

Title	3次元生理学的舌モデルを用いた舌の健常時及び部分切除手術後の運動に関する研究
Author(s)	藤田, 覚
Citation	
Issue Date	2008-03
Type	Thesis or Dissertation
Text version	author
URL	http://hdl.handle.net/10119/4194
Rights	
Description	Supervisor: 党建武, 情報科学研究科, 博士

博士論文

3次元生理学的舌モデルを用いた
舌の健常時及び部分切除手術後の運動に関する研究

藤田 覚

指導教官 党 建武 教授

北陸先端科学技術大学院大学
情報科学研究科

2008 年 3 月

概要

舌は生存にとって重要な機能である味覚、咀嚼や嚥下機能に大きく関わる器官であると共に、人間の社会生活に重要な音声コミュニケーションにとっても重要な器官である。音声コミュニケーションは言語情報交換のみならず、音楽における歌のように人間の豊かな文化生活に欠かせない役割を果たしている。また、幼児と親との音声を介した関わりはコミュニケーションであると共に人間の発達・学習にとって重要な過程であると考えられる。そのため、舌の運動障害は人間の生活の質(QOL)に深刻な影響を与える。舌の運動障害の原因のなかで大きな比重を占める、舌切除手術によって生じる障害の軽減が可能ならばその効果は大きい。そこで、本研究は生理学的舌モデルに基づいて舌切除手術後の舌運動の推定・予測を正確に行うシステムの開発を目指し、そのために必要な要素技術の研究とする。

これまで、舌運動の研究は音声生成研究を中心に行われ、X線マイクロビーム撮影、tagged-cine-MRIなどを用いた運動観測やelectromyography(EMG)を用いた外舌筋の活動計測が行なわれた。また構成的な解析手法として2次元または3次元舌計算モデルが用いられ、舌の動きと内部変形の数値化や可視化により発話メカニズムを究明してきた。だが、これまでのモデルを用いた研究は健常者しかも左右対称の発話運動が対象であったため、障害時の運動のような大変形かつ左右非対称な動きを再現できるモデルはまだ実現されていない。また、舌運動はmuscular hydrostatと呼ばれる筋肉と軟組織の非圧縮性を利用したものであると考えられるが、3次元の舌運動と内舌筋を含む筋活性との関係の知識は不十分であり、舌運動の障害診断に用いられる突き出しや曲げ運動に関してもそのメカニズムは明らかではない。そのため手術計画段階での正確な障害予測は現状では困難であり、医療の課題となっている。もし、舌切除手術後の障害推定・予測を正確に行うシステムが開発されたならば、手術後のQOLを正確に考慮した手術計画が可能になり、またリハビリテーション計画作成にも有用であろう。さらに、正確な障害予測は機能的な側面におけるインフォームドコンセント形成にも役立つと考えられその波及効果は大きい。

本研究では、舌手術計画支援システムを目指して、既存の2.5次元生理学的発話シミュレータの舌モデルを拡張することにより3次元舌モデルを構築した。モデ

ルは 7x11x5 層からなる質点群とそれらを結ぶ仮想的な体積を持つシリンダーから構成される。舌の軟組織はバネとダッシュポットを用いてモデル化され、また、筋肉はサルコメアのレオロジー的モデルである Morecki モデルを用いている。運動は変位依存型有限要素法 (X-FEM) を用いて計算され、軟組織の非圧縮性は舌全体の体積に対する拘束条件とシリンダーのポアソン比で表わされる。その結果、舌の運動はモデルの筋活性によって生成可能であり、変形中の体積はほぼ一定に保たれる。

モデルの基本機能評価のため個別の外舌筋および内舌筋活性による運動生成を行い、その結果解剖学的知見と一致し基本機能の有効性が確認された。舌の障害診断に用いられる基本運動である突き出し・曲げ運動に対して HARP-MRI 法を用いた舌変形の観測を行ない、個別筋肉において、左右側および前・中・後部分の制御の自由度があることと、内舌筋（垂直舌筋、横舌筋）の関与が推定される結果を得た。観測結果と解剖学的知識を基に、内舌筋の共収縮を含む、muscular hydrostat 原理に基づいた突き出し運動と曲げ運動をモデルの筋活性により実現し、その筋活性パターンを推定した。そして、医師の手術計画に基づいた血管腫のあるモデルと舌部分切除モデルを用いて基本運動への影響推定を行い、患者の症例と比較・評価を行った。血管腫の場合、影響は小さく症例と一致した。部分切除の場合、突き出し運動の障害側への偏位や曲げ運動の左右差など症例と傾向が一致する結果を得た。これは、モデル機能と基本運動の筋活性パターン推定の有効性を示す結果である。だが、偏位の大きさなどに違いがあり定量的な推定には至っていない。また半側再建舌モデルを用いて皮弁の剛性・粘性の突き出し運動への影響を調べ、剛性・粘性と偏位の単調増加かつ非線形な関係を得た。また同様に、構音運動に関して内舌筋を含む筋活性パターンを推定し外舌筋の EMG データや筋長計測データと比較し整合する結果を得、また内舌筋の関与も示された。その結果を利用して舌手術の影響推定を試み、さらに重力の舌運動への影響の考察も行なった。

本研究の結果、本モデルが健常時の舌運動解析、および舌手術後の障害予測の有効な手段となる可能性が示唆された。今後さまざまな切除範囲の模擬と症例との比較を行うことにより、精度良い舌切除手術の障害予測に繋がる可能性を得ることができた。

Abstract

The tongue has critical roles in the vital functions such as tasting, mastication, swallowing, and it is one of most important organ for speech communication. It also relates to sing that is valuable to enjoy life, and relates to development and learning when baby and parent communicate with voice. Therefore, any disorder of the tongue would affect quality of life (QOL) seriously.

This thesis discusses the methodology to reduce disorder of the tongue due to glossectomy, because glossectomy account for large part of causes for disorder of the tongue. Toward developing precise prediction system of disorder after glossectomy based on physiological tongue model, we studied elemental technologies for it.

Observations and analyses of the tongue have been carried out using imaging methods such as X-ray micro-beam, electromagnetic midsagittal articulography (EMMA) and tagged-cine-MRI, and electromyography (EMG) method have been used to observe activities of thick extrinsic muscles. The studies of the tongue functions have been performed using 2D and 3D computational models. However, the subject of those studies was mainly to investigate articulatory movements in normal speech which were assumed symmetric. Therefore, no model could produce large asymmetric movement to simulate disorders of the tongue. Additionally, our knowledge about relationship between 3D movements and muscle activities including intrinsic muscles is insufficient, even for basic movements such as protrusion and left-right bendings which are used to diagnose disorder of the tongue. Hence, it is difficult to accurately predict possible damage of the vital functions caused by glossectomy. If a precise prediction can be made on the postoperative functions, it would contribute to designing efficient procedures. It also helps patients establish informed consent on the functional aspects.

Our proposed model was designed for supporting system of glossectomy planning, by extending a tongue model of existing 2.5D physiological articulatory simulator. The model consisted of $7 \times 11 \times 11$ layers of mass nodes, and trusses connecting the nodes. Soft tissues were modeled using spring and dashpot bound to trusses, and rheological model of sarcomere was adopted for muscle modeling (Morecki's model).

Dynamics of the model was modeled based on displacement-based FEM (X-FEM), while the incompressibility of the soft tissues were realized by constraint to the whole volume of the tongue body and poisson's ratio to virtual volume linked to each truss. Then, the model was able to produce movements based on muscle activities, and the volume was kept nearly constant during deformations.

Basic functions of the model were evaluated by activating individual muscles including extrinsic and intrinsic muscles, and the generated movements were consistent with anatomical knowledge. By HARP-MRI analyses for protrusion movements of the tongue, it was suggested that intrinsic muscles (vertical and transverse) are involved in protrusion, furthermore, anterior, middle and posterior part of the tongue muscles could be controlled independently as well as left-right wings of the tongue muscle bundles. According to these results and anatomical knowledge, basic movements such as protrusion and left-right bendings were realized after a number of simulations using the model with co-contraction in a manner consistent with muscular hydrostat, and thus muscle activation patterns for these movements were estimated. To apply the model to predict pre- and post-glossectomy situation of a patient who had tumor (hemangioma) in the tongue, the mechanical properties of the normal model are manipulated following the glossectomy plan by the doctor in charge, where the shape, stiffness, viscosity and musculature are altered according to the situation of tumors and resection. In the case of hemangioma, there was no distinguishable influence for both model simulations and the real cases. In the post-glossectomy, the same tendencies of influences in the simulations as in the real cases were observed: a deviation to the resected side in protrusion and differences between left and right bendings. These results suggest validity of the function of our model and the estimated muscle activation patterns although there were differences between the simulations and the real cases in the amount of deviations.

These results suggested that this model can be useful tool for studying tongue functions, and to predict disorders due to glossectomy by matching much more clinical data.

目次

第 1 章	はじめに	15
1.1	背景（舌の重要性とその障害）	15
1.1.1	舌の運動障害の分類	16
1.1.2	舌癌の統計データ	16
1.1.3	口腔癌の標準治療、舌切除手術・計画	17
1.2	本研究の目的と方法	18
1.2.1	先行研究と課題	18
	計算モデルを用いた先行研究	18
	解剖学的な舌の筋構造と神経支配	20
	骨格を用いない運動 (muscular hydrostat)	20
	運動制御仮説	21
	先行研究で解明されていない課題	21
1.2.2	タスク割り当て	22
1.2.3	筋活性による運動制御	23
1.3	本論文の構成	23
第 2 章	3 次元舌モデルの構築	27
2.1	メッシュ形状	27
2.2	筋肉配置	27
2.3	モデルの運動計算方法	30
2.4	筋活性のモデル	33
2.5	個別舌筋活性による運動生成とモデル評価	34

第 3 章	モデルを用いた基本運動生成	37
3.1	突き出し運動、制御単位	37
3.1.1	突き出し運動の軌跡	37
3.1.2	制御単位	38
3.1.3	左右曲げ	39
3.2	モデルを用いた基本運動生成	40
3.2.1	突き出し運動生成	40
3.2.2	曲げ運動生成	41
3.2.3	振り運動生成	42
3.3	考察	43
第 4 章	舌障害の基本運動への影響推定	45
4.1	腫瘍・部分切除手術の運動への影響推定・予測	46
4.1.1	腫瘍の症例 (MR データ)	46
4.1.2	腫瘍のモデル化	46
4.1.3	腫瘍がある場合の運動実例	47
4.1.4	モデルに基づく腫瘍がある舌の運動推定・予測	48
4.1.5	部分切除手術後の症例	49
4.1.6	部分切除のモデル化	50
4.1.7	モデルに基づく部分切除手術後の舌の障害推定・予測	51
4.2	再建手術の皮弁の剛性・粘性の影響推定	53
4.3	考察	54
第 5 章	舌障害や重力の構音への影響の検討	59
5.1	初期舌形状の声道模型用 MR データへの適合	59
5.2	MR データから抽出した声道形状への適合による構音動作生成	60
5.3	モデルによる/i/の構音動作生成	61
5.3.1	下顎の/i/の構音動作	61
5.3.2	舌の/i/の声道形状へのフィッティング	61
5.4	モデルによる/a/の構音動作生成	63
5.4.1	下顎の/a/の構音動作	63

5.4.2	舌の/a/の声道形状へのフィッティング	64
5.5	半側再建手術の構音動作への影響	65
5.5.1	/i/の構音への影響	65
5.5.2	/a/の構音への影響	67
5.6	重力の影響	67
5.7	tagged-MRI データとモデル運動の比較	74
5.8	考察	81
第 6 章	あとがき	83
6.1	構築したモデルと他のモデルの比較	83
6.1.1	2 次元モデルとの比較	83
6.1.2	2.5 次元モデルとの比較	84
6.1.3	他の 3 次元モデルとの比較	85
6.2	舌の運動制御	86
6.3	今後の展望	87
6.3.1	モデルの精度向上	87
6.3.2	生存率と QOL の向上を目指した舌手術計画を目指して	88
6.3.3	心身問題との関連	89
謝辞		91
参考文献		93
本研究関連の発表		99

目次

1.1	舌の構造、左側面 (academic.emporia.edusievertlverstrucLARYNX.HTM より)	25
1.2	GG の神経支配	25
1.3	SG の神経支配	25
1.4	HG の神経支配	25
1.5	SL、IL の神経支配	25
1.6	V、T の神経支配	25
1.7	非圧縮性・等方性で直方体形状を保つ理想的な剛体の変形概念図。非圧縮性により、収縮はそれと垂直な方向への伸展を伴う。舌、ゾウの鼻、軟体動物などは直交する 3 方向の筋肉を制御し筋肉自体の変形を運動に利用する (muscular hydrostat)。	26
2.1	提案する 3D 舌モデルの形状とメッシュ構造	28
2.2	3D 舌モデルの筋肉配置。(上段:内舌筋、下段:外舌筋)	29
2.3	軟組織の Vogit モデル	31
2.4	ノードを連結するトラス構造。トラスは近接するノード(縦、横、斜め 26-連結)を連結し粘弾性を表わす。	32
2.5	シリンダは仮想的に体積を持ち、体積の拘束条件に用いられる。またポアソン比は軟組織と同じ値に設定する。	33
2.6	筋肉のモデル	33
2.7	個別舌筋の活性による変形。(上段:外舌筋、下段:内舌筋)	35
3.1	HARP 法による舌突き出し運動の軌跡	38

3.2	HARP 法による最大突き出し状態から復帰時の舌の変形速度ベクトル。前舌、中下および後舌で速度パターンが異なる。	39
3.3	突き出し運動の生成	40
3.4	前舌の断面積収縮率と舌尖の移動量。断面の測定位置は図 3.3(b) に矢印線で示される。	41
3.5	右側への曲げ運動を生成する筋活性パターン	42
3.6	振り運動の模擬。(正面)	43
4.1	良性血管腫の MRI。左側に最大の腫瘍セグメントがあり、切除部分が医師により閉曲線で示されている。	46
4.2	血管腫のモデル化（ノードの移動とトラスの粘・弾性の変更）	47
4.3	手術前の運動（左側に最大の血管腫セグメント）。健常時と大きな違いはみられない。	48
4.4	左側に腫瘍がある舌の運動シミュレーション	49
4.5	左側部分切除手術後の運動。手術によって運動が影響を受けている。	50
4.6	血管腫のモデル化（ノードの移動、粘・弾性の変更）	51
4.7	部分切除後の運動シミュレーション	52
4.8	右曲げ、左曲げの回転量の時間推移	53
4.9	健常舌モデルと、皮弁の剛性・粘性を健常部に対し 0.25, 0.5, 1.0, 2.0, 4.0 倍にした左半側再建舌モデルを用いた突き出し模擬。再建舌モデルには皮弁の剛性・粘性が大きくなる程再建側へのより大きな変位が見られる。	54
4.10	皮弁の剛性・粘性と偏位の関係。剛性・粘性は健常組織に対する比率で示した。	55
5.1	MR データから抽出された/e/の舌形状（右斜め上方より）	60
5.2	初期形状（MR データの/e/の舌形状へのフィッティング。重ねて表示している。）	60
5.3	初期形状（/e/の声道形状へのフィッティング）	61
5.4	/i/の声道形状へのフィッティング	62
5.5	英語 11 母音発声時の舌筋 EMG データ（Baer ら 1988 [1] から転記）	63
5.6	日本語 5 母音発声時の舌筋長（高野ら [43] から転記）	64
5.7	/a/の声道形状へのフィッティング。（声道は右半側のみ表示）	66

5.8	左半側再建手術の/i/の構音への影響	70
5.9	左半側再建手術の/a/の構音への影響（声道は健常時のものを比較のため右半側のみ表示）	71
5.10	右側 V、T の活性増加 (+0.5N) を用いた右側伸展による湾曲軽減（声道は健常時のものを参考用に右半側のみ表示）	71
5.11	重力だけを 2 秒間適用したシミュレーション	72
5.12	重力下の筋活性による/e/の舌形状の復元	73
5.13	無重力下で推定した/i/の筋活性パターンと重力下の/e/のパターンの加算による重力下の/i/の構音	73
5.14	モデルの初期形状と、突き出し-引き込み運動時の tagged-MRI データの引き込み時の点のプロット（黒丸）の重ね合わせ。tagged-MRI データの舌後方が後に引かれ、初期形状に違いがあると考えられるが、前舌部の重なりを重視した。（一部、咽頭壁・咽頭腔のデータ点が舌の外部後方に示されている。） .	75
5.15	モデルと tMRI データ比較用のデータ位置のプロット。舌尖、前舌、中舌、後舌から 5 点選択している。	76
5.16	モデルの突き出し運動の tMRI データへのフィッティング（無重力）。●は tMRI の突き出し時の点、○は対応するモデルの点。フィッティングの指標として、5 対の点間の距離の合計を示している。	78
5.17	モデルの突き出し運動の tMRI データへのフィッティングの続き。	79
5.18	図 5.17(n) の側面、正面、上面の拡大図。左右方向位置差が比較的大きい。 .	80
6.1	非圧縮性の計算方法の違いによる形状変化への影響	85

第 1 章

はじめに

舌は摂食、発話など生活の質に関わる大きく関わる器官であるが、舌癌治療のための手術によって機能を障害されてしまうことがある。現在、手術計画は術後の生存率と機能保存を目標として立てられるが、舌機能の複雑さから障害を最小にする計画策定は困難である。そこで我々は、人間の舌を形状や筋肉機能を忠実した計算モデルを用いて、最適な舌手術計画を支援するシステム構築を目指し、その要素技術の研究を行った。以下に研究の背景と先行研究の概要、課題を示す。

1.1 背景（舌の重要性とその障害）

舌は生存にとって重要な機能である味覚、咀嚼や嚥下機能に大きく関わる器官であると共に、人間の社会生活に重要な音声コミュニケーションにとっても重要な器官である。また、言語情報のみならず、音楽における歌などに関わり人間の豊かな文化生活に欠かせない役割を果たしている。また、幼児と親との音声を介した関わりはコミュニケーションであると共に人間の発達・学習にとって重要な過程であると考えられる。さらに聴覚の運動理論やミラーニューロンの存在は調音運動と知覚の関係を示唆するものであり、舌運動は人間の知的活動に深く関わっている可能性がある。そのため、舌の運動障害は人間の生活の質に深刻な影響を与える。そこで、舌障害に関する分類を次節で述べる。

1.1.1 舌の運動障害の分類

生活の質に大きく影響する舌の運動障害は以下の様に咀嚼・嚥下に関する障害と構音に関する障害に大別される。ここで構音に関しては、制御側の脳・神経や効果器の障害と制御の様式の障害である機能的障害など細かな分類が示されているが（[22] など）、咀嚼・嚥下に関しても同様な分類がなされ得ると考えられる。

1. 咀嚼障害

2. 嚥下障害

3. 構音障害

(a) 器質的構音障害

- i. 運動性（筋や神経の損傷、筋力低下、コントロールの低下）
- ii. 舌切除手術後（舌癌治療などの切除手術に伴う）
- iii. 口蓋裂（鼻咽腔閉鎖機能不全、構音獲得遅れ）
- iv. 脳性麻痺（小児に発症する運動コントロール機能障害）
- v. 舌小帯短縮症（舌の動きが制限される）

(b) 機能的構音障害（運動学習に起因する障害。構音器官の形態的・機能的な異常が明らかではないのに構音障害がある）

器質的な障害は力学的な取り扱いが可能であり、また舌の複雑さから数学的解析的方法では扱いが困難である。計算モデルを用いた数値的計算手法がこの扱いに適合する。

1.1.2 舌癌の統計データ

舌の運動障害の原因の一つである舌切除手術について Ord により抜粋された医学的データ [33] を示す。

- 口腔および咽頭癌は世界で 6 番目に多い癌である。
 - － 発展途上国のインドでは全ての癌の 25% が口腔癌である。
 - － 米国では悪性腫瘍の 3-5% である。
- 男女差では次の表の様に男性の口腔・咽頭癌が多いが、女性も多い。
- 次に人種別の 5 年後生存率を示す。

表 1.1 新患の口腔・咽頭癌の統計

	All	Male	Female
口腔・咽頭	34,360	24,180	10,180
舌	9,800	6,930	2,870
口内	10,600	6,480	4,180
咽頭	11,180	9,310	2,490
その他の口腔	2,100	1,460	640

95-2003 年統計値による 2007 年の推定値

(CA. Cancer J. Clin. 2007 より)

表 1.2 人種別 5 年後生存率

	1975-77	1984-86	1996-02
白人	55	57	62*
黒人	36	36	40
全人種	53	55	60*

*Rate 75-77 : 96-02, significant ($p < 0.05$)

(CA. Cancer J. Clin. 2007 より)

- 舌癌は若年成人で増加している。

この様に舌癌は人種、性別に関わらず罹患数が多く、また 5 年後生存率からも適切な治療が必要な病気であることが分かる。次に舌癌に有効な治療法について説明する

1.1.3 口腔癌の標準治療、舌切除手術・計画

舌癌の有効な治療法の一つである舌切除手術について説明する。米国国立癌研究所 (NCI) が配信する標準治療で初期癌の場合、手術単独療法あるいは放射線単独療法によって 90% 以上の治癒率を見込めることを示している。また、頸部リンパ節転移のない場合は、ある程度進行した癌でも手術療法によって 80% の治癒率が見込めると示している。進行癌では、上記の高い生存率は見込めなく、手術と術後放射線療法の併用が現在の世界の標準療法となっている [29]。

しかし、標準治療は進行状態（腫瘍の大きさ、転移の状態）の分類によっていて、場所による分類はまだされていない。これは、舌の形状や構造に個人差があり、正確な扱いが難しいためと考えられる。また、切除範囲について、術後の機能を保存するための切除方法や、切除部分への他部位の移殖（皮弁）による再建手術の方法についても提案がされている [26]。だが、個人差や腫瘍の大きさ、位置を正確に考慮した手術の影響の推定が困難なため、生存率と生活の質（QOL）の両方を考慮した標準化には到っておらず、臨床的な研究が行なわれている段階である [30]。

このため、舌の個人差、腫瘍の大きさ、位置と切除範囲の影響を正確に考慮した手術の影響推定が期待されている。

1.2 本研究の目的と方法

舌手術は舌癌の治療に有効な方法であるが、舌形状の個人差、腫瘍の大きさ、位置に応じた影響を正確に考慮した手術計画策定は現状では困難である。正確な手術後の障害予測に基づいた手術計画が可能であれば、障害を最小にすることや、機能的な面に於けるインフォームドコンセント確立に役立ち、その波及効果は大きい。そのため、本研究の目標は、舌切除手術後の舌運動の推定・予測を正確に行うシステムの開発を目指し、そのために必要な要素技術の研究とする。

1.2.1 先行研究と課題

舌切除手術後の舌運動の推定・予測に関係する先行研究の概略を以下の節に示す。主に発話運動を対象とした計算モデルを用いた解析や、解剖学的研究、筋活動測定などが行なわれてきた。そして、舌手術計画支援システム開発に残された課題を示す。

計算モデルを用いた先行研究

舌の形状や運動の観測、筋活性測定などの実験手法のみでは舌の生体力学 (Biomechanics) 全体を把握することは困難である。そのため、主に音声生成のメカニズムを理解するために生理学的な舌の計算モデルが用いられて来た。計算モデルは舌の力学的、生理学的要素と、観測データを統合的に解析するために有力なツールである。以下にそれらの概略を示す。

Perkel [36] は初めて人間の舌の生理学的な 2 次元モデルを構築した。集中的なパラメータ

と集中的な力を用い、有限要素法 (FEM) と似た方法により舌の正中矢状断面をモデル化した。FEM を用いたモデルは Kiritani ら [23]、Kakita ら [20]、Hashimoto ら [17] による 3 次元舌モデルに応用された。これらの FEM モデルでは、舌の軟組織を微小弾性体に分割し、それぞれの弾性体の力の釣り合いを保つ準定常的形状の時間系列による舌の動的な変形を模擬した。これらは線形で比較的小さな変形を対象とした。Whilhelm-Tricarico [49] は大規模な FEM を用いて軟組織をモデル化し、それを用いて舌の 3 次元モデルを構成し変形の非線形性を議論した。だが、大変形運動の模擬は実現されなかった。Payan ら [35] は 2 次元の舌モデルを構築し、 λ モデル [9] に基づいた運動制御を行い、大きな変形である舌の母音連鎖運動の合成を行った。また、この間、骨格を伴う運動である下顎運動のモデル構築も行なわれた。平井ら [18] は舌、顎および喉頭を統合した 2 次元の生理学的モデルを開発し、MRI に基づいた調音運動観測データとの比較によって、舌と喉頭の生体力学的な相互作用を再現した。Sanguineti ら [38] は舌、下顎、舌骨、甲状軟骨および喉頭を含む 2 次元モデルを用い λ モデルに基づいた発話運動制御運動方法を開発した。このモデルは Gear 法による計算を用い、モデルの全ての運動は基本的な運動の 1 次結合で近似できることを示したが、軟組織と剛組織の相互作用は無視できなく計算の不安定を招くことを示した。以上、上記で挙げたモデルは、モデルを構成するための方法論や運動制御理論の検討を目的としたものであった。

一方、党ら [7] は音声研究の実用的なツール開発を目指し、正中矢状面付近 2.0 cm 幅の部分 3 次元 (2.5D) モデルを構築した。このモデルは舌、顎、舌骨、声道壁、喉頭軟骨から成り、変位依存有限要素法 (X-FEM) [51] に基づく効率的な計算方法とポアソン比、仮想的体積を用いて軟組織の非圧縮性を実現し、また筋活性に基づき子音・母音を含む運動計画から音声合成までを模擬した。だが、このモデルは健常者の調音動作が左右対称であり、正中矢状面付近で声道を表現できることに基づいていて、舌障害時の左右非対称運動は対象としていない。さらに、舌体を構成する側部内舌筋の一部が含まれていないため、muscular hydrostat の原理を用いた運動には不十分であると考えられる。また、Stéphanie ら [40] は市販の有限要素法ツールを用いて 3 次元舌モデルを構築し構音運動と重力の影響を解析した。そして、Vogt ら [47] らは全ての調音器官を含む音声合成システムの一部として 3 次元舌モデルを構築した。このモデルは stiffness-warping 法を用いて高速な計算と大変形をバランスよく実現している。だが、これらの 3 次元舌モデルにおいて軟組織の非圧縮性はポアソン比のみで制御され、要素毎の非圧縮性は考慮されていないため、一様でない大変形では要素間で体積の移動が起こり、不自然なものとなっていると考えられる。

解剖学的な舌の筋構造と神経支配

舌はその殆どが筋肉で構成され、また筋肉は骨格と連結しない内舌筋と片端あるいは両端が骨格と連結する外舌筋とに大別される複数の筋肉群から成る。解剖学的にこれらの筋肉群は舌神経 (lingual nerve)、舌咽神経 (glossopharyngeal nerve)、舌下神経 (hypoglossal nerve) の支配を受けることが分かっているが、個々の筋肉についての制御単位は明らかではない。だが、オートガイ舌筋 (GG) についてはその走行方向から前部、中部、後部の働きが異なることから、それぞれ独立に制御可能だと考えられている。図 1.1 に舌筋肉の概観を示し、図 1.2 - 1.6 に文献 [48] から引用した神経支配を示す。

また、竹本 [44] は舌のスライス標本の解析に基づいた詳細な筋肉走行配置を報告している。それによると、舌体は互いに垂直に走行する 3 方向の内舌筋 (垂直舌筋 (V)、横舌筋 (T)、縦舌筋 (SL、IL)) で構成され (特に V と T は織物のように互いに入り組む)、その外部を取り巻くように外舌筋が走行している。また、内舌筋については、他の骨格を伴わない運動を行う器官、ゾウの鼻、タコの足、ミミズなどとの類似性を報告している。

骨格を用いない運動 (muscular hydrostat)

ゾウの鼻、タコの足、ミミズなどは骨格がなく、その運動原理は Smith ら [39] 以降 muscular hydrostat と呼ばれている。これは、軟組織の非圧縮性・柔軟性を利用し、互いに垂直に走行する 3 つの筋肉が油圧システムに似た働きを可能とすることに由来している。例えば、ある方向の筋肉の収縮は、非圧縮性のため、それと垂直なあらゆる方向への伸展となる。また垂直な 2 方向の筋肉の収縮は、それに垂直な一方向への伸展となる。(理想的には、左右への 1/2、上下方向への 1/2 の収縮は前後方向への 4 倍の伸展となる) また、3 つの垂直方向の筋肉の同時活性は、運動を伴わない圧力上昇となり、剛性の増大となる。図 1.7 に直方体形状を保つ非圧縮性・等方性の理想的な剛体の大変形の概念図を示す。^{*1}

ゾウの鼻やタコの足は、部分部分の有機的な変形を用いて移動や捕食動作を行うと考えられている。この運動には 3 つの互いに垂直な筋肉の活性が重要であり、人の舌では舌体内部を構成する内舌筋、V、T、SL が対応すると考えられる [44]。

^{*1} ポアソン比は微小変形に対する値であり、微小変形量の 2 次の項は無視される。

運動制御仮説

これまで提案された運動制御方法には大別して2種類ある。一つは筋肉の長さに関する運動指令に基づき平衡状態を目標として制御を行う仮説、Equiribrium Point Hypothesis (EPH) あるいは入モデルと呼ばれる [9]。これは、筋長を保つ運動指令に基づいて、姿勢保持や摂動に対する反応の観測データに適合する。運動指令として、姿勢を保ったまま筋の張力を変化させる指令と平衡状態位置を変化させる指令の二つからなり、比較的容易に運動制御の実装が可能だという特徴がある。腕や顎など骨格運動や、舌運動への適用例 [35] がある。

もう一方は、川人 [21] らが提案している、脳内に運動器官の内部モデルを想定し、フィードバック-フィードフォワード2方向の制御による、軌道計画を行う仮説である。この制御は感覚器官や内部モデルなど複雑な制御要素を用い、学習過程が組み込まれた理論である。腕や足、眼球など骨格に基づく運動に適用されている。

EPH には運動時の剛性に関して矛盾があるとする指摘 [15] があるが、その測定方法に問題があるとする逆批判 [10] があり、運動制御の仕組みの解明はまだされていない。

入モデルは、比較的適用が行いやすいため、発話運動制御に適用されている [35]。また同様に筋活性と平衡位置のマッピングを用いた制御も提案されている [7, 13]。そして、声道の断面積を制御するパラメータを用いて単純化した発話器官機能モデルを用いた発話運動学習・制御システムも提案されている [16]。しかし、生理メカニズムに基づき発話速度変化や同時調音 (coarticulation) の3次元運動軌道を正確に再現するモデルは、舌構造の複雑さと運動の複雑さのために生ずる膨大な制御パラメータ空間のためまだ実現されておらず、筋活性とその運動の解析もされていない。特に、内舌筋の機能を考慮した制御は実現されていない。

先行研究で解明されていない課題

前節までの先行研究を要約し、本研究の目標である舌手術後の運動推定・予測を行う上で未解明な課題をリストすると、

- 調音運動以外の観測データ
- 調音運動以外の模擬
- muscular hydrostat 運動に必要な内舌筋を忠実に含むモデル
- 軟組織の非圧縮性に基づいた左右非対称運動の実現
- 運動制御法

- 障害のモデル化

であると考ええる。

1.2.2 タスク割り当て

舌の運動解析における課題は、内舌筋の機能解析、左右非対称な 3 次元運動解析、非発話運動の解析、障害時の運動解析、および制御の解明であった。内舌筋は舌体の大きな部分を占め、また、その活動の直接的な観測は困難であるため計算モデルと運動観測に基づく解析が有用である。内舌筋は舌の側方部分にも走行しているため 3 次元モデルが必要である。非対称な運動生成には、非対称な筋活動が必要である。さらに障害時の運動を解析できるモデルが必要である。そこで上の要件を満たすため、本研究のタスクは、

1. 内舌筋を含み生理学に忠実な 3 次元舌モデルを構築し、左右非対称な 3 次元運動を生成可能とすること。
2. 構築したモデルを用いて、3 次元運動と筋活性の関係の解析をすること。
3. 障害をモデル化し障害時の運動の解析・推定をすること。

とする。これらによって、内舌筋を含んだ筋活性と舌運動の関係の解析、および舌手術計画や障害のリハビリテーション計画策定の支援に繋がると期待できる。調音運動以外の運動としては、舌の障害診断に用いられる、突き出し、および左右曲げ運動が適当と考えられる。運動制御に関しては脳研究で骨格運動を用いた研究の段階であるため、本研究では筋活性以降の、生体力学的な障害を扱うのが適当と考える。また、健常時と障害時の運動の比較や筋活性の推定によって逆に（ボトムアップに）運動制御の知見が得られると期待できる。

3 次元モデル構築は先行研究の部分 3 次元 (2.5D) モデルの形状と筋肉配置を側方に拡張し、3 次元的な解剖学的構造に適合させ、健常時に対する 3 次元舌モデルとする。

構築したモデルの個別の舌筋肉を活性させ、各筋肉の機能を模擬し、解剖学や EMG 実験の知見と比較・評価し、モデル機能の有効性を示す。また舌障害の診断に用いられる突き出し、左右曲げを対象とし、舌筋の収縮力を用いて舌の大変形、左右非対称運動を模擬することによってモデルの有効性を評価する。

障害舌は健常モデルの一部の形状や物理特性の変更、筋肉削除によってモデル化する。障害の運動への影響は健常モデルと障害モデルに同じ筋活性パターンを適用することによって推定

する（削除された筋肉については活性はない）。部分切除手術に関しては、良性の血管腫の手術前後の運動診断データが提供されたため、手術前後の運動模擬の比較による切除手術の影響の推定・予測に加え、実症例と比較することによって推定・予測の有効性の評価を行う。そして、舌の部分切除による損傷部の再建を想定して、舌の該当部分に異なる軟組織である皮弁を付加し、皮弁の剛性と粘性を調整しながら障害舌の運動を模擬し、皮弁の物理特性と障害の関係を推定する。もし、健常及び障害時の舌運動を同時に再現する筋活性パターンを見つけられるならば、舌の変形と筋活性パターンの関係の解明に繋がると考えられる。これらのタスクを達成することは目標達成のための要素技術となる。

さらに、構音障害の模擬・予測のためモデルを用いて、声道模型に用いられた声道形状とのフィッティングを行い、構音の筋活性パターンの推定と運動生成を行う。

1.2.3 筋活性による運動制御

運動は随意運動と反射運動に大別される。随意運動の運動計画の研究は構造が舌に比べて比較的簡単であり、また計測が比較的簡単である腕など骨格を伴う運動で行なわれてきた。「腕の目標までの到達課題で、軌道は無数にあるが自然な随意運動では最適な一つの軌道が選択される。軌道が決まっても関節角の組み合わせは無数に存在する。また関節角が決まっても、緊張力の組み合わせは無数に存在するが、ある一つが選択される。」[4] この様に腕の運動においても計画は複雑であり、詳細は解明されておらず論争が続いている [10,21]。発話は随意運動とされるが、舌は構造と運動においてさらに複雑である。脳による運動計画や、あるいは反射の機構の解明が達成されていない現在、舌の計算モデルの筋活性制御を運動指令とみなし、筋活性と運動の関係の解析を行うのは実現可能であり、また非対称運動には適用されていない方法であるため新たな知見が期待できる。この方法によって健常時及び障害時の運動の推定を行う。

1.3 本論文の構成

第2章で既存の部分3次元(2.5D)モデルの拡張による、完全3次元モデルの構築を述べる。第3章でモデルを用いた基本運動（突き出しや曲げ、個別筋による運動など）の生成を行い、解剖学的知見やMRI実験と比較、評価をする。第4章では障害をモデル化し、基本運動への影響を推定・予測し、また実症例との比較によって評価を行う。第5章では、より精密な運動

である構音動作の生成を行い、また障害の影響を推定する。最後（第 6 章）に構築した舌モデルと先行研究のモデルの比較による評価、そして今後の展望を述べる。

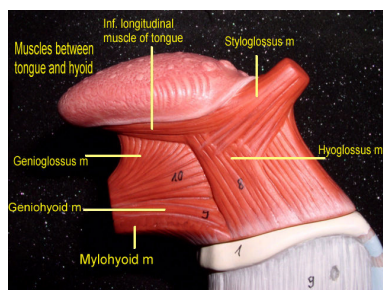


図 1.1 舌の構造、左側面 (academic.emporia.edusievertlverstrucLARYNX.HTM より)

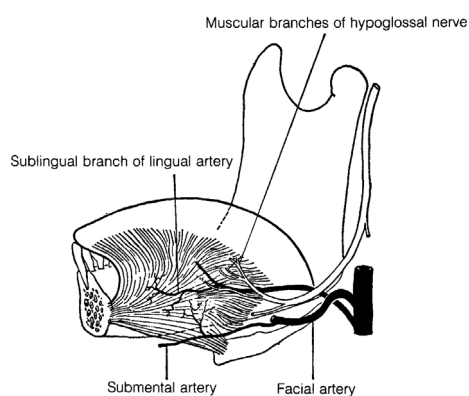


図 1.2 GG の神経支配

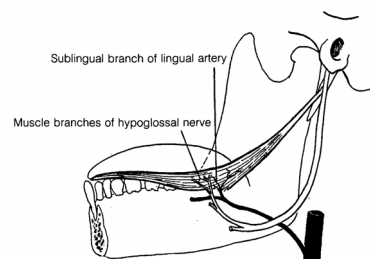


図 1.3 SG の神経支配

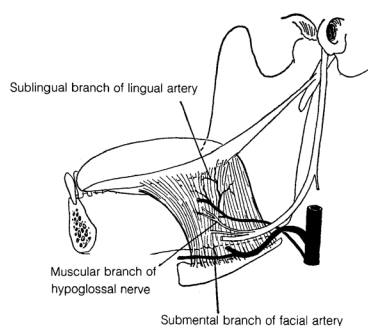


図 1.4 HG の神経支配

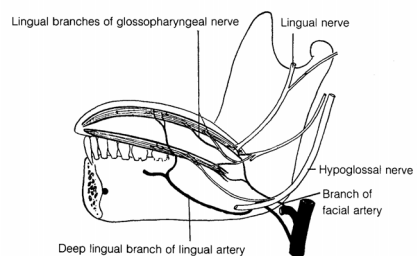


図 1.5 SL、IL の神経支配

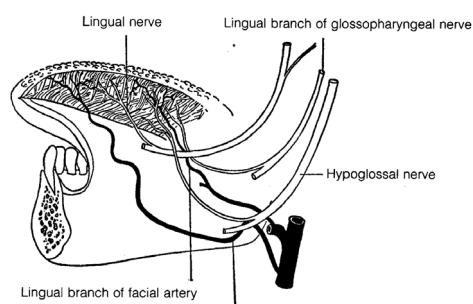
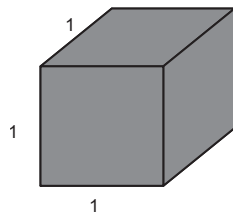
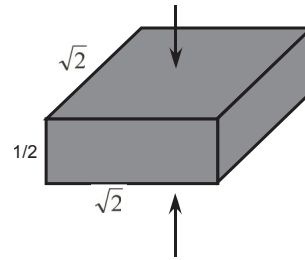
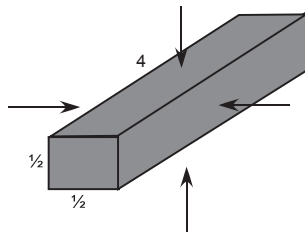
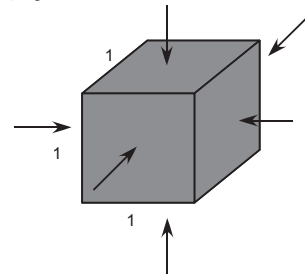


図 1.6 V、T の神経支配



(a) 一辺の長さ 1 の立方体

(b) 上下方向への $1/2$ 収縮、左右前後へ $\sqrt{2}$ 倍の伸展を伴う。(c) 上下左右方向の $1/2$ 収縮。前後へ 4 倍の伸展を伴う。

(c) 上下左右前後方向へ同じ大きさの力を加える。理想的な非圧縮性物質の場合 変形はない。

図 1.7 非圧縮性・等方で直方体形状を保つ理想的な剛体の変形概念図。非圧縮性により、収縮はそれと垂直な方向への伸展を伴う。舌、ゾウの鼻、軟体動物などは直交する 3 方向の筋肉を制御し筋肉自体の変形を運動に利用する (muscular hydrostat)。

第 2 章

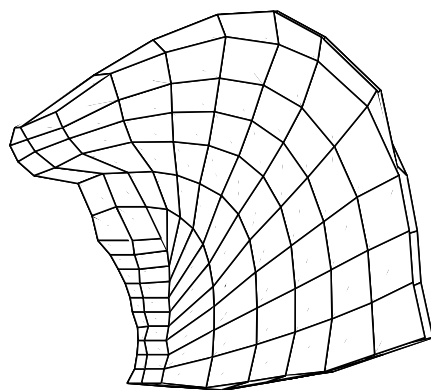
3 次元舌モデルの構築

2.1 メッシュ形状

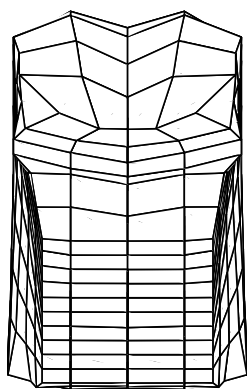
本研究の先行研究で、我々は発話運動を模擬する目的で生理学的発話機構モデルを構築した [7]。それは部分 3 次元 (2.5D) 生理学的発話モデルで、正中矢状面を含む左右幅 2cm の舌と下顎、舌骨、歯、唇から構成されている。また、変位依存有限要素法 (X-FEM) [51] に基づいて、軟組織と剛性器官の変形・運動が統一の計算フレームワークで実現されている。このモデルは舌の左右対称な大変形運動を対象とし、拡張 Hill モデルに基づいた筋活動で駆動され、調音目標より発声までの発話生成過程の模擬が可能である。しかし、ほぼ対称と考えられる発話運動のみならず、人間の舌の機能を正確に計算モデルで再現するためにはより忠実な舌形状が必要となる。そのため、本研究では従来の部分 3D モデルを舌の実形状に合わせて両側へ拡張させ左右方向で 5 層とし舌後部の最大幅 5.5cm である完全 3D 舌モデルを構築した。初期形状は成人男性日本語話者の、中立位置に近い母音/e/の発声時の 3 次元 MR データを参考にした。舌のメッシュ構造は、先行研究の構成法に従い、下顎骨から扇型に発するオトガイ舌筋の走行方向を基本とする層と、それにほぼ直交する 2 方向の層から構成され、ほぼ等間隔に配置された。その結果、舌の表面に沿った縦方向に 11 層、その垂直方向に 7 層、左右方向の 5 層から構成される。図 2.1 に構築した完全 3D 舌モデルのメッシュ構造を示す。

2.2 筋肉配置

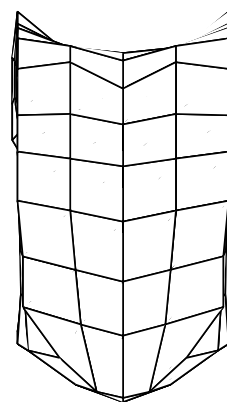
舌は軟組織と縦横交織している舌筋からなり、舌の運動は主に舌筋の収縮による内部変形により実現される。舌筋は舌外部の骨に付着点がある外舌筋と、内部だけで完結する内舌筋に大



(a) 左側面



(b) 正面



(c) 上面

図 2.1 提案する 3D 舌モデルの形状とメッシュ構造

別される。外舌筋は太く MRI による観測が可能であるため MRI の解析に基づいて配置し、それに対して内舌筋は解剖データ [44] に依った。全ての筋肉は左右対称に配置したが、両側に走行している各筋肉は左右独立に制御可能とした。さらに 3.1.2 節の tagged-MRI 観測に基づき、主な筋肉に対しては前部、中部、後部についても独立に制御可能とした。その結果、独立制御可能な筋肉の数は 37 である。図 2.2 に内舌筋と外舌筋の一部を示す。(a)、(b)、(c) はそれぞれ内舌筋の垂直舌筋 (V)、横舌筋 (T)、上縦舌筋 (SL) である。d) は外舌筋の茎突舌筋 (SG) で側頭骨に繋がっている。e) は舌骨舌筋 (HG) であり舌の下方にある舌骨と連結している。

モデルの物理的、生理学的パラメータは先行研究と同じ値を用いた [7]。表 2.1 に主なパラメータを示す。

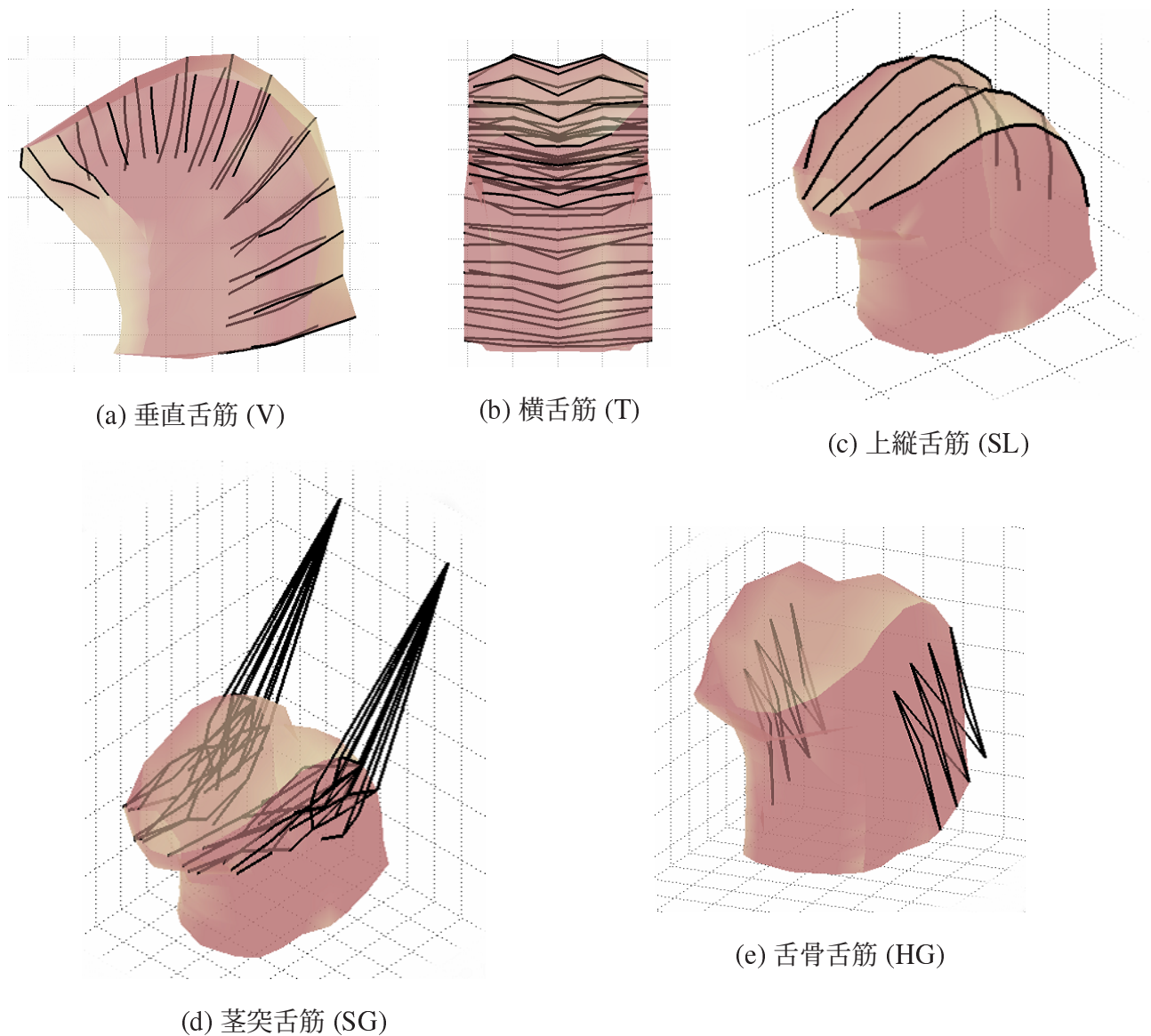


図 2.2 3D 舌モデルの筋肉配置。(上段:内舌筋、下段:外舌筋)

生体組織の機械的パラメータに関する研究は数多く報告されてきたがバネ定数と粘性係数についてはばらつきが大きかった。それらの報告によるとバネ定数の範囲は $10^4 - 10^6 \text{ dyne/cm}^3$ で、粘性抵抗の値は $10^5 - 10^7 \text{ dyne} \cdot \text{s/cm}^2$ となっている。ここでは、それらの中間的な値を採用した。

本研究の主なシミュレーションでは筋収縮力による舌の基本的な運動を観測するため、重力の影響を考慮に入れなかった。また、軟組織の非圧縮性は舌全体に対する体積変化最小の拘束条件に加え、各メッシュ要素の体積変化最小の拘束条件により実現した（次節で詳述）。重力の影響は精密な運動である構音動作に関するシミュレーション（5.6 節）で検討を行う。

表 2.1 3D 舌モデルのパラメータ値

舌軟組織の密度	1.0 g/cm ³
ヤング率	30 kPa
粘性抵抗	3 kPa
ポアソン比	0.49
重力	0 cm/s ²
計算ステップ	0.005 sec

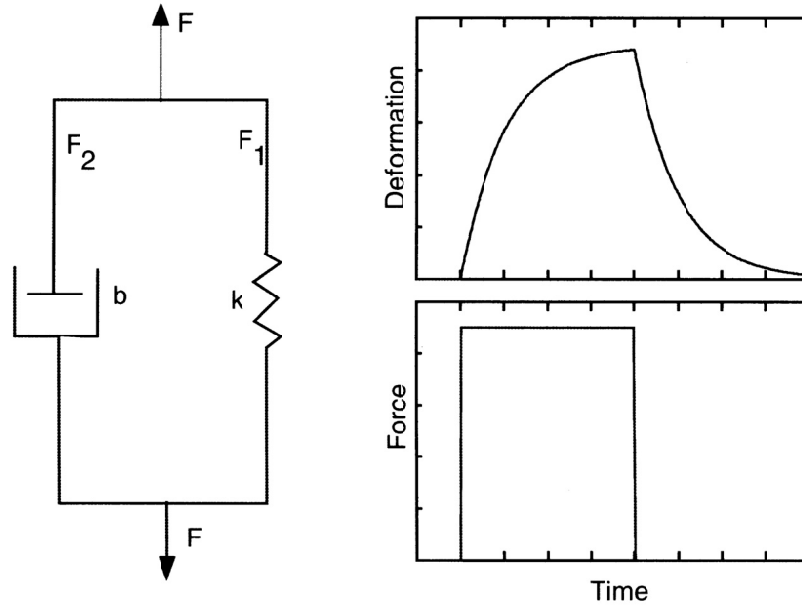
2.3 モデルの運動計算方法

本モデルの運動計算は我らの先行研究 [7] で用いられた方法に従っている。粘弾性体である軟組織のモデル化は、Fung [14] によれば Voigt モデル、Maxwell モデル、および Kelvin モデルの 3 種類があるが、どのモデルも線形バネとダッシュポットの組み合わせにより構成されている。本モデルでは運動方程式 2.1 の構成に便利である Voigt モデルを採用する。図 2.3 に Voigt モデルの略図と力-ひずみの関係を示す。Voigt モデルに力を加えると、バネとダッシュポットは負荷を分担しながら変形する。力を取り除くとダッシュポットの変位およびバネの長さは指数関数的に戻り、モデルは元の状態になる。

モデルの力学的計算は前節で述べたメッシュ構造のノード ($7 \times 11 \times 5$ 個) の変位に基づく有限要素法 (Displacement-based FEM), あるいは X-FEM と呼ばれる方法で行なわれる [7] が、この節でその概要を説明する。

等方性を持つ舌の軟組織の粘弾性を表わすために、集中質量を持つノードと、ノード間の粘弾性 (Voigt モデル) をトラスを用いて運動方程式を記述する。トラスは縦・横・斜め方向の近接したノードを連結する (26-連結)。図 2.3 に隣接のノードへの連結例を示す。

また、8 ノードで囲まれるメッシュ要素を対象にすると、一つのメッシュ要素は 28 のトラスをもつため、モデル全体では $6 \times 10 \times 4 \times 28 = 6720$ のトラスを持つ。トラスの粘弾性は軟組織のものをを用いる。また、質量は各ノードに周囲のメッシュの体積相当分を割り当てるが、体積についてはトラスを仮想的なシリンダを用いて表わし、メッシュに含まれるシリンダの体積の合計とメッシュの体積が一致するように設定する。これは、メッシュ内のシリンダの長さの合計を算出し、長さに応じて各シリンダに配分する。



(a) モデルの構成要素

(ダッシュポット:粘性 b バネ:弾性率 k)

(b) 力とひずみの関係

図 2.3 軟組織の Vogit モデル

ある一つのシリンダに注目すると、それに接続するノードのシリンダー軸方向の運動方程式は、

$$M\ddot{x} + B\dot{x} + Kx = F \quad (2.1)$$

となる。 M はノードの質量、 B, K はそれぞれトラスの粘性と剛性である。また、外力 f^L がある場合は、

$$M\ddot{x} + B\dot{x} + Kx + f^L = F \quad (2.2)$$

となる。

次にノードの偏位はシリンダの軸方向（ローカル座標）の偏位 x とグローバル座標への変換行列 T で表わせる。

$$H = \frac{1}{l_0} \begin{pmatrix} l_0 - x & 0 & 0 & x & 0 & 0 \\ 0 & l_0 - x & 0 & 0 & x & 0 \\ 0 & 0 & l_0 - x & 0 & 0 & x \end{pmatrix} \begin{pmatrix} T & 0 \\ 0 & T \end{pmatrix} \quad (2.3)$$

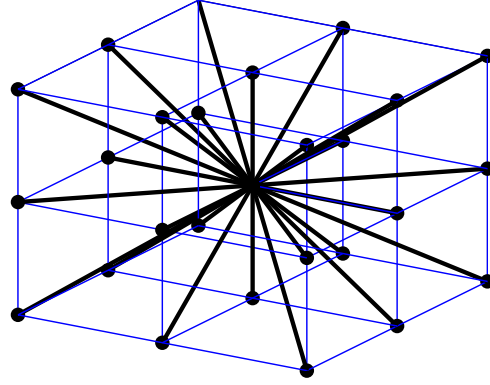


図 2.4 ノードを連結するトラス構造。トラスは近接するノード（縦、横、斜め 26-連結）を連結し粘弾性を表わす。

ここで T はグローバル座標への変換行列であり次の行列で与えられる。

$$T = \begin{pmatrix} \cos(X, x) & \cos(X, y) & \cos(X, z) \\ \cos(Y, x) & \cos(Y, y) & \cos(Y, z) \\ \cos(Z, x) & \cos(Z, y) & \cos(Z, z) \end{pmatrix} \quad (2.4)$$

本モデルのグローバル座標は、前後方向を X 上下方向を Y , そして左右方向を Z で表わす。

次に シリンダをフックアン-粘弾性体と考えると応力-変位行列 (stress-strain matrix) C は以下の様に表わせる。

$$C = \frac{Ev}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{pmatrix} 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{1-\nu} & 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{1-\nu} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{1-\nu} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{1-\nu} \end{pmatrix} \quad (2.5)$$

ここで、 ν はシリンダのポアソン比であり、軟組織と同じ値に設定する (図 2.5)。

この行列を用いてシリンダの軸方向とともに、変形による軸と垂直な方向への応力-変位を計算する。

また、メッシュセル毎の体積一定の拘束条件は、各メッシュに含まれるシリンダのポアソン比を考慮した応力-変位行列によって制御を行う。また舌全体の体積一定の拘束条件は、ノード位置の幾何学的計算より算出した体積と、ラグランジュの未定乗数法により実現している。

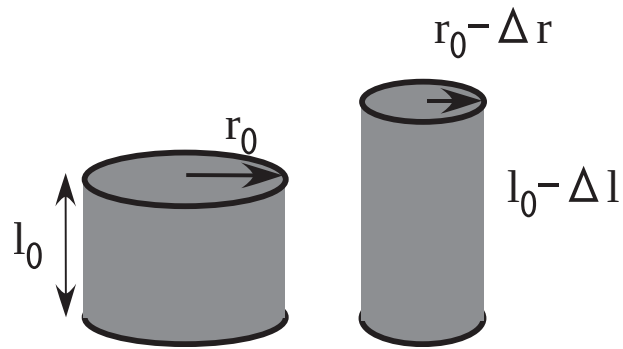
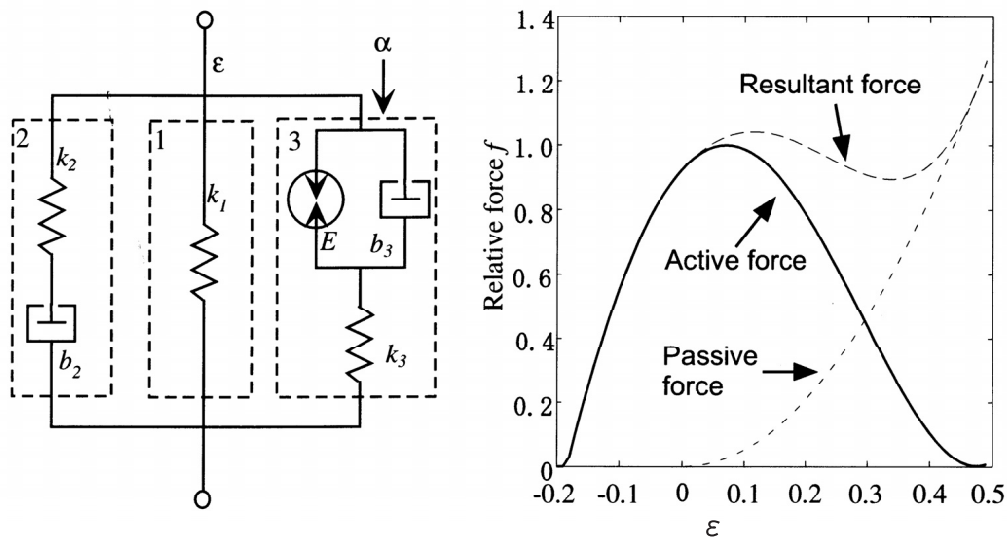


図 2.5 シリンダは仮想的に体積を持ち、体積の拘束条件に用いられる。またポアソン比は軟組織と同じ値に設定する。

2.4 筋活性のモデル

筋肉が発生する張力は筋活性に依存する能動的な成分と、筋活性依存しない受動的な成分に分けられる [28]。図 2.6(a) は Morecki による筋肉サルコメアのレオロジー的モデルで 3 成分から成っている。



(a) k 、 b は剛性と粘性、 E は収縮力。

α は能動部分のゲインで最大力を決定する。

(b) 長さ変化比 ϵ と力の関係

図 2.6 筋肉のモデル

ここで、 l_0 を筋肉の休息時の変形のない長さ、 l を変形時の長さとする、長さ変化比 ϵ は、

$$\epsilon = \frac{(l - l_0)}{l_0} \quad (2.6)$$

と書ける。筋の全張力を σ とすると、

$$\sigma = \sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 \quad (2.7)$$

$$\sigma_1 = k_1 \epsilon \quad (2.8)$$

$$\frac{\dot{\sigma}_2}{k_2} + \frac{\sigma_2}{b_2} = \dot{\epsilon} \quad (2.9)$$

$$(E\epsilon^2 + \sigma_3)(k_3 + E) + \frac{k_3 d(E\epsilon^2 + \sigma_3)}{dt} = b_3 E \dot{\epsilon} + E k_3 \epsilon \quad (2.10)$$

とこのモデルでは記述される。ここで、 E は能動的な筋収縮力である。 σ_3 はシミュレーションと経験的な値とのフィッティングより以下の4次式で与えられた [28]。

$$\sigma_3 = 22.5\epsilon^4 + 3.498\epsilon^3 - 14.718\epsilon^2 + 1.98\epsilon + 0.858 \quad (2.11)$$

これらを加味した筋肉の長さ変化比 ϵ と筋張力の関係を図 2.6(b) に示す。

2.5 個別舌筋活性による運動生成とモデル評価

外舌筋や内舌筋の機能は解剖学的推察や実験結果により説明されてきた [1, 48]。これらを参考に本モデルの機能を評価する。

図 2.7 は主な舌筋を個別に活性化した場合の舌の変形模擬である。(a) はオトガイ舌筋後部 (GGp) に 2 Newton に相当する活性を 200 msec 間適用した場合の舌の変形である。初期形状 (図 2.1-(c)) と比較すると舌体が前方および上方に移動している。これは解剖学の本の記述 [48] と一致する。HG は図 (b) に見られるように舌体を後および下側に引く。図 (c) は SG により舌が後方に収縮し、舌後部が上方に移動するのを示す。これらは EMG による観測 [1] と一致する。

内舌筋 V、T、SL についても同じ方法で評価を行った。図 (d)、(e)、(f) に示すように V の活性は舌を上下方向に収縮させ、T の活性は横方向に収縮させる。SL は舌を軸方向に収縮させ、舌尖を上昇させる。これら模擬された各筋肉の機能はこれまで解剖学的に推定されたものと合致する。また、図 (d) では横方向へに伸展がみられ、(e) では上下方向に伸展が見られる。

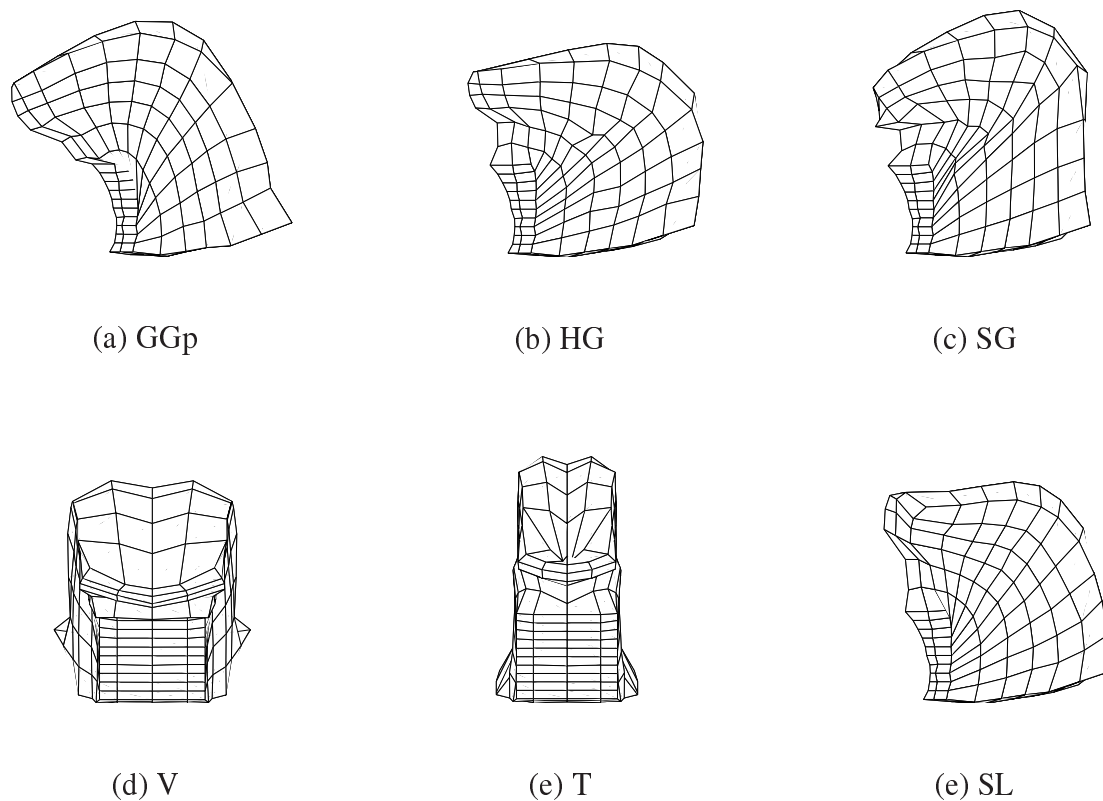


図 2.7 個別舌筋の活性による変形。(上段:外舌筋、下段:内舌筋)

これは、「ある方向への収縮はその垂直方向への伸展を伴う」という muscular hydrostat の原理と一致している。

以上から、提案するモデルは個別の外・内舌筋による運動を解剖学的及び muscular hydrostat 原理に一致する模擬が可能なが示された。

第 3 章

モデルを用いた基本運動生成

舌の障害診断手順の一部には比較的単純で器具を用いずに観察が可能な「突き出し運動」と「左右曲げ運動」が用いられる。そこでこれらの運動を基本運動と本研究では呼び、モデルを用いてこの運動の生成を試みる。

しかし、これまで基本運動の筋活性パターンを観測した例はないため、HARP-MRI 法を用いて舌の変形からの筋活性パターンの推定を試みる。

3.1 突き出し運動、制御単位

3.1.1 突き出し運動の軌跡

突き出し運動時の筋活性パターンの特徴を得るため、tagged-MRI を用いて突き出し運動時の舌変形を観測した。被験者は仰臥状態で、できるだけ前舌だけを用いて突き出し運動を行うよう指示され、口唇前に設置された目標との接触と中立位置への復帰を繰り返した。図 3.1 に Harmonic Phase (HARP) MRI 法 [34] で解析した舌の軌跡を示す。(a) は axial スライス（軸断面スライス）内での軌跡である。前舌付近の軌跡は突き出しとともに近づくのが見て取れる。また、舌の前側ほど前方への移動が大きい。

(b) は正中付近の矢状面スライス内での軌跡である。ここでも前舌付近の軌跡は突き出しとともに近づくのが見て取れ、また、舌の前側ほど前方への移動が大きい。

これらの観測結果から、前舌の垂直断面は突き出し時に小さくなっていると推定される。計測の結果、舌尖は前方へ約 1.1 cm 移動し、前舌の垂直方向（軸方向に垂直）の断面は 0.7 倍縮小していた。前舌の横方向、垂直方向の収縮は解剖的知見よりそれぞれ横舌筋 (T) と垂直舌筋

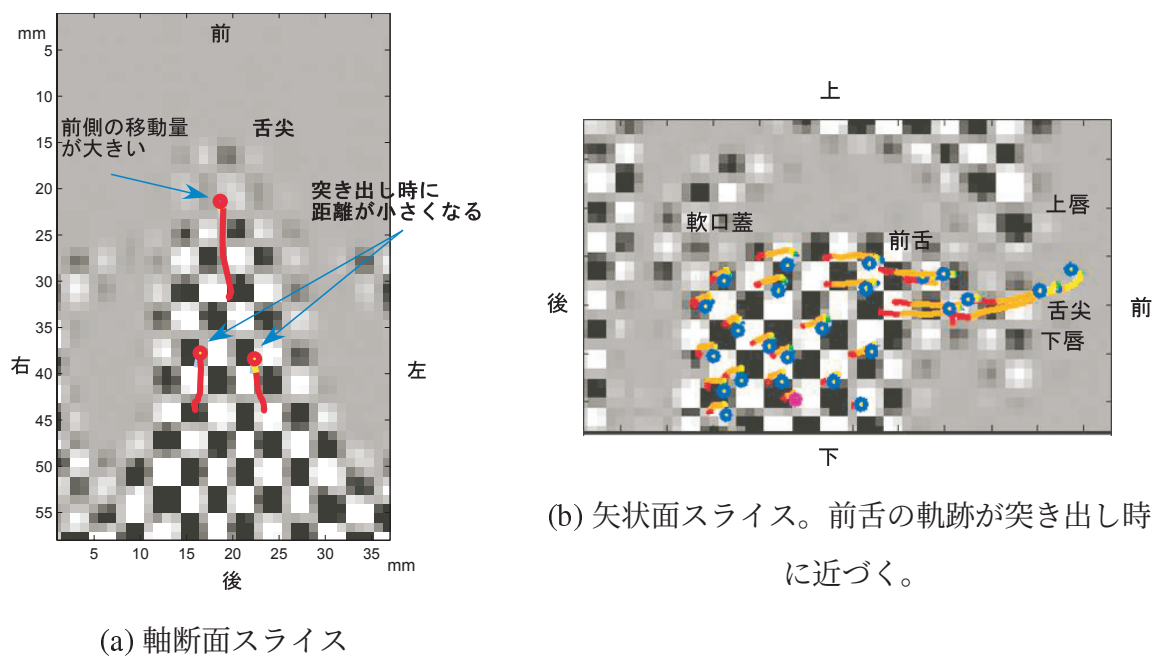


図 3.1 HARP 法による舌突き出し運動の軌跡

(V) の活性のみが対応する。よって、この観測時の突き出し運動は V と T の活性によって行なわれたと推定できる。これは、軟組織の非圧縮性から、ある方向への収縮はその垂直方向への伸展を伴い、垂直方向と横方向への同時収縮は前後方向への伸展となる muscular hydrostat の原理と一致する。

また、舌表面にマーカー線を描き、小さな突き出し時と大きな突き出し時のマーカー線付近の横幅と垂直厚さを直接測定したところ、HARP 解析と同様に大きな突き出し時に垂直断面の縮小が見られた。そのため、この観測からも突き出し時には、V、T の共収縮が用いられると推測された。

V と T による軸方向に垂直な断面の収縮は、その部分の軟組織細胞の前後方向への伸展となるが、舌全体の伸展量は伸展に関与する細胞の変形量の積分となる。そのため、V と T の収縮する範囲が大きいほど、また、収縮量が大きいほど伸展量は大きくなると推定できる。

3.1.2 制御単位

図 3.2 に Harmonic Phase (HARP) MRI 法で解析した近正中矢状面の舌変形速度ベクトル場を示す [8]。最大突き出しから中立位置に復帰途中のフレームである。

図より前舌、中下および後舌で速度パターンが異なっていることが認められる。前舌は前舌の中ほどに向かって大きく縮んでいて、これは突き出し時に前舌が軸方向に大きく伸展し、そ

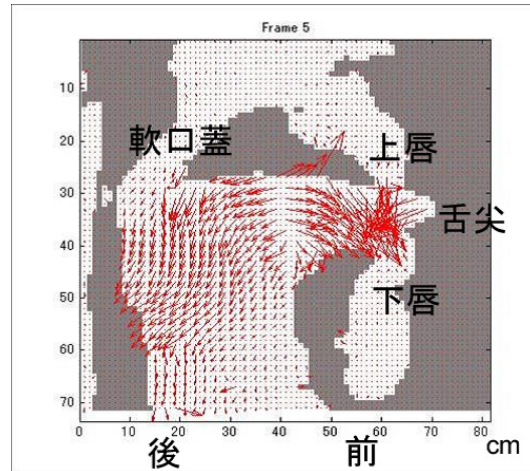


図 3.2 HARP 法による最大突き出し状態から復帰時の舌の変形速度ベクトル。前舌、中舌および後舌で速度パターンが異なる。

の後収縮していることを示すと考えられる。中舌は変位がほぼなく、突き出し時にも伸展がないと考えられる。後舌では後方および下方への全体的な移動が見られるが、突き出し時の上方、前方への移動がわずかながらあったことが推察できる。この結果から、前舌、中舌および後舌はそれぞれ独立に制御が可能ながことが推定できる。よって、前舌の速度ベクトルが大きいことは前舌の筋肉の突き出しへの貢献が大きいことを示し、被験者への指示と一致する。その結果、モデルの主要な筋肉は前舌、中舌、後舌でそれぞれ独立に制御可能とするのが妥当と考えられ、モデルに実装された。

3.1.3 左右曲げ

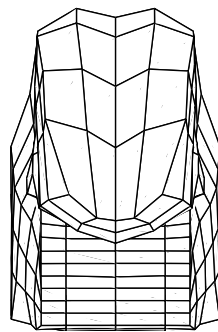
舌の左右曲げ運動時の筋活性パターンの特徴を得るため、tagged-MRI を用いて舌変形を観測した。被験者は仰臥状態で、左右の口角に軽く触れる程度の運動指示の基、左右曲げを繰り返した。だが、突き出し時の目標物の様な明確な目標がないためか、繰り返しの同一性が得られなかった。よって HARP 解析による運動の軌跡は得られなかった。(動画の目視による大まかな曲げ運動は見て取れる程度の精度) そのため、左右曲げ運動の筋活性パターンは解剖学的知見とモデルを用いたシミュレーションを用いた推定によって得ることとした。

3.2 モデルを用いた基本運動生成

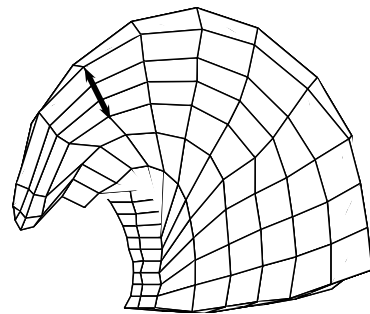
3.2.1 突き出し運動生成

tagged-MRI 撮像時の突き出量は約 1.1 cm と小さかった。これは、前舌のみで突き出しを行っているためと考えられた。突き出し量を大きくするため、前舌に加え中舌の活性を加えるなど試行を重ねたシミュレーションを行った結果、図 3.3 に示す突き出し運動の形状を得た。筋活性パターンは、Va-m、Ta-m に対しそれぞれ 2 Newton、200 msec とした。(a、m はそれぞれ前舌部、中舌部を表わす。また、p は後舌部を表わすのに用いる。) (b) に見られるように、生成された突き出し運動には前舌の下方への屈曲が伴っている。これは舌の下顎骨への付着ノードの範囲を広く採っているために、前舌のノードと付着点との間で軟組織の剛性による張力が発生しているためと考えられる。

図 3.4 にシミュレーションと MRI 測定による前舌部の断面積収縮率と舌尖の移動量の関係を示す(観測の断面位置は図 3.3(b) に矢印線で示す)。収縮率 0.7 においてシミュレーションの方が舌尖の移動量が大きいが、これはシミュレーションでは中舌部分が突き出しに用いられているためと考えられる。



(a) 正面



(b) 左側面

図 3.3 突き出し運動の生成

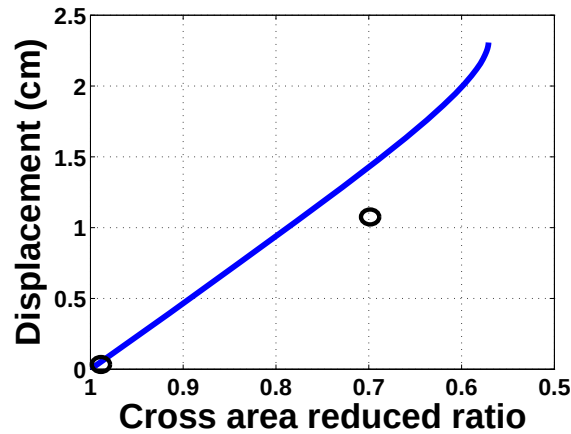


図 3.4 前舌の断面積収縮率と舌尖の移動量。断面の測定位置は図 3.3(b) に矢印線で示される。

3.2.2 曲げ運動生成

次に曲げ運動を生成する。舌の左右非対称大変形運動を模擬する生理学的モデルはこれまで報告されてなく、また、障害時の舌運動の模擬に必要であるため本モデルにとって重要な機能である。これまでの曲げ運動時の筋活性パターンの知見は乏しいため、解剖学的推定とシミュレーションによってパターンを推定する。左右非対称運動生成には左右非対称な筋活性が必要なので、本モデルの左右の筋肉束は独立に制御可能としている。右曲げを例とすると、舌の右側を収縮させるか、あるいは左側の伸展によって右曲げは生成されるであろう。右側の収縮は右側 SG か右側 SL の活性で実現できる。また左側の伸展は、左側の V、T の共収縮で実現可能である。伸展のメカニズムは突き出し運動と同じである。

上の考察から、右側への曲げ運動には次の 4 つの筋活性パターンを用いた。

- (1) SG-right (2N)、
- (2) SLa-m-right (3N)、
- (3) Va-m-left と Ta-m-left (3N)、
- (4) **上の三つのパターンの同時活性**

筋張力の大きさは、観測が困難なため試行により動作が適度な大きさ (2cm 程度) になる様に定めた。図 3.5 に筋活性パターン (1)、(2)、(3)、(4) を付加時間 200 msec 適用後の舌形状を示す。

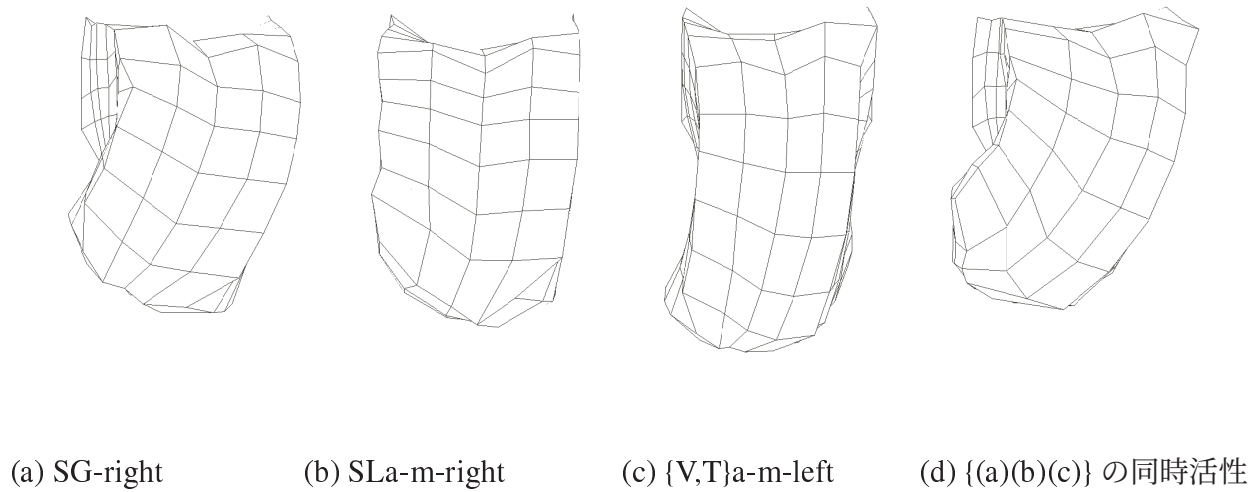


図 3.5 右側への曲げ運動を生成する筋活性パターン

(a)、(b) は右側収縮による右曲げ運動である。(c) は左側伸展による右曲げ運動であり、(d) はパターン (1)(2)(3) の組み合わせによる曲げ運動である。(d) の場合に舌尖の右側への移動量と水平面での右方向への回転が最大であり、パターン (1)(2)(3) が協調筋として働くことを示している。

3.2.3 振り運動生成

次に、障害診断には用いられないが、左右・上下非対称運動である振り運動の生成を試みる。振り運動を生成するための筋収縮力パターンは解剖学的知識を基にシミュレーションの試行錯誤により決定する。その結果、筋収縮力を以下の様に設定した

右側： HG(0N), SLa-m(3N), IL(0N), Va-m(0N), Ta-m(0N)

左側： HG(3N), SLa-m(0N), IL(1N), Va-m(1N), Ta-m(1N)

シミュレーションによる舌形状を 3.6 に図示する。右側の SLa-m の収縮により前舌右側を上げ、また左側の HG, SGa-m、IL により左後舌を下げるとともに、左側の {V・T}a-m、SGa-m、IL の同時収縮による拮抗関係を利用し、skeltons of muscles [39] を構成した。だが、(全ての筋活性パターンを網羅したシミュレーションを行ってはいないが)、モデルによる振りは前舌において約 30° 程の回転にとどまり、人間の場合の 90° 以上の回転に及ばない。

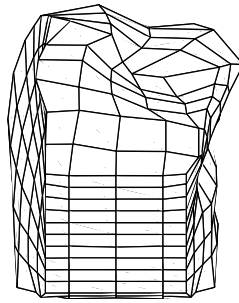


図 3.6 振り運動の模擬。(正面)

3.3 考察

提案するモデルによる個別筋のシミュレーションは解剖学的知見と矛盾がない。また、解剖学的あるいは muscular hydrostat 原理による筋活性パターン推測による筋活性パターンを用いて、突き出し運動と曲げ運動を生成できた。よって、これらの運動については健常舌モデルは先行研究の知見と適合する運動生成が可能であり、また、これまで考慮されなかった内舌筋の活性による突き出し運動・曲げ運動を生成可能であった。そのため、本モデルが舌の運動解析に有用であることが示された。モデルは障害診断で用いられる突き出し・曲げ運動を生成できたため、これら運動に対しては「健常」であると考えられる。そのため、以下の章で考察する障害モデルに対して「健常モデル」として比較対象とする。

生成された突き出し運動には、下顎骨への付着ノードの範囲を広く採っているためと考えられる前舌の下方への屈曲が伴っていた。これは、より精密な運動である構音動作の解析時に検討を行う。また、振り運動の回転量は不十分であった。考えられる原因としては、垂直方向の制御の独立性が本モデルに考慮されていないことがあげられる。この独立性があれば舌の反り・屈曲運動が助長されるし、左右の非対称性とともにより用いれば、振り運動も助長されるであろう。観測によって、人間が（例えば）V や T の上下部分の筋肉束が非対称に制御可能なことが示されるならば、本モデルへの導入を試みるべきであろう。

シミュレーションでは中立位置に近い日本語母音/e/の舌形状を初期形状とし、その場合に筋活性はないと仮定している。だが、/e/の構えには筋活性があり [1]、また重力も考慮されていない。だが、「突き出しと曲げ運動に大きく貢献する力成分」とあらためて考えれば、今回用

いられた筋活性パターンは異なる初期形状や重力下でも大きく貢献する力成分として有効だと考えられる。よって、本モデルによるシミュレーションは健常な舌の筋活性パターンの解析や筋機能の解析に有用だと考えられる。そして初期形状・重力の影響については、より精密な運動である構音のシミュレーションの章であらためて考察する。

第 4 章

舌障害の基本運動への影響推定

前章で健常舌モデルの突き出し・曲げ運動への有用性が示された。これらの運動は舌の運動障害診断の一部として用いられる基本的な運動である。よって障害舌をモデル化し、障害舌モデルの突き出し・曲げ運動を解析すると、障害舌モデルの障害診断が模擬可能である。障害には器質に起因するものと運動学習に起因するものがあるとされるが [?], 力学計算に基づく計算モデルを用いた解析には、腫瘍や切除など物理的な要因の障害が適合する。また、半側麻痺など制御の障害傾向が既知な場合にも、支配される筋肉群の活性を阻止することによって、障害の模擬が可能である。以下に器質的障害のモデル化例を示す。

1. 舌の腫瘍 （舌形状の変更。腫瘍内部の剛性・粘性を変更。）
2. 舌の部分切除手術 （舌形状の変更。切除部の舌筋削除。）
3. 舌の再建手術 （舌形状の変更。再建部（皮弁）の舌筋削除および剛性・粘性の変更。）
4. 舌の麻痺 （麻痺部分の筋不活性化。）

これらの障害モデル化は物理的要因を扱うものであり、障害に伴う随意、あるいは反射的な補償動作を含むものではない。しかし、物理的要因を解析することにより補償動作の解明にも繋がると期待できる。

シミュレーションの評価には実症例との比較が現段階では必要であるが、舌に良性の血管腫があると診断された患者の、手術前後の診断データが得られたため、血管腫とその切除後の障害について解析を行う。さらに、半側再建舌モデルを作成し、皮弁の物理特性と障害との関係をシミュレーションによって解析する。

4.1 腫瘍・部分切除手術の運動への影響推定・予測

4.1.1 腫瘍の症例 (MR データ)

図 4.1 は県北医療センター高萩協同病院において、舌に良性の血管腫があると診断され、切除手術を承諾した患者の MR 画像である。上方のスライス順に並べている。舌左側に最大の血管腫セグメントがあり、舌右側表面にも数個の血管腫が見られる。左側の最大のセグメントの大きさは $20.0^W \times 23.5^D \times 15^H$ である。また、MR データのボクセル解像度は $0.47 \times 0.47 \times 5.0$ mm である。担当医師による、最大セグメントに対する切除手術計画が閉曲線で示されている。

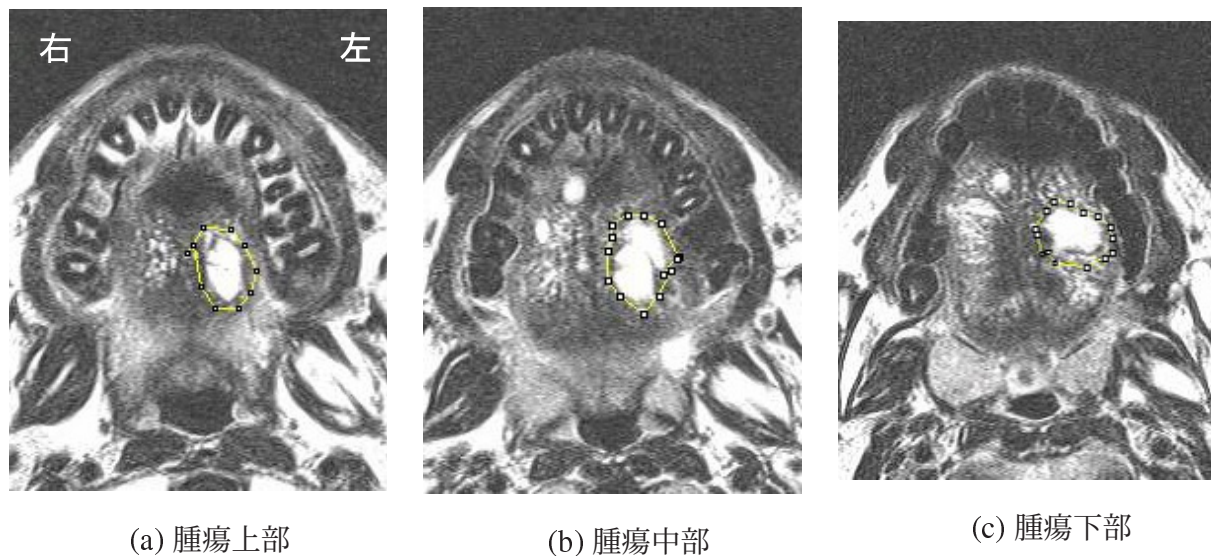


図 4.1 良性血管腫の MRI。左側に最大の腫瘍セグメントがあり、切除部分が医師により閉曲線で示されている。

4.1.2 腫瘍のモデル化

切除計画が図 4.1 に閉曲線で示される左側の最大腫瘍セグメントをモデル化する。モデル化は、腫瘍による舌の変形を健常モデルのノード移動で表わす。この時、計算プログラムの制限により舌モデル全体の層の数は変更しない。腫瘍の粘・弾性はノード間を連絡するトラス（シリンドラ）の粘・弾性値の変更でモデル化するが、健常組織に対する比率を用いて表わす。図 4.2(a)-(c) に腫瘍に含まれるノード位置を示す。腫瘍の形状は上下方向は 2 層ノードを用いて表わした。前後方向は最大で 3 層（中央）とし、両端で 1 層とした。左右方向には最大 3 層

(中央) で、両端は 1 層のノードを用いて表わした。腫瘍のトラス構造を図 (d)、(e) に示す。腫瘍モデルの大きさは、 $2.0^W \times 2.2^D \times 2.0^H$ (cm) としたが、MR データの腫瘍の大きさとの違いはメッシュ解像度と舌モデルの初期形状の違いから生じた。

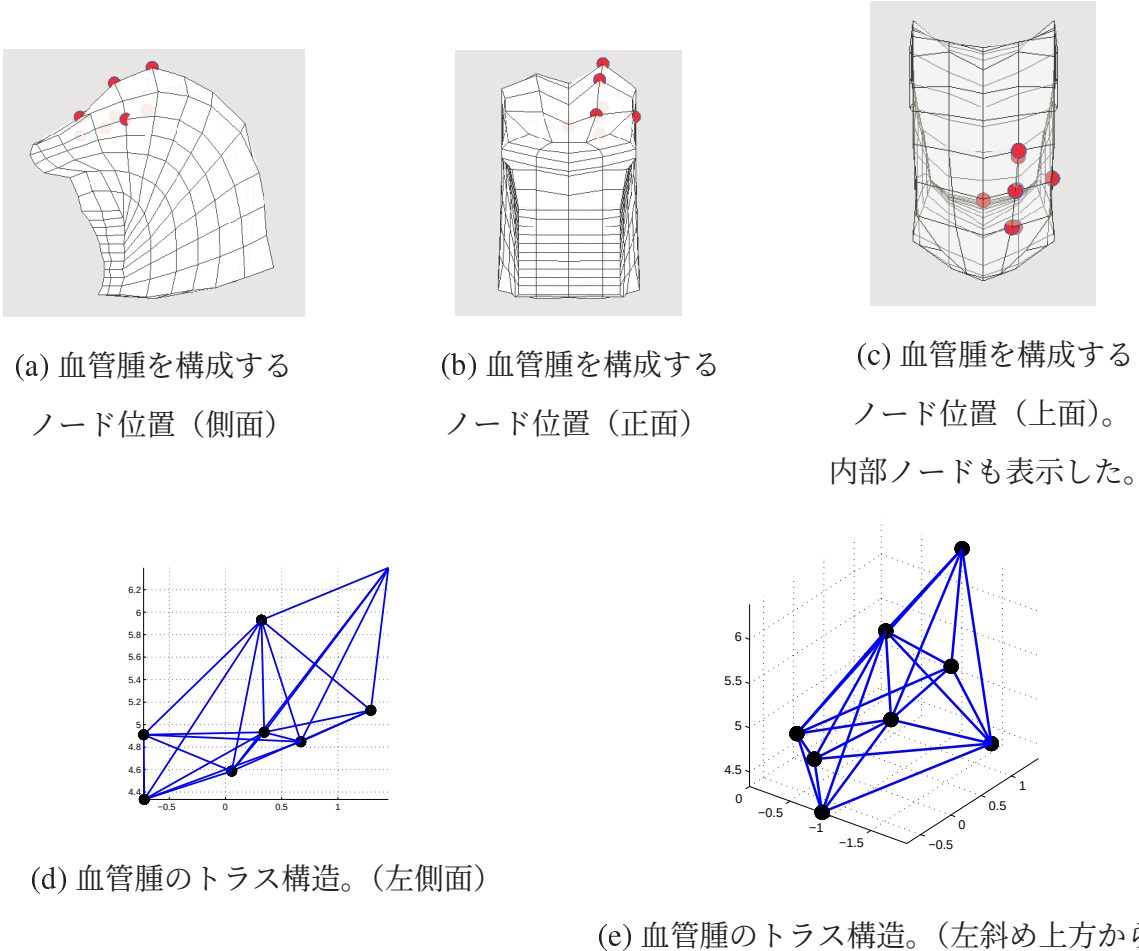


図 4.2 血管腫のモデル化 (ノードの移動とトラスの粘・弾性の変更)

4.1.3 腫瘍がある場合の運動実例

患者の手術前に県北医療センター高萩協同病院で障害診断が行なわれた。診断写真を図 4.3 に示す。これは、(a) は突き出し、(b) は右曲げ、(c) は左曲げ運動である。舌は真っ直ぐ前に突き出されている。また、右曲げ、左曲げとも大きな前舌の水平回転を伴っている。また、舌尖付近が細くなっているのが見られるが、これは舌の露出のためと伸展と見られる。これらの運動に健常時の運動との大きな差異は見られない。



(a) 突き出し

(b) 右曲げ

(c) 左曲げ

図 4.3 手術前の運動（左側に最大の血管腫セグメント）。健常時と大きな違いはみられない。

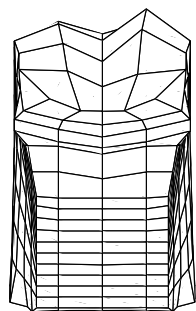
4.1.4 モデルに基づく腫瘍がある舌の運動推定・予測

このシミュレーションは、障害診断前に行なわれたため、患者の MR データとシミュレーションで推定された筋活性パターンのみに依っている。そのため腫瘍の影響の推定であるとともに、予測にもなっている。モデル化は MR データ（図 4.1）に従った。腫瘍位置に対応するノード位置の変更と剛性・粘性の変更で行なうが、その正確な値は未知である。血管腫の場合、血管の増殖が主なる腫瘍の要因であり、剛性はさほど大きくはならないことが知られているが、剛性・粘性値を変化させたシミュレーションを行い腫瘍の剛性・粘性の影響の傾向を観察して決定する。図 4.4(a) に腫瘍をモデル化した舌モデルの初期形状を示す。対象とする運動は、障害診断で用いられる突き出し運動と左右の曲げ運動とした。これらの運動に対する筋活性パターンの既存知識は不十分であるため、前章で推定されたパターンを適用する。ただし、曲げ運動に関しては、被験者は診断時に大きな曲げを行うことと、診断者に舌を見せることを指示されるため、右曲げ運動の筋活性パターンは最大の右曲げを生成した 図 3.5(d) を用いるのが妥当である。(d) では左右の筋肉が協調し、また左側の伸展は舌を外に露出するのに役立つと考えられる。そして、左曲げのパターンは右曲げの左右反転させたものを用いる。

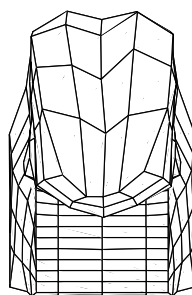
腫瘍の剛性・粘性を健常組織の値から 8 倍まで変化させて運動への影響の傾向を調べたが、大きな変化は見られなかった。そのため、影響の一番大きかった健常組織の 8 倍の剛性・粘性を以下のシミュレーションで便宜的に障害を大きめに見積もるものとして用いる。

図 4.4 はモデルを用いて生成した突き出し運動と左右への曲げ運動である。(a) にみられる様に突き出しは、ほぼ真っ直ぐ前に行われた。偏位は舌尖で左方向に 0.7mm、舌背で同じ方向に 0.25mm であった。(腫瘍部分の剛性・粘性を健常組織に近くすると偏位はさらに小さくなる。) また、曲げ運動は大きな水平回転を伴っている。これらは健常時と大差なく、また実症例

と合致している。よって、腫瘍のある舌モデルは、基本運動を模擬していると考えられる。突き出し運動に対する、腫瘍のある舌モデルと後述する切除手術後の舌のシミュレーションは、患者の運動の診断が行なわれる前に行なわれた。よってこのシミュレーション結果は予測が実例と合致したことを示す。



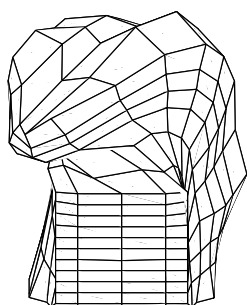
(a) 舌の初期形状（左側上部に腫瘍）



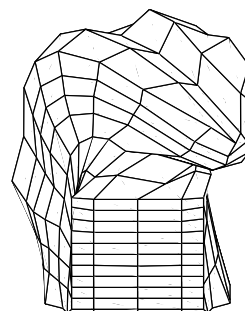
(b) 突き出し（正面）



(c) 突き出し（上面）



(d) 右曲げ



(e) 左曲げ

図 4.4 左側に腫瘍がある舌の運動シミュレーション

4.1.5 部分切除手術後の症例

図 4.5 は県北医療センター高萩協同病院で行なわれた、腫瘍の切除手術後約一ヶ月時の運動障害診断の写真である。図 (a):突き出しには左方向（切除部方向）への偏位が見られる。(b):右曲げは水平回転（湾曲）が小さく、右前方への突き出しの様である。(c):左曲げは大きな回転（湾曲）を伴っていて、右曲げと違う傾向が認められる。これらは、舌切除手術によって運動が影響を受けたことを示している。



(a) 突き出し

(b) 右曲げ

(c) 左曲げ

図 4.5 左側部分切除手術後の運動。手術によって運動が影響を受けている。

4.1.6 部分切除のモデル化

切除計画（図 4.1 の閉曲線）に従って、左側の最大腫瘍セグメントの切除をモデル化する。モデル化は、切除手術による舌表面の陥没をノードの移動により行う（図 (a)）。この時、モデルの層の数は変更しない。また、腫瘍内にあった筋肉（V、T、SL）は削除したが（図 (b)、(c)、(d)）、左側面を走行する SG は温存した。

図 4.6(a) に正面から見た部分切除をモデル化した舌モデルを示す。舌の左上面に切除を模した窪みがある。(b) は左方向からの半透明表示したモデルであるが、切除部分（移動されたノード）を●で示している。前後方向に 3 層、上下方向に 2 層のノードでモデル化した。(c) に上方からのモデルを示すが、切除部分は左右方向にも最大で 3 層であるが、中央のみが 3 層であり、端部分は 1 層である。

図 4.6(d) は左前舌の垂直舌筋 (V) であるが、切除部分（移動されたノード）に接続する筋肉束が削除されている。ここでは、左右 5 層の内、左側から 2 層目の筋肉束の一部が削除されているが、1 層目、3 層目の垂直舌筋は残されている。(e) は左前舌の横舌筋を示す。上から 1、2 層目の前舌中央部の横舌筋が削除されている。(f) は左側の上縦舌筋 (SL) であるが、左前舌の左から 2 層目の筋肉束が削除されている。

手術の傷（手術痕）は硬化するが、時間の経過とともに軟化し影響が少なくなることが知られているため、モデル化には考慮せず、トラス（シリンダー）の剛性・粘性は健常組織と同じ値を用いた。

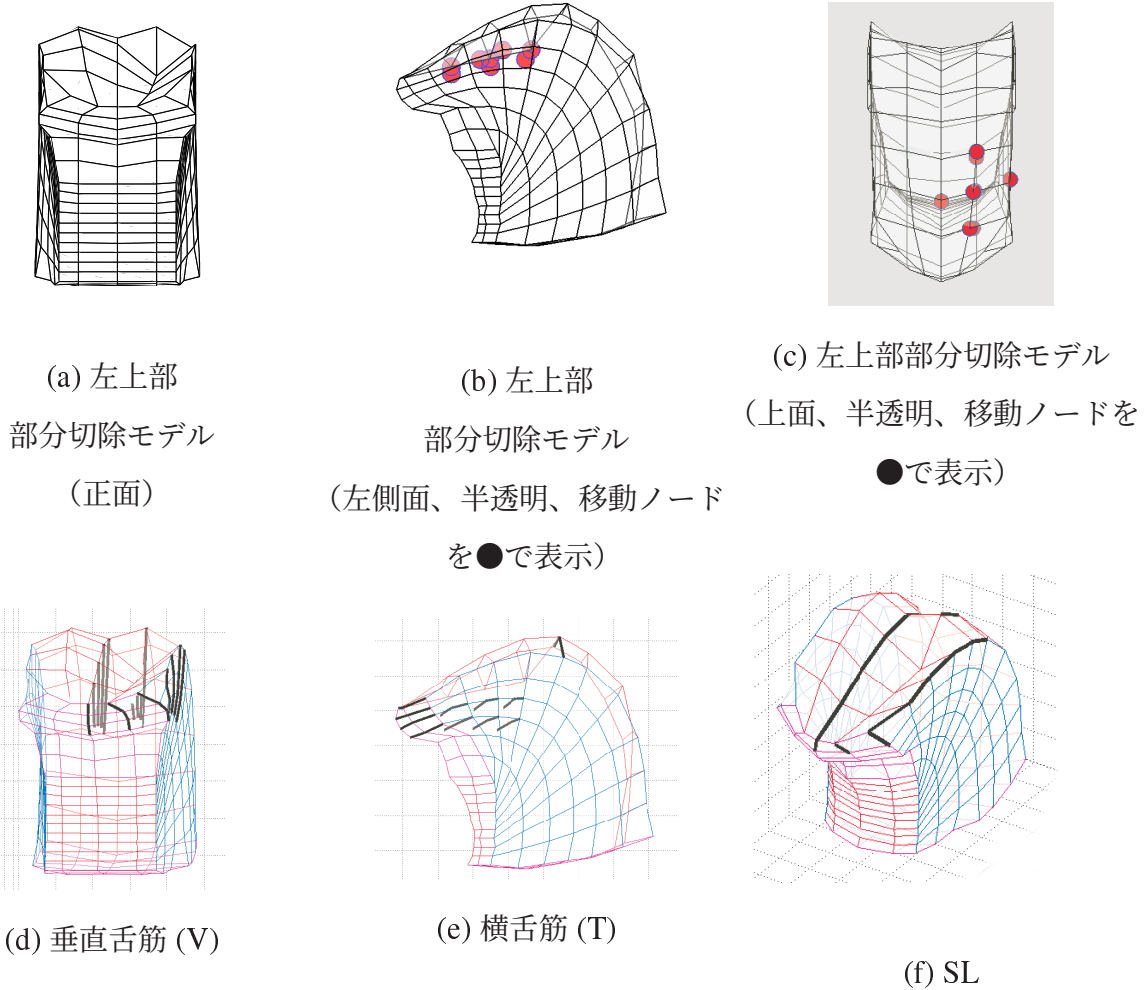


図 4.6 血管腫のモデル化（ノードの移動、粘・弾性の変更）

4.1.7 モデルに基づく部分切除手術後の舌の障害推定・予測

このシミュレーションは、患者の腫瘍の MR データと手術前にシミュレーションで推定された筋活性パターンだけに依っていて、舌手術の運動への影響の推定であるとともに、手術前の舌手術後の障害予測にもなっている。図 4.7 に腫瘍の切除手術後の舌モデルを用いた基本運動のシミュレーションを示す。筋活性パターンは健常時のモデルを用いて推定したもので、手術前のシミュレーションと同じである。(a) は突き出し運動の結果であるが、突き出しが行なわれているとともに、舌尖の左側へ 2mm 程の偏位が認められる。これは実例（図 4.5(a)）と同じ傾向を示している。だが、偏位は実例に比較して小さい。(b), (d) は右曲げの舌形状である

が、手術前の右曲げ模擬（図 4.4(d)）に比べると水平回転が少なく、曲げ運動が小さい。また、後述する左曲げに比しても小さくなっている。(c)、(e) は左曲げの模擬結果である。水平回転は手術前の模擬（図 4.4(e)）と同程度に大きく、右曲げの模擬より大きい。上方からの図 (d)、(e) を比較すると右曲げでは屈曲（曲げ運動）が小さいのが認められる。回転の大きさを比較するため、図 (d)、(e) 上に○で指示される線分の水平回転の時間推移を図 4.1.7 に示す。前舌の回転は左曲げの方が 7° 程大きいことが図から読み取れる。これは、右曲げの際、左側の V と T の一部が切除されているため（協調筋の一部が切除されたため）、左側の伸展が小さくなり、曲げが小さくなったと考えられる。一方、左曲げでは、活性されない左側の V と T の一部の切除によって、筋組織の剛性による受動的な抵抗力が軽減されることにより左側 SL の収縮が助長され、曲げ運動が大きいと考えられる。これらのシミュレーション結果はモデルによる予測が実症例と傾向が一致していることを示している。だが、シミュレーションの右曲げに於ける湾曲は実例に比べて大きいと認められる。また、左表面に残された横舌筋 (V) による左側前舌の扁平が見られる。

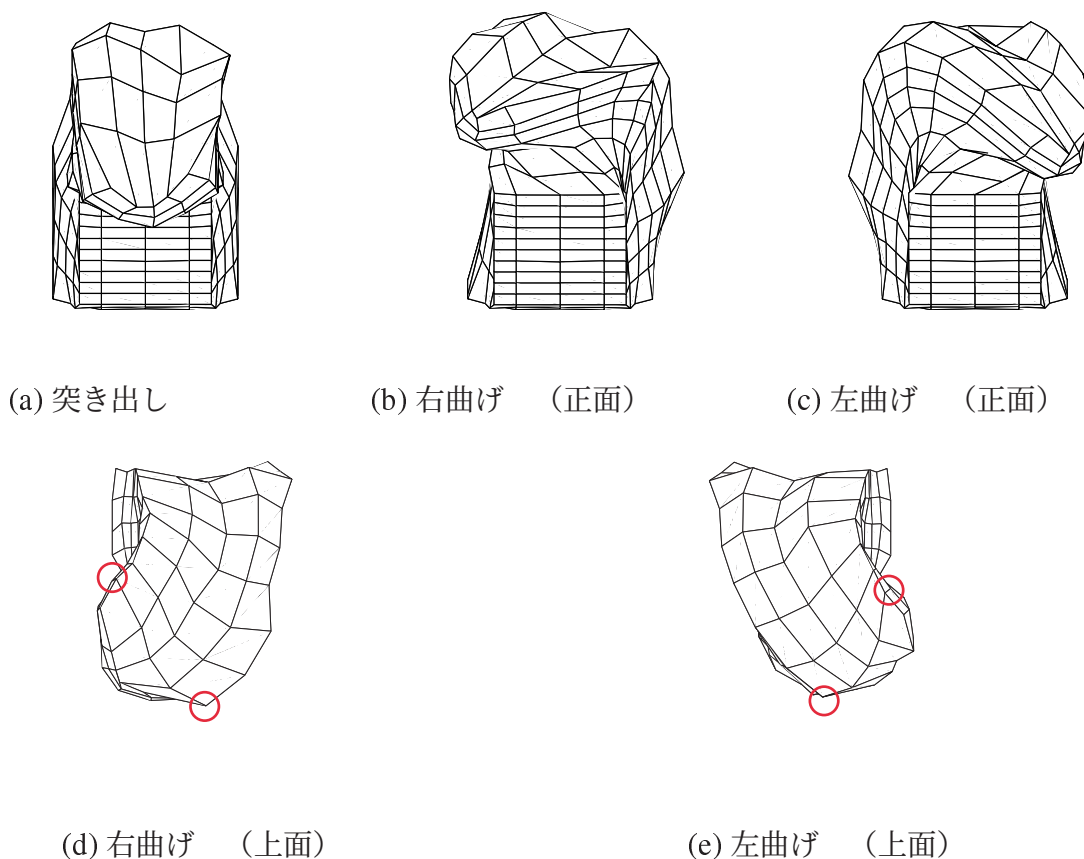


図 4.7 部分切除後の運動シミュレーション

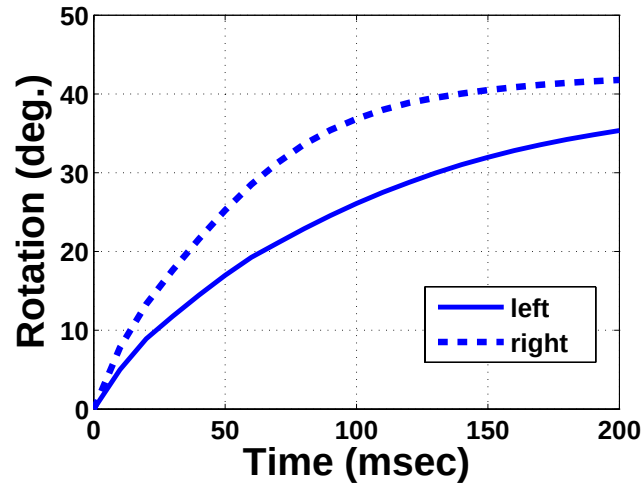


図 4.8 右曲げ、左曲げの回転量の時間推移

回転の測定位置は図 4.7(d)、(e) に○で示す。

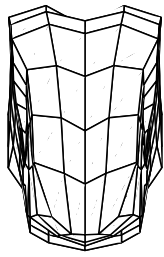
4.2 再建手術の皮弁の剛性・粘性の影響推定

次に直接対応する症例データはないが、モデルを用いた障害の解析例として再建手術を取り上げる。再建手術は比較的大きな病組織を切除した後、他部位の組織など（皮弁）を用いて欠損部を覆い、機能を補う手術で、舌癌の治療などに行われる。舌の片側半分に及ぶ再建を施した場合、突き出し運動や咀嚼などに支障がある場合があると報告されている [27]。その支障の度合いは、皮弁の素質が関連すると知られている。

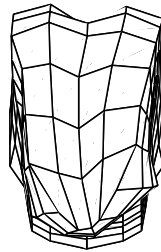
舌モデルの左側の筋肉を除去し、その剛性と粘性を健常部分に対する乗数 (0.25, 0.5, 1.0, 2.0, 4.0, 6.0, 8.0 倍) を用いて 7 種類の左半側再建舌モデルを作成した。健常モデルを用いた試行により得た舌の突き出し動作を行う筋収縮力パターンを、この 7 種類の再建舌モデルに適用し皮弁の突き出し運動への影響を調べる。

図 4.9 に健常舌と剛性・粘性を変化させた左半側再建舌の突き出し運動をシミュレーションした結果の一部を示す。

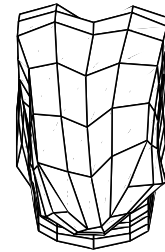
与えた筋収縮力パターンは、 $V_a(2N)$ 、 $T_a(2N)$ であり、健常モデルに対しては左右対称である。健常舌モデルはまっすぐな突き出し動作を行ったが (図 4.9-(a))、再建舌モデルは再建部分の筋肉がないため、剛性と粘性が増加するにつれてより大きな左側への偏位を伴っている (図 4.9-(b)~(f))、また突き出し量も小さくなっている。これは皮弁の剛性・粘性が大きいと突き



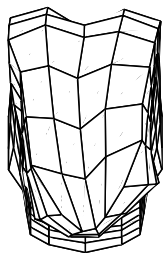
(a) 健常舌モデル



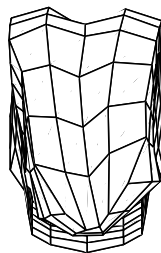
(b) 皮弁の剛性・粘性 0.25 倍



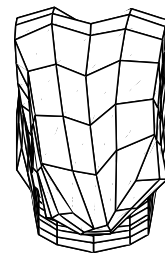
(c) 皮弁の剛性・粘性 0.5 倍



(d) 皮弁の剛性・粘性 1.0 倍



(e) 皮弁の剛性・粘性 2.0 倍



(f) 皮弁の剛性・粘性 4.0 倍

図 4.9 健常舌モデルと、皮弁の剛性・粘性を健常部に対し 0.25, 0.5, 1.0, 2.0, 4.0 倍にした左半側再建舌モデルを用いた突き出し模擬。再建舌モデルには皮弁の剛性・粘性が大きくなる程再建側へのより大きな変位が見られる。

出し運動に制限があることを示している。すなわち、再建された舌の運動が再建に使用される素材（皮弁）の物理特性に依存することをこのシミュレーションは示している。図 4.10 は皮弁の剛性・粘性と突き出しの偏位の関係を示しているが、それは対数に近い非線形な関係であることがわかる。これは、「皮弁は軟らかい程健常部の動きを妨げない。」という医師の経験則を補う結果である。

4.3 考察

舌障害の基本運動への影響を推定する上で、基本運動の筋活性パターンを健常時と同じものを用いた。そして、障害舌モデルによるシミュレーション結果は実例と傾向が合致し、運動障害の傾向を模擬するものとなった。このことは、健常モデルを用いて推定された基本運動の筋活性パターンが健常時、腫瘍の切除前、舌部分切除手術後に対して妥当な運動を生成できた事

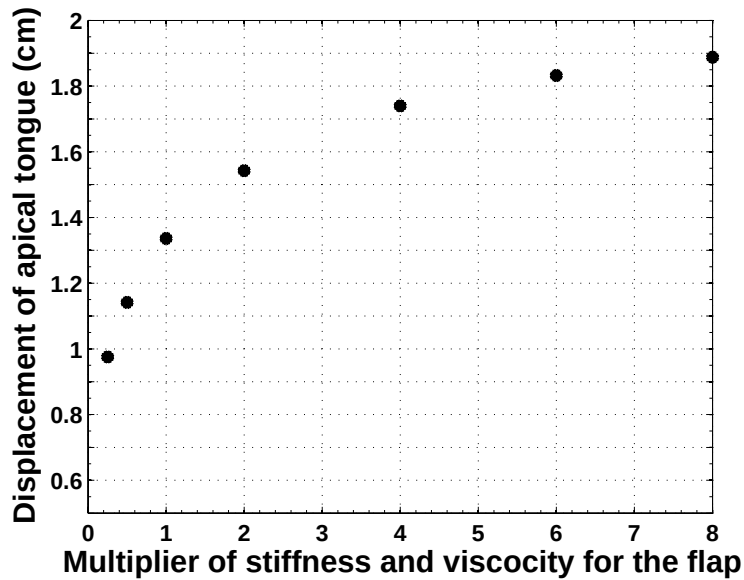


図 4.10 皮弁の剛性・粘性と偏位の関係。剛性・粘性は健常組織に対する比率で示した。

を示し、また、本モデルと推定された筋活性パターンの妥当性を示すものと考えられる。特に、突き出しで用いられた V と T の共収縮は、半身麻痺時の舌運動障害とも一致する。その場合、舌は突き出しの際麻痺側に偏位することが知られているが、我々のシミュレーションでは図 3.5(c) が右側麻痺時の突き出し運動に相当する。すなわち、突き出し運動が左側だけで行なわれていると考えることができる。図 3.5(c) は舌尖が右側（麻痺側）に偏位していること示し、右半身麻痺時の突き出し運動の傾向と一致している。

部分切除手術後の基本運動シミュレーションは実症例の運動と傾向は一致していたが、突き出し時の偏位の大きさと、右曲げ時の湾曲の大きさに違いがあった。要因の一つとして傷（手術痕）の硬化がモデル化されていないことが挙げられる。傷は手術後じょじょに軟化することが知られているため、患者の追跡調査によって障害模擬の信頼性を高めることが可能だと考えられる。また、筋活性の大きさの違いも要因に考えられ、さらに舌の下顎への付着点の範囲の影響も考えられる。そして、右曲げ時に左側前舌が扁平しているのが見られるが、これは前舌左側表面の V は温存されているが、その面に連結されていた T（垂直方向には V と拮抗する）が削除され、垂直方向の収縮が助長されたためである。これはメッシュを小さくすることで改善される。今後、障害シミュレーションの精度を高めるには、モデルの正確さ、筋活性量の測定、MR データの切除範囲の正確な反映など幾つかの要因を注意深く考慮する必要がある。

切除手術後の運動推定において、舌の軟組織の物理的な変化のみに焦点をあてて解析を行

なった。だが、それに加え、術後の運動に影響を与える可能性がある他の要因が考えられる。考えられる要因の一つは発話時に見られるような感覚フィードバックによる無意識な補償動作である [19,42]。明確な構音目標や音響目標がある発話動作と比較して、（とくに指示がない限り）突き出しや曲げ運動は特別な目標を持っていないと考えられ、このようなタスクでは感覚フィードバックによる影響は小さいと無理なく推論できる。その場合、補償動作は重要な役割を持たないと期待され、手術前後で同じ筋活性パターンを用いるのは差し支えないと考えられる。また、他の考えられる要因は制御の仕方 (motor control strategy) の変更である。障害が大きい場合、それまでのパターンでは動作を行えず、それまで使っていなかった筋肉の活性を行う可能性がある。これは今後の研究を要する課題である。

左半側再建モデルを用い、皮弁の剛性・粘性とその影響をシミュレーションした。このような剛性や粘性を変化させたモデルを用いたシミュレーションを再建部位の大きさ、位置を考慮し手術前に実施すれば、再建に使用する皮弁素材の剛性、粘性を選択するための有用な評価や、用いる皮弁素材の影響の手術前の予測ができる可能性がある。現在再建素材は患者の他部位の移植によっているが、人工的素材が利用できれば患者の負担が軽くなる。素材開発にこのようなシミュレーションは有効であると考えられる。

シミュレーションでは重力を考慮していないため、重力に抗する筋活性がない。だが、この活性は静的な力に抗するものであり、基本運動生成への貢献は小さいと考えられる。そのため、重力下でも大きな基本運動への貢献はシミュレーションで推定された筋活性によると考えられる。

本研究の実症例を用いた評価は一人の患者の一腫瘍データのみによっている。シミュレーションの信頼性を高めるには多くの症例（腫瘍の大きさ、位置、切除範囲など）を集め、シミュレーションを評価することが必要である。そのために、モデルによる障害推定・予測の有用性を広く示していくことと、症例のデータを集めることが重要である。現在の舌癌手術は癌の大きさに基づき標準化されていて、位置は考慮されていない^{*1}。これは、手術後の生存が大きな目的であることと、舌の運動が複雑なため、位置と手術後「生活の質」の関係が不明確なこと、また、位置情報まで細分化すると統計的にデータ量が不足することが原因である。そこで、より多くのデータ取得のためには切除部分の大きさ・位置と生活の質との関係を示すことが重要であるが、本研究で用いた手法を切除部分の大きさ・位置別にシミュレーションを行い、運動への影響をデータベース化することが有用である。また、そのため症例データをデー

^{*1} 転移は考慮される。

データベース化する枠組みを構築することも重要な課題である。

第 5 章

舌障害や重力の構音への影響の検討

前章で突き出しと曲げ運動に対する障害の影響の推定・予測を行い、その有効性を確認した。そこで、より精密な運動である構音動作に対する障害の影響を解析する。健常者の構音に関しては、高野らが MR データを基に母音発声時の外舌筋の長さを測定している [43]。また、同じく母音生成時の外舌筋の活性に関する EMG データを Baer らが計測している [1]。健常モデルを使用し、筋活性に基づいて MR データの声道形状に適合させて構音動作を生成し、上記の外舌筋の観測データと比較することによって、モデルによる構音動作生成の有効性を評価する。また、前章と同様に、障害モデルを用いて、障害の物理的要因による構音動作への影響の推定を行う。

5.1 初期舌形状の声道模型用 MR データへの適合

構音動作は突き出しや曲げ運動とは違い、明確な目標を持った運動であり、より精密な制御が行われると考えられる。そこで、舌形状をより精密にするため、声道模型を用いた先行研究 [11] で抽出された/e/の構音時の舌形状の 3 次元 MR データに適合させる。図 5.1 は成人日本人男性の/e/を発声時に撮像された MR データから抽出された舌形状である。

この形状に舌モデルの形状を適合した結果を図 5.2 に示す。舌根部の最も側方の部分は舌体とは考えられないためモデルに含めていない。また、オトガイ舌筋の下顎骨との付着点の範囲を下側に移動させると共に舌小帯付近の可動性を高めた。

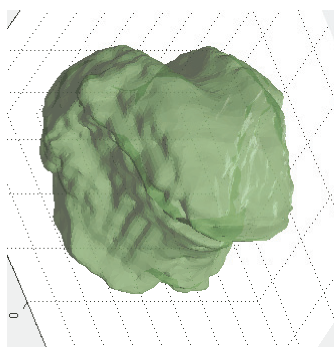


図 5.1 MR データから抽出された/e/の舌形状（右斜め上方より）

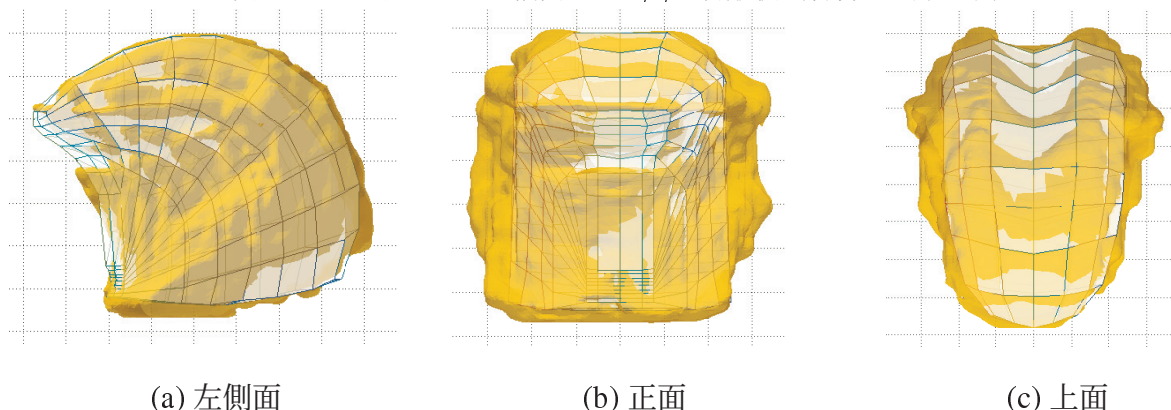


図 5.2 初期形状（MR データの/e/の舌形状へのフィッティング。重ねて表示している。）

5.2 MR データから抽出した声道形状への適合による構音動作生成

初期形状（/e/の形状）から筋活性により他の音素への声道形状データに適合させることにより、平衡位置移動としての構音動作を生成させる。同時にこれは構音動作の筋活性パターンの推定でもある。図 5.3 に筋肉の活性がない初期形状における/e/の声道形状との適合を示す。

正中面を含み 3 次元的に声道へ適合している。また、/a/の声道形状を参考にして口蓋への適合も行なった。

声道形状を他の音素（/i/と/a/）に取替え、筋活性によって声道の舌面と舌モデルの舌表面のフィッティングを行なえば構音の筋活性パターン推定が可能である。

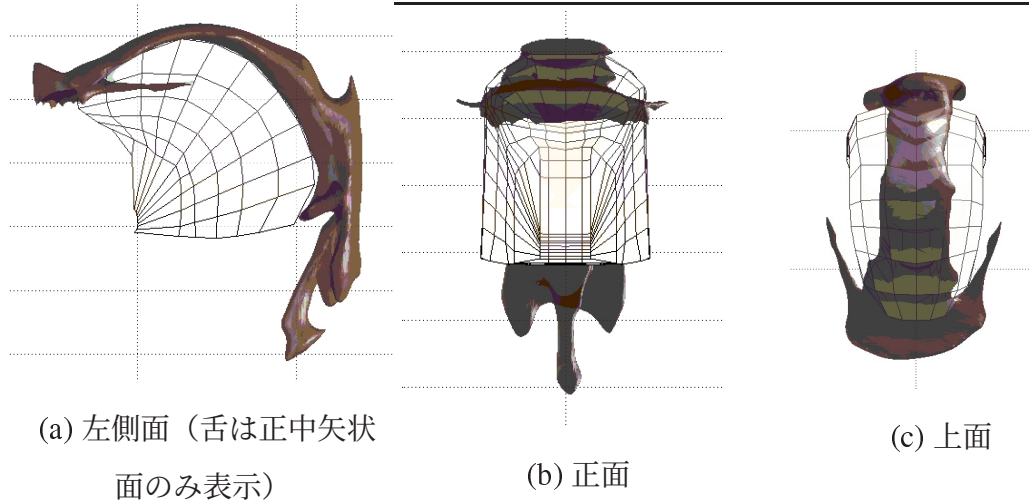


図 5.3 初期形状（/e/の声道形状へのフィッティング）

5.3 モデルによる/i/の構音動作生成

筋活性にを用いて/i/を発声時の声道形状にフィッティングさせることにより、筋活性パターンを推定する。

5.3.1 下顎の/i/の構音動作

舌の適合に先立ち下顎を閉じる筋肉活性により、GGa の付着点付近で上方に 3 mm、前方に 2 mm 移動させた。これらの値は /e/と/i/の声道形状データの上下前歯の位置より算出した。

5.3.2 舌の/i/の声道形状へのフィッティング

筋活性パターンを変化させたシミュレーションによって得られた適合結果を図 5.4 に示す。

筋活性パターンは、

GGa: 0.33N、GGp: 0.5N、SGp: 0.15N、

Tm: 1.0N、JawClose: 0.15N

とした。

Baer らのアメリカ人男性話者の無意味単語/apip/を発声中の/i/に対応する区間の外舌筋の EMG 観測データ（図 5.5 に [1,25] より転記）では、/e/に比べて/i/では、GGa と GGp の電位上昇が大きく SG と HG では違いはわずかである。シミュレーションで得られたパターンでは、GGa と GGp の活性が比較的大きく、これは観測データと相反しない。しかし、シミュレー

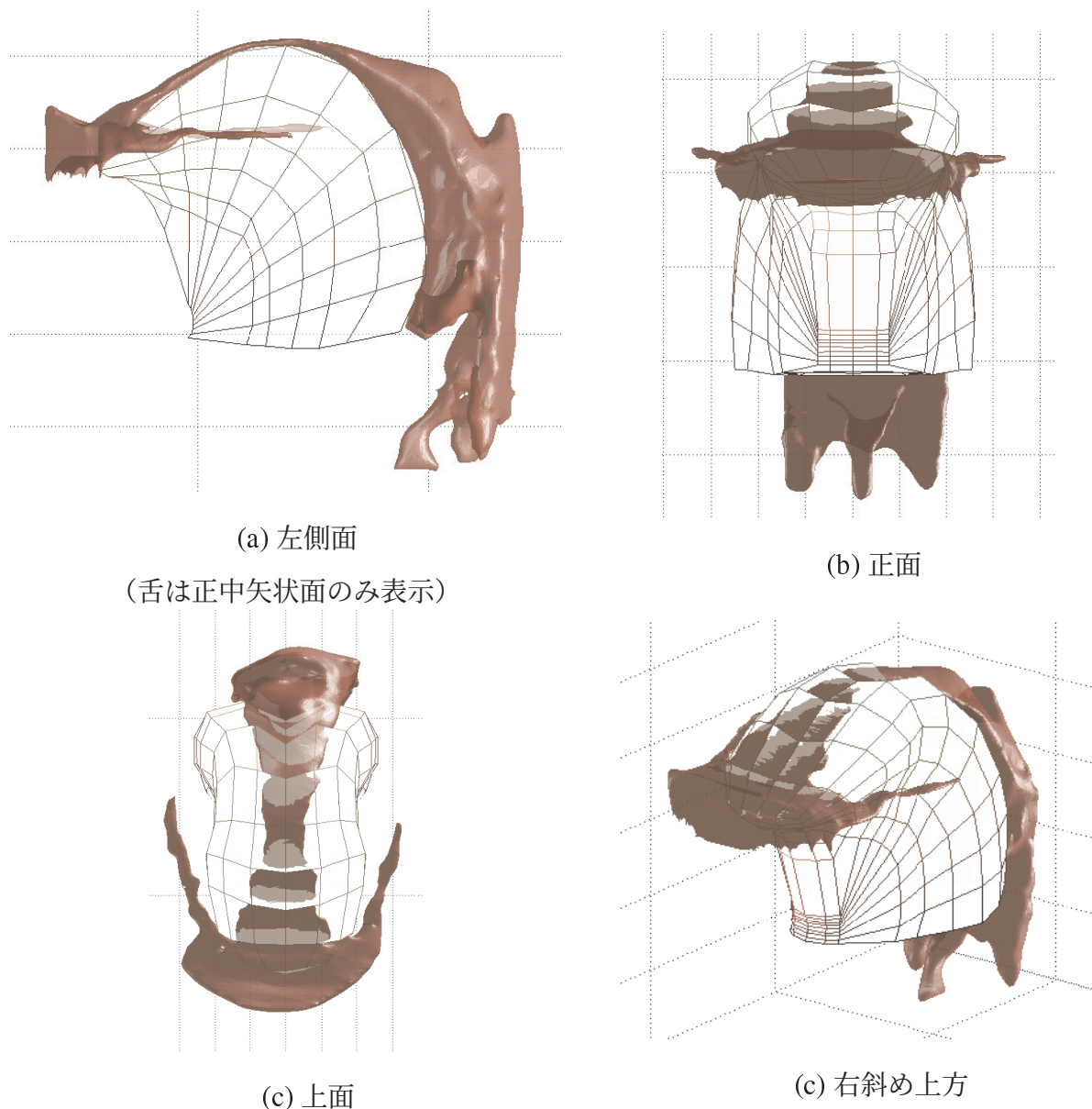


図 5.4 /i/の声道形状へのフィッティング

ションにおいて SGp の活性が比較的大きく相反しているとみられるが、これは、SG の EMG 観測点位置が SGm 付近であるため、SGm は活性しないが、SGp の活性があったと考えるならば矛盾はない。

高野ら [43] の話者 4 人による日本語 5 母音発声時の MR データによる筋肉長観測では（図 5.6 に転記）、母音/e/に比べて/i/では、GGp は全員が短くなっていた。これはシミュレーションの GGp 活性と一致する。GGa は短くなる話者と長くなる話者がいた。これは、個人差により GGp による前舌の上昇とのバランスが違うと考えられ、長くなる場合でも GGa の活性を完

全に否定するものではない。HGa-p は長くなる傾向が見られるが概ね変化は少ない。これはシミュレーションで HG の活性がないことと一致する。SGp は 1 人だけが 4mm 短くなり、3 人は概ね変化がなかった。シミュレーションと比較すると、シミュレーションでは SGp の活性を用いていて、SGp の舌体との接続部は上方と前方に異動し、SGp は僅かに短くなっている。GGp による舌体の前方への移動と SGp の活性は拮抗するため、この収縮力のバランスの個人差によって SGp の長さ変化の傾向が異なると考えられる。これは、硬口蓋・軟口蓋の形状や舌体の形状の違いに起因すると考えられる。

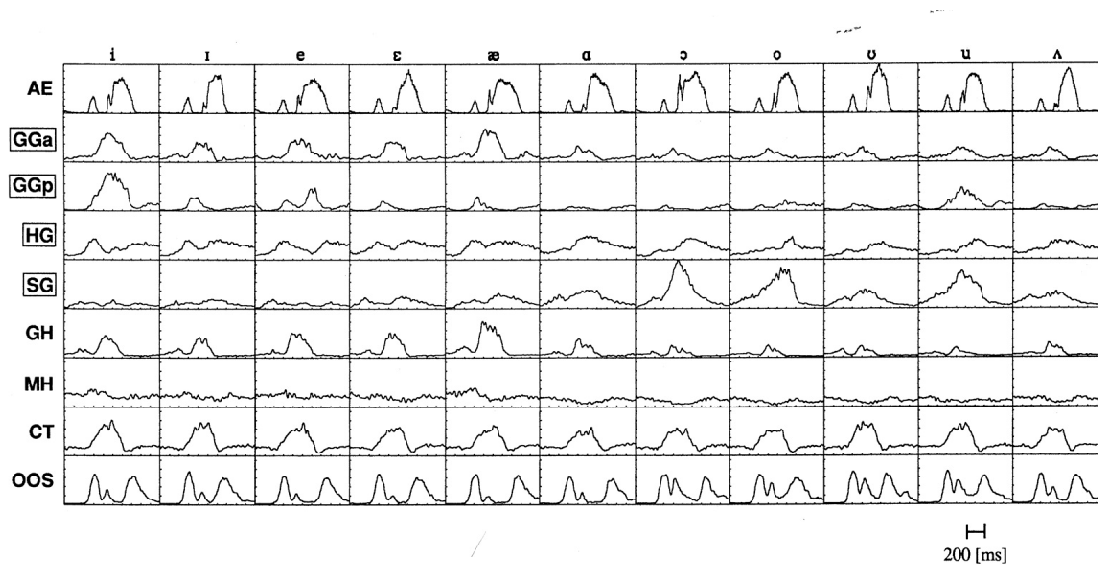


図 5.5 英語 11 母音発声時の舌筋 EMG データ (Baer ら 1988 [1] から転記)

5.4 モデルによる/a/の構音動作生成

筋活性により/a/を発声時の声道形状にフィッティングさせ、筋活性パターンを推定する。

5.4.1 下顎の/a/の構音動作

声道形状データに基づいて、下顎を下げる筋肉活性により GGa 付着点付近で 下方に 8mm、後方に 7 mm 移動させた。

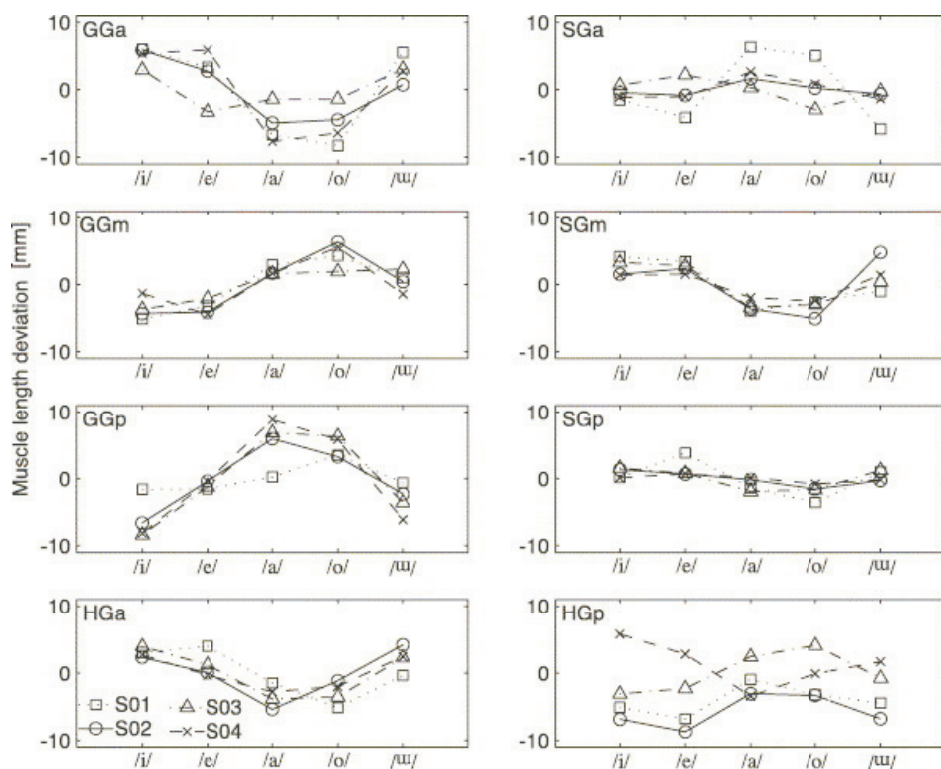


図 5.6 日本語 5 母音発声時の舌筋長（高野ら [43] から転記）

5.4.2 舌の/a/の声道形状へのフィッティング

筋活性パターンを変化させたシミュレーションによって得られた適合結果を図 5.7 に示す。

多数の試行錯誤の後、筋活性パターンは、

HG: 0.2N、SGp: 0.1N、SLa: 0.3N、SLm: 0.7N、

Va-m: 0.2N、Vp: 0.1N、Ta: 0.3N、Tm-p: 0.2N、JawOp: 0.025N

とした。図 (b) に示される舌背付近と咽頭の斜線部分は重なりを示し、この部分で適合がやや不十分なことを表わすが、全体としては概ねフィットしている。

EMG データ (図 5.5) では/e/とくらべて/a/で、HG と SG の電位が大きい。HG はシミュレーションと一致するが SG は一致しない。SG の EMG 観測点が中舌部なので、シミュレーションでは中舌部の内舌筋で代用していると考えられる。EMG 観測では GGa と GGp の電位が/a/で小さくなっている。これはシミュレーションで/e/を初期形状とし、筋活性がないと仮定しているのが影響しているが、これは後の節で重力の影響を検討する際に考察する。だが、/a/で GGa、GGp の活性がないという点ではシミュレーションと一致する。

筋長計測データでは/e/に対して/a/で、GGaは3人が収縮し、1人は僅かに伸びている。GGmは概ね伸びている。GGpは概ね伸びている。SGpは1人は伸び3人は変化が少ない。SGmは縮み、SGaは1人を除き概ね伸びている。HGaは縮み、HGpは伸びている。これらを総合した可能な解釈は;

HGは活性して収縮する。これに伴ってGGpが伸びる。HGpはSGpによって上方に伸ばされる。中舌部はSGmかSLmによって縮む。

SLm活性を含んだこの解釈とシミュレーションは矛盾しない。

/a/の声道形状には口蓋垂近への舌の接触が見られる。これはMRデータが仰臥姿勢で撮像されたため、重力による舌の後方への移動が生じたと考えられる。そのため、シミュレーションでは、その補償として舌の伸展が必要になりVとTの共収縮が用いられている。この際、舌尖の下方への移動が生じたため、SLの活性を要した。

5.5 半側再建手術の構音動作への影響

発声時は明確な音声や構音目標を持っているため摂動があると補償動作が生じ、問題が複雑であるため解析が難しい。そこで、本研究では、前節で得られた構音時の筋活性パターンを障害舌モデルに適用し、影響を推定する。これは聴覚系や体性感覚系のフィードバックによる影響は考慮せず、障害による機械的な影響のみの解析となる。これは、フィードバックによる補償動作を評価するうえで有用な知見を与えると考える。

シミュレーションの対象は、比較的障害が大きい左半側再建手術とし、皮弁の剛性・粘性は健常舌組織に対し2倍と仮定する。左側（皮弁側）には舌筋がなく、また筋活性もない。ただし、舌形状は手術前と同じとし、また舌底の筋肉群は温存されたとした。

5.5.1 /i/の構音への影響

前節で得られた/i/の構音を行う筋活性パターンを左半側再建手術を模したモデルに適用した運動による形状を図5.8に示す。声道形状は健常時のものを参考のため表示している。舌と他の器官との接触は考慮されていないが、(c)(d)に見られるように左右非対称な舌形状となっていて、これは手術の影響があることを示している。特に右側舌背がより上方へ移動し、また中舌が左へ移動し湾曲が見られる。声道部分で色が白くなっている箇所は舌が口蓋より上方へ移動していることを示すが、(c)、(e)でみられるように、右側舌背で口蓋との接触が大きくなっ

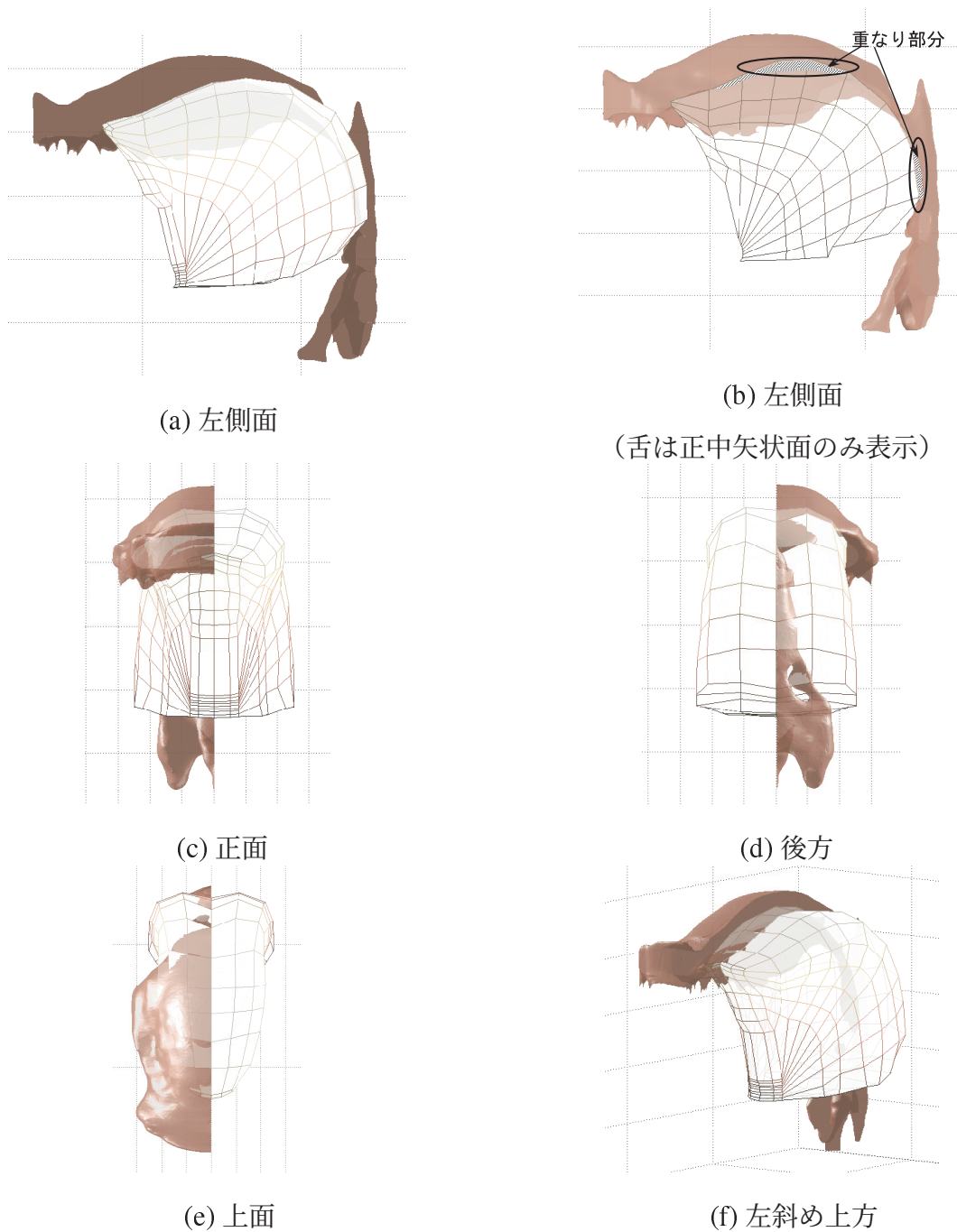


図 5.7 /a/の声道形状へのフィッティング。(声道は右半側のみ表示)

ているのが推定できる。(b)に見られる様に、正中面であった面はは湾曲と共に中舌表面で前方への移動が見られ、健常時の声道形状と違いが認められる。これらの結果から、声道形状は手術前と大きく変化していると推定され、そのため音声に変化があることが推定される。補償動作によって手術前の声道形状を再現するのは、複雑な動作の計画・制御が現在のモデルにないため困難であるが、利用可能な全ての筋活性パターンを網羅するシミュレーションが可能で

あれば、実現可能性を推定できるであろうが、探索空間は膨大なものになる。

5.5.2 /a/の構音への影響

前節で得られた/a/の構音を行う筋活性パターンを左半側再建手術を模したモデルに適用した運動による形状を図 5.9 に示す。(b)(c)(d)に見られるように左右非対称な舌形状となり、手術の影響があることを示している。(a)では左側後舌が前方へ移動し、前舌が下方に移動しているのが認められる。(b)では舌背右側が高くなり、左側が下がっているのが見られる。また(c)では、舌尖の右側への偏位が見られる。口腔の形状に変化はあるものの、体積が大きいため音声への影響は/i/の場合より小さいと推定されるが、正確な推定はモデルと音声の対応機能の実現が必要である。補償動作としては、右側 V、T のより強い共収縮による右側伸展によって湾曲の軽減されると考えられるため、図 5.10 に V と T の活性を 0.5 N 分増加させたシミュレーション結果を示す。図 5.9(c)に比較して、前舌の湾曲が軽減されている。

5.6 重力の影響

これまでのシミュレーションでは重力を考慮せず、また/e/の構音形状は筋活性なしで行われると仮定した。これは、仰臥位での舌の休息時の形状を応力分布と共に取得するのは困難であるためである。だが、Baer ら [1] の測定では/e/の構音時に筋活性がある。また、Stépanie ら [40] は 3 次元モデルを用いて重力が構音に影響することを示している。

本研究では、モデルの重力下の/e/の構音の筋活性パターンの近似として、重力下の/e/の構音後、筋活性を止め、再び、/e/の構音を生成する筋活性パターンを求める。平衡状態を求めるシミュレーションにおいては、重力下で初期形状 (/e/)を保つ筋活性パターンを推定するのと同じである。

そこで、/e/の構音時の筋活性を以下の方法で求める。

1. 重力下での休息時の形状を求める。

(/e/の形状から筋活性なしで、重力だけを付加する。

時間が十分経過すれば休息時の形状と応力分布が求まる。)

2. 休息時から筋活性により、/e/の形状を生成する。

(この筋活性パターンが重力下での/e/の構音を行うと考える)

舌の平衡状態の形状は筋活性パターンにより決定されるため [7]、時間を十分とれば、2. だけでも同じ結果を得る。

この/e/の筋活性パターンを重力を考慮しなかったシミュレーションのパターンに加えることによって、重力下での平衡時の形状とみなすことが可能である。

図 5.11 に筋活性なしで、重力 $9.8m/s^2$ を 2 秒間与えたシミュレーション結果を示す。(a) は 2 秒後の舌形状であるが、舌全体の下方向への扁平が見られる。各ノードの初期形状と 2 秒後の位置変化を (b) 示す。舌の前側では主に下方向に移動し、後ろ側では主に下と後側に移動している。移動量は舌尖で最大であった。次に舌尖ノードの垂直方向移動の時間推移を (c) に示すが、1.9 秒後で下方向への移動はほぼ収束している。だが、2 秒以降にも僅かながら変形は続き、舌尖下部でノードの重なりが生じ計算エラーに陥った。そのため、本研究では、近似的に 2 秒後で重力による変形は収束するとして扱う。

重力下で 2 秒後にも初期形状 (/e/) を保つ筋活性パターンをシミュレーションにより推定し、それを重力下での構音/e/の筋活性パターンとする。またこの時、構音/e/の応力分布も求まる。この時の形状、筋活性パターン、応力分布を重力下での初期状態とすれば、平衡状態では、前に求めた無重力下での基本運動や構音の筋活性パターンを足し合わせると重力下での基本運動や構音の筋活性パターンが得られる。

重力下のシミュレーションによって、/e/の舌形状を保った筋活性パターンを推定した。また、推定のため以下の方策を用いた；

1. 舌根後部の後ろへの移動を防ぐために GGp の活性を利用する。
2. 重力に抗するように舌体の上下前後左右の変形に対し拮抗関係にある筋肉群 (V、T、SL) の共収縮を用いる。
3. 残差は解剖学的知見や muscular hydrostat の知見を用いて修正する。

多数のシミュレーション試行によって筋活性パターンは以下の様に推定された。

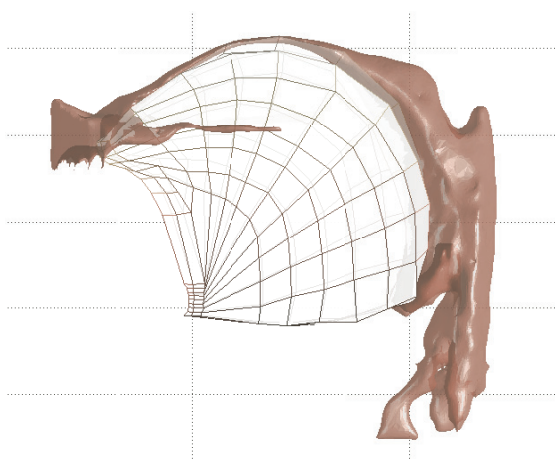
GGp: 0.2、SGp:0.12、SLa: 0.4、SLm: 0.2、Vm-p: 0.2、Tm-p: 0.3

このパターンは、Baer ら [1](図 5.5) の EMG データが示す、GGp の活性に一致している。EMG では GGa の活性は、GGp の活性期に消失していると思われるが、これはシミュレーションとも一致する。また、同様に SGm、HG の活性がないのも一致している。よって、推定結果

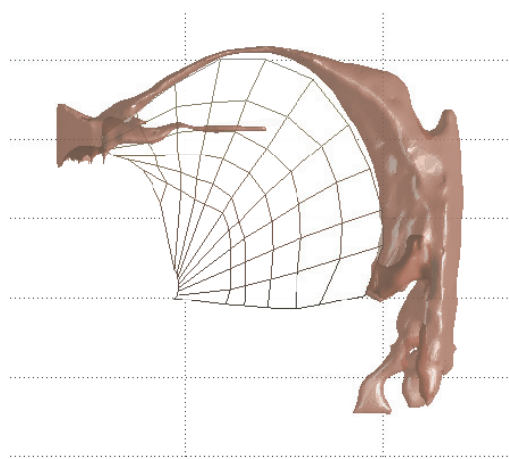
は、EMG によって得られた/e/の構音時の外舌筋のパターンに一致している。このシミュレーションの結果、舌形状は概ね保たれたが、ノードの位置変化が生じた。図 5.12(a) にシミュレーションによって得られた初期形状の/e/舌形状と重力下での筋活性による/e/のノード位置変化を示す。舌背付近では舌の表面に沿って前方へノードが移動している。表面の沿った移動のため、舌形状の変化はほぼない。だが、舌尖付近のノードは下方への移動が見られ、形状変化が認められる。位置変化は 1 mm 程であった。(b) に移動量が大きい舌背付近のノード位置の時間変化を示す。この場合、筋活性は初期から与えてある。200 msec 付近までは急激な位置変化があるが、変化速度はじょじょに小さくなり 1000 msec 付近ではほぼ平衡状態に達した。よって、上下左右前後方向の拮抗筋の活性があり、skelton of muscle が構成されて場合には平衡状態に達する時間が小さいと推定できる。

図 (c)、(d) に筋活性を初期からではなく、1500 msec 後から与えた場合のシミュレーション結果を示す。(c) は (a) とほぼ同様の傾向を示しているが、初期形状との違いは (c) でわずかながら大きくなっている。これは、筋活性による平衡状態にわずかながら達していない事を示していて、図 (b) の 500 msec 以降にも移動があることと対応している。よって、重力下で精密な平衡状態位置を求めるには筋活性後 500 msec 以上のシミュレーションが必要であるが、8 割程度の位置変化を求めるには 200 msec 程度のシミュレーションで十分と推察される。

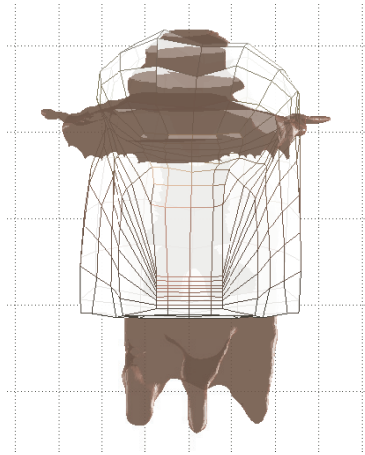
重力下で/e/の構音を行う筋活性パターンが得られたと考え、これを用いて重力下の他の構音の生成を試みる。筋活性パターンは、当初、/e/が筋活性なしで達成されたとし無重力下で推定した筋活性パターンに重力下での/e/の構音の筋活性パターンを足し合わせることで近似できる。図 5.13 に無重力下の/i/の筋活性パターンと重力下の/e/の筋活性パターンを足し合わせたパターンを 200 msec 間適用した結果を示す。図に示される舌の正中矢状面で、舌表面は声道形状にほぼフィットしていると見られる。よってこの方法を用いれば、構音の無重力下のパターンを重力下のパターンに変換可能であると期待できる。



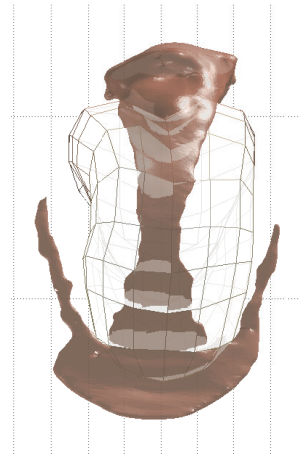
(a) 左側面（比較のため健常時の声道を表示）



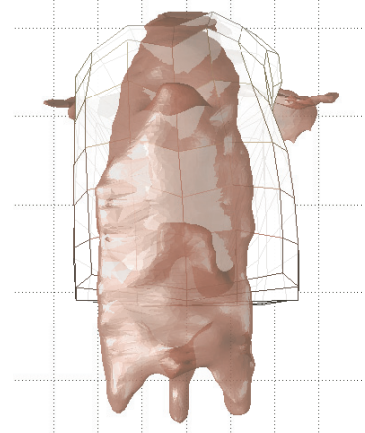
(b) 左側面（舌は正中矢状面の変形のみ表示）



(c) 正面（比較のため健常時の声道を表示）

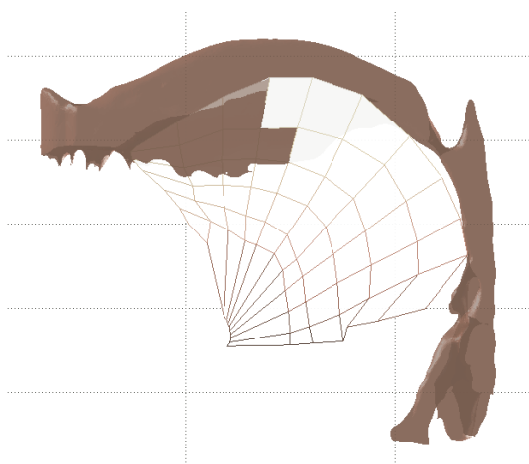


(d) 上方（比較のため健常時の声道を表示）

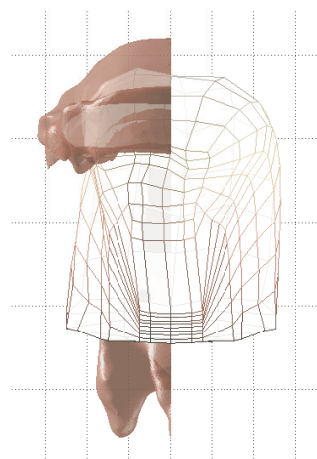


(e) 後方（比較のため健常時の声道を表示）

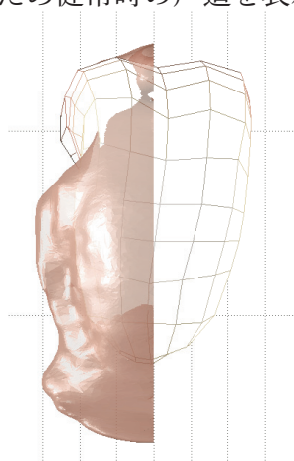
図 5.8 左半側再建手術の/i/の構音への影響



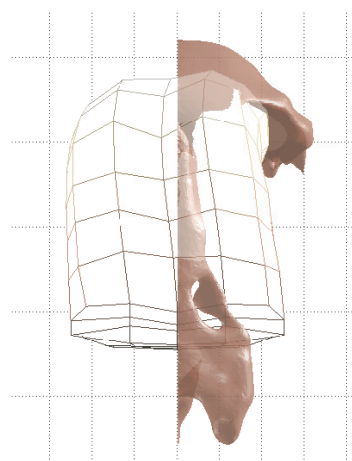
(a) 左側面（舌は正中矢状面のみ表示、比較のため健常時の声道を表示）



(b) 正面（比較のため健常時の声道を表示）



(c) 上面（比較のため健常時の声道を表示）



(d) 後方（比較のため健常時の声道を表示）

図 5.9 左半側再建手術の/a/の構音への影響（声道は健常時のものを比較のため右半側のみ表示）

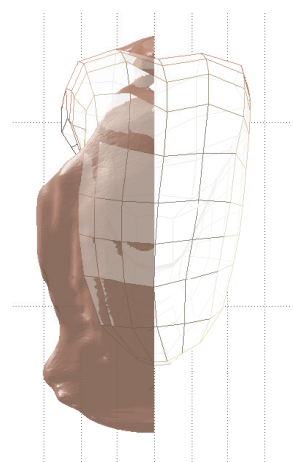
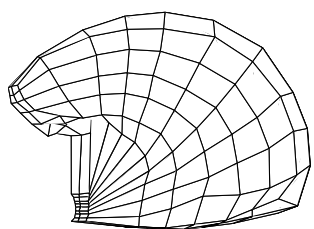
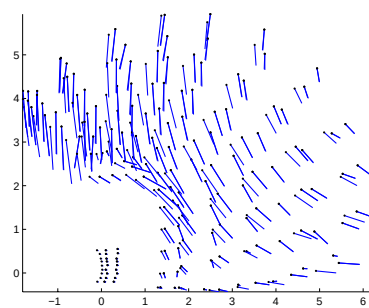


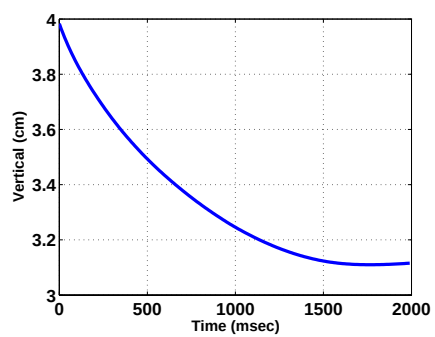
図 5.10 右側 V、T の活性増加 (+0.5N) を用いた右側伸展による湾曲軽減（声道は健常時のものを参考用に右半側のみ表示）



(a) 重力下 2 秒後の舌形状

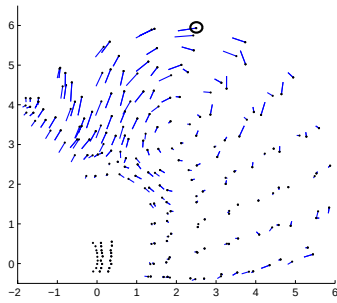


(b) ノード位置変化（左側面）

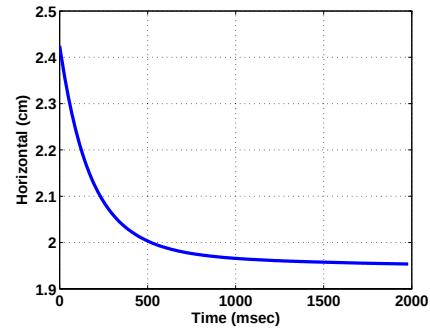


(c) 舌尖ノードの垂直位置変化

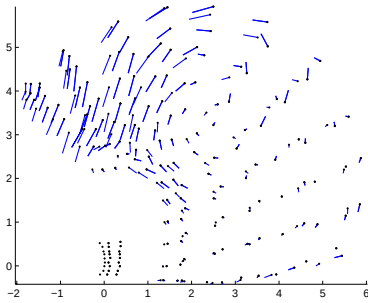
図 5.11 重力だけを 2 秒間適用したシミュレーション



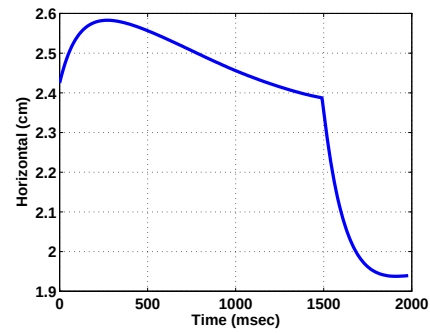
(a) 初期形状の/e/と筋活性による/e/のノード位置変化（左側面）



(b) 舌背ノードの位置変化



(c) 重力による変形、1.5 秒後に力を与えた場合のノード位置変化



(d) 重力による変形、1.5 秒後に力を与えた場合の舌背ノードの位置変化

図 5.12 重力下の筋活性による/e/の舌形状の復元

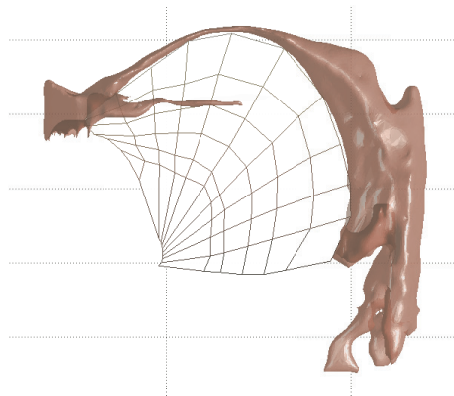


図 5.13 無重力下で推定した/i/の筋活性パターンと重力下の/e/のパターンの加算による重力下の/i/の構音

5.7 tagged-MRI データとモデル運動の比較

tagged-MRI データの被験者と新たにモデル作成に用いた舌形状データの被験者は同一であるため、対応する箇所が得られれば、その比較によってモデルの運動の検証が可能であろう。tagged-MRI (tMRI) データは矢状方向に4スライス(7mm 間隔)、軸方向に4スライス(7mm 間隔)で、HARP 解析によりそれぞれのスライス内の任意の点の2次元の移動データが取得可能である。モデルの点と tMRI データの点の対応を求めるため、HARP 解析データを以下の方法で擬似的な3次元データに変換する。

1. HARP 解析ツールを用いて、矢状面・軸断面の各スライス毎に点をランダムに複数抽出し、軌跡を記録する。
2. 軌跡の x (前後)、y (上下) 方向のデータは矢状面スライスのデータを用いる。
3. z (左右) 方向のデータは、上記矢状面の点に近い軸方向スライス内の点の軌跡データの z 方向の相対的変位データを用いる。ここで、舌を前中後、上中下の9区分に分類し、区分が同じであれば近いとした。

また、tMRI データとモデルは明確な対応点は得られないため、tMRI データの点を多数3次元表示させてモデルの3次元データと重ね合わせた後、目視により位置合わせを行なった。図 5.14 に重ね合わせた結果を示す。tMRI データでは舌引き込み時に舌後部が後に引かれているのと前舌が下方に移動していると考えられ、モデルの初期形状と違いがあるが、前舌部の重なりが大きくなるように考慮した。

次に、モデルの初期形状での舌尖、前舌、中舌のノードを5点選び、tMRI データの引き込み字のデータ点の中から一番近い点を算出し5組の対応点とした。図 5.15 は選択された5点を初期形状においてプロットした図である。

モデルの突き出し運動後の点の位置と、対応する tMRI のデータ点から算出される突き出し後の相対位置との距離を算出し、距離の合計値をモデルと tMRI データの突き出し運動の類似性の指標とする。距離 D は以下の様に選択されたモデルの点の突き出し運動後の位置 X_i と対応する tagged-MRI データの点の軌跡から算出される突き出し時の位置 T_i の距離の合計である。

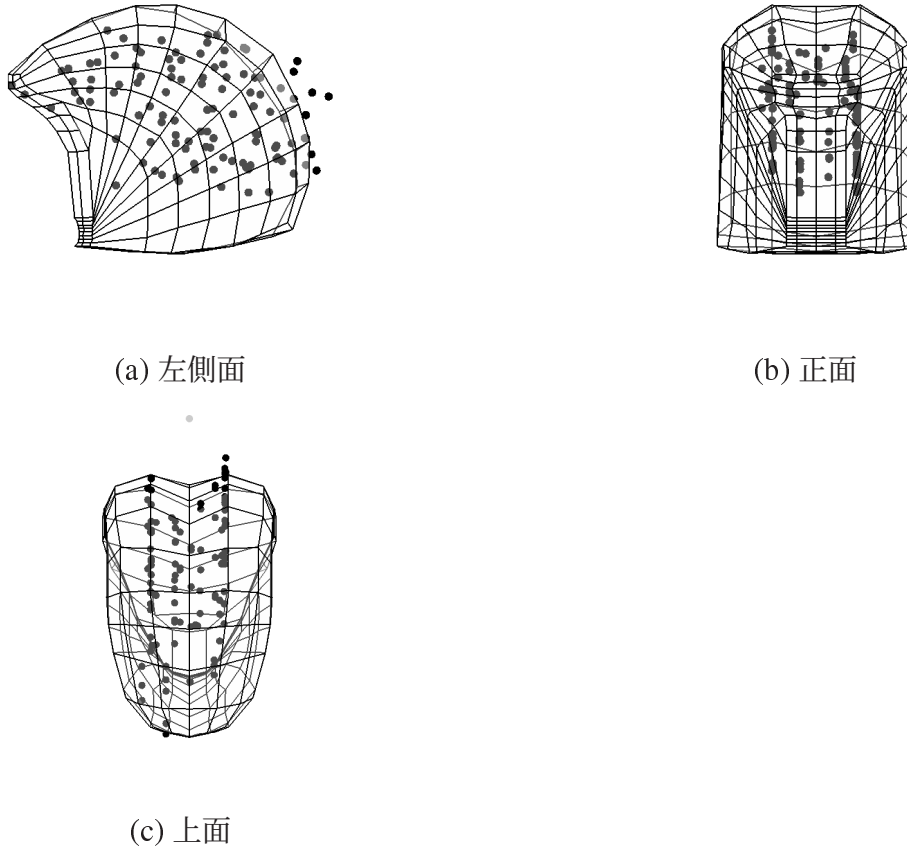


図 5.14 モデルの初期形状と、突き出し-引き込み運動時の tagged-MRI データの引き込み時の点のプロット（黒丸）の重ね合わせ。tagged-MRI データの舌後方が後に引かれ、初期形状に違いがあると考えられるが、前舌部の重なりを重視した。（一部、咽頭壁・咽頭腔のデータ点が舌の外部後方に示されている。）

$$D = \sum_{i=1}^5 |M_i - T_i| \quad (5.1)$$

ここで T はモデルの初期形状に於ける選択された点 M_0i に最も近い tagged-MRI データの引き込み時の点の座標を T_{0i} 、そして突き出し後の位置を T_{pi} とすると、

$$T_i = M_0i + (T_{pi} - T_{0i}) \quad (5.2)$$

とした。これは tagged-MRI データから算出されるモデルノード位置の突き出しによる相対変化である。図 5.16、5.17 に筋活性なしの状態から、tagged-MRI データで算出される形状

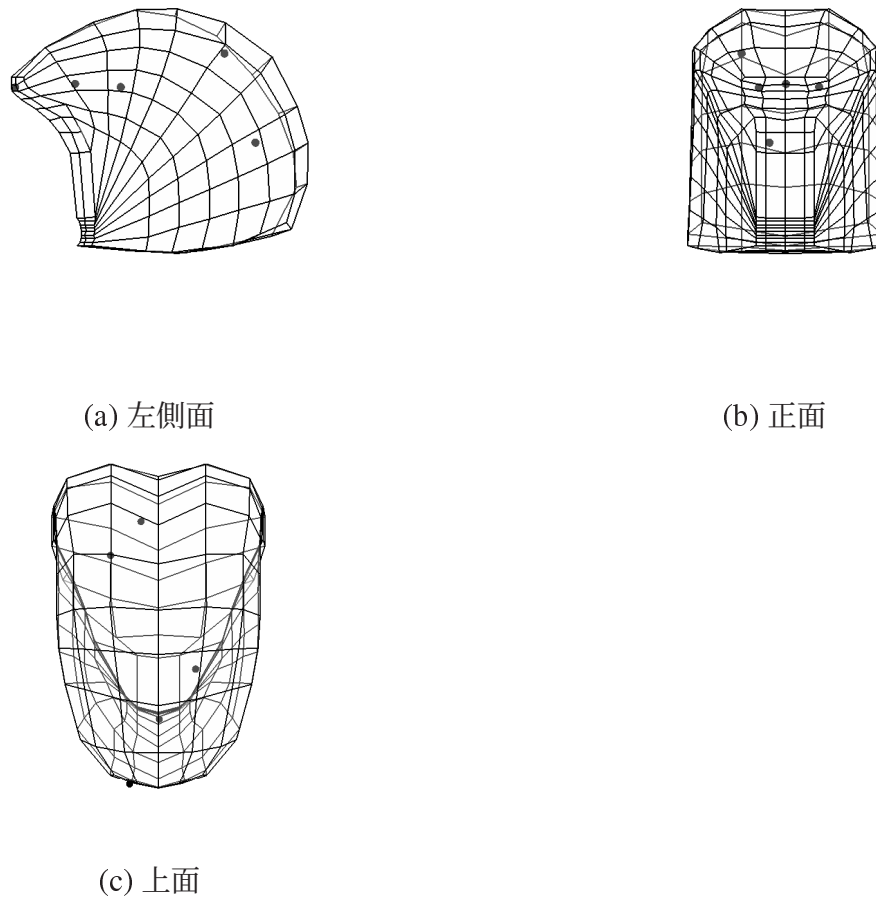


図 5.15 モデルと tMRI データ比較用のデータ位置のプロット。舌尖、前舌、中舌、後舌から 5 点選択している。

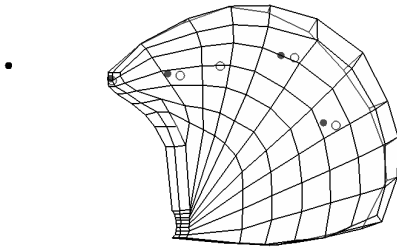
(●で示す) 近くまで、個別筋の働きの知識を用いた手動によるフィッティング経過を示す。また、対応するモデルノード位置は○で示す。

図 5.16(a) は筋活性がない場合で合計距離は 6.8(cm) である。前中舌を伸張させるために垂直舌筋 (V) と横舌筋 (T) の前中部 (a-m) を 3N に対応する活性を与えた結果が図 (b) である。距離は小さくなったが舌尖の下方への変位が大きく舌尖の目標位置には近づいていない。舌尖を上方に移動させるため上縦舌筋に 3N の活性を与えた結果、距離はさらに小さくなった (c)。突き出し量を増やすためにオトガイ舌筋の後部 (GGp) を 2N 分活性した結果が (d) で水平方向の突き出し量は目標位置に近づいたが、まだ舌尖は下方に位置していると共に、舌根部で目標位置との GGp の過大活性によるずれが大きい。GGp の活性を小さくすると距離が 3.2 まで小さくなった (e)。次に、まだ GGp の活性が大きすぎるので 0.5N とし、前中舌の伸展を大きく

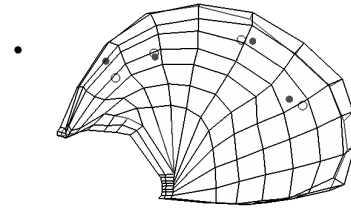
するために V、Ta の活性を 6N とし V、Tm を 4N とした、また上方への移動のため SLa-m を 6、4N 前部と中部でそれぞれ活性化した結果、距離は 2.5 になった。

その後、突き出し量を大きくするためと下方への変位を抑えるために V、Ta-m と SLa-m の活性量を調整し、距離は 2.36 まで小さくなった (g-k)。図 (k) では舌尖が tagged-MRI データから推定される位置にほぼ達している。ただし、この時 V、T、SLa の活性量が 10N と大きな値となっていて現実的ではない。これは舌モデルの軟組織のヤング率により小さな値を用いればより小さな活性で実現される (Buchaillard ら [40] のモデルはヤング率 6.2kPa を用いていて、本モデルの約 5 分の 1 の値である)。また、モデルの後舌が推定される位置より下方にあるため SGp の活性により上方に引き上げることにより距離は 1.87 になった。ただし、舌尖は推定位置より後方に移動した。

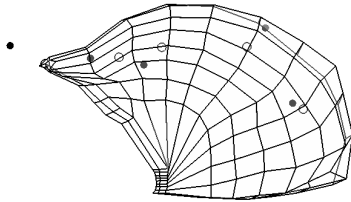
突き出し運動の特徴は舌尖の突き出し位置にあると考えられ、図 (k) に示されるモデルの舌尖の位置は tagged-MRI データから推定される水平方向の位置とほぼ一致させることができた。しかし、中後舌では水平方向、上下方向の位置のずれが見られる。また、左右方向（図では奥行き方向）にもずれが見られる（図 5.18）。この位置の差は初期形状の違い、位置合わせ誤差、HARP 解析の誤差が考えられる原因である。本研究で用いた HARP 解析は矢状方向、対軸方向それぞれ独立に扱う 2 次元的な解析方法を用いているが、3 次元 HARP 解析が提案されているため、それを用いれば HARP 解析精度向上とモデルとの位置合わせ精度向上が今後期待できる。



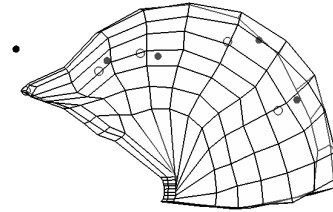
(a) 筋活性なし。距離：6.8



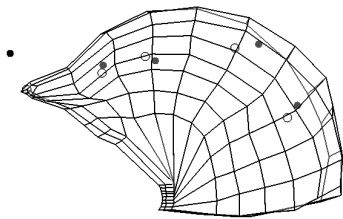
(b) Va-m+Ta-m (3N)。距離：4.9



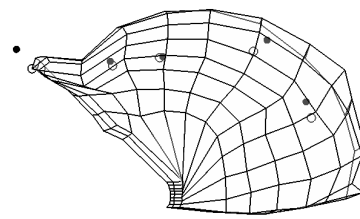
(c) Va-m+Ta-m+SLa-m (3N)。
距離：3.6



(d) Va-m+Ta-m+SLa-m (3N)、GGp (2N)。
距離：4.0

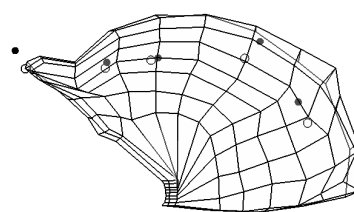
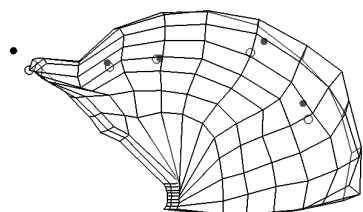


(e) Va-m+Ta-m+SLa-m (3N)、GGp (1N)。
距離：3.2



(f) Va-m+Ta-m+SLa-m (6-4N)、GGp (0.5N)。
距離：2.5

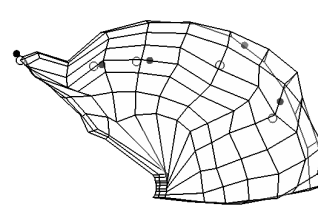
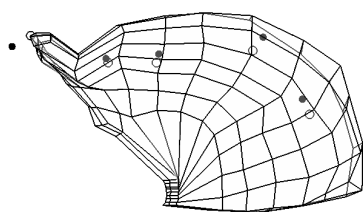
図 5.16 モデルの突き出し運動の tMRI データへのフィッティング（無重力）。●は tMRI の突き出し時の点、○は対応するモデルの点。フィッティングの指標として、5 対の点間の距離の合計を示している。



(g) $Va-m+Ta-m+SLa-m$ (6-6N), GGp (0.5N)。 (h) $Va-m+Ta-m+SLa-m$ (8-8N)、GGp (0.5N)。

距離：2.8

距離：2.8



(i) $(Va,Ta:10N)$, $(Vm,Tm:4N)$, $SLa-m$ (10-4N)、

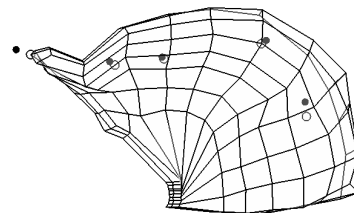
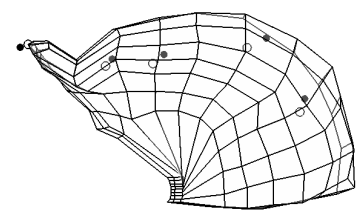
GGp (0.5N)。

距離：2.45

(j) $(Va,Ta:10N)$, $(Vm,Tm:6N)$, $SLa-m$

(10-12N)、GGp (2N)。

距離：2.9



(k) $(Va,Ta:10N)$, $(Vm,Tm:4N)$, $SLa-m$ (10-4N)、 (n) $(Va,Ta:14N)$, $(Vm,Tm:4N)$, $SLa-m$ (10-4N)、

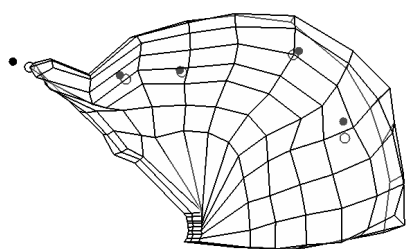
GGp (2N)。

GGp (1N), SGp (0.3)。

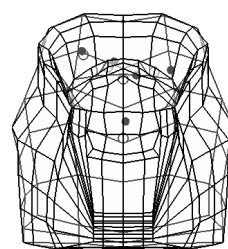
距離：2.36

距離：1.87

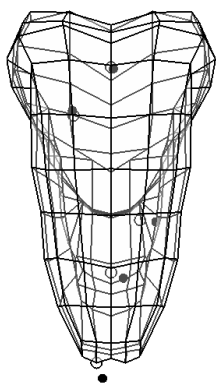
図 5.17 モデルの突き出し運動の tMRI データへのフィッティングの続き。



(a) 左側面



(b) 正面



(c) 上面

図 5.18 図 5.17(n) の側面、正面、上面の拡大図。左右方向位置差が比較的大きい。

5.8 考察

MR データに基づく舌形状と声道形状を利用して構音動作の筋活性パターンを推定した。計算モデルを用いた推定は複雑な物理構造と柔軟な制御を考慮することが可能であり、解剖学的知見のみに基づくより精度の良い推定が期待できる。また、EMG や MR データなどの観測値を用いて相補的に信頼性を高めることが可能である。本研究の MR データに基づく舌形状、声道形状とのフッティングによる舌形状と筋活性パターンの推定結果は EMG データや筋長データとの一致が見られ、推定はこれらのデータにより支持されたと考えられる。障害の実症例との比較による評価が次の課題である。

MRI 撮像は仰臥姿勢で行なわれるため、舌は重力の影響を受け、後方に移動する場合がある。今回用いたデータの/a/の構音には口蓋垂付近への接触が見られ後方への移動がある。そのため通常とは違う筋活性パターンを推定している可能性がある。さらに、今回用いた声道形状は、音響特徴量との対応がまだ取れていないため、正しい構音となっているかの確認が望ましい。

本モデルは下顎との接触を考慮していない。そのため重力下で予想される下顎による舌の支持作用が実現されていない。さらに、現在のモデルは舌形状の制御は可能だが、それと対応する音声の特徴量の解析機能がまだない。障害時の声道形状は左右非対称で複雑であり、これまで多く用いられてきた平面波モデルでは正確に特徴量を表現できないため [32]、より精密な音響モデルを適用する必要がある今後の課題である。

第 6 章

あとがき

6.1 構築したモデルと他のモデルの比較

構築したモデルと他のモデルを本研究で設定した課題を用いて比較し、モデルの評価を行う。課題は以下のものであった。

1. 調音運動以外の観測データ
2. 調音運動以外の模擬
3. muscular hydrostat 運動に必要な内舌筋を忠実に含むモデル
4. 軟組織の比圧縮性に基づいた左右非対称運動の実現
5. 運動制御法
6. 障害のモデル化

6.1.1 2次元モデルとの比較

2次元モデルは調音運動を対象にしたものであり、また健常者を対象としたため左右対称運動のみを扱い、正中矢状面の運動を模擬した。2次元モデルを用いて突き出し運動を生成することは可能であるが、3次元モデルで用いた垂直舌筋 (V) と横舌筋 (T) の共収縮の代わりに V のみの収縮となる。muscular hydrostat は3次元的な変形を利用して大変形を行うが (図 1.7)、2次元では同収縮量に対する伸展量は3次元に比して少ない。そのため突き出し量が小さくなってしまい不自然な (健常ではない) 運動になる。本研究の3次元モデルでは、V と T の解剖学的に忠実な配置によって自然に近い突き出し運動が達成されたと考えられる。また、この

突き出し運動時の V と T の活性は、tagged-MRI データ観測と一致し、片側麻痺や部分切除後の障害と矛盾しない結果が得られている。

また、日本語母音/i/の構音模擬において横舌筋の活性の貢献が示された（図 5.4）、また英語母音/i/の構音時の EMG データに於いても T の活性が示唆されている。そのため、調音運動の模擬においても左右方向に走行する T の機能は必要だと考えられ、本モデルのような内舌筋を含む 3 次元モデルが必要だと考えられる。

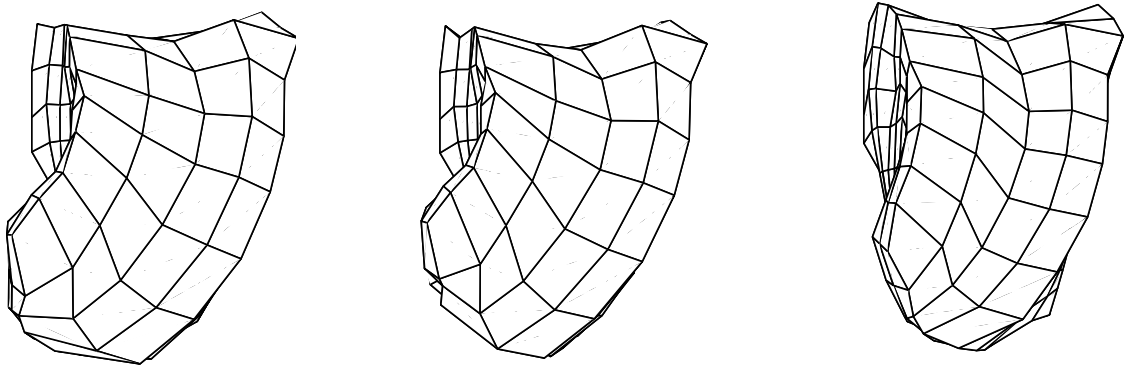
6.1.2 2.5 次元モデルとの比較

本研究で用いた 3 次元モデルと基となった党らの 2.5 次元モデル（[7]）は調音運動を対象にしたものであり、また健常者を対象としたため左右対称運動のみを扱い、正中矢状面付近 2.0 cm 幅の舌運動の模擬を目的とするものであった。この 2.5 次元モデルは垂直舌筋 (V) と横舌筋 (T) を含んでいるため自然な突き出し運動を生成することは可能であると考えられる。だが、曲げ運動は側方の軟組織の変形が重要である。このモデルでは顎突舌筋 (SL) が中央寄りに配置されているため、SL の収縮により生ずる曲げトルクが小さいと考えられる。同様に他の側方の筋肉による曲げトルクも小さい。よって曲げ運動は不自然（非健常）になると考えられる。そのため本研究の 3 次元モデルは大きな曲げ運動達成は（図 3.5）、舌側方の筋肉を含むことによって実現されたと考えられる。また、舌側部の障害のモデル化に於いて、舌側部をモデルに含むことは必然である。

党らは 2.5 次元モデルを用いて、舌尖と舌背の正中矢状面内の可動域をカバーする筋肉の組み合わせを模擬を用いて推定し、この組み合わせを用いて可動域の任意の位置へ舌尖と舌背を移動させる制御方法を提案している。この方法を本モデルに適用することは本質的には可能である。だが、本モデルでは、筋肉の制御単位を細分化すると共に内舌筋の活性による muscular hydrostat 原理を積極的に利用して突き出し運動や曲げ運動を生成している。そのため、筋肉の組み合わせが遥かに大きくなるため模擬に要する計算量は膨大になる。また、EMG データや症例と矛盾しない組み合わせを選択する作業も大きなものとなる。そのため、効率的な制御が難しいため、解剖学的知見と筋活性の試行錯誤を本研究では用いたが、優れた制御方法開発は効率的な解析のために必要であり、今後の課題である。

6.1.3 他の3次元モデルとの比較

Vogt ら [47]、Stéphanie ら [40] らはそれぞれ3次元モデルを用いて健常者の調音運動を解析した。だが、これらのモデルでは軟組織の非圧縮性は有限要素のポアソン比のみで制御される。ポアソン比は微小変形を対象にしているため、短時間の微小変形の累積として大変形を扱う。そのため大変形時には誤差の累積として体積変化を生じてしまうと考えられる。その結果、muscular hydrostat 原理による運動が不自然になると考えられる。図 6.1 に本モデルの非圧縮性の計算方法を変化させた場合の変形と体積変化を示す。ここで、舌全体の体積一定の制約はラグランジュの未定乗数法を用い、有限要素の体積制約はシリンダーに対するポアソン比を用いている。運動は、左右非対称な大変形である右曲げ運動を対象とした。また、舌の初期形状における体積は 104.6cm^3 である。



(a) 全体：制約あり、
要素：ポアソン比、
体積： 104.6 cm^3

(b) 全体：制約なし、
要素：ポアソン比、
体積： 96.3 cm^3

(c) 全体：制約あり、
要素：制約なし、
体積： 104.6 cm^3

図 6.1 非圧縮性の計算方法の違いによる形状変化への影響

図 6.1(a) は、基本運動生成で用いられた舌全体の体積一定の拘束条件と各シリンダーに対してポアソン比による拘束を用いた模擬である。舌全体の体積は変形後も一定に保たれ、右曲げ運動も実現されている。図 6.1(b) は舌全体の体積一定の拘束条件はないが、各シリンダーに対してポアソン比による拘束を用いた場合である。曲げ運動は実現されているが、体積は 96.3cm^3 に減少していて舌が縮小しているのが認められる。また、舌尖付近の形状に違いがあ

り、舌尖の下方への移動が見られる。図 6.1(c) は舌全体の体積一定の拘束条件のみを用い、シリンダーに対してのポアソン比による拘束は用いない例である。体積は保たれているが、曲げが小さくなっている。これは、有限要素間で体積の移動があり、変形が少なくなってしまったものと考えられる。

以上により、本モデルで用いた、舌全体の体積に対する拘束条件と各要素に対する拘束条件の併用は大変形に対して有効である。そのため、突き出し運動、曲げ運動は本モデルに実装された muscular hydrostat 機能により自然に実現されたと考えられる。

6.2 舌の運動制御

既存の部分 3 次元 (2.5D) モデルを拡張して、より忠実な形状と筋配置を持つ舌モデルを構築した。モデルによる個別筋肉の機能は解剖学的および EMG 観測に合致することが確認された。これは個別筋肉の活性の組み合わせによって舌あるいは顎の運動が生成されるため、筋活性パターンと運動のマップが得られるということである。我々は 2.5D モデルを用いて平衡状態に於ける、特定の筋肉の組み合わせによる 2 次元動作空間を網羅するマップを構成し、左右対称な舌運動を制御する方法を提案している。3 次元モデルを用いて 3 次元動作空間を網羅する同様な制御方法が理論的には可能である。しかし、マップを構成するパラメータ空間は膨大なものになり、実質的に実現は困難である。本論文では、全空間を網羅するのではなく、特定の動作を対象にしてモデルの有効性を示すものであった。運動の生成のためのパラメータ設定 (筋活性パターン推定) は手作業で行なわれ、定性的な解析が主なものであるが、各舌筋の活性と舌形状の対応の見識を深めるには重要な作業であると考えられる。用いた方法は、幼児期の動作の学習に似ている。「無作為な筋活性 (Bubling) によって活性パターンと生成された動作の対応の疎なマップを構成し、得られたマップから、目標の動作を推定して実行し、マップを拡張していく」今回の筋活性パターン推定はまさしくこの方法を手作業で行なったものである。この様な方法をシステム化したものに DIVA モデル [16] がある。だが、このモデルの構音器官は簡素化されたモデルであり、物理的、生理学的な精度は不十分である。提案したモデルで制御を学習するシステムを構築すればより精度の高いモデルとなることが期待できる。ただし、本研究では平衡状態に於ける形状を対象にしており、時間経過を考慮していない。発話速度の制御のためには、入力筋活性に対する形状変化の時間を考慮した応答を考えなければならない。応答を考慮したマップ作成方法と制御計画作成方法は今後の課題である。

本モデルは音声との対応機能がない。そのため、音声を目標とした運動のフィードバック制御ができない。理想的には気体と粘弾性体の連性モデルの適応が望ましい。

しかしながら、本モデルを用いて推定した基本運動（突き出し、曲げ運動）の筋活性パターンは健常および障害時に合致するものであり、モデルの精度と有用性を示すものである。人間の構造やその制御の仕組みは複雑であり、また巧妙であり、未知な部分が多々ある。脳による制御機能は身体との関わりの中で発達・学習されると考えられるが、多くの機能をもつ器官である舌機能を精密に模擬することによって、複雑な運動制御や音声コミュニケーションの起源に迫りうるのではないだろうか。そのための一ステップとしても本研究の意義を見出すことができる。

6.3 今後の展望

6.3.1 モデルの精度向上

舌の軟組織の物性値の精度はモデルの精度に関わるが、これまでの軟組織の物性値測定に用いられた素材は人間や動物の舌以外の組織が用いられ、報告されたヤング率は 15 から 250 kPa の範囲におよんでいる。また生体の人間の舌に対する正確な値はまだ知られていない。正確な値測定方法として、舌手術技法を利用する方法が提案されている [党、松井らの舌手術訓練システム案（申請中）]。舌手術時には舌の固定と切開のため、糸を縫い付けて、テンションを加える。これは、舌の物性値（剛性、粘性）を観測する手段になり得る。舌に位置観測用の格子状のマーカーを書き込み、一定の張力による変形を観測する事が可能である。これを動画として記録し、解析すればその条件に於ける舌の物性値を得ることが可能と考えられる。あるいは、舌モデルに対して観測時と同じ方向にテンションを加えた変形を観測データフィッティングすることにより、物性値を推定することが可能である。糸の取り付けや引っ張り方向は、切除位置や範囲に依存するため一人の患者から全ての条件でのデータを得る事はできない、そのため多数の症例データが必要である。また、多数の治療機関の協力が必要である可能性も高い。近年、工学の知識を医学へ応用する試みが展開されていて、手術ロボットなどの医療機器の開発などが協同で行なわれている。舌モデルを用いた舌手術の影響推定も医療機関と協同した研究によって、舌のより精度の良い物性値取得が可能であると考えられる。そのための枠組み作りが今後の課題である。

生体舌のテンションによる変形と、モデルの変形模擬とのフィッティングの過程で必要で

あればモデルの要素数、計算時間ステップ数など有限要素法の精度向上手法を適用することが可能である。要素数の増加は筋肉配置の精度向上にも繋がる。

6.3.2 生存率と QOL の向上を目指した舌手術計画を目指して

本研究の目標は、舌手術による障害を考慮した手術計画支援システムであった。また、現状の手術計画は、腫瘍の大きさ、転移の有無によって切除手術の標準化が行なわれていて、障害の正確な予測が困難なため生存率向上が主な目標となっている。

そこで、正確な腫瘍の大きさ、位置、切除部分の大きさ、範囲ごとの機能への影響（障害）のデータベースを作成することが QOL 向上に繋がる。機能への影響については、観測値とシミュレーションによる推定の両方を載せることにし、モデルシミュレーションに矛盾がある場合には、矛盾をなくす処理を行うことにより、モデルの改良を行う。新しい症例によるデータベースの更新と、モデルの改良により、モデルの信頼性が高まる事が期待できる。また、更新履歴を保存し、モデルの改良に利用する。症例についてじょじょにデータが集まるので、手術計画時に参考にできるデータが得られていない場合があると考えられるが、その場合はシミュレーションデータを参考にできるであろうし、術後に検証可能である。また、個人性への対応などデータ取得が難しいケースにはモデルによるオーダーメイドのシミュレーションの適用が期待できる。

本研究では、一症例とそのシミュレーションから以下の表が得られた。（ただし、定量的障害記述ではなく、範囲や影響については傾向として記述に留まる。また、補償動作は考慮されていない。）

位置、範囲は次の記述を用いた：

切除中心：舌尖から後方へ (x mm)、舌表面から下方へ (y mm)、正中面から左へ (z mm)

大きさ：幅 (W mm)、高さ (H mm)、奥行き (D mm)

表 6.1 舌切除の障害表の例

中心位置			大きさ			データ 種類	機能					
x	y	z	W	H	Z		突き出し	右曲げ	左曲げ	/e/	/i/	/a/
40	10	7	20	20	22	症例	左へ偏位	曲げ小	影響小			
						模擬	左へ偏位小	曲げ小	影響小			
左半側再建						模擬	左へ偏位				影響あり	影響あり

この表の切除位置、範囲の例を増加させることと、嚥下、咀嚼、音素など機能の項目を増やしてデータを追加することが障害の正確な予測に繋がると考える。実例が得られないものに関しては、シミュレーションのデータを参考として提示し、手術後に比較、仏陽があればモデル修正を行う。モデルのデータについては位置、大きさがあるある程度網羅したシミュレーションが予め可能であろう。多くのデータを取得するためには、切除範囲についての正確な記述方法の規格化や影響の記述の規格化が必要であり、今後の課題である。

6.3.3 心身問題との関連

人と人とのコミュニケーションは、お互いの心的状態の情報全てを交換することなく、極限られた情報の交換のみで成り立っている。この様な一般化フレーム問題を回避したコミュニケーションの基盤には、人が共通に共有する情報構造があり、コミュニケーションは情報構造の一部を交換することにより、その周辺構造の交換をも実現していると考えられる。ミラーニューロンの研究などから共通の情報構造は共通の身体構造から成ると考えるのが自然である。人間のコミュニケーション手段は音声によるものとジェスチャが原始的であり、重要であると考えられる。そして音声コミュニケーションは人間に特有な音声言語として日常的に用いられ人間の知的活動に重要である。異なる言語を持つ人種の発話器官の可動域解析により音素の情報量解析が可能だと考えられ、それによって言語の情報量解析が可能だと考えられる。同様な手法が原始人や類人猿にも適用可能であろう。この様に、発話器官の解析を通して人間の心の問題に迫るのは有用な方法であると考え。そのため、より実体に近い発話器官モデルの構築は、音声生成など効果器の運動のみならず、脳機能の研究にも重要であると考え、本研究を行った。

謝辞

本研究は、党 建武 教授の指導および舌モデルの提供により行なわれました、感謝いたします。また、昭和大学 鈴木 規子 助教授には医学的な助言や貴重な診断データを提供していただきました。本多 清志 博士からは ATR 在籍時より数々の音声生成や生理学の助言をいただきました。Pascal Perrier 博士には入モデルに関するアドバイスを貰いました。生理、運動制御・学習や障害の軽減は重要なテーマですが、難しい課題でもあります。感謝いたします。

北陸先端科学技術大学院大学 党研究室・徳田研究室および赤木研究室の皆様には、日常の話題や種々の研究テーマの議論によって知見を深めさせてもらい、研究の糧となりました。ありがとうございました。

参考文献

- [1] Baer, T., Alfonso, J., and Honda, K.: “Electromyography of the tongue muscle during vowels in /?pvp/ environment,” Ann. Bull. R. I. L. P., Univ. Tokyo 7: 7-18, 1988
- [2] Chiba, T., Kajiyama, M.: The Vowel: Its Nature and Structure. Tokyo: Tokyo-Kaiseikan.
- [3] 千原 陽平, 藤田 覚, 中井 満, 党 建武: “生理学的モデルに基づく舌手術補助インタフェースの構築,” 電子情報通信学会 2006 総合大会, D-16-9, (2006)
- [4] 千野直一監修: “現代リハビリテーション医学”, 金原出版, 東京, pp. 41-46, 2004
- [5] 党建武、本多清志.: “舌の三次元的変形と筋電図との関連について,” 日本音響学会講演論文集 (春), 241-242, 1997 (in Japanese)
- [6] Dang, J. and Honda, K.: “A physiological model of a dynamic vocal tract for speech production,” Acoustical Science and Technology, Vol. 22, 6: 415-425, 2001
- [7] Dang, J., and Honda, K.: “Construction and control of a physiological articulatory model,” J. Acoust. Soc. Am. 115, 853-870, (2004)
- [8] Dang, J., Fujita, S., Murano, E., and Stone, M.: “Observation and Simulation of Large-scale Deformation of Tongue,” Proceedings of the 7th International Seminar on Speech Production, 43-50, 2006
- [9] Anatol G. Feldman: “Once More on the Equilibrium-Point Hypothesis (λ Model) for Motor Control,” Journal of Motor Behavior, Vol. 18, No. 1, 17-54, 1986
- [10] Anatol G. Feldman, Marl L. Latash: “Testing hypotheses and the advancement of science: recent attempts to falsify the equilibrium point hypothesis,” Exp Brain Res, 161, pp 91-103, 2005
- [11] 藤田覚、北村達也、本多清志: “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,” 日本音響学会講演論文集 (春), 335-336, (2003)
- [12] Satoru Fujita, Kiyoshi Honda: “An Experimental Study of Acoustic Characteristics of Hy-

- poppharyngeal Cavities using Vocal Tract Solid Models,” *Acoust. Sci. & Tech*, Vol. 26 No.4, 353-357 (2005)
- [13] Satoru FUJITA: “A Control Method combining EP-map and λ model for a 3D Physiological Articulatory Simulator,” 北陸先端科学技術大学院大学 テクニカルレポート, IS-RR-2006-018, 2006
- [14] Fung, Y.: “Biomechanics - Mechanical Properties of Living Tissue, 2nd ed.”, Springer, New York, 1993
- [15] Gomi H, Kawato M: “Equilibrium-point hypothesis examined by measured arm stiffness during multijoint movement,” *Science*, 272, pp 117-120
- [16] Guenther, F.H.: “A neural network model of speech acquisition and motor equivalent speech production,” *Biological Cybernetics*, 72, pp. 43-53, 1994
- [17] Hashimoto, K., Suga S.: “Estimation of the muscular tension of human tongue by using a three dimensional model of the tongue,” *J. Acoust. Soc. Jpn. (E)*, 7, p. 39-46, 1986
- [18] 平井, 党, 本多: “舌と喉頭との相互作用を考慮した発話器官の生理学モデル,” *日本音響学会誌* 51, 12, 918-928, 1995
- [19] Honda, M., and Murano, E.: “Effects of tactile and auditory feedback on compensatory articulatory response to an unexpected palatal perturbation,” *Proc. of the 6th International Seminar on Speech Production*, CD-ROM, 2003.
- [20] Kakita, Y., Fujimura, O., Honda, K.: “Computational mapping from the muscular contraction pattern to formant pattern in vowel space,” in *Phonetic Linguistics* (A. L. Fromkin (ed)) Academic, New York, 1985
- [21] 川人 光男: 脳の計算理論, 産業図書, 東京, 1996
- [22] 毛束 真知子: 絵でわかる言語障害, 学習研究社, 東京, 124-125, (2002)
- [23] S. Kiritani, K. Itoh, O. Fujimura: “Tongue-pellet tracking by a computer-controlled x-ray microbeam,” *The Journal of the Acoustical Society of America*, Volume 57, Issue 6, pp. 1516-1520, 1975
- [24] Kiritani, S., Miyawaki, K., Fujimura, O., Miller, J.: “A computational model of the tongue,” *Ann. Bull. R. I. L. P. Univ. Tokyo* 10: 243-251, 1976
- [25] 草川直樹: “母音調音における舌筋の制御機構の研究,” 博士論文, 金沢工業大学, 1993
- [26] Yoshihiro Matsui: “Surgical treatment of tongue cancer and postoperative speech function

- after reconstruction with major flaps,” Proc. of the Second B-J-k Symposium on Biomechanics, pp.93-110, Mar 2006
- [27] 松永 和秀, 大部 一成, 大石 正道: “舌癌患者における術前、術後の摂食・嚥下機能についての臨床研究,” 日摂食嚥下会誌, vol.6(2), 53-64, (2002)
- [28] Morecki, A.: “Modeling, mechanical description, measurements and control of the selected animal and human body manipulation and locomotion movements,” in Biomechanics of Engineering-Modeling, Simulation, Control (A. Morecki (ed)) Springer, New York, 1-28, 1987
- [29] National Cancer Institute: Lip and Oral Cavity Cancer Treatment,
<http://www.cancer.gov/cancertopics/pdq/treatment/lip-and-oral-cavity/HealthProfessional/page6>
- [30] 中塚 貴志: “生存率と QOL の向上を目指したがん切除後の形成再建手技の標準化”、厚生労働省 がん臨床研究事業採択課題
- [31] Niimi, S., Kumada, M., and Niitsu, M.: “Functions of tongue-related muscles during production of the five Japanese vowels,” Ann. Bull. R. I. L. P. Univ. Tokyo 28: 33-40, 1994
- [32] 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, 62(4), pp. 306-315 (2006).
- [33] Rovert. A. Ord: “Tongue Cancer: A Surgeon’s Perspective,” Proc. of the Second B-J-k Symposium on Biomechanics, pp.93-110, Mar 2006
- [34] N. F. Osman, W. S. Kerwin, E. R. McVeigh, J. L. Prince, “Cardiac Motion Tracking Using CINE Harmonic Phase (HARP) Magnetic Resonance Imaging,” Mag. Res. Med., vol. 42, pp. 1048-1060, 1999
- [35] Payan, Y., and Perrier, P.: “Synthesis of V-V sequences with a 2D biomechanical tongue shape in vowel production,” Speech Comun. 22: 185-206, 1997
- [36] Perkell, J.: “A physiological-oriented model of tongue activity in speech production,” Ph.D thesis, MIT: 1974
- [37] J.S. Perkell, M.H. Cohen, M.A. Svirsky, M.L. Matthies, I. Garabieta, M.T.T. Jackson: “Electro-Magnetic Midsagittal Articulometer (EMMA) Systems for Transducing Speech Articulatory Movements,” Journal of the Acoustical Society of America, Jasa, June 16, 1992
- [38] Sanguineti, V., Laboissuere, J., Ostry, D.: “A dynamic biomechanical model for neural

- control of speech production,” J. Acoust. Soc. Am. 103, p. 1615-1627, 1998
- [39] Smith, K.K., and Kier, W.M.: ”Trunks, tongues, and tentacles: Moving with skeletons of muscle,” American Scientist 77, 29-35, (1989)
- [40] Stéphanie Buchaillard, Pascal Perrier, Yohan Payan: “A 3D biomechanical vocal tract model to study speech production control: How to take into account the gravity?,” Proceedings of ISSP 06. Pages 51-58. 2006
- [41] Stone, M., Davis, E., Douglas, A., Ness Aiver, M., Gullapalli, R., Levine, W., and Lundberg, A.: “Modeling motion of the internal tongue from tagged cine-MRI images,” J. Acoust. Soc. Am. 109: 2974-2982, 2001
- [42] Stone, M., and Murano, E.: “Speech patterns in a muscular hydrostat: normal and glossectomy tongue movement,” Proc. of the International Symposium on Biomechanics, Healthcare and Information Science: 163-170, 2007.
- [43] Sayoko Takano, Kiyoshi Honda: “An MRI analysis of the extrinsic tongue muscles during vowel production,” Speech Communication, Vol. 49, Issue 1, 49-58, 2007
- [44] Hironori Takemoto: “Morphological analyses of the human tongue musculature for three-dimensional modeling,” Journal of Speech, Language, and Hearing Research, Vol. 44, 95-107, (2001)
- [45] Takemoto, Honda, Masaki, Shimada, and Fujimoto, “Measurement of temporal changes in vocal tract area function from 3D cine-MRI data,” Journal of the Acoustical Society of America, pp. 1037-1048, 2006
- [46] V. Parthasarathy, J.L. Prince: “Measuring tongue motion from tagged cine-MRI using harmonic phase (HARP) processing,” Journal of the Acoustical Society of America, pp. 491-504, 2007
- [47] Florian Vogt, John E. Lloyd, Stephanie Buchaillard, Pascal Perrier, Matthieu Chabanas, Yohan Payan, Sidney S. Fels:”An Efficient Biomechanical Tongue model for Speech Research,” Proceedings of ISSP 06. Pages 51-58. 2006
- [48] Warfel, John H.: The head, neck, and trunk -6th , Lea & Febiger, Philadelphia ,1993
- [49] Wilhelms-Tricarico, R.: Physiological modeling of speech production: Methods for modeling soft-tissue articulators. J. Acoust. Soc. Am. 97: 3805-3898, 1995
- [50] Wilhelms-Tricarico, R.: “Physiological modeling of speech production: Methods for mod-

eling soft-tissue articulators,” J. Acoust. Soc. Am. 97: 3805-3898, 1995

- [51] Zienkerwicz, and O., Taylor, R.: “The Finite Element Method,” McGraw-Hill, New York, 1989

本研究関連の発表

ジャーナル

1. Satoru Fujita, Jianwu Dang, Noriko Suzuki, Kiyoshi Honda, “A Computational Tongue Model and its Clinical Application,” Oral Science International, Nov 2007

国際会議（査読あり）

1. Satoru Fujita, Jianwu Dang, Noriko Suzuki, Kiyoshi Honda, “Modeling Asymmetrical Movements of Normal and Pathological Tongue,,” International Seminars on Speech Production, Dec 2006
2. Dang, J., Fujita, S., Murano, E., and Stone, M.: “Observation and Simulation of Large-scale Deformation of Tongue,” Proceedings of the 7th International Seminar on Speech Production, 43-50, 2006

国際会議（査読なし）

1. Satoru Fujita, Jianwu Dang, Noriko Suzuki, Kiyoshi Honda, “Estimation of Movements after Glossectomy based on 3D Physiological Tongue Model,” International Symposium on Biomechanics, Healthcare, and Information Science, 127-136, Mar 2007
2. Satoru Fujita, Jianwu Dang, Noriko Suzuki, Kiyoshi Honda, “Simulation of Normal and Pathological Tongue Motion based on a 3D Physiological Tongue Model,,” Proc. of the Second B-J-k Symposium on Biomechanics, pp.94-99, Mar 2006
3. Satoru Fujita, Jianwu Dang, Kiyoshi Honda, “A Study on Articulatory Movements of Pathological Tongue based on a 3D Physiological Articulatory Simulator,” conference on Motor Speech: Motor Speech Disorders and Speech Motor Control, Mar 2006

研究会・レポート

1. 藤田 覚, 党 建武, Pascal Perrier, “3次元舌モデルを用いる母音構音の force vector 及び λ vector に関する研究,” 電子情報通信学会技術研究報告, SP2006-20-26, Jul 2006
2. Satoru FUJITA: “A Control Method combining EP-map and λ model for a 3D Physiological Articulatory Simulator,” 北陸先端科学技術大学院大学 テクニカルレポート, IS-RR-2006-018, 2006

国内研究発表会

1. 藤田 覚, 党 建武, 鈴木 規子, 本多 清志, “生理学的舌モデルによる舌手術後の運動障害予測,” 第 52 回日本音声言語医学会学術講演予稿集, p.65, Oct 2007
2. Fang Qiang, Satoru Fujita, Xugang Lu, Jianwu Dang, “Analysis of 3-D tongue shape in speech production,” The 2007 Autumn Conference of The Acoustical Society of Japan, pp.335-336, Sep 2007
3. 藤田 覚, 党 建武, 鈴木 規子, 本多 清志, “生理学的舌モデルを用いた舌手術後の運動変形推定,” 日本音響学会 2007 年春季研究発表会, 2-8-5, pp.2-8-5, Mar 2007
4. 藤田 覚, 党 建武, Pascal Perrier, “平衡点マップと λ モデルの結合による発話運動制御の検討,” 日本音響学会 2006 年秋季研究発表会講演論文集, 1-6-1, Sep 2006
5. 千原 陽平, 藤田 覚, 中井 満, 党 建武: “生理学的モデルに基づく舌手術補助インタフェースの構築,” 電子情報通信学会 2006 総合大会, D-16-9, (2006)
6. 藤田 覚, 党 建武, 本多 清志, 鈴木 規子, “3次元生理学的発話シミュレータに基づいた病態舌の発話運動の検討,” 日本音響学会 2005 年秋季研究発表会講演論文集, 3-1-14, Sep 2005