

Title	複雑な形状を有する声道の音響特性に関する研究
Author(s)	西本, 博則
Citation	
Issue Date	2006-03
Type	Thesis or Dissertation
Text version	author
URL	http://hdl.handle.net/10119/979
Rights	
Description	Supervisor: 赤木 正人, 情報科学研究科, 博士

博 士 論 文

複雑な形状を有する声道の音響特性に関する研究

指導教官 赤木 正人 教授

北陸先端科学技術大学院大学
情報科学研究科情報処理学専攻

西本 博則

2006 年 3 月

要 旨

本研究は、複雑な声道形状の音響特性について明らかにすることを目的とする。健常者のように左右対称な声道形状は、その形状と音響特性の関係について明らかにされてきているが、複雑な声道形状については、その構造的な特徴が音響特性に与える影響が明らかにされていない。特に、構音障害を有する声道の形状は左右の非対称性などといった複雑さを有しており、これが音声の歪の一因であると考えられる。このような患者を対象とすることで、本研究の目的に対して、より詳細な調査を行うことができる。また、音声の歪の生成原因を明らかにするという効果を期待できる。

複雑な声道形状の音響的特性を調査する際に、声道形状の精密な測定法の検討・提案と、その音響的特性、特に声道伝達特性の推定精度が問題となる。本研究では、これらの手法についての検討・評価を行う。声道形状と音声スペクトルの関係を調査する際に必要となる声道伝達特性の推定手法について、これまで様々な手法が提案されているが、各手法の分析精度が問題となる。本研究ではこの分析の際に有効と考えられる等価回路モデルによる手法と有限要素法による手法について分析精度の検討を行った。また、被験者として健常者だけではなく、構音障害を有する被験者の声道形状についても調査を行った。その結果、健常者については両手法とも良好な分析精度が得られることが示された。一方、構音障害を有する被験者では、等価回路モデルでは分析精度が非常に悪い場合が見られたが、有限要素法ではそれが良好であることが示された。さらに、本論文ではこの原因について議論することで、声道の構造的な特徴が音声の音響的特徴に影響を与えている事が明らかになり、複雑で左右非対称な声道形状の場合は、声道内の音波の伝播が 4000Hz 以下の低域においても平面波ではないという特徴があるということが示された。同時に、構音障害を有する被験者の音声の歪の原因の一部も明らかになった。また、この知見をもとに、構音障害を有する被験者の声道のモデルに変形を与える事により、歪音の補正のための治療具や、歪音発生時の声道の構造的な特徴が音声に与える影響について明らかにした。

目 次

1	序論	1
1.1	はじめに	1
1.2	研究の背景	2
1.2.1	声道形状と音声スペクトルの関係	2
1.2.2	構音障害	5
1.3	声道形状の計測と分析	6
1.3.1	声道形状の計測	6
1.3.2	声道伝達特性の推定	7
1.4	本研究の目的	10
1.5	本論文の構成	12
2	声道形状モデル	14
2.1	声道形状計測法	14
2.1.1	歯列補填法	15
2.1.2	歯冠プレートを用いた MRI 撮像	18
2.2	被験者	20
2.3	声道形状モデル	22
2.3.1	声道断面積関数	23
2.3.2	3次元声道モデル	30
3	音響分析	31
3.1	MRI 撮像時に発声された音声の分析	32
3.2	構音障害患者の音声の分析	38
3.3	考察	40

4	声道伝達特性の推定精度	42
4.1	声道伝達特性の推定法	43
4.1.1	等価回路モデルによる声道伝達特性の推定法	43
4.1.2	FEM による声道伝達特性の推定法	45
4.2	健常者の声道伝達特性と音声のフォルマント周波数の比較	48
4.3	口腔疾患患者の声道伝達特性の推定精度	54
4.4	考察	59
5	口腔疾患患者の声道の形状的特徴と音声の関係	61
5.1	変形声道モデルの伝達特性	67
5.2	変形声道モデルの音圧分布と位相分布	69
5.3	考察	69
6	PAP が音声スペクトルに与える影響について	71
6.1	PAP の厚さを基準とした変形声道モデル	71
6.2	声道断面形状	75
6.3	考察	78
7	構音障害患者の補償動作が音声に与える影響について	79
7.1	変形声道モデルの伝達特性	79
7.2	考察	83
8	結論	85
8.1	本論文の要約	85
8.2	今後の課題	87
	謝辞	89
	参考文献	90
	本研究に関する発表論文 (筆頭著者分)	96
	本研究に関する発表論文 (副著者分)	98

第 1 章

序論

1.1 はじめに

音声とは発話者の情報を聴取者に伝達するために発せられる音であり，人間が非常に慣れ親しんでいる情報伝達の手段の一つである．発話者が発した音声は音波として空気中を伝播し聴取者に伝わる．聴取者は音声を聴覚機構により処理することで，発話者が音声として発した情報を解釈する．このような音声による情報伝達は人間固有の情報伝達方式であり，会話による情報交換という行為は人間の日常生活に深く根ざしている現象である．また，発話音声には発話者の意思だけでなく，感情，個人性などの情報が含まれており，それも同時に伝達されている．上記のように，音声は人間の言語情報や情緒情報を伝達・交換するための重要な役割を果たしている．

人間の末梢部での音声生成過程に注目してみると，肺，声帯，舌，口唇などの器官が互いに適切な位置・形状を保ち，機能することで音声が生産されていることから，これらの各器官がこの情報伝達において非常に重要であるといえる．このときに発せられる音声の性質を音声の生成過程がもつ性質と関係付け，人間が発する音がどのように意味を持った音声として生成されるのかを解明しようとする試みが多数なされている．特に，言語的情報を音声に付加するという役割を担っている部分については，様々な理論やモデルを用いて説明されているが，いまだに系統立てられた全容を解明するにはいたっていない．

そのうち，音韻性を決定付けるための特性を与える部分は音声による情報伝達

に關与する部分として非常に重要な役割を果たしているといえる．その發話音声の音韻を決定するための部分が声道形状である．それにより生成される音声のスペクトル上に現れる特徴は音韻と対応付けられ，言語情報を伝達する上で非常に重要な特徴量であるといえる．以上の観点から，声道形状と音声スペクトルの關係を明らかにすることは，人間が音声を發声する仕組みを理解するための一助となるだけでなく，音声による情報伝達について的一端を解明することとなり，大きな意義があると言える．さらに，病理的，氣質的機能の疾患等により音声に著しい歪を生じ，音声の音韻明瞭度が悪い發話者に対しての治療，發話訓練への応用という医学的アプローチに対しての重要な知見，指針を与える事ができる．また，工学的には音声を生成するための生理学的な機構を応用し，音声の自動認識，識別という処理を展開，發展することが期待される．

本論文では音声生成機構において重要な部分である「声道形状と音声スペクトルの關係」について調査を行い，声道形状の構造的な特徴，特に左右非対称で複雑な場合の声道形状の特徴が音声スペクトルに与える影響を明らかにすることを試みる．さらに本論文では，このメカニズムの医学的發展を目指し，この2つの關係について議論を行う．

1.2 研究の背景

1.2.1 声道形状と音声スペクトルの關係

音声生成機構を見ていくと，図 1.1 に示される調音器官と呼ばれる器官を駆使し，各器官の生理的・音響的特性を組み合わせることで音声を生成・發話していることがわかる [1, 2, 3]．音声は肺からの呼気流が声帯，声道を通じて作られる音波であり，声帯の振動を伴う有声音と，振動を伴わない無声音に大別される．有声音發声時の音声生成には図 1.2 に示されるような相互に独立な過程の組み合わせに分類することができる．有声音では，次の一連の過程を通じて音声生成される．先ず，肺からの呼気流が声帯の開閉運動によって周期的空氣流に変換される．これが音源 (Source) となる．次に，この流れが喉頭，咽頭，口腔，口唇，鼻腔により形成される声道を伝播し，声道の共鳴特性により声帯振動により生成された音

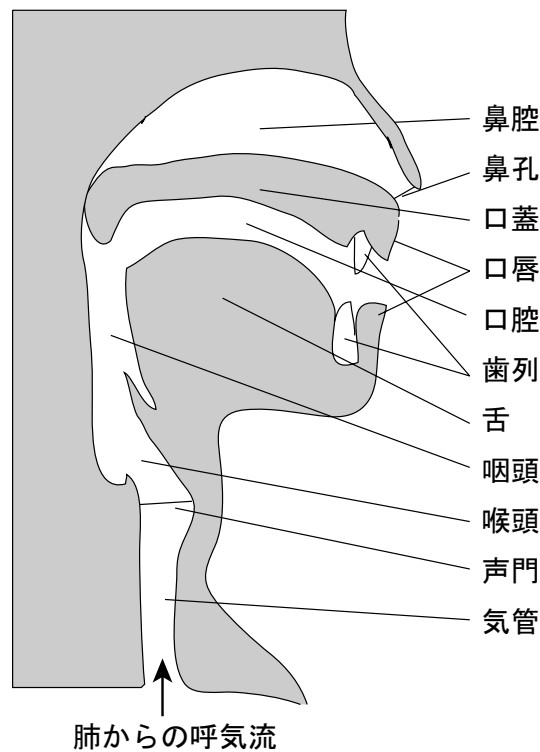


図 1.1: 音声を生成するための各器官 (調音器官)

源の周波数成分の振幅に対して効率的に再分配を行うという音響フィルタ処理が行われる．この共鳴特性は声道伝達特性 (Filter) と呼ばれる．最後に，口唇や鼻孔からの放射作用により音声が生産される．このように，音声の生成は声門部における駆動部，声道部における共鳴特性の大きく二つに分類できるとされており，音源と共鳴特性の関係が音響フィルタ理論 (Source-Filter theory) と呼ばれ，音声生成の基本的原理として知られている [1, 2, 3]．さらに近年では共鳴特性を喉頭腔特性と咽頭から下流側の声道の伝達特性の2つに分類することで，それぞれ特性が持つ役割についての検討が行われている [4]．

次に，これらの音声生成過程がどのように音声の特徴付けるのかについて述べる．各過程での音響特性を図 1.3 に示す．声門部と声道が音声の音響的特徴に対してどのような影響を与えるかについてそれぞれに分けて述べる．

- 音源部の特性として，声帯の周期的な振動特性は有声音中にほぼ相似的な波形の繰り返しとして現れる．この繰り返しの周期は基本周期と呼ばれ，その逆数を取ったものが基本周波数と呼ばれる音声の高さに影響を与える物理的

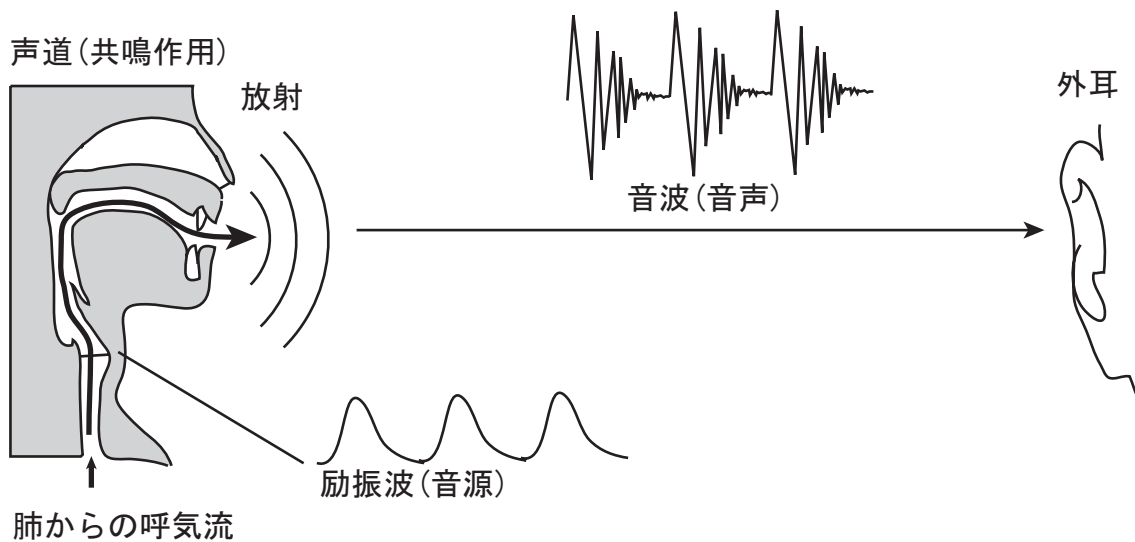


図 1.2: 音声の生成過程の模式図

特徴として現れる．この物理量である基本周波数は心理量である聴感上の音の高さに対応し，基本周波数の変化は音声の抑揚やアクセントとなる．

- 声道の共鳴特性である声道伝達特性は音源の特定の周波数に対して強調，減衰をするという音響フィルタの性質を持っている．この特性は音声波形のスペクトルに包絡線として現れる．この包絡線は言語音の特徴を与え，音声の音韻や音色を作り出す．

このような二つの特性は，人間から発せられる音が，意味のある音声として特徴付ける際に重要な要素となる．特に，声道伝達特性により特徴付けられる音響的特徴は，音声スペクトルに対して影響を与え，発話者の言語情報による意思の伝達において重要な役割を担っている．よって，声道伝達特性と音声スペクトルの関係は，音声を生成する上で非常に重要な関係であると言える．この関係に対して様々な調査が行われてきているが，声道伝達特性を決定付ける声道形状が音響的特徴にどのように影響を与えるかに関して，いまだ明らかになっていない部分が多いのが現状である．

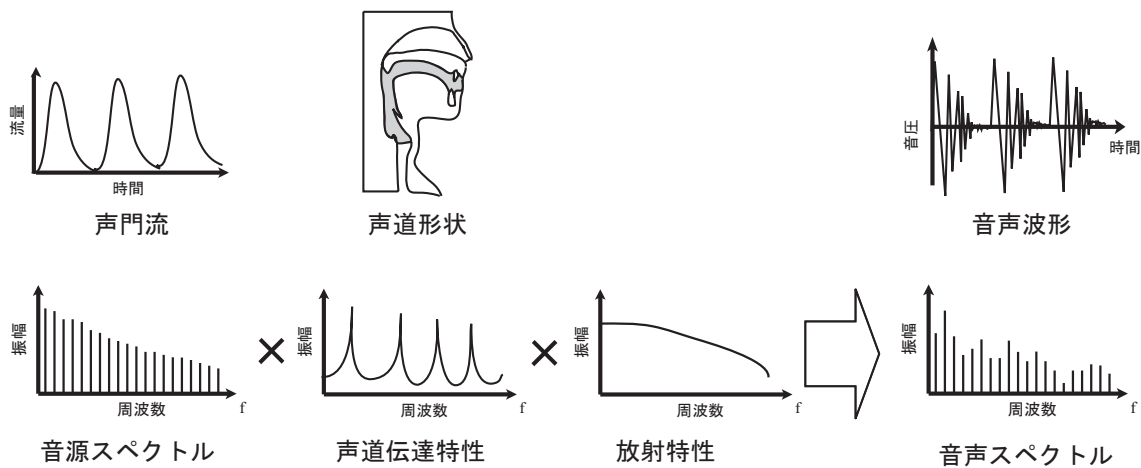


図 1.3: 音声生成過程における音響特性．上図左より声門流，声道形状，音声波形．
下図左より声帯音源のスペクトル，声道伝達特性，口唇部からの放射特性，音声
スペクトル．

1.2.2 構音障害

構音障害とは，発話器官の生理学的，形状学的な異常や運動機能の異常，舌癌等による調音器官の部分的切除などが原因となって，発話者が発話しようとする音韻に対応する正しい構音が形成されないため，意図する音韻に対応しない声道伝達特性が形成される．そのため音声スペクトルが意図する音韻の音声スペクトルと異なる形状となって現れ，聴感上の音声の歪として現れていると考えられる．音声の歪については [5, 6, 7] 等の報告があり，発語明瞭度が低くなる傾向がある．また，構音障害の各症例に対する声道形状計測 [8, 9] がなされている．これらの報告では，口腔疾患患者の声道形状は健常者と比較して非常に複雑で，声道断面が左右非対称であるという特徴を有していることが報告されている．

構音障害患者が発する音声の歪の原因を調査するためには，発話時の声道形状を計測し，そのときの声道伝達特性を推定する，更に声道内の各部分での形状的特徴が音響的特徴に与える影響に関して調査することが必要である．

言語障害の歪音の診断や，その治療に使われている舌接触補助床 (PAP: Palatal Augmentation Prosthesis) などの人工補綴物の設計には客観的指標が無く，医療従事者の聴覚印象に頼っているのが現状である．言語障害の診断を正確に行うた

め，そして PAP 等による治療や発話訓練のために，構音障害を有する声道形状と音声スペクトルを音響的特徴の関係について調査することも重要となる．

1.3 声道形状の計測と分析

1.1 節で声道伝達特性を決定付ける声道形状と音声スペクトルの関係を調査することの重要性について述べた．そこで，本節ではこの関係を調査ための分析手法について述べる．声道形状と音声スペクトルの関係を調査するにあたり

- 発話時の声道形状の計測方法
- 声道形状から声道伝達特性を推定する方法

の 2 点が重要になる．そこで声道形状の精密な計測法，および，その声道形状から声道伝達特性を推定するための手法に対する検討が必要となる．

以下の各節では声道形状の計測についてと，声道形状から声道伝達特性を推定する手法についての背景について述べる．

1.3.1 声道形状の計測

声道形状の計測には，声道の構造的特徴をよく捉える必要があり，計測の精密さが要求される．特に構音障害を有する声道のように複雑で，左右非対称であるような声道形状の特徴について検討を行うためには，声道の 3 次元的な形状情報を扱える計測法が必要となる．

声道形状の計測は画像診断等にしばしば利用されている撮像法を用いることにより，人体内部における声道形状の計測を行う．X 線画像から正中面図を得る方法 [10]，3 次元コンピューター断層撮影 (3D CT: Computerized Tomography) による声道計測法 [11]，核磁気共鳴画像法 (MRI: Magnetic Resonance Imaging) による計測により 3 次元形状データを得る方法 [12, 13, 8, 9] が挙げられる．X 線画像による計測方法では短時間で 2 次元の正中面投影像が得られる．このままでは奥行きに関する情報が欠落しており，本研究で対象とする複雑な声道形状の計測には不適切である．また X 線は人体に対する被爆の問題点があり，倫理的観点から形

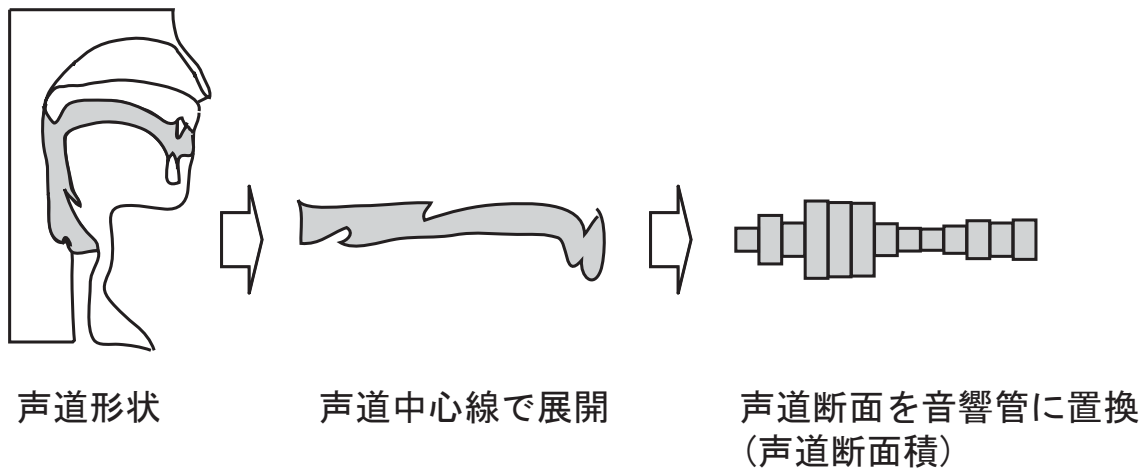


図 1.4: 声道形状の音響管の置き換え (声道断面積関数の計測)

状の計測，特に健常者に対しての応用が困難である．3D CT を用いると 3 次元形状データが得られるが，同様に被爆の問題がある．一方，MRI による計測では，精密な 3 次元形状データが得られる．また，被爆の問題は回避され，人体に対する影響が非常に小さい手法として知られている．ただし，MRI 画像には歯列形状が写らないという問題がある．これは，歯は水素原子をほとんど含んでいないため，空気と同じ輝度値として MRI 画像上に現れる．そのため歯列部と空気の境界を計測することは不可能となる．

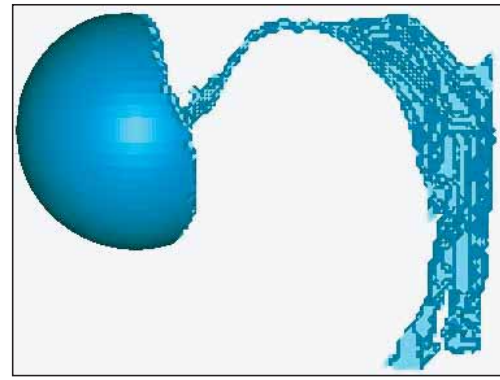
以上のことから，人体への非侵襲的であり，および複雑な声道形状を捉えるために 3 次元形状データが必要であることから，MRI による計測が最適と考えられる．上下歯列や，歯列と舌・両頬により形成される歯列間隙 [14] の音響特徴への影響 [15] が考えられるため，本研究では，MRI 像上で歯列形状を計測する，もしくは直接可視化するための手法について検討・提案を行う必要がある．

1.3.2 声道伝達特性の推定

声道形状と密接な関係がある声道伝達特性と音声スペクトルの関係の調査のために，1.2.1 節で述べたような音声生成過程を Source-Filter モデルとしてとらえたときの Filter 部分である声道伝達特性について調査する必要がある．この関係を調査するためには，発話された音声から声道形状を推定し，両者の関係につい



MR 画像



3次元声道形状モデル
(口唇部に放射球面が
取り付けられている)

図 1.5: 声道形状計測から 3 次元声道モデルの作成

て調査する方法と，声道形状から声道伝達特性を推定することで，音声との関係を調査するという 2 通りのアプローチが考えられる．

発話された音声から声道形状を推定する際に問題となるのは声道形状と音声スペクトルの関係が不良設定性問題となっていることである．声道形状から音声スペクトルは一意に決定できるが，逆に音声スペクトルから声道形状を推定しようとする場合，一対多の関係となっており，声道形状を一意に決定できない．この問題に対して，正規化された声道を仮定して，その声道断面積関数を推定する方法 [16, 17] や，調音器官には各器官の運動範囲や移動速度などの拘束条件を用いることにより声道伝達特性を推定する研究 [18] 等が行われており，声道形状と音声の関係を捉えようと試みられている．この手法を声道形状と音声スペクトルの関係の調査に応用できると考えられるが，拘束条件が強いために，個人間の声道形状の微小な違いに対する調査や調音器官に機能障害がある場合等の特殊な条件下ではこの手法の適用は困難であると考えられる．

一方，声道形状から声道伝達特性は一意に決定される．声道形状から声道伝達特性を推定する手法によると，声道形状には先の逆推定を用いる手法のような強い拘束条件はなく，精密な声道形状を対象として，その構造的特徴と音声スペク

トルの関係を推定できると期待される。

声道形状から声道伝達特性の推定を行う方法として、人体の声道そのものの応答を音響計測により推定する方法 [1, 19]，声道模型の伝達特性を音響分析により計測する方法 [20, 21, 22, 23]，声道形状から声道断面積関数を計測し，等価音響管の電気回路モデル (等価回路モデル) に置き換えて伝達特性を推定する方法 [2, 24]，3次元声道モデルを計算機上に構築し，有限要素法 (FEM: Finite Element Method) により伝達特性を推定する方法 [25, 26, 27, 28, 29, 30, 31] などがある。

声道模型等を用いる音響分析法は，声道形状が精密に再現されていれば正確な声道伝達特性が計測できる方法であると考えられる。声道形状の影響を調査するための変形に煩雑さを有する方法である。

図 1.4 の模式図に示されるように声道の断面積から声道断面積関数を決定し，それを等価回路モデルに置き換えて声道伝達特性を推定する方法は音声分析，合成に広く用いられている。また，声道内部の音響的特徴の分析や，声道形状の変形が音響特徴に与える影響の調査も行うことができる。健常者の場合であれば声道断面の計測法が多数提案されており，分析法の有効性の検証もなされている。

一方，FEM による推定法は図 1.5 の模式図に示されるように声道の 3 次元構造をそのままモデル化する。この声道モデルは要素 (element) と呼ばれる有限の大きさを持つ図形の集まりのモデルで置き換えられており，声道伝達特性を推定するために，この 3 次元声道モデルから波動方程式を用いて音声の伝播を計算する。この 3 次元声道モデルの表現として，節点，要素，境界条件を使用する。要素は数値的には節点の各自由度間での相互作用の関係を行列で表現したものであり，形状的には面 (2 次元) や立体 (3 次元) で表現される。

これらの手法は声道形状から声道伝達特性が一意に推定できる手法であるが，正確な声道形状を計測できれば，正しい声道伝達特性を推定可能であるかが問題となる。特に複雑な形状を有する声道の場合についての各推定法の有効性が問題となる。

これらの各手法の推定精度の検証が報告されている。FEM による声道伝達特性の推定精度の検証として，音響管模型の音響分析結果と FEM による伝達特性の推定結果の比較 [32, 33] がされており，推定値と比較して良好な推定精度であることが示されている。北村ら??は母音発声時の声道断面積関数をもとにした円柱の

縦続接続管を作成し、その音響管の音響計測による共振周波数と、電気回路モデルおよび FEM により推定された伝達特性の共振周波数の比較を行っている。それによると、一部にやや大きな差があったが、それらの差は 3.7 % 以内となったと報告している。これらの手法は、断面積の異なる円筒管を接続した音響管を用いており、比較的単純な音響管形状を対象としている。一方、複雑な形状を有する声道を対象とした検討として、MRI 測定結果から構築した 3 次元声道モデルを FEM により推定して得られる声道伝達特性と、防音室内で収録された音声のスペクトルの比較 [30] が報告されている。声道伝達特性のピーク周波数と音声のホルマント周波数の差は最大で 13.5 % であったと報告されている。MRI 撮像時の発話音声と防音室のような MRI 撮像室と異なる環境での発話音声の違いの検討が必要となる。

本手法は断面積関数を利用することから、音波の伝播を平面波と仮定しており、複雑な形状を有する声道の音響的特徴の分析に対して有効かどうかについては検討の余地がある。本手法を構音障害による音声の歪の分析に用いる場合には推定精度の検証が必要となる。

1.4 本研究の目的

本研究は、母音音声生成における音韻情報を決定する重要な要素の一つである発話時の声道形状と、発話された音声の特徴量の一つである音声スペクトルとの関係の一端を明らかにするために、複雑な声道形状が音響特性に与える影響について明らかにする事を目的とする。また、本研究では健常者だけではなく、声道形状が特徴的であり、しばしば発話音声に歪が見られる構音障害を有する口腔疾患患者にも着目する。特に、口腔疾患患者のような、複雑で左右非対称な声道を用いることにより、声道の形状的特徴が音響的特徴に与える要因についてのより幅広い考察を与えることができると考えられる。さらに、この関係を用いて構音障害のために歪んだ音声の発生メカニズムを声道形状構造的な特徴から調査し、構音障害の治療に用いられる PAP の形状や、発話時の特徴的な構音の状態が音声スペクトルに対して与える影響を明らかにすることを目的とする。

この目的を達成するために、本研究では精密な声道形状の計測法、声道伝達特

性の推定法の精度，声道の形状的特徴が声道伝達特性にどのような影響を与えるかについての検討を行う．本研究では，それぞれの課題に対して以下のアプローチで対処する．

- 発話時の声道形状の精密な計測を行う．
- 得られた声道形状情報をもとに作成される声道モデルから声道伝達特性の推定を行い，精度の検討を行う．
- 声道伝達特性の推定法を用いることで，声道形状の構造的特徴，特に左右非対称で複雑な声道が音響的特徴に与える影響を調査する．
- さらに，声道モデルに変形を与える事で，声道の構造的な特徴が音声スペクトルに与える影響を調査する．

まず，最初の段階には，声道形状の計測のために MRI 画像を用いる際には，歯列形状を計測できないと言う問題があるということである．本研究では，この問題を回避する手法について議論し，声道形状の精密な計測法について調査，提案する．

次に，声道の形状計測結果から声道伝達特性を推定するための推定法についての検討を行う．本研究では，等価回路モデルと FEM を用いて声道伝達特性の推定を行い，それらの推定精度の検証を行う．推定精度の検証には，発話された音声の音響分析結果を用い，声道伝達特性の推定結果と比較を行うことで，各声道伝達特性の推定法の推定精度の検証を行う．

以上の検討結果のもと，有効とされた声道伝達特性推定法を用いて，声道内部の音波の伝播の様子を分析し，声道の構造的特徴がどのように音声スペクトルに影響を与えているかについて明らかにする．

さらに，声道モデルに構造的な特徴を持たせるための変形を与えることにより，声道形状と音声スペクトルの関係についてより詳細な調査を行う．また，構音障害による音声の歪の原因の調査や，その治療のための指針を与えることを目的として，本手法による分析，検討を行う．

本研究における成果は，音声生成機構に關与する重要な特徴の一つである声道形状と音声スペクトルの関係について議論を行い，音声生成の原理に対しての示

唆を与えることで、それが母音だけでなく、他の有声音についての同様の関係の解明への支援となる。さらに、本研究で用いる手法は無声摩擦子音生成への応用が期待され、全音声における声道形状と音声の関係の解明への発展に寄与し、音声生成のメカニズムの本質の解明へつなぐと期待される。また、本研究を行う過程において、声道伝達特性の推定手法に対する精度と有効性の定量的評価が示されるという効果がある。さらに、構音障害を有する複雑で左右非対称な声道を用いることにより、声道の形状的特徴が音響的特徴に与える要因についてのより幅広い考察を与える効果がある。これらの成果は、口腔疾患患者の音声の歪みに対する治療・発話訓練への応用や、発話補助具の設計に対する一定の指針を与えることという医学的な応用が期待される。

1.5 本論文の構成

本章では本論文の構成について説明する。

1 章では本研究の目的について述べ、その背景について説明した。

2 章では声道形状の計測のための MRI による声道形状計測について説明し、より精密な声道形状を計測するための歯列補填法を導入する。次に、対象とする被験者について紹介する。被験者は健常者と構音障害を有し複雑で左右非対称な声道形状を有する者である。各被験者の声道形状の計測を行い、計測結果を用いて声道モデルを作成する。

3 では、声道伝達特性の推定精度の検証のために各被験者の母音音声の音響的特徴について分析を行う。さらに、この音響分析を行い、構音障害を有する被験者の音声の歪について調査する。

4 章では声道伝達特性の推定法としてよく用いられる等価回路モデルによる手法、FEM による手法について解説する。声道モデルの声道伝達特性を各手法により推定し、声道伝達特性の推定結果を音響分析結果と比較することにより各声道伝達推定法の精度について議論する。

5 章では声道モデルに変形を与え、その声道伝達特性を推定し、声道の構造的特徴が声道伝達特性に与える影響を明らかにする。また、声道内の音響的特徴である音圧分布と位相分布を分析することで、声道内の音波の伝播の様子について

明らかにする．

6 章では PAP の形状が声道伝達特性に与える影響を調査する．また，7 章では構音障害患者の調音の保障動作について調査を行い，それが音声スペクトルに与える影響について調査する．これら結果が，構音障害の治療として用いられる PAP の設計の指針のひとつとして与えられる．

8 章では本論文で得られた成果を要約し，今後の展望を示す．

第 2 章

声道形状モデル

本章では，声道の形状を観測する上で重要となる MRI 画像から声道形状を計測するための手法について議論をする．次に，本研究で対象とする被験者について解説し，本手法による声道形状計測結果より声道形状モデルを構築する．

2.1 声道形状計測法

MRI による計測では，精密な 3 次元形状データが得られ，人体に対して非侵襲であるという利点を有するため，これまで声道形状計測に利用されてきた [12, 13]．一方，歯や骨組織は主にカルシウムから成り，水素原子が非常に少ないため，歯の領域は空気と同じ輝度で MRI 画像上に再現される．そのため，声道形状計測の際に歯の形状を同時に抽出する事は不可能であると言う問題を抱えている．

これまでに，石膏などで作成された歯型をあらかじめ計測し，それを画像に取り込む方法 [34, 35, 36] や，空気とは異なる輝度で歯列の撮像が可能な Electron beam computed tomography (EBCT) による歯列画像を用いる方法 [13, 37, 38] 等でこの問題を解決する報告がされて来た．しかしながら，歯型を用いる方法では，歯列形状データを MRI 画像に取り込むための位置決めに多大な労力と時間がかかるという問題がある．また，EBCT による方法では X 線により被曝するため，MRI 撮像では回避された非侵襲性と言う利点がこれにより無くなってしまいう問題がある．

そこで，本研究ではそれらの問題を回避するための手法として，MRI 撮像によ

り歯列のボリュームデータをあらかじめ計測し、それを発話時の MRI 画像に補填する方法を提案する．また、歯冠プレートにより歯と空気の境界を計測する方法の検討を行う．

2.1.1 歯列補填法

被験者に造影剤を口内に含ませた状態で MRI 撮像を行い、その MRI 画像から歯列のボリュームデータを抽出し、発話時の MRI 画像に歯列ボリュームデータをはめ込むことで歯列形状を含んだ声道形状の計測を行う方法がある．本手法による歯列補填の流れを図 2.1 に示す．

まず、歯列形状の計測のために被験者に造影剤としてブルーベリージュースを含ませた状態で MRI 撮像を行う．ブルーベリージュースは流動性が低く、水素原子を多量に含むため、MRI 画像像では白く映り、歯列との境界が明瞭に判別できる．上下の歯列の位置を分離させ、撮像時の下顎の位置を安定させるために、撮像中には楊枝を被験者に咬合させた．

次に、歯列領域の抽出を行い、歯列のボリュームデータを得る．MRI 撮像結果は DICOM 形式で各断面ごとに得られるので、画像処理を行うために tiff 形式に置き換える．画像上には楊枝が映っているが、これは形状があらかじめ分かっているので、ブルーベリージュースと同じ輝度になるように手作業でその領域を塗りつぶした．この作業には連続断層画像を取り込み、前後の画像を参照しながら各断面画像を処理できる Image J [39] を用いた．この処理により得られる画像から、各断面のピクセル間隔を 1 mm に、各断面の間隔を 1 mm になるように前後の断面から線形補間により内装を行う．そして、画像の 2 値化を行い歯列のボリュームデータの抽出を行う．画像の 2 値化には微小ノイズが多く、低コントラストな画像に対して有効な平均隣接数に着目した閾値決定法 [40] を用いた．画像上の孤立点除去 [41] およびスムージングを行う．画像上の声道部にシード点を与え、そこから隣接 26 近傍のピクセルを抽出し、歯列のボリュームデータを得る．

さらに、図 2.2、図 2.3 に示される上下歯列の生態学的なランドマーク [42] としての目印の位置を計測し、歯列補填の際の参照点とし、発話時の画像に歯列のボリュームデータを補填する．参照点は上歯列については左右の上顎第二大臼歯の

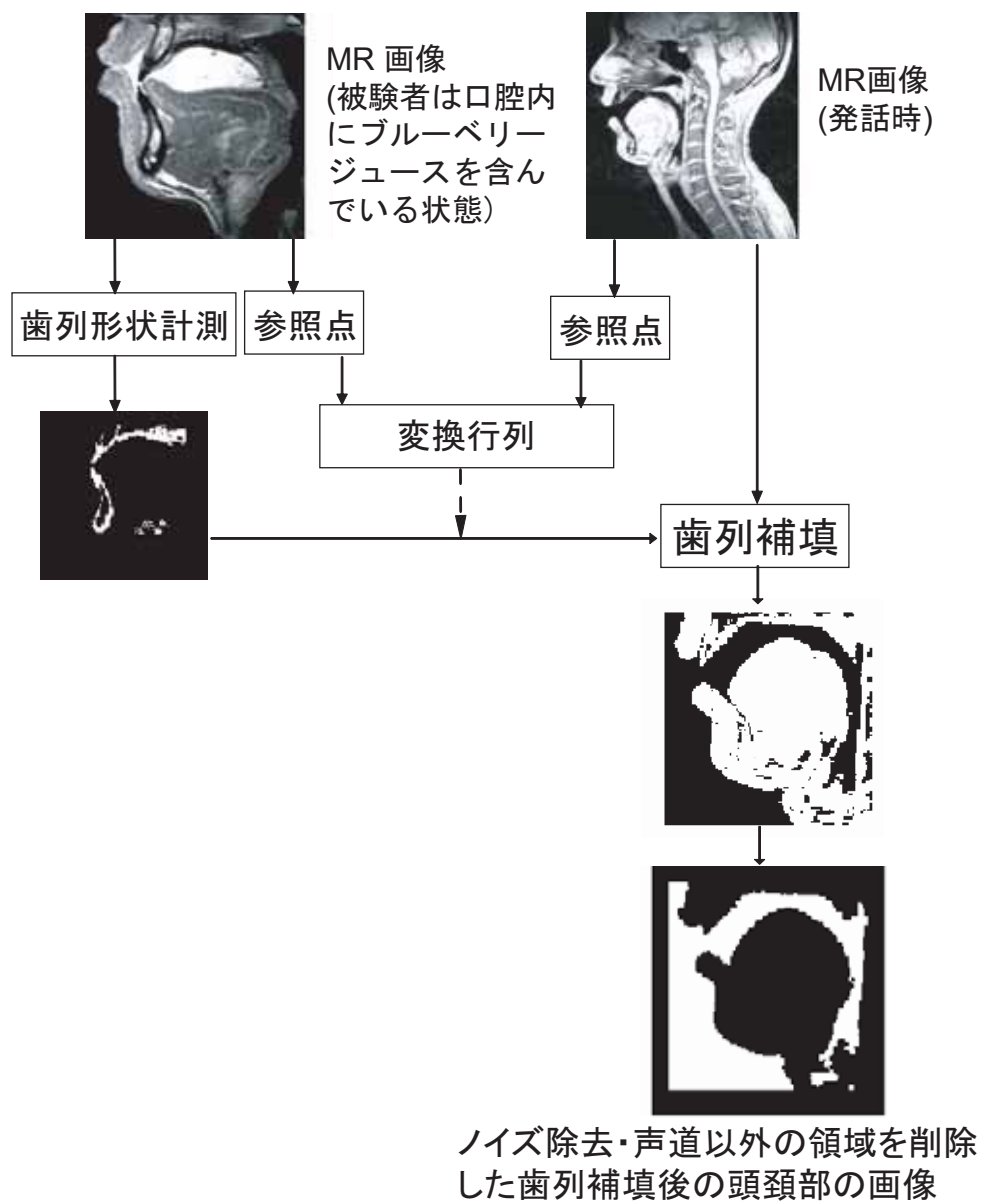


図 2.1: 歯列補填された声道形状の計測法

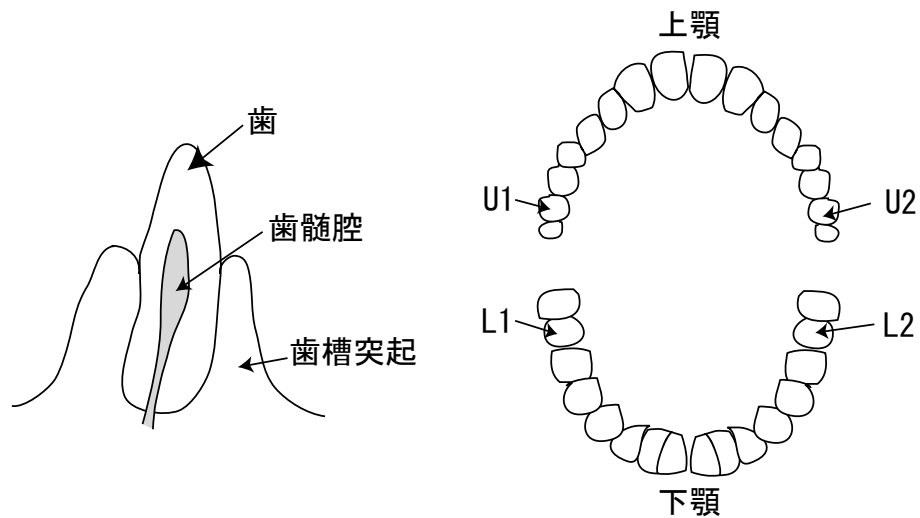


図 2.2: 左：下顎における犬歯とその歯槽突起，および歯髓腔．右：上顎下顎の歯列部における歯列補填のための基準である第二大臼歯．第二大臼歯の歯髓腔を参照点 (U1, U2, L1, L2) とする．

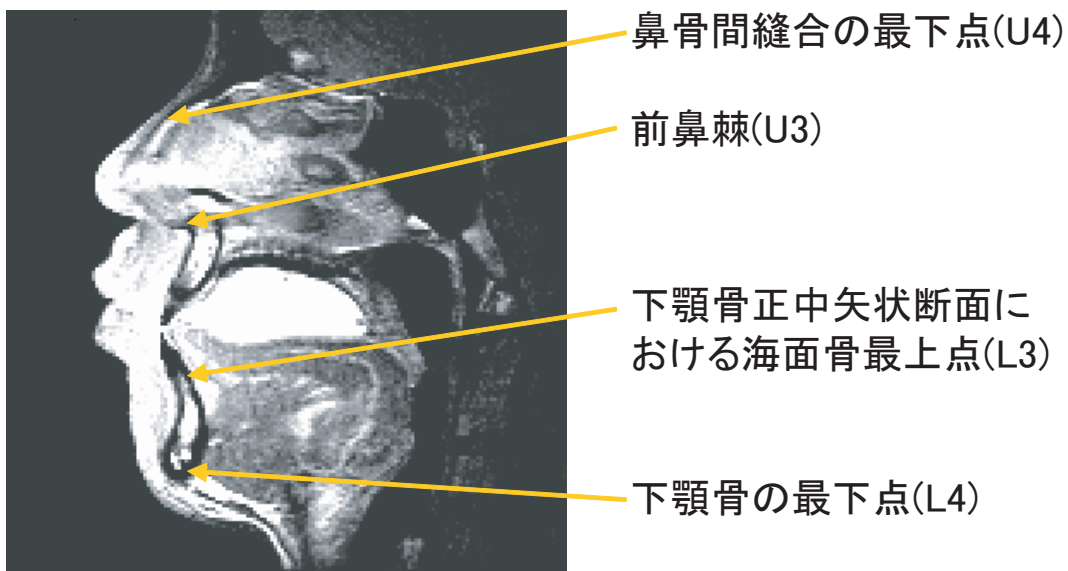


図 2.3: 正中矢状面における歯列補填のための参照点．上顎については前鼻棘 (U3)，鼻骨間縫合の最下点 (U4) を採用し，下顎については下顎骨正中矢状断面における海面骨最上点 (L3)，下顎骨の最下点 (L4) の 4 点を採用する．

歯髄腔 (U1,U2) 前鼻棘 (U3) , 鼻骨間縫合の最下点 (U4) の 4 点を採用し , 下歯列については左右の下顎第二大臼歯の歯髄腔 (L1,L2) , 下顎骨正中矢状断面における海面骨最上点 (L3) , 下顎骨の最下点 (L4) の 4 点を採用した . これらの参照点は骨組織 , もしくは骨組織で囲まれた領域である [43] ので各点と歯列の相対的な位置関係は変化しない . これらの参照点を用いて発話時の MRI 画像に歯列を補填するために歯列のボリュームデータを移動 , 回転により発話時の MRI 画像上に写像するための変換行列を作成し , それに基づいて歯列形状を発話時の MRI 画像に補填する . これら基準点の各座標は MRI 画像より計測を行う . 得られる画像は 3 次元データであるので , 歯列のボリュームデータにおける参照点 L1-L4 の座標を $L1(x_1, y_1, z_1)$, $L2(x_2, y_2, z_2)$, $L3(x_3, y_3, z_3)$, $L4(x_4, y_4, z_4)$ とする . 同様に , 発話時の MRI 画像上の参照点を L1-L4 の座標を $L1'(x'_1, y'_1, z'_1)$, $L2'(x'_2, y'_2, z'_2)$, $L3'(x'_3, y'_3, z'_3)$, $L4'(x'_4, y'_4, z'_4)$ とする . これらの点をもとに , 歯列ボリュームデータを発話時の画像に補填するために歯列ボリュームデータの移動 , 回転を行う . 下顎については L1 を L1' に平行移動し , L1' を中心として直線 $L1'L2'$ に直線 $L1L2$ が重なるように回転させる . さらに平面 $L1'L2'L3'$ と平面 $L1L2L3$ が重なるように直線 $L1L2$ を中心として回転させる . そして , $L1'L2'L3'L4'$ の重心が $L1L2L3L4$ の重心と重なるように移動を行う . 最後に $L1L2L3L4$ の重心を中心として 1 度刻みで回転を与え , 式 (2.1) で示される誤差 E が最小となるように全探索を行う .

$$E = \sum_{n=1}^4 (Ln - Ln')^2 . \quad (2.1)$$

以上の方法で移動 , 回転された歯列のボリュームデータを発話時の画像に補填する .

最後に , 歯列のボリュームデータ抽出と同様の作業により , 声道形状計測を行う .

以上の一連の作業により歯列を含む声道形状の計測が可能となり , 歯列計上を含む詳細な声道形状の計測が可能となる .

2.1.2 歯冠プレートを用いた MRI 撮像

MRI 画像上で空気と異なる輝度となる歯冠プレートを作成し , それを装着した状態の MRI 画像から声道形状を計測する方法が提案されている [45, 46] . この手法は被験者の歯冠プレートをあらかじめ作成し , プレート内部を造影剤で満たし



図 2.4: 歯冠プレート装着時 /i/ 発話時の MRI 画像．丸印内に上顎犬歯の先端が確認できる．

た歯冠プレートを着用しながら MRI 撮像を行うことにより、歯列の輪郭線を MRI 画像上で直接可視化する手法である。これら手法により、歯列と声道内部の空気の領域に分離する事ができ、より精密な声道形状の計測が可能となる。また、MRI による撮像のみですむので、X 線による被曝という問題も回避できる。

本研究では和久本らによって提案された手法 [46] を用いる。これは二重になったプラスチック製の歯冠プレートを作成し、そのプレートの中に造影剤を注入しそれを被験者に装着させながら MRI 撮像を行うという手法である。この手法によって得られる MRI 画像を図 2.4 に示す。このように声道と空気の境界は画像上で目視による確認が可能となる。さらに、後の画像処理のために境界線を手動でトレースしておき、境界をより明瞭にした。この画像から声道形状の抽出には、2.1.1 節と同じ手法を用いる。

以上の方法で得られる画像から歯列形状を含む声道形状の計測を行うことができる。よって歯冠プレートによる手法でも精密な声道形状の計測が可能である。本研究では歯列補填法、歯冠プレートによる手法の両方を用いる。

2.2 被験者

本節では、本研究で対象とする被験者と収集データについてについて解説する。

本研究では 2 名の健常者 (Subject-1, Subject-2) と 2 名の構音障害を有する者 (Subject-P1, Subject-P2) を被験者とする。Subject-1 および Subject-2 は 2 名とも日本語を母国語とする日本人成人男性であり、発話器官における疾患を有していないものである。Subject-P1 および Subject-P2 は同様に 2 名とも日本語を母国語とする日本人成人男性である。ただし、2 名とも口腔疾患を有しており、構音障害による発話音声の歪が存在する者である。Subject-P1 は舌腫瘍の診断のもと、舌垂全摘、右全頸部郭術、左上頸部郭清術、舌顎区域切除、肩甲皮弁による即時再建術を施行された症例である。また、術後の機能障害に対して PAP が適用されている。Subject-P1 の口腔内の様子を図 2.5 に示す。Subject-2 は舌腫瘍と診断されているが、外科的治療はなされていない状態である。そのため、舌のボリュームが健常者と比較して若干大きいという特徴がある。

本研究で対象とする音声である被験音は日本語 5 母音である /a/ , /i/ , /u/ , /e/ ,

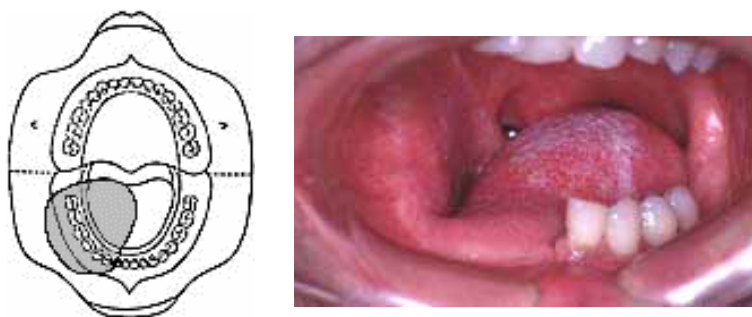


図 2.5: Subject-P1 の口腔内の様子 .



図 2.6: PAP と装着時の様子



図 2.7: 造影剤で内部が満たされた人工補綴物装着時/i/ 発話時の MRI 画像

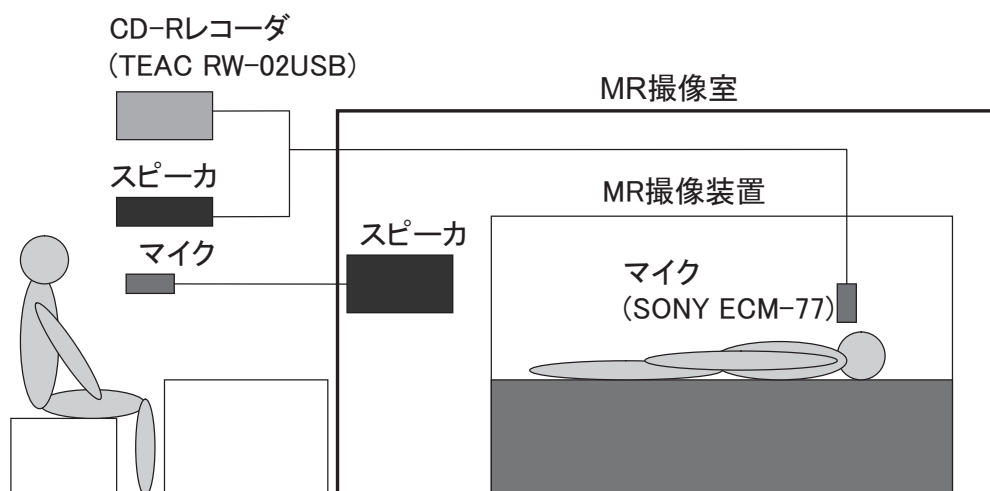


図 2.8: MRI 撮像室の概略図．録音を同時に行える．

/o/とした．

2.3 声道形状モデル

本節では MRI 画像より，前節の MRI 計測法を用いて声道形状モデルの作成を行う．はじめに，各被験者の発話時の MRI 撮像を行う．次に，その撮像結果から声道断面積関数，および 3 次元声道モデルの作成を行う，

Subject-1，Subject-2 の MRI 画像は ATR 脳活動イメージングセンターに設置された Shimadzu - Marconi ECLIPSE 1.5T により撮像された．撮像シーケンスは Fast Spin Echo を用い，矢状方向，スライス厚 2.0 mm，撮像範囲 256 mm × 256 mm，分解能 512 pixel × 512 pixel，51 スライス，TE 11 ms，TR 3,000 ms とした．Subject-1，Subject-2 の MRI 画像には 2.1.1 節の歯列補填法により歯列補填を施した．また，被験者の口元から約 200 mm 離れた位置にマイクロホン (SONY ECM-77) を設置し，MRI 撮像室外の録音装置 (TEAC RW-02USB) で CD-R に音声データの収録を行った．MRI 撮像に要する時間はおよそ 3 分であった．被験者には撮像開始の約 4 秒前から発話を開始させ，さらに撮像終了後もしばらく発話させ，その間に音声の収録を行った．MRI 撮像室の概念図を図 2.8 に示す．

Subject-P1，Subject-P2 の MRI 画像は昭和大学に設置された MAGNETOM

VISION Ver31B (シーメンス社製) により撮像された。撮像シーケンスは Fisp3D を用い、矢状方向、スライス厚 2.5 mm、撮像範囲 250 mm × 250 mm、分解能 256 pixel × 256 pixel、32 スライス、TE 2 ms、TR 5 ms とした。被験者への負担を考慮し、MRI 撮像に要する時間をおよそ 21 秒とした。なお、この画像には歯列補填を施しておらず、2.1.2 節の歯冠プレートによる方法で歯列形状の抽出を行った。また、PAP 適用被験者についてもこの方法を応用して、PAP 形状のプレートを作成し、それを装着して撮像を行った。これにより、歯列、および PAP の形状が MRI 画像から直接輪郭の抽出・計測が可能となる。造影剤によって内部が満たされた人工補綴物装着時の MRI 画像を図 2.7 に示す。Subject-P1、Subject-P2 の音声は撮像と同時に収録が行えなかったため、撮像直後に別室の防音室で録音を行った。発話時の体位の変化に伴い構音は変化する [47] ため、今回はそれを避けるために MRI 撮像時と同じ仰臥位とした。マイクロホンは SONY C-536P を使用し、SONY TCD-D10PRO II により DAT を用いて音声データを収録した。

これらの MRI 撮像結果から、声道形状の計測を行い、声道断面積関数、および 3 次元声道形状モデルを作成する。

2.3.1 声道断面積関数

MRI 撮像法を用いて声道断面積関数を計測する。MRI 画像から声道断面を切り出すために Tiedi らの手法 [48] に一部変更を加えた方法を用いる。この手法は 4 つの参照点をもとに断面を決定する方法である。概念図を図 2.9 に示す。各参照点 R1, R2, R3, R4 は正中矢状断面上より決定する。R1 は上顎歯茎部の切歯による隆起の端点、R2 は硬口蓋の最高点、R4 は披裂隆起と咽頭後壁が接する点であり、そして、R3 は R4 を通る直線と第二頸椎先端から引かれた線が咽頭後壁上で直行するときの点である。まず、R3 と R4 を通る直線と直行する直線により声門部から R3 までの咽頭部の声道断面を切り出す。次に R3 と R4 を通る直線と直交し、R3 を通る直線上の点を中心とし、R2 と R3 を通る円を決定する。この円の中心を r_2 とすると、R3 と r_2 を通る直線を起点とし、その直線を R1 と R2 を通る直線と直交するまで r_{23} を中心として回転させる。この直線により、咽頭部から硬口蓋部にかけての声道断面を切り出す。さらに、その直線を R1 と R2 を通る直

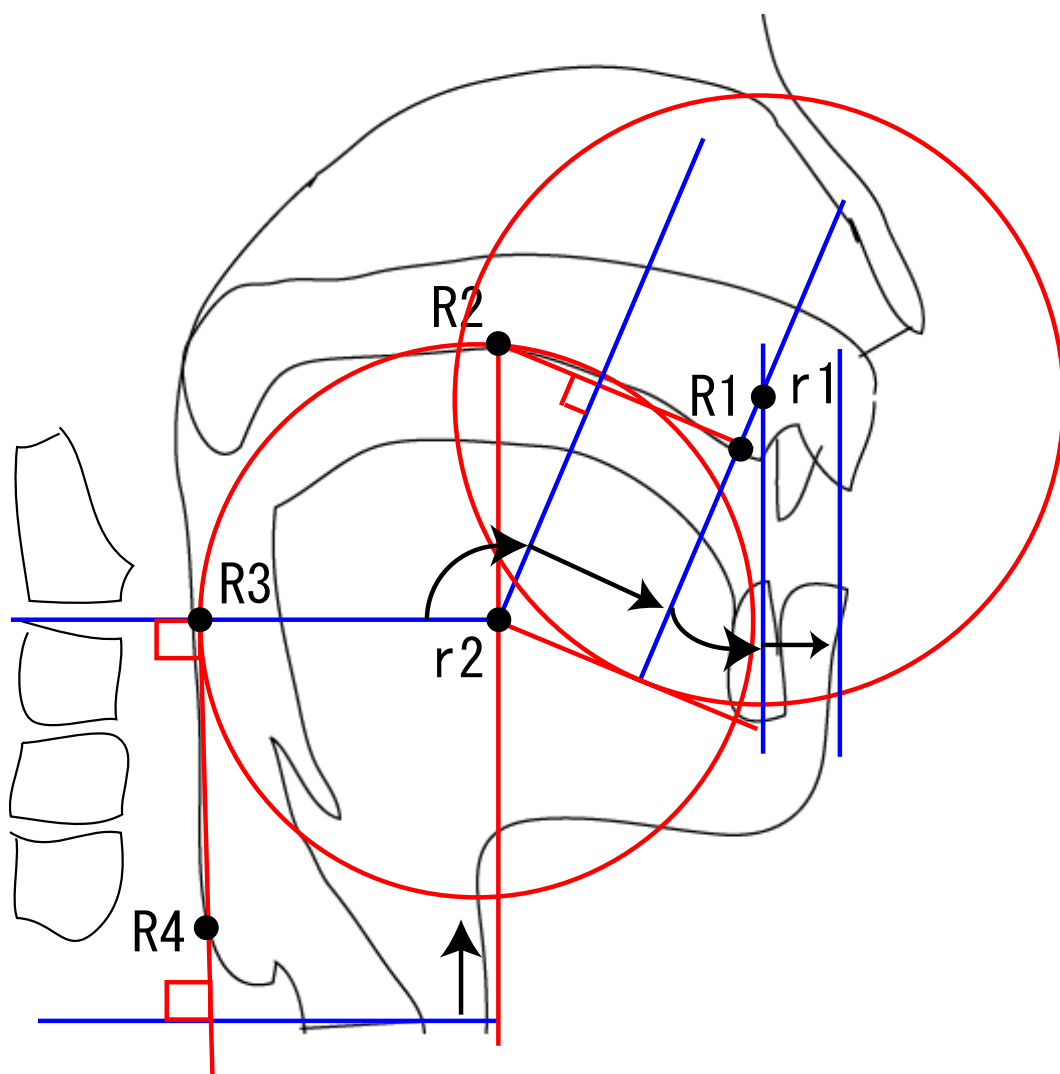


図 2.9: 声道断面の計測のための参照点の位置

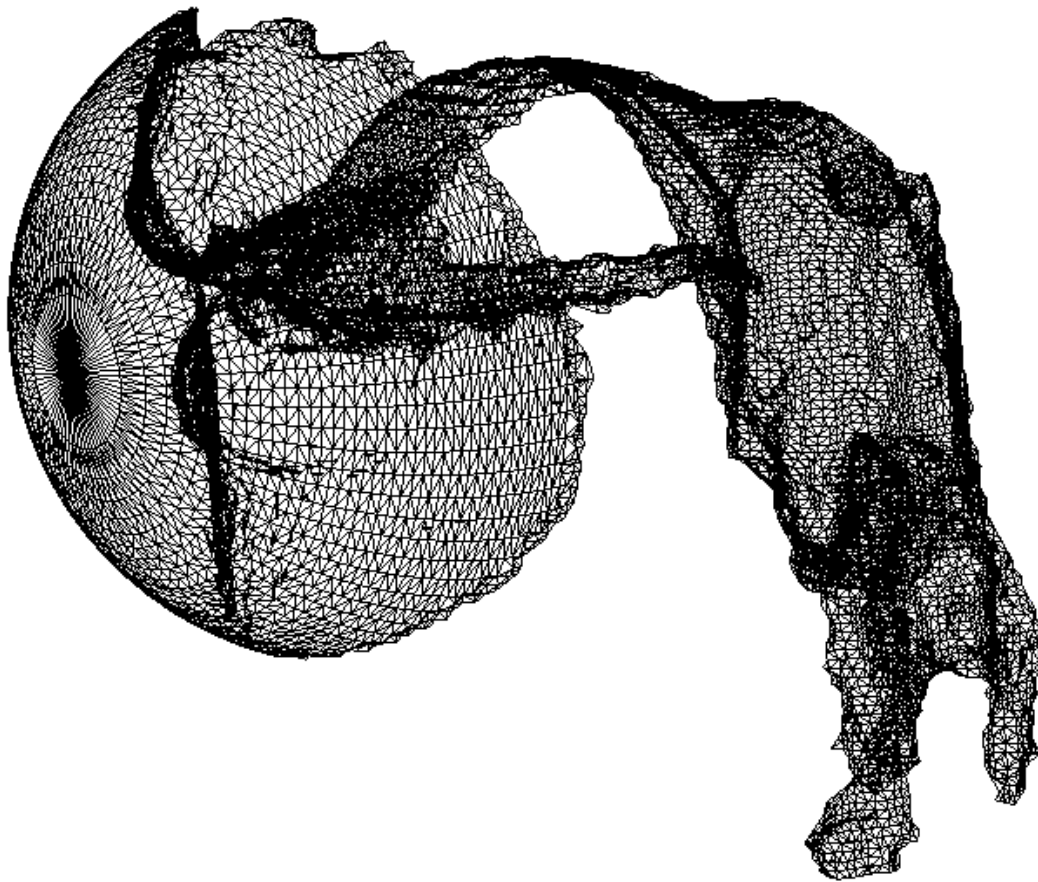


図 2.10: Subject-1 の /i/ 発話時のワイヤーフレームによる 3 次元声道モデル .

線と直交し, r_{23} を通る直線を起点として $R1$ と交わるまでその直線を口唇部方向へ移動させる. それらの直線により硬口蓋部の声道断面を切り出す. そして, 直線 $R1$ と $R2$ に直交し, $R1$ を通る直線上に円の中心 $r1$ を有する円を決定し, $r1$ を中心に回転させた直線により口腔部の声道断面を切り出す. この直線が直線 $R3$ $R4$ と平行になるまで回転させ続け, 最後にその直線を口唇部方向へ移動させることで口唇部の声道断面を切り出す. 以上の方法で声道断面を切り出し, さらに声道断面積を計測する. 声道断面図から声道断面積の領域の抽出は歯列補填法で導入した方法と同じ手順により行った. また, 声道断面の間隔は 5 mm とした.

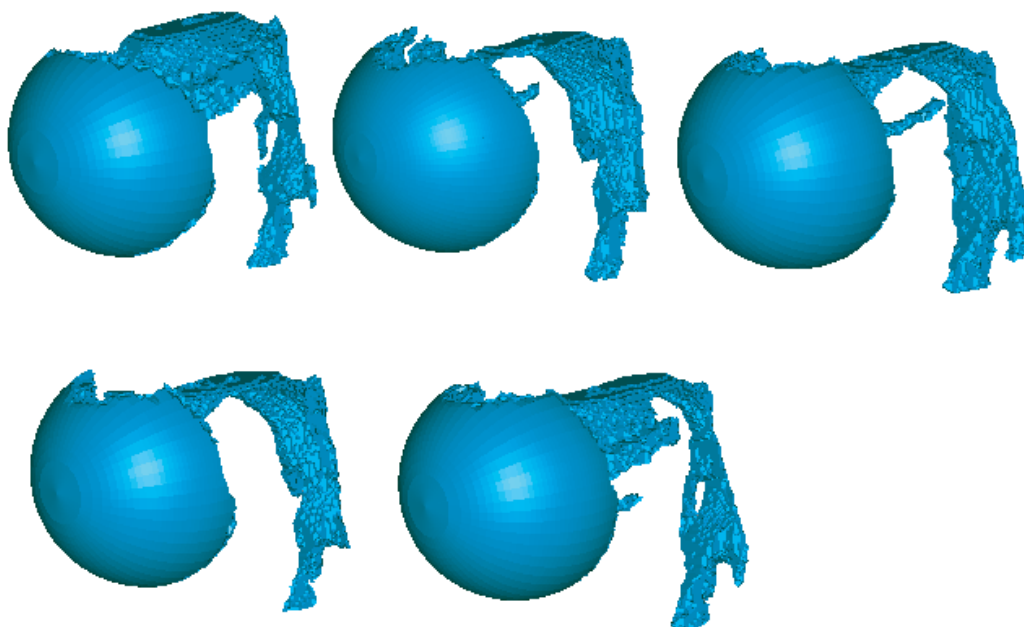


図 2.11: Subject-1 の 3 次元声道モデル．上段左から /a/, /i/, /u/ 発声時のモデル．
下段左から /e/ , /o/ 発話時のモデル．

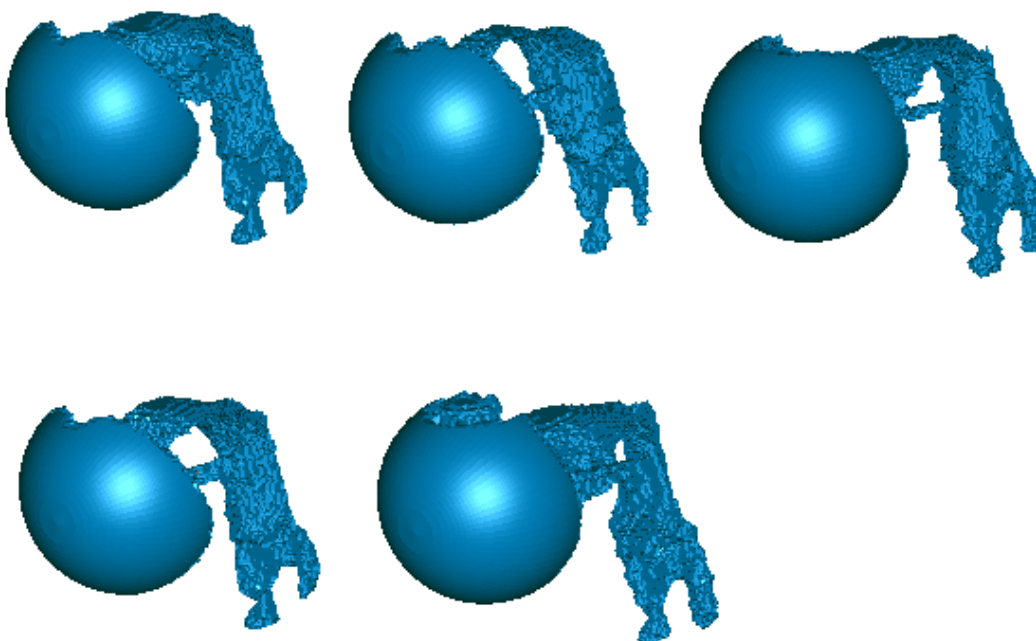


図 2.12: Subject-2 の 3 次元声道モデル．上段左から /a/, /i/, /u/ 発声時のモデル．
下段左から /e/ , /o/ 発話時のモデル．

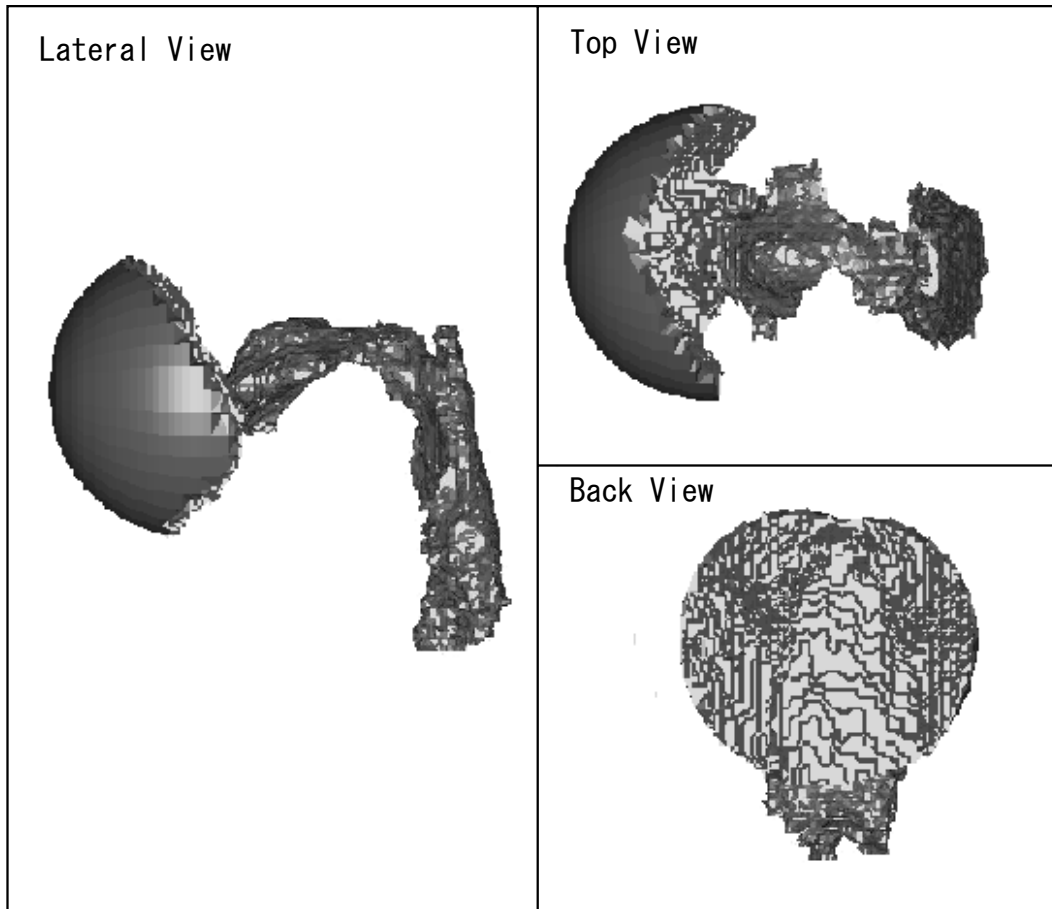


図 2.13: Subject-P1 の PAP 非装着時の /i/ 発話時の 3 次元声道モデル .

表 2.1: Subject-1 , -2 の 3 次元声道モデルの節点数と要素数

Subject-1	節点数	要素数	Subject-2	節点数	要素数
/a/	38253	169242	/a/	75012	229242
/i/	29206	128974	/i/	40182	176567
/u/	35157	155045	/u/	50230	227466
/e/	29895	131574	/e/	39901	175581
/o/	37103	145234	/o/	53079	241524

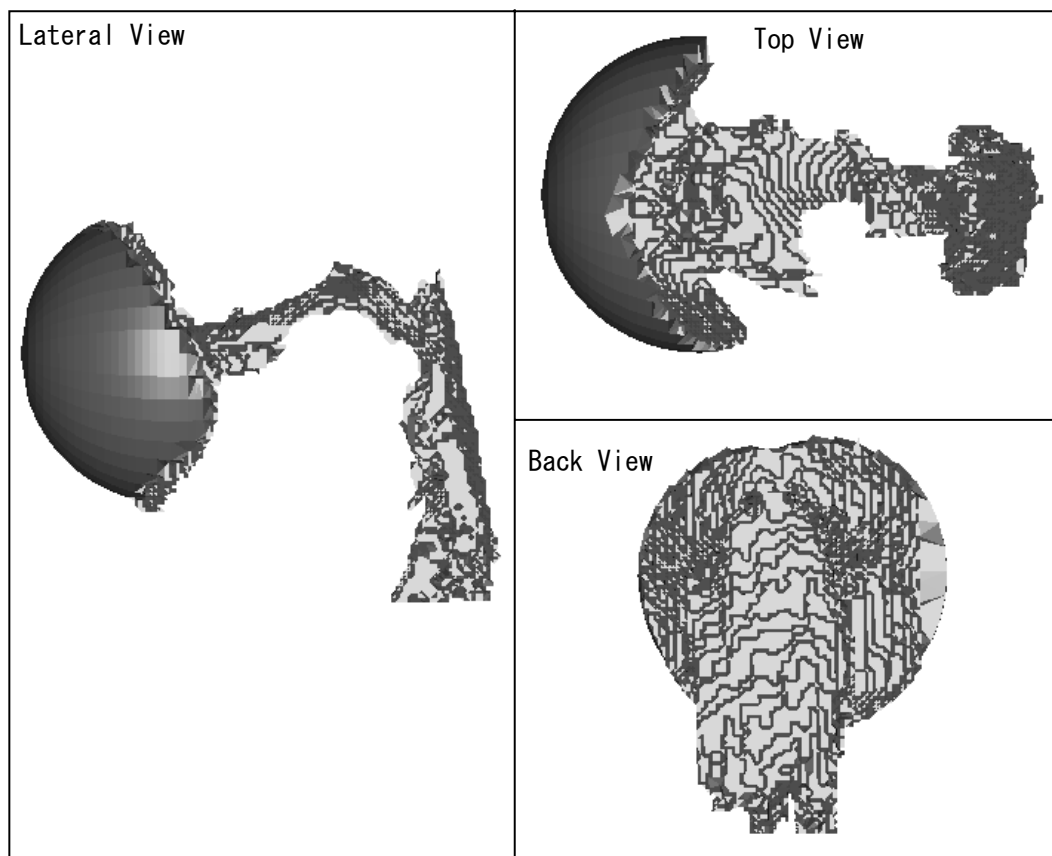


図 2.14: Subject-P1 の PAP 装着時の /i/ 発話時の 3 次元声道モデル .

表 2.2: Subject-P1 の PAP 非装着時と装着時の 3 次元声道モデルの節点数と要素数

PAP 非装着時	節点数	要素数	PAP 装着時	節点数	要素数
/a/	65312	209453	/a/	62654	175355
/i/	38530	166345	/i/	35345	142637
/u/	48625	212536	/u/	45965	188351
/e/	40258	179873	/e/	37945	151246
/o/	51364	194634	/o/	49263	196363

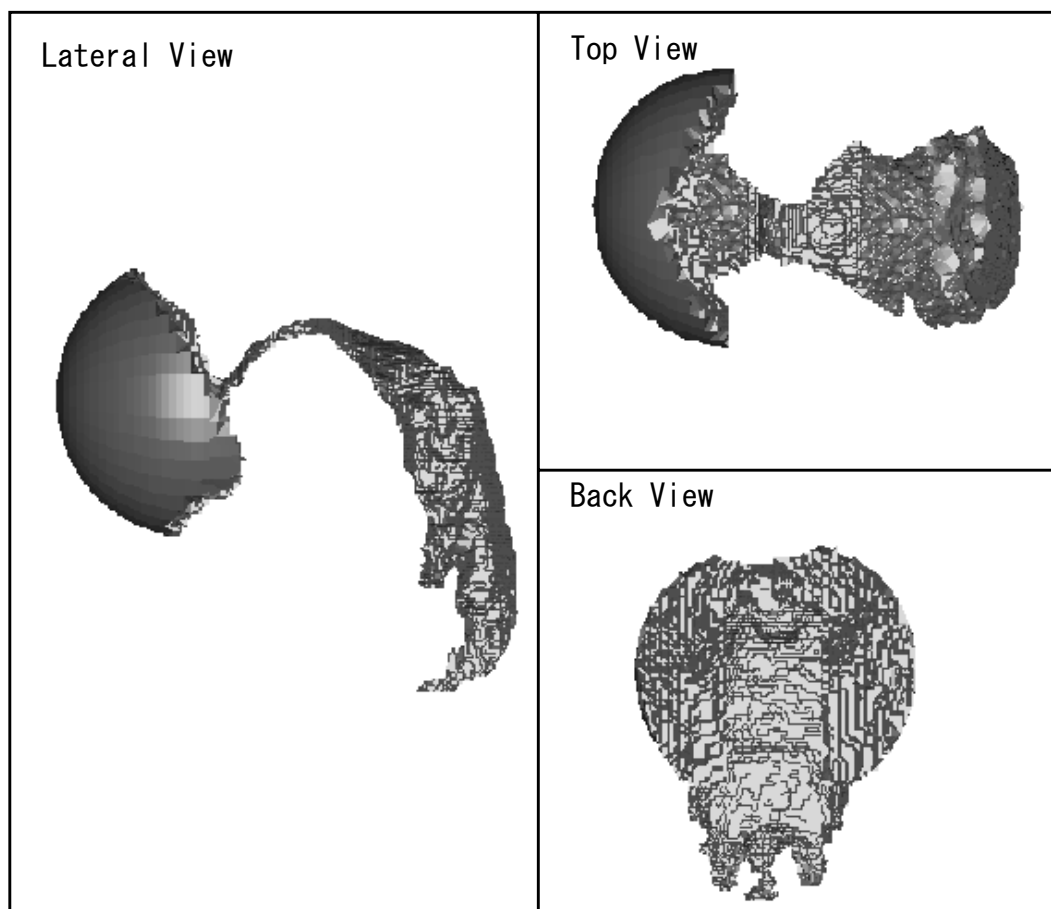


図 2.15: Subject-P2 の /i/ 発話時の 3 次元声道モデル .

表 2.3: Subject-P2 の 3 次元声道モデルの節点数と要素数

Subject-P2	節点数	要素数
/a/	37452	152534
/i/	26823	112465
/u/	33635	136198
/e/	27145	115024
/o/	35346	145625

2.3.2 3次元声道モデル

MRI 計測結果をもとに3次元声道形状モデルの作成を行う。はじめに、ワイヤーフレームによる声道表面のモデルを作成する。それには Geomagic 社のサーフェスモデル作成ソフト Wrap を使用する。また、口唇からの放射を表現するために口唇部に放射球面を取り付ける [49]。その半径は 40 mm とし、中心位置は左右の口角を結ぶ線分の中心とする。このワイヤーフレームモデルの表面は三角形により構成されており、その頂点は MRI 画像の声道境界の座標点である。よって、モデルの表面の節点間隔は 1.0 mm となる。作成例として図 2.10 に Subject-1 の /i/ 発話時のワイヤーフレームモデルを示す。さらに、このワイヤーフレームモデルから Altair 社の汎用プリポストシステム HyperMesh により、ソリッドモデルである 3 次元声道モデルを作成する。この 3 次元声道モデルを構成する要素は 4 面体とした。

以上の手法により作成された Subject-1 の 3 次元声道モデルを図 2.11 に、以上の手法により作成された Subject-2 の 3 次元声道モデルを図 2.12 に、示す。また、Subject-P1 の PAP 非装着時の 3 次元声道モデルを図 2.13 に、Subject-P1 の PAP 装着時の 3 次元声道モデルを図 2.14 に、Subject-P2 の PAP 非装着時の 3 次元声道モデルを図 2.15 に示す。これらの 3 次元声道モデルの要素数、および節点数を表 2.1- 2.3 に示す。

図 2.13 にみられるように Subject-P1 の PAP 非装着時の /i/ 発話時の声道モデルは口腔疾患の影響により口腔部は左右に広がりを持っており、/i/ 発話に必要な舌の持ち上げが見られず、複雑で左右非対称な形状となっている。また、咽頭部も舌切除の影響により非対称な断面形状となっている。

第 3 章

音響分析

本研究では、声道伝達特性の推定法の推定精度の検討が目的のひとつとなっている。推定精度の検討には、発話された音声の音響分析結果を用いる。これと声道伝達特性の推定結果と比較する事で推定精度の検討を行う。そこで、本節では声道伝達特性の推定精度の検討のために、各被験者の音響分析を行う。

音響分析には対数スペクトルの不偏推定法 [50] を用いた。これは、音声波形のスペクトル包絡を N 個の波形標本値 $x = (x_1, x_2, \dots, x_n)$ の対数尤度 $L(x|\omega)$ を最大にするようなパラメータ $\omega(\sigma, a_1, a_2, \dots, a_p)$ を求めることによってスペクトル包絡を推定する方法である。不偏推定法では対数スペクトルの推定値にバイアスが生じないように非線形平滑化を行うことにより、微細構造を表現するスペクトル包絡を得ることができる。

以上の手法で各被験者の音声スペクトルが得られる。推定された声道伝達特性のピーク周波数は、音声スペクトル上のピーク周波数と対応する。音声スペクトルの山の中央値、あるいは振幅最大の周波数はホルマント周波数と呼ばれ、その帯域幅はホルマント帯域幅と呼ばれる。ホルマントは音声中に多数存在し、低い方から順に第一ホルマント (F1)、第二ホルマント (F2)、第三ホルマント (F3) のように呼ばれる。ホルマント周波数は音韻の音響的キューとして非常に重要であり、特に母音の音韻性は第一、第二、第三ホルマント周波数により決定される。そのため本研究では、音声スペクトルのホルマントを推定精度の検討に用いる。

一方、声道内壁を剛壁として仮定すると、推定された声道伝達特性はピークが非常に鋭くなる。ところが、実際の声道壁は剛壁ではなく、柔らかさがあるため

表 3.1: 音響分析条件

Sampling frequency	20 kHz
FFT size	512 point
Frame length	25.6 ms
Frame period	2 ms
Cepstrum order	40
Window type	Hanning

に，音声スペクトルはなだらかになる．そのため，音声スペクトルと声道伝達特性のそれぞれの形状は異なり，スペクトル距離などによる形状の比較による推定精度の検討は適さない．本研究では，ホルマント周波数を比較対象とすることで，音声の情報として重要な音韻情報に注目した声道伝達特性の推定法の精度の検討を行う．

3.1 MRI 撮像時に発声された音声の分析

MRI 撮像と同時に収録された Subject-1，Subject-2 の音声の分析を行う．被験者には MRI 撮像の 5 秒前から発話を開始させ，撮像終了の 5 秒後まで発話を持続させ，発話開始前から発話終了後までの音声の録音を行った．この方法により収録された音声は MRI 計測により得られる声道形状により生成された音声そのものであるので，MRI 撮像中の音声の音響分析が可能であるならば，それを声道伝達特性の推定結果の比較に用いる事で，推定精度の検討ができる．MRI 撮像直前の発話開始前から MRI 撮像中までの収録音声波形を図 3.1 に示す．この図より，MRI 撮像中は撮像装置の騒音が非常に大きいため撮像中の音声の録音は困難であることがわかる．一方，非撮像時に発話された音声は MRI 撮像装置等から発せられる雑音が存在するものの，その雑音の振幅と比較して音声の振幅が大きく，聴感上も発話音声をはっきりと聞き取ることができる．そこで，MRI 撮像開始直前，および MRI 撮像終了直後の各発話区間の中心部から前後 0.5 s の音声を切り出し，これらの音声データの音響分析を行う，

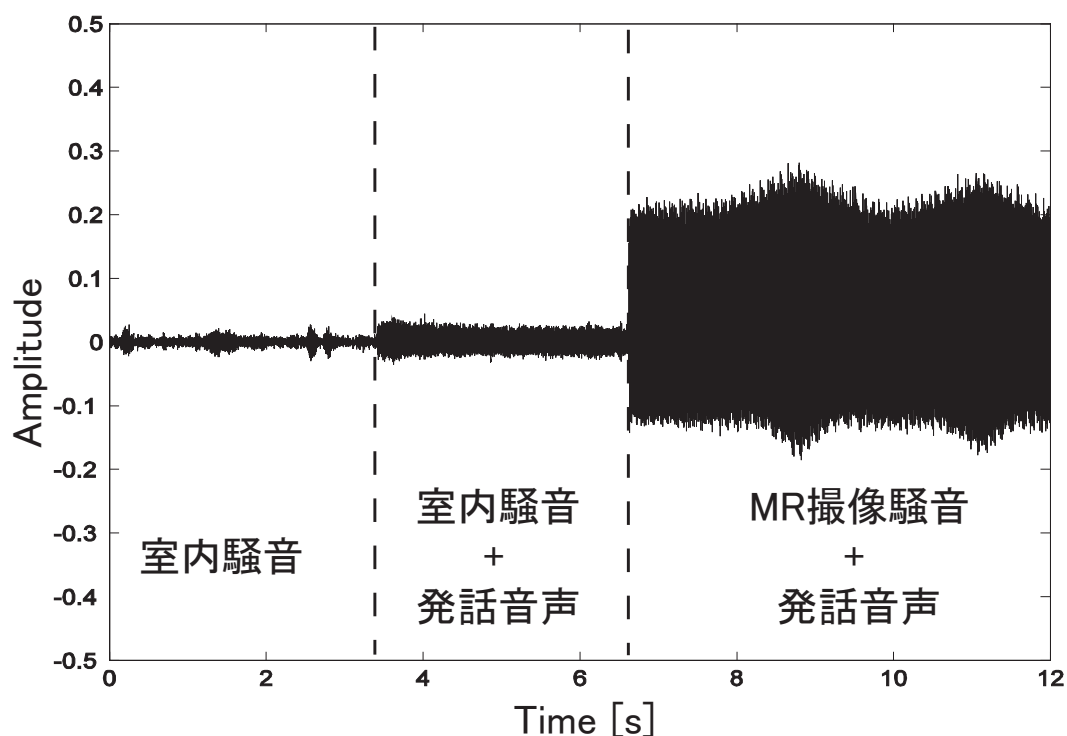


図 3.1: MRI 撮像室内で録音された音声

CD-R に録音された音声（サンプリング周波数 44.1 kHz）を 11.025 kHz にダウンサンプリングし，発話区間を先の方法によりそれぞれ切り出した．これらの各音声データについてフレーム長 60 ms，フレームシフト 2 ms で分析を行った．以上の方法により得られた MRI 非撮像時の MRI 撮像室内の騒音と MRI 撮像直後の /i/ 発声時の音声のスペクトル包絡を図 3.2 に示す．MRI 撮像室内は冷却装置や空調などが常に作動しているために雑音が常に存在しているが，音声よりも雑音の振幅が小さい区間ではホルマント周波数の推定は可能である．分析の結果，第 1 ホルマントから順に F1，F2 と表すと，Subject-2 の /a/，/u/ および /e/ の F4 の推定ができなかったが，その他の音声では F1 から F4 までの推定が可能であった．

MRI 撮像室内で録音された撮像直前と直後の音声のスペクトログラムおよび，MRI 撮像後に防音室内で収録された音声のスペクトログラムを図 3.3 に示す．防音室内での音声収録は MRI 撮像時と同じく発話者は仰臥位である．図 3.3 より，撮像直前と直後の間にホルマント周波数が変化していることがわかる．他の音声についても変化をしており，それには一定の傾向や再現性が見られない．このよう

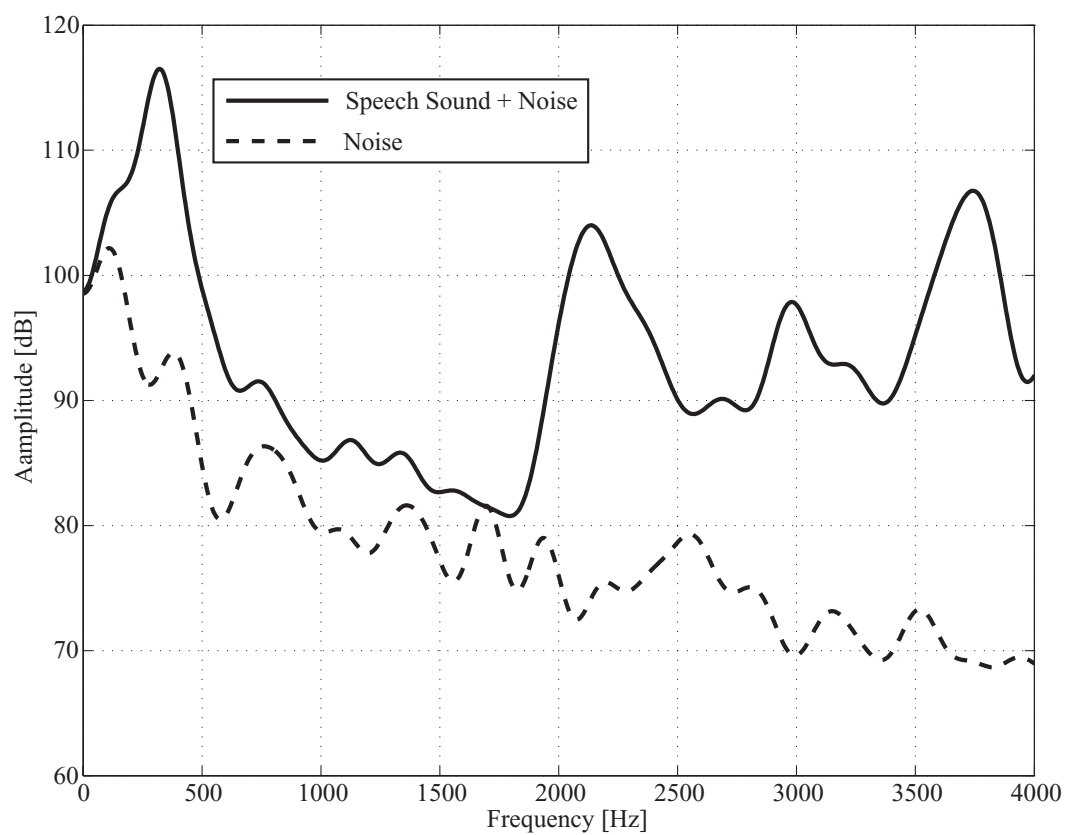


図 3.2: MRI 撮像室内で録音された Subject-1 の/i/発話時のスペクトル包絡（実線：音声，破線：非発話時の騒音）

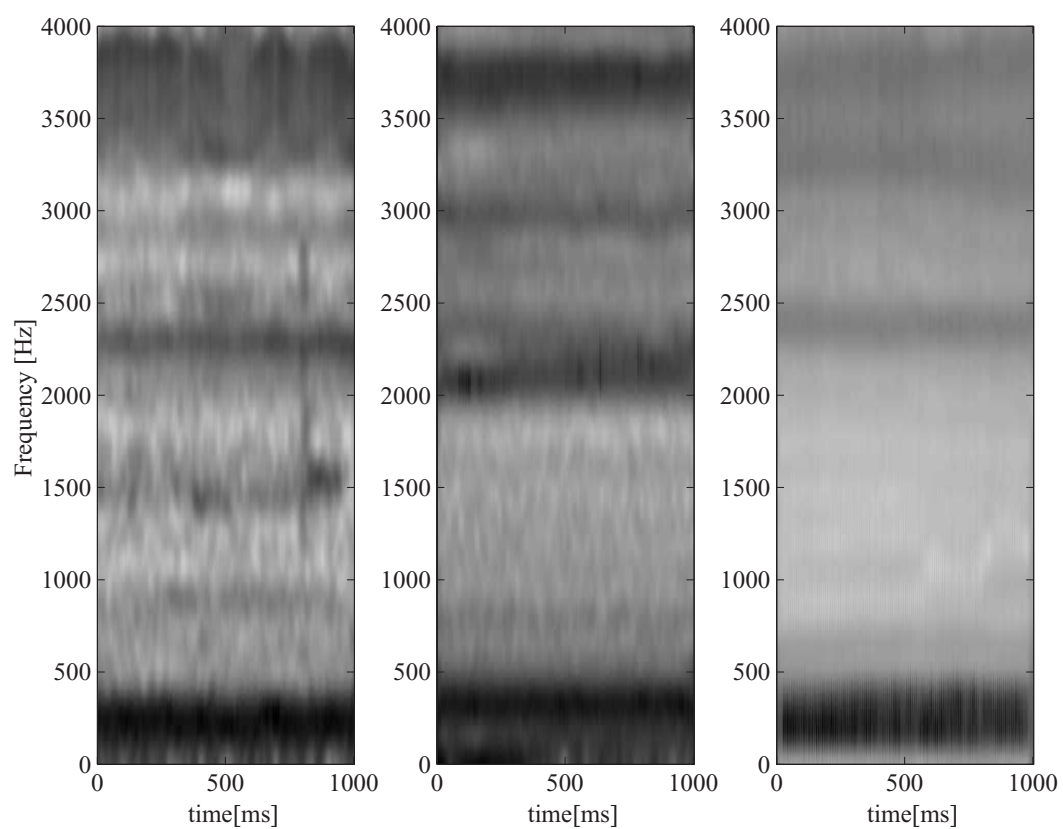


図 3.3: MR 撮像直前 (左), 直後 (中) 及び防音室内 (右) で録音された音声スペクトル (Subject-1 による /i/ 発声時のもの)

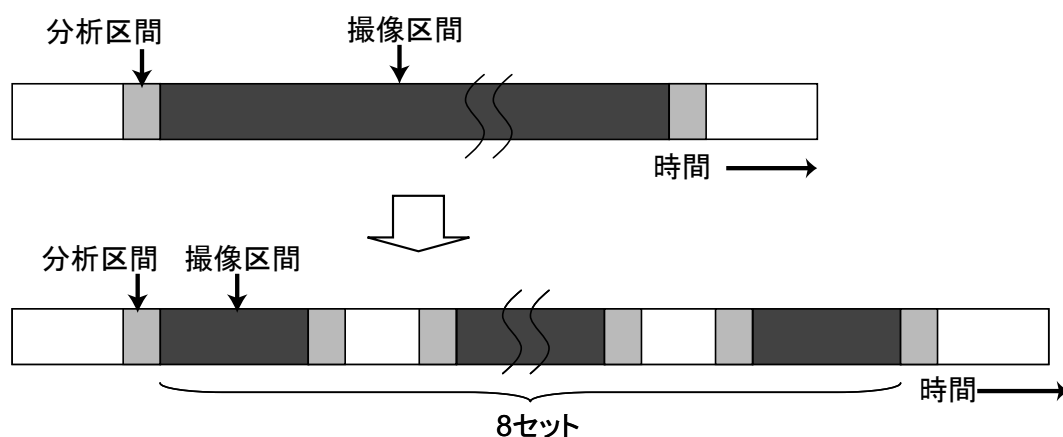


図 3.4: MRI 撮像シーケンスのイメージ図．時間経過とともに各ブロックの左から右へと移行する．灰色部が音声分析区間であり，黒色部が MRI 撮像区間である．上段は一度に撮像を終わらせる方法であり，下段は MRI 撮像中のホルマントの変化を調査するために上段の MRI 撮像区間を 8 セットに分割した方法である．

にホルマント周波数が大きく変動する場合では，撮像中に構音を一定に保つことができず，調音器官が動いていることが考えられるので，音声のホルマント周波数と，声道伝達特性のピーク周波数の比較には，このことを考慮する必要があると考えられる．

そこで，MRI 撮像直前と直後の音声の音響分析より音声の各フレームで求めたホルマント周波数の平均値の比較を行う．撮像直前と直後ではホルマント周波数の平均値が変化する場合があり，最大の差は Subject-2 の /u/ の F2 で 300 Hz である．このように，撮像直前と撮像直後の音声ホルマントは異なる場合が見られるため，声道伝達特性の推定精度の議論にこの音響分析結果を比較対象として使用可能かどうかの検討が必要となる．

本研究では，声道モデルの伝達特性との比較には，撮像直前と直後のホルマント周波数に対して F-検定による分析を行い，危険率が 5 % 以下のものだけを採用する．その結果，棄却されるのは Subject-1 では /a/ の F4，/i/ の F2，そして /u/，/e/，/o/ の F3 となり，Subject-2 では /a/ の F3，/u/ の F1 および F3 となった．さらに，MRI 撮像区間を図 3.4 のように 8 つの区間に分割することにより，撮像中のホルマントの変化の調査を行った．発話者は Subject-1 とし，発話音声は /i/ とした．この

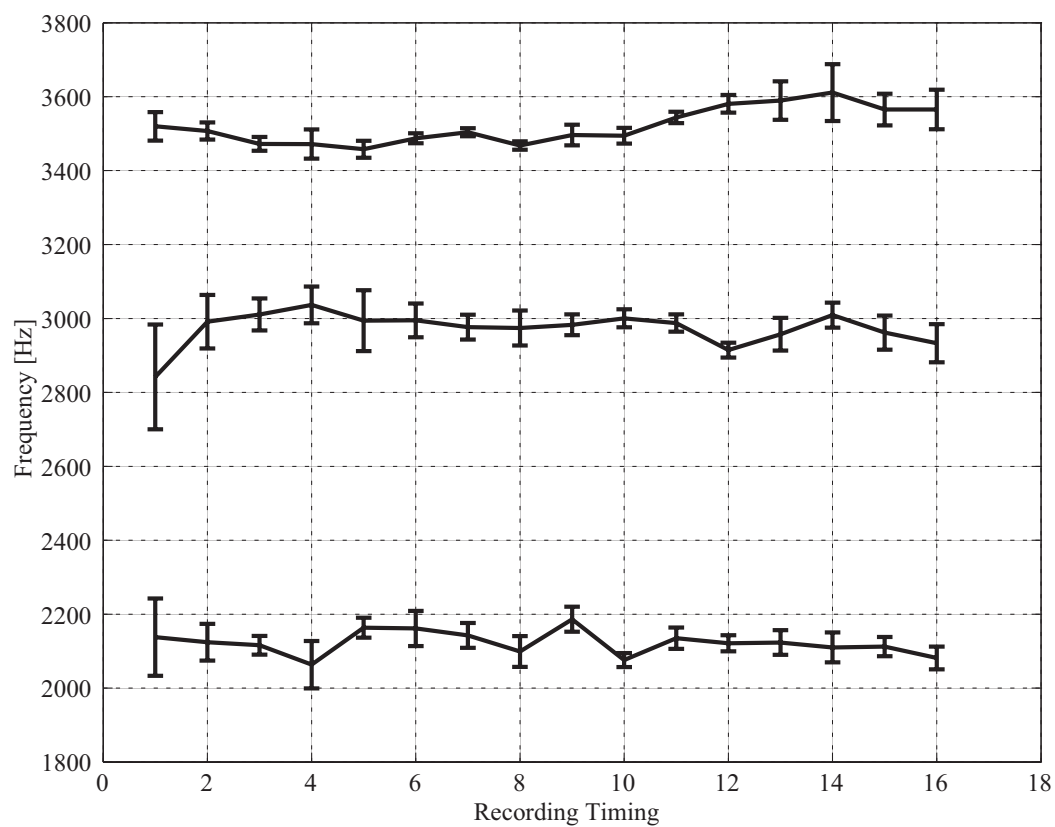


図 3.5: MRI 撮像室内で録音された Subject-1 による /i/ 発話時のホルマント周波数の平均と分散 .

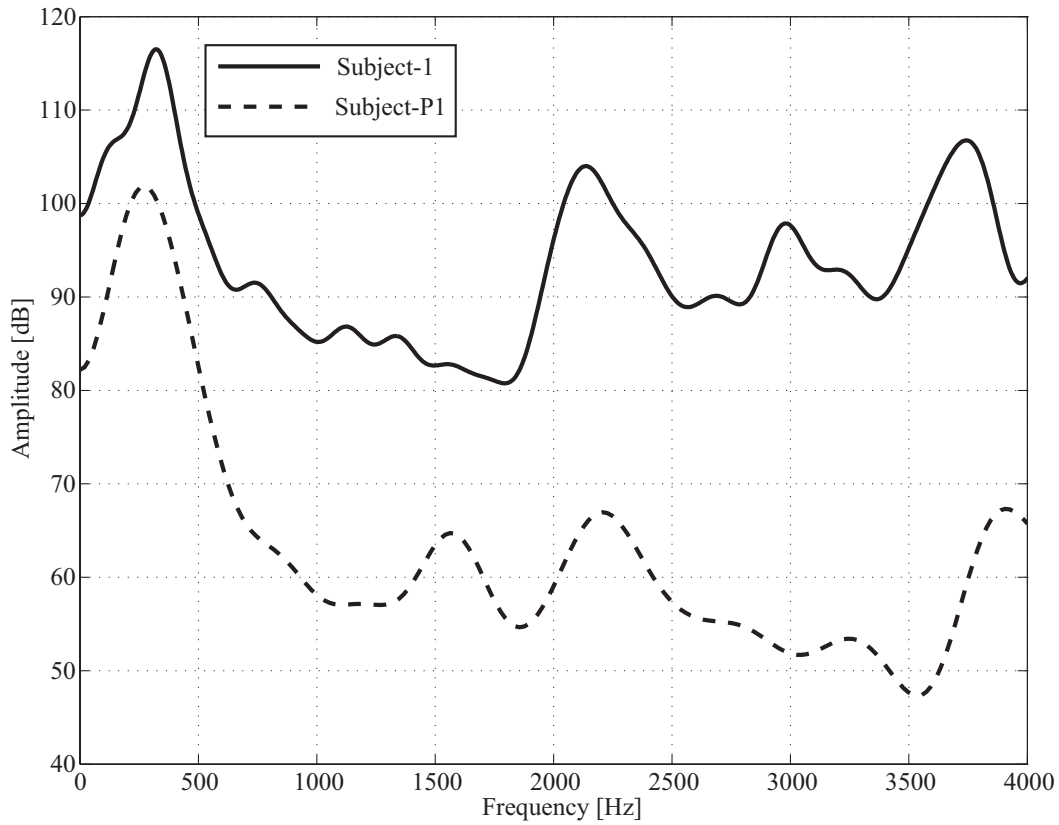


図 3.6: MRI 撮像室内で録音された Subject-1 の/i/発話時のスペクトル包絡と，防音室内で録音された Subject-P1 の/i/発話時のスペクトル包絡．

各音声区間のホルマント周波数の平均値と分散を図 3.5 に示す．

MRI 撮像室内の収録音声と防音室内での収録音声との比較を行う．図 3.3 から，ホルマントの数は一致していることが分かる．しかし，それぞれのホルマント周波数には違いが見られ，特に F3 以上では差が顕著になっている．これは，MRI 撮像室内と防音室内の雑音等の環境の違いによる影響 [51] や，閉塞感や圧迫感等が原因となり構音が変わるためと考えられる．

3.2 構音障害患者の音声の分析

Subject-P1，Subject-P2 の音声に対して同様に音響分析を行った．Subject-1，Subject-P1 の/i/発話時の音声スペクトル包絡を図 3.6 に示す．Subject-P1 の F2

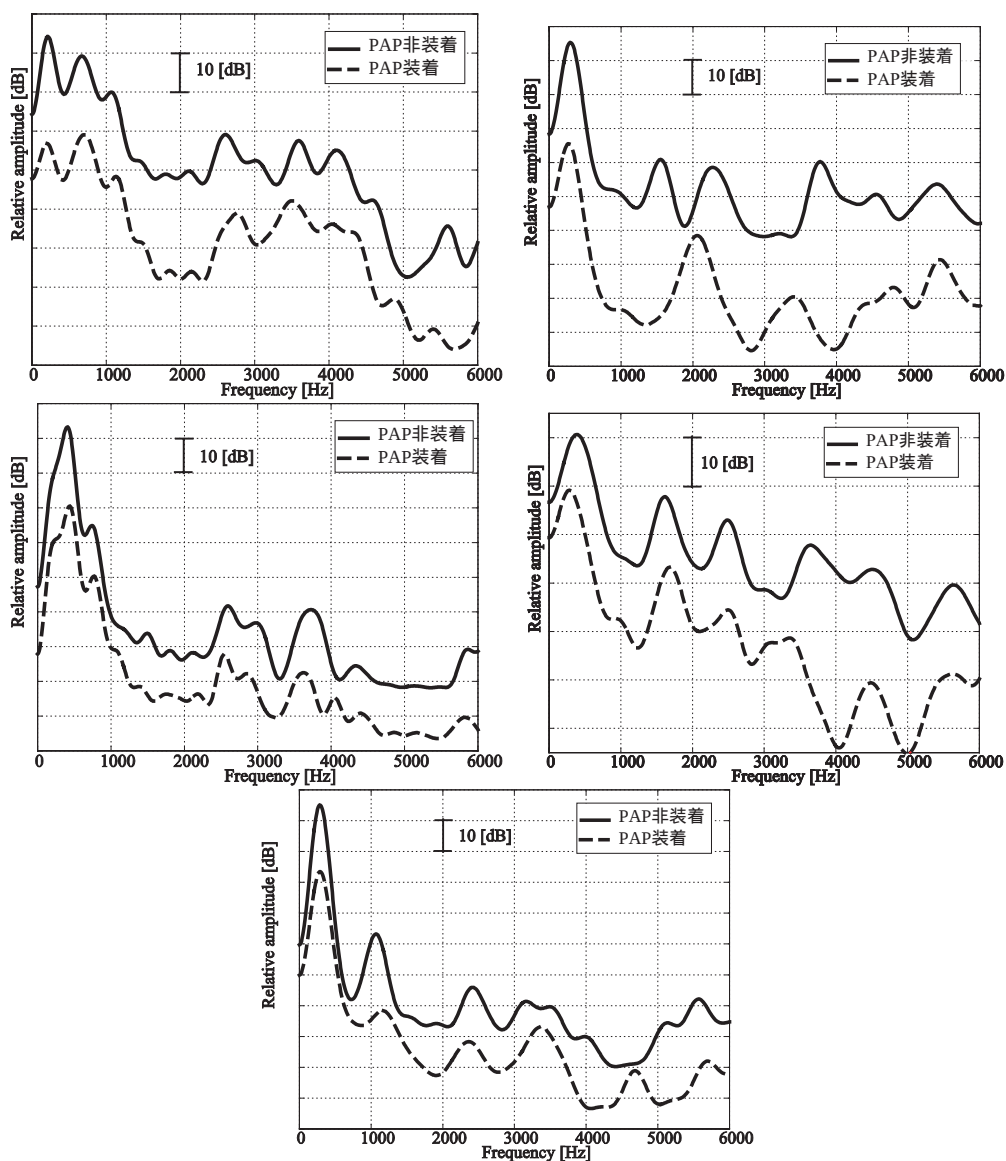


図 3.7: Subject-P1 の音声スペクトル包絡．左上/a/，右上/i/，左中/u/，右中/e/，
下/o/の各被験音である．実線が PAP 非装着時，破線が PAP 装着時の音声．

は 1550 Hz 付近に存在しているが，これは健常者には見られないホルマントである．これが Subject-P1 の音声の歪の原因であると考えられる．

また，Subject-P1 の PAP 装着時および非装着時の 5 母音発話時のスペクトル包絡を図 3.7 に示す．/a/，/u/，/o/ 発話時のスペクトルは音声に歪がもともとみられない被験音であり，PAP による音声スペクトルの変化も無い音声であることが分かる．一方，/i/，/e/ 音は健常者のスペクトルとは異なっている．/i/ 音の場合，健常者の音声では F2 は 2200Hz 前後に存在するが，Subject-P1 の PAP 非装着時の音声では 1500Hz 付近に存在する．これが音声の歪の原因となっていると考えられる．

3.3 考察

3.1 節の結果から，MRI 撮像室内で収録された音声の音響分析が可能であることが示された．MRI 撮像と同時に録音された音声が入手できれば，その音声ホルマント周波数と声道伝達特性のピーク周波数の比較により，推定精度の検証を行うことができると言える．また，MRI 撮像前後での音声のホルマント周波数には大きな違いがみられる場合があることが示された．そのため，ホルマント周波数と伝達特性のピーク周波数を比較する際には，F-検定により精度の検討に使用できるかどうかの検討が必要になる．一方，撮像前後での 0-4000 Hz における音声のホルマントの数は変わらないので，伝達特性のピークの数とホルマントの数の比較を声道伝達特性のピーク周波数の推定精度の検討に用いることができるといえる．

MRI 撮像前後の音声と防音室内で録音された音声の音響分析結果を比較すると，ホルマント周波数に違いがみられたが，音声のホルマントの数はどの録音環境でも変わらなかった．よって，防音室内で録音された音声の 0-4000 Hz におけるホルマントの数を声道伝達特性の推定精度の検討に用いることができるといえる．

以上の結果から，Subject-1，Subject-2 の声道伝達特性の推定精度の検討は，ホルマントの数とその周波数の比較によって行い，Subject-P の音声は MRI 撮像と同時に行われたものではないため，ホルマントの数と伝達特性のピークの数の比較により推定精度の検討を行う．

3.2 節では構音障害患者の音声の音響分析を行った．構音障害による音声の歪の特徴が示され，舌・口底切除患者の場合は，特に舌の持ち上げが必要となる音声である /i/, /e/ 音の音声ホルマントが，健常者の音声ホルマントと異なることが示された．

第 4 章

声道伝達特性の推定精度

声道形状から音声スペクトルと密接な関係がある声道伝達特性を推定する手法を用いることで、健常者、ならびに構音障害を有する患者の声道の構造的特徴が音声スペクトルに与える影響を明らかにすることができると考えられる。

声道形状から声道伝達特性を推定する手法として、等価回路モデル、および FEM が有効な分析法として、これまでにしばしば用いられてきた。これらの手法は声道伝達特性を推定できるだけでなく、声道内部の音響的特徴について分析することができ、声道の構造的特徴との関係についての議論に有効な手法である。しかしながら、これらの手法は以下に挙げる特徴と問題が存在する。

等価回路モデルによる分析法は音声分析、合成に広く用いられており、非常に強力な音声の分析合成手法として知られている。この手法では、等価回路モデルでは声道内を伝搬する音波は平面波と仮定され、声道を声道断面積関数による電気回路に置き換えることで伝達特性の推定を行っている。そのため、平面波による声道内の音波の伝播という近似が本研究で対象としている構音障害患者のような複雑で左右非対称という構造的特徴を有する声道に対しても適用できるのか調査する必要がある。

これに対して、3 次元モデルを用いた FEM による分析方法が存在する。この方法は声道の 3 次元構造をそのままモデル化しており、音波の伝播は平面波であるという仮定は存在していない。しかしながら、この種法による分析結果が発話音声との対応が取れているかどうかという点については音響管模型の音響分析結果との比較 [32, 33] や、音声スペクトルの比較 [30] により検討されているが、本研究

で用いるような精密な声道形状，とくに構音障害により，非常に特徴的な声道形状である場合についての検討としては不十分であると考えられる．

本章では，はじめに等価回路モデルと FEM による声道伝達特性の推定法について解説する．次に，2 名の健常者の被験者 Subject-1，Subject-2 の音響分析の結果得られた音声ホルマントの周波数と MRI 画像から計測された声道形状データより得られた 3 次元声道形状モデルの FEM 及び声道の等価回路モデルによる伝達特性のピーク周波数の比較を行い，両手法の推定精度の検討を行う．さらに，2 名の口腔疾患を有する被験者 Subject-P1，Subject-P2 に対しても同様に音声のホルマントと MRI 計測により得られる 3 次元声道形状モデルの FEM 及び声道の等価回路モデルによる伝達特性のピーク周波数の比較を行う．ただし，2.2 章で議論されたように，音声は MRI 撮像と同時に収録されたものではないため，分析範囲内のホルマントの数の比較を行うことで，推定精度の検討を行う．

4.1 声道伝達特性の推定法

4.1.1 等価回路モデルによる声道伝達特性の推定法

本節では等価回路モデルを用いた声道伝達特性を推定する方法について述べる．本手法は声道形状を一様断面の音響管の縦続接続モデルとみなし，これを電気回路モデルと置き換えることにより各音響管の接続部における音圧，体積速度を計算し，音響管全体の伝達特性を得るという推定法である．そのため，声道モデル内の音波の伝播は平面波による伝播であるという仮定が存在する，本研究では等価回路モデルとして Sondhi and Schroeter の手法 [24] を用いる．この手法を用いると，等価回路モデル全体での入出力部の音圧と体積速度の関係は次式で表現することができる．

$$\begin{pmatrix} P_{out} \\ U_{out} \end{pmatrix} = \prod_i \begin{pmatrix} A_i & B_i \\ C_i & D_i \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} P_{in} \\ U_{in} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A & B \\ C & D \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} P_{in} \\ U_{in} \end{pmatrix} \quad (4.1)$$

ただし，式 (4.1) で，入力を声門での音圧 P_{in} ，体積速度 U_{in} とし，出力を口唇での音圧 P_{out} ，体積速度 U_{out} とする．

マトリックスの各構成要素 A, B, C, D は次のように表すことができる．

$$\begin{aligned} A_i &= \cosh(\sigma \Delta l / c) \\ B_i &= -\frac{\rho c}{\text{area}(i)} \gamma \sinh(\sigma \Delta l / c) \\ C_i &= -\frac{\text{area}(i) \sinh(\sigma \Delta l / c)}{\rho c} \gamma \\ D_i &= \cosh(\sigma \Delta l / c) \end{aligned} \quad (4.2)$$

なお，第 i セクションの断面積 $\text{area}(i)[\text{cm}^2]$ ，セクション長 $\Delta l[\text{cm}]$ とする． γ と σ は次の式で定義される．

$$\gamma = \sqrt{\frac{\alpha + j\omega}{\beta + j\omega}} \quad (4.3)$$

$$\sigma = \gamma(\beta + j\omega) \quad (4.4)$$

ただし，

$$\alpha = \sqrt{j\omega c_1} \quad (4.5)$$

$$\beta = \frac{j\omega\omega_0^2}{(j\omega + a)j\omega + b} + \alpha \quad (4.6)$$

である．シミュレーションに用いる各パラメータの意味とその値を表 4.1 に示す．各パラメータについては，声道内の空気の温度を 36°C とし，それに基づいて決定した．

声道伝達関数 $H(\omega)$ は

$$H(\omega) = \frac{1}{A - CZ_L} \quad (4.7)$$

で得られる．ただし， Z_L は口唇での放射インピーダンスであり，口唇部の半径を $r[\text{cm}]$ とすると次の式で表現できる．

$$Z_L = \frac{(\omega R)^2}{2c^2} + \frac{j\omega(8R)}{3\pi c} \quad (4.8)$$

分析範囲は 20–4000 Hz であり，各被験者の R の最大値は 17 mm であることから，本手法の適用は可能であるといえる．以上の等価回路モデルにより，声道断面積関数から声道伝達特性の推定を行うことができる．

表 4.1: Variables used in 1-D model

Variable	Meaning	Value	Unit
c	wave velocity	353.46	m/s
ρ	density of air	1.1421	kg/m^3
Δl	length of elementary section	5	mm
a	ratio of wall resistance to mass	130π	rad/s
b	squared angular frequency of mechanical resonance	$(30\pi)^2$	$(rad/s)^2$
c_l	correction for thermal conductivity and viscosity	4	rad/s
ω_0^2	lowest squ. ang freq. of acoustic resonance	$(406\pi)^2$	$(rad/s)^2$

4.1.2 FEM による声道伝達特性の推定法

FEM は工学的近似解法であり，近似のバランスも良く，実際的问题を捉えることができる理論と実際の中間的存在である．計算機と密接した数値計算法であり，近年の計算機の進歩に伴い広い応用範囲で用いられている手法である．これを声道伝達特性の推定に応用する．

音響問題の速度ポテンシャル ϕ の定常状態における波動方程式は以下に示される．

$$\nabla^2 \phi = -k^2 \phi \quad (4.9)$$

ここで， k ($= \omega/c$ ， ω ：角周波数 c ：音速) は波数である．速度ポテンシャル ϕ から計算される音圧 p および粒子速度 u は，それぞれ

$$p = j\omega\rho\phi \quad (4.10)$$

$$u = -\nabla\phi \quad (4.11)$$

となる．ここで ρ は大気密度である．以上の式を FEM シミュレーションに適用する．

声道内の音圧分布を求めるためには，この方程式と境界条件からガラーキン法を用いて，この境界値問題を解く．

$$\int_{V \text{ 内}} (-\omega_i)(\nabla^2 p + k^2 p) dv = 0, \quad i = 1 - n \quad (4.12)$$

ここで n は総節点数である．ガラーキン法では，各々の要素に関しての区分多項式を

$$p = \sum_i N_i o_i \quad (4.13)$$

とすると同時に，重み関数についても同じ関数を採用する．

$$w = \sum_i N_i p_i \quad (4.14)$$

従って，領域全体については以下ようになる．

$$\sum_{e_i=1}^n \int_{V_{e_i}} p(\nabla^2 p + k^2 p) dV = 0 \quad (4.15)$$

式 (4.15) 中の i は 1 から n まで要素番号に対応している．

しかし，未知数 p は内挿関数 N_i の 1 次式で表されているので，2 階微分すると不定になる．これを避けるためにグリーン・ガウスの定理で部分積分する．

$$\sum_{e_i=1}^n \left(\int_{V_{e_i}} (\nabla p \nabla p + k^2 p p) dv - \sum_{S_j=1}^4 \int_{S_j} p \nabla p \cdot n ds \right) = 0 \quad (4.16)$$

ただし式 (4.16) 中の n は法線ベクトルである．この方程式を離散化し，まとめると次式になる．

$$\sum_{e_i}^n \left([S] - k^2 [tp] + jk \frac{\rho c}{z_R} [G] \right) [p] = \sum_{e_i}^n (-jk \rho c u) [F] \quad (4.17)$$

ここで $[S], [tp], [G]$ は 4×4 の行列， $[p], [F]$ は 4 行のベクトルである． $\sum_{e_i}^n$ をとるとき，異なる要素でも同じ節点について足し合わせれば合計の行列のサイズを小さくできる．節点の数が n 個の場合，行列 $[S], [tp], [G]$ は $n \times n$ で，ベクトル $[p], [F]$ は n 行になる．

$$\left([S_{all}] - k^2 [T_{all}] + jk \frac{\rho c}{z_R} [G_{all}] \right) [p_{all}] = -jk \rho c u [F_{all}] \quad (4.18)$$

この連立方程式を解くと，各節点の音圧が求まる．

以上によりできた連立方程式は，Gauss の消去法によって解くことが可能である．この計算に最も大きな容量を占めるのが $n \times n$ の行列である．この行列の要素の特徴としては $k_{ij} = k_{ji}$ であることと，要素中に 0 が数多く含まれていること

が挙げられる．よって計算時に使用するメモリ，及び計算回数節約のために圧縮した形で保存する．例えば，次のような行列があるとする．

$$\begin{pmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} & 0 & 0 & 0 \\ k_{21} & k_{22} & k_{23} & k_{24} & 0 & 0 \\ k_{31} & k_{32} & k_{33} & k_{34} & k_{35} & 0 \\ 0 & k_{42} & k_{43} & k_{44} & k_{45} & k_{46} \\ 0 & 0 & k_{53} & k_{54} & k_{55} & k_{56} \\ 0 & 0 & 0 & k_{64} & k_{65} & k_{66} \end{pmatrix} \quad (4.19)$$

これを以下の形に圧縮して置き換える．

$$\begin{pmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} \\ k_{22} & k_{23} & k_{24} \\ k_{33} & k_{34} & k_{35} \\ k_{44} & k_{45} & k_{46} \\ k_{55} & k_{56} & 0 \\ k_{66} & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (4.20)$$

この形の行列をバンドマトリックス，バンドマトリックスの列数をバンド幅と呼び，列の数は要素中の最大節点番号と最小節点番号の差まで減らすことができるので，列の数とバンド幅は一致する．従って，バンド幅を1減らすと(1×総節点数)だけ行列を小さくすることができる．バンド幅は節点番号の付け方によって変化するため，バンド幅が小さくなるように節点番号の最適化を行うことがバンドマトリックスの構成には有効である．また，バンドマトリックスの行番号は節点番号と一致しており，実際の計算は一つの要素を構成する節点同士の連立方程式となる．その際には Gauss の消去法を用い，各節点の音圧を求めることができる．

次に音圧と粒子速度の関係について述べる．前述のように各節点の音圧が求まると，この音圧の値を用いて，要素の中心の粒子速度を求めることができる．粒子速度が角周波数 ω で正弦変化するとして時間項を分離する．

$$U(x, y, z, t) = ue^{j\omega t} \quad (4.21)$$

となる．ここで

$$\nabla p = -\rho \frac{du}{dt} \quad (4.22)$$

より

$$u = -\frac{\nabla p}{jk\rho c} = -\frac{1}{jk\rho c} \left(\frac{\partial p}{\partial x}, \frac{\partial p}{\partial y}, \frac{\partial p}{\partial z} \right) \quad (4.23)$$

が得られ、音圧から粒子速度が計算できる。

出力端となる放射球面上のインピーダンス Z は次式を用いた。

$$Z = \rho c \frac{jk r}{1 + jkr} \quad (4.24)$$

r は放射球面の半径を表わす。それ以外の境界面は剛壁（無損失）とするため、インピーダンスは ∞ を与えた。声道モデルの伝達特性 H は次の式で求めた。

$$H = \frac{n_{in} A_{out} \sum I_{out}}{n_{out} A_{in} \sum I_{in}} \quad (4.25)$$

ここで、 $\sum I_{in}$ は入力面（声門部）の各節点における粒子速度の和であり、 $\sum I_{out}$ は出力面の各節点における粒子速度の和である。 A_{in} および A_{out} は入力面および出力面の表面積、 n_{in} および n_{out} は入力面および出力面の節点の数を表す。

各パラメータについては、等価回路モデルでの設定と同様に声道内の空気の温度を考慮して、 $36C^\circ$ の時の音速 $c = 353.46$ m/s、気体密度 $\rho = 1.1421$ kg/m³ で一定とした。入力として、入力端で正弦波振幅が 1.0 の体積速度で励振させた。

以上の式を用いて 3 次元声道モデルの伝達特性を計算する。FEM の計算には NIT (Numerical Intergration Technologies) 社の音響解析プログラム SYSNOISE を使用する。

4.2 健常者の声道伝達特性と音声のフォルマント周波数の比較

本節では、FEM および等価回路モデルによる声道伝達特性の推定精度を検証するために、2 名の健常者である被験者 Subject-1、Subject-2 の音響分析の結果得られた音声ホルマントの周波数と MRI 画像から計測された声道形状データより得られた 3 次元声道形状モデルの FEM 及び等価回路モデルによる伝達特性のピーク周波数の比較を行い、推定精度の検討を行う。

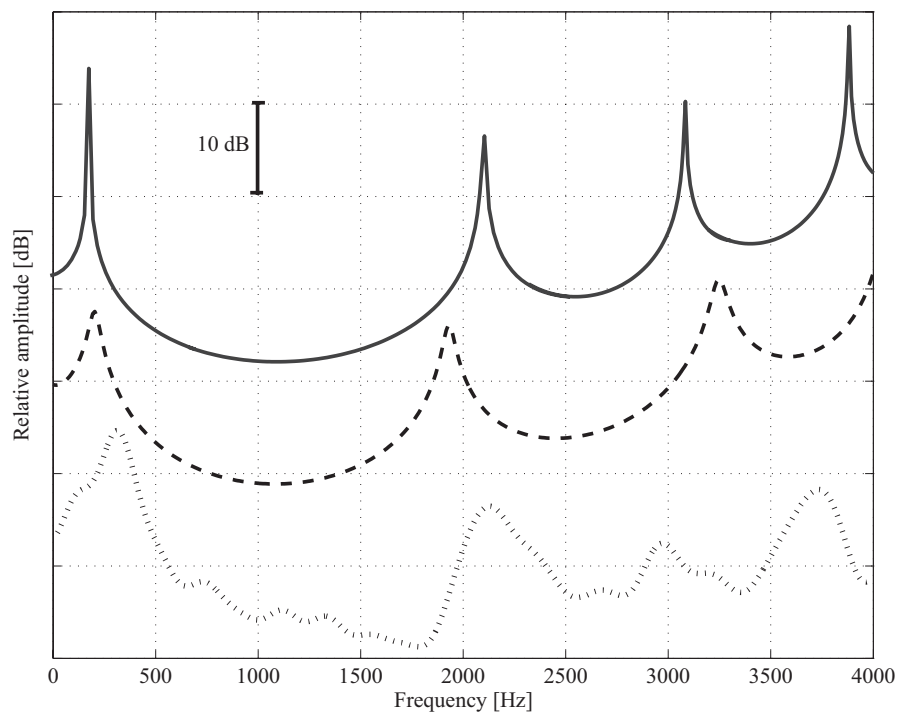


図 4.1: Subject-1 の /i/ 発声時の声道伝達特性と音声のスペクトル (実線 : FEM による推定結果 . 破線 : 等価回路モデルによる推定結果 . 点線 : MRI 撮像直前の音声のスペクトル .)

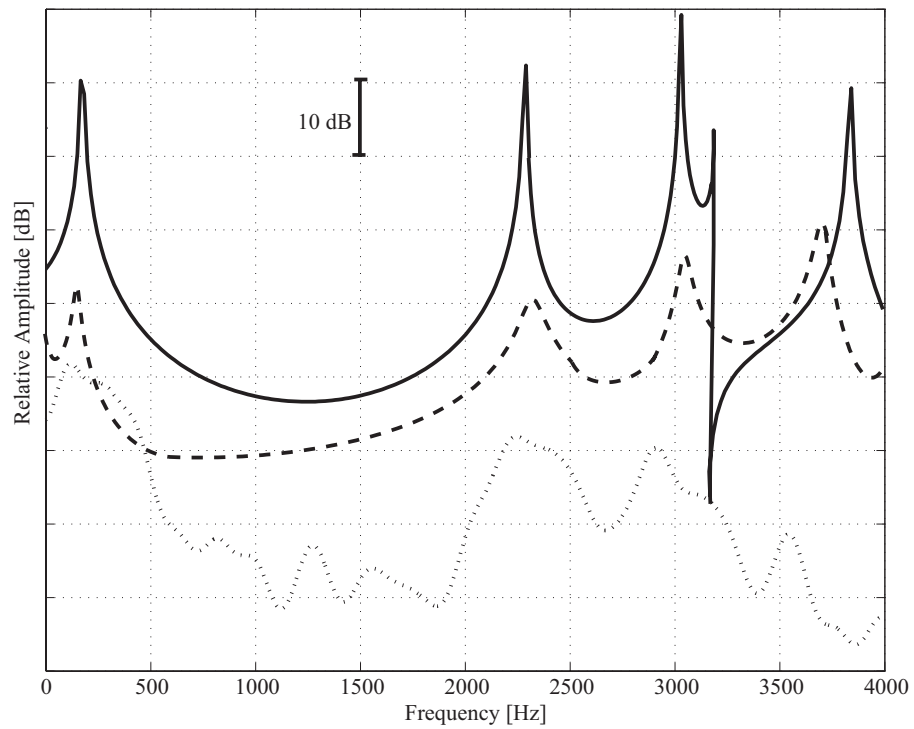


図 4.2: Subject-2 の /i/ 発声時の声道伝達特性と音声のスペクトル (実線: FEM による推定結果, 破線: 等価回路モデルによる推定結果, 点線: MRI 撮像直前の音声のスペクトル.)

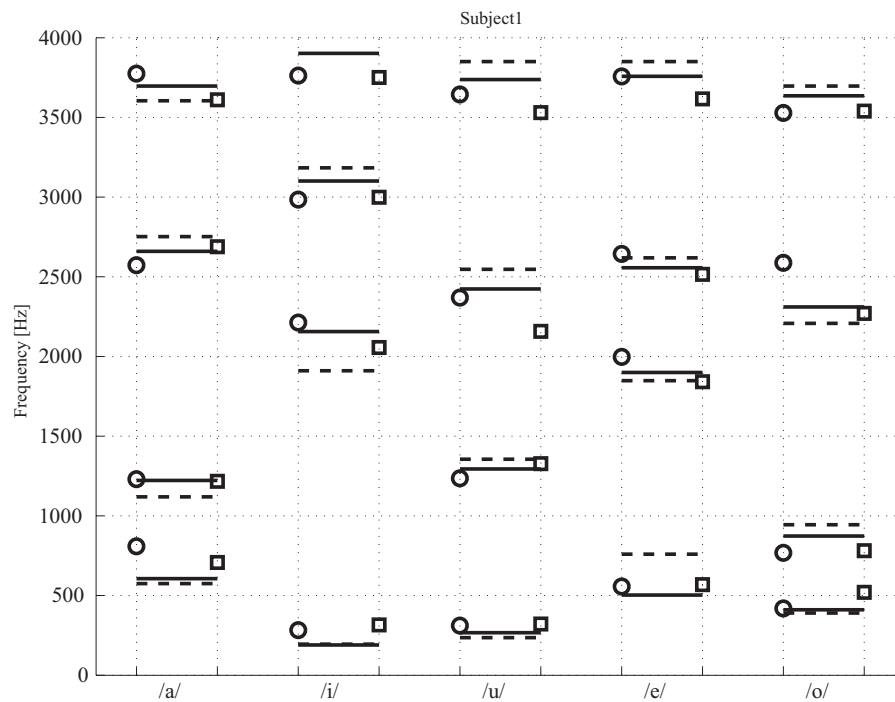


図 4.3: Subject-1 のホルマント周波数と伝達特性のピークの比較．各記号は実線が FEM により推定された声道伝達特性のピーク周波数，破線が等価回路モデルによる伝達特性のピーク周波数，“○”が撮像直前の音声の各フレームごとに求めたホルマント周波数の平均値，そして“□”が撮像直後の音声の各フレームごとに求めたホルマント周波数の平均値を表す．

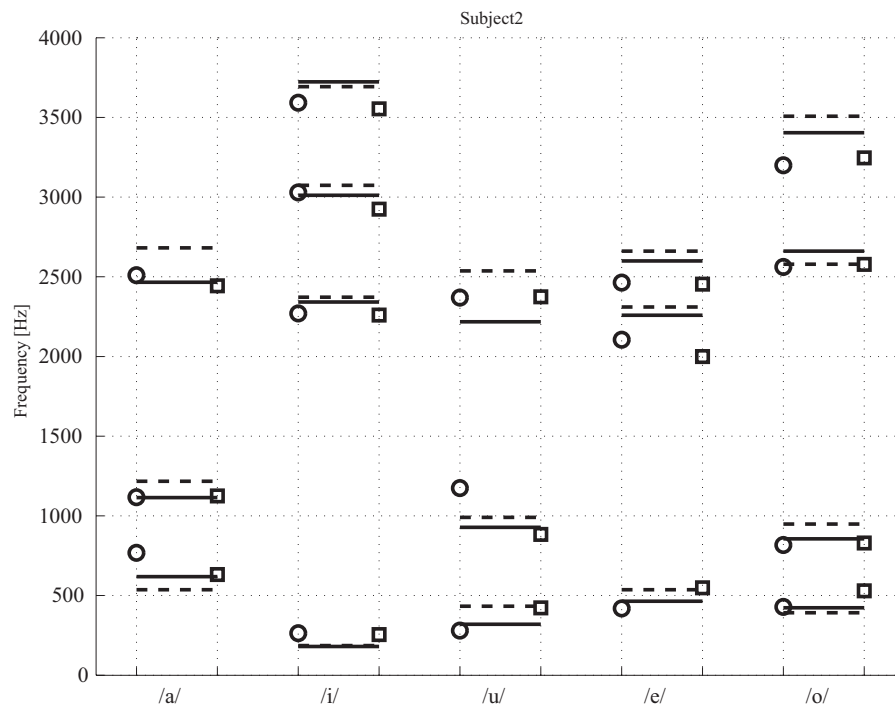


図 4.4: Subject-2 のホルマント周波数と伝達特性のピークの比較．各記号は実線が FEM により推定された声道伝達特性のピーク周波数，破線が等価回路モデルによる伝達特性のピーク周波数，“○”が撮像直前の音声の各フレームごとに求めたホルマント周波数の平均値，そして“□”が撮像直後の音声の各フレームごとに求めたホルマント周波数の平均値を表す．

推定結果の一例として、舌の持ち上げが大きい音声である Subject-1 の /i/ 発話時の結果を図 4.1 に、Subject-2 の /i/ 発話時の結果を図 4.2 に示す。図 4.1 のようにピークがはっきりと現れ、ホルマント周波数との対応が取れていることが分かる。一方で、図 4.2 の実線の 3200 Hz 付近のように、ピークと逆ピークの対 (極零対) が現れる場合がある。比較に用いる推定結果の周波数帯域内では音声には零点がみられなかった。また、この極零対は非常に近接しており、仮に音声中にあるとしても音声スペクトル上ではならされてしまってはっきりと現れない可能性がある。以上のことから、比較の対象から外す。

撮像前後の音声のホルマント周波数の平均値と FEM により推定された伝達特性のピーク周波数の比較を行う。各被験者の各音素の撮像直前、直後のホルマント周波数、FEM および等価回路モデルにより推定された声道伝達特性のピークの値をまとめたものを図 4.3 と図 4.4 に示す。はじめに、音声のホルマントの数と声道伝達特性のピークの数との比較を行ったが、それらは同一であった。

3 章で議論されたとおり、撮像直前・直後ではホルマント周波数が異なる場合がある。そのため、Subject-1 での /a/ の F4、/i/ の F2、そして /u/、/e/、/o/ の F3 となり、Subject-2 では /a/ の F3、/u/ の F1 および F3 を比較対象から除外する。F2-F4 の範囲では撮像前後の音声ホルマント周波数と伝達特性のピーク周波数の差は 6 % 以内となっている。各ホルマント周波数の分散との比較を行った結果、その範囲内であり、また伝達特性の計算ステップが 20 Hz 毎であることも考慮すると伝達特性のピーク周波数は良好な精度で分析できているといえる。

F1 では伝達特性のピーク周波数が音声ホルマント周波数の平均値から約 55-210 Hz の差 (最大で約 30 % の差) があつた。原因として、声道壁を剛壁として扱っているため、伝達特性の低域部のピーク周波数が音声のホルマントに対して低くなるという影響が現れていると考えられる。例えば、Subject-1 の /i/ の F1 では音声のホルマントの平均値が 302 Hz であるのに対して FEM により推定された伝達特性のピーク周波数は 240 Hz であり、低域に移動していることがわかる。また、放射インピーダンスの設定法が影響を与えていることが考えられる。さらに、MRI 撮像室内では、撮像直前、直後にも図 3.2 にあるような雑音があり、特に低域に大きなエネルギーを持っているため、それがホルマント周波数の推定に影響を与えており、ホルマント周波数が正しく推定できていないとも考えられる。

等価回路モデルによる各ピーク周波数の推定結果は，Subject-1 の /i/ の第 4 ピーク周波数が 4080 Hz となり，20–4000 Hz という分析範囲から外れているが，それを除けば F2–F4 の範囲での音声ホルマントとの差は 8% 以内であった．F1 については最大で 30% の差になった．これは FEM 分析結果と同様の理由が考えられる．

以上のことから，健常者の声道モデルの伝達特性の推定を行う場合，FEM による手法，および等価回路モデルによる手法の双方で，20–4000 Hz の範囲内では音声のホルマントの数と推定された伝達特性のピークの数的一致することがわかった．また，F1 以外についてはホルマント周波数に対応した声道伝達特性のピーク周波数が得られることがわかった．

4.3 口腔疾患患者の声道伝達特性の推定精度

本節では構音障害を有する 2 名の被験者 Subject-P1，Subject-P2 に対しても同様に音声のホルマントと FEM および等価回路モデルによる声道伝達特性の推定精度について調査する．ただし，2.2 章で議論されたように，音声は MRI 撮像と同時に収録されたものではないため，分析範囲内での音声ホルマントの数と推定された声道伝達特性のピーク数を比較することにより推定精度の検証を行う．

声道モデルは 2.2 章で作成されたものを用いる．これらの推定された声道伝達特性と各音声の音響分析結果を比較することで推定精度を検討する．Subject-P1 の PAP 非装着時の音声ホルマントと各推定法による声道伝達特性のピーク周波数を表 4.2 に示す．同様に Subject-P1 の PAP 装着時と Subject-P2 の比較を表 4.3，4.4 に示す．

まず，FEM による声道伝達特性の推定結果と音響分析結果の比較を行う．声道伝達特性の推定結果を見ると，全ての場合において分析範囲内でのホルマントの数と声道伝達特性のピーク数は同じであった．また，ホルマント周波数と声道伝達特性のピーク周波数は音響分析での考察結果から厳密な比較を行う事はできないものの，おおよその対応が取れていると言ええる．

次に，等価回路モデルによる声道伝達特性の推定結果と音響分析結果の比較を行う．表 4.2 より，Subject-P1 の PAP 非装着時の /i/ 発話時のホルマント周波数

表 4.2: Subject-P1 の PAP 非装着時のホルマント周波数と各推定法による声道伝達特性のピーク周波数 .

/a/	音声ホルマント	等価回路モデル	FEM
F1	730	630	650
F2	1090	1010	1100
F3	2550	2450	2530
F4	3600	3630	3710
/i/	音声ホルマント	等価回路モデル	FEM
F1	280	390	230
F2	1550	(無し)	1720
F3	2370	2250	2280
F4	3860	3590	3740
/u/	音声ホルマント	等価回路モデル	FEM
F1	440	400	410
F2	2500	2600	2630
F3	3010	3200	3250
F4	3730	3790	3810
/e/	音声ホルマント	等価回路モデル	FEM
F1	320	300	290
F2	1580	1610	1610
F3	2430	2500	2530
F4	3610	3680	3710
/o/	音声ホルマント	等価回路モデル	FEM
F1	270	250	260
F2	1040	1060	1100
F3	2370	2410	2430
F4	3100	3260	3230

表 4.3: Subject-P1 の PAP 装着時のホルマント周波数と各推定法による声道伝達特性のピーク周波数 .

/a/	音声ホルマント	等価回路モデル	FEM
F1	750	720	700
F2	1110	1210	1210
F3	2770	2750	2780
F4	3480	3510	3570
/i/	音声ホルマント	等価回路モデル	FEM
F1	280	330	360
F2	2010	1720	1750
F3	3410	3490	3520
/u/	音声ホルマント	等価回路モデル	FEM
F1	510	480	490
F2	2480	2520	2560
F3	2810	2900	2910
F4	3560	3600	3590
/e/	音声ホルマント	等価回路モデル	FEM
F1	260	220	230
F2	1690	1680	1720
F3	2490	2500	2530
F4	3340	3380	3410
/o/	音声ホルマント	等価回路モデル	FEM
F1	270	250	240
F2	1210	1300	1330
F3	2280	2310	2370
F4	3300	3410	3390

表 4.4: Subject-P2 のホルマント周波数と各推定法による声道伝達特性のピーク周波数 .

/a/	音声ホルマント	等価回路モデル	FEM
F1	810	720	750
F2	1300	1360	1390
F3	2600	2610	2600
F4	3200	3410	3390
/i/	音声ホルマント	等価回路モデル	FEM
F1	250	220	230
F2	1960	2020	2030
F3	2890	3030	2940
F4	3560	3750	3670
/u/	音声ホルマント	等価回路モデル	FEM
F1	460	440	420
F2	1600	1720	1730
F3	2810	2900	2880
F4	3830	3910	3950
/e/	音声ホルマント	等価回路モデル	FEM
F1	510	540	570
F2	1840	1800	1780
F3	2730	2760	2830
F4	3750	3890	3840
/o/	音声ホルマント	等価回路モデル	FEM
F1	370	360	360
F2	910	1010	1050
F3	2020	2150	2190
F4	3420	3510	3460

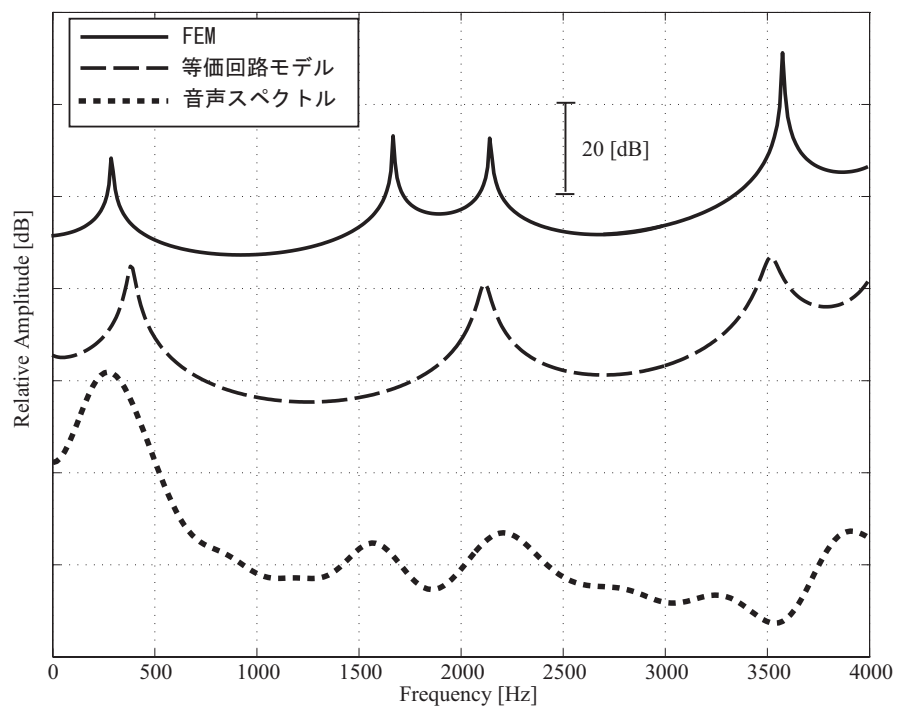


図 4.5: Subject-P1 の PAP 非装着時の /i/ 発話時の FEM により推定された声道伝達特性 (点線), 等価回路モデルにより推定された声道伝達特性 (破線), および音声スペクトル (実線) .

と等価回路モデルによる伝達特性の結果が異なっていることがわかる．FEM と 等価回路モデルにより推定された声道伝達特性と音声スペクトルを図4.5に示す．音声のホルマントは 4000 Hz までの帯域に 4 つ存在するが，FEM により推定された伝達特性のピークも同様に 4 つ存在し，それらの周波数は比較的近い値であり，対応が取れていると考えられる．一方，声道の等価回路モデルによる伝達特性のピークの数 は 3 つしかなく，音声のホルマントの数との対応が取れていないことがわかる．なお，Subject-P1 の PAP 非装着時の /i/ を除くと分析範囲内でのホルマントの数と声道伝達特性のピークの数 は同じである事が言える．

4.4 考察

本章では，声道モデルの声道伝達特性の推定法について検討を行ってきた．健常者の声道モデルの伝達特性の推定を行う場合，FEM による手法，および等価回路モデルによる手法の双方で，20–4000 Hz の範囲内では音声のホルマントの数と推定された伝達特性のピークの数 が一致することがわかった．また，F1 以外についてはホルマント周波数に対応した声道伝達特性のピーク周波数が得られることがわかった．F1 の声道伝達特性の推定結果との差については，声道モデル側の問題としては声道壁を剛壁として扱っている，放射インピーダンスを ρc としていることが挙げられる．これらの問題により，音声のホルマントより低い周波数で声道伝達特性のピークが現れると考えられるが，分析結果はこの予想通りとなっており，さらに，音響分析での問題として MRI 撮像室内の大きな雑音が低域に見られることが挙げられる．以上のことから，これらの問題を考慮することにより，声道形状が左右対称である健常者を対象とする声道伝達特性の推定には，推定法を各分析に適用できると考えられる．

一方，声道形状が複雑で左右非対称な構音障害を有する声道モデルの伝達特性の推定結果から，FEM で推定された声道伝達特性のピークの数 が音声のホルマントの数と一致し，等価回路モデルで推定された声道伝達特性のピークの数 が音声ホルマントの数と一致しない場合があることが示された．よって，構音障害を有する声道の声道伝達特性を推定する場合においては，等価回路モデルでは音声スペクトルと対応した推定ができない場合があり，FEM による推定では音声スペク

トルと対応した声道伝達特性が推定できることが示された．
次章ではこの差が生じる原因について調査を行う．

第 5 章

口腔疾患患者の声道の形状的特徴と音声の関係

4 章では構音障害を有し，声道断面形状が複雑で左右非対称になっている Subject-P1 の PAP 非装着時の声道伝達特性を推定し，下記の項目を示した．

- FEM による推定結果は音声のホルマント周波数と伝達特性のピーク周波数がよく対応しており，さらにホルマントの数が伝達特性のピークの数と一致していた。
- 等価回路モデルの場合では音声ホルマントの数が伝達特性のピークの数と一致していなかった。このことから，口腔疾患患者のような複雑な形状を有する声道の伝達特性の推定には等価回路モデルによる方法を用いることは不適切である．

本章では FEM で推定された声道伝達特性のピークの数が音声のホルマントの数と一致し，等価回路モデルで推定された声道伝達特性のピークの数が音声ホルマントの数と一致しない原因を調査し，このような声道形状が音声スペクトルに与える影響，さらに，音声生成時の特徴について調査する．

まず，Subject-P1 の PAP 非装着時の /i/ 発話時の声道形状モデルを図 5.1 に示す．この声道モデルを，Model-O と呼ぶことにする．FEM により推定された Model-O の伝達特性と，声道の等価回路モデルにより推定された伝達特性，および Subject-P1 の PAP 非装着時の音声スペクトル包絡を図 5.2 に示す．音声のホ

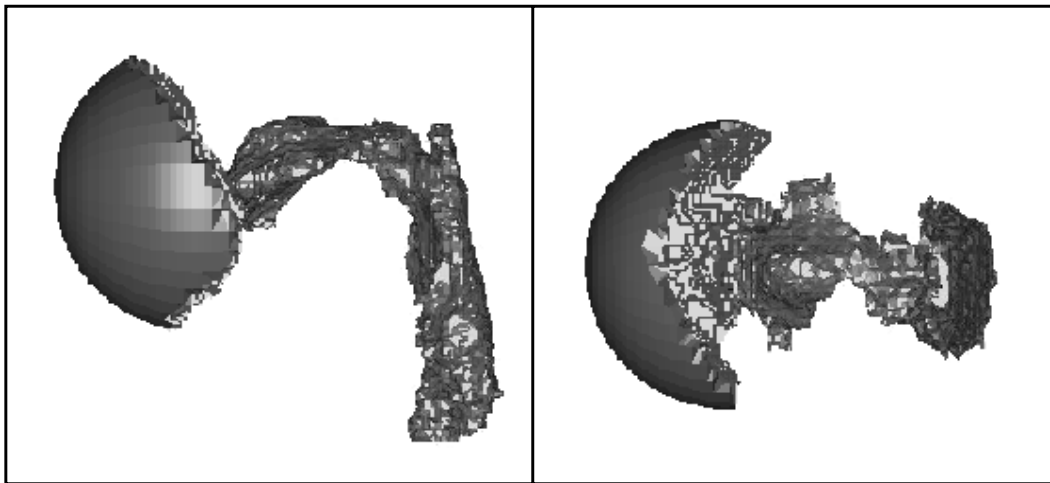


図 5.1: Subject-P1 の PAP 非装着時の /i/ 発声時の声道モデル (Model-O)

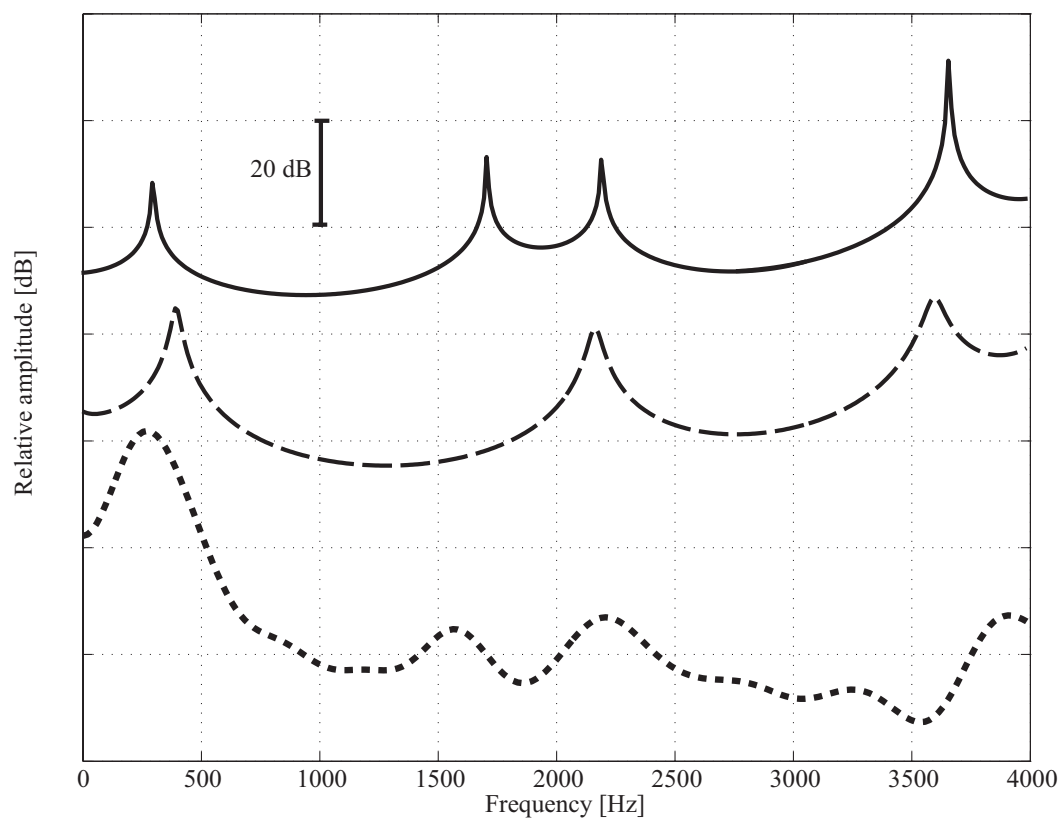


図 5.2: Subject-P1 の /i/ 発声時の声道伝達特性と音声のスペクトル (実線: FEM による推定結果, 破線: 等価回路モデルによる推定結果, 点線: 音声スペクトル.)

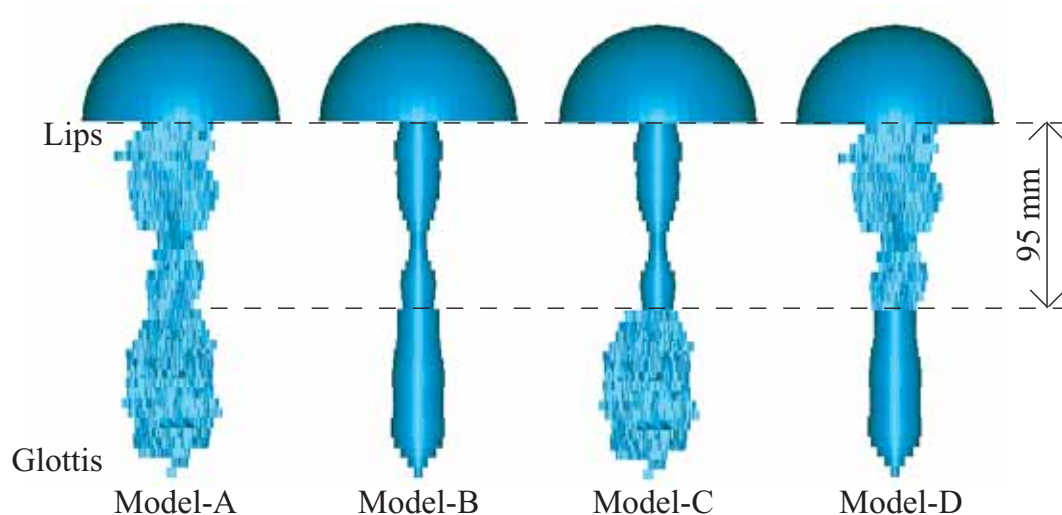


図 5.3: 声道断面を元に作成した変形声道モデル．左から断面形状を変えずに並べなおしたもの (Model-A)，断面積一定のままで円筒管に置き換えたモデル (Model-B)，Model-A の口唇部から 95 mm までを Model-B で置き換えたモデル (Model-C)，Model-A の口唇部から 95 mm の断面から声門までを Model-B で置き換えたモデル (Model-D)．これらの変形声道モデルは断面積関数はまったく同じで，断面形状が異なっている．

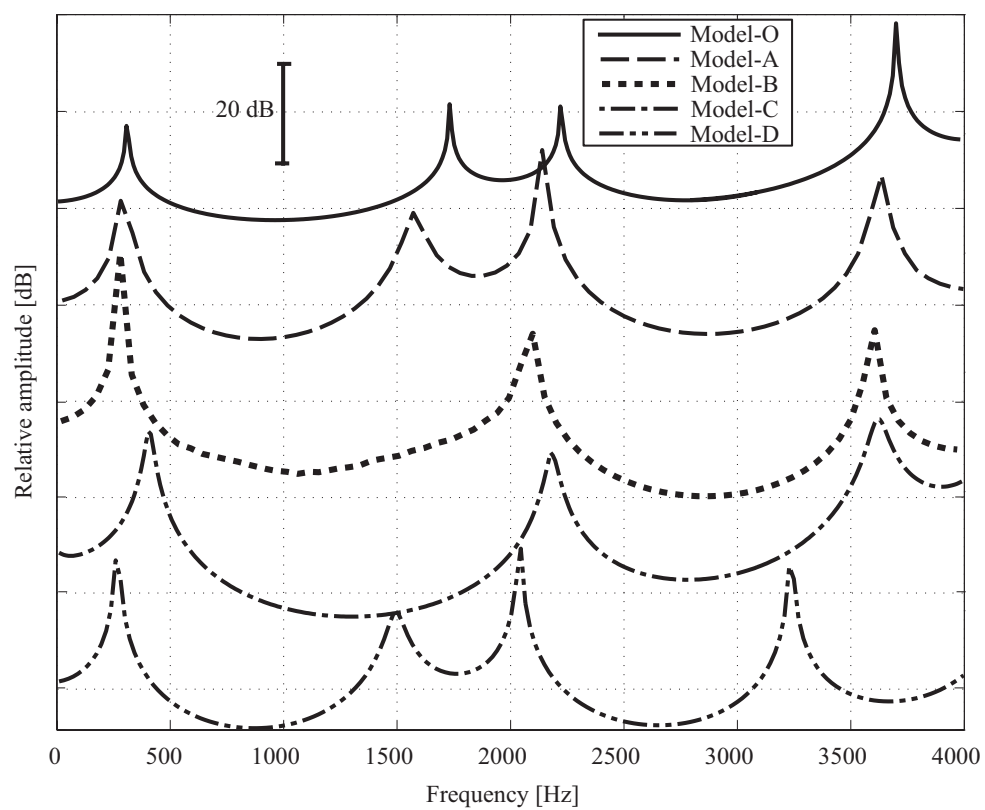


図 5.4: Model-O , Model-A , Model-B , Model-C および Model-D の FEM で推定した声道伝達特性 .

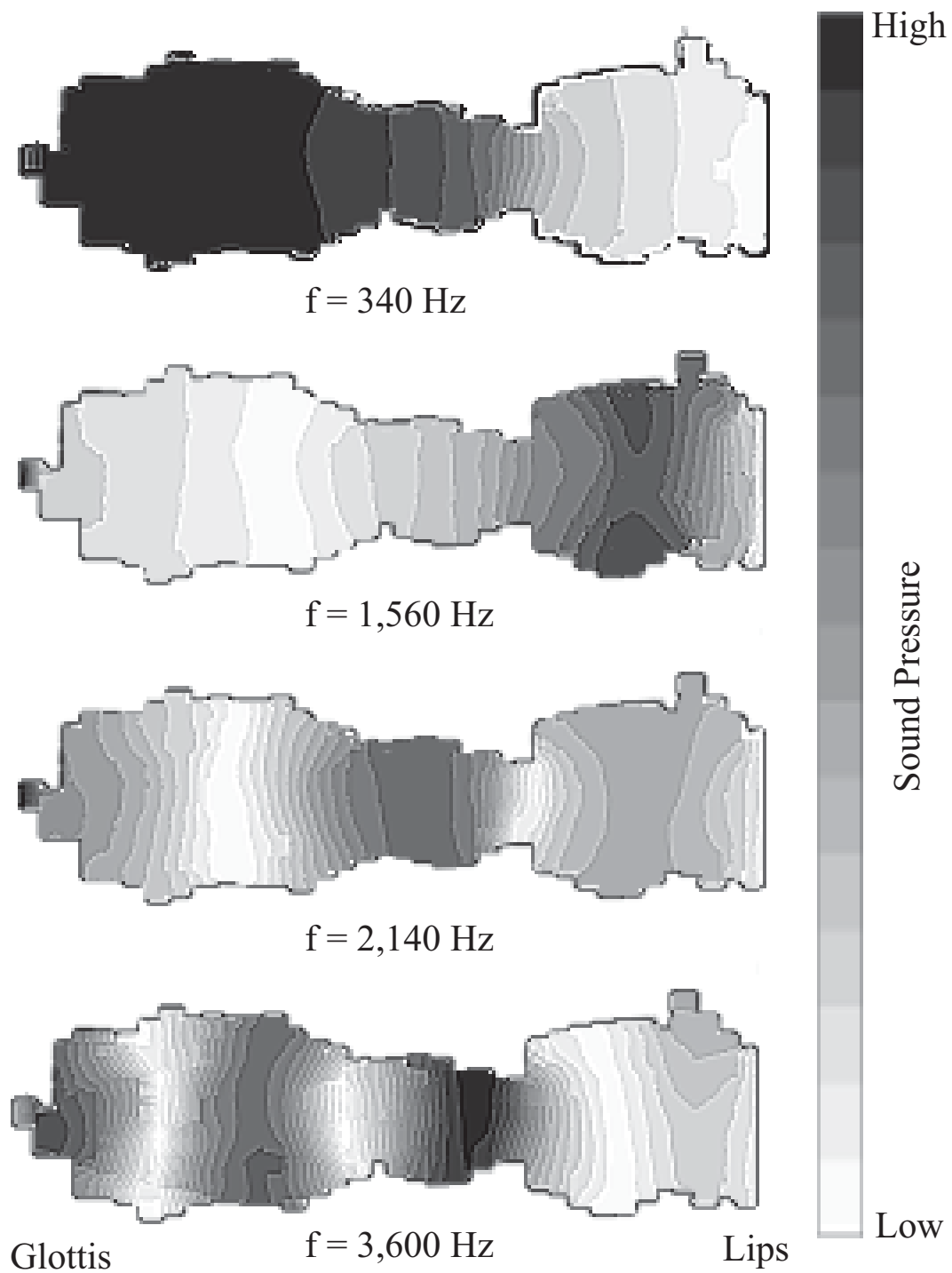


図 5.5: Model-A のピーク周波数での音圧分布

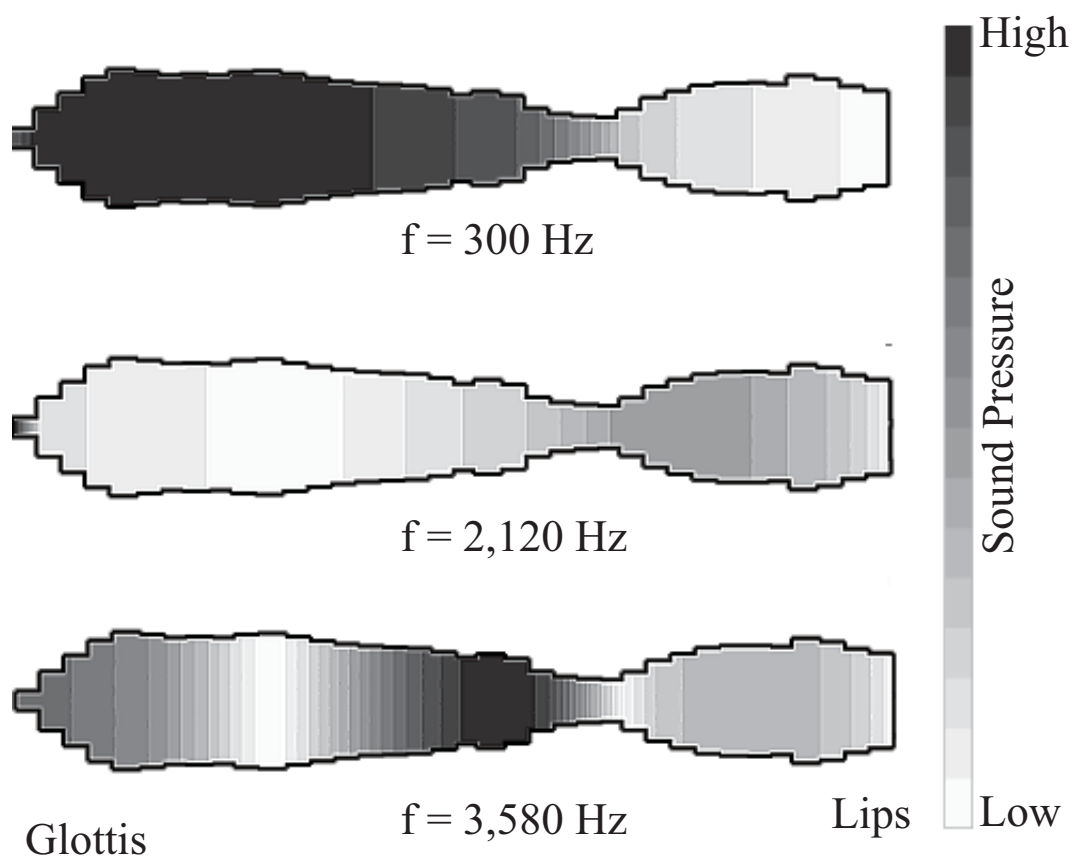


図 5.6: Model-B のピーク周波数での音圧分布

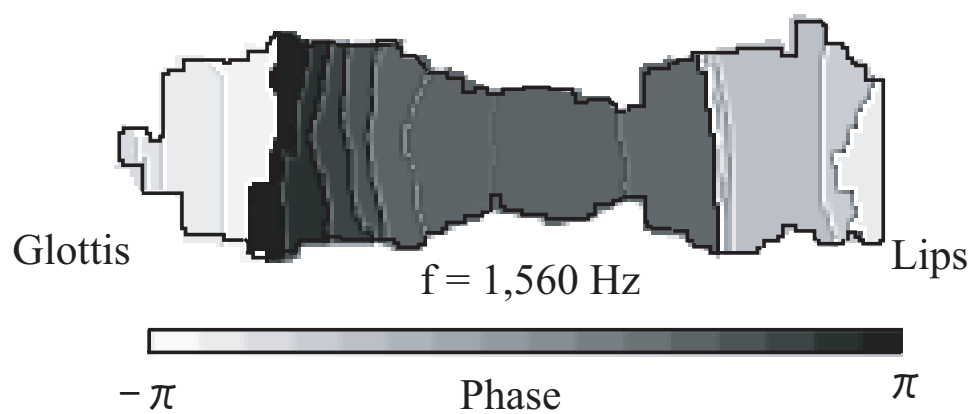


図 5.7: Model-A の第二ピーク周波数での位相の分布

ホルマントは 4000 Hz までの帯域に 4 つ存在する．また，FEM により推定された伝達特性のピークも同様に 4 つ存在し，それらの周波数は比較的近い値であり，対応が取れていると考えられる．一方，声道の等価回路モデルによる伝達特性のピークの数 は 3 つしかなく，音声のホルマントの数との対応が取れていないことがわかる．

FEM と等価回路モデルの違いの一つとして声道断面の形状的特徴を反映した推定手法であるかどうかという点が挙げられる．Model-O の声道形状，特に口腔部では左右非対称で複雑な形状をしており，これが推定結果や音響特徴に関係しているかを検証する．そのために，Model-O の一部，または全てを断面積を変えずに左右対称な断面形状に変形したモデルを作成し，それらのモデルの声道伝達特性を FEM により計算することで，声道の非対称性を有する部位である口腔部の形状が音響特徴に影響を与えるかどうかを調査する．

5.1 変形声道モデルの伝達特性

変形声道モデルは，変形操作を簡単化するために，Model-O の曲がりの影響をなくし，声道中心線を直線になるよう変換したモデルにする．Model-O の断面が直線と直行するように 5 mm 間隔で並べた 3 次元モデル (Model-A)，および，断面積はそのまま，円筒管の縦続接続に置き換えた 3 次元モデル (Model-B) を作成した．また，本被験者の声道形状の特徴である複雑で左右非対称な断面形状がみられる口腔部の影響を調査するため，Model-A の口唇部から 95 mm までの口腔部を Model-B と置き換えたモデル (Model-C) を作成した．さらに，Model-A の口唇部から 95 mm の場所から声門までの部分を Model-B と置き換えたモデル (Model-D) を作成した．なお，これらモデルの口唇部での放射を表現するために，口唇部に半径 40 mm の放射球面を取り付けた．これらのモデルを図 5.3 に示す．これらのモデルの要素数は最大は Model-A の 143282，最小は Model-B の 128741 であった．節点数は最大は同じく Model-A の 38611，最小は同じく Model-B の 33451 であった．各モデルの声道伝達特性を FEM により推定を行った．計算時間の平均は 90 時間であった．

これらの各変形声道モデルの声道伝達特性の FEM による推定結果を図 5.4 に示

す．なお，これらの変形モデルは Model-O の声道断面積関数と同じであるので，等価回路モデルにより推定される声道伝達特性は Model-O の等価回路モデルにより推定された声道伝達特性と同じである．

まず Model-O と Model-A の FEM により推定された伝達特性を比較する．Model-O と Model-A の違いは声道の断面形状，つまり声道の構造的特徴であることから，Model-O と，それを変形した Model-A のそれぞれの声道伝達関数の差は声道形状の構造的特徴の違いであると考えられる．図 5.4 より，Model-O と Model-A の伝達特性のピークの数是一致的であることがわかる．また，第二ピークより高域側のピークに差がみられるが，Model-A は本被験者の音声の歪の特徴は依然として有していると考えられる．よって，声道中心線を直線に置き換えた Model-A は音声に歪を与えている構造的特徴を依然として有していると考えられ，Model-A を基準として声道の構造的特徴と音声の音響的特徴の関係について議論できると考えられる．

Model-A と Model-B の FEM により推定された声道伝達特性を比較することで，断面形状が声道伝達特性に与える影響について調査する．Model-A の伝達特性の二番目のピークが Model-B の伝達特性では無くなっている．よって，断面積関数が同じでも断面形状が異なっていれば声道伝達特性が変わりえるということがわかる．

最後に，patient-P1 の声道形状の特徴的部分である口腔部の形状が声道伝達特性に与える影響について調査する．Model-C の伝達特性は Model-B の伝達特性と同様に二番目のピークが消えていることがわかる．また，Model-D の伝達特性は Model-A の二番目のピークに対応するピークが存在している．Model-B，-C，-D とともに断面積は変わらないことから，本被験者の音響的特徴である二番目のピークは軟口蓋から口唇部にかけての本被験者の声道の形状的特徴，特に舌・口底切除の影響による口腔内の断面形状の非対称性に起因して生成されていると考えられる．

5.2 変形声道モデルの音圧分布と位相分布

Model-A と Model-B の声道伝達特性の違いが生じる原因を調査するために、各モデルの音圧分布、位相分布を計算し、原因を考察する。

Model-A、Model-B の各ピーク周波数での音圧分布を図 5.5 図 5.6 に示す。色の濃い部分が音圧の高い部分、色の薄い部分が音圧の低い部分である。これらの色の境界を等圧線と呼ぶ。Model-B の等圧線は中心線に対して直交しており、FEM による声道伝達特性の推定法でも等価回路モデルと同じく平面波の音圧分布と同じ分布となることが分かった。一方、Model-A の等圧線は口腔部では平面波とは異なる分布であった。特に、伝達特性の違いが見られる周波数である 1560 Hz では図中の口腔部上下に音圧が高い部分が見られ、Model-B のものとは全く異なる分布であった。Model-A では口腔内での等価回路モデルのような伝播方向とほぼ直交するように等圧面が現れていることから、声道の断面形状が本被験者のように複雑で左右非対称であると、その特徴が声道内での音波の伝播に影響を与えていると考えられる。

次に、Model-A の第 2 ピーク周波数での位相の分布を図 5.7 に示す。同一の色の領域が同じ位相の範囲であることを示している。図より口腔内部の位相は同一であることから、図中の口腔部上下間でのモードが発生していると考えられる。

以上の結果から、声道断面積関数が同じでも声道断面形状の違いにより、音圧分布や位相分布へ影響を与えることが示され、これに起因して声道伝達特性に影響が現れるということが言える。これが Model-O の伝達特性のピークの数と音声ホルマントの数を比較したときに、FEM で推定された伝達特性では同じであるが等価回路モデルで推定されたものは異なる原因であると考えられる。

5.3 考察

声道断面形状が複雑で左右非対称になっている Subject-P1 の声道伝達特性を健常者の場合と同様に 2 通りの方法で推定した結果、FEM による推定結果は音声のホルマント周波数と伝達特性のピーク周波数がよく対応しており、さらにホルマントの数が伝達特性のピークの数と一致していた。一方、等価回路モデルの場合では音声ホルマントの数が伝達特性のピークの数と一致していなかった。このこ

とから，口腔疾患患者のような複雑な形状を有する声道の伝達特性の推定には等価回路モデルによる方法を用いることは不適切であり，FEM のような平面波伝播を仮定していない推定法を用いなくてはならないことが示された．また，Model-O の口腔内の左右非対称性に着目して，断面積関数を変えずに断面形状を円形で置き換えたモデルを作成し，断面形状と伝達特性の関係を調査した結果，口腔部の形状が声道伝達特性のピークの数に影響を与えていることが分かった．Model-A と Model-B の等圧線を調査すると，Model-B の等圧線は中心線に対して直交しており，平面波の音圧分布と同じ分布となっているが，Model-A の等圧線は口腔部では平面波とは異なる分布であった．声道の断面形状が本被験者のように複雑で左右非対称であると，その特徴が声道内での音波の伝播が平面波とは異なる音波の伝播が生じることがあることがわかった．

以上のことから，等価回路モデルは口腔疾患患者のような複雑な声道形状の伝達特性の推定には適切ではないことが分かった．また，FEM による声道伝達特性の推定は，声道の形状的特徴，特に口腔疾患患者のような複雑な声道形状が音響特性に及ぼす影響を調査する際に有効な手法であると考えられる．FEM を用いることで，口腔疾患患者の口腔形状と音響的特徴の関係の調査ができ，異常音声の治療に役立てることができると考えられる．

第 6 章

PAP が音声スペクトルに与える影響 について

5 章では声道伝達特性の推定法の精度について議論され、構音障害患者の声道を対象とするときには FEM による推定法が有効であることが示された。また、変形を与えた声道形状の声道伝達特性の推定も行われ、FEM により推定された結果から、変形声道モデルによる分析法が有効であることが示された。この結果より、本章以降で構音障害患者の声道形状の構造的特徴が声道伝達特性に与える影響について FEM による推定法を用いて議論していく。

構音障害による音声の歪の治療の際に PAP と呼ばれる人工補綴物による治療がなされることがある。本章では Subject-P1 の PAP 装着非装着時の声道モデルを利用することにより、PAP の形状が音声、特に著しい歪を有する /i/ 音に対して与える影響を調査し、PAP 設計時に示唆を与えることを目的とする。

6.1 PAP の厚さを基準とした変形声道モデル

Subject-P1 の PAP 非装着時の 3 次元声道モデルの硬口蓋部に対して、PAP の厚さを変えるように変形を与えた声道モデルを構築し、そのモデルの声道伝達特性を FEM により推定する。そして、声道モデルの形状の硬口蓋部の変化とそれに伴う伝達特性の変化に関して考察を行う。また、この変形を与えたモデルの声道伝達特性と PAP を装着した場合の声道形状モデルの伝達特性、および声道形状

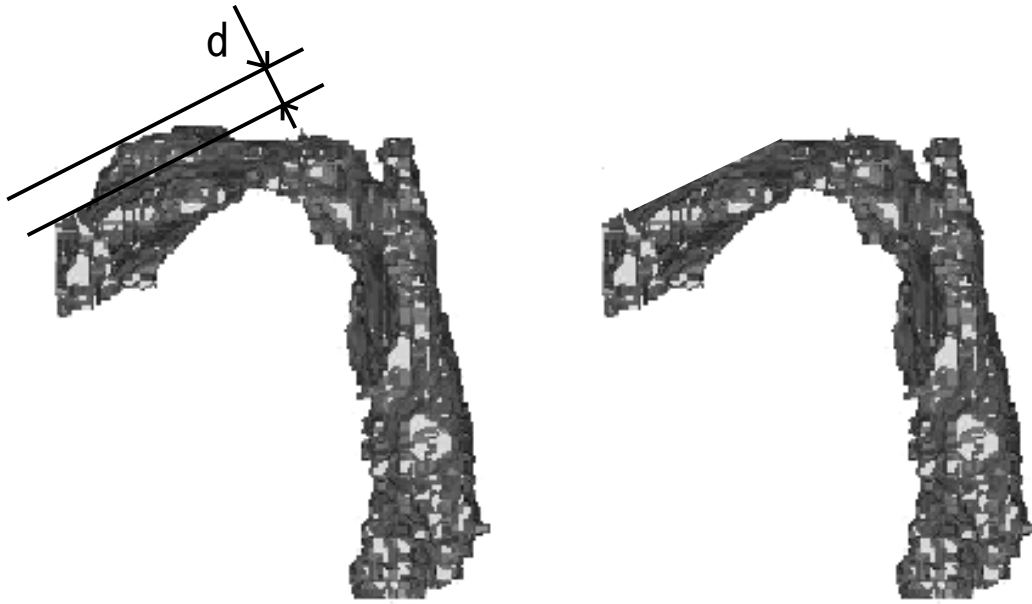


図 6.1: PAP 非装着時の声道モデルの硬口蓋部の変形 (左) と D_{14} のモデル (右)

の関係を調査する．

被験音は，被験者の音声の中で歪みが最も著しい音声のひとつであり，PAP 装着により音声の歪の改善が見られた日本語母音 /i/ とした．声道モデルの変形の与え方の概略図と，それにより得られた変形されたモデルを図 6.1 に示す．硬口蓋部への変形の与え方として，PAP 装着時の PAP の舌接触部の部分の傾きをもとに，PAP 非装着時のモデルに対して図 6.1 の左側の図のように側面から見て水平面に対して 30 度の角度を持たせた平面により硬口蓋部のボリュームを減らしていくという手法を用いる．平面が硬口蓋に接触した時点をも $d = 0[mm]$ (これは変形を与えていないモデルと同一である) とし，そこから平面を垂線方向へと移動させていき，その平面から硬口蓋側部分を取り除いたモデルを用いる．ここでは， $d = 5, 10, 14[mm]$ の距離で変形させたモデルをそれぞれ， D_5, D_{10}, D_{14} とする． $d = 14[mm]$ で削除したところが PAP 装着時の声道モデルの PAP と舌の接触部分とほぼ同じ高さとなる．つまり，PAP の厚さが PAP 装着時のモデルのときとほぼ同じになる．これらの変形させた声道形状モデルの声道伝達特性を FEM により推定した．

分析結果を図 6.2 に示す．図中の実線が PAP 非装着時の声道伝達特性，一点鎖

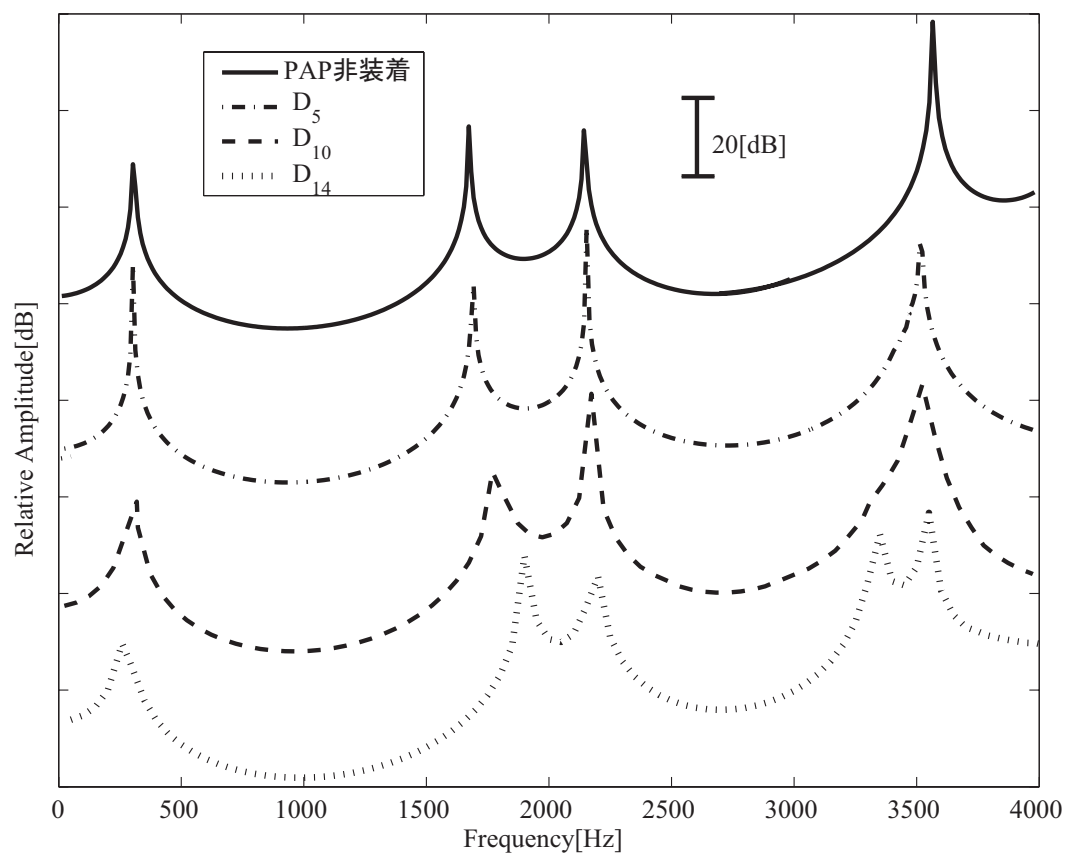


図 6.2: 変形させた声道モデルの伝達特性

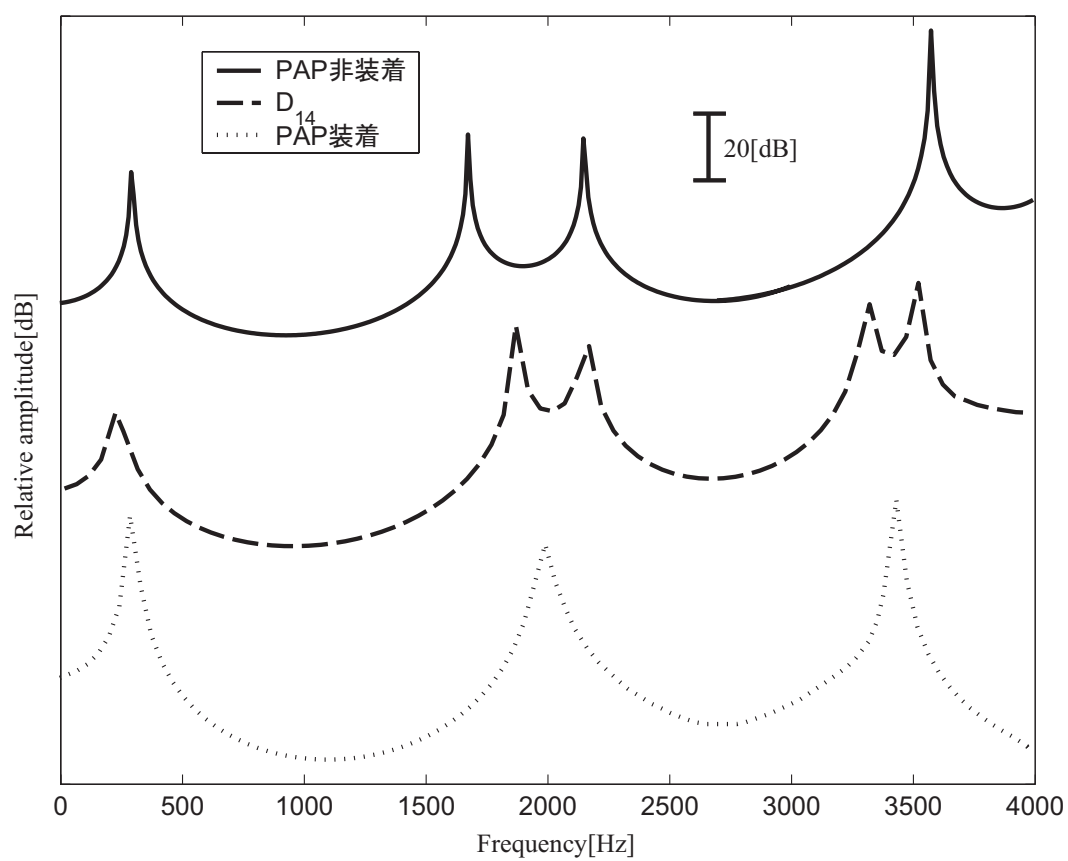


図 6.3: D_{14} , PAP 非装着時, PAP 装着時の声道モデルの伝達特性

線が D_5 のときの推定された声道伝達特性である．破線が D_{10} ，点線が D_{14} の声道伝達特性である．

F1-F4 に関しては PAP 非装着のモデルと D_5 のモデルにはあまり大きな差が見られず，PAP の厚さを $d = 5[mm]$ としてもこの PAP の厚みでは音声スペクトルに変化が現れないと考えられる．一方で， D_{10} , D_{14} モデルでは F2 だけ高域側にシフトしており，その他のピーク位置はほとんど変化していない．また D_{14} のモデルの伝達特性には 3800[Hz] 付近に新たなピークができていますが，PAP による口腔内部の狭めにより，新たな共振周波数が生まれたためであると考えられる．

次に，Subject-P1 の PAP 非装着時の声道モデル， D_{14} モデル，および PAP 装着時のモデルの声道伝達特性を図 6.3 に示す．点線が PAP 非装着時の声道モデル，破線が D_{14} のモデルで実線が PAP 装着時のモデルの伝達特性である．これらと比較すると， D_{14} モデルの伝達特性で F1, F2 に関しては PAP 装着時のモデルのものと近い結果となっている．PAP 非装着のモデルに $d = 14[mm]$ の PAP を装着するような変形を与えることで，被験者の音声 /i/ の歪みの原因と考えられる F2 が高域側に移動することが確認された． D_{14} モデルと PAP 装着時のモデルの伝達特性を F3 以上のピークで比較すると大きく異なっている．

6.2 声道断面形状

D_{14} モデルと PAP 装着時のモデルの伝達特性を比較したところ，F3 以上のピークは大きく異なっていた．このことに関する考察を，声道形状の比較から与える．

まず，声道形状，および口腔部と喉頭部の断面形状を調査する．声道モデルの口唇部から口腔部側へ $10[mm] - 40[mm]$ の部分における口唇部側から見たときの断面図を図 6.4 に示す．この図から被験者の声道形状断面は左右非対称な形状であり，舌による狭窄ができていないことが分かる．声道形状を変形させたときの断面積の減少率は D_5 のモデルにおいては最大で 10[%] 以下であった．そのため，声道伝達特性のピークの位置にあまり影響が出なかったと考えられる．一方で， D_{10} , D_{14} のモデルの場合，F2 が高域にシフトしているが，口腔内の声道断面形状が PAP 非装着のモデルと比較して大きく異なっており，硬口蓋付近の空間がほとんどなくなっている．それにより十分な狭窄ができ，F2 が上昇したと考えられる．

	Distance from lips of models.			
	10[mm]	20[mm]	30[mm]	40[mm]
PAP非装着				
D_5				
D_{10}				
D_{14}				
PAP装着				

図 6.4: 声道モデルの口腔部断面図

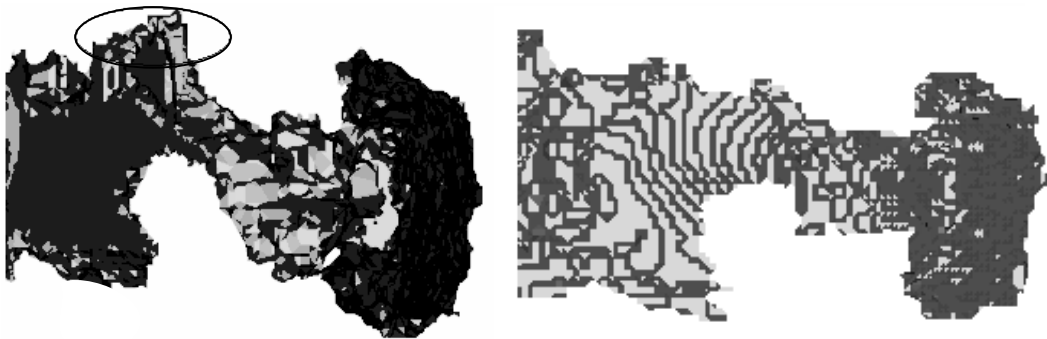


図 6.5: D_{14} の声道モデル (左) と PAP 装着時のの声道モデル (右) .

	Distance from vocal fold of models	
	20[mm]	40[mm]
PAP非装着		
PAP装着		

図 6.6: 声道モデルの喉頭部断面図

次に、 D_{14} のモデルと PAP 装着時の声道モデルの上面図を図 6.5 に示す．左側の図が D_{14} のモデルであり、右側の図が PAP 非装着時の声道モデルである．図の左側がそれぞれのモデルの口唇部側である．なお、図を見やすくするために放射球面は表示していない．図 6.5 に楕円で示したとおり、上面から見ると口腔部の形状が異なっていることが分かる．この形状の差は PAP 非装着時には下顎を上下方向だけでなく左右方向にも移動させているために生じている．これは PAP 非装着の状態では、/i/ の発声に必要な狭窄部を作り出すために下顎を左右方向にも動かすという補償的な構音を行っているためと考えられる．この影響が、 D_{14} モデルの伝達特性と PAP 装着時の声道モデルの伝達特性での F3 以上の差として現れていると考えられる．

最後に、喉頭部の断面図を図 6.6 に示す．これは声道モデルの声帯側から 20[mm], 40[mm] の位置で、口唇部側から見たときの断面形状である．この図から PAP 非装着時、PAP 装着時での喉頭部の形状も異なっていることが分かる．これも被験者が構音時に行う補償動作が原因であると推測される．

これら声道形状の差が D_{14} のモデルと PAP 装着時の伝達特性において F3 以上が異なっている原因の一つになると考えられる．

6.3 考察

本章では PAP 非装着時の舌・口底切除患者の 3 次元声道モデルに対して、硬口蓋部に装着する PAP の厚さを徐々に増やすような変形を与えた声道モデルを作成し、そのモデルの伝達特性を FEM により推定した。その結果、側面から見て水平な面から 30 度傾けた平面が PAP 非装着時の声道モデルの硬口蓋部に接してから 5[mm] の距離の平面で声道モデルの硬口蓋部を削除したモデルの場合、伝達特性には変化が現れないことが示された。10[mm], 14[mm] で削除したモデルの伝達特性の PAP 非装着時のモデルと比べて、F2 だけが上昇していることが示された。さらに、PAP 非装着時の声道モデルの硬口蓋部を下げることで F2 が上昇しているが、その他のピークに関してはほとんど変化が無いことが分かった。特に、14[mm] で硬口蓋部を削除したモデルは PAP 装着時のモデルの PAP の厚さと同様であり、その F2 は PAP 装着時のものと同じ位置にあることが分かった。しかし、PAP 非装着の声道モデルの硬口蓋部を 14[mm] 下げたモデルと PAP 装着時のモデルの伝達関数は、F3 以上で一致しないことも示された。これは、被験者が PAP 非装着時と PAP 装着時の状態で異なる構音をしており、特に下顎を上下方向だけでなく左右方向に動かしているため、硬口蓋部以外の声道形状が異なるため考えられる。

第 7 章

構音障害患者の補償動作が音声に与える影響について

6 章では PAP 非装着の状態では，下顎を左右方向にも動かすという補償的な構音を行っていることが示された．この動作を以降補償動作と呼ぶことにする．本章では，この補償動作が音声スペクトルにどのような影響を与えているかを調査する．

7.1 変形声道モデルの伝達特性

Subject-1 の /i/ 発話時の補償動作の影響を調べるために，変形声道モデルを作成する．変形声道モデルは PAP 装着，非装着時のモデルに対して PAP 形状を除去する，もしくは挿入することで，構音と PAP の組み合わせを仮想的に変える．これにより補償動作の影響を調査する．

PAP 装着時の構音の状態では PAP を装着していない状態の声道形状を再現した声道モデルを作成するために，図 7.1 のように Subject-P1 の PAP 装着時の声道モデルと，そこから PAP を取り除いた声道モデルを作成した．青色の部分が PAP 装着時のモデルであり，明るい色の部分が PAP の形状であり，これを PAP 装着時のモデルに連結することで，PAP 装着時の構音での PAP を非装着時の声道モデルとなる．同様に，PAP 非装着時の構音の状態では PAP を装着した状態での声道形状を再現した声道モデルを作成するために，PAP 非装着時の声道モデルと，

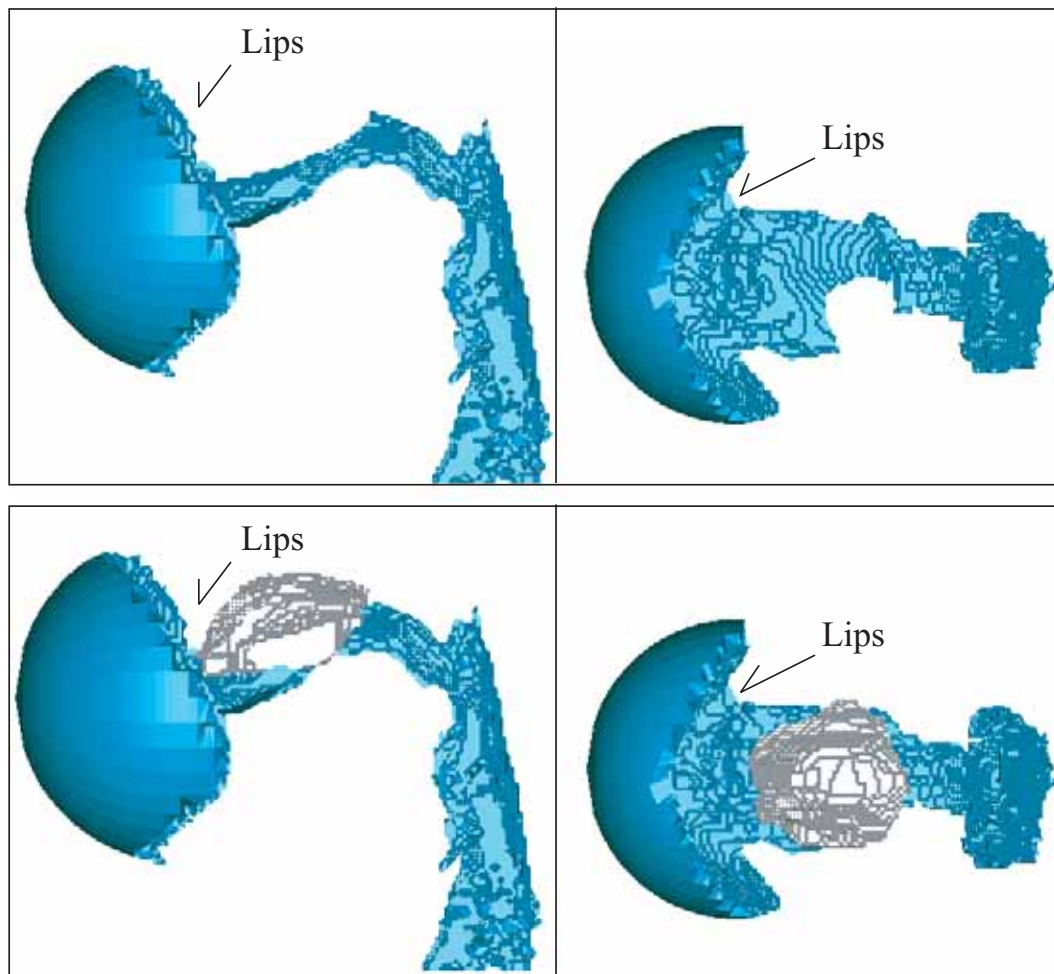


図 7.1: Subject-P1 の声道モデル．上図：PAP 装着時の声道モデル．下図：PAP 装着時の声道モデルから PAP (明るい部分) を除去した声道モデル．PAP 装着時の構音のままで PAP 非装着時の声道形状を再現するための声道モデルである．

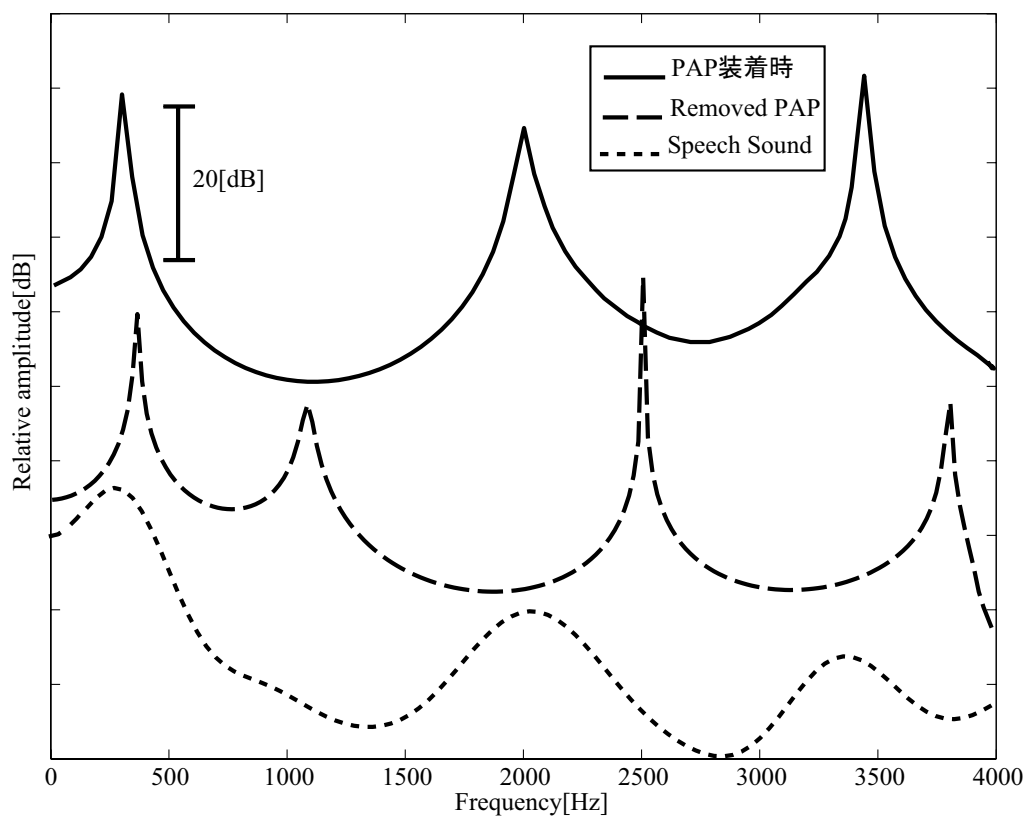


図 7.2: Subject-P1 の PAP 装着時の声道モデルとそこから PAP を除去したときの声道モデルの声道伝達特性と PAP 非装着時の音声スペクトル

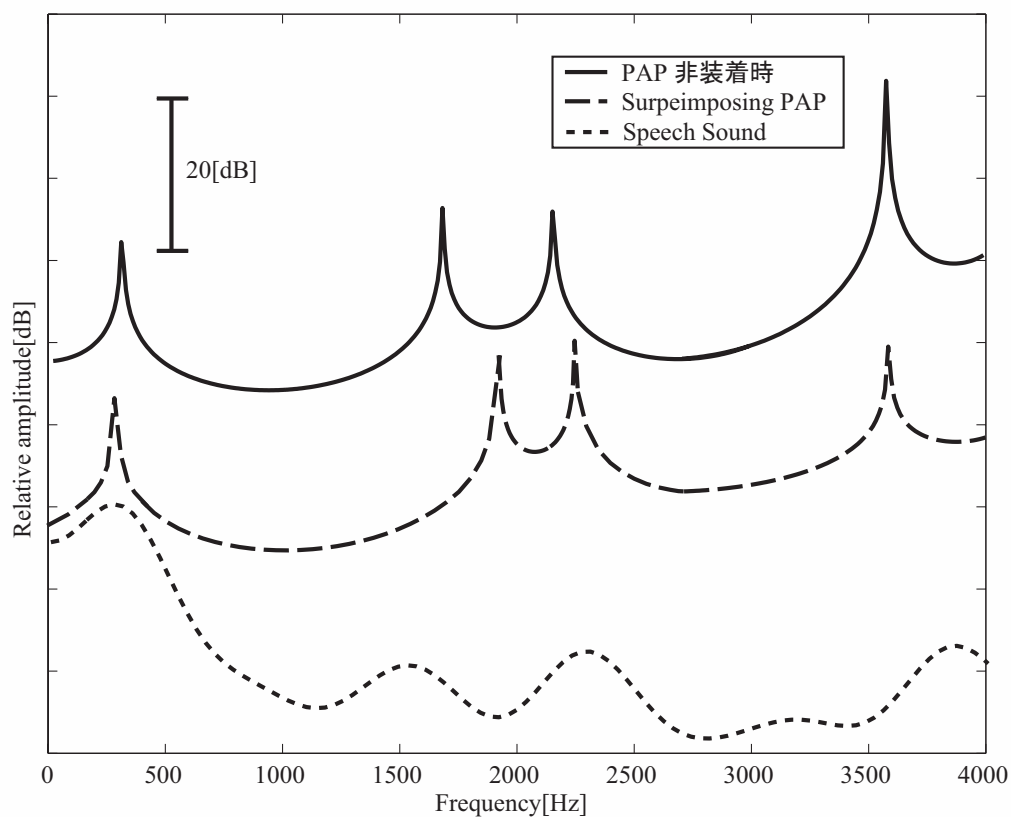


図 7.3: Subject-P1 の PAP 非装着時の声道モデルとそこへ PAP を付加した声道モデルの声道伝達特性と PAP 装着時の音声スペクトル

そこへ PAP を装着させた声道モデルを作成した．これら作成された声道モデルは，他の声道モデルと同様に口唇からの放射を表現するために口唇部に放射球面が取り付けられている．以上の方法により，計 4 種類の声道モデルを作成した．これらの声道モデルの声道伝達特性の分析を行うことにより，補償動作が音声スペクトルに与える影響を調べることができる．

図 7.2 に PAP 非装着時の声道モデル，そこへ PAP を付加した声道モデルの声道伝達特性と PAP 装着時の音声スペクトルを示す．PAP 装着時のモデルから PAP を取り外した場合の伝達特性は 1980 Hz のピークがなくなり，1120 Hz と 2560 Hz に新たにピークができています．また，PAP 非装着時のモデルの伝達特性の第 2 ピークは低域に移動し，第 3 ピークは高域に移動している．PAP を装着しない状態での補償動作による構音の変化が，伝達特性の第 2 ピークに大きな差となって現れている．これら 2 つの声道モデルの口腔部の断面積の差を調査した結果，5 % 未満と小さく，この伝達特性の差は口腔部の声道形状，特に左右非対称性に起因していると考えられる．

図 7.3 に PAP 装着時の声道モデル，そこから PAP を除去したときの声道モデルの声道伝達特性と PAP 非装着時の音声スペクトルを示す．PAP 装着時のモデルの伝達特性では 1500 Hz 付近にピークは存在していないことが分かる．PAP 非装着時のモデルに PAP を装着させると，伝達特性の第 2，第 3 ピークが高域に移動しているが，音声の改善には至っていないことが分かる．このことから，PAP を用いた場合の音質改善のためには下顎の移動による補償動作が必要であることが示された．

7.2 考察

構音障害患者の調音の補償動作が音声スペクトルに与える影響を調査するために，声道モデルに対して PAP を装着，または外した状態になるように変形を与え，各モデルの伝達特性の変化を分析した．PAP を装着したモデルの伝達特性を比較すると，補償動作がある場合のみ，音声歪みの改善が確認された．このことから，PAP 設計の際には補償動作を考慮することが必要であることが示された．また，PAP 非装着時の補償動作による構音の違いが声道伝達特性に及ぼす影響に

ついて調査した結果，PAP 非装着時の声道モデルの伝達特性が PAP 装着時の声道モデルから PAP を除去した声道モデルのものとは異なっていた．PAP 非装着時の声道形状は左右非対称で複雑であり，構音の違いによる伝達特性の差が非常に大きく現れることが示された．

第 8 章

結論

8.1 本論文の要約

本研究では、複雑な声道形状が音響特性に与える影響について明らかにする事を目的として、以下の項目について検討がなされた。

- 声道形状の構造的特徴を調査するために、MRI 撮像による歯列形状を含む精密な声道計測法を提案した。
- FEM および等価回路モデルによる声道伝達特性の推定精度を検討した。
- 構音障害患者のような複雑で左右非対称な声道形状が声道伝達特性に与える影響について調査した。
- 以上の結果の応用として、PAP が音声スペクトルに与える影響を調査し、そのときの声道形状と声道伝達特性の関係について検討した。

各項目の詳細について述べ、これによって得られた成果、知見について述べる。

まず、声道形状の構造的特徴と音声の音響的特徴の関係を調査する際には、声道形状を精密に計測する必要がある。本研究では、声道形状計測の際に様々な利点を有する MRI 撮像法を用いた。その際に問題となった歯列形状の計測を行うために、歯列補填法を提案し、歯冠プレートによる手法についても議論した。その結果、本研究には精密で歯列を含む 3 次元の声道形状の計測を行えるようになったという成果が得られた。

次に、これまで音声分析にしばしば用いられてきた等価回路モデル、および FEM による声道伝達特性の推定法の推定精度について検討を行った。特に、構音障害患者のような左右非対称で複雑な声道形状の場合についての検討を行った。その結果、健常者の場合は両推定法とも良好な精度で声道伝達特性を推定できるが口腔疾患患者の場合は FEM による推定法は良好な推定精度であるが、等価回路モデルでは音声との対応が取れない場合があるということが判明した。よって、本研究では声道伝達特性の推定法の推定精度について定量的に評価を行ったという成果が得られた。

さらに、構音障害患者の声道形状と音声の歪の関係を調査するために、声道断面積は変えずに声道断面形状のみを変えた変形声道モデルを作成し、検討を行った。伝達特性を FEM で計算したところ、各変形声道モデルの声道伝達特性に違いが見られた。そこで、音圧分布をみると、声道内の音波の伝播が平面波とは異なっていた。以上のことから、複雑で左右非対称な声道断面形状が声道伝達特性に影響を与えるという知見が得られた。

最後に、構音障害の治療に用いられる PAP の形状や、発話時の特徴的な構音の状態が音声スペクトルに対して与える影響について調査を行った。まず、PAP の厚さが音声に与える影響について調査され、単純に厚さを変えるだけでは音声の歪の改善につながらなかったということが示された。さらに、PAP 装着による構音の違いがあるということが示された。口腔疾患患者のような複雑な声道の音響分析を行う際に FEM による声道伝達特性の推定法を用いることで、これまで医療従事者の聴観印象に頼ってきた構音障害の治療や発話補助具の設計のための指針を示すことができた。

本研究では FEM による声道伝達特性の推定により母音の音声生成の機構について調査してきたが、これを他の有声音についても発展させることで、声道形状と音声スペクトルの関係の解明への支援となる。

声道モデルに計算機上で仮想的に変形を与え、それを FEM で分析することで声道の構造的特徴と声道伝達特性の関係についての議論を行った。この手法によると、本来人間が形成できないような任意の声道形状を仮想的に再現することができ、本手法がより詳細に声道形状の構造的特徴と音声スペクトルの関係の解明への発展につながると期待される。特に、構音障害患者のような、複雑で左右非

対称な声道の形状的特徴が音響的特徴に与える要因についての考察を行うための強力な手法となり、医学的な応用への発展が期待される。

本研究が無声摩擦子音の声道形状と音声スペクトルの関係の解明へ応用されることも期待でき、無声摩擦子音発話時の精密な声道モデルと数値流体力学と組み合わせた分析 [52] への応用がなされている。さらに他の子音についての検討や、任意に変形された声道モデルの FEM による分析法による検討などへ発展することが期待される。

本研究が全音声における声道形状と音声の関係の解明への発展に寄与し、音声生成のメカニズムの本質の解明への発展が期待される。

8.2 今後の課題

本論文で得られた成果は、次の課題を解決することで母音音声生成における発話時の声道形状と、発話された音声の特徴量の一つである音声スペクトルとの関係がさらに解明されると期待される。

1. 声道モデルの精密化

本研究で用いた声道モデルは、音韻を決定付ける音声ホルマントとの対応をみるためには十分な精度であることが示されている。さらに、声道壁面のインピーダンスを人間の声道を再現したものとするれば、声道伝達特性のピークの鋭さが音声スペクトルに近くなると考えられ、ホルマント周波数だけでなく、帯域幅についての議論が可能となるだろう。また、鼻腔をモデル化することにより、さらに鼻濁音や、軟口蓋による声道とのカップリングについての調査を行うことができ、それが音声に与える影響について明らかになると期待される。

2. 声道断面の左右非対称性

本研究では、構音障害患者の口腔部が複雑で左右非対称であり、それが音声スペクトルに影響を与えているということを明らかにした。本研究ではそれを円形断面による変形声道モデルとの比較で行ったが、様々な断面形状を有

する変形声道モデルにより行う事で、断面形状の構造的特徴が音声スペクトルに与える影響がさらに詳細になると期待される。

3. 補償動作

本研究では、構音障害患者の補償動作が音声スペクトルに影響を与えていることが示された。この補償動作がどのような戦略に基づいてなされているかを明らかにすることで、発話訓練や PAP 設計のための指針が更に与えられることになると期待される。そのために、たとえば、声道モデルの下顎に変形を与え、その音声スペクトルを推定していくことで最も歪が小さい場合の構音がわかり、それと補償動作時の下顎の位置との関係について調査するという手法が考えられる。また、装着後の時間経過に伴う補償動作の変化を調査することで、発話者がどのようにして補償動作をするようになったか等の知見が得られると期待される。

謝辞

本研究を行なうに当たり、終始御指導を賜った 赤木正人 教授に深謝致します。

また、日頃から有益な御助言をいただき、多面に渡って励ましていただいた 党建武 教授と 鵜木祐史 助教授に感謝致します。また、本研究を行うにあたって有益な助言、データ提供を頂きました ATR 人間情報科学研究所 北村達也 博士、昭和大学歯学部 鈴木規子 助教授 に感謝致します。

最後に、本論文をまとめるに当たって御協力いただいた赤木・党・鵜木各研究室の皆様には厚く御礼申し上げます。

参考文献

- [1] Chiba & Kajiyama, "The Vowel," Tokyo: Tokyo-Kaiseikan (1942).
- [2] Ingo R. Titze, "Principles of Voice Production," National Center for Voice and Speech (2000).
- [3] 太田 光雄, "基礎情報音響工学," 朝倉書店 (1992).
- [4] T. Kitamura, K. Honda and H. Takemoto, "Individual variation of the hypopharyngeal cavities and its acoustic effects," *Acoust. Sci. & Tech.*, **26**, 16-26 (2005).
- [5] 高木 直子, 北村 達也, 赤木 正人, 鈴木 規子, 藤田 幸弘, 道 健一 "側音化構音の音響特性について," 1996 年春季音響学会講演論文集, pp.363-364 (1996,3).
- [6] 齋藤 浩人, 鈴木 規子, 北村 達也, 赤木 正人, 道 健一, "舌・口底切除における異常構音の音響的特徴－スペクトルのピーク分析の試み－", 日本口腔科学会雑誌, **49**, 92-101 (2000).
- [7] M. Akagi, N. Suzuki, K. Hayashi, H. Saito, and K. Michi, "Perception of lateral misarticulation and its physical correlates," *Folia Phoniatrica et Logopaedica*, **53**, 291-307 (2001).
- [8] 齋藤 浩人, 鈴木 規子, 藤田 幸弘, 道 健一, 高橋 俊行, "MR 撮像法を用いた 3 次元声道形状の計測－研究方法および健常人の声道断面積の検討－", 日本口腔科学会雑誌, **49**, 92-101 (2000).
- [9] 北村 達也, 鈴木 規子, 齋藤 浩人, 道 健一, 高橋 俊行, 赤木 正人, 和久本 雅彦, "MRI による舌・口底切除患者の 3 次元声道形状の分析," 電子情報通信学会技術研究報告, SP2000-153 (2001).

- [10] S. Kiritani, K. Itoh, O. Fujimura, "Tongue-pellet Tracking by a Computer-controlled X-ray Microbeam System," *Acoust. Sci. & Tech.*, **25**, 1516 - 1520 (1975).
- [11] 片岡 竜太, 秋月 弘道, 斉藤 健一, 大野 康亮, 吉田 広, 道 健一, 関 健次, 岡野 友宏, 岡部 馨, "3次元 CT を用いた声道, 鼻咽腔断面積の計測 - 口腔癌疾患術前/i/ 発話時について-, " 1992 年春季音響学会講演論文集, pp.253-254 (1992.3).
- [12] 松村 雅史, 杉浦 淳, "磁気共鳴映像法 (MRI) による声道形状の計測, " 電気通信学会論文誌 **J-75A**, 1115-1123 (1992).
- [13] B. H. Story, I. R. Titze and E. A. Hoffman, "Vocal tract area functions for an adult female speaker based on volumetric imaging," *J. Acoust. Soc. Am.*, **104**, 471 - 487 (1998).
- [14] 本多 清志, 藤田 覚, mark Tiede, 和久本 雅彦, 党 建武, "上下歯列間隙により生じる声道の分岐管" 1999 年春季音響学会講演論文集, pp.235-236 (1999.3).
- [15] 藤田 覚, 本多 清志, 党 建武, "母音発声時の音声スペクトルに対する歯列間隙の影響" 2991 年秋季音響学会講演論文集, pp.335-336 (2001.3).
- [16] M. R. Schroeder, "Determination of geometry of the human vocal tract by acoustic measurement," *J. Acoust. Soc. Am.*, **41**, 1002 - 1010 (1967).
- [17] P. Mokhtari, T. Kitamura, H. Takemoto and K. Honda, "Vocal tract area function inversion by linear regression of cepstrum," *Proc. of Interspeech 2005*, 3201-3204 (2005).
- [18] J. Dang , K. Honda "Estimation of vocal tract shapes from speech sounds with a physiological articulatory model," *J. Phonetics*, **30**, 511 - 532 (2002).
- [19] O. Fujimura and J. Lindqvist, "Sweep-tone measurements of vocal tract characteristics," *J. Acoust. Soc. Am.*, **49**, 541-558 (1971).

- [20] M. M. Sondhi and B. Gopinath, “Determination of vocal tract shape from impulse response,” *J. Acoust. Soc. Am.*, **49**, 1867-1873 (1971).
- [21] K. Motoki, “ Measurement of sound-pressure distribution in replicas of the oral cavity,” *J. Acoust. Soc. Am.*, **92**, 2577-2585 (1992).
- [22] J. Dang and K. Honda, “ new method for measuring anti-resonance details of the vocal tract transmission characteristics – An experimental study of acoustic tubes–,” *J. Acoust. Soc. Jpn. (E)*, **17**, 93-99 (1996).
- [23] 持田 岳美, 菅田 雅彰, 横山 徹, 大谷 猛, 三木 信弘, 和久本 雅彦, 正木 信夫, 本多 清志, “口腔復元模型を用いた声道断面積関数の音響的計測,” 1999 年秋季音響学会講演論文集, pp.307-308, (1999,9).
- [24] M. M. Sondhi and J. Schroeter, “A hybrid time-frequency domain articulatory speech synthesizer”, *IEEE Trans. Acoust., Speech, and Sig. Processing*, **35**, 955-967 (1987).
- [25] C. Lu, T. Nakai and H. Suzuki, “Finite element simulation of sound transmission in vocal tract,” *J. Acoust. Soc. Jpn. (E)*, **14**, 63-72 (1993).
- [26] 松崎 博季, 三木 信弘, 小川 吉彦, “音響管内の 3 次元の音響的特徴量の有限要素法による解析,” 電気通信学会論文誌, **J80-A** 1351-1359 (1997).
- [27] T. Niikawa, T. Ando and M. Matsumura, “Frequency dependence of vocal-tract length,” *Proc. of ICSLP 2000*, pp.1525-1528 (2000)
- [28] 中井 孝芳, 森川 将太, 杉山 哲也, “2 次元声道の有限要素法解析に基づく断面積の推定,” 電子情報通信学会技術研究報告, **SP2002-57** (2002).
- [29] 北村 達也, 竹本 浩典, 本多 清志, “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,” 電子情報通信学会技術研究報告, **SP2004-78** (2004).
- [30] 西本 博則, 赤木 正人, 北村 達也, 鈴木 規子, 斎藤 浩人, 道 健一, 高橋 俊行, “舌・口底切除患者の 3 次元声道形状モデルの有限要素法による分析,” 電子情報通信学会技術研究報告, **SP2000-154** (2001).

- [31] 西本 博則, 赤木 正人, 北村 達也, 鈴木 規子, “舌・口底切除患者の声道モデルを变形させたモデルの声道伝達特性の分析” 電子情報通信学会技術研究報告, SP2002-58 (2002).
- [32] 山崎 憲, 瀬谷 浩一郎, “開放型段付き管内音圧分布の有限要素計算と実験,” 音響学会誌, **46**, 711-715 (1989).
- [33] 北村 達也, 西本 博則, 藤田 覚, 本多 清志, “音響計測, 電気回路理論および有限要素法により求めた声道模型の伝達関数の比較,” 電子情報通信学会技術研究報告, EA2003-7, SP2003-7 (2003).
- [34] O. Engwall, “Using linguopalatal contact patterns to tune a 3D tongue model,” *Proc Eurospeech 2001*, Vol. 2, pp. 1475-1478 (2001).
- [35] S. S. Narayanan, A. A. Alwan and K. Haker, “An articulatory study of fricative consonants using magnetic resonance imaging,” *J. Acoust. Soc. Am.*, **98**, 1325-1347 (1995).
- [36] S. S. Narayanan and K. haker, “Toward articulatory-acoustic models for liquid approximants based on MRI and EPG data. Part II. The rhotics,” *J. Acoust. Soc. Am.*, **101**, 1078-1089 (1997).
- [37] B. H. Story, I. R. Titze and E. A. Hoffman, “Vocal tract area functions from magnetic resonance images,” *J. Acoust. Soc. Am.*, **100**, 537-554 (1996).
- [38] K. Tom, I. R. Titze, E. A. Hoffman and B. H. Story, “Three-dimensional vocal tract imaging and formant structure: Varying vocal register, pitch and loudness,” *J. Acoust. Soc. Am.*, **109**, 742-747 (2001).
- [39] “Image J” web site <http://rsb.info.nih.gov/ij/> .
- [40] 笹川 耕一, 黒田 伸一, 池端 重樹, “平均隣接数に着目した閾値決定法,” 電気通信学会論文誌, **J-73** 360-366 (1990).
- [41] P. K. Shao, S. Soltani, A. K. C. Wong and Y. C. Chen, “Image analysis using mathematical morphology,” *IEEE Trans.*, **PAMI-9**, 4 532-550 (1987).

- [42] Fred L. Bookstein "Morphometric tools for landmark data," Cambridge university press (1991).
- [43] 越智 淳三, "分冊 解剖学アトラス II," 文光堂 (1995).
- [44] T. Takemoto, T. Kitamura, H. Nishimoto and K. Honda, "A method of tooth superimposition of MRI data for accurate measurement of vocal tract shape and dimensions," *Acoust. Sci. & Tech.*, **25**, 468-474 (2004).
- [45] 新川 拓也, 松村 雅史, 清水 公治, 橋本 泰嗣, 舘村 卓, 和田 健, "磁気共鳴映像法を用いた摩擦音発声時の三次元声道形状の計測", 電気学会論文誌 C, **118**, 1060-1065 (1998).
- [46] 和久本 雅彦, 正木 信夫, 党 建武, 本多 清志, 藤本 一郎, 中村 裕二, 島田 育廣, "MRI 用歯冠造影剤プレートの摩擦子音構音への影響 -X 線マイクロビームを用いた観察-, 電子情報通信学会技術研究報告 SP97-123 (1998).
- [47] T. Kitamura, H. Takemoto, K. Honda, Y. Shimada, I. Fujimoto, Y. Syakudo, S. Masaki, K. Kuroda, N. Oku-uchi and M. Senda, "Difference in vocal tract shape between upright and supine postures: Observations by an open-type MRI scanner," *Acoust. Sci. & Tech.*, **26**, 465-468 (2005)
- [48] M. K. Tiede and K. Honda, "Improved area function estimation from mid-sagittal distances on 3D MRI DATA" 1999 年秋季音響学会講演論文集, pp. 239-240, (1999.9).
- [49] 松崎 博季, 三木 信弘, 小川 吉彦, "3-D FEM による声道の放射空間付き楕円近似音響管モデルに関する一考察," 電子情報通信学会技術研究報告, SP95-113 (1996).
- [50] 今井 聖, 古市 千枝子, "対数スペクトルの不偏推定," 電気通信学会論文誌, **J70-A**, 471-480 (1987).
- [51] J. B. Tufts and T. Frank, "Speech production in noise with and without hearing protection" *J. Acoust. Soc. Am.*, **114**, 1069-1080 (2003).

- [52] 岡崎 昌彦, 西本 博則, 赤木 正人, “無声摩擦子音発声時の気流の数値流体解析,” 2004 年春季音響学会講演論文集, 3-7-4, (2004) .

本研究に関する発表論文

- [1] 西本 博則, 赤木 正人, 北村 達也, 鈴木 規子, “有限要素法による声道伝達特性推定の有効性に関する検討,” 日本音響学会誌 (採録決定) .
- [2] H. Nishimoto, M. Akagi, T. Kitamura, N. Suzuki and H. Saito , “FEM Analyses of three-dimensional vocal tract models after tongue and mouth floor resection,” *The Journal of the Acoustical Society of America*, Vol. 110, No. 5, Pt. 2 of 2, pp 2761 (2001).
- [3] H. Nishimoto, M. Akagi, T. Kitamura and N. Suzuki , “FEM analyses of three dimensional vocal tract models after tongue and mouth floor resection,” *NATO Advanced Study Institute 2002 Dynamics of Speech Production and Perception*, Il Ciocco, Italy (2002).
- [4] H. Nishimoto, M. Akagi, T. Kitamura and N. Suzuki , “Estimation of transfer function of vocal tract extracted from MRI data by FEM,” *ICA2004*, Tu5.H.1, Kyoto, Japan (2004).
- [5] H. Nishimoto, M. Akagi, T. Kitamura and N. Suzuki , “Estimation of transfer function of vocal tract extracted from MRI data by FEM,” *2006 RISP International Workshop on Nonlinear Circuits and Signal Processing (NCSP'06)*, Hawaii, USA (2006).
- [6] 西本 博則, 赤木 正人, 北村 達也, 鈴木 規子, 齋藤 浩人, 道 健一, 高橋 俊行, “舌・口底切除患者の3次元声道形状モデルの有限要素法による分析,” 電子情報通信学会技術研究報告, SP2000-154 (2001).
- [7] 西本 博則, 赤木 正人, 北村 達也, 鈴木 規子, “舌・口底切除患者の声道モデルを変形させたモデルの声道伝達特性の分析,” 電子情報通信学会技術研究

報告, SP2002-58 (2002).

- [8] 西本 博則, 赤木 正人, 北村 達也, 鈴木 規子, “MRI 計測による声道モデルの伝達特性の推定精度の検討,” 電子情報通信学会技術研究報告, SP2003-191 (2004).
- [9] 西本 博則, 赤木 正人, 北村 達也, 鈴木 規子, 齋藤 浩人, 道 健一, 高橋 俊行, “舌・口底切除患者の3次元声道形状モデルの有限要素法による分析,” 2001年春季音響学会講演論文集, 3-Q-27 (2001) .
- [10] 西本 博則, 赤木 正人, 党 建武, 北村 達也, 鈴木 規子, 齋藤 浩人, “有限要素法による3次元声道形状モデル内部の音圧分布の分析,” 2001年秋季音響学会講演論文集, 3-2-15 (2001) .
- [11] 西本 博則, 赤木 正人, 北村 達也, 鈴木 規子, “口腔疾患患者の声道モデルを変形させたモデルの声道伝達特性の分析,” 2002年秋季研究発表会講演論文集 2-10-13 (2002) .
- [12] 西本 博則, 赤木 正人, 北村 達也, “MRI 計測による声道モデルの伝達特性と同時収録された音声のフォルマント周波数の比較,” 2003年秋季研究発表会講演論文集 3-8-14 (2003) .
- [13] 西本 博則, 赤木 正人, “声道断面形状の非対称性が声道伝達特性に及ぼす影響,” 2005年春季研究発表会講演論文集 1-1-3 (2005) .
- [14] 西本 博則, 赤木 正人, 党 建武, 鈴木 規子, “口腔疾患患者の調音時の補償動作に着目した変形声道モデルによる伝達特性の分析,” 2005年秋季研究発表会講演論文集 3-1-15 (2005) .

本研究に関する発表論文(副著者分)

- [1] T. Takemoto, T. Kitamura, H. Nishimoto and K. Honda, “A method of tooth superimposition of MRI data for accurate measurement of vocal tract shape and dimensions,” *Acoustic Science and Technology*, Vol. 25, pp.468-474 (2004).
- [2] T. Kitamura, S. Fujita, K. Honda and H. Nishimoto, “An Experimental Method for Measuring Transfer Functions of Acoustic Tubes,” *INTERSPEECH 2004 – ICSLP*, TuB602p.14, Jeju Island, Korea (2004)
- [3] 竹本 宏典, 北村 達也, 西本 博則, 本多 清志, “声道形状の MRI 計測における歯列補填法,” 2003 年春季音響学会講演論文集, 2-3-9, (2003) .
- [4] 北村 達也, 西本 博則, 藤田 覚, 本多 清志, “音響計測およびシミュレーションによる声道モデルの伝達特性の比較,” 2003 年春季音響学会講演論文集, 2-3-4 (2003) .
- [5] 北村 達也, 西本 博則, 藤田 覚, 本多 清志, “音響計測, 電気回路理論および有限要素法により求めた声道モデルの伝達関数の比較,” 電子情報通信学会技術研究報告, EA2003-7, SP2003-7 (2003).
- [6] 岡崎 昌彦, 西本 博則, 赤木 正人, “無声摩擦子音発声時の気流の数値流体解析,” 2004 年春季音響学会講演論文集, 3-7-4, (2004) .