

せん断ばねモデルを用いた脳形状モデルの構築

堀川 彬夫 土井 章男

岩手県立大学ソフトウェア情報学部

1. はじめに

現在, VR (仮想現実感) の研究が盛んである。なかでも VR を用いた手術シミュレーションは, 手術技術習得及び手術計画支援となることより医療現場での導入が望まれている。特に脳外科手術といった困難な手術はシミュレーションによる支援が必要である。これまで, 脳のような柔らかい部位(弾性体)を表現するモデルの研究が数多くなされてきた。中でもばねモデルによる表現はリアルタイム処理可能であることから数多く利用されている[1]。しかし, ばねモデルによる表現の場合, ばねの硬さの設定方法が確立されておらず, 適切なパラメータを設定することが困難であった。本稿では, ばねモデルによる精度の高い脳形状モデルの表現手法及び, ばねの硬さの決定手法の確立を行った。

2. 脳形状モデルの作成

2.1 脳モデルの作成

本研究で使用する脳の3次元形状モデルは, 脳のMRI画像より作成した。MRI画像より得られた脳の3次元形状モデルを立方体に分割し, さらに図1に示すような四面体メッシュに分割を行った。分割した四面体の各辺にばねを配置しばねモデルを作成する。

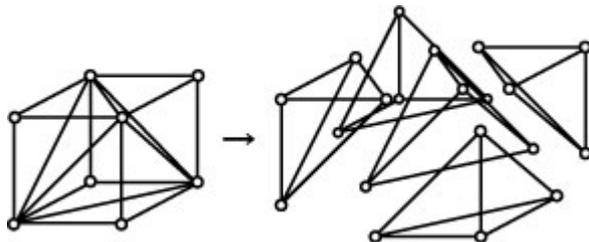


図1. 四面体メッシュ

2.2 せん断ばねモデル

ばねモデル(図2)は線形モデルのため, 精度に不安がある。ばねに水平方向の力が加わった場合には正確な表現ができるが, ばねに対して垂

直方向に加わる力を考慮した表現することができないという問題がある。本稿では, ばねモデルにせん断ばね(図3)を加えることにより精度の向上を目指した。せん断ばねを用いることで, ばねに対して垂直方向から加わる力に対しても正確な表現が出来ると考えられる。また, ばねに与えるパラメータとして「ばね定数」及び「粘性係数」を想定している。粘性係数とは, ばねの振動を抑えることの出来る係数である。これにより, ばねの計算時間が収縮され短時間での処理が可能となる。

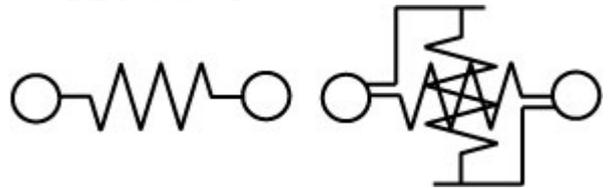


図2. ばねモデル 図3. せん断ばねモデル

ばねモデルの挙動計算は, あるノードが移動したときに生じるばねの力 f を式(1)により求める。

$$f = \sum_{i=0}^n k_i (l_i - l_{i0}) \quad (1)$$

ここで, k , l_i , l_{i0} , はそれぞれ, ばね定数, ばねの自然長, 変形後のばねの長さである。よって, $l_i - l_{i0}$ は各ばねの長さの変形量を表す。

2.3 脳の物理特性

弾性体を表現するためには, 脳の物理特性(ヤング率, ポワソン比)が必要である。先行研究で, 豆腐の物理特性を計測し, これらの数値を推定した[2]。計測には Tensipresser (Taketo Electric) (図4)を用いた。



図4. Tensipresser

Development of a Geometrical Brain Model using Shear Spring Method

Akio Horikawa and Akio Doi, Faculty of Software and Information Science, Iwate Prefecture University

表 1 が、得られた結果である。

表 1

ヤング率(kPa)	ポワソン比
66.7	0.48

2.4 ばね定数・粘性定数の決定

脳の物理特性(ヤング率・ポワソン比)を推定したが、これらの数値をばね定数・粘性係数に変換する必要がある。ここで、ある質点 ij 間の自然長を r_{ij} 、 ij 間のばね定数を k_{ij} 、質点の密度と質量をそれぞれ ρ 、 m としたときに ij 間のばね定数 k_{ij} は式(2)によって表すことが出来る[3]。

$$k_{ij} = \frac{m \cdot 2d \cdot 2\mu}{\rho \cdot n^0 \cdot r_{ij}^2} w(r_{ij}) \quad (2)$$

ここで、 d は次数を表し、 μ はラメの定数を表す。また n^0 及び $w(r_{ij})$ は重み関数である。式(2)はこの重み関数の範囲内で質点同士がばねで互いに結合していることを表している。ラメの定数 μ とは、物体のヤング率・ポワソン比から求められる定数のことであり、式(3)で定義される(E :ヤング率、 ν :ポワソン比)。

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (3)$$

ばねモデルを速やかに収束させる粘性係数は、質量 m 、ばね定数 k 、粘性係数 c の関係により求められる式(4)の標準減衰係数を用いた[4]。

$$\zeta = \frac{c}{2\sqrt{mk}} = 0.707 \quad (4)$$

3. 実験結果

推定されたばねの硬さをせん断ばねモデルに適用し実験を行った。実験には脳 MRI 画像より作成した脳の四面体メッシュモデル(頂点数 2197 点、四面体数 8640 個)を使用した。実験では頂点に変位を与え、その挙動を観測した(図 5)。

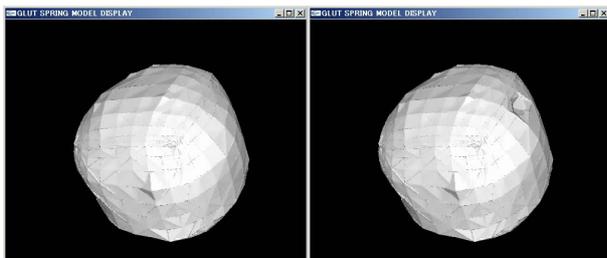


図 5. 実行結果 (左, 変形前, 右, 変形後)

モデルの各辺に配置したばねのばね定数 k_{ij} 、粘性係数 c の平均値、及び質点に与えた変位量は、表 2 の通りであった。

表 2

$k(\text{g/cm})$	$c(\text{kg/m})$	変位 (cm)
7.6	0.38	3.0

図 5 に示した通り、ばねが発散することなく安定したモデルを作成することができた。現状の問題点はノード数が増えたときにリアルタイム性が失われるという点である。これはノードの移動における計算をモデル全体で行っているなどの冗長な計算を削減し局所的処理をすることで回避できると考えている[5]。

4. まとめと今後の課題

本研究では、脳外科手術シミュレーションにおける脳モデルをせん断ばねモデルによって構築した。また脳のヤング率とポワソン比から、ばねモデルのばね定数と粘性係数を求め、実験によりその有効性を確認した。

今後の課題として、せん断ばねモデルの精度評価があげられる。評価手法として有限要素法による解析結果との変位量比較実験を行う予定である。さらに、手術シミュレーションへの応用を考え Sen sAble Technologies 社の触覚デバイス PHANTOM を用いた脳形状モデルの操作を行い、医師による触覚実験の評価を考えている。

参考文献

- [1] 田中敏幸, 伊藤弘章, 宮下照夫, “ 仮想内視鏡手術システムのための内臓モデル変形・切断アルゴリズム, ” 電子情報通信学会論文誌, D- , vol. J84-D- , No. 12, pp. 2662-2671, 2001. 12
- [2] 堀川彬夫, 土井章男, “ 脳の弾性モデルに対するヤング率の推定, ” 平成 15 年度電気関係学会東北支部連合大会講演論文集, 2J-14, pp. 381, 2003. 8
- [3] 越塚誠一, 正岡芳明, “ 弾性体の粒子モデルに対するシンプレクティックスキームの適用, ” 日本機械学会第 12 回計算力学講演会講演論文集, 725-726, 1999. 11
- [4] K.Ogata: Modern Control Engineering, Prentice-Hall, inc., 225/247, 1970
- [5] 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, 2000. 9