嚥下運動の観測データに基づく筋活動同定に関する研究

351504112　出口 秀輝

論文要旨

食物を飲み込む (嚥下) 動作は，口腔内でかみ砕かれた食物を舌などの筋活動によって咽頭を経て食道へ送り込むことによって遂行される．高齢者の誤嚥の原因を特定するためには，その現象を記述する数理モデルが必要となる．本研究では，その第一歩として，口腔内の形状が CT 画像から得られているときに，筋の伸縮を同定する問題を定式化し，その解法を開発した．また，その解法が妥当であることを数値解析によって実証した．

本研究では，筋活動同定問題を次のように定式化した．図 1 において，$\Omega_0 \subset \mathbb{R}^d$ $(d \in \{2,3\})$ と $\Omega(\boldsymbol{u})$ はそれぞれ筋が伸縮するまえとあとの領域を表すとする．このとき，境界 $\Gamma_{\mathrm{D}0} \subset \partial\Omega_0$ が境界 $\Gamma_{\mathrm{D}}(\boldsymbol{u}) \subset \partial\Omega(\boldsymbol{u})$ に移動したときの変位 $\boldsymbol{u}_{\mathrm{D}} : \Gamma_{\mathrm{D}0} \to \mathbb{R}^d$ は CT 画像によって既知であると仮定する．筋は次のように伸縮するとモデル化する．制御パラメータを $\theta \in X = H^1(\Omega_0; \mathbb{R})$ とおく．θ に対して，筋の伸縮量 $\phi(\theta)$ とそれによる非弾性 Green-Lagrange ひずみ $\bar{\boldsymbol{E}}_{\mathrm{M}}(\theta)$ は，

$$\phi(\theta) = a_{\mathrm{M}} \frac{1}{2} \tanh\theta + \frac{1}{2}, \quad \bar{\boldsymbol{E}}_{\mathrm{M}}(\theta) = (\bar{e}_{\mathrm{M}ij})_{ij} = \phi(\theta) \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & -\nu_{\mathrm{M}} & 0 \\ 0 & 0 & -\nu_{\mathrm{M}} \end{pmatrix} \tag{1}$$

のように与えられるとする．ただし，$\bar{\boldsymbol{E}}_{\mathrm{M}}(\theta)$ は，弾性 Green-Lagrange ひずみ $\boldsymbol{E}(\boldsymbol{u})$ の主ひずみの方向を座標系にとった局所座標系 ($\bar{(\cdot)}$ をつける) に対して定義されるものとする．また，a_{M} と ν_{M} は筋の特性から決定される実定数とする．$\theta \in X$ に対して $\bar{\boldsymbol{E}}_{\mathrm{M}}(\theta)$ が発生し，同時に $\Gamma_{\mathrm{D}0}$ 上で $\boldsymbol{u}_{\mathrm{D}}$ の強制変位が与えられたときの超弾性体の変位 $\boldsymbol{u}$ は，有限変形弾性問題

$$-\boldsymbol{\nabla}^{\mathrm{T}} \boldsymbol{\Pi}(\theta, \boldsymbol{u}) = \boldsymbol{0}_{\mathbb{R}^3}^{\mathrm{T}} \ \text{ in } \Omega_0, \quad \boldsymbol{\Pi}^{\mathrm{T}}(\theta, \boldsymbol{u})\boldsymbol{\nu} = \boldsymbol{0}_{\mathbb{R}^3}^{\mathrm{T}} \ \text{ on } \Gamma_{\mathrm{N}0}, \quad \boldsymbol{u} = \boldsymbol{u}_{\mathrm{D}} \ \text{ on } \Gamma_{\mathrm{D}0} \tag{2}$$

の解であるとする．ただし，$\boldsymbol{\Pi}(\theta, \boldsymbol{u}) = \boldsymbol{S}(\theta, \boldsymbol{u}) \boldsymbol{F}^{\mathrm{T}}(\boldsymbol{u})$ は第 1 Piola-Kirchhoff 応力を表し，第 2 Piola-Kirchhoff 応力 $\boldsymbol{S}(\theta, \boldsymbol{u})$ は Duhamel-Neumann 則

$$\bar{\boldsymbol{S}}(\theta, \boldsymbol{u}) = \bar{\boldsymbol{D}} \left(\bar{\boldsymbol{E}}(\boldsymbol{u}) - \bar{\boldsymbol{E}}_{\mathrm{M}}(\theta) \right) \tag{3}$$

を満たすとする．これらの条件の下で，評価関数に $\boldsymbol{u}_{\mathrm{D}}$ の反力がした仕事

$$f(\theta, \boldsymbol{u}) = \int_{\Gamma_{\mathrm{D}0}} \left(\boldsymbol{\Pi}^{\mathrm{T}}(\theta, \boldsymbol{u}) \boldsymbol{u}_{\mathrm{D}} \right) \cdot \boldsymbol{\nu} \, \mathrm{d}\gamma$$

を用いる．筋活動同定問題は，f が最小となる $\theta \in X$ を求める問題として定式化された．

本研究では，θ 型 H^1 勾配法に基づいた反復法による筋活動同定問題を解く数値解析プログラムを開発した．図 2 に立方体を横に引き伸ばしたときの変形モデルを示す．色はひずみエネルギー密度を示す．この結果より，最適化によって全域で 0 に収束していることが確認される．

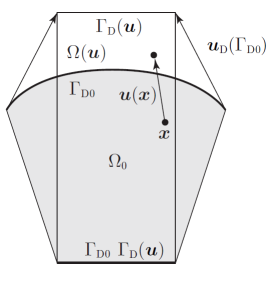
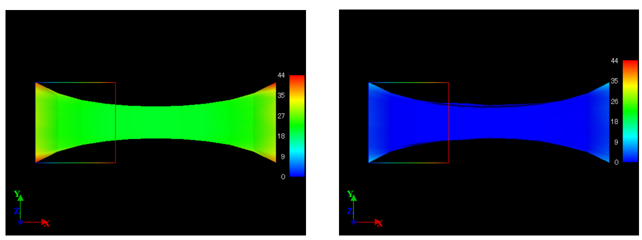


図 1: 問題設定



初期モデル ($\phi(\theta) = 0$)　最適化後モデル

図 2: 立方体の引き延ばし