

## ボクセルメッシュを用いた有限要素法による声道の音響解析

北村 達也<sup>†</sup> 竹本 浩典<sup>†</sup> 本多 清志<sup>†</sup>

<sup>†</sup> ATR 人間情報科学研究所 〒619-0288 「けいはんな学研都市」光台 2-2-2

E-mail: †{kitamura,takemoto,honda}@atr.jp

あらまし 日本語 5 母音の声道形状を対象にして有限要素法を用いて音響解析を行った。3 次元 MR 画像から抽出した声道領域を  $2 \times 2 \times 2$  mm のボクセル要素 (立方体の 6 面体要素) を用いて分割して有限要素モデルを作成した。この方法は MRI のボリュームデータのボクセルを有限要素として用いるので、有限要素モデルを簡便に作成することができる。本研究では、この有限要素モデルの伝達関数のピーク周波数と実音声のホルマント周波数との比較を行った。また、歯列間隙、喉頭蓋谷、および喉頭腔を除去した有限要素モデルを作成し、これらの微細構造が伝達特性に与える影響を調査した。その結果以下のおとが明らかになった (1) 有限要素モデルの伝達特性のピーク周波数と音声データのホルマント周波数は母音 /u/ 以外は大局的に一致した (2) 歯列間隙および喉頭蓋谷は声道の伝達特性に谷を生じさせた (3) 母音 /a/ の有限要素モデルにおいて喉頭腔は第 4 ピークを生じさせた。

キーワード 声道, 有限要素法, ボクセル要素, 伝達関数, MRI 同期撮像法, 骨伝導スピーカ

## Acoustic analysis of the vocal tract by FEM with voxel meshing

Tatsuya KITAMURA<sup>†</sup>, Hironori TAKEMOTO<sup>†</sup>, and Kiyoshi HONDA<sup>†</sup>

<sup>†</sup> ATR Human Information Science Laboratories 2-2-2 Hikaridai, “Keihanna Science City” Kyoto  
619-0288 Japan

E-mail: †{kitamura,takemoto,honda}@atr.jp

**Abstract** A finite element method (FEM) is applied to acoustic analysis of the vocal tracts of the five Japanese vowels. Finite element (FE) models were created meshing vocal tract regions extracted from volumetric MR images during production of the vowels, by  $2 \times 2 \times 2$  mm voxel elements (cubic elements). This meshing method converts voxels in an MRI volume data into finite elements, hence it is easy to mesh even though a target region has a complex form. In this study, peak frequencies of transfer functions of the FE models were compared with formant frequencies of speech data. The effects of the inter-dental spaces, the epiglottic vallecula, and the laryngeal tube on transfer functions of the FE model were also investigated. The results show that (1) the peak frequencies of the FE models roughly correspond to the formant frequencies of the speech data except for the vowel /u/, (2) the inter-dental spaces and the epiglottic vallecula cause dips in the transfer functions of the FE models, and (3) the laryngeal tube of the FE model of the vowel /a/ causes the fourth peak in the transfer functions of the FE models.  
**Key words** vocal tract, FEM, voxel element, transfer function, MRI synchronized sampling method, bone conducted speaker

### 1. はじめに

核磁気共鳴画像法 (Magnetic Resonance Imaging, MRI) は非侵襲的に体内組織を観測できる技術である。そのため、発声時の調音器官を観測するための強力な道具として広く利用されている [1]。そして、MRI による観測から得られた声道形状を対象にして有限要素法による音響解析が行われるようになってきた [2] [3] [4] [5] [6]。有限要素法は等価回路モデルと異なり声

道内の平面波伝搬を仮定する必要がないため、複雑な形状を持つ声道内の高周波数領域までの音響解析に適した手法といえる。

声道の音響特性を有限要素法で解析する際に問題となることの 1 つが対象領域の要素分割である。声道の複雑な 3 次元形状を要素分割して有限要素モデルを作成するには非常に手間を要する。例えば、松崎ら [2] は母音発声時の声道の詳細な有限要素モデル作成に 120 時間を要したと述べている。このように、要素分割は有限要素法による解析のボトルネックとなっている。

一方で、3次元MRIデータはボクセルの集合体であるボリュームデータに再構築した上で、声道形状の抽出や断面積数の算出などの処理が行われている。従って、有限要素としてボクセル要素、すなわち立方体の6面体要素を用いればMRIデータからそのまま有限要素モデルを作成できる。本研究ではこの考えにもとづいて声道の有限要素モデルを作成し音響解析を試みる。

上述したように有限要素法は声道の音響解析に非常に有用な手法である。しかし、これまで解析結果と実音声との比較が十分行われてきたとは言い難い。将来的には有限要素法を用いた音声合成が可能になると予想されるが、その意味でも実音声との比較を行うことには意義がある。そこで、本研究では有限要素法により得られた声道の伝達特性のピーク周波数と実音声のスペクトルのホルマント周波数との比較を行う。

本研究では歯列間隙、喉頭蓋谷、喉頭腔という声道の微細構造の影響も調査する。歯列間隙とは上下の歯列間の空間であり[7]、喉頭蓋谷とは喉頭蓋と舌との間の空間である。歯列間隙と喉頭蓋谷は主声道に対する分岐管として声道の伝達特性に谷を生じさせると考えられるが、従来これらの音響的影響はほとんど検討されてこなかった。そこで、本研究では歯列間隙および喉頭蓋谷の影響を調査する。また、喉頭腔はヘルムホルツ共鳴器として働き、その形状変化は音声スペクトルの第4ホルマントのみに大きな影響を与えることを竹本ら[8]が示している。加えて、本多ら[1][9]は喉頭腔と梨状窩から成る下咽頭腔の音響特性は主声道の音響特性とほぼ独立に働くとする新しい音声生成モデルを提案している。これらの先行研究を検証するために、本研究では有限要素モデルから喉頭腔を除去したモデルを作成し、その影響を調査する。

本研究では、まずMRI同期撮像法[10]を用いて成人男性1名の日本語5母音発声時の撮像を行った。得られた3次元MR画像に歯列データを補填した後、声道領域および放射領域を抽出し、これらの領域をボクセル要素で分割する。そして、有限要素法により得られた声道伝達特性と、防音室にて収録した音声のスペクトル包絡との比較を行う。さらに、歯列間隙と喉頭蓋谷、および喉頭管を除去した有限要素モデルを作成して解析を行う。

## 2. MRI撮像

### 2.1 骨伝導と体伝導を用いたMRI同期撮像法

本研究では、骨伝導と体伝導を用いてMRI同期撮像法のガイド音を呈示することによって、普段の調音に近い状態を高S/Nで撮像した。

#### 2.1.1 MRI同期撮像法

MRI同期撮像法は、被験者に周期的なガイド音にタイミングを合わせて発声させ、発声区間のみで撮像する手法である[10]。この手法を用いることにより、吸気や唾液の嚥下に起因するアーチファクトを抑制し高S/NのMR画像を得ることができる[11][12]。本研究では120 Hzの倍音から成る調波複合音をガイド音とした。

### 2.1.2 骨伝導と体伝導によるガイド音の呈示

本研究では、被験者に耳栓をさせた上でガイド音を骨伝導と体伝導で呈示した。

MRI撮像時には非常に大きな騒音が発生する。本研究と同じFast Spin Echo法による撮像時のピーク音圧レベルは110 dBを越えるという報告もある[13]。このため、被験者は自分自身の音声をフィードバックできず調音が歪んでしまう。

そこで、本研究では、被験者に耳栓をさせた上にイヤマフ(Bilsom 715)を装着させて気導音をできる限り遮断し、ガイド音を骨伝導と体伝導により呈示した。耳栓をすることによって被験者は自分の声を骨伝導でフィードバックできるため、調音の歪みの軽減が期待できる。これに加えて、この手法には大きな撮像ノイズによる心的ストレスを軽減する効果もある。

ガイド音の呈示には、非磁性体で構成され、かつ十分な音量が得られるピエゾスピーカ(栄進電機 PZT02)を用いた。このピエゾスピーカの外観を図1に示す。撮像の際には、被験者の鎖骨付近にこのピエゾスピーカを両面テープで接着し、アンプ(SONY TA-F37R)で駆動した。

なお、骨伝導と体伝導を用いたMRI同期撮像法の効果に関しては、稿を改めて詳細に報告する。

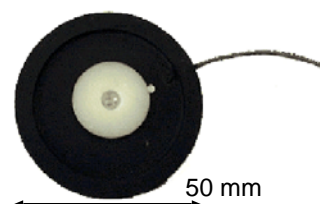


図1 骨伝導と体伝導によるガイド音の呈示に用いたピエゾスピーカ。中央の白い部分を被験者に接触させて振動を伝える。

### 2.2 撮像条件

撮像に用いたMR装置は、ATR脳活動イメージングセンタに設置された島津Marconi社製MAGNEX ECLIPSE 1.5T Power Drive 250である。撮像にはアトラスアレイコイル(頭頸部・胸部用コイル)を用いた。シーケンスはFast Spin Echo法、TE = 9 ms, TR = 4900 ms, FA = 90度。撮像領域は256 × 256 mm、分解能は512 × 512 pixelsである。スライスは矢状方向で、厚み2 mm、間隔2 mm、41スライスで撮像した。加算回数は1回で、撮像時間は約6分である。

### 2.3 被験者およびタスク

被験者は成人男性1名である。タスクは日本語5母音/a/, /i/, /u/, /e/, /o/の持続発声である。被験者はガイド音の基本周波数(120 Hz)に声の高さを合わせ、かつガイド音にタイミングに合わせて繰り返し発声を行った。

## 3. 音声の収録と分析

### 3.1 音声収録

被験者の音声を防音室にて収録した。収録はMRI撮像とは別の日に行った。被験者には仰臥位で日本語5母音を持続発声させた。その際、MRI撮像時に用いた枕を使って頭頸部の

角度を MRI 撮像時と合わせた．音声データはコンデンサーマイク (SONY ECM-77B) を用いて IC レコーダ (marantz PMD690) に標準化周波数 48 kHz で記録した．その後，パーソナルコンピュータにて標準化周波数 16 kHz にダウンサンプリングした．

### 3.2 音声分析

各母音の音声データから FFT ケプストラムにもとづくスペクトル包絡を不偏推定法 [20] により求めた．プレエンファシス係数 0.98，分析窓は Hanning 窓，フレーム長は 64 msec，フレーム周期は 32 msec，ケプストラム次数は 60 次とした．そして，母音中心前後 20 フレーム分を加算平均した．

## 4. 有限要素法による声道の伝達特性の推定

### 4.1 有限要素モデルの作成

2. 節の方法で撮像した MR 画像から声道領域および放射領域を抽出し，この領域に対して 6 面体 (立方体および直方体) の有限要素で要素分割を行った．その際，河西ら [15]，Nakai ら [3] の有限要素モデルを参考にした．

まず，MR 画像を  $0.5 \times 0.5 \times 0.5$  mm/voxel のボリュームデータに変換した．このボリュームデータに，事前に作成していた歯列のボリュームデータを Takemoto ら [14] による方法で補填した．次に，閾値処理に目視による修正を加えて声道領域および放射領域を抽出した．放射領域において前鼻孔はふさいだ．また，この被験者は母音/a/発声時に主声道と鼻咽腔が連結するが，この鼻咽腔開口部もふさいだ．

このデータを  $2 \times 2 \times 2$  mm/voxel のボリュームデータに変換した．このサイズはシミュレーションに用いたソフトウェア (LMS 社 SYSNOISE) が扱える要素数の上限から決定した．

このボリュームデータに対して，Altair 社の HyperWorks を用いて 6 面体要素で分割した．有限要素モデルの要素数を抑えるために，声道および顔近傍の領域は  $2 \times 2 \times 2$  mm の要素で分割し，放射領域は  $2 \times 2 \times 4$  mm の要素で分割した．放射領域は，鼻の先端から顎までの上下約 100 mm，両口角を含む左右約 70 mm，前後方向 48 mm から成る．例として，母音/a/および/i/ 発声時の声道形状の有限要素モデルを図 2 に示す．

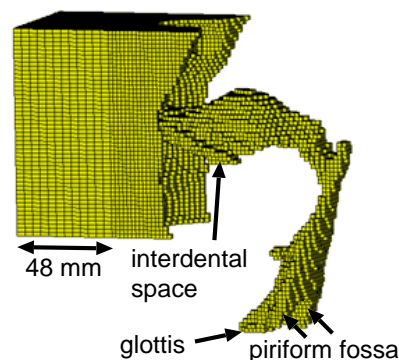
本研究で用いた 5 母音の有限要素モデルには歯列間隙や喉頭蓋谷が存在する．これらの影響を調べるために，母音/e/の声道からこれらを除去した有限要素モデルも作成した．さらに，喉頭腔の影響を明らかにするために，母音/a/の声道から喉頭腔を 2 mm だけ残して除去した有限要素モデルも作成した．

本研究で用いた 5 母音の有限要素モデルのノード数および要素数を表 1 に示す．これらの値は，松崎ら [2] の有限要素モデルの 2 倍以上になっている．要素数の増加に伴って解析に要する計算時間も膨大になる．これは，均一なサイズのボクセル要素を用いるときの欠点の 1 つである．CPU に Pentium 4, 2.6 GHz プロセッサ，メモリ 2 GB の計算機を用いた場合，1 周波数の計算に要する時間は平均約 18 分であった．

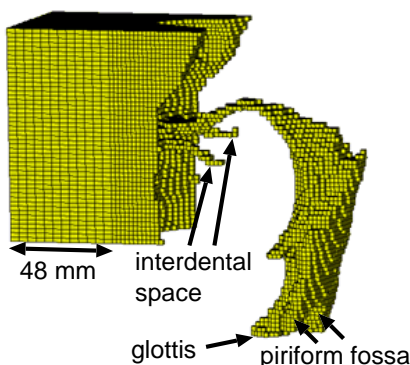
### 4.2 伝達特性の推定法

音圧  $p$  に関する波動方程式は以下の式で与えられる．

$$\nabla^2 p + k^2 p = 0 \quad (1)$$



(a) 母音/a/発声時の声道形状の有限要素モデル．



(b) 母音/i/発声時の声道形状の有限要素モデル．

図 2 母音/a/および/i/発声時の声道形状の有限要素モデル．(a) 母音/a/ (b) 母音/i/．

表 1 5 母音の有限要素モデルのノード数および要素数．

母音	ノード数	要素数
/a/	52362	43927
/i/	43425	36296
/u/	50846	42742
/e/	52825	44596
/o/	52481	43903

ここで， $k$  は波数 ( $k = \frac{\omega}{c}$ ， $\omega$ : 周波数， $c$ : 音速) である．有限要素モデルの声門部を入力端とし，正弦波振幅 1.0 m/sec の体積速度で励振させた．放射領域の境界面には空気の固有インピーダンス  $\rho c$  を与えた．入力端と放射領域の境界面以外の境界面は剛壁とした．気温を  $35^\circ\text{C}$  とし，音速  $c$  および空気密度  $\rho$  はそれぞれ  $c = 352.33$  m/sec， $\rho = 1.1255$  Kg/m<sup>3</sup> を用いた．以上の条件で上記の波動方程式をガラーキン法で解いた [16]．FEM の解析プログラムとして LMS 社の SYSNOISE を用いた．

伝達特性  $H(\omega)$  は次の式で求めた．

$$H(\omega) = \frac{P_{out}(\omega)}{U_{in}(\omega)} \quad (2)$$

ここで  $\omega$  は周波数， $P_{out}(\omega)$  は正中矢状断面における口唇先端から水平方向 36 mm の点の音圧， $U_{in}(\omega)$  は入力端の速度である．伝達関数は 100 Hz から 6 kHz までを 50 Hz きざみで計算した．

## 5. 結果および考察

### 5.1 伝達特性

5 母音の有限要素モデルの伝達特性と音声データの平均スペクトル包絡を図 3 に示す．また，伝達特性のピーク周波数と平均スペクトル包絡のホルマント周波数を表 2 に示す．有限要素モデルは入力端および出力端以外の境界面は剛壁としているため，その伝達関数に鋭いピークと谷が現れ，ダイナミックレンジが広がっている．

伝達特性の第 1 から第 4 ピーク周波数と平均対数スペクトルの第 1 から第 4 ホルマント周波数は母音/u/以外は大局的によく一致している．これらの周波数の差の最小値は 3 Hz（母音/e/の第 2 ホルマント）で，最大値は 444 Hz（母音/u/の第 4 ホルマント）である．

ホルマント毎にピーク周波数との差の平均を求めたところ，第 1 ホルマントで 23 %，第 2 ホルマントで 9 %，第 3 ホルマントで 3 %，そして第 4 ホルマントで 7 % であった．第 1 ホルマントと第 1 ピーク周波数との差が最も大きい．これは Nishimoto ら [5] の解析結果と同じ傾向である．この原因として，声道壁を剛壁として取り扱っていること，鼻咽腔開口部および軟口蓋を通した鼻腔の影響が考慮されていないことなどが挙げられる．

藤田ら [21] は母音発声時の MR 画像から光造形によって声道模型を作成した．そして，その声門部から声帯音源波形を入力して音声を作成し，音韻性のみならず被験者本人の個人性も再現している．彼らは MR 画像と同じ分解能で声道模型を作成している．従って，将来的に MR 画像の分解能（ $0.5 \times 0.5$  mm/pixel）と同程度のサイズの要素で有限要素モデルを作成できるようになれば，より実音声に近い伝達特性が得られると期待できる．

有限要素モデルの伝達特性にはいくつかの谷が見られる．これらは主に声道の分岐管によって生じるものである．本研究の有限要素モデルの分岐管としては歯列間隙，喉頭蓋谷，および梨状窩が挙げられる．

表 2 有限要素法の伝達特性の第 1 から第 4 ピーク周波数と MR 撮像と同時収録した音声の第 1 から第 4 ホルマント周波数の比較 [Hz]．母音/i/の第 4 ホルマントは第 3 ホルマントと結合していたため検出できなかった．

		F1	F2	F3	F4
/a/	FEM	450	1100	2400	2750
	speech	563	1047	2578	3016
/i/	FEM	150	2050	2950	3250
	speech	250	1969	2953	—
/u/	FEM	200	1050	2150	2650
	speech	267	1359	2109	3094
/e/	FEM	400	1700	2400	3050
	speech	375	1703	2344	3094
/o/	FEM	300	650	2200	3100
	speech	391	719	2266	3016

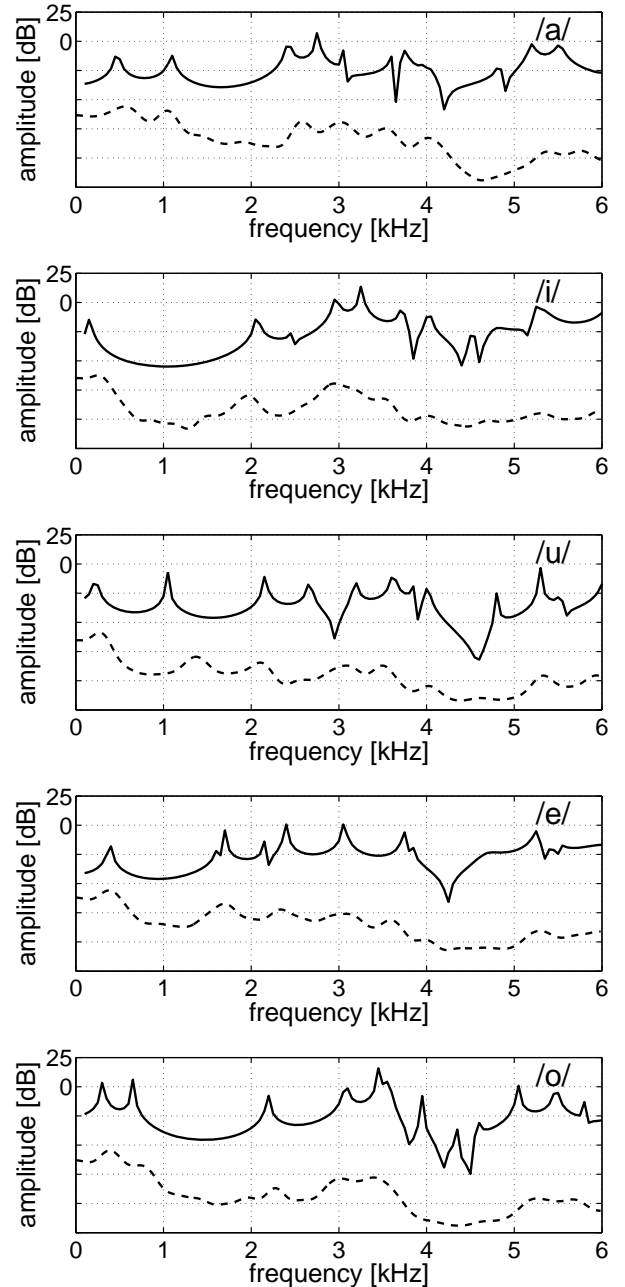


図 3 有限要素モデルの伝達特性（実線）および平均スペクトル包絡（破線）．上から母音/a/，/i/，/u/，/e/，/o/．

### 5.2 音圧分布

母音/a/の伝達特性における第 1 から第 4 ピーク周波数での音圧分布を図 4 に示す．これらは正中矢状断面の音圧分布である．また，母音/a/において梨状窩によって生じる谷での音圧分布を図 5 に示す．これらは咽頭腔，喉頭腔，梨状窩を後方から見た図である．

正中矢状断面の音圧分布は，Kagawa ら [18] が示したものと概ね一致した傾向を示している．すなわち，第 1，2，3 ピークは声道を片開き管とみなしたときの  $1/4$ ， $3/4$ ， $5/4$  共鳴に対応した音圧分布をしている．ただし，第 4 ピークに関しては， $7/4$  共鳴の音圧分布が明確に観察されず，むしろ音圧の高い部分が喉頭腔に集中している．



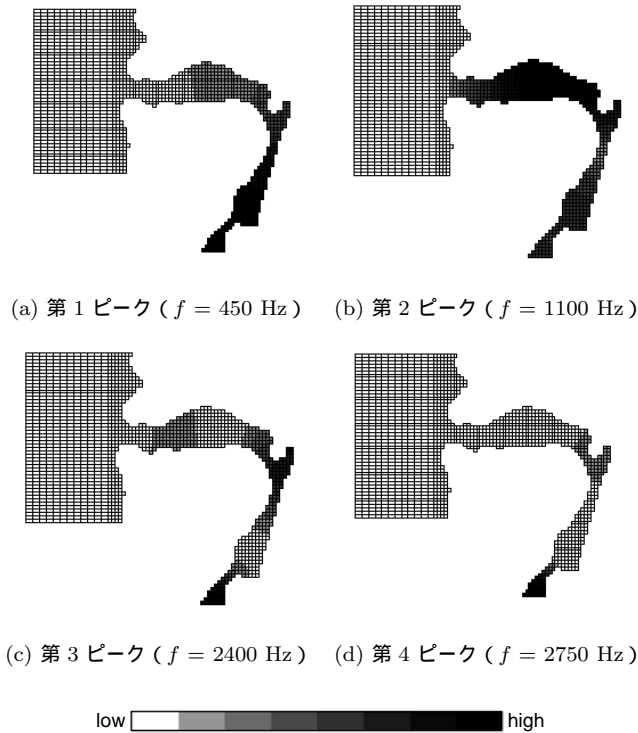


図4 ピーク周波数における正中矢状断面の音圧分布(母音/a/)(a)第1ピーク(b)第2ピーク(c)第3ピーク(d)第4ピーク。

また、口唇、軟口蓋、喉頭腔と咽頭腔の連結部の付近を除き第4ピークまでほぼ平面波で伝搬している。この点も Kagawaら [18] の報告と概ね一致している。

本研究の被験者は左右の梨状窩の長さや大きさが異なるため、谷を生じさせる周波数が異なる。左右いずれかの梨状窩によって谷が発生するとき、その梨状窩の音圧が高くなる。また、等音圧面は咽頭腔の壁に沿って斜めに持ち上がっている。これは、梨状窩の実効的な開口端が斜めに開口していることを示している。これらの結果は、河西ら [15] が咽頭腔、喉頭腔、梨状窩から成る有限要素モデルを用いた音響解析で示した結果と一致する。

音圧分布から梨状窩によって生じる谷の周波数を推定すると、母音/a/で 3650 Hz と 4200 Hz、母音/i/で 3850 Hz と 4400 Hz、母音/u/で 3900 Hz と 4600 Hz、母音/e/で 3750 Hz と 4250 Hz、母音/o/で 3800 Hz と 4200 Hz である。

### 5.3 歯列間隙および喉頭蓋谷の影響

母音/e/の歯列間隙および喉頭蓋谷を除去した有限要素モデルの伝達特性を図6に示す。これらを除去していないモデルの伝達特性に存在する 1650 Hz、2200 Hz、5350 Hz、5500 Hz の谷が除去したモデルの伝達特性には存在しない。従って、これらの谷は歯列間隙および喉頭蓋谷によって生じるといえる。この結果から、伝達特性における谷のうち、梨状窩によるもの以外は歯列間隙と喉頭蓋谷に起因すると考えられる。このことから歯列間隙や喉頭蓋谷によって生じる谷の周波数は母音ごとに異なることがわかる。これは母音によって歯列間隙や喉頭蓋谷の長さが変化することと対応している。

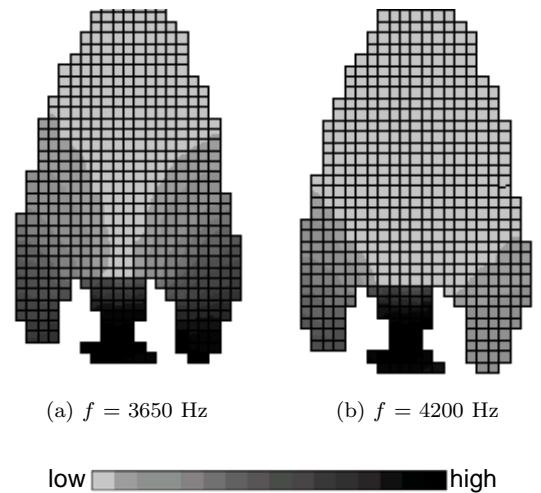


図5 梨状窩によって生じる谷に対応する周波数での咽頭腔、喉頭腔、梨状窩を後方から見た音圧分布(母音/a/)(a)右の梨状窩によって生じる谷の周波数( $f = 3650$  Hz)、(b)左の梨状窩によって生じる谷の周波数( $f = 4200$  Hz)。

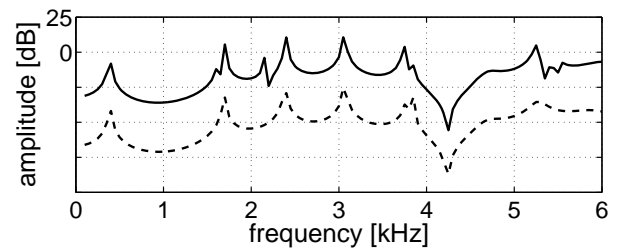


図6 母音/e/の有限要素モデルの伝達特性(実線)および母音/a/の有限要素モデルから喉頭蓋谷および歯列間隙を除去したモデルの伝達特性(破線)。

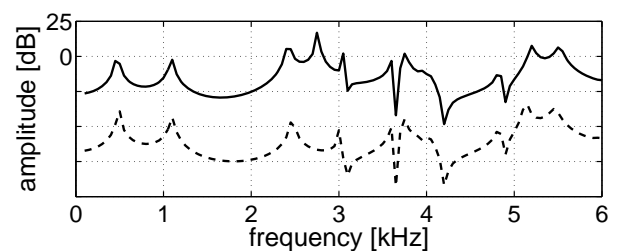


図7 母音/a/の有限要素モデルの伝達特性(実線)および母音/a/の有限要素モデルから喉頭腔を除去したモデルの伝達特性(破線)。

### 5.4 喉頭腔の影響

母音/a/の有限要素モデルとこの有限要素モデルから喉頭腔を除去したモデルの伝達特性を図7に示す。喉頭腔を除去することによって、2750 Hz に現れていた第4ピークが見られなくなり、また 2 kHz から 3 kHz にかけてのパワーが減少した。しかし、それ以外の部分にはほとんど違いがない。従って、本研究で用いた母音/a/の有限要素モデルに関しては喉頭腔が第4ピークを生じさせるといえる。

竹本ら [8] は等価回路モデルを用いて喉頭腔の断面積変化は音声の第4ホルムント周波数の方に大きな影響を与えることを示している。本研究の結果も喉頭腔と第4ホルムントとが強く関係していることを示す結果である。

## 6. おわりに

本研究では、日本語 5 母音発声時の声道形状をボクセル要素で分割して有限要素モデルを作成し音響解析を行った。声道形状は MRI 同期撮像法を用いて得られた 3 次元 MR 画像から抽出した。ボクセル要素は対象領域の要素分割が容易であるという利点がある。作成した有限要素モデルから歯列間隙、喉頭蓋谷、および喉頭腔を除去したモデルを作成し、これらが伝達特性に与える影響を調査した。音響解析の結果、以下のことが明らかになった。

(1) 本研究の有限要素モデルの伝達特性のピーク周波数と音声データのホルマント周波数は母音/u/以外は大局的に一致した。ピーク周波数とホルマント周波数の差は数 Hz から数百 Hz であった。

(2) 歯列間隙および喉頭蓋谷は声道の伝達特性に谷を生じさせた。これらによって生じる谷の周波数は母音によって異なった。

(3) 本研究の母音/a/の有限要素モデルにおいて喉頭腔は第 4 ピークを生じさせた。

ただし、以上の結果は被験者 1 名を対象したものであり、今後より多くの被験者を対象にして解析を行う必要がある。特に、上記(3)は本研究の被験者および母音/a/に固有の現象であるか否かを明らかにする必要がある。

今後、本研究で用いた MR 画像から光造形で作成した声道模型を対象にして伝達特性の計測[19]を行って有限要素法による結果と比較する。また、本研究では声道領域内をサイズの均一なボクセル要素で分割したが、声道のより微細な構造を再現した有限要素モデルの作成や計算量低減のためにマルチスケールの要素分割法も検討する必要がある。

## 謝 辞

九州産業大学 情報科学部 一ノ瀬裕教授ならびに北陸先端科学技術大学院大学情報科学研究科 西本博則氏には本研究に関してご議論いただいた。栄進電機(株)、ATR 脳活動イメージングセンター、当研究所 能田由紀子氏、平田宏之氏には骨伝導と体伝導を利用した MRI 同期撮像法の開発に関してご協力いただいた。ここに感謝の意を表す。本研究は情報通信研究機構の研究委託「人間情報コミュニケーションの研究開発」により実施したものである。

## 文 献

- [1] Honda, Takemoto, Kitamura, Fujita, and Takano, "Exploring human speech production mechanisms by MRI," *IEICE Trans. Electron.*, Vol. E87-D, No. 5, pp. 1050-1058, 2004.
- [2] 松崎, 元木, 三木, "有限要素法における 3 次元声道モデルの曲がり及び断面形状の簡略化に関する検討," *音響学会誌*, Vol. 59, No. 8, pp. 440-449, 2003.
- [3] Nakai, Morikawa, Suzuki, and Ishida, "Estimation of effective cross sectional area from 2-D vocal tract using FEM," *Proc. of ICA2004*, Vol. 2, pp. 1477-1480, 2002.
- [4] Niikawa, Ando, and Matsumura, "Frequency dependence of vocal-tract length," *Proc. of ICSP2002*, pp. 1525-1528, 2002.
- [5] Nishimoto, Akagi, Kitamura, and Suzuki, "Estimation of

- transfer function of vocal tract," *Proc. of ICA2004*, Vol. 2, pp. 1473-1476, 2004.
- [6] 北村, 本多, "母音発声時の声道形状における不変部位とその音響特性," *音講論(秋)*, pp. 337-338, 2003.
- [7] 藤田, 本多, 党, "母音発声時の音声スペクトルに対する歯列間隙の影響," *音講論(秋)*, pp. 335-336, 2001.
- [8] 竹本, 本多, 正木, 島田, 藤本, "3 次元 MRI 動画データに基づく声道下部構造のモデル化," *音講論(秋)*, pp. 281-282, 2003.
- [9] 本多, 北村, 竹本, 藤田, モクタリ, "下咽頭腔の共鳴特性," *音講論(秋)*, pp. 235-236 (2004).
- [10] Masaki, Tiede, and Honda, "MRI-based speech production study using a synchronized sampling method," *J. Acoust. Soc. Jpn. (E)*, Vol. 20, No. 5, pp. 375-379, 1999.
- [11] 高野, 本多, 正木, 島田, 藤本, "MRI コイルと外部トリガ同期撮像法による発声動作の高分解能撮像," *音講論(春)*, pp. 291-292, 2003.
- [12] 藤本, 赤土, 島田, "外部トリガを用いた MRI 同期撮像法," 第 20 回放射線技術総合学会大会 *CONGRESS BOOK*, p. 252, 2004.
- [13] 宮地, 成田, 赤岩, 石原, 笠井, 桜井, 櫻井, 西垣, 山内, "MRI 装置の騒音 -EPI シーケンスを中心とした施設間およびパルスシーケンス間における検討-", *日本放射線技術学会雑誌*, Vol. 54, No. 10, pp. 1216-1225, 1998.
- [14] Takemoto, Kitamura, Nishimoto, and Honda, "A method of tooth superimposition on MRI data for accurate measurement of vocal tract shape and dimensions," *Acoust. Sci. Tech.*, Vol. 25, No. 6, pp. 468-474, 2004.
- [15] 河西, 小淵, 党, 中井, 鈴木, "FEM モデルと実形モデルとの比較による梨状窩の音響特性の検討," *信学技報*, EA96-12, 1996.
- [16] 高橋, 中井, 鈴木, "有限要素法による音響管の要素分割と計算精度," *静岡大学大学院電子科学研究科 研究報告*, No. 18, pp. 41-44, 1996.
- [17] Kitamura, Honda, and Takemoto, "Individual variation of the hypopharyngeal cavities and its acoustic effects," *Acoust. Sci. Tech.*, Vol. 26, No. 1 (in press), 2005.
- [18] Kagawa, and Shimoyama, "Boundary element models of the vocal tract and radiation field and their response characteristics," *J. Sound Vib.*, Vol. 157, No. 3, pp. 385-403, 1992.
- [19] Kitamura, Fujita, Honda, and Nishimoto, "An experimental method for measuring transfer functions of acoustic tubes," *Proc. of ICSP2004*, 2004.
- [20] 今井, 古市, "対数スペクトルの不偏推定," *信学論*, Vol. J70-A, No. 3, pp. 471-480, 1987.
- [21] 藤田, 北村, 本多, "声道模型を用いた母音合成実験による個人性生成要因の検討," *音講論(秋)*, pp. 335-336, 2003.