

Title	舌変形による舌筋の収縮パターンの推定に関する研究
Author(s)	横江, 麻美
Citation	
Issue Date	2008-03
Type	Thesis or Dissertation
Text version	author
URL	http://hdl.handle.net/10119/4341
Rights	
Description	Supervisor: 党 建武 教授, 情報科学研究科, 修士

修 士 論 文

舌変形による舌筋の収縮パターンの
推定に関する研究

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

横江 麻美

2008 年 3 月

修 士 論 文

舌変形による舌筋の収縮パターンの
推定に関する研究

指導教官 党建武 教授

審査委員主査 党建武 教授
審査委員 徳田功 准教授
審査委員 鵜木祐史 准教授

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

610092 横江 麻美

提出年月: 2008 年 2 月

概要

人間の発話器官の解剖学的および生体力学的性質の理解は長音動作，発話運動制御，音声パターン認識などの研究に不可欠である．本研究では，tagged-MRIの測定を用いて筋の活性状態を調査する．単純な運動である突出し-引込み運動において，分析合成(Analysis-by-Synthesis)を用いて舌運動中の筋の活性を評価し，将来的に筋活性は AbS によって評価することが可能であることを示す．

目次

第 1 章	はじめに	1
1.1	研究の背景と目的	1
1.2	本論文の構成	2
第 2 章	tMRI による舌運動中の内部変形の観察	3
2.1	tMRI について	3
2.2	運動タスクと画像収録データ	3
2.3	主ひずみの解析	5
2.4	HARP 画像処理における人為的影響	6
第 3 章	速度場を基とした解析	7
3.1	速度場による解析	7
3.2	速度場解析における人為的影響	11
第 4 章	3D 生理学的発話機構モデルと筋構成	13
4.1	3D 生理学的発話モデル	13
4.2	筋制御構成単位	15
第 5 章	分析合成を用いた舌運動のシミュレーション	17
5.1	単時間中で 1 箇所 to 負荷	17
5.2	単時間中で 2 箇所 to 負荷	19
5.3	連続時間における突出し-引込み運動	20
5.3.1	V, T と SL による連続運動	20
5.3.2	V, T, SL と GGp	22
5.3.3	V, T, SL, GGp における SL の変化	23
5.4	まとめ	26
第 6 章	舌の輪郭の変形による筋の活動パターンの推定	29
6.1	マイクロビーム観測データと 3D モデルの関係	30
6.2	線形重回帰による投影	31
第 7 章	まとめと今後の課題	34

第1章 はじめに

1.1 研究の背景と目的

舌は日ごろの生活において最も大切な器官の1つであり、咀嚼や嚥下・音声生成において大切な役割を果たしている。人間の舌は経験上、部分的な内部変形やその時に引き起こす舌表面の形状変化がある。その舌運動中における舌表面と内部の運動の理解は、発話制御や舌の病理学の理解において重要となる。

舌の表面形状を調査するために、超音波・X線・EMAなどによって画像化された[1-3]。また、舌の運動と筋活動の関係を調べるために、EMGのような実験的手法を用いて評価が行われてきた[4]。しかしながら、EMG実験は外舌筋のような舌の表層に存在する少数の大きな筋にのみ成功した。対照的に、tMRI画像観測では、舌が運動している間の外形や内部の変形を観測し、その時の筋の活性を内部の変形状態に予測することができる。数々の研究者によってtMRIを用いた舌筋の機能を調査されてきた[5-7]。しかしながら、単純な運動でさえもいくつかの筋が活性しているために、正確な筋活動パターンの推定が難しく、精度が疑問視されていた。これらは、主に2つの要因が難しい状況を作りだしている。それは、筋の複雑な組織編成と筋の収縮における実用的な運動制御方法である。もし、生理学的発話モデルが人間のメカニズムを正確に実現できれば、この問題はおおいに減らすことができる。そこで、人間のメカニズムをその推定に取り入れるために発話器官の3D生理学的発話機構モデルが開発された[8]。このモデルにtagged-MRIによる推測筋活動パターンを取り入れて、分析合成法（analysis-by-synthesis : AbS）に基づいた分析推定手法が検討された[9]。先行研究ではAbSを用いた筋の活動パターンに関するフレームワークを提案しているが、精度の高い推定法はまだ確立されていない。そこで本研究では、分析合成（analysis-by-synthesis : AbS）を用いて、舌運動中の筋の活性を評価し、シミュレーションを通して新しい推定法を確立し、筋の活性を推定することを目的とする。図1.1はこの研究手法をフローチャートで表したものである。この研究の始めは、tMRIで運動を観測し、舌の内部の変形状態よりひずみと速度パターンを、HARPを用いて解析し内舌筋の活性パターンを見つける。筋活性はモデルシミュレーションにおいて、与えられた筋力により筋収縮を模倣することで評価した。また、舌の外部の形状変化によって、外舌筋の活性パターンを見つけ、その外部と内部の双方によって真の活性パターンを見つけるための手立てとして、マイクロビームの舌形状情報をモデルに適応させる手法を提案することによって将来、観測による収縮パターンを推定するアルゴリズムの確立に役立てる。

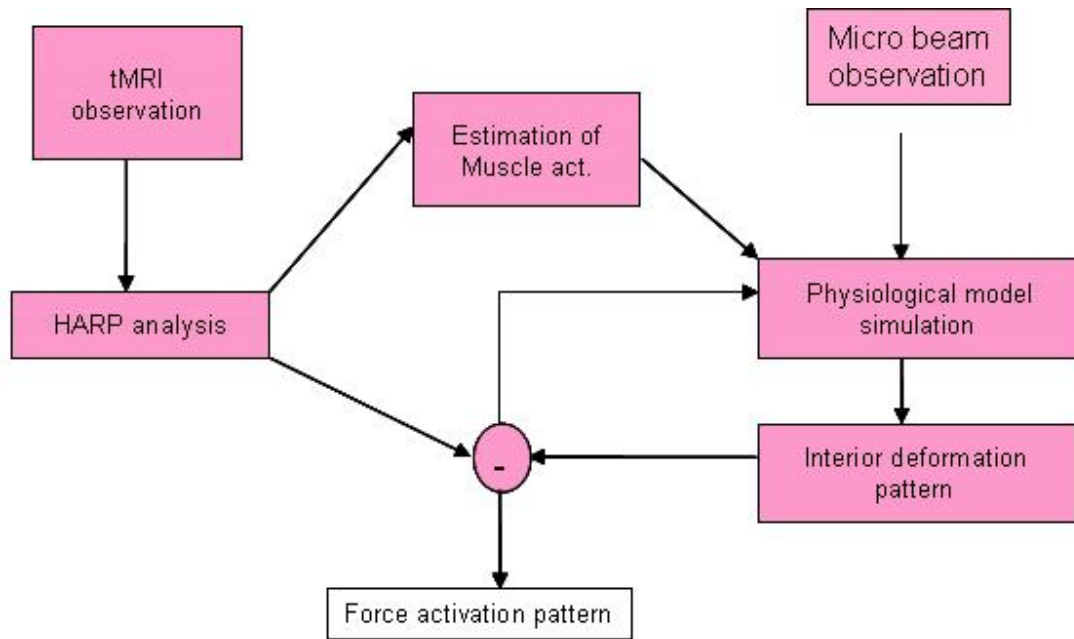


図 1.1 分析合成を用いた分析推定法

1.2 本論文の構成

構成を簡単にまとめる.

第 2 章では tMRI による舌の内部変形についての観測について考察する

第 3 章では HARP を用いた舌内部の速度場の解析を行う

第 4 章では本研究で用いる 3D 生理学的発話モデルと筋構成についてまとめる

第 5 章では観測データとモデルによるシミュレーションとの評価を行う

第 6 章では外部の舌の形状の運動解析に用いるデータの投影について行う

第 7 章ではまとめと今後の課題を考察する

第2章 tMRI による舌運動中の内部変形の観察

本章では、Tagged cine MRI(tMRI)を用いた舌運動中の内部変形について観察し、大きな規模の変形における筋の寄与を評価することを試みる。

2.1 tMRI について

この MRI 撮影法は心臓運動の観察用に開発されたものであり、ヒト心臓におけるねじれ運動を定量化する際に非侵襲に計測する手法の1つとして用いられている[10]。tMRI はあらかじめ生体内の指定した領域にタグ(格子)を付与する電磁波を照射し、対象の変形を観測する手法である。舌は心臓と同様に軟組織で構成され、内部の変形を研究するのにも用いられている[5-7]。本章では、tMRI 画像で得られた運動による格子のひずみ量を利用して運動を解析する。

2.2 運動タスクと収録画像データ

舌の張力とひずみを調べるために、大きな規模の変形を調査する。そこで、1つのタスクを提案し、突出し-引込みの運動について検証した。被験者は成人男性1人である。反復の正確さはtMRI データ収集において、単一画像列はいくつかの反復の和であるために批判されている。質の高いtMRI データを観測するために、タスク回数を非常に多く撮影した。舌の運動中は、できるだけ舌根の部分を動かさないように保ち、舌尖の部分を運動させるように指示した。突出し運動の実験は、木製舌圧子を口唇の前方の終端に設置し、運動中のどの反復も接触するようにした。この運動は2秒間隔のtMRI 騒音破裂メトロノームによって構成されている。これは被験者の突出し周期を測るために実施した。

tMRI の画像収録は、1枚のスライスに対して8回のタスクを繰り返す。8回の突出しにおいて、奇数回目は設定手段に用い、偶数回目は画像スライスを構成するために使用した。tMRI データは18Hz、1つのタスクに対して25スライスを収録した。矢状方向面(sagittal)において、隣り合ったスライスの空間分解能は $1.56 \times 1.56 \times 5 \text{mm}^3$ で、タスク毎に全225フレームを収録した。軸方向面(axial)の分解能は $2.19 \times 2.19 \times 7 \text{mm}^3$ である。tMRI 画像は突出し-引込み運動において矢状方向面と軸方向面を撮影した。画像データはMICSR(Magnitude Image C-SPAMM Reconstruction Method)を用いて選出した。

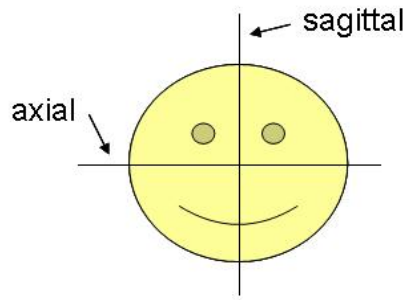


図 2.1 矢状方向面(sagittal)と軸方向面(axial)

図 2.2 は突出し-収縮-突出しの運動を示した tMRI 画像である．図 2.1(a)は正中矢状断面の初期状態の図であり，舌は極端な突出しの形状を形成している．図 2.1(b)は正中矢状断面の 1cm 隣の傍矢状断面であり，引込みの状態である．図 2.1 (c)では 2 回目の突出し運動であり，(b)と同じスライスである．その異なった面は筋の構成の調査に利用した．

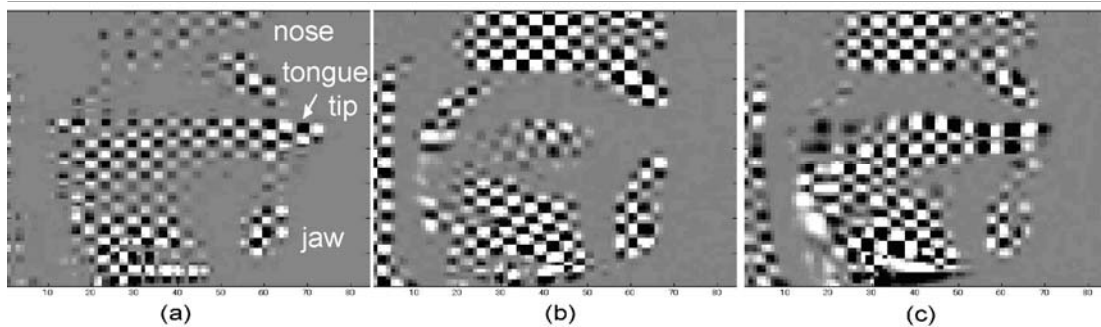


図 2.2 突出し-収縮-突出しの tMRI 画像:(a)は極度に突出している状態における正中矢状断面の 1 フレーム目，(b)は引込みの状態における矢状断面の 12 フレーム目，(c)は再び突出した状態における(b)と同じ矢状断面の 25 フレーム目

2.3 主ひずみの解析

舌の動きは Harmonic Phase (HARP-MRI)を用いて tMRI から観測した。これは、画像処理方法で tMRI の初期自動処理に効果がある。HARP-MRI における舌運動の解析方法は、Pathasarathy ら[11]によって舌の内部変形により筋の活性を見積もるために開発された。HARP を用いる利点は以下のことが挙げられる[12]。

- ・ 動作測定はタグの交差ラインの点に制限されない
- ・ HARP は、タグ付けをされたイメージのフーリエスペクトルの小さい部分だけを使用し、動きを再建する。これは連続画像における反復数を減らしフレームレートを向上させる
- ・ 同じ医療用画像から異なった測定を得られる
- ・ 人の介入は最小限でおさえられ、計算時間が非常に早い(組織の軌跡解析：1sec 以内、ひずみ・速度：1min 以内)

そこで、本章では HARP を用いて主ひずみの解析を行った。図 2.3 は図 2.2 とフレームが一致した主ひずみの図である。赤色は軟組織の膨張を示し、青色は軟組織の収縮を示す。図 2.3 において、正中矢状断面の 1 フレーム目において非常に小さい圧縮が見られた。タグは突出しを最大にしているときに決められており、わずかに 16ms より早く、そしてそれはまだ完全に突出しの状態である。その 16ms に舌尖は膨張し、舌根は圧縮し始めた。舌尖は舌圧子に押しつけるので、舌尖の膨張はおそらく圧接による引き戻しが原因であると考えられる。

図 2.3(b)において、フレーム 12 は正中矢状断面から 1cm 離れた傍状断面において最大引込みの状態である。舌の上部分は平行に圧縮（青色）が見られ、その部分は茎突舌筋 SG(syloglossus)で構成されている。膨張（赤色）は舌と軟口蓋の間に人為的な結果として現れ、要因は空気であると考えられる。舌根において、垂直方向の圧縮がある。これはおそらく引込み運動において受動的な反応であるか、HG(hyoglossus)が真っ直ぐ引き戻すために SG と共に作用したと考えられる。他の圧縮は、舌根や舌を安定するために作用していると考えられる。フレームの最下の層は顎の筋である。顎の筋は顎を下げ、舌骨を上げ、もしくは舌を押し上げるので舌収縮における活性として予測できない。これらのいずれも、舌の引込みには起こらない。よって圧縮はおそらく能動的作動であると考えられ、舌の体積保存により引込みとして下方へ動く。

図 2.3(c)において、フレーム 25 は突出しの過程である。舌は平行に圧縮するように表現されているが、実際は参照フレーム以上に全く膨張していないときでも、主ひずみはある参照フレーム（例えば突出しの最大）によって全てを定義しているためこのようになる。図 2.3(b) を比較して確かめる。図 2.3(c)の水平方向圧縮は図 2.3(b)より小さい。加えて垂直方向の圧縮は図 2.3(b)で表されるように、垂直方向に広げることができる。

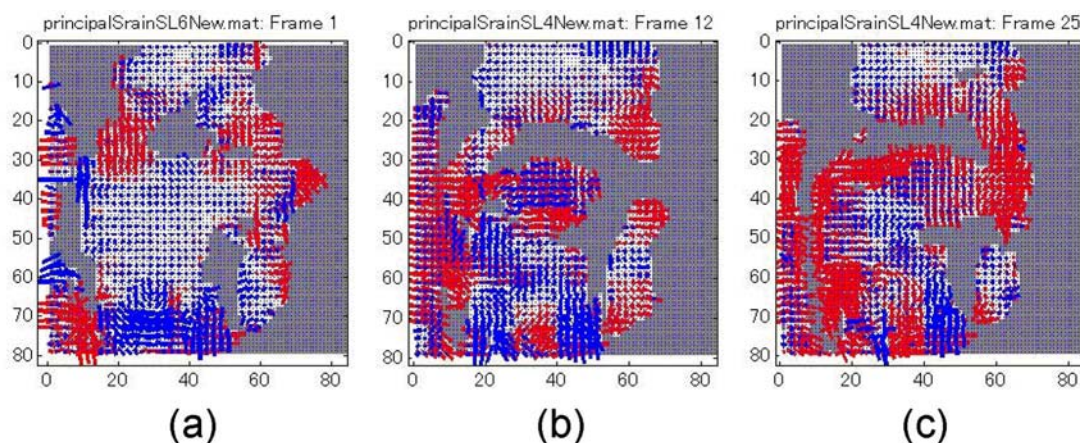


図 2.3 この主ひずみは HARP を用いて解析され，図 2.2 と同様のフレームである．

2.4 HARP 画像処理における人為的影響

上記のように，HARP の解析から観測された主ひずみはいつも信頼できる結果を提供できるわけではない．要因の 1 つとして，参照している層が MRI 画像を取り込む前の固定点であるためである．それゆえに，いくつかの人為的影響は大きな時間間隔での参照で重く見られる．図 2.4 はそれらの事例の例である．左の 2 つのパネルは主ひずみの正中矢状断面における，参照相の最大間隔であるフレーム 24 と 25 を示す．突出し中に鼻や硬口蓋や喉頭壁の部分においていくらかの膨張と収縮と収縮が確認できる．それらの膨張と収縮は軟組織の実際の活性以上に簡単に構成される．対照的に，速度場は隣のフレームの参照を取得するので，軟組織の変形において信頼できる情報を提供することが可能である．図 2.4 の一番右の図は，フレーム 24 と 25 の HARP による速度場の観測である．速度場では，主ひずみで見られた人為的要因は消え，通常の軟組織運動が観測された．このような理由から，速度場を用いて主ひずみの代わりに筋活性を評価することとした．

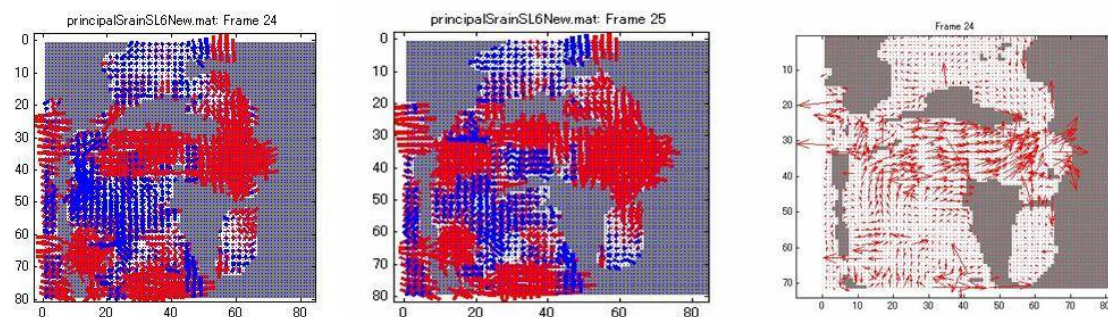


図 2.4 主ひずみと速度ベクトルの比較

第3章 速度場を基とした解析

3.1 速度場による解析

より信頼できる評価を取得するために、突出しのフレームと引込みのフレームにおいて速度場を計算した。図 3.1 は、フレーム 18 から 23 における突出しの過程の速度場である。始めに、軟組織の運動は舌の前方の中央部分で見ることができる。舌の突出しでは、軟組織の運動はより多くの場所で見られる。それは、突出し方向に沿って速度場が波のように伝播することが見られる。同じ方法を用いて、図 3.2 に引込みの相も速度場を計算した。突出しで見られるように、速度場は波の伝播のように見えるが鮮明ではない。

これらのパターンの意味は何か。舌の軟組織は非圧縮の組織で構成され、流体静力学の法則に従うことから、舌の活性について説明するために風船を使用する。風船の中央部分を囲むように負荷がかかると仮定した場合、風船は負荷のかかった方向に対し垂直の方向に膨張し、負荷をかけた方向に対し断面積が減ると考えることができる[図 3.3(a)参照]。風船の内側の速度場において、負荷をかけた場所の両側には、対になる反対方向の微量の速度を持たなければならない。反対に負荷がなくなった場合、負荷をかけた場所の両側に、対になる内側方向の微量の速度を持たなければならない。この場合、両側の微量の速度方向は、互いに対して示さなければならない[図 3.3(b)]。これらの分析を tMRI の観測に適応させるために、速度パターンは風船として機能したかのように、舌組織が突出し状態の間に縦方向に沿って収縮した部分であろうと推測した。このパターンを筆者らは“風船効果”と呼ぶ。

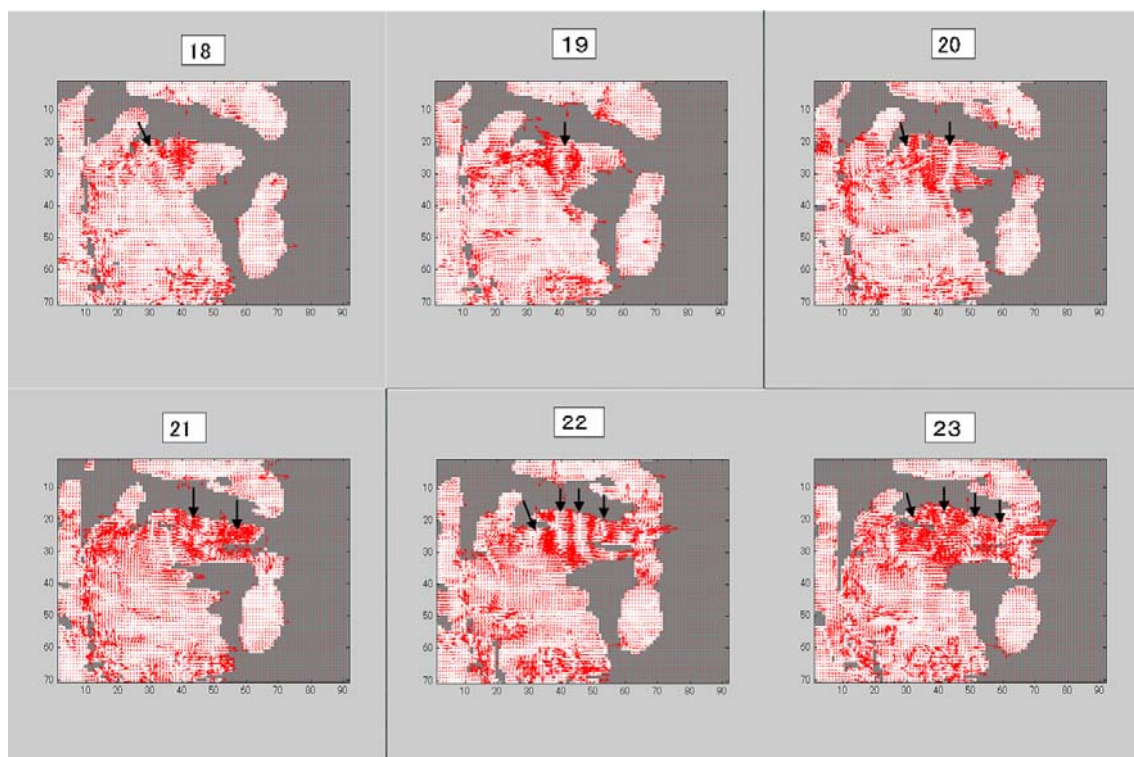


図 3.1 突出し状態におけるフレーム 18 から 23 までの速度場である．矢印は垂直方向における縦方向の圧縮の状態を表す．

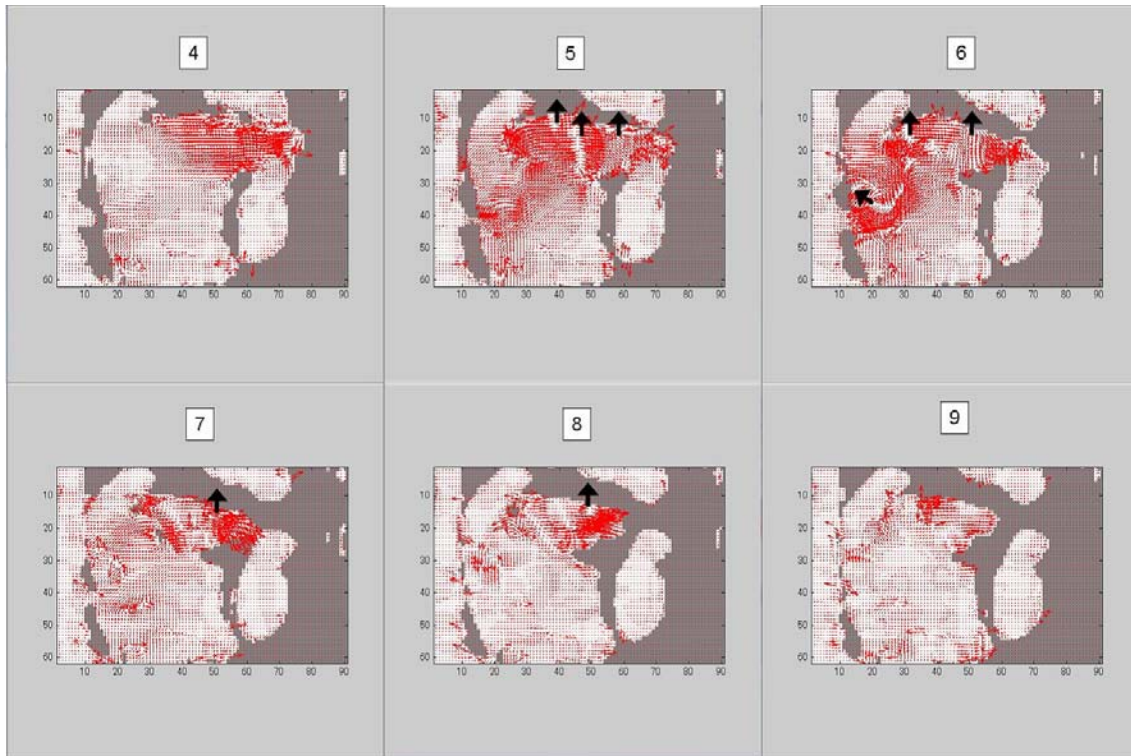


図 3.2 引込み状態におけるフレーム 4 から 9 までの速度場である．矢印は垂直方向における縦方向の膨張の状態を表す．

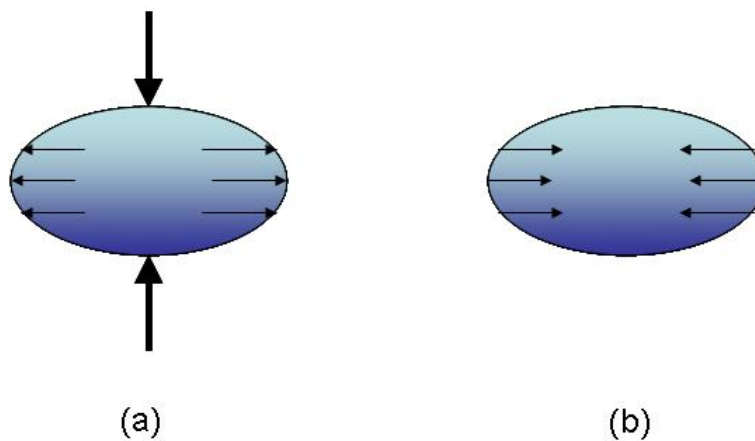


図 3.3 風船効果：(a)は中央部分に負荷がかかった場合，その両側に対になる反対方向の速度を持つイメージである．(b)は負荷を解除した場合，負荷をかけた場所の両側に，対になる内側方向の微量の速度を持つイメージである．

舌の筋構造は垂直舌筋（verticalis：V）と横舌筋(transversus：T)が舌の縦方向に沿って共に交互に編みこまれている（詳細は 4 章を参照）．もし，2 つの筋が同時に活性すれば，

垂直力が舌の経度が発生する。この根拠に基づいて、突出し運動は垂直舌筋と横舌筋の同時活性によって主に遂行されている可能性が高いと考えられる。風船に負荷をかけると、負荷をかけた地点の速度はゼロである。これを図 3.1 に示す。負荷をかけた場所の両側の速度の方向は、負荷のかけた地点から放射状になっている。対照的に、突出しから引込む段階において、図 3.2 より、速度方向は負荷がかかっていた場所の方向へ向いていることがわかる。

信頼できる証拠を見つけるために、軸方向の速度場も調査した。図 3.4 は突出しと引込みの同じ場所である正中矢状断面スライス 5 の速度状態である。その断面は、対であるデータにおける干渉した部分である。軸方向のフレームにおいても波のようなパターンを観察することができる。特に、その地点は垂直舌筋によって示される垂直方向に関わっている場所が活性している。これは筋、垂直舌筋はこの運動中に活性しているという意味を含む。

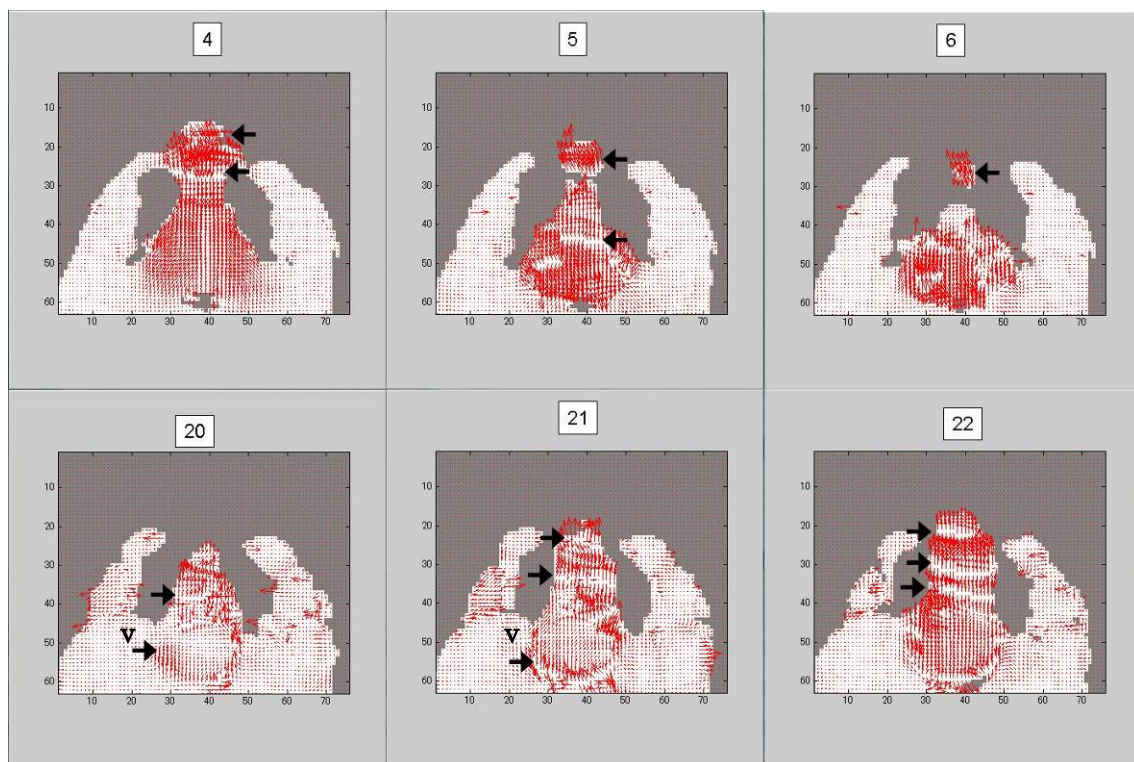


図 3.4 軸方向(axial)断面による引込み状態におけるフレーム 4 から 6 までと、20 から 22 までの速度場である。矢印は垂直方向における縦方向の膨張の状態を表す。

3.2 速度場における人為的影響

ここでは、速度場を用いた場合の HARP による人為的影響があるかどうかを考察する。そこで、フィルタによる影響を考える。可能性として、フィルタの大きさにより、解析結果が変わることが考えられるので、フィルタの大きさによる解析結果を比較することで考察する。また、他のサンプルデータとも比較することでも影響を考える。

フィルタによる影響を調べるために、同じフレームにおいてそれぞれ違うフィルタをかけた場合の 3 種類の速度場の解析結果を図 3.5 に示す。

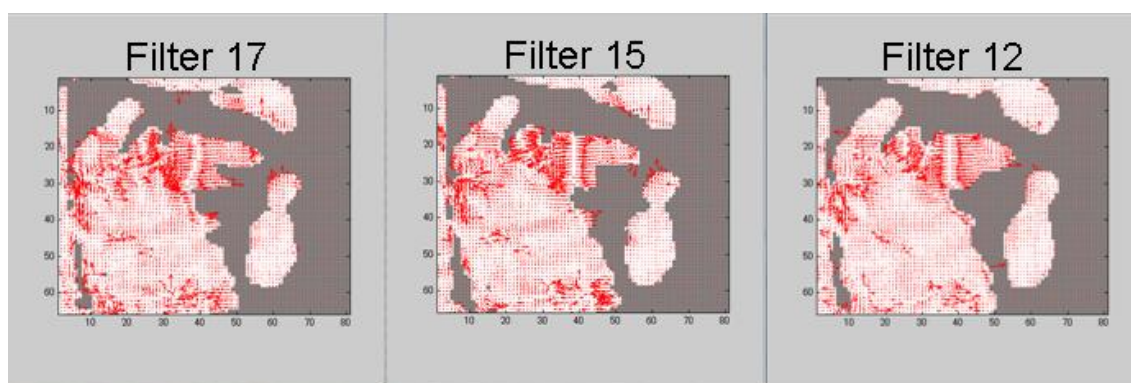


図 3.5 同フレームにおけるフィルタの違い

図 3.5 はフレーム 20 における突出し運動中の様子である。左から右にかけてフィルタを小さくしている。3.1 章で見られたような、負荷がかかっているであろう地点の速度はゼロである様子がどのフィルタでも見ることができる。また、どのフィルタにおいても負荷をかけた場所の両側の速度の方向は、負荷のかけた地点から放射状に広がっている様子が見られる。これらにより、フィルタの大きさによって解析結果が異ならないことがわかった。

次に、他のサンプルデータを用いて比較検討する。比較するサンプルは、同じ突出し・引込み運動タスクで、撮影条件がスライス数 7 枚の計 175 スライスである。図 3.6 にその突出しの過程と引込みの過程を示す。

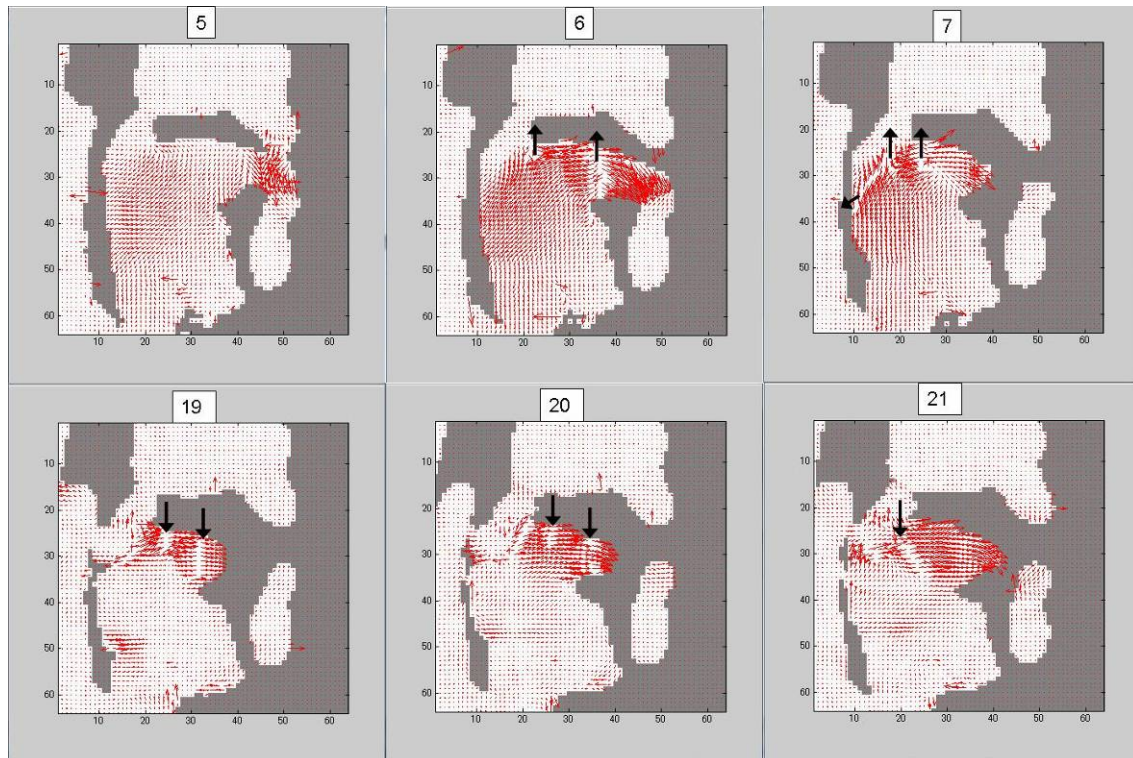


図 3.6 図 3.1,3.2 と同様な突出し・引き込み運動をさせた場合の正中矢状断面(スライス 4)における速度場

図 3.6 の上段は引き込み過程中的の速度場を，下段は突出し過程中的の速度場を示す．引き込みの過程において，図 3.2 と同様な速度場の分布を確認した．また，突出しの過程において，図 3.1 のような波の伝播は確認できなかったが，速度パターンは風船として機能したかのようになり，舌組織が突出し状態の間に縦方向に沿って収縮していると考えられる傾向が図 3.1 と同様に見られた．このことにより，データサンプルが異なっても速度場は同様な傾向がみられることがわかった．

以上のことより，フィルタの違いやデータサンプルの違いを検討しても解析の結果が変わらないことがわかった．よって本研究では，HARP の解析により得られた速度場の観測情報を用いて，舌が部分ごとに活性化し，風船のような運動をしているという仮定を用いてモデルシミュレーションでこの観測を再現することで舌の運動と筋活性を検討する．

第4章 3D生理学的発話モデルと筋構成

4.1 3D 生理学的発話モデル

以上のことより，HARP MRI 解析を用いて筋の活性を評価する．より正確に評価するために，本研究ではモデルを基にした分析合成法(analysis-by-synthesis: AbS)を評価として用いた．この項目では，生理学的発話モデルと舌モデルにおける筋構成の要約説明をする．

完全 3D 舌モデル[13]は，部分的な 3D モデル[8]からきている．それは，日本人話者男性から観測された MRI 容積測定を基としてつくられたモデルである．モデル計算は質量と体積が共に粘弾性シリンダであるトラス構造を採用した．モデルの舌の初期状態は，日本語母音の[e]である．完全 3D モデルを図 4.1 に示す．また，略称を表 4.1 に示す．舌の輪郭は容積測定 MR 画像より抽出した．軟組織のメッシュ分割は，おおよそオトガイ舌筋の繊維方向を複製している．舌の矢状断面における輪郭はオトガイ舌筋の付け根である顎から舌の表面に向けて扇形に広がる 10 の放射状の区分に分割される．垂直方向においては，舌の軟組織は 6 の区分の同心円状に分割されている．3D メッシュモデルは近隣の矢状断面のノードに一致するようにつながり構成されている．その結果，モデルの左右方向の幅は，前方部分で狭く後方部分では広がりがあり，舌の付け根部分では約 5cm の幅である．同じ MRI データセットを基に，声道壁と顎を 2.8cm の幅で 3D を構成している．

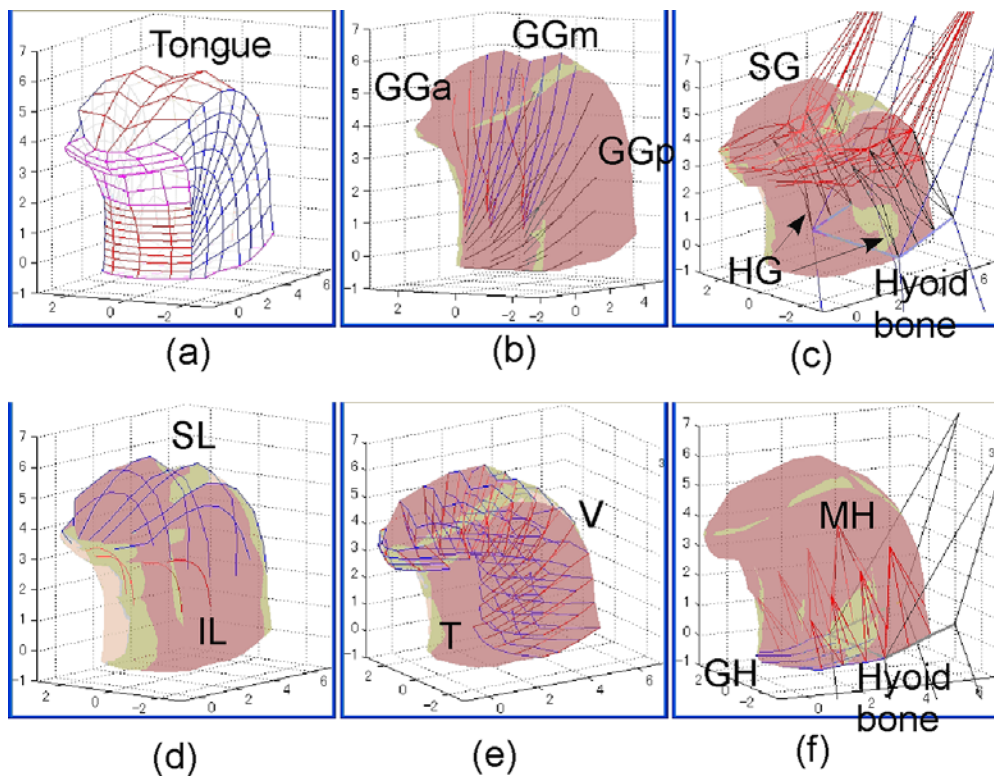


図 4.1 3D 生理学的発話モデルの舌筋配置

表 4.1 3D 生理学的発話モデルにおける舌筋(○は区分けがあることを表す)

和名	英語名	英略称	左右	その他区分
オトガイ舌筋	Genioglossus	GG		前・中・後
舌骨舌筋	Hyoglossus	HG	○	
茎突舌筋	Styloglossus	SG	○	
横舌筋	Transversus	T	○	前・中・後
垂直舌筋	Verticalis	V	○	前・中・後
上縦舌筋	Superior Longitudinalis	SL	○	前・後・上・側
下縦舌筋	Inferior Longitudinalis	IL	○	前・後
オトガイ舌骨筋	Gniohyoid	GH	○	
顎舌骨筋	Mylohyoid	MH	○	

目標話者から観察された MR 画像から大きな筋を透写し[14], 舌筋の方向は, 文献を調査した[15]. 図 4.1 のオトガイ舌筋(GG)を見ると, 主に舌の中央部分に走り, 同じ構造の細かい繊維は 2 つの層から次の正中矢状断面層中に複製される. GG の繊維は中で三角形を分配し、GG の中のブロックが異なった部分は舌の変形に異なった効果を生む. そこで, 機能を赤い線を含む前方部分(GGa), 青い線で見られる中央部分(GGm), 黒い線で表示した後方部分(GGp) の 3 つに分類することができる. 図 4.1 を見ると, 茎突舌筋(styloglossus : SG)と舌骨舌筋(hyoglossus : HG)の配置は外にある. SG の左右束は 2 対の点に各々固定され, その繊維は外から内部層を通して前方部分の頂点領域へ走っている. HG は舌骨につながっている. 図 4.1(d)の図は, 上縦舌筋(superior longitudinalis : SL)と(inferior longitudinalis : IL)である. 図 4.1(e)は横舌筋(transversus : T)と垂直舌筋(verticalis : V)の構造であり, T は左右に走り, V は放射状に走る. 図 4.1(f)は舌の床面にあるオトガイ舌骨筋(geniohyoid : GH)と顎舌骨筋(mylohyoid : MH)の 2 つの筋である. MH の対の頂点は, 下顎の中間表面につながっている.

通常の発話では対称運動を, 咀嚼運動中では非対称運動をする傾向がある. それらの機能を理解するために, モデルではすべての筋を左右対称に設計し, 左右独立に制御できるようにになっている. 第 5 章では, このモデルによって生じた筋の活性による運動と tMRI の観測とを比較する.

4.2 筋制御構成単位

筋はたくさんの筋繊維から成る. 一般に, 筋の収縮はすべての筋繊維が与えられたタスクに対して同じ時間で活性する. HARP の解析において, 筋繊維は部分的であるか部分ごとに活性している様に見られる. この発見によって, モデルシミュレーションの制御構成単位を再考する. 先行研究[13]では, SG のように右部分と左部分として分離し, 前方部分, 中央部分, 後方部分と分かれており, 筋は 37 の制御構成単位となっている. 本研究では, V と T の前方(a)と中央(m)のを再建し, 縦方向に沿ってノードごとに制御できるようにし, 43 の制御構成単位とした. その制御構成を図 4.2 に示す. その図の中に, シミュレーションで用いる制御構成単位の例を示した(例: tran_8 これは transversus の 8 番目を示す). また, 再建前後の区別の違いを表 4.2 に示す.

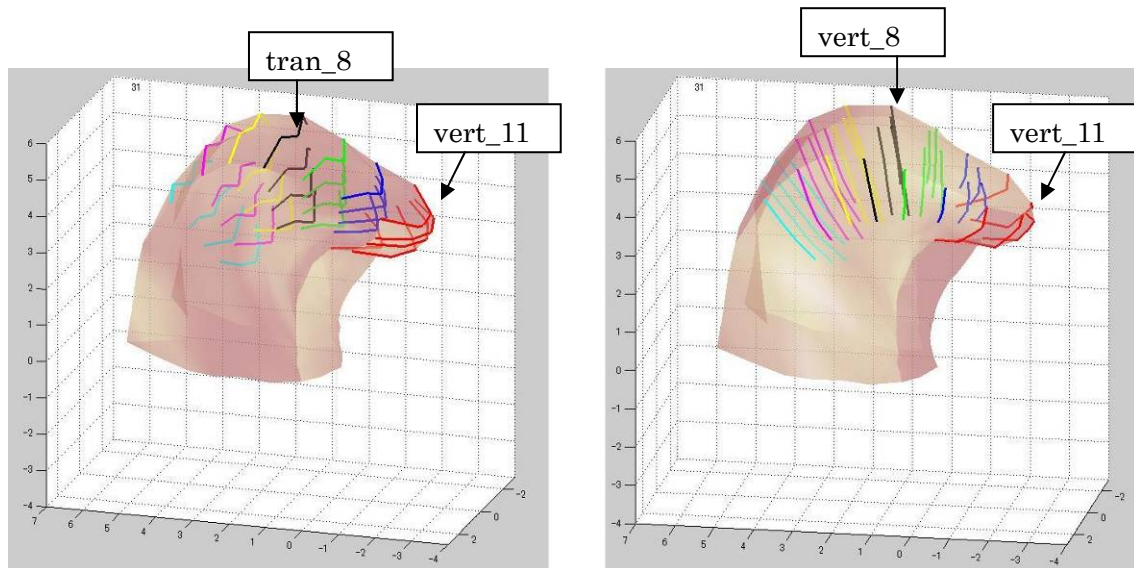


図 4.2 筋の制御構成再建：左は横舌筋，右は垂直舌筋

表 4.2 T と V の再建前後の区分

再建前	区分	再建後	区分
横舌筋:T	左右, 前・中・後の 全 6 分割	横舌筋:T	前・中を 7 分割(左右は統合), 後 の全 9 分割
縦舌筋:V	左右, 前・中・後の 全 6 分割	縦舌筋:V	前・中を 7 分割(左右は統合), 後 の全 9 分割

第 5 章 分析合成(analysis-by-synthesis)を用いた舌運動のシミュレーション

単純な運動においてさえ多くの筋が活性しており，筋の機械的負荷を正確に把握することは難しい．なぜならば，他の筋の状況に依存するからである．本研究では，合成分析(analysis-by-synthesis : AbS)を用いてシミュレーションと観察との比較によって，筋の寄与を評価する．再建された筋構成における生理学的発話モデルを用いて図 3.1 で観測された速度パターンを再現するために，V と T における活性パターンを用いて検証した．

5.1 単時間中で 1 箇所を負荷

まず始めに，図 3.1 のフレーム 19 のように 1 箇所に負荷がかかっている状態を図 5.1.1 のシミュレーションで示す．また，その際の舌尖の軌跡を図 5.1.2 に示す．

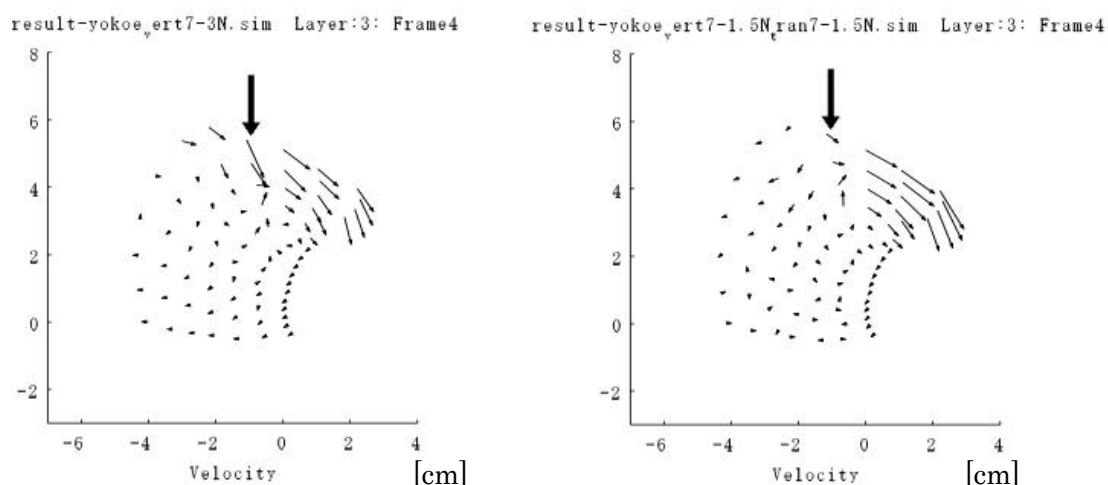


図 5.1.1 フレーム 19 のシミュレーション：左は V のみ 3N，右は T と V を 1.5N ずつ黒太矢印の部分で負荷．正中矢状断面で，計算時間は 0.1sec で，0.04sec から 4 ステップ分(1 ステップ 0.01sec)の速度場を表示

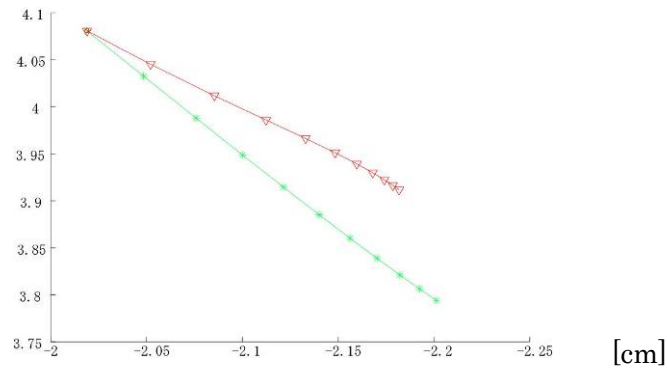


図 5.1.2 図 5.1 における舌尖の軌跡：赤線△印は V のみ 3N，緑線○印は V と T のそれぞれ 1.5N 計算時間は 0.1sec で 10 ステップ分を表示,左上が舌尖の初期位置

図 5.1.1 は, 矢印の部分にそれぞれ負荷をかけた場合の速度場のシミュレーションの結果である. 3.1 章の考え方により, V と T によって運動する過程と, 舌を前方移動させる作用のある V のみとを比較する. どちらの場合も前方に突出するという突出し運動を成せることが図 5.1.2 からわかった. しかし, V のみの負荷の場合, 負荷のかかっている場所から舌根方向への速度場がほとんど見られない. この 2 種類の負荷のかけ方においては, V と T の両方負荷をかけた場合の方が, 図 3.1 のフレーム 19 で観測された速度場をよく表すことができることがわかった. これにより, V と T が同時に活性しているとシミュレーションからも考えることができる.

5.2 単時間中で 2 箇所を負荷

次に、図 3.1 のフレーム 21 で見られるような 2 箇所を負荷がかかっている状態をシミュレーションで再現することを試みる。図 5.2.1 にシミュレーションで示す。また、その際の舌尖の軌跡を図 5.4 に示す。

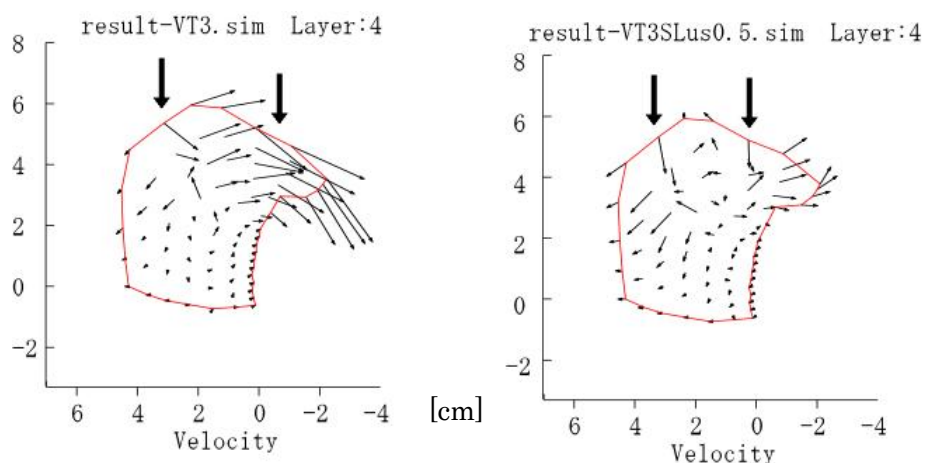


図 5.2.1 2 箇所を負荷がかかった場合の速度場のシミュレーション結果:左は V と T をそれぞれ 3N, 右は V, T3N と SL0.5N を負荷した。どちらも正中矢状断面で、計算時間は 0.2sec で、0.04sec から 4 ステップ分(1 ステップ 0.01sec)の速度場を表示

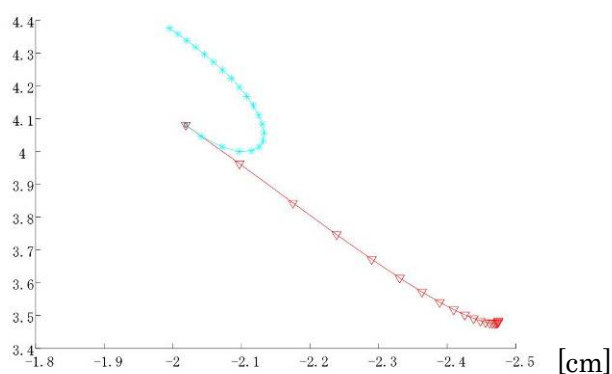


図 5.2.2 図 5.2.1 における舌尖の軌跡: 赤線△印は VT3N, 緑線※印は VT3N と SL0.5N の負荷である。計算時間は 0.2sec で 20 ステップ分を表示, 左上が舌尖の初期位置

図 5.2.1 の左を見ると、2 箇所を負荷がかかっている場合、3.1 章で考察された V と T のみでのシミュレーションでは図 3.1 で見られた風船効果のような明瞭な速度パターンが観察できなかった。負荷をかけた太い矢印の間の速度場がすべて突出しの方へ向かっているのがわかる。この問題を解消するために、AbS の過程において思考錯誤の結果、SL がこの突出し運動には重要だということを見つけた。SL の他の機能として、ほとんどが

水平の運動をつくるためのもので、もし SL を考慮に入れなかった場合、舌は重く下向きに突出してしまう[図 5.2.2 参照].

5.3 連続時間における突出し-引込み運動

5.1 章と 5.2 章の解析結果を受けて、図 3.1 で見られたような連続フレームによる運動の再現シミュレーションを行う。

5.3.1 V, T と SL による連続運動

5.1 章と 5.2 章の解析結果を受けて、本章では V と T と SL の入力によりどのような速度場のシミュレーション結果が得られるかを検証する。表 5.3.1 に本章で用いたシミュレーション入力値を示す。また、シミュレーション結果を図 5.3.1.1 に示し、舌尖の軌跡を図 5.3.2.2 に示す。

表 5.3.1 シミュレーション入力値[N]：シミュレーション時間 0.54sec,一番上の数字はシミュレーション時間幅(sec)を表し、左から右へ時間が経過するように計算される。左縦の 11-5 までの数字は、ノードの番号を示す(舌尖 11,舌根 1 図 4.2 参照). vert は V, tran は T, lg_u_a は SL の表層前方, lg_u_m は表層後方, lg_s は SL の側面を表す。

	0.08	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.1
vert_11	0	0	0	0	0	0	0	0
vert_10	0	0	3	0	0	0	0	0
vert_9	0	3	0	4	0	0	1	0
vert_8	3	0	0	0	1	0	0	0
vert_7	0	0	0	0	0	0	0	0
vert_6	0	0	3	4	0	1	0	0
vert_5	0	3	0	0	1	0	0	0
tran_11	0	0	0	0	1	0	0	0
tran_10	0	0	4	0	0	1	0	0
tran_9	0	4	0	5	0	0	2	0
tran_8	4	0	0	0	2	0	0	0
tran_7	0	0	0	0	0	0	0	0
tran_6	0	0	4	5	0	2	0	0
tran_5	0	4	0	0	2	0	0	0
lg_u_a	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0
lg_u_m	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0
lg_s	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0

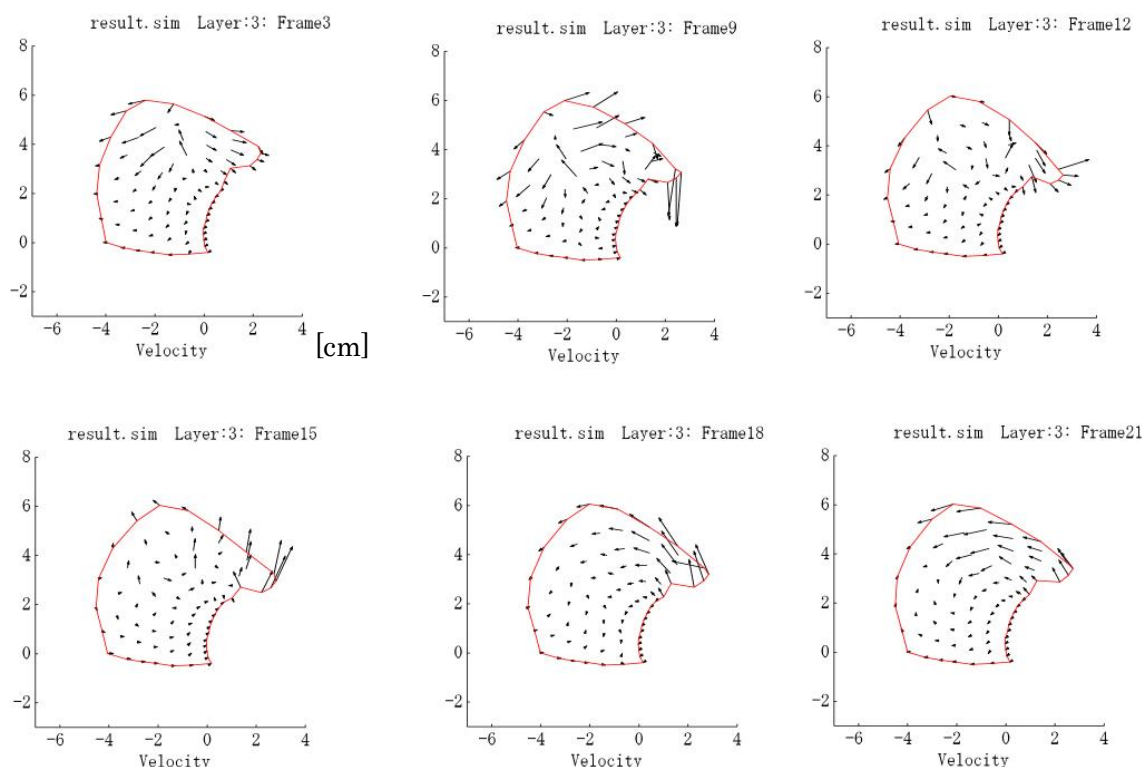


図 5.3.1.1 連続時間における速度場のシミュレーション結果：上段・突出し運動，下段・引込み運動．正中矢状断面で左上からフレーム 3,9,12,15,18,21 の順である．1 フレーム 0.02sec. 全 28 フレーム．

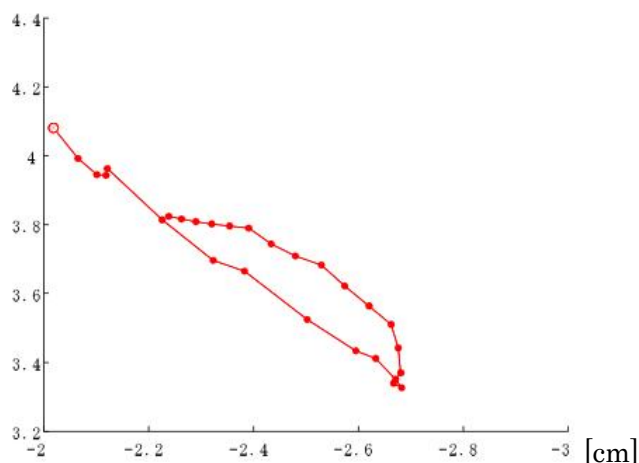


図 5.3.1.2 表 5.3.1 の入力値による舌尖の軌跡：左上が舌尖の初期位置

図 5.3.1.1 を見ると，フレーム 3,12 は図 3.1 の観測と似た解析結果が得られたが，引戻しの運動については得られなかった．また，舌尖の軌跡図 5.3.1.2 を見ると，舌尖は斜め前方に突出し引戻す様子が見られた．図 3.1 より，突出しには約 1cm の前方移動と平行移動が観察されている．これにより，V，T，と SL のみだけではなく，他の筋の関与も考えられ

る.

5.3.2 V, T, SL と GGp

5.3.1 章の結果より, 他の筋の関与を考えた場合, 前方に突出す作用をする筋として GG の関与を考える. そこで, 前方エリアの速度場の解析結果が極力変わらず, かつ前方へ突出す運動をさせるために, GG の後方である GGp を 5.3.1 章で提案した入力値に加えるとどのような結果になるか考察する. 新たに入力値として加えた値を表 5.3.2 に示す. また, そのシミュレーション結果を図 5.3.2.1 に示す

表 5.3.2 表 5.3.1 に新たに加えたシミュレーション入力値[N]: シミュレーション時間 0.54sec, 一番上の数字はシミュレーション時間幅(sec) を表す.

	0.08	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.1
ggp	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0

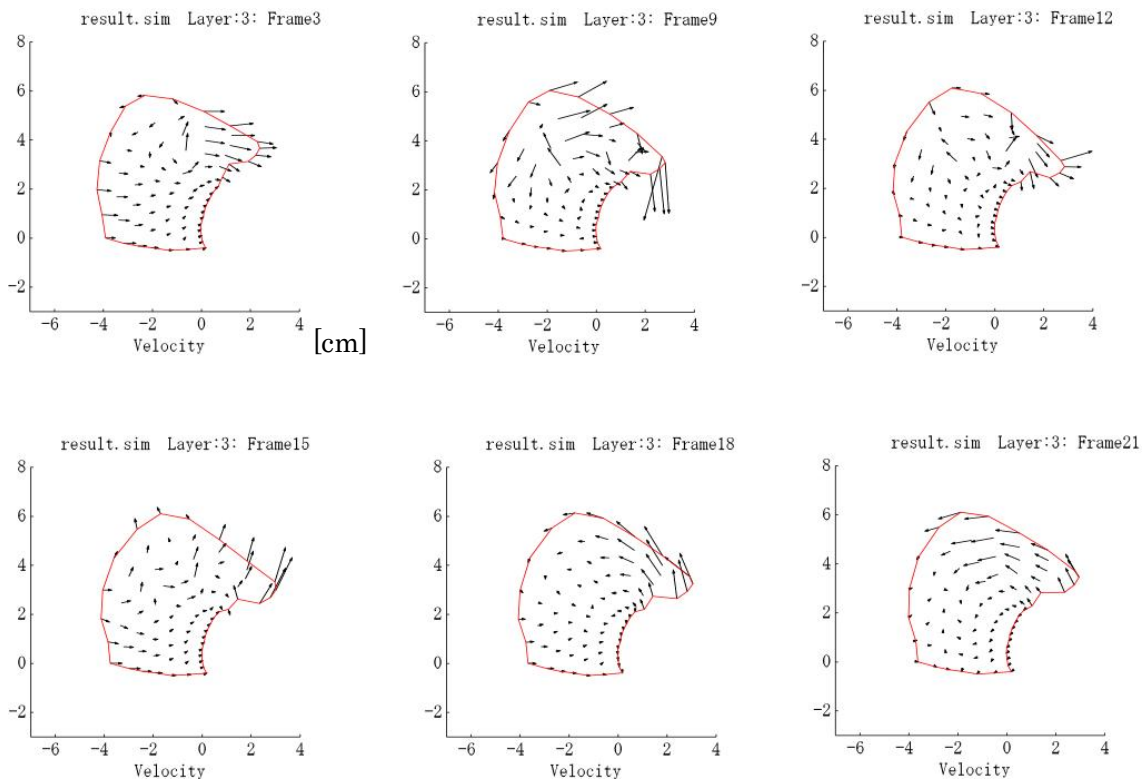


図 5.3.2.1 連続時間における速度場のシミュレーション結果: 上段・突出し運動, 下段・引込み運動. 入力値は V, T, SL にさらに GGp を加えた. 正中矢状断面で左上からフレーム 3,9,12,15,18,21 の順である. 1 フレーム 0.02sec. 全 28 フレーム.

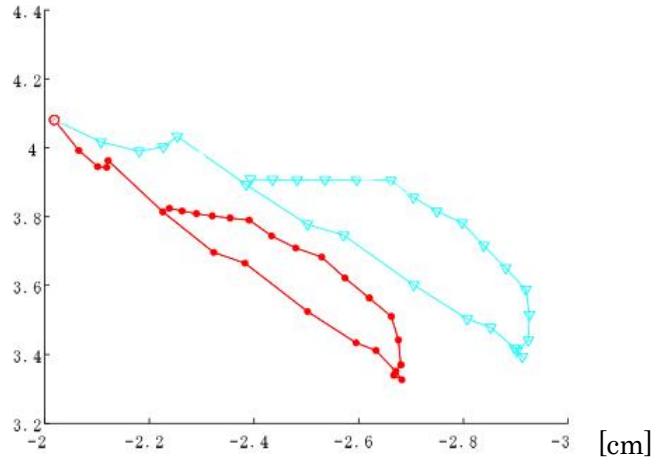


図 5.3.2.2 V, T, SL にさらに GGp を加えた場合の入力値による舌尖の軌跡：左上が舌尖の初期位置. 水色▽印は本章の舌尖の軌跡であり, 比較のために, 赤○印は 5.3.1 章における解析結果を示す.

図 5.3.2.1 を見ると, 速度場の様子は図 5.3.1.1 とほぼ変わらないことがわかる. しかし, 図 5.3.2.2 を見るとわかるように, 舌尖の軌跡は前方により突出していることがわかる. しかし, 舌尖は下方向に下がり, 自然な突出し運動にはほど遠い. よって次は, 舌を平行に保つ働きがある SL に注目して運動を検証する.

5.3.3 V, T, SL, GGp における SL の変化

5.3.2 章までの考えに, さらに SL を時間的に変化させるとどのようなになるかを検証する. 表 5.3.3 に, 新たに設定したシミュレーション入力値を示す.

表 5.3.3 新たに設定したシミュレーション入力値[N]:シミュレーション時間 0.54sec, 一番上の数字はシミュレーション時間幅(sec) を表す.

	0.08	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.1
lg_u_a	0.4	0.6	0.6	0.6	0.4	0.2	0.2	0
lg_u_m	0.4	0.6	0.6	0.6	0.4	0.2	0.2	0
lg_s	0.4	0.6	0.6	0.6	0.4	0.2	0.2	0

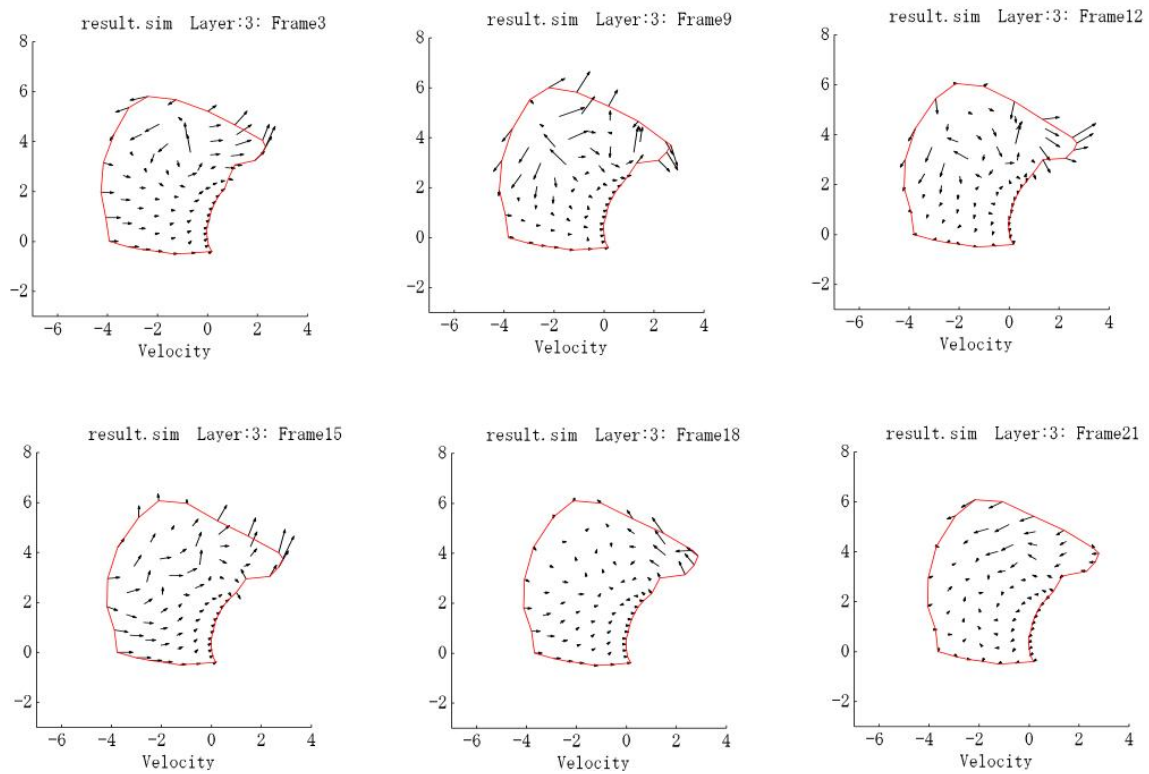


図 5.5.3.1 連続時間における速度場のシミュレーション結果：上段・突出し運動，下段・引込み運動．V, T, SL, GGp の SL に時間変化を持たせた．正中矢状断面で左上からフレーム 3,9,12,15,18,21 の順である．1 フレーム 0.02sec. 全 28 フレーム．

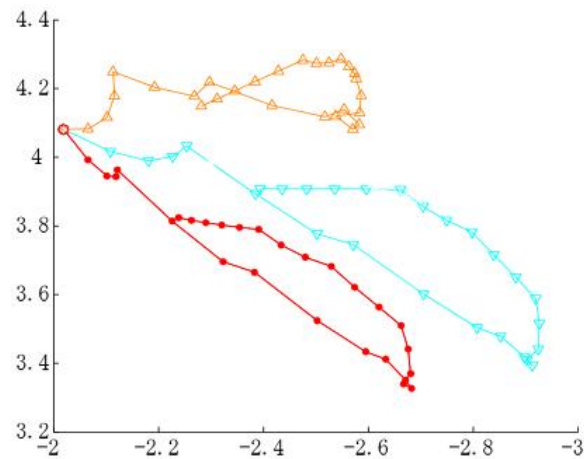


図 5.5.3.2 V, T, SL, GGp を加え，SL に時間変化をもたせたときの舌尖の軌跡：左上が舌尖の初期位置．橙△が本章における舌尖の解析結果である．比較のために，赤○印は 5.3.1 章，水色▽印は 5.3.2 章の舌尖の軌跡における解析結果を示す．

図 5.5.3.1 のフレーム 9 を見ると今までに見られなかった，3.1 章で見られた観測における速度場や，5.2 章で得られたシミュレーション結果と似た速度場が確認できた．また，

図 5.5.3.2 の軌跡において、舌尖は下がることなく水平方向へ軌跡を描いていることが確認できる。しかし、フレーム 3 や 15 において、上向きの速度場が確認され、舌尖の軌跡は突出しが弱くなっていることが確認できる。これは、SL が原因と考えられる。5.2 章の図 5.2.2 から、SL を入力すると 5 ステップ(0.05sec)ほどは水平に保つようにはたらいっていることがわかるが、それ以降は舌尖を持ち上げ引戻すようにはたらくことがわかる。このことにより、SL により舌が平行に保たれるのと同時に、前方へ進むのが抑制されてしまったと考えられる。

5.4 まとめ

ここではシミュレーションにおける一連の流れをまとめ、最終的なシミュレーション結果を示す。

5.1 章, 5.2 章では単時間中のシミュレーションによって **V**, **T** と **SL** の関与を見つけ出した. そこで, この特徴を用いて 5.3 章では連続時間においてシミュレーションを行い, **GGp** は突出しと引込みの運動において安定した状態をつくりだす適格な活性をも見つけ出した. **SL** の入力値は **V** と **T** に対応した 0.2N から 0.6N の変化をつけることによって安定させた. これらをまとめ, 速度場と舌尖運動がより最適になるように表 5.4 のシミュレーション入力値を用いて検証する.

表 5.4 5 章のまとめによるシミュレーション入力値[N]: シミュレーション時間 0.54sec, 一番上の数字はシミュレーション時間幅(sec) を表す.

	0.08	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.1
vert_11	0	0	0	0	0.5	0	0	0
vert_10	0	0.5	3.5	0.5	0	0.5	0	0
vert_9	0.5	3	0.5	4	0.5	0	1	0
vert_8	2.5	0.5	0	0	1	0	0	0
vert_7	0	0	0	0	0	0	0	0
vert_6	0	0.5	3.5	4	0.5	1	0	0
vert_5	0.5	3	0.5	0	1	0	0	0
tran_11	0	0	0	0	1	0	0	0
tran_10	0	0.5	4.5	0.5	0	1	0	0
tran_9	0.5	4	0.5	5	0.5	0	2	0
tran_8	3.5	0.5	0	0	2	0	0	0
tran_7	0	0	0	0	0	0	0	0
tran_6	0	0.5	3.5	5	0.5	2	0	0
tran_5	0.5	4	0.5	0	2	0	0	0
ggp	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0
lg_u_a	0.4	0.6	0.6	0.6	0.4	0.2	0.2	0
lg_u_m	0.4	0.6	0.6	0.6	0.4	0.2	0.2	0
lg_s	0.4	0.6	0.6	0.6	0.4	0.2	0.2	0

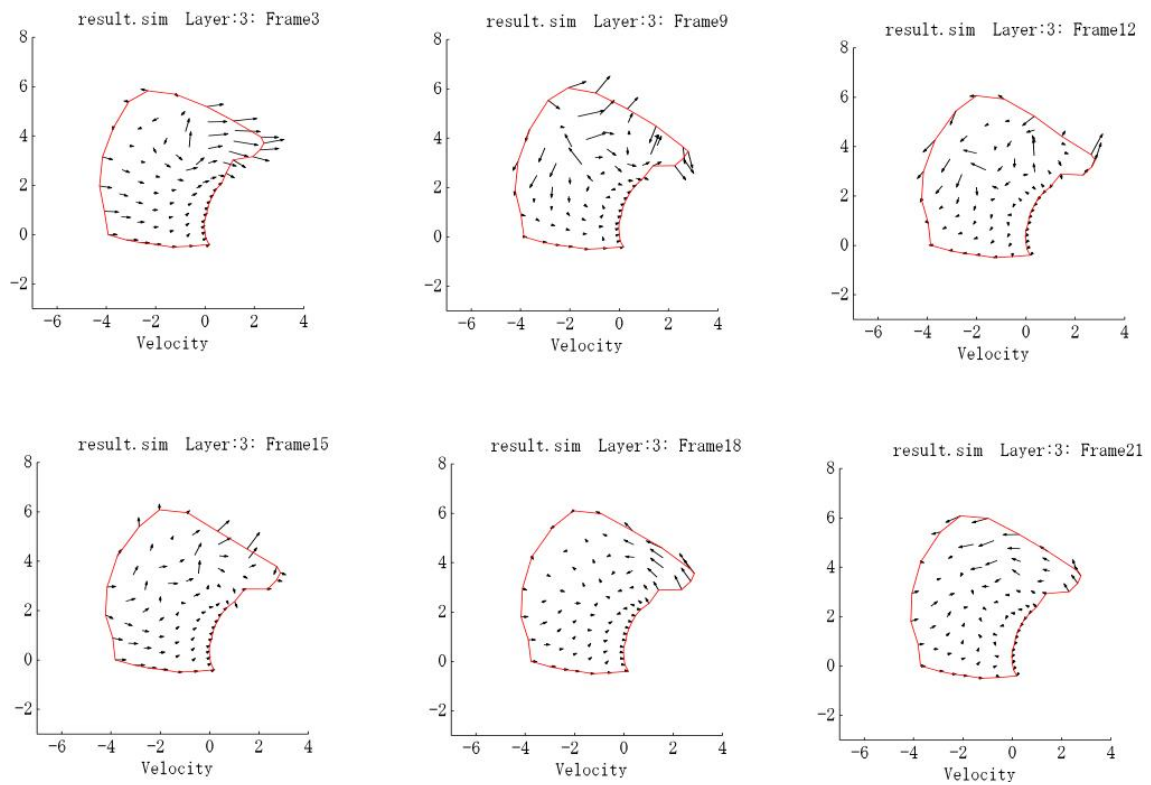


図 5.4.1 連続時間における速度場のシミュレーション結果：上段・突出し運動，下段・引込み運動．正中矢状断面で左上からフレーム 3,9,12,15,18,21 の順である．1 フレーム 0.02sec. 全 28 フレーム．

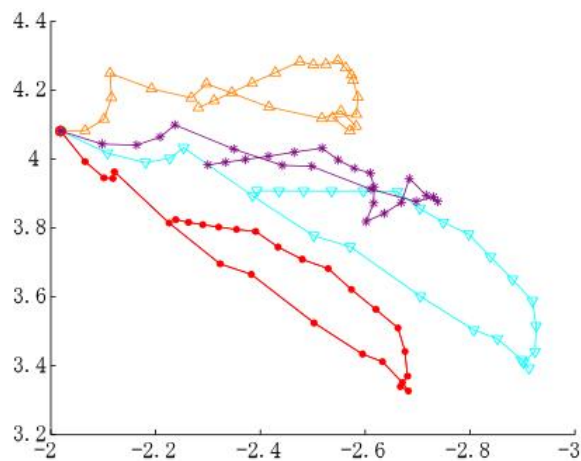


図 5.4.2 表 5.4 を入力としたときの舌尖の軌跡：左上が舌尖の初期位置．紫○が本章における舌尖の解析結果である．比較のために，赤○印は 5.3.1 章，水色▽印は 5.3.2 章，橙△5.3.3 章の舌尖の軌跡における解析結果を示す．

シミュレーション入力は、これまでの結果を考慮し、よりスムーズに運動するように入力時間の前後には微量な入力を与えた。また、同時刻に入力エリア近隣にも微量な入力を与えることでスムーズに運動がなされるように設定した。図 5.4.1 のフレーム 3 はスムーズに速度場を持ち、フレーム 9, 12 では図 3.1 のフレーム 20, 21 のような速度場を再現することができた。また、図 5.4.2 において、舌尖の運動は V, T, SL のみの赤○線や V, T, SL, GGp の水色▽線より水平に保ち、SL に変化を持たせた橙△線より突出しが確認できた。よって、HARP の解析において筋活性パターンの評価を基に AbS を用いたシミュレーションにより、似た速度パターンが観察された。しかし、引込みのシミュレーションにおいて、舌尖の軌跡はほぼ水平に引込み運動をしているが、HARP の観測に似た速度場を再現することができなかった。これにより、さらなる AbS の繰り返しが必要なことがわかった。また、複雑な筋の構成が問題をより複雑にし、単純な運動でさえも解析が難解であることも再確認した。

第6章 舌の輪郭の変形による筋の活動パターンの推定

本章では3Dモデル[8]と人間の調音観測データであるx線マイクロビームの運動位置データを基にし、舌変形による筋活動を推定するアルゴリズムを開発するために、3Dモデルに運動位置データをどう投影するかを検討する。3Dモデルと観測データとの関係は回帰分析法を用いて検討する。

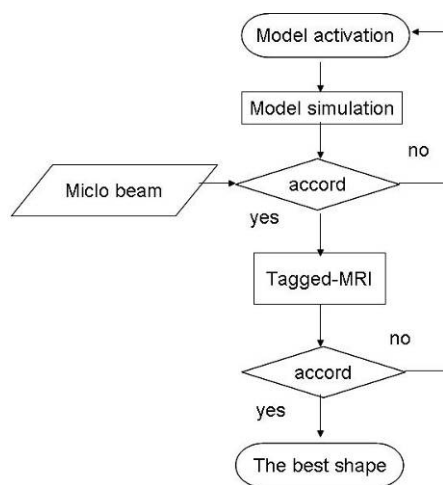


図 6.1 筋の収縮パターン推定の流れ

筋の収縮パターンの推定について説明する。図 6.1 に示すように、①初期値である筋運動指令を入力する。②3Dモデル内で運動パターンを生成する。③人間で計測されたマイクロビーム観測値と比較する。④誤差があれば再度筋運動指令を推定する。そのときには筋運動指令とノード力との関係式において最急降下法を用いて筋運動指令を導出する。誤差が最小になるまで繰り返し、最小になったときの筋運動指令を最適の筋の収縮パターンとする。本章ではこのフローチャートのマイクロビームデータをモデルにどう投影するかを検討する。

6.1 マイクロビーム観測データと 3D モデルの関係

本研究では観測データとして x 線マイクロビームを用いた． x 線マイクロビームによる観測データは 3D 生理学的モデルのモデル被験者と同一人物の男性話者 1 人である． 観測データは 5 母音である．

本章で問題としているのは図 6.2 における観測データと 3D モデルとのフィッティングについてである．

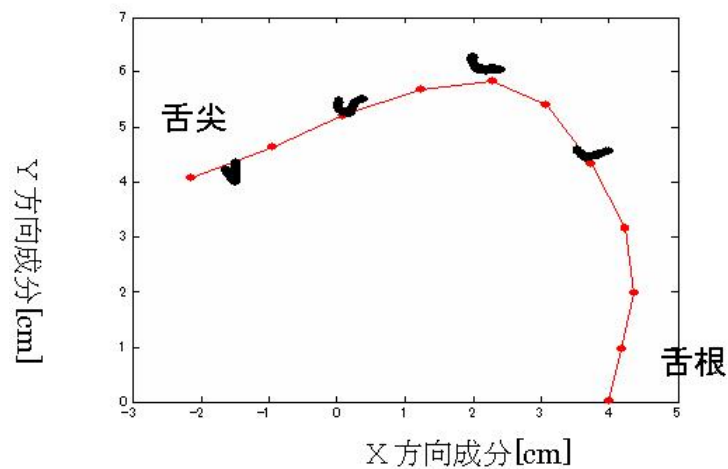


図 6.2 3D モデル(赤○線)とマイクロビーム観測点(黒 母音/e/)との関係

図 6.2 のように本研究で用いる観測データは 4 点であり，筋の収縮パターンの推定を行うにはノード点の 11 点が必要となる．そこで、観測データ 4 点をノードの 11 点にマッピングする方法として線形回帰によるマッピングを試みた．

6.2 線形重回帰による投影

線形重回帰により観測データをモデルにマッピングする式を以下に示す。

$$\hat{P}_{id} = a_{id} + \sum_{k=1}^2 \sum_{j=1}^4 a_{ijk} T_{jk} \quad (1)$$

$\hat{P}$: ノード点	i : 1(x),2(y)
a : 定数	d : 1~11(モデル点数)
T : 観測データ	k : 1(x),2(y)
e : 誤差	j : 1~4(観測点数)

式(1)は観測データ T すべてにおける x 座標と y 座標を同時に考慮してノード点を導出する線形重回帰の式である。

最小2乗法を用いて誤差の和を最小とするような、定数 a を求めた。ここで、実測値の P は音声生成モデルシミュレーションにより合成された音声を聴取実験によって5母音に分類されたものを用いた。実測値は5母音各50点の計250点、観測データは単母音5つ各50点の計250点を用いた。

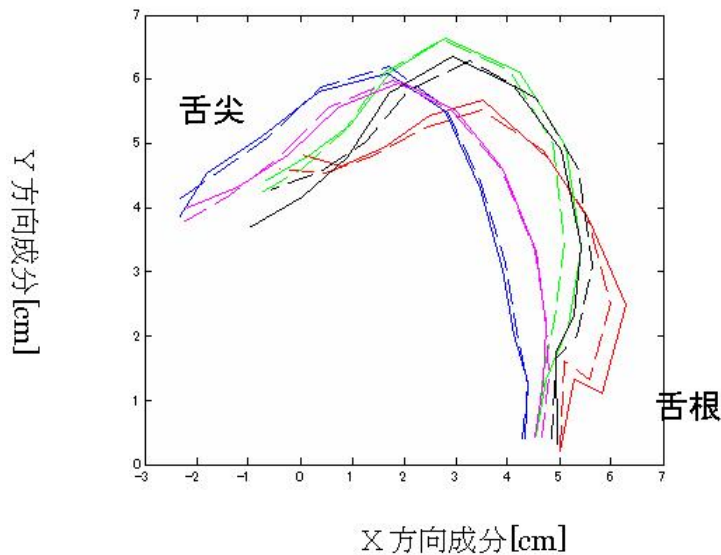


図 6.3 シミュレーション(実線)と観測店を考慮した予測値(破線) :

赤/a/:青/i/:緑/u/:ピンク/e/:黒/o/

投影結果を図 6.3 に示す．この図はあるデータにおける投影結果を示している．この図を見ると，舌尖で線が大きく異なっていることがわかる．また，この予測値がどの程度妥当なものなのか検討するために，平均誤差を用いて評価する．

予測値と実測値の x, y 座標の位置関係より，平均誤差を導出した．導出に用いた式を以下に示す．

$$error = \sqrt{(P(x) - P_s(x))^2 + (P(y) - P_s(y))^2} \quad (2)$$

ここで， P は実測値、 P_s は予測値を表す．母音ごとの平均誤差を示したものを図 6.4 に示す．ノード点が 1 は舌根であり、番号が大きくなるにつれ舌尖になる．

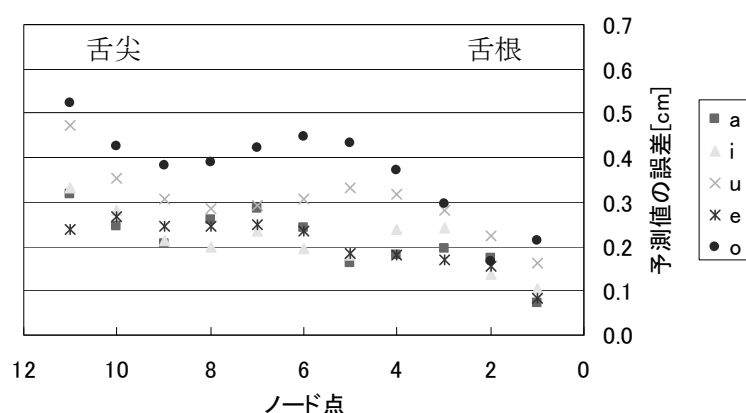


図 6.3 平均誤差

図 6.3 を見ると，音素によって誤差の分布状態が異なることが分かる．これは、シミュレーション実測値の分布状態によるものであると考えられる．特に母音/o/の誤差がノード点全体を通して大きいのは、/o/は舌の形状より口蓋や口唇の形状に依存するところが多いため舌の形状に大きなばらつきが見られるためだと考えられる．/i/, /e/は舌の形状に依存するところが多く舌の形状にばらつきがないために誤差が少なくなっていると考えられる．また，どの母音でも舌根より舌尖の方が誤差が大きくなっている．これは舌尖は活動範囲広く活発に動くためだと考えられる．

シミュレーション実測値は静的なデータ，つまり，同じ音声を何回も発話した個々の状態からデータを抽出しているのに対して，マイクロビーム観測値は1回の発話音声から複数のデータを抽出するために，動的なデータとなっている．そのため、データの分散により誤差が大きくなると思われる．

この考察より，単母音のデータだけではなく連続母音や単語から母音を抽出してシミュレーション実測値と同じ条件にするために静的データを作成した．連続母音は音声デー

タが少数なため、動的なデータとなったため結果は単母音のみと変わらなかった。単語データではシミュレーション実測値と同じような分散のあるデータが抽出できたが、単母音の場合より誤差が増幅した。分散がある分、データの組み合わせによって誤差に影響が出やすいと考えられ、似たデータを組み合わせるなどの改善が必要となると考えられる。また、今後の課題として、今回導出した観測データのことをさらに精度を改善し、AbS システムの3Dモデルシミュレーションのフィードバック部分の実装を行う。その際の初期値の筋指令の決定方法や、筋運動の拘束条件を与えて推定しやすい状態からはじめるなどの必要があると考えられる。

第7章 まとめと今後の課題

本研究では、舌筋の筋活性パターンを評価するために合成分析法を提案した。筋活性は tMRI の観測を基に評価し、モデルシミュレーションによって絞り込まれた。

本稿では、舌の突出しと収縮の単純な運動において、焦点を置いた。HARP の解析法は、運動中の軟組織変形から舌軟組織の主ひずみと速度を計算するために用いた。速度場は、少量の人為的影響でより信頼できる情報を備えることができることがわかった。速度場は、突出し運動において波の伝播のように負荷されていることが示された。

速度パターンと解剖学的筋構成を基に、はじめは **V** と **T** を突出しの際に活性する筋だと考察した。しかし、**V** と **T** のみを活性させた場合では、速度パターンの観測はモデルシミュレーションによって再現することができなかった。言い換えれば、AbS 法を基としたモデルを用いると、突出し運動を作り出すことにおいて、より複雑な筋活性パターンを要求することができる。

この初期研究は tagged-MRI 観測とモデルシミュレーションの機械的組み合わせは、より複雑な筋活性を正確に評価することができる。今後の課題として、tMRI データとシミュレーション結果がより正確に、より複雑な筋活性を評価できるようにすることと、AbS 法のシステムをどう自動化するかである。

謝辞

本研究を進めるにあたり，日頃から多くの貴重な御助言，ご指導をいただきました，北陸先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 党建武教授，赤木正人教授，徳田功准教授，鵜木裕史准教授，Lu Xugang 助教，並びに党研究室，徳田研究室，赤木研究室，鵜木研究室の皆様に深く感謝いたします。

最後に，研究を進めるにあたり日頃からあたたかくご指導いただきました私の周りのすべての関係者の方々にもう一度深く感謝するとともに，何年も続くこの研究の一年に関わることができましたことに深く感謝の意を表します。

参考文献

1. Hashi, M., Westbury, J., & Honda, K., *Vowel posture normalization*. JASA, 1998. **104**(4): p. 2426-2437.
2. Okadome, T., and Honda, M. , *Generation of articulatory movements by using a kinematic triphone model*. J. Acoust. Soc. Am., 2001: p. 453-463.
3. Stone, M., *Tissue strains and tongue shapes: Combining tMRI and Ultrasound*. 15th ICPHS, 2003: p. 273-276.
4. Baer, T., Alfonso, J., & Honda, K., *Electromyography of the tongue muscle during vowels in /epvp/ environment*. Ann. Bull. R. I. L. P., Univ. Tokyo, 1988. **7**: p. 7-18.
5. 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. , 2001. **109**(6): p. 2974-2982.
6. Epstein, M., & Stone, M. *Speech task and timing considerations in MRI research*. in *ASA Nashville Conference*. 2003.
7. Takano, S., & Honda, K. *Observation of tongue deformation during vowel production by tagging-MRI*. in *Proc. ASJ Fall Meeting*. 2004.
8. Dang, J., K., Honda *Construction and control of a physiological articulatory model*. J. Acoust. Soc. Am., 2004. **115**: p. 853-870.
9. Dang,J.,Fujita,S.,Murano,E.,Stone,M.”Observation and Simulation of Large-scale Deformation of Tongue”International Seminars on Speech Production,43-50,2006, Dec
10. 北村達也, 正木信夫, MRI観測を基礎にした音声生成系研究の進展,日本音響学会誌, 2006 , 62(5): p.385-390.
11. Parthasarathy, V., *CHARACTERIZATION OF HARMONIC PHASE MRI: THEORY, SIMULATIONS, AND APPLICAT*. 2006, The Johns Hopkins University: Baltimore, Maryland.
12. Parthasarathy, V., Prince,J.L, Stone,M., Murano,E.Z., NessAiver,M,. Measureing tongue motion from tagged cine-MRI using harmonic phase (HARP) processing, J.Acoust.Soc.Am., 2007, 121(1) : p491-504
13. Satoru, F., Jianwu, Dang, Noriko, Suzuki, Kiyoshi Honda, *A Computational Tongue Model and its Clinical Application*. Oral Science International, 2007. **4**(2): p. 97-109.
14. Dang, J., & Honda, K., *A physiological model of a dynamic vocal tract for speech production*. Acoustical Science and Technology, 2001. **22**,(6): p. 415-425.
15. Takemoto, H., *Morphological Analyses of the Human Tongue Musculature for Three-dimensional Modeling*. J. SLHR, 2001. **44**: p. 95-107.