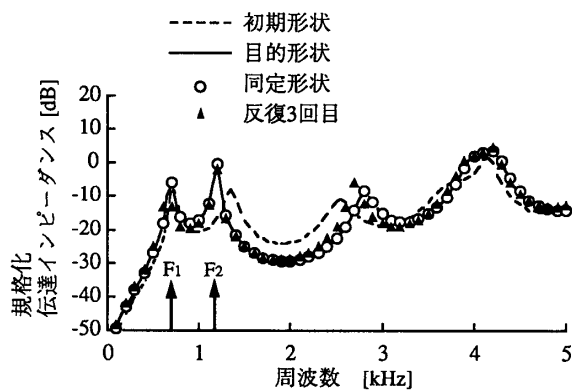


図11 伝達特性の推移 “あ”

が、口唇、顎、舌等の動きに伴った問題への展開を考えれば、このような逆問題の意義が将来とも失われることはないと思う。

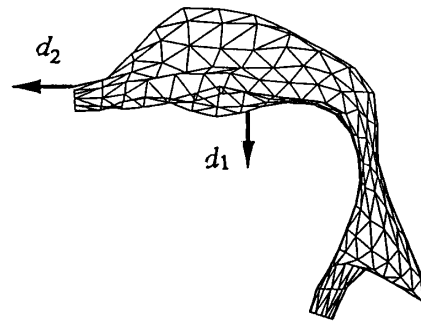


図12 声道形状の要素分割 “お”

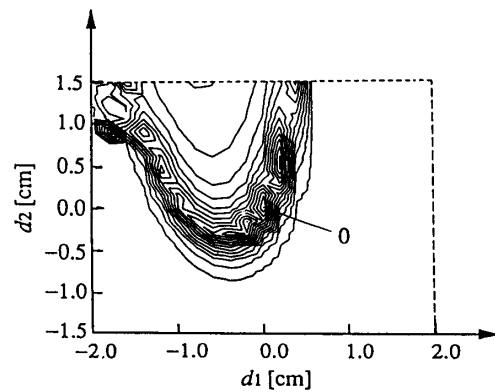


図13 目的関数の分布 (残差の等高線)

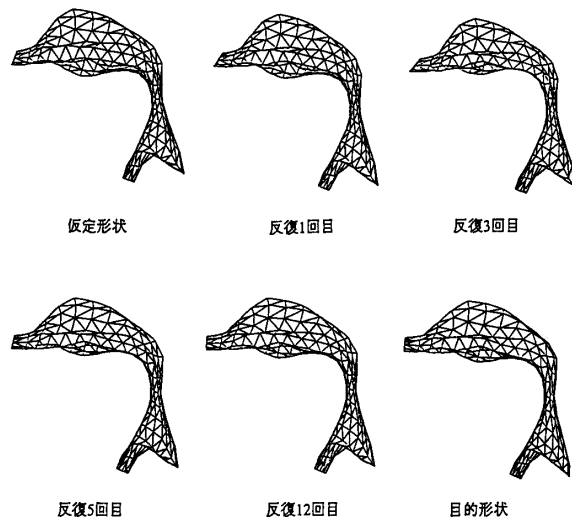


図14 形状収束の推移 “お”

5. 蝸牛—物理モデルによるマイクロマシン人口内耳の可能性

蝸牛は図16(a)に示すような螺旋状の器官で(b)に直線状に展開した基本構造と大きさを示してある。前庭階、鼓室階には体液が満たされていて、これを分け

の形で脳に送られることとなる。この応答結果はうずまきを直線状にのばした場合も本質的な差異はない。生体では実験が多くの場合容易ではなく、それを構成する物性値も必ずしも判明・確定しているわけではない。この様な数値モデルによるコンピュータシミュレーションにより内耳動作の理解が深まることを期待したい。

高度の難聴者の中には内耳機能に問題のある者があ
る。人工内耳は、聴神経が機能している場合にエレクトロニクス技術により複数チャンネルの周波数弁別機能を持つ電氣的フィルタを用意し、その出力で基底膜上に分布する聴神経を直接刺激することにより難聴を解消するものである¹¹⁾。図18がその回路構成で、複数のチャンネルに弁別された帯域スペクトル（多くの場合フォルマントに対応）出力は各電極を通して基底膜上の聴神経を刺激する形になっている。周波数と基底膜上の位置関係はさきのシミュレーションで明らかのように図19に示した様になっている。したがって電極から引き出されたリード線の束が図20に示すように鼓室窓より蝸牛内に挿入される。この様な装置で、子音の弁別に難点はあるものの母音の弁別に対しては良好な結果が得られるということである。また鼓膜や耳（聴）小骨などの中耳機能における障害のために難聴になっているものがある¹²⁾。これを解決するための人工中耳もエレクトロニクス技術を利用している。どちらも図1に示した(A)機能実現のための装置であって、難点は電源が必要なため完全な内蔵が困難なことである。

これに対して、形態をそのまま模倣するバイオミミックな人工器官を実現するもう1つの方向が考えられる。人工内耳についていえば、蝸牛と類似の人工装置を作りそれによって蝸牛の機能を代用しようとするものである。図21に示すのがそれで、上のエレクトロニ

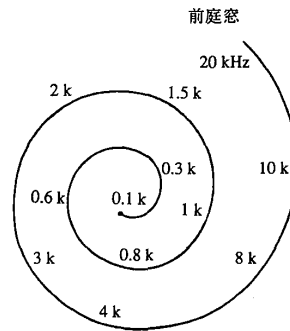


図19 基底膜の周波数対応¹¹⁾

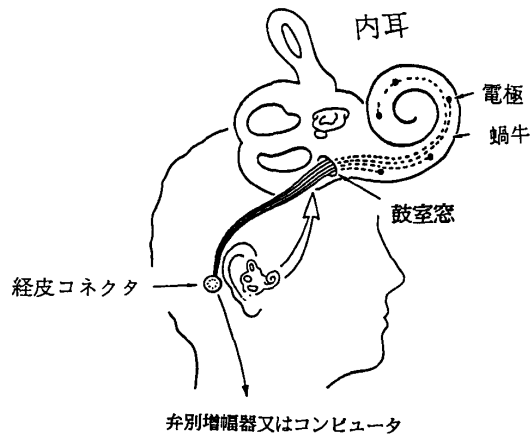
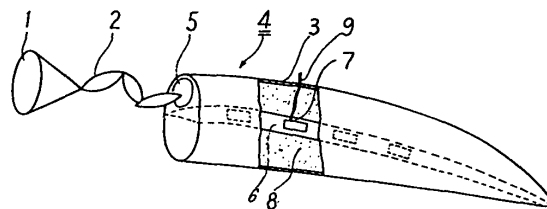


図20 ユタ大学方式における電極配列¹¹⁾



1--- 鼓膜、2--- 耳小骨、3--- 外皮、4--- アバタイト製外皮
5--- 前庭窓、6--- 圧電材からなる基底膜、7--- 電極、
8--- シリコンオイル、9--- リード線

図21 物理モデルによる人工内耳

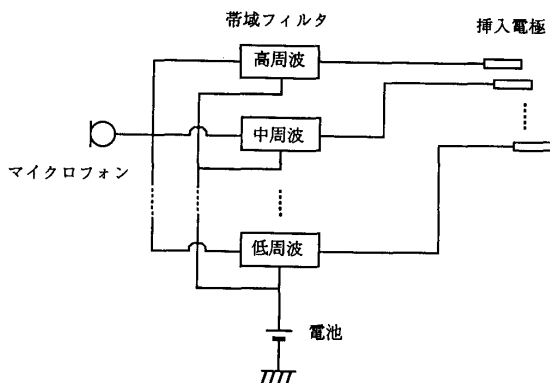


図18 弁別増幅器

クス型に対して物理モデルによる人工内耳ということが
できる¹³⁾。その動作は実際の蝸牛と同一である。形
状、材料の選定などその設計にはさきに述べた数値シ
ミュレーションによる計算機援用なくしては実現が困
難であろう。本人工内耳の特徴は基底膜が PVF ある
いはシリコンゴムにピエゾセラミックを混入した圧電
材から成っていることである。基底膜上に設けられた
電極から引き出されたリード線の束が、患者の蝸牛内
に挿入されるのはエレクトロニクス型と同様である
が、無電源動作が可能である。人工蝸牛の前庭窓は患

者の耳小骨に接続棒を介して接合するかあるいは人工中耳により駆動されることになろう。この人工内耳殻は親生体材により作られることになろうが、その組み立てにはマイクロマシン製造技法も利用されよう。人工内耳の大きさ、形状を必ずしも本来の蝸牛と同一にする必要はなく、その意味でこれはマイクロマシン応用のもう1つの方向を示すものである。

5. あとがき

計算力学の生体工学への応用の1つとして声帯、声道、蝸牛を取り上げて、数値モデルとその応答のシミュレーションについて紹介し、また人工器官のための計算機援用設計の可能性について述べた。生体においては多くの場合無侵襲的に得られる情報が頼りである。数値シミュレーションの技術が生体のふるまいの理解と人工器官開発設計のための糸口になることを期待したい。

参 考 文 献

- 1) 矢川元基編：計算力学—新しい応用と展開，FEM/BEMの音響問題への応用 107/126 養賢堂 (1989)
- 2) 加川幸雄：生体・医用における逆問題，シミュレーション9-1, 27/34 (1990)
- 3) 日本機械学会編：逆問題のコンピュータアナリシス，10章 電気音響における逆問題 170/185 コロナ社 (1991)
- 4) 加川幸雄，山淵龍夫，霜山竜一：声帯自励振動の有限要素シミュレーション，シミュレーション1-5, 83/88 (1981)
- 5) 霜山竜一，加川幸雄，武田靖之，山淵龍夫，村井忠邦，西塚典生：声帯自励振動の有限要素シミュレーション—圧縮性の効果について シミュレーション掲載決定
- 6) 霜山竜一，加川幸雄，土屋隆生：声帯自励振動の有限要素シミュレーション—呼気流の粘性の効果について シミュレーション掲載決定
- 7) Y. Kagawa, R. Shimoyama, T. Yamabuchi, T. Murai and K. Takarada: Boundary Element Models of Vocal Tract and Radiation Field and their Response Characteristics, Jour. of Sound & Vibration, 157-3 385/403 (1992)
- 8) 大谷祐介，霜山竜一，加川幸雄：環境要素モデルによる声道形状同定の試み，日本シミュレーション学会 第14回 計算電気電子工学シンポジウム論文集，Sess. V-7 271/276 (1993)
- 9) Y. Kagawa, Y. Ohtani, R. Shimoyama: Vocal Tract Shape Identification from Formant Frequency Spectra—A Simulation with Tree-dimensional Boundary Models, Jour. of Sound & Vibration 投稿中
- 10) Y. Kagawa, T. Yamabuchi, N. Watanabe and T. Mizoguchi: Finite Element Cochlea Models and their Steady State Response, Jour. of Sound & Vibration 119-2 271/315 (1987)
- 11) 松島純一，伊福部達：聴覚障害者の人工聴覚のためのエレクトロニクス，日本ME学会雑誌 BME 7-7, 21/26 (1993)
- 12) 暁 清文，堀口清治：聴覚障害者の人工中耳のためのエレクトロニクス，日本ME学会雑誌 BME 7-7 27/36 (1993)
- 13) 加川幸雄，安藤英一：人工内耳 特許広報 (B2) 平4-22098 特許出願公告 平成4年4月15日