

2013年度 卒業論文

舌の口腔機能シミュレーション

2014年2月18日

大阪大学 基礎工学部
システム科学科 生物工学コース
加藤 高浩

主査: _____ 日付: _____

舌の口腔機能シミュレーション

加藤 高浩

概要

発声、食物の咀嚼、嚥下、呼吸といった口腔機能において、舌の形状は重要な役割を持ち、運動メカニズムの解明が期待されている。従って、本研究では舌の数理モデルを構築し、舌の変形シミュレーションを行う。舌組織の粘弾性体としての性質を、バネと緩衝器によってモデル化する。舌内部を走行する舌筋の収縮は、収縮要素、バネ、緩衝器から構成される筋モデルを用いてモデル化し、収縮要素が発生する張力を任意に与えて舌の変形をシミュレーションする。舌の形状を決定する重要な要素として、舌筋組織の非圧縮性がある。組織の体積変化によって生じるポテンシャルエネルギーを定義し、エネルギーが最小となるように変形を行うことで、筋の非圧縮性をモデル化する。

本研究で構築したモデルを用いて、日本語母音の調音運動時の舌形状を再現するシミュレーションを行った。モデルに対して八箇所筋長を定義し、変形後の筋長を先行研究による計測データと比較することにより、シミュレーション結果を評価した。本研究で構築したモデルは、日本語母音/a/の調音運動時の舌形状を定性的に表現することができた。

Simulation of Tongue Deformation in Oral Cavity Function

Takahiro Kato

Abstract

Human tongue shape has important roles in the oral cavity function such as speaking, chewing, swallowing and breathing. In this study, the author constructed a mathematical model of the tongue by mass-spring model and simulated tongue deformation during vowel production. The viscoelasticity of tongue tissues are represented by the Kelvin-Voigt model. Contraction of lingual muscles are represented by the muscle model which is composed of a contractile component, springs, a damper and mass. An important factor which affects tongue shape is incompressibility of muscles. In this study, potential energy function which is generated by compress of tissues is defined. Muscle incompressibility is modeled by minimizing energy function in deformation process.

The author simulated tongue deformation during Japanese vowel production. Tongue muscles are classified into 8 groups and the muscle length is defined. The results have the good agreement with previous measurement results. Furthermore, this simulation can represent tongue deformation in Japanese vowel /a/ production qualitatively.

目次

第1章	はじめに	1
第2章	舌の物理モデリング手法	3
2.1	舌の構造と性質	3
2.2	舌運動の計測	5
2.3	弾性体のモデル	7
2.4	舌モデルを用いた研究	10
第3章	舌のモデリング	12
3.1	舌モデル	12
3.2	モデルの構成要素	13
3.3	体積保存	15
第4章	舌モデルの評価	23
4.1	モデルの実装	23
4.2	質点の運動計算	27
4.3	シミュレーション方法	27
4.4	シミュレーション結果	32
第5章	おわりに	36
	謝辞	37
	参考文献	38

目 次

1.1	舌の変形により実現される口腔機能	1
2.1	外舌筋の配置	3
2.2	内舌筋の配置	4
2.3	円柱形状の非圧縮性弾性物体	5
2.4	Baer らによる EMG データ	6
2.5	外舌筋の筋長の定義	6
2.6	筋長測定結果	6
2.7	有限要素モデル	7
2.8	バネ質点モデル	8
2.9	弾性物体の表現例	9
2.10	非圧縮性の弾性物体	10
2.11	平井らのモデル	10
2.12	藤田らのモデルによる突き出し運動	11
3.1	舌のモデル	12
3.2	筋モデル	13
3.3	Kelvin-Voigt モデル	15
3.4	四つの質点から構成される四面体	17
3.5	三つの質点から構成される三角形	19
3.6	有限要素モデルとバネ質点モデルの三角形	20
4.1	舌の二次元モデル	23
4.2	MR 画像に基づく二次元舌モデル	24
4.3	舌筋の配置	25
4.4	各舌筋の筋長の変化	30
4.5	特徴点の定義	31
4.6	特徴点間の直線距離	31
4.7	モデル全体の形状の変化	33

4.8	舌先端部の形状の変化	33
4.9	各舌筋長の変化の比較	34

表 目 次

4.1	舌の物性値	26
4.2	軟組織モデルのパラメータ	26
4.3	コンピュータの仕様	27
4.4	筋長測定データ	28
4.5	モデルの筋長	29
4.6	筋長の割合の比較	29
4.7	/a/調音運動時の筋長の比	32
4.8	筋長の割合の比較	33

第1章 はじめに

多くの物体は、外力によって変形し、復元力を生じる弾性体としての性質を持つ。従って、弾性体の変形を予測したいという要求は、建築、設計等の工学分野を中心として、常に存在してきた。近年、計算機性能の向上を背景に、弾性体の変形を物理シミュレーションによって解析することが可能となり、生体工学の分野でも応用されている。

生体において、変形が重要な意味を持つ弾性体の例として、舌が挙げられる。舌の変形は、口腔機能の制御において重要な役割を持つ。発声、食物の咀嚼、嚥下といった口腔機能は、舌が機能に応じて変形することにより実現されている。従って、手術等により舌の運動に障害が生じると、口腔機能が低下し、社会生活に多大な影響がある。

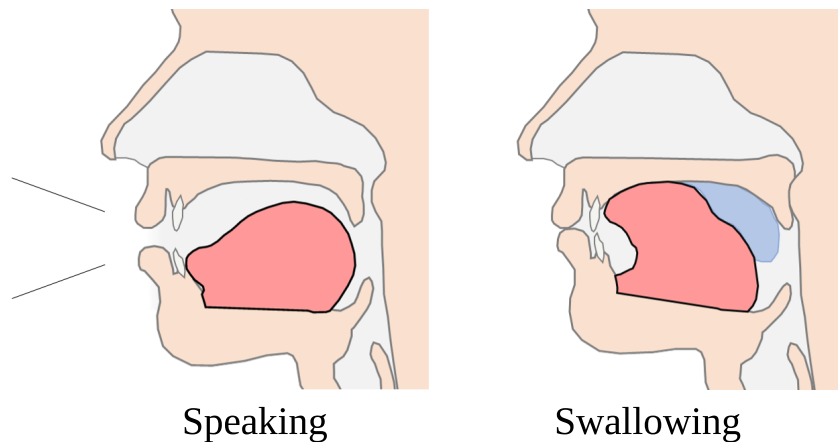


図 1.1: 舌の変形により実現される口腔機能

数理モデルを用いた変形シミュレーションは、舌の運動メカニズムを解明する方法の一つとして有効であり、舌の代替装置の開発に期待されている。また、舌の運動機能は定量的な評価が困難であるが、数理モデルを利用することで、機能評価を定量的に行うことや、手術等によって生じる影響を事前予測することが可能になると考えられる。

本研究では、舌の非圧縮性を考慮した運動のシミュレーションを行う。生体組織のモデル化における代表的な手法として、有限要素モデルとバネ質点モデルが挙げられる。有限要素モデルはバネ質点モデルと比較して計算量が多いため、本研究ではバネ質点モデルを採用する。シミュレーションの対象として、音声生成運動時の舌の変形を扱う。入力として音声生成時の舌の各筋が発生する張力を任意に与え、出力として質点の変位を得る。舌の運動制御において重要な要素である組織の非圧縮性は、組織の変形によって生じるエネルギーが最小であるという条件のもとで計算を行うことで実現する。

第2章 舌の物理モデリング手法

本章では、舌の解剖学的構造と、舌をはじめとした弾性体のモデリング手法について述べる。また、舌モデルを用いた先行研究について述べる。

2.1 舌の構造と性質

本節では、舌の構造と、舌組織の重要な性質である非圧縮性について述べる。

2.1.1 舌の構造

舌は、粘膜で覆われた筋性の器官であり、咀嚼や嚥下といった消化機能、発話における調音機能等において重要な役割を果たす。図 2.1、図 2.2 に示すように、舌は内部に骨格を持たず、筋と結合組織で構成されている。

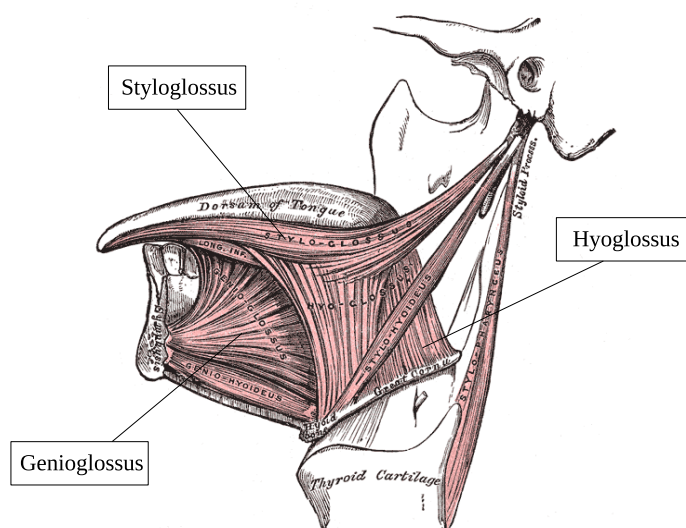


図 2.1: 外舌筋の配置 [1]

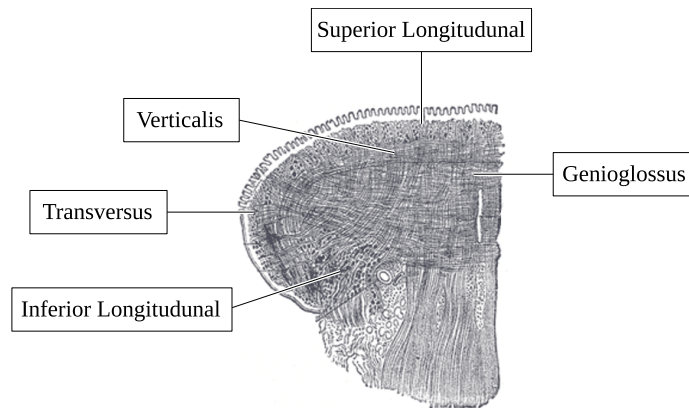


図 2.2: 内舌筋の配置 [1]

舌筋は、骨格筋と同様の横紋筋であり、外舌筋と内舌筋に分類される。外舌筋は、舌外の骨から舌内へと走行する筋であり、舌全体を前方、後方などに移動させる働きを持つ。図 2.1 のオトガイ舌筋 (Genioglossus)、茎突舌筋 (Styloglossus)、舌骨舌筋 (Hyoglossus) が外舌筋に分類される [2]。

内舌筋は舌内を上下、左右、前後に走行し、舌内で終端する筋であり、舌を変形させる働きを持つ。図 2.2 に示すように、内舌筋には上縦舌筋 (Superior Longitudinal)、下縦舌筋 (Inferior Longitudinal)、横舌筋 (Transversus)、垂直舌筋 (Verticalis) がある [3]。

2.1.2 舌の非圧縮性

舌の大部分を構成する筋組織の主成分は水であるため、常に体積が一定であり、非圧縮性を持つ [4]。伸縮時に体積が一定である筋組織は、Muscular Hydrostat と呼ばれる。

筋のような非圧縮性の弾性体は、ある方向に収縮する際に、収縮方向と垂直な方向に伸展を伴う性質を持つ。例えば、図 2.3 のような円柱形状の場合、円柱の軸方向に収縮が生じると、円柱の径が増加するように変形する。筋が非圧縮性に基いて変形する性質は、舌の運動を制御する上で重要な要素である。

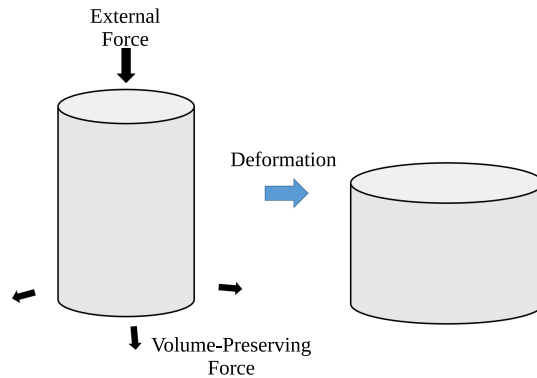


図 2.3: 円柱形状の非圧縮性弾性物体

2.2 舌運動の計測

舌の運動と舌筋の活動の関係を解明する手法として、第 2.1.1 節で述べた解剖学的特徴から各舌筋の働きを考察する方法の他に、EMG (Electromyography) を用いて舌筋の活動を調べる方法がある。Baer ら [5] は、英語母音発声時の外舌筋と顎の筋電を測定している。図 2.4 に Baer らによって取得された EMG を示す。図 2.4 は各母音発声時の筋電位の時間変化を表している。Baer らによる EMG データは、母音発声時の各筋の活動の有無を示すデータとして、藤田ら [6] の舌の数理モデル等に利用されている。しかし、内舌筋については筋電を測定することが困難であるため、舌内部の筋の活動を知る手段としては不十分である。また、筋電と筋の変形量との関係を正確に規定することが困難であるため、舌の運動時の各筋の収縮量といった情報は、筋電の測定のみでは得られない。

舌の運動時の各筋の寄与を定量的に評価するためには、MRI (Magnetic Resonance Imaging) によって舌の変形を可視化する方法が適している。

Takano ら [7] は、MR 画像を用いて、日本語母音の調音運動時の外舌筋の活動を定量的に評価している。Takano らは、四人の被験者に対し、仰臥位で母音を継続して発声している状態で舌の矢状断面の MR 画像を取得した。取得した MR 画像から、マーカと血管等の特徴点を利用して外舌筋を図 2.5 に示すように八つの領域に分割した。図 2.5 に示すように、オトガイ舌筋前、中、後部 (GGa、GGm、GGp)、茎突舌筋前、中、後部 (SGa、SGm、SGp)、舌骨舌筋前、後部 (HGa、HGp) の 8 領域に対して筋長を定義し、各筋長を MR 画像から測定した。母音 /i/、/e/、/a/、/o/、/u/ について測定を行い、母音ごとの舌の形状の違いと各舌筋の活動との関係を調査した。筋長測定結果を図 2.6 に示す。

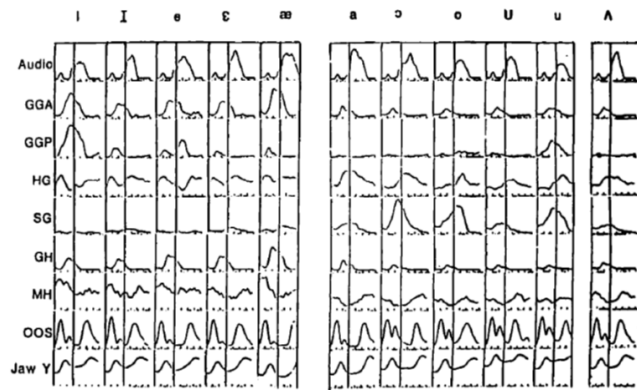


図 2.4: Baer らによる EMG データ [5]

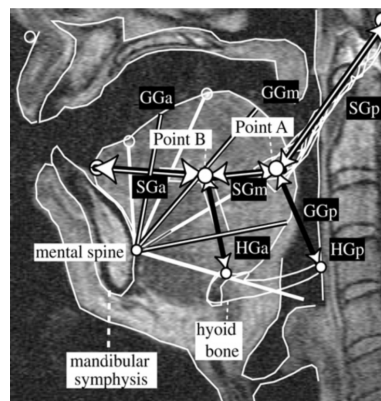


図 2.5: 外舌筋の筋長の定義 [7]

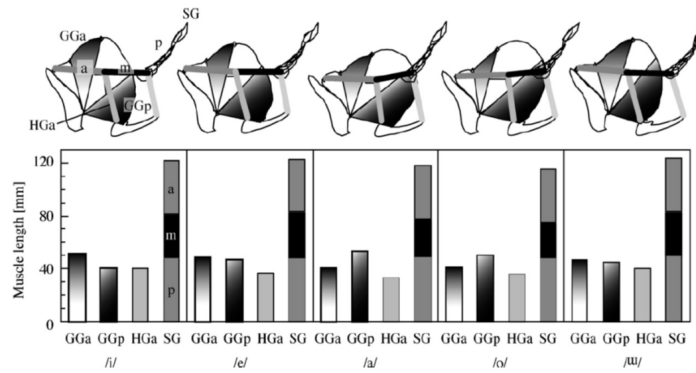


図 2.6: 筋長測定結果 [7]

2.3 弾性体のモデル

本節では、弾性体の代表的なモデルである有限要素モデルとバネ質点モデルについて述べる。

2.3.1 有限要素モデル

有限要素モデルとは、図 2.7 に示すように、物体を有限個の要素の集合として近似するモデルである。有限要素法を用いて、物体の支配方程式を有限個の要素の集合体に対して成立する近似方程式に置き換えて解くことにより、物体の変形を解析する [8]。

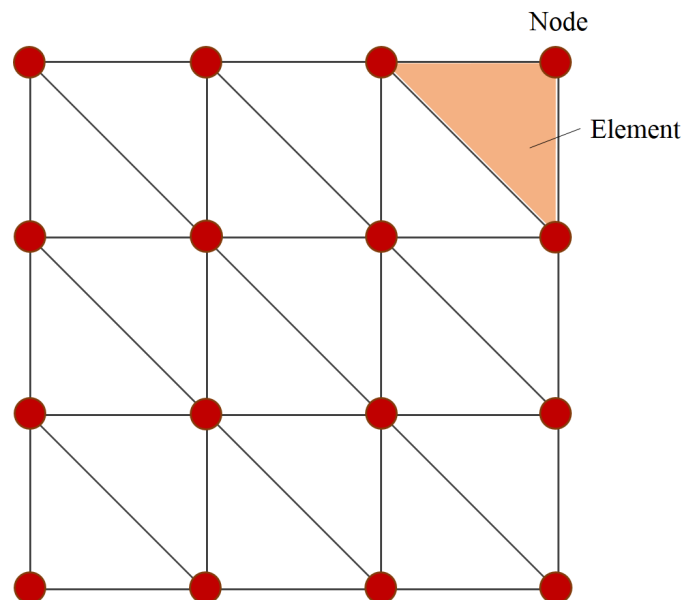


図 2.7: 有限要素モデル

有限要素モデルは、密度、ヤング率、ポアソン比といった実物体の物理的性質を反映させることが比較的容易であり、高精度な解析が必要とされる用途に適している。一方で、バネ質点モデルと比較して計算量が多いという欠点を持つ。

2.3.2 バネ質点モデル

バネ質点モデルとは、図 2.8 に示すように、弾性体を離散的な質点と質点間を結ぶバネによって近似するモデルである。各質点に結合したバネから働く力を合計し、各質点について成立する運動方程式を差分法を用いて解き、各質点の変位を求める。

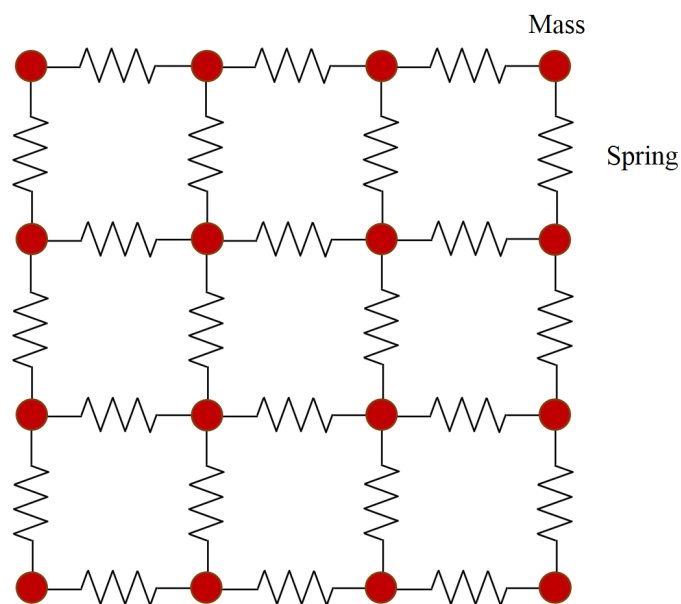


図 2.8: バネ質点モデル

バネ質点モデルは、有限要素モデルと比較して計算量が少ない利点を持ち、計算速度が重要視される用途に適している。一方、バネや質点のパラメータを実物体の性質と整合させることが難しく、近似の精度は有限要素モデルに劣る。

第 2.2 節で述べたように、舌の各筋に対する入力を正確に測定することが困難な場合がある。シミュレーションにおいては、舌の各筋に与える入力のリズムを様々に変化させて試行を繰り返すことで、実際の入力を推定する必要がある。従って、本研究では計算量の少ないバネ質点モデルを採用する。

バネ質点モデルによる弾性物体の表現

Vicente ら [9] や河合ら [10] は、図 2.9 に示すように、立方体の頂点に質点を配置し、各辺と対角線にバネを配置する方法を用いて弾性物体の表現を行った。

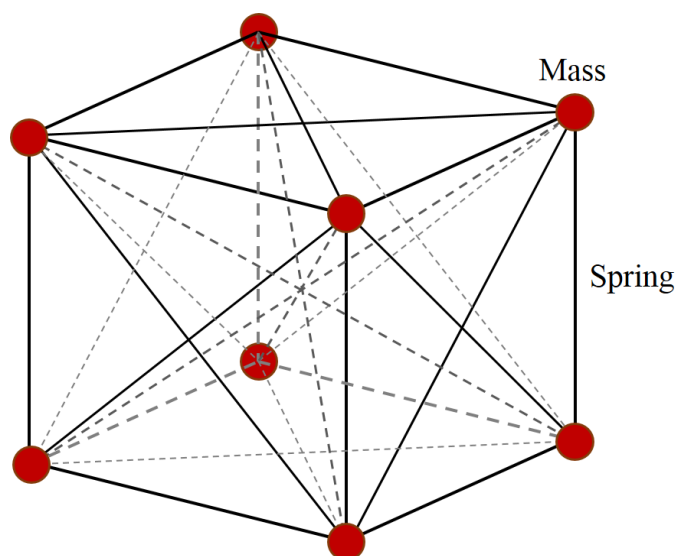


図 2.9: 弾性物体の表現例

一般的な弾性物体では、加えられる力と変形との間の三次元的な関係が定義されるが、図 2.9 の方法ではバネの配置によって三次元的な関係を間接的に表現している。ただし、変形量が大きい場合に正しい復元力が働かない欠点を持つため、非圧縮性の弾性物体を表現することは困難である [11]。

一方、Matthias ら [12] は、バネの弾性による復元力に体積保存力を組み合わせることで、体積を保存して変形を行う弾性物体の表現を行った。図 2.10 に示すように、四つの質点とバネで構成される四面体に対して体積を設定する。体積の変化によりポテンシャルエネルギーが生じると仮定して、ポテンシャルエネルギーを評価する関数を定義する。四面体を構成する各質点に、バネから働く弾性力に加えて評価関数を最小にするような体積保存力を与えることで、体積を保存して変形する弾性物体を表現する。体積保存力の具体的な計算手法については第 3.3 節で述べる。本モデルは、評価関数を体積の関数とすることで、直接的に物体の体積変化を制限することができるため、舌組織のように非圧縮性が重要性を持つ弾性物体を表現する方法としては、本モデルが適していると考えられる。

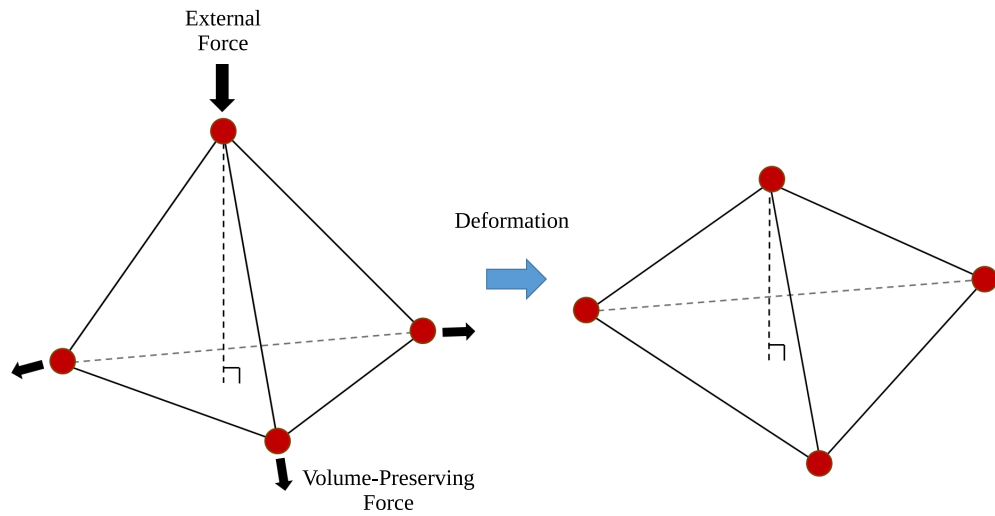


図 2.10: 非圧縮性の弾性物体

2.4 舌モデルを用いた研究

舌の物理モデルを用いた研究は、主に音声の生成運動を対象として行われてきた [13]。また、音声生成に関わる舌以外の器官もモデル化し、音声の合成までのシミュレーションを行う研究もなされている。

平井ら [14] は、音声生成において舌形状の変化がどのような影響を持つかを考察した。

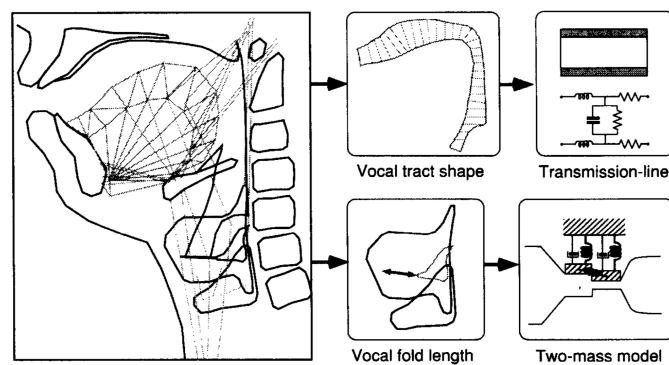


図 2.11: 平井らのモデル [14]

平井らは、舌の二次元モデルに下顎、喉頭のモデルを統合し、各器官の相互作用を考慮したモデルを構築した。各筋の筋電信号を入力として、各器官の変形と位置

の変化による声道形状の変化のシミュレーションを行い、声道形状から計算した音声の伝達関数を用いて母音の合成を行っている。

調音以外の運動を対象としたシミュレーションとしては、藤田ら [6] の研究が挙げられる。藤田ら [6] は、図 2.12 に示すように、舌を突き出す、左右に曲げる等の運動のシミュレーションを行った。調音運動以外の動作に関しては計測データが不足しているため、藤田らは入力として様々な筋活性を試し、図 2.12 の形状を得た。

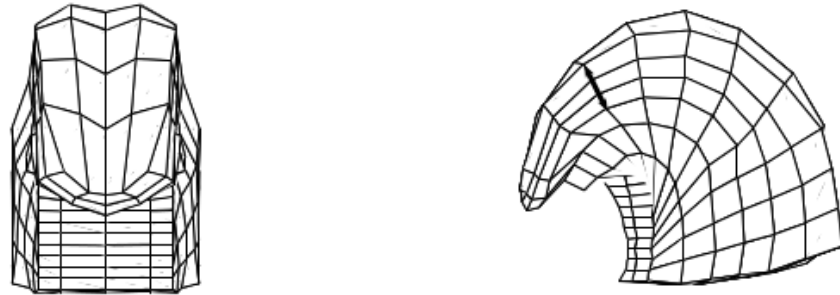


図 2.12: 藤田らのモデルによる突き出し運動 [6]

第3章 舌のモデリング

本章では、舌モデルの構築方法と、モデルを構成する要素である軟組織モデル、筋モデルについて述べる。また、舌の重要な性質である非圧縮性を、二次元モデルと三次元モデルで表現する方法を述べる。

3.1 舌モデル

本研究では、舌をバネ質点モデルによって表現する。舌筋が発生する張力を入力とし、各質点の変位を求めることで、舌の形態のシミュレーションを行う。図 3.1 にモデルの概略を示す。

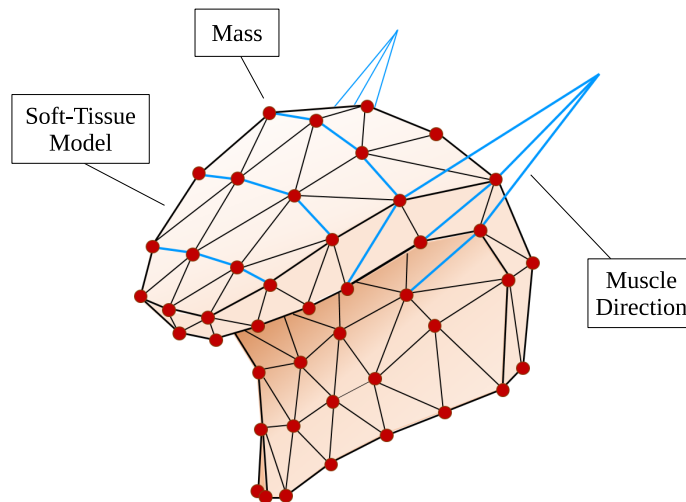


図 3.1: 舌のモデル

各質点を軟組織モデルにより接続する。図 3.1 において質点を接続する線分のうち、黒色で示した線分に軟組織モデルを配置する。図 3.1 において青色で示した線分は、筋の走行方向に沿っている。運動時に収縮する筋に相当する線分に筋モデルを配置し張力を与えることで、筋の収縮を表現する。

本節で提案するモデルの構築手法は、組織の非圧縮性の表現方法を変更することで、二次元、三次元両方のモデルに適用可能である。三次元モデルでは、四つの質点から構成される四面体の体積を保存することで、非圧縮性を表現する。二次元モデルでは、舌の正中矢状断面が平面ひずみ状態にあると仮定して、三つの質点から構成される三角形の面積を保存することで非圧縮性を表現する。

3.2 モデルの構成要素

3.2.1 筋モデル

第 2.1.1 節で述べたように、舌筋は骨格筋と同様の横紋筋である。従って、舌筋の収縮モデルとして、図 3.2 に示す骨格筋モデルを用いる [15]。図 3.2 の筋モデルは、収縮要素、バネ Q1、バネ Q2、緩衝器の四要素から構成される。収縮要素は能動的に張力を発生する要素であり、収縮要素が発生する張力を任意に与えることで、接続された質点間に筋長と収縮速度に応じた張力が働く。

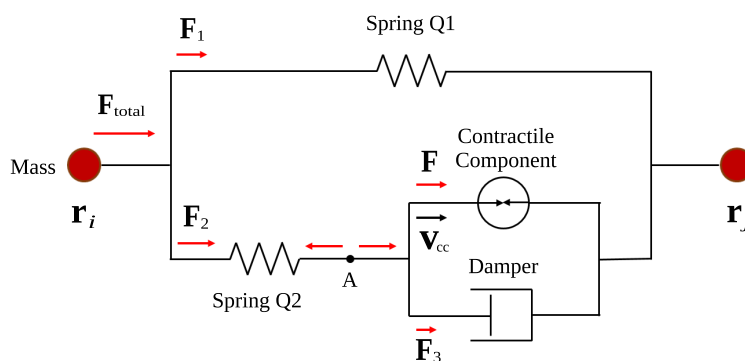


図 3.2: 筋モデル

図 3.2 に示すように、質点の質量を m とし、左の質点の位置ベクトルを \mathbf{r}_i 、右の質点の位置ベクトルを \mathbf{r}_j とする。左の質点に働く力を \mathbf{F}_{total} とすると、質点の運動方程式は、式 (3.1) で表される。

$$m\ddot{\mathbf{r}}_i = \mathbf{F}_{total} \quad (3.1)$$

バネ Q1 から質点 i に働く力を \mathbf{F}_1 、バネ Q2 から質点 i に働く力を \mathbf{F}_2 とする。

$$\mathbf{F}_{total} = \mathbf{F}_1 + \mathbf{F}_2 \quad (3.2)$$

バネ Q1、Q2 のバネ係数をそれぞれ k_1 、 k_2 とし、収縮要素の変化を \mathbf{r}_{cc} とすると、 \mathbf{F}_1 、 \mathbf{F}_2 は以下の式で表される。

$$\mathbf{F}_1 = -k_1(\mathbf{r}_i - \mathbf{r}_j) \quad (3.3)$$

$$\mathbf{F}_2 = -k_2(\mathbf{r}_i - \mathbf{r}_j - \mathbf{r}_{cc}) \quad (3.4)$$

従って、質点の運動方程式は以下の式 (3.5) で表される。

$$m\ddot{\mathbf{r}}_i = -k_1(\mathbf{r}_i - \mathbf{r}_j) - k_2(\mathbf{r}_i - \mathbf{r}_j - \mathbf{r}_{cc}) \quad (3.5)$$

緩衝器が発生する力を \mathbf{F}_3 とする。収縮要素が発生する力 \mathbf{F} を、任意に与える。図 3.2 に示した点 A における力のつり合いの関係から、以下の式が成立する。

$$\mathbf{F}_2 = \mathbf{F} + \mathbf{F}_3 \quad (3.6)$$

緩衝器の粘性係数を b_{cc} 、収縮要素の収縮速度を \mathbf{v}_{cc} とすると、式 (3.6) は以下のようなになる。

$$\mathbf{F}_2 = \mathbf{F} - b_{cc}\mathbf{v}_{cc} \quad (3.7)$$

従って、式 (3.4) と式 (3.7) より、以下の式 (3.8) が得られる。

$$-k_2(\mathbf{r}_i - \mathbf{r}_j - \mathbf{r}_{cc}) = \mathbf{F} - b_{cc}\mathbf{v}_{cc} \quad (3.8)$$

式 (3.5) と式 (3.8) を連立して数値的に解くことで、 \mathbf{r}_i を求めることができる。

3.2.2 軟組織のモデル

張力を発生していない筋や結合組織のふるまいは、粘弾性体として扱うことができる。本研究では、舌の軟組織のモデルとして、粘弾性体の代表的モデルである Kelvin-Voigt モデルを用いる。Kelvin-Voigt モデルは、図 3.3 に示すようにバネと緩衝器が並列に接続されたモデルである。図 3.3 において、質点の質量を m 、バネ係数を k 、粘性係数を b とする。左の質点の位置ベクトルを \mathbf{r}_i 、速度を \mathbf{v}_i とし、右の質点の位置ベクトルを \mathbf{r}_j 、速度を \mathbf{v}_j とする。左の質点に外力 \mathbf{f} を与えた場合、質点の運動方程式は以下のようなになる。

$$m\ddot{\mathbf{r}}_i = \mathbf{f} - k(\mathbf{r}_i - \mathbf{r}_j) - b(\mathbf{v}_i - \mathbf{v}_j) \quad (3.9)$$

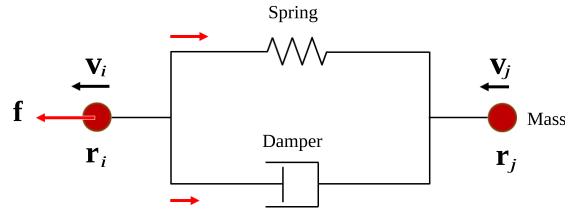


図 3.3: Kelvin-Voigt モデル

3.3 体積保存

本節では、組織の体積保存のために働く力の計算方法について述べる。

3.3.1 体積保存力

第 2.1.2 節で述べたように、舌の運動においては、変形の過程で組織の非圧縮性が保たれていることが重要な要素である。従って、本研究では、第 2.3 節で述べた体積保存力を組み合わせる方法によって、組織の非圧縮性を表現する。

質点に働く力として、筋からの張力 f_m 、軟組織からの力 f_p に加えて、体積の保存のために働く力 f_v を考える。質点 i に働く力を F_i とすると、 F_i は以下の式 (3.10) で表される。

$$\mathbf{F}_i = \mathbf{f}_m + \mathbf{f}_p + \mathbf{f}_v \quad (3.10)$$

式 (3.10) より、質点の運動方程式は以下ようになる。

$$m\ddot{\mathbf{r}}_i = \mathbf{f}_m + \mathbf{f}_p + \mathbf{f}_v \quad (3.11)$$

組織の体積が変化することによって生じるポテンシャルエネルギー関数 $\delta W(\mathbf{r}_i)$ を定義する。 f_v を仮想仕事の原理に基づいて与えて運動方程式 (3.11) を解くことで、 $\delta W(\mathbf{r}_i)$ が最小となる質点の位置ベクトルを求めることができる [16]。

式 (3.11) のつり合い状態から、変位を $\delta \mathbf{r}_i$ 増加させたとすると、仮想仕事の原理に基づき、以下の式が成立する。

$$\delta W = \mathbf{f}_v \cdot \delta \mathbf{r}_i \quad (3.12)$$

従って、変位 $\delta \mathbf{r}_i$ が微小である時、 f_v は以下の式で表すことができる。

$$\mathbf{f}_v = \frac{\partial W(\mathbf{r}_i)}{\partial \mathbf{r}_i} \quad (3.13)$$

$\mathbf{r}_i = \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{pmatrix}$ とすると、 $\frac{\partial W(\mathbf{r}_i)}{\partial \mathbf{r}_i}$ は以下のように定義される。

$$\frac{\partial W(\mathbf{r}_i)}{\partial \mathbf{r}_i} = \begin{pmatrix} \frac{\partial W(\mathbf{r}_i)}{\partial x_i} \\ \frac{\partial W(\mathbf{r}_i)}{\partial y_i} \\ \frac{\partial W(\mathbf{r}_i)}{\partial z_i} \end{pmatrix} \quad (3.14)$$

式 (3.13) を式 (3.11) に代入して、以下の式を得る。

$$m\ddot{\mathbf{r}}_i = \mathbf{f}_m + \mathbf{f}_p + \frac{\partial W(\mathbf{r}_i)}{\partial \mathbf{r}_i} \quad (3.15)$$

3.3.2 三次元における非圧縮性の表現

Matthias ら [12] は、体積の変化によるエネルギー関数 $W_v(\mathbf{r})$ を式 (3.16) のように定義している。

$$W_v(\mathbf{r}) = \frac{1}{2}\kappa_v \left(\frac{V(\mathbf{r}) - V_0}{V_0} \right)^2 \quad (3.16)$$

式 (3.16) において、 V_0 は組織の体積の初期値、 $V(\mathbf{r})$ は組織の変形後の体積であり、 κ_v は ($\text{kg} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-2}$) の次元を持つ係数である。式 (3.13) より、体積保存力 \mathbf{f}_v は、以下の式で定義される。

$$\begin{aligned} \mathbf{f}_v &= \frac{\partial W_v(\mathbf{r})}{\partial \mathbf{r}} \\ &= \frac{1}{2}\kappa_v \frac{\partial}{\partial \mathbf{r}} \left(\frac{V(\mathbf{r}) - V_0}{V_0} \right)^2 \end{aligned} \quad (3.17)$$

式 (3.17) は、以下のように変形することができる。

$$\begin{aligned} \mathbf{f}_v &= \frac{1}{2}\kappa_v \frac{\partial}{\partial V} \left(\frac{V(\mathbf{r}) - V_0}{V_0} \right)^2 \cdot \frac{\partial V(\mathbf{r})}{\partial \mathbf{r}} \\ &= \kappa_v \left(\frac{V(\mathbf{r}) - V_0}{V_0^2} \right) \cdot \frac{\partial V(\mathbf{r})}{\partial \mathbf{r}} \end{aligned} \quad (3.18)$$

Matthias らは、互いに接続された四つの質点を頂点とする四面体ごとに体積を計算し、式 (3.16) に従って各四面体におけるエネルギー関数を定義している。図 3.4 に、四つの質点から構成される四面体を示す。

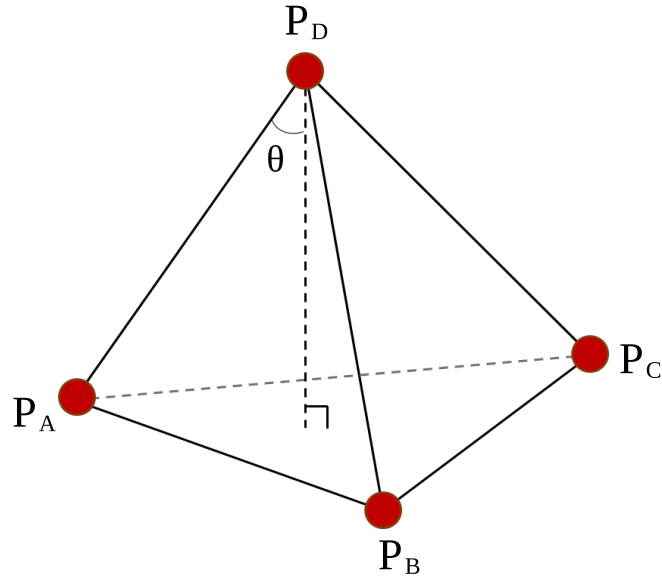


図 3.4: 四つの質点から構成される四面体

四面体の各頂点 P_A 、 P_B 、 P_C 、 P_D の位置ベクトルを \mathbf{r}_A 、 \mathbf{r}_B 、 \mathbf{r}_C 、 \mathbf{r}_D とし、面 $P_A P_B P_C$ の法線ベクトルと辺 $P_A P_D$ との成す角を θ とする。四面体 $P_A P_B P_C P_D$ の体積は、以下の式 (3.19) のようになる。

$$\begin{aligned}
 V(\mathbf{r}) &= \frac{1}{2} |\overrightarrow{P_A P_B} \times \overrightarrow{P_A P_C}| \cdot \frac{1}{3} |\overrightarrow{P_A P_D}| \cos \theta \\
 &= \frac{1}{6} |(\overrightarrow{P_A P_B} \times \overrightarrow{P_A P_C}) \cdot \overrightarrow{P_A P_D}| \\
 &= \frac{1}{6} | \{ (\mathbf{r}_B - \mathbf{r}_A) \times (\mathbf{r}_C - \mathbf{r}_A) \} \cdot (\mathbf{r}_D - \mathbf{r}_A) | \quad (3.19)
 \end{aligned}$$

位置ベクトル \mathbf{r}_A 、 \mathbf{r}_B 、 \mathbf{r}_C 、 \mathbf{r}_D をそれぞれ以下のように表す。

$$\mathbf{r}_A = \begin{pmatrix} x_A \\ y_A \\ z_A \end{pmatrix}, \quad \mathbf{r}_B = \begin{pmatrix} x_B \\ y_B \\ z_B \end{pmatrix}, \quad \mathbf{r}_C = \begin{pmatrix} x_C \\ y_C \\ z_C \end{pmatrix}, \quad \mathbf{r}_D = \begin{pmatrix} x_D \\ y_D \\ z_D \end{pmatrix} \quad (3.20)$$

質点 P_A について、 $\frac{\partial V(\mathbf{r})}{\partial \mathbf{r}}$ は以下のようになる。

$$\frac{\partial V(\mathbf{r})}{\partial \mathbf{r}_A} = \begin{pmatrix} \frac{\partial V(\mathbf{r})}{\partial x_A} \\ \frac{\partial V(\mathbf{r})}{\partial y_A} \\ \frac{\partial V(\mathbf{r})}{\partial z_A} \end{pmatrix} \quad (3.21)$$

式 (3.21) を計算すると、以下のようにになる。

$$\frac{\partial V(\mathbf{r})}{\partial \mathbf{r}_A} = \frac{1}{6} \begin{pmatrix} |(y_B - y_D)(z_C - z_D) - (z_B - z_D)(y_C - y_D)| \\ |(z_B - z_D)(x_C - x_D) - (x_B - x_D)(z_C - z_D)| \\ |(x_B - x_D)(y_C - y_D) - (y_B - y_D)(x_C - x_D)| \end{pmatrix} \quad (3.22)$$

$$= \frac{1}{6} |(\mathbf{r}_B - \mathbf{r}_D) \times (\mathbf{r}_C - \mathbf{r}_D)| \quad (3.23)$$

従って、式 (3.18) より、質点 P_A に働く体積保存力 \mathbf{f}_{vA} は以下のようにになる。

$$\mathbf{f}_{vA} = \frac{1}{6} \kappa_v \left(\frac{V(\mathbf{r}) - V_0}{V_0^2} \right) |(\mathbf{r}_B - \mathbf{r}_D) \times (\mathbf{r}_C - \mathbf{r}_D)| \quad (3.24)$$

同様にして、質点 $P_B \sim P_D$ に働く体積保存力 $\mathbf{f}_{vB} \sim \mathbf{f}_{vD}$ は以下のようにになる。

$$\mathbf{f}_{vB} = \frac{1}{6} \kappa_v \left(\frac{V(\mathbf{r}) - V_0}{V_0^2} \right) |(\mathbf{r}_C - \mathbf{r}_A) \times (\mathbf{r}_D - \mathbf{r}_A)| \quad (3.25)$$

$$\mathbf{f}_{vC} = \frac{1}{6} \kappa_v \left(\frac{V(\mathbf{r}) - V_0}{V_0^2} \right) |(\mathbf{r}_D - \mathbf{r}_B) \times (\mathbf{r}_A - \mathbf{r}_B)| \quad (3.26)$$

$$\mathbf{f}_{vD} = \frac{1}{6} \kappa_v \left(\frac{V(\mathbf{r}) - V_0}{V_0^2} \right) |(\mathbf{r}_A - \mathbf{r}_C) \times (\mathbf{r}_B - \mathbf{r}_C)| \quad (3.27)$$

3.3.3 二次元における非圧縮性の表現

二次元舌モデルにおいて組織の非圧縮性を表現するため、第 3.3.2 節で述べた方法と同様の方法で、モデルの面積保存を行う。面積変化によるエネルギー関数 $W_s(\mathbf{r})$ を、式 (3.28) で定義する。

$$W_s(\mathbf{r}) = \frac{1}{2} \kappa_s \left(\frac{S(\mathbf{r}) - S_0}{S_0} \right)^2 \quad (3.28)$$

式 (3.28) において、 S_0 は要素の面積の初期値、 $S(\mathbf{r})$ は変形後の面積であり、 κ_s は ($\text{kg} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-2}$) の次元を持つ係数である。式 (3.28) より、面積保存力 \mathbf{f}_s は以下の式で定義される。

$$\mathbf{f}_s = \frac{1}{2} \kappa_s \frac{\partial}{\partial \mathbf{r}} \left(\frac{S(\mathbf{r}) - S_0}{S_0} \right)^2 \quad (3.29)$$

式 (3.29) は、式 (3.18) と同様の変形を施すことができ、式 (3.30) が成立する。

$$\mathbf{f}_s = \kappa_s \left(\frac{S(\mathbf{r}) - S_0}{S_0^2} \right) \cdot \frac{\partial S(\mathbf{r})}{\partial \mathbf{r}} \quad (3.30)$$

図 3.5 に示すような、三つの質点とバネから構成される三角形についてエネルギー関数を定義し、面積保存を行う。

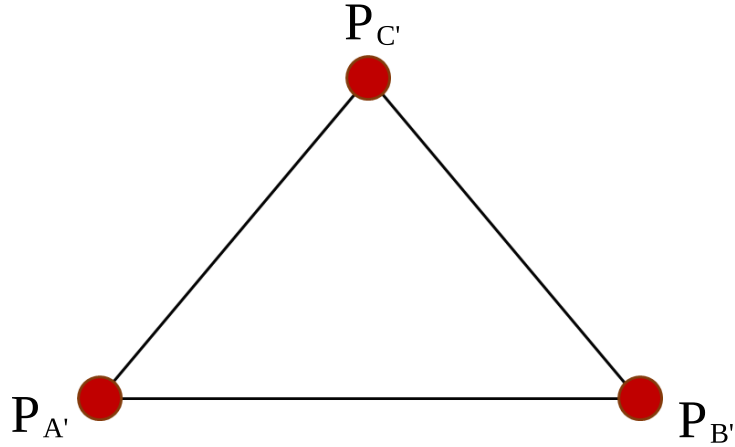


図 3.5: 三つの質点から構成される三角形

図 3.5 の三角形 $P_{A'}P_{B'}P_{C'}$ の面積 $S(\mathbf{r})$ は、式 (3.31) で表すことができる。

$$\begin{aligned} S(\mathbf{r}) &= \frac{1}{2} |\overrightarrow{P_{A'}P_{B'}} \times \overrightarrow{P_{A'}P_{C'}}| \\ &= \frac{1}{2} |(\mathbf{r}_{B'} - \mathbf{r}_{A'}) \times (\mathbf{r}_{C'} - \mathbf{r}_{A'})| \end{aligned} \quad (3.31)$$

質点 $P_{A'}$ 、 $P_{B'}$ 、 $P_{C'}$ の位置ベクトルをそれぞれ以下のように表す。

$$\mathbf{r}_{A'} = \begin{pmatrix} x_{A'} \\ y_{A'} \end{pmatrix}, \quad \mathbf{r}_{B'} = \begin{pmatrix} x_{B'} \\ y_{B'} \end{pmatrix}, \quad \mathbf{r}_{C'} = \begin{pmatrix} x_{C'} \\ y_{C'} \end{pmatrix} \quad (3.32)$$

質点 $P_{A'}$ について $\frac{\partial S(\mathbf{r})}{\partial \mathbf{r}}$ を計算すると、以下ようになる。

$$\frac{\partial S(\mathbf{r})}{\partial \mathbf{r}_{A'}} = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} \frac{\partial S(\mathbf{r})}{\partial x_{A'}} \\ \frac{\partial S(\mathbf{r})}{\partial y_{A'}} \end{pmatrix} \quad (3.33)$$

$$= \frac{1}{2} \begin{pmatrix} |y_{B'} - y_{C'}| \\ |x_{C'} - x_{B'}| \end{pmatrix} \quad (3.34)$$

従って、式 (3.34) より、質点 $P_{A'}$ に働く面積保存力 $\mathbf{f}_{sA'}$ は以下ようになる。

$$\mathbf{f}_{sA'} = \frac{1}{2} \kappa_s \left(\frac{S(\mathbf{r}) - S_0}{S_0^2} \right) \begin{pmatrix} |y_{B'} - y_{C'}| \\ |x_{C'} - x_{B'}| \end{pmatrix} \quad (3.35)$$

同様に、質点 $P_{B'}$ 、 $P_{C'}$ に働く面積保存力 $\mathbf{f}_{sB'}$ 、 $\mathbf{f}_{sC'}$ は以下ようになる。

$$\mathbf{f}_{sB'} = \frac{1}{2}\kappa_s \left(\frac{S(\mathbf{r}) - S_0}{S_0^2} \right) \begin{pmatrix} |y_{C'} - y_{A'}| \\ |x_{A'} - x_{C'}| \end{pmatrix} \quad (3.36)$$

$$\mathbf{f}_{sC'} = \frac{1}{2}\kappa_s \left(\frac{S(\mathbf{r}) - S_0}{S_0^2} \right) \begin{pmatrix} |y_{A'} - y_{B'}| \\ |x_{B'} - x_{A'}| \end{pmatrix} \quad (3.37)$$

3.3.4 係数の決定

第 3.3.2 節で述べた三角形は、エネルギー関数の係数 κ_s の値により、形状や面積の保存率が変化する。従って、舌組織の物性を反映した変形を行うため、適切な係数を設定する必要がある。

Lloyd ら [17] は、同一のメッシュ形状のバネ質点モデルと有限要素モデルについて、要素剛性行列を比較し、差の 2 乗が最小となるようバネ係数を決定する方法を提案している。

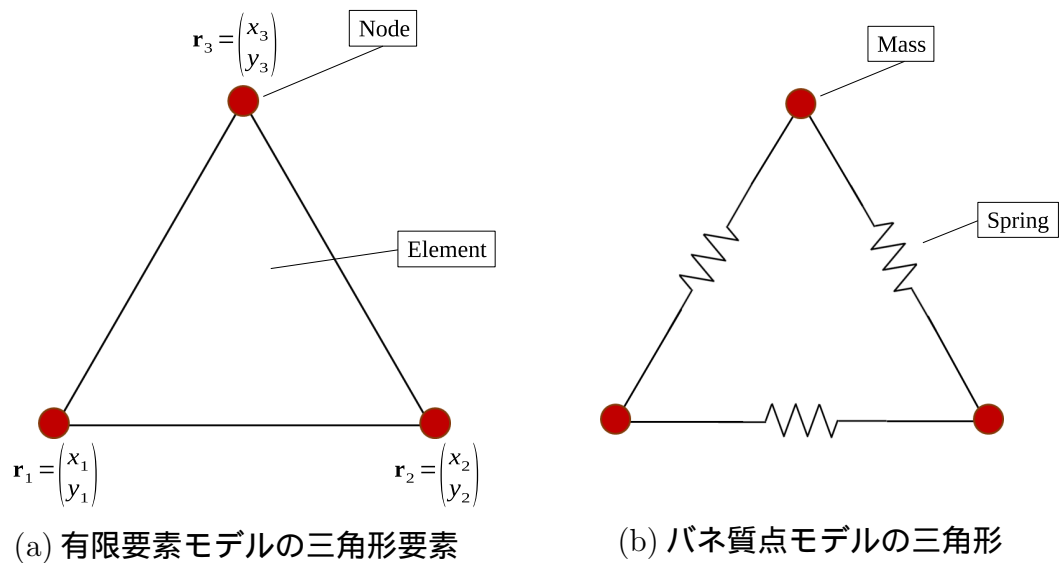


図 3.6: 有限要素モデルとバネ質点モデルの三角形

図 3.6 に示す三角形を考える。図 3.6(a) は有限要素モデルの三角形要素であり、(b) はバネ質点モデルにおける (a) と同一の形状の三角形である。図 3.6(a) の平面ひずみ状態の応力-ひずみ行列は、以下ようになる。

$$\boldsymbol{\sigma} = (D) \boldsymbol{\epsilon} \quad (3.38)$$

$$(D) = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{pmatrix} 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 \\ \frac{\nu}{1-\nu} & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \end{pmatrix} \quad (3.39)$$

また、ひずみ-変位行列は以下のようになる。

$$\boldsymbol{\epsilon} = (B) \mathbf{u} \quad (3.40)$$

$$(B) = \frac{1}{2S_0} \begin{pmatrix} y_2 - y_3 & 0 & y_3 - y_1 & 0 & y_1 - y_2 & 0 \\ 0 & x_3 - x_2 & 0 & x_1 - x_3 & 0 & x_2 - x_1 \\ x_3 - x_2 & y_2 - y_3 & x_1 - x_3 & y_3 - y_1 & x_2 - x_1 & y_1 - y_2 \end{pmatrix} \quad (3.41)$$

従って、要素剛性行列 K_{CST} は、以下の式で表される。

$$(K_{\text{CST}}) = S_0 (B)^T (D) (B) \quad (3.42)$$

次に、図 3.6(b) のバネ質点モデルの場合に、式 (3.42) に対応する剛性行列を考える。三つの質点とバネから構成される三角形の剛性行列 K_{MSM} は、Lloyd らにより以下のように定式化されている。

$$(K_{\text{MSM}}) = \begin{pmatrix} H_{1,2} + H_{1,3} & -H_{1,2} & -H_{1,3} \\ -H_{1,2} & H_{1,2} + H_{2,3} & -H_{2,3} \\ -H_{1,3} & -H_{2,3} & H_{1,3} + H_{2,3} \end{pmatrix} \quad (3.43)$$

$$H_{i,j} = \frac{k_{i,j}}{l_{i,j}^0} \begin{pmatrix} (x_i^0 - x_j^0)^2 & (x_i^0 - x_j^0)(y_i^0 - y_j^0) \\ (y_i^0 - y_j^0)(x_i^0 - x_j^0) & (y_i^0 - y_j^0)^2 \end{pmatrix} \quad (3.44)$$

次に、 \mathbf{r} の関数 $C(\mathbf{r})$ が最小となるように、保存力 \mathbf{f}_c を加える場合を考える。 $C(\mathbf{r})$ の変化に伴うポテンシャルエネルギー関数を $\frac{1}{2}\kappa_c C(\mathbf{r})^2$ と定義すると、保存力 \mathbf{f}_c は以下のようになる。

$$\mathbf{f}_c = \kappa_c \frac{\partial C(\mathbf{r})}{\partial \mathbf{r}} \quad (3.45)$$

保存力 \mathbf{f}_c に関する剛性行列 K_C は、Lloyd らにより以下のように定式化されている。

$$(K_C) = \begin{pmatrix} K_{1,1} & K_{1,2} & K_{1,3} \\ K_{2,1} & K_{2,2} & K_{2,3} \\ K_{3,1} & K_{3,2} & K_{3,3} \end{pmatrix} \quad (3.46)$$

$$K_{i,j} = \kappa_C \left(\frac{\partial C(\mathbf{r})}{\partial \mathbf{r}_i} \frac{\partial C(\mathbf{r})^T}{\partial \mathbf{r}_j} + \frac{\partial^2 C(\mathbf{r})}{\partial \mathbf{r}_i \partial \mathbf{r}_j} C(\mathbf{r}) \right) \quad (3.47)$$

$C(\mathbf{r})$ が平衡状態で 0 となるように与えられている場合は、式 (3.47) の第 2 項は 0 である。 $C(\mathbf{r})$ として $\frac{S(\mathbf{r}) - S_0}{S_0}$ を与えるので、式 (3.47) の第 2 項は 0 である。従って、式 (3.47) は以下ようになる。

$$K_{i,j} = \kappa_s \left(\left(\frac{S(\mathbf{r}) - S_0}{S_0} \right)^2 \frac{\partial S(\mathbf{r})}{\partial \mathbf{r}_i} \frac{\partial S(\mathbf{r})^T}{\partial \mathbf{r}_j} \right) \quad (3.48)$$

式 (3.42)、式 (3.43)、式 (3.46) より、以下のように表される δ を考える。

$$\delta = \sum_{p,q} \left\{ \left(K_{\text{CST}} \right)_{p,q} - \left(K_{\text{MSM}} \right)_{p,q} - \left(K_C \right)_{p,q} \right\}^2 \quad (3.49)$$

式 (3.49) において p, q は行列の p 行 q 列目成分を表す。 δ は k と κ_s についての 2 次式となるので、最小二乗法を用いて δ が最小となる k と κ_s を求めることができる。

本節で述べた方法で係数 k 、 κ_s を決定することにより、舌断面の平面ひずみ状態における変形を表現可能となる。平面ひずみ状態は、平面の法線方向への変位が 0 であることを仮定している。従って、舌の矢状断面を二次元モデル化することで、運動時に側方への変位が非常に小さい運動は表現可能である。精度の高いシミュレーションを行うためには三次元モデルの構築が必要であるが、本研究で提案するモデルは二次元、三次元ともに同一の理論に基づいて構築可能であるため、二次元モデルの実装により三次元モデルへの応用が可能となる。従って、本研究では二次元モデルを採用する。

第4章 舌モデルの評価

構築したモデルの妥当性を確認するための評価実験として、本研究では母音調音運動のシミュレーションを行う。本章では、モデルの実装と、母音調音運動シミュレーションの結果について述べる。

4.1 モデルの実装

本研究では、図 4.1 に示すように、舌の正中矢状断面を二次元バネ質点モデルにより表現する。

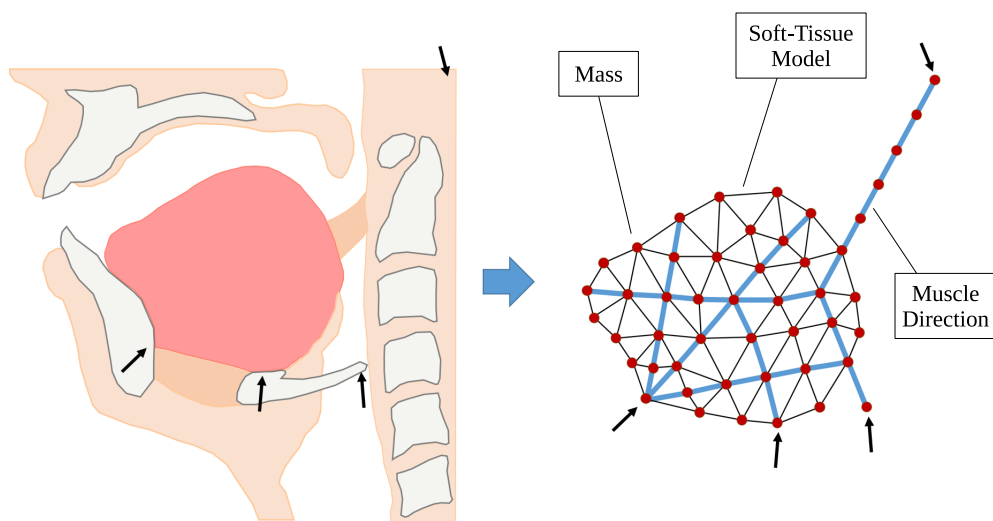


図 4.1: 舌の二次元モデル

舌の正中矢状断面のMR画像をもとに、質点を配置する。各質点は、第3.2.2節で述べた、粘弾性を表現する軟組織モデルにより接続されている。図4.1において質点を接続する線分のうち、青色で示した線分は筋の走行方向に沿っている。運動時に収縮する筋に相当する線分に第3.2.1節で述べた筋モデルを配置し張力を与えることで、筋の収縮を表現する。また、図4.1中に矢印で示した位置は、舌筋が骨と結

合している位置であるため、質点が固定されている。舌組織の非圧縮性を表現するため、モデルの変形時に面積が保存される必要がある。本モデルでは、三つの質点を互いに接続して三角形を作り、第 3.3.3 節で述べた方法によって三角形の面積保存を行うことで、組織の非圧縮性を表現する。

構築したモデルは、筋が発生する張力を入力として、各質点の変位を出力とする。従って、出力の妥当性を評価するためには、舌の運動時の形状を定量化したデータとの比較が必要である。第 2.2 節で述べた Takano らの論文 [7] において、日本語母音の調音運動時の舌の形状が、各舌筋の筋長を用いて定量化されている。本研究では、モデルの変形の妥当性を定量的に評価するため、Takano らによる筋長計測データを用いる。

図 4.2(a) に示す Takano らによる MR 画像をもとに、二次元舌モデルを実装した。図 4.2(b) に実装したモデルを示す。

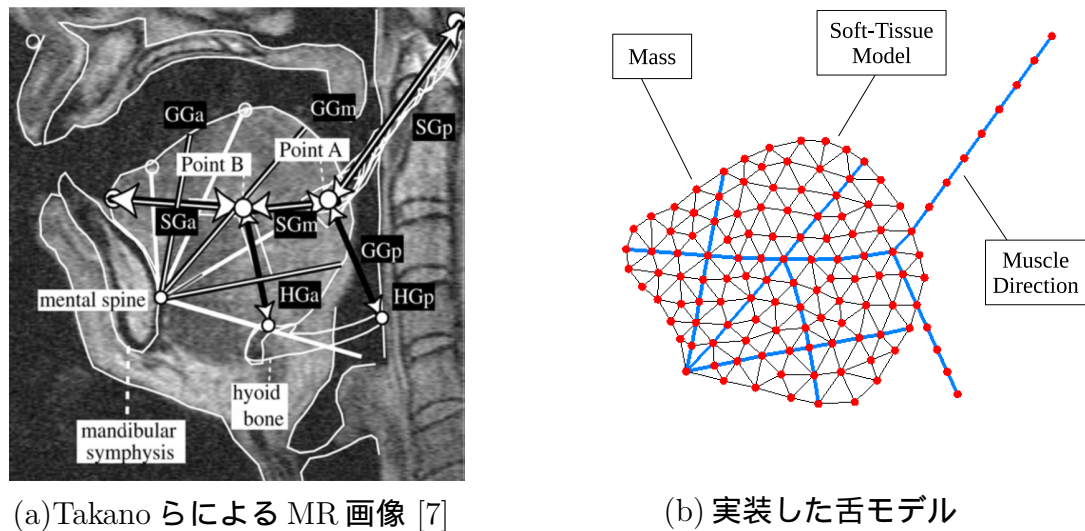
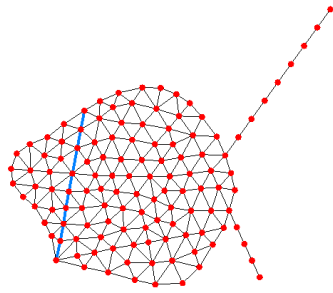


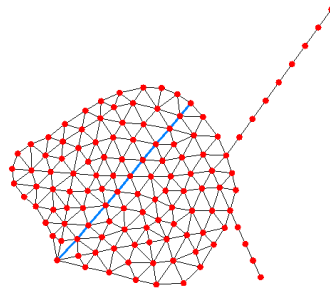
図 4.2: MR 画像に基づく二次元舌モデル

モデルの質点数は 123 個であり、188 個の三角形を構成している。図 4.2(a) では、舌筋が計八つの部位に区分されており、各部位ごとに長さが定義されている。オトガイ舌筋前、中、後部 (GGa、GGm、GGp) の長さを定義する線分は、図 4.2(a) 中に黒縁の白線で示されている。また、茎突舌筋前、中、後部 (SGa、SGm、SGp) の長さは白色の矢印で、舌骨舌筋前、後部 (HGa、HGp) の長さは黒色の矢印で、それぞれ示されている。実装したモデルでは、(a) において筋長を定義した線を、各筋を代表する位置と方向を持つ線と仮定して、線に沿って筋を配置している。図 4.3 に、モデルの舌筋の配置を示す。

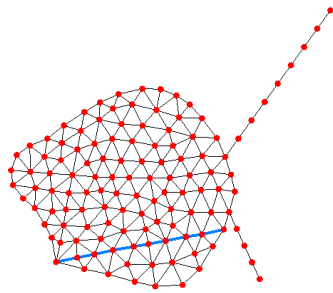
図 4.3 中に青色で示した部位が各筋に相当する。また、各筋の両端の質点間の距離が、Takano らが測定した各筋の筋長に相当する。



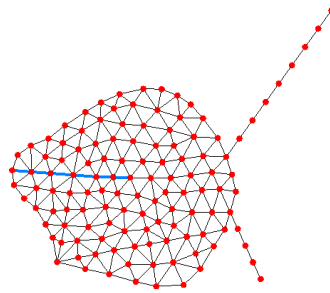
(a) オトガイ舌筋前部 (GGa)



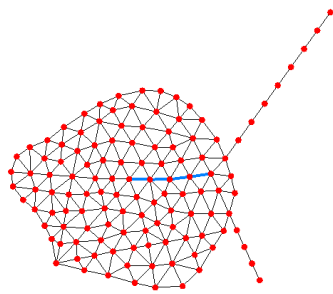
(b) オトガイ舌筋中部 (GGm)



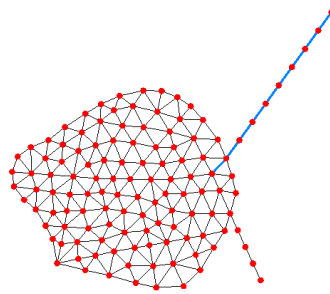
(c) オトガイ舌筋後部 (GGp)



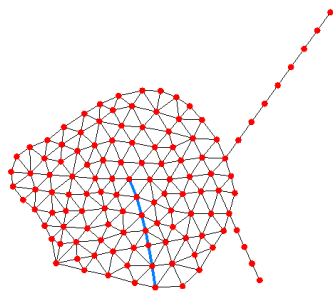
(d) 茎突舌筋前部 (SGa)



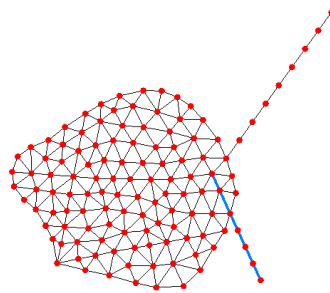
(e) 茎突舌筋中部 (SGm)



(f) 茎突舌筋後部 (SGp)



(g) 舌骨舌筋前部 (HGa)



(h) 舌骨舌筋後部 (HGp)

図 4.3: 舌筋の配置

4.1.1 モデルのパラメータ

表 4.1 に、本研究で用いる舌組織の物性値を示す。

表 4.1: 舌の物性値 [6]

密度 ρ [kg/m ³]	1.0×10^3
ヤング率 E [N/m ²]	6.9×10^3
粘性抵抗 η [N · s/m ²]	3.0×10^3
ポアソン比 ν	0.49

三つの質点から構成される三角形の面積は全て等しいと仮定して、各質点の質量 m を以下の式に従って決定する。

$$m = \frac{\rho S_t}{N_t} \quad (4.1)$$

ρ は舌組織の密度、 S_t は全ての三角形の面積の和、 N_t は三角形を構成する質点数である。表 4.1 より $\rho = 1.0 \times 10^3$ kg/m³ であり、 $S_t = 2.46 \times 10^{-3}$ m²、 $N_t = 111$ であった。従って、各質点の質量は 2.2×10^{-4} kg となった。軟組織モデルのバネ係数 k 、面積保存力の係数 κ_s は、第 3.3.4 節で述べた方法により決定した。三角形の一辺の長さとして、質点を接続する線分の長さの平均値を用いた。筋モデルのバネ Q1 のバネ係数 k_1 は、軟組織モデルのバネ係数と同じ値に設定した。バネ Q2 のバネ係数 k_2 は、シミュレーションの発散を防ぐため、 $k_2 \geq b$ となるよう設定する必要があったため、条件内での最低値に設定した。

実装したモデルのパラメータを、表 4.2 に示す。

表 4.2: 軟組織モデルのパラメータ

軟組織モデルのバネ係数 k [N/m]	2.67×10^3
軟組織モデルの粘性係数 b [N · s/m]	3.0×10^3
面積保存力の係数 κ_s [kg · m ² · s ⁻²]	1.46×10^3
筋モデルのバネ係数 k_1 [N/m]	2.67×10^3
筋モデルのバネ係数 k_2 [N/m]	3.0×10^3
筋モデルの粘性係数 b_{cc} [N · s/m]	3.0×10^3

4.2 質点の運動計算

本研究では、質点の運動方程式を差分化して数値的に解き、質点の変位を求める。安定した数値解を得るため、差分化の方法として Velocity Verlet 法を用いる。

時刻 $n\Delta t$ における質点の位置を \mathbf{r}_n 、速度を \mathbf{v}_n 、質点に働く力を \mathbf{F}_n とする。時刻 $(n+1)\Delta t$ における質点の位置を、以下の式のように更新する。

$$\mathbf{r}_{n+1} = \mathbf{r}_n + \mathbf{v}_n\Delta t + \frac{1}{2} \frac{\mathbf{F}_n}{m} (\Delta t)^2 \quad (4.2)$$

次に、式 (4.2) で求めた位置について質点に働く力を計算し、 \mathbf{F}_{n+1} とする。時刻 $(n+1)\Delta t$ における質点の速度を、 \mathbf{F}_{n+1} を用いて以下の式のように更新する。

$$\mathbf{v}_{n+1} = \mathbf{v}_n + \frac{1}{2} \frac{\mathbf{F}_n + \mathbf{F}_{n+1}}{m} \Delta t \quad (4.3)$$

以上の手順を時間 Δt ごとに繰り返すことで、質点の位置の変化を計算する。本研究では、 Δt を 5.0×10^{-6} s とした。

4.3 シミュレーション方法

4.3.1 シミュレーションの実装

シミュレーションの実装に用いたコンピュータの仕様を表 4.3 に示す。

表 4.3: コンピュータの仕様

CPU	Intel Core i3-3217U
メモリ	8.00GB
グラフィックボード	Intel HD Graphics 4000
OS	ubuntu13.04 64bit

4.3.2 シミュレーション手順

実装した舌モデルの変形の妥当性を検証するため、母音生成運動のシミュレーションを行う。Takano らの筋長測定データを、表 4.4 に示す。表 4.4 において、左は被験者 ‘S1’ ~ ‘S4’ の各母音調音時の筋長 (mm) であり、右は各筋の筋長の最大値を 100.0 としたときの割合 (%) である。

表 4.4: 筋長測定データ [7]

The changes of the muscle length for each vowel in the four subjects		GGa	GGm	GGp	SGp	SGm	SGa	HGa	HGp	GGa	GGm	GGp	SGp	SGm	SGa	HGa
S1	/i/	47	49	49	51	28	42	38	30	100.0	84.5	90.7	92.7	100.0	84.0	97.4
	/e/	44	51	49	55	28	39	39	28	93.6	87.9	90.7	100.0	100.0	78.0	100.0
	/a/	34	57	51	49	20	50	34	34	72.3	98.3	94.4	89.1	71.4	100.0	87.2
	/o/	33	58	54	47	22	49	30	32	70.2	100.0	100.0	85.5	78.6	98.0	76.9
	/u/	47	55	50	52	23	38	35	31	100.0	94.8	92.6	94.5	82.1	76.0	89.7
S2	/i/	51	56	40	60	28	42	40	31	100.0	84.8	75.5	100.0	87.5	95.5	95.2
	/e/	48	56	47	60	29	42	38	29	94.1	84.8	88.7	100.0	90.6	95.5	90.5
	/a/	41	62	53	59	23	44	33	35	80.4	93.9	100.0	98.3	71.9	100.0	78.6
	/o/	41	66	50	57	22	43	37	35	80.4	100.0	94.3	95.0	68.8	97.7	88.1
	/u/	46	60	45	59	32	42	42	31	90.2	90.9	84.9	98.3	100.0	95.5	100.0
S3	/i/	50	53	43	43	28	36	35	28	100.0	89.8	74.1	100.0	100.0	97.3	100.0
	/e/	44	55	50	42	27	37	32	28	88.0	93.2	86.2	97.7	96.4	100.0	91.4
	/a/	46	58	58	39	21	35	27	33	92.0	98.3	100.0	90.7	75.0	94.6	77.1
	/o/	46	59	58	39	22	32	27	35	92.0	100.0	100.0	90.7	78.6	86.5	77.1
	/u/	50	59	48	42	25	35	33	30	100.0	100.0	82.8	97.7	89.3	94.6	94.3
S4	/i/	47	59	45	46	32	43	28	31	97.9	89.4	72.6	97.9	100.0	91.5	100.0
	/e/	48	56	53	47	32	43	25	28	100.0	84.8	85.5	100.0	100.0	91.5	89.3
	/a/	34	62	62	47	28	47	22	22	70.8	93.9	100.0	100.0	87.5	100.0	78.6
	/o/	35	66	59	46	28	45	23	25	72.9	100.0	95.2	97.9	87.5	95.7	82.1
	/u/															

一方、実装したモデルにおいて、各筋の両端の質点間の距離により定義した筋長を、表 4.5 に示す。図 4.2(a) の MR 画像の縮尺が不明であったため、実装したモデルの筋長を、Takano らの筋長測定データと直接比較することはできない。従って、モデルの筋長と測定データの双方を、オトガイ舌筋前部 (GGa) の筋長を 1.00 としたときの他の筋長の比に置き換え、比較を行った。比較の結果、モデルと最も近い各筋長の比を持つデータは、被験者 ‘S2’ の母音 /u/ 調音時のデータであったため、以降は本モデルの初期形状を被験者 ‘S2’ の母音 /u/ 調音運動時の形状であると仮定してシミュレーションを行う。表 4.6 に、モデルの筋長比と、被験者 ‘S2’ の母音 /u/ 調音時の筋長比を示す。

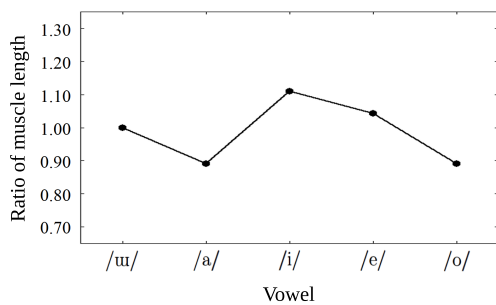
表 4.5: モデルの筋長

GGa(mm)	42.7
GGm(mm)	57.8
GGp(mm)	47.9
SGp(mm)	56.3
SGm(mm)	23.0
SGa(mm)	33.2
HGa(mm)	31.0
HGp(mm)	32.9

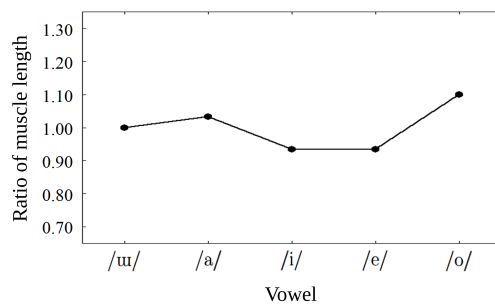
表 4.6: 筋長の割合の比較

	モデルの筋長の比	‘S2’ の /u/ 調音時の筋長の比
GGa	1.00	1.00
GGm	1.35	1.30
GGp	1.12	0.98
SGp	1.32	1.28
SGm	0.54	0.70
SGa	0.78	0.91
HGa	0.72	0.91
HGp	0.77	0.67

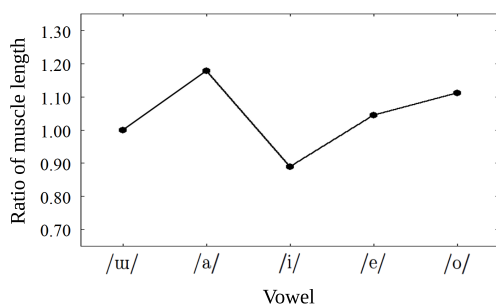
被験者 ‘S2’ について、各母音調音運動時の各筋長の変化を図 4.4 に示す。縦軸は母音 /u/ 調音運動時の各筋長を 1.00 としたときの割合である。



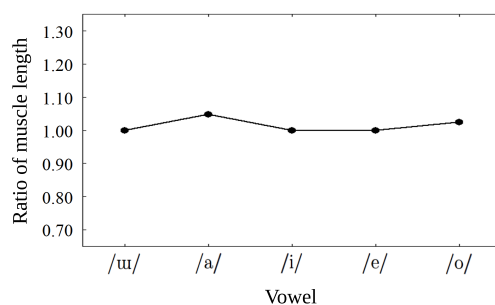
(a) オトガイ舌筋前部 (GGa)



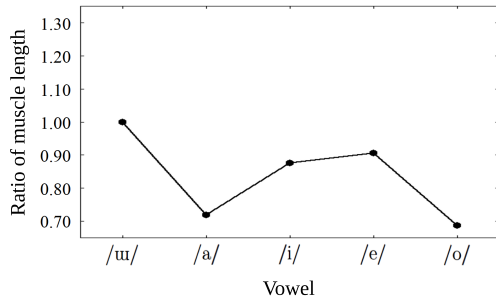
(b) オトガイ舌筋中部 (GGm)



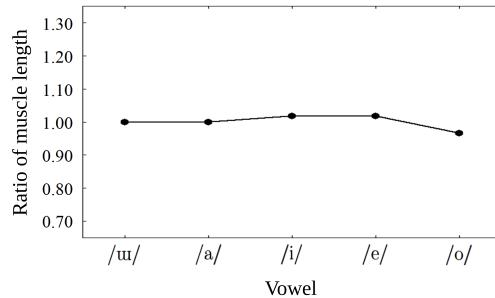
(c) オトガイ舌筋後部 (GGp)



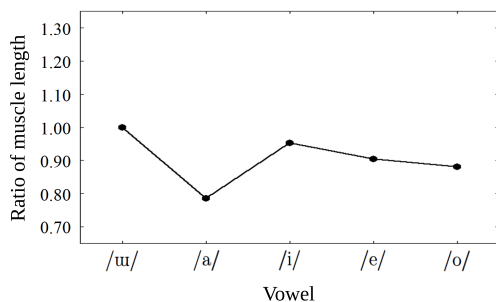
(d) 茎突舌筋前部 (SGa)



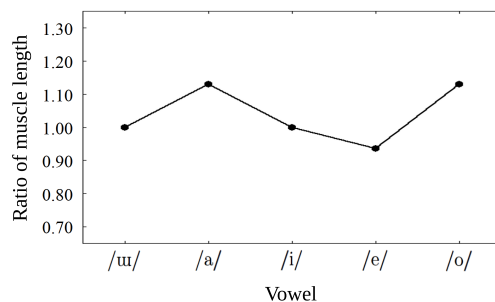
(e) 茎突舌筋中部 (SGm)



(f) 茎突舌筋後部 (SGp)



(g) 舌骨舌筋前部 (HGa)



(h) 舌骨舌筋後部 (HGp)

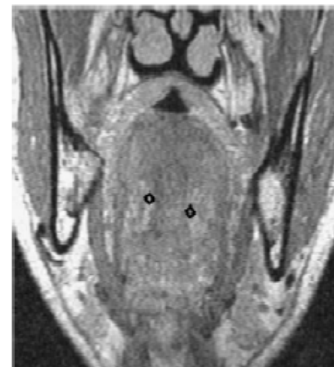
図 4.4: 各舌筋の筋長の変化 [7]

各母音調音運動時の各舌筋の長さ変化に基づいて筋モデルに張力を与えることで、母音調音運動時の舌形状のシミュレーションを行う。モデルの初期形状である被験者‘S2’の/u/調音運動時と比較して、筋長が減少している筋が張力を発生している筋であると仮定する。張力を発生している筋の長さの比が、計測データの筋長の比と一致するよう張力を与えた際に、張力を発生していない筋の長さの比をシミュレーションと計測データとの間で比較することで、モデルの変形の妥当性を考察する。

本モデルは、舌の正中矢状断面が平面ひずみ状態であることを仮定している。従って、正中付近で舌の側方への変位が0であることを仮定しており、側方への変位が小さい運動がシミュレーション対象として適している。Takanoらは、図4.5(a)の白線で囲んだ舌内部の動脈から、図4.5(b)に黒丸で示した二つの特徴点を定義し、母音調音運動時の正中付近の舌組織の側方への伸縮を特徴点間の直線距離により評価している。図4.6はTakanoらによる特徴点間の距離の測定結果であり、モデルの初期形状である母音/u/調音運動時と比較して、側方への変位が最も小さいのは母音/a/調音運動であることが分かる。従って、母音/a/調音運動のシミュレーションを行う。



(a) 矢状面における特徴点



(b) 冠状面における特徴点

図 4.5: 特徴点の定義 [7]

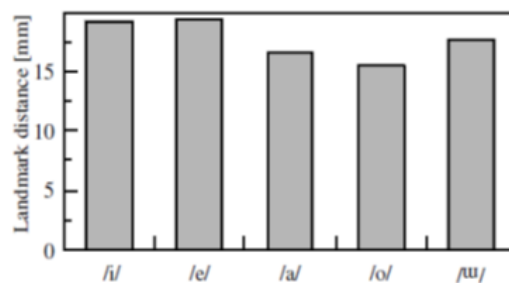


図 4.6: 特徴点間の直線距離 [7]

4.4 シミュレーション結果

4.4.1 母音/a/調音運動シミュレーション

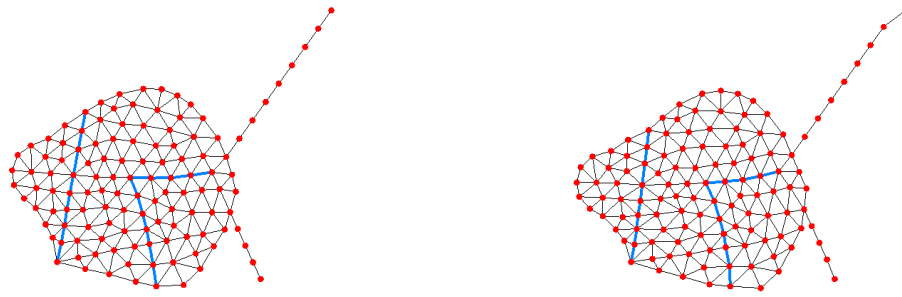
図4.4より、母音/a/調音運動時においては、母音/u/調音運動時と比較して、GGp、SGm、HGaの筋長が減少している。従って、本シミュレーションではGGa、SGm、HGaが張力を発生していると仮定し、GGa、SGm、HGaに属する筋モデルを収縮させる。図3.2に示した筋モデルの収縮要素に張力を与えることで、筋の収縮を行う。母音/a/調音運動時のGGaの筋長を1.00とした時の各筋長の比を、表4.7に示す。表4.7より、GGa、SGm、HGaの比が1.00 : 0.56 : 0.80となるよう張力を与える必要がある。GGa、SGm、HGaに属する筋モデルの収縮要素に、任意に張力を与え、シミュレーションが収束した際の筋長の比を調べる操作を繰り返した結果、以下の張力の組み合わせで、GGa : SGm : HGa = 1.00 : 0.56 : 0.80となった。

- GGa: 12.0 N
- SGm: 11.5 N
- HGa: 4.5 N

上記の張力を与えた際の筋長の比を、/a/調音運動時の筋長の比と比較する。シミュレーションの結果、図4.7に示す変形が生じた。最も変形が観察しやすい舌先端部分を拡大し、図4.8に示す。また、筋長の割合の比較結果を表4.8に示す。各筋の筋長の変化について、計測データとシミュレーション結果の比較を図4.9に示す。縦軸は/u/調音運動時の各筋長を1.00としたときの割合である。

表 4.7: /a/調音運動時の筋長の比

GGa	1.00
GGm	1.51
GGp	1.29
SGp	1.44
SGm	0.56
SGa	1.07
HGa	0.80
HGp	0.85



(a) $t = 0.0 \text{ s}$

(b) $t = 3.0 \text{ s}$

図 4.7: モデル全体の形状の変化



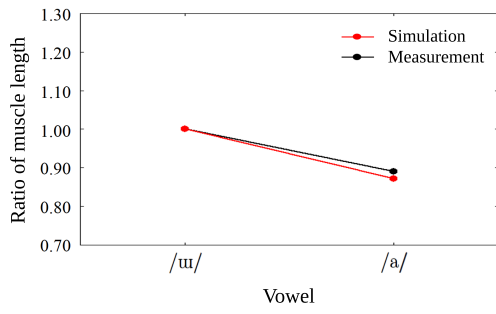
(a) $t = 0.0 \text{ s}$

(b) $t = 3.0 \text{ s}$

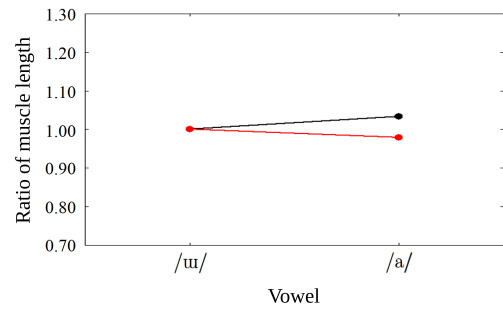
図 4.8: 舌先端部の形状の変化

表 4.8: 筋長の割合の比較

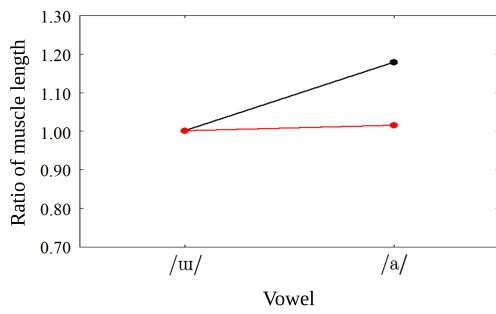
	/a/ 調音運動時の筋長の比	シミュレーションにおける筋長の比
GGa	1.00	1.00
GGm	1.51	1.52
GGp	1.29	1.31
SGp	1.44	1.54
SGm	0.56	0.56
SGa	1.07	0.97
HGa	0.80	0.80
HGp	0.85	0.91



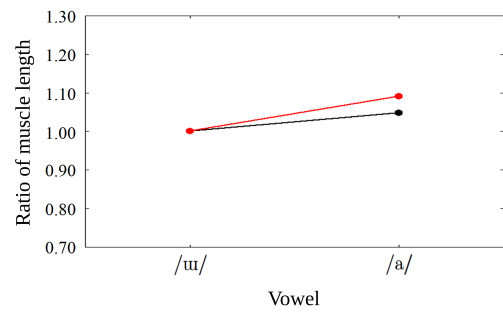
(a) オトガイ舌筋前部 (GGa)



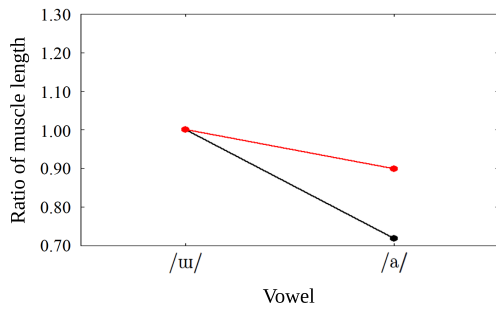
(b) オトガイ舌筋中部 (GGm)



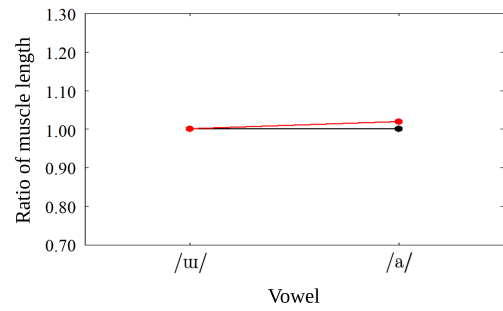
(c) オトガイ舌筋後部 (GGp)



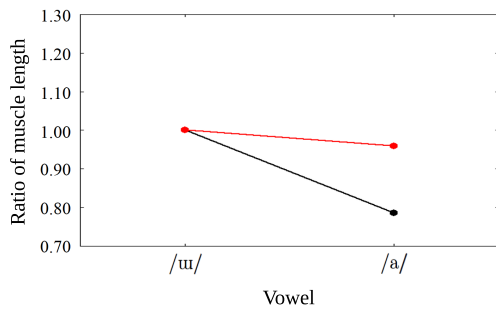
(d) 茎突舌筋前部 (SGa)



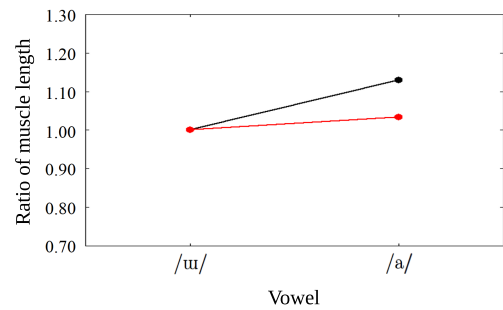
(e) 茎突舌筋中部 (SGm)



(f) 茎突舌筋後部 (SGp)



(g) 舌骨舌筋前部 (HGa)



(h) 舌骨舌筋後部 (HGp)

図 4.9: 各舌筋長の変化の比較

4.4.2 考察

表 4.8、図 4.9 のシミュレーション結果において、張力を発生している筋 GGa、SGm、HGa 以外の筋長の比を、Takano らによる計測データと比較した。

オトガイ舌筋中部 (GGm) は、母音 /u/ 調音運動時と比較してわずかに短縮し、計測データと一致していない。しかし、GGa に対する筋長の比は計測データとよく一致する。オトガイ舌筋後部 (GGp) は、母音 /u/ 調音運動時と比較して伸長する点で計測データと一致しており、GGa に対する筋長の比も計測データとよく一致する。茎突舌筋前部 (SGa) は、/u/ 調音運動時と比較して伸長する点で計測データと定性的に一致する結果が得られたが、GGa に対する筋長の比の値は一致していない。また、茎突舌筋後部 (SGp) は筋長の変化が非常に小さい点で計測データと一致しているが、GGa に対する筋長の比の値は一致していない。舌骨舌筋後部 (HGp) は、筋長が増加する点で計測データと定性的に一致する結果が得られたが、GGa に対する筋長の比の値は一致していない。

SGa、SGp、HGp に関するシミュレーションと計測データとの差の原因として、初期形状の不一致が考えられる。本研究ではモデルの初期形状が被験者 'S2' の /u/ 調音時の形状であると仮定してシミュレーションを行った。しかし、表 4.6 に示したように、モデルの初期形状と被験者 'S2' の /u/ 調音時の形状は完全に一致しておらず、各筋長の比に最大で 22.9% の差がある。また、SGa の GGa に対する比は、モデル初期形状の方が 'S2' の /u/ 調音時の形状より小さい値であるのに対し、SGp と HGp の GGa に対する比は、モデル初期形状の方が 'S2' の /u/ 調音時の形状より大きい値となっている。シミュレーション結果においても、SGa の GGa に対する比は実測データより小さく、SGp と HGp の GGa に対する比は実測データより大きいという傾向は変化しておらず、初期形状の不一致がシミュレーション結果に影響したものと考えられる。

また、HGp と SGp については、一端が固定された直線状の筋として実装を行ったが、収縮時に不自然な屈曲を生じる場合があり、正しい筋張力を発揮できていない可能性がある。

第5章 おわりに

本研究では、舌の二次元モデルを構築し、母音の調音運動のシミュレーションを行った。能動的に張力を発生する筋と、受動的に粘弾性力を発生する軟組織を表現するモデルによって質点を接続し、舌モデルを構築した。また、モデルの面積の変化に対してポテンシャルエネルギーを定義し、仮想仕事の原理に基づいてエネルギーを最小にする変形を行うことで、舌組織の非圧縮性を表現した。先行研究において母音の調音運動時の MR 画像から測定された筋長のデータから、モデルの筋が発生する張力を推定して与え、舌の母音調音運動時の変形のシミュレーションを行った。変形時のモデルシミュレーションの結果を、先行研究の測定データと比較したところ、定性的に一致するデータが得られた。本研究のモデルを発展させることにより、口腔機能の制御において舌が果たす役割をより詳細に解明することが可能になると考えられる。

謝 辞

本研究は、大阪大学基礎工学部で行ったものである。

本研究を行うにあたり、研究テーマの選定から本論文の添削指導にいたるまで多大なるご指導を頂きました、大阪大学 大学院基礎工学研究科 大城理教授に深く感謝するとともに、篤く御礼を申し上げます。担当教員として、研究の方向性や論文の執筆に関する熱心なご指導に加え、初歩的なプログラミングのコツから、研究の進め方や関連研究の調査方法等、生きた知識をご教授いただきました、大阪大学 大学院基礎工学研究科 井村誠孝准教授に深くお礼を申し上げます。また、日頃から親身になって接していただき、研究のみならず日々の生活についても様々なアドバイスを頂きました、大阪大学 大学院基礎工学研究科 浦西友樹助教に心よりお礼を申し上げます。また、研究に対する熱心な姿勢など、多くのことを学ばせて頂きました、大阪大学 大学院基礎工学研究科 吉元俊輔助教に深く感謝致します。研究の方向性を模索していた時に助言を下さり、度々進捗状況を気にかけてくださいました大阪大学 サイバーメディアセンター 黒田嘉宏准教授に心より感謝致します。

また、普段の研究室生活において様々なアドバイスを頂きました大城研究室の先輩方である三宅正夫氏、高畑裕美氏、井手口裕太氏、籾岡亮氏、松崎成敏氏、横畑亮輔氏、團原佑壮氏、長坂信吾氏、中藤寛己氏、豆野裕信氏、和田章宏氏に感謝致します。

また、助け合い、励まし合い、議論を交わし合い、互いに切磋琢磨してきた同期の上西健太氏、川口純輝氏、瀧澤洸氏、永田一真氏、藤浪明成氏、古澤大樹氏、脇田卓氏、研究生の Rodrigues Victor MATSUGUMA 氏に感謝致します。

参考文献

- [1] Henry Gray. *Anatomy of the Human Body*, pp. 1129–1130. Lea and Febiger, Philadelphia, 1918.
- [2] Gerard J. Tortora. トートラ解剖学, pp. 311–314. 丸善株式会社, 東京, 2006.
- [3] 小川鼎三, 細川宏. 解剖学 3 感覚器官, 内臓学. 金原出版株式会社, 東京, 1980.
- [4] Ronald J. Baskin and Paul J. Paolini. Muscule volume change. *The Journal of General Physiology*, Vol. 49, pp. 387–404, 1966.
- [5] Thomas Baer, Peter J. Alfonso, and Kiyoshi Honda. Electromyography of the tongue muscles during vowels in /apvp/ environment. *Annual Bulletin Research Institute of Logopedics and Phoniatics*, No. 22, pp. 7–19, 1988.
- [6] 藤田覚. 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. PhD thesis, 北陸先端科学技術大学院大学, 2008.
- [7] Sayoko Takano and Kiyoshi Honda. An MRI analysis of the extrinsic tongue muscles during vowel production. *Speech Communication*, Vol. 49, No. 1, pp. 49–58, 2007.
- [8] 三好俊郎. 有限要素法入門, pp. 3–7. 培風館, 東京, 2003.
- [9] Gaizka San-Vicente, Iker Aguinaga, and Juan Tomás Celigüeta. Cubical mass-spring model design based on tensile deformation test and nonlinear material model. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol. 18, No. 2, pp. 228–241, 2012.
- [10] 河合裕文, 松宮雅俊, 佐藤哲, 山澤一誠, 竹村治雄, 横矢直和. 弾性体のバネモデルの疎密表現による計算削減手法. 日本バーチャルリアリティ学会第5回大会論文集, pp. 229–232, 2000.

- [11] 宮崎慎也, 吉田俊介, 安田孝美, 横井茂樹. 局所形状保持に基づく仮想弾性物体モデルの提案. 電子情報通信学会論文誌, Vol. J82-A, No. 7, pp. 1148–1115, 1999.
- [12] Matthias Teschn, Bruno Heidelberger, Matthias Müller, and Markus Gross. A versatile and robust model for geometrically complex deformable solids. In *Proceedings of Computer Graphics International*, No. 4, pp. 312–319, 2004.
- [13] Yohan Payan and Pascal Perrier. Synthesis of V-V sequences with a 2D biomechanical tongue model controlled by the Equilibrium Point Hypothesis. *Speech Communication*, Vol. 22, pp. 185–205, 1997.
- [14] 平井啓之, 党建武, 本多清志. 舌と喉頭との相互作用を考慮した発話器官の生理学的モデル. 日本音響学会誌, Vol. 51, No. 12, pp. 918–928, 1995.
- [15] David A. Winter. バイオメカニクス 人体運動の力学と制御. ラウンドフラット, 東京, 2011.
- [16] 有光隆. はじめての固体力学-弾性, 塑性, 粘弾性-. 講談社, 東京, 2010.
- [17] Bryn A. Lloyd, Gábor Székely, and Matthias Harders. Identification of spring parameters for deformable object simulation. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol. 13, No. 5, pp. 1081–1094, 2007.