

舌の粘弾性モデルの実装とシミュレーションの実際*

松崎博季 (北海学園大・工), 高野佐代子 (RWTH アーヘン工科大・大学病院),
元木邦俊 (北海学園大・工)

1 はじめに

慣性項を考慮した有限要素法を用いた舌や唇などの連続粘弾性体により構成される発話器官のモデルが Reiner Wilhelms-Tricarico により提案されている [1]。このモデルには圧縮性に関わるパラメータが存在し、シミュレーションの際に問題が生じる可能性がある。そこで簡単な形状モデルを用いてその変数と非圧縮性との関係の調査を行った結果を報告する。

2 舌の粘弾性モデルの実装

文献 [1] の舌モデルでは、以下に示すように、舌が生体力学的に詳細にモデル化されている。

- 舌は軟組織からなる粘弾性連続体であると仮定する
- 変形を常微分方程式の非線型 2 次制約系を解くことにより計算する
- 方程式の解法には有限要素法を使用する
- 要素毎に筋繊維の方向、収縮力を与える
- 各筋肉の張力の割合を変化させることにより調音運動を実現する

モデル化に際して、有限要素法に適應するために以下の簡単化が行なわれている。(a) 舌の互いにかみ合う筋繊維において、個々の筋束をモデル化しない。そのかわり連続体は各空間方向を備え、各方向に引張り応力を独立して生成する。(b) 腺や脂肪のような非筋肉質の組織は等方性であると仮定する。(c) 神経繊維や血管を無視する。(d) 音声調音器官内の軟らかい組織は高い割合で水を含んでいるので非圧縮性であると仮定する。

2.1 レート方程式の有限要素法への定式化例

文献 [1] では、以下のレート方程式を有限要素法で定式化し、シミュレーションに使用している。

$$\begin{aligned} & \int_{\partial\Omega} \mathbf{Z} \cdot \dot{\mathbf{w}} d(\partial\Omega) + \int_{\Omega} \mathbf{b}^0 \cdot \dot{\mathbf{w}} d\Omega \\ &= \int_{\Omega} \mathbf{P} : \nabla \dot{\mathbf{w}} d\Omega + \int_{\Omega} \rho_0 \ddot{\mathbf{u}} \cdot \dot{\mathbf{w}} d\Omega \end{aligned} \quad (1)$$

ここで、 Ω は解析領域、 $\partial\Omega$ はその境界、 ρ_0 は質量密度、 $\ddot{\mathbf{u}}$ は加速度場、 \mathbf{P} は第 1 ピオラ - キルヒホッフ応力テンソル、 \mathbf{b}^0 は重力などの外力、 $\dot{\mathbf{w}}$ は弾性体の変位速度場、 \mathbf{Z} は Pn (n は方線方向ベクトル) の置き換えである。記号 \cdot はテンソルの内積を意味する。

有限要素に 8 節点の 6 面体 1 次要素を用いて領域 Ω を要素分割し、基準要素への座標変換と 3 方向 3 点ガウス積分公式を用いると、式 (1) は各要素ごとに以下のように展開できる。

$$\begin{aligned} & \int_{\partial B_0} \mathbf{Z} \cdot \dot{\mathbf{w}} d(\partial B_0) \\ &= \sum_{K=1}^8 \sum_{g_1=1}^3 \sum_{g_2=1}^3 s_{g_1} s_{g_2} Z_i N_K J_s \dot{w}_i^K \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} & \int_{B_0} \mathbf{b}^0 \cdot \dot{\mathbf{w}} d B_0 \\ &= \sum_{K=1}^8 \sum_{g_1=1}^3 \sum_{g_2=1}^3 \sum_{g_3=1}^3 s_{g_1} s_{g_2} s_{g_3} b_i^0 N_K J \dot{w}_i^K \end{aligned} \quad (3)$$

$$\begin{aligned} & \int_{B_0} \mathbf{P} : \nabla \dot{\mathbf{w}} d B_0 \\ &= \sum_{K=1}^8 \sum_{g_1=1}^3 \sum_{g_2=1}^3 \sum_{g_3=1}^3 s_{g_1} s_{g_2} s_{g_3} \\ & \quad (P^{i1} \frac{\partial N_K}{\partial p_1} + P^{i2} \frac{\partial N_K}{\partial p_2} + P^{i3} \frac{\partial N_K}{\partial p_3}) J \dot{w}_i^K \end{aligned} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} & \int_{B_0} \rho_0 \ddot{\mathbf{u}} \cdot \dot{\mathbf{w}} d B_0 \\ &= \sum_{L=1}^8 \sum_{K=1}^8 \sum_{g_1=1}^3 \sum_{g_2=1}^3 \sum_{g_3=1}^3 s_{g_1} s_{g_2} s_{g_3} \\ & \quad \rho_0 N_L N_K J \ddot{u}_i^L \dot{w}_i^K \end{aligned} \quad (5)$$

ここで、 B_0 および ∂B_0 は領域 Ω を構成する一つの要素の領域および境界を示す。添字 i は i 軸方向成分であることを意味する。 s_{g_i} は積分点に対応する重み係数である。 J および J_s は要素領域およびその境界面に対応するヤコビアンである。 N は座標変換時の補間関数である。 p_i は実要素の座標である。

3 圧縮性に関わるパラメータの調査

文献 [1] では、第 1 ピオラ - キルヒホッフ応力テンソル \mathbf{P} を求める際に、各要素の体積の時間変化を制御するパラメータ τ が使用されているが、具体的な値は示されていない。そこで、 τ の値によって、シミュレーション結果がどのように変わるのかを調査した。

3.1 シミュレーションの概要

シミュレーションモデルとして、Fig. 1 に示す、一辺が 1 cm の二つの立方体を上下に並べた簡単な形状のモデルを用いた。底面は固定されている。筋繊維

* Implementation of visco-elastic model of tongue and practice of its simulation. by MATSUZAKI, Hiroki (Hokkai-Gakuen University), TAKANO, Sayoko (RWTH) and MOTOKI, Kunitoshi (Hokkai-Gakuen University)

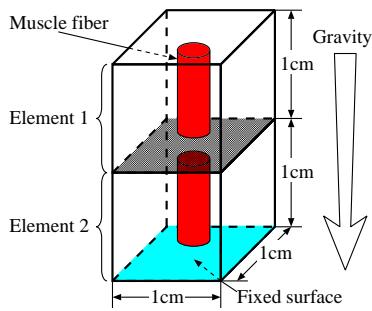


Fig. 1 Two cube model.

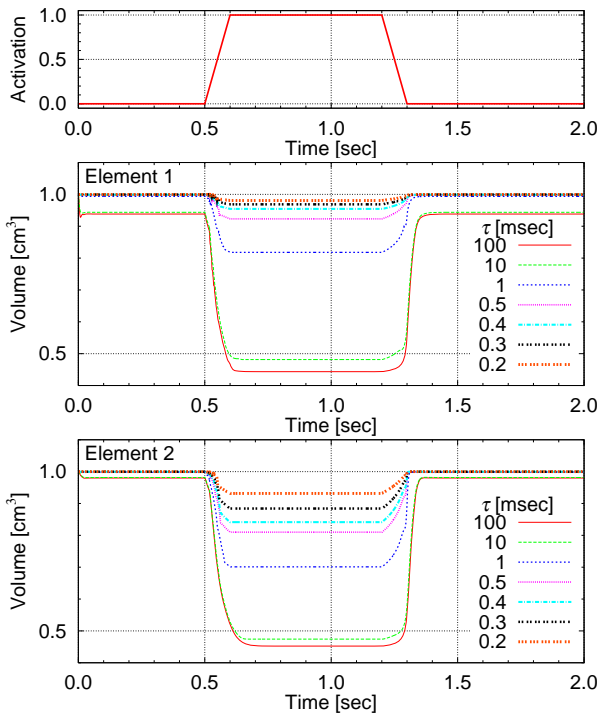


Fig. 2 Activation function (top), and volumes of element 1 (middle) and 2 (bottom).

はいずれも上下方向のみに存在する。筋活性化関数を Fig. 2 上段に示す。活性化関数が 0 の部分、すなわち時刻 0 sec から 0.5 sec, 1.3 sec から 2.0 sec の間は重力のみが働き、筋肉は活性化していない。筋張力の最大値は $2.2 \times \text{N/cm}^2$ とした。 τ は 100 msec から 10 分の 1 ごとに計算したが、 $\tau = 0.1 \text{ msec}$ では最後まで計算できずに終了したので、0.5 msec から 0.2 msec まで 0.1 msec ずつ値を小さくして計算した。

3.2 シミュレーション結果

体積変化の様子を Fig. 2 中段および下段に示す。いずれの結果も、完全な非圧縮性を示してはいない。 τ が小さい程、全期間にわたって体積がほぼ一定である。 $\tau = 100 \text{ msec}$ および 10 msec では、重力のみのときでも他との体積変化の差が大きく、筋活性化が最大ときには体積が半分以下に圧縮されている。

Fig. 3 に $\tau = 100 \text{ msec}$ および 0.2 msec のときの変形例を示す。重力のみが働いている 0.5 sec において、いずれも下方向にわずかに収縮しているが、 $\tau = 100 \text{ msec}$ の場合、その収縮に伴う横方向への膨張はほと

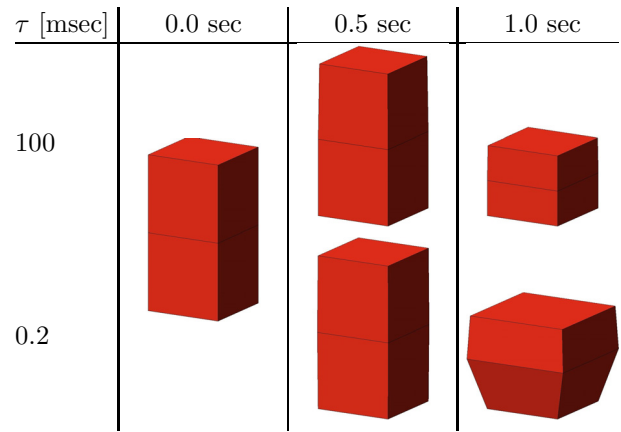


Fig. 3 Instances of a deformation sequence.

んど見られない。一方、 $\tau = 0.2 \text{ msec}$ の場合は要素 1 と 2 の接合部で膨張している様子が伺える。筋活性化が最大である 1.0 sec において、 $\tau = 100 \text{ msec}$ の場合、圧縮されて体積が半分以下になっている。一方、 $\tau = 0.2 \text{ msec}$ の場合は上下方向の収縮に伴う横方向への膨張がはっきりと伺える。

実際の舌の動作では、体積が半分程度に圧縮されるとは考えられないので、 $\tau = 100 \text{ msec}$ は舌運動のシミュレーションには不適である。舌が非圧縮性を有するとするならば、今回のシミュレーション結果の中では $\tau = 0.2 \text{ msec}$ の結果が最も適していると言える。

4 まとめ

筋収縮に伴い舌が圧縮している可能性もあるが、現在のところその詳細は不明であるので、どのようなパラメータ値が最も適しているのかは明確ではない。今後は、舌変形の実測データを用いて圧縮性を調べ、その結果をシミュレーションに反映したうえで、舌の調音過程と筋収縮力の関係を調査する予定である。また、より精密な筋モデルをシミュレーションに導入したいと考える。

謝辞

本研究の一部は平成 18 年度文部科学省科学研究費補助金基盤研究 (B) (課題番号 18300069), および北海学園大学ハイテク・リサーチ・センター・プロジェクト "視覚・画像・音声・言語情報処理の高度化と知的計測制御技術への応用" の支援により行われたものである。舌モデル構築に御支援いただいた NTT コミュニケーション科学基礎研究所に感謝致します。本研究を進めるにあたり御討論頂いた MIT のウィルヘルム-トリカリコ ライナー博士、ならびに米国オハイオ州立大学名誉教授の藤村 靖博士に感謝致します。

参考文献

[1] Reiner Wilhelms-Tricarico, Acoust. Soc. Am. 97(5), Pt. 1, pp.3085-3098(1995).