顕微鏡下手術に適用可能な脳有限要素モデルの開発

Development of Finite Element Brain Model for Micro-Neurosurgical Applications

井上益明（学生会員）^a，安達和彦^{b*}，藤田敦史^c，甲村英二^c，神吉 博^b

^a 神戸大学大学院自然科学研究科博士課程前期課程，^b 神戸大学大学院工学研究科機械工学専攻，

^c 神戸大学大学院医学系研究科外科系講座脳神経外科学分野

Yoshiaki Inoue^a，Kazuhiko Adachi^b，Atsushi Fujita^c，Eiji Kohmura^c，Hiroshi Kanki^b

^a Department of Mechanical Engineering, Kobe University Graduate School of Science and Technology

^b Department of Mechanical Engineering, Kobe University Graduate School of Engineering

^c Department of Neurosurgery, Kobe University Graduate School of Medicine

Abstract

Image-guided surgery has been a standard technique in the field of neurosurgery. However, brain shift throughout the surgical procedure has been a major issue affecting the spatial accuracy of conventional neuronavigation system. This phenomenon is not negligible in the currently available navigation system because the imaging data used in such system is based on the preoperative data. This study aims at developing the anatomically detailed three-dimensional finite element brain model and demonstrating the prediction capability of gravity-induced brain shift using the developed finite element brain model without additional acquisition of intraoperative imaging data. Although precise anatomical structure such as gyri and sulci on the surface, falx, tentorium cerebelli and ventricle may influence the brain tissue deformation as a mechanical boundary condition of the deformation field, most of the previously published brain finite element models did not include these anatomies. In this study, the patient-specific finite element brain model with brain substructures, falx cerebri with tentorium, as anatomical constraint was developed by manual segmentation of magnetic resonance imaging, and the brain model coregistered with rigid skull model segmented by computed tomography images. The model of brain parenchyma consisted of 253,278 tetrahedral elements whose material property was hyper-viscoelastic model presented in the literature. The computation of the gravity-induced brain shift by assuming that the patient was positioned lateral (left fronto-temporal craniotomy) was conducted using ABAQUS/Explicit. Deformation of the brain surface due to gravity after dura opening was demonstrated in 3D view with color-coded surface rendering and good agreement with the clinically experienced brain shift reported in the literature. The deformed gyri and sulci on the surface also displayed with keeping high spatial resolution. The deep structure exhibited smaller amount of shift than the surface structure. The illustrative results successfully demonstrated the gravity-induced brain shift after left front-temporal craniotomy in three-dimension using the developed model.

Key words

Image-guided surgery, Brain shift, Surgical simulation, Soft Tissue, Finite element model.

* 神戸大学大学院工学研究科機械工学専攻

〒657-8501 神戸市灘区六甲台町 1-1

1. 緒言

脳神経外科手術は顕微鏡下の限られた狭いスペースで頭蓋内の正常構造物を損傷することなく病変を切除することが要求される。このような目的を達成するためには、術中に術野に展開される構造物に対する詳細な理解が重要となる。コンピュータ技術の進歩により多くの脳神経外科手術では術前画像診断をもとにした画像支援手術ナビゲーションが導入され汎用されている。画像支援手術ナビゲーションの最大の問題点は、頭蓋骨を開頭することで生じる脳脊髄液の流出により、脳脊髄液に満たされた閉鎖腔に存在した脳組織がブレインシフトと呼ばれる変形を生じることにある。さらに手術の進展とともに病変部を術野に露出させるための剥離あるいは圧排操作、病変部の切除に伴う周辺組織の圧迫解除と残存組織の自重等が加わり、脳組織の変形が著明となる。ブレインシフトによって術前に撮像したナビゲーション画像と術中の脳組織の形態との間には無視し難い位置誤差が生じる¹⁾²⁾。手術結果に影響を及ぼす位置誤差の適切な補正は、術中画像を取得して脳組織のブレインシフトを反映した最新の画像に更新することによって実現できることが報告されている^{1)~4)}。しかし、本来は画像診断機器として開発されたMRI装置やCT装置を用いて術中画像を撮像するためには、手術室への撮像装置導入をはじめとした大幅な改修や環境整備⁵⁾、さらに運用に膨大な費用を投入しなければならず、一般の医療施設に広く普及する方法とはなり得ない。

一方で、脳組織の力学的特性を有限要素法でモデル化し、術前に取得したナビゲーション画像に対して有限要素解析によってブレインシフトを予測し、術中に生じるナビゲーション誤差を補正する方法が提案されている⁶⁾⁷⁾。近年、有限要素法による脳組織の力学的変形解析が多数報告されているが、閉鎖性頭部外傷のシミュレーションを目的としたものが多く⁸⁾、解析に必要とする計算時間の増大やモデル化の困難などを回避するために脳表の詳細な脳回と脳溝が省略された簡易モデルを用いた事例が多い^{6)~8)}。脳神経外科手術シミュレーションを目的とする研究の中で、解剖学的標準脳に対する図譜に基づいて作成した有限要素モデルでは、脳表の脳回と脳溝が詳細にモデル化されている⁹⁾¹⁰⁾。しかし、患者データに基づいて作成した有限要素モデルを用いる場合には、文献6)や7)のように簡易モデルを用いた解析が多く、術中に生じる脳組織の

Fig. 1 Procedure of modeling and brain shift analysis.

変形を詳細に予測した研究は筆者の知る限り見あたらない。吉澤ら¹¹⁾は大脳半球間裂やシルビウス裂を含めたモデルを構築しているが、二次元での解析のみとなっている。術中画像を取得することで脳表のブレインシフトを計測できる場合には、脳の有限要素モデルに対する変位境界条件が得られるので、脳組織内の変位場が推定されている¹²⁾¹³⁾。しかし、そこでは脳実質を均質等方弾性体とした簡易モデルが用いられている。最近では、開頭部で露出した脳表をレーザ変位計で非接触に走査することによって脳表のブレインシフトを計測し¹⁴⁾、解剖学的標準脳に対する図譜に基づいて作成した有限要素モデルに対する変位境界条件を求め、脳組織全体の変位場を推定する研究もある¹⁵⁾。

本研究では、脳神経外科における顕微鏡下画像誘導手術でのナビゲーションの精度を確保できるように、脳組織のブレインシフトに重要な影響を及ぼすと考えられる大脳鎌と小脳テント¹⁶⁾、脳表の脳溝や脳回、脳室の詳細構造を組み込んだ脳の三次元有限要素モデルを開発する。開発した力学変形解析モデルを用いて、左側頭葉に対する手術を想定した頭蓋冠開放後の脳脊髄液流出による脳実質の自重変形をシミュレーションし、顕微鏡下での画像支援手術ナビゲーションにおける術前画像の位置誤差補正の可能性について考察する。

2. 脳の三次元有限要素モデルの構築

脳の三次元有限要素モデルは Fig. 1 に示す手順で構築した。以下に Fig. 1 に示す個々の手順の詳細を述べる。

2.1 三次元サーフェイスモデルの作成

脳実質および頭蓋内構造物の三次元サーフェイスモデルは、3D Slicer (Version : Slicer 2.6, Surgical Planning

(a) Before segmentation

(b) After segmentation

(c) Three-dimensional surface model

Fig. 2 Reconstruction of three-dimensional surface model.

Lab., Brigham and Women's Hospital and AI Lab., MIT, USA, <http://www.slicer.org/>)¹⁷⁾ を用いて被験者（健常者, 30 代男性）のMR画像から個人特有の形状として作成した. MR画像の撮像には, 1.5Tの臨床用MRI装置（シーケンス: Gradient Echo法, 画像サイズ: 512×512pixel, FOV: 250mm×250mm, スライス厚: 1mm, スライス数: 180 枚）を使用した. 脳実質および頭蓋内構造物の形状を詳細に抽出することのできるMR画

Fig. 3 Position of markers for CT/MR image coregistration.

(a) Brain parenchyma model

(b) Skull model

(c) Falx cerebri with tentorium model

Fig. 4 Finite element models.

(a) Boundary condition at the caudal end of medulla with oblongata with brain

(b) Boundary condition at falx cerebri with tentorium model

Fig. 5 Boundary conditions at (a) brain parenchyma and (b) falx cerebri with tentorium models.

像から, 閾値を調節することで Fig. 2 に示すように脳表の脳溝や脳回および脳室の領域を表現した脳実質の三次元サーフェイスモデルと, 大脳鎌および小脳テントが一体となった三次元サーフェイスモデルを個別に作成した. 脳実質の周囲の大脳鎌と小脳テントを除く硬膜領域は, 頭蓋骨領域に含むとした. またクモ膜や軟膜といった構造物は非常に柔らかく自重変形解析には影響がないとして省略した. Fig. 2(a)は軸位断のMR画像から三次元再構成した頭部を示し, Fig. 2(b)は脳実質, 脳室, 大脳鎌と小脳テントの各領域の抽出を示し, Fig. 2(c)では脳実質と大脳鎌の三次元サーフェイスモデルを示す. Fig. 2(b)と Fig. 2(c)では抽出した各領域がソリッドモデルのように表示されているが, 領域の表面形状を三角形パッチの集合で近似し三角形パッチの頂点の座標値から構成された STL 形式の表面形

Table 1 Material constants for constitutive model of human brain.

Structures	Material Constants
Brain Parenchyma (gray and white matters, brain stem, cerebellum)*	Instantaneous shear modulus $\mu_0 = 842(\text{Pa})$ Dimensionless constant $\alpha = -4.7$ Relaxation coefficients $g_1 = 0.450, g_2 = 0.365$ Characteristics time $\tau_1 = 0.5(\text{sec}), \tau_2 = 50(\text{sec})$ * The constants were taken from Ref.7)
Falx cerebri with tentorium**	Young's modulus $E = 31.5(\text{MPa})$ Poisson's ratio $\nu = 0.450$ Density $\rho = 1,130(\text{kg/m}^3)$ ** The constants were taken from Ref.8)

状データとして三次元サーフェイスモデルが得られた。

MR 画像では、閾値の調節による手法によって信号強度が低い骨領域を抽出することが難しい。頭蓋骨モデルについては同じ被験者の CT 画像から吸収値の調節を行って頭蓋骨領域を抽出し、頭蓋骨の三次元サーフェイスモデルを作成した。本研究では、頭蓋骨モデルは脳実質モデルの周囲で脳実質の変形を拘束する境界を与える目的で作成するので、脳実質との接触が全く生じない部位は削除してモデルを簡略化した。

2.2 MR 画像と CT 画像の重ね合わせ

MR画像とCT画像は同じ被験者に対して撮像された画像であっても撮像の際の身体の向きや位置が異なる。そこで、RView (Version 8.187, 作者: Colin Studholme PhD (Department of Radiology, University of California, San Francisco, USA), <http://www.colin-studholme.net/software/software.html>) の剛体画像重ね合わせ機能¹⁸⁾を用いてMR画像とCT画像の位置合わせを行なった。位置合わせされた三次元サーフェイスモデルは、プリポストAI*Environment (Release 5.1, ANSYS Inc.) に読み込み、Fig. 3 に示す被験者の額に取り付けられたマーカーの重心の位置誤差を算出し、手動操作によってRViewでの位置合わせを補正した。

2.3 脳の三次元有限要素モデルの作成

位置合わせされた脳実質モデル、大脳鎌と小脳テントのモデル、頭蓋骨モデルは、AI*Environment の自動メッシュ分割機能を用いて 4 節点四面体一次要素 (ABAQUS 要素タイプ: C3D4) で分割し、脳の三次

元有限要素モデルを作成した。作成したモデルの要素数は、脳実質が 253,278 要素、大脳鎌と小脳テントが一体で 15,366 要素、頭蓋骨が 93,450 要素となった。

Fig. 4 に AI*Environment で作成した脳の三次元有限要素モデルを示す。

2.4 脳組織の材料特性のモデル化

脳組織の材料特性は従来から非常に多くの研究が行なわれている。脳実質中で神経細胞が密集する灰白質と神経線維で構成された白質とでは剛性が異なるとされ、動物の脳組織を使った実験やMagnetic Resonance Elastographyと呼ばれる核磁気共鳴による生体軟組織の弾性率診断技術¹⁹⁾ などによって様々な研究がなされていて、白質の剛性の方が灰白質の剛性がよりも高いと報告する文献や、反対に灰白質の剛性のほうが白質の剛性よりも高いと報告する文献がある¹⁶⁾。また、MRIの拡散強調画像法によって白質の神経線維の走行方向が描出できる²⁰⁾ ので、神経線維の走行方向を考慮した異方性材料として白質をモデル化することも今後は可能と考えられる。しかし、脳組織を構成する材料の機械的特性については未だ未解明な点が多く存在し、線形弾性材料や超弾性材料、粘弾性材料と様々な材料特性が提案されていて、決定的な材料特性は確立していない。

そこで本研究では、脳実質が等方性の材料であると仮定し、Witteckら⁷⁾ のひずみエネルギー関数 W に対して、ひずみの履歴を用いない簡略化した式(1)のひずみエネルギー関数 W を用いて超弾性材料モデルで脳実質を一体としてモデル化した²¹⁾。式(1)は非圧縮性のゴム材料に対するOgden Modelで、せん断弾性係数 μ については材料の粘弾性特性による応力緩和を考慮した式(2)に示すProny級数による近似式を用いた^{7) 21)}。

$$W = \frac{2\mu}{\alpha^2} (\lambda_1^\alpha + \lambda_2^\alpha + \lambda_3^\alpha - 3) \quad (1)$$

$$\mu = \mu_0 \left[1 - \sum_{k=1}^n g_k (1 - e^{-t/\tau_k}) \right] \quad (2)$$

式(1)で μ はせん断弾性係数、 λ_i ($i = 1, 2, 3$) は伸張比、 α は無次元定数を示す。式(2)で μ_0 はせん断弾性係数の初期値、 g_k と τ_k ($k = 1, \dots, n$) はそれぞれ緩和係数と時定数を示す。

2.5 解析条件

本研究で用いた脳実質の材料定数の値と、大脳鎌と小脳テントを線形弾性体でモデル化した場合の材料定数の値を Table 1 にそれぞれ示す。式(2)で材料の粘弾

Table 2 Registration error of five markers [unit: mm].

	Marker 1	Marker 2	Marker 3	Marker 4	Marker 5
X direction error	-1.7421	-0.2628	0.3840	0.0460	-0.6753
Y direction error	0.4906	-0.6985	-1.1011	-1.0074	0.1185
Z direction error	0.2386	0.1647	0.2406	0.3771	-0.4822
Distance between gravity points	1.8255	0.7643	1.1907	1.0767	0.8382

性特性による応力緩和を項数 $n = 2$ のProny級数で近似した。脳実質の密度は、 $1,040\text{kg/m}^3$ を採用した²²⁾。大脳鎌と小脳テントについては抽出の難しさなどの理由からモデル化されていない文献が多く、材料試験もほとんど行われていない。術者らの感覚から脳実質と比較して大脳鎌と小脳テントはかなり剛性が高いと考えられるので、大脳鎌と小脳テントは脳実質に比べて十分に剛性の高い線形弾性材料としてモデル化した⁸⁾。頭蓋骨は剛体でモデル化した。なお、モデルの各部分が脳脊髄液中で接触するので、接触時の摩擦を無視した。

文献7)では、延髄の位置で脳実質の有限要素モデルを固定している。しかし、延髄のすぐ上部の橋の位置において術中の変位が報告されている²³⁾ので、本研究では、脊髄につながる延髄の尾側の端の位置 (Fig. 5(a)) でのみ並進方向の自由度を固定し、姿勢によっては橋の位置でも変位が生じるような境界条件とした。大脳鎌と小脳テントの一体モデルの境界条件については、頭蓋骨と接触する静脈洞の位置 (Fig. 5(b)) で単純支持とし、並進方向の自由度を固定した。頭蓋骨モデルは全自由度を完全に固定した。

本研究では左側頭葉における開頭手術を想定し、仰臥位で頭部を右に 90 度回旋して固定した状態を模擬できるように重力加速度の作用方向は左脳側から右脳側とした。開頭手術では開頭部位から脳脊髄液の流出が生じる。脳脊髄液の流出については姿勢や開頭範囲、手術の方法などの要因で手術のたびに異なる。本研究では外科医の経験的定性的評価に基づき約 30%の脳脊髄液の液位低下を仮定し、脳脊髄液が存在する領域に静水圧相当の圧力を作用させ、ABAQUS/Explicit (Version 6.5-5, SIMULIA) を用いて脳実質の自重変形を陽解法²¹⁾で解析した。ブレインシフト解析の結果は、次章に示す。

3. ブレインシフト解析

3.1 解析結果

前章で述べた手順に基づいてブレインシフト解析用の脳の三次元有限要素モデルを作成した。MR 画像と CT 画像でのマーカー重心の位置誤差は、RView での位置合わせと手動操作による補正の結果、Table 2 に示す値となった。重心の位置誤差の平均値は 1.139mm であった。

左側頭葉に対する手術を想定した脳脊髄液の液位低下で生じた脳実質の自重変形による脳表での重力方向の変形解析結果をカラーマッピングで Fig. 6 に示す。今回の解析では、開頭部位と想定した左側頭葉およびこれに隣接する頭頂葉を中心とした部位に集中して重力方向の変形が認められた。特に側頭葉の吻側でのシルビウス裂への変形が大きく、重力方向に最大で約 8.6mm の変位が生じた。Fig. 6 に示す解析結果は、重力と脳脊髄液による静水圧相当の圧力を負荷後、時間増分約 2.8×10^{-7} s で 1s 経過時の変形を示す。陽解法による計算の収束については、Fig. 7 に示す内部エネルギー (赤線) と運動エネルギー (青線) の時間変化より、重力と静水圧相当の圧力を負荷後 1s 経過の時点で収束に達したものとした。計算に要した CPU 時間は、重力と静水圧相当の圧力を負荷後 1s 経過した時点で約 608 時間であった (CPU : Xeon 3.8GHz×2, メモリ : 4GByte, OS : Redhat Enterprise Linux WS release 3)。本研究では、脳表の脳溝や脳回および脳室領域の複雑な形状を詳細にモデル化するために四面体一次要素を用いてモデル化したが、従来から四面体要素の解析上の問題点が指摘されている⁷⁾。今回の解析では膨大な計算時間を要したので、今後、解析モデルの修正による計算時間の短縮を図り、四面体二次要素を用いた同様の解析やさらに六面体要素でのモデル化と解析を行ない、モデル化に用いる要素タイプと解析精度についての比較検討が必要となる。

3.2 考察

頭蓋内構造の自重変形の詳細を示すために、第三脳室レベルにおける軸位断と冠状断での重力方向の変位解析結果をカラーマッピングで Fig. 8 に示す。変形量のカラー表示は Fig. 6 と同じ値としている。脳実質モデルを全体的に観ると大きな脳溝のある位置や、脳室近傍において大きな変形が生じたが、脳深部の変形は比較的小さいことが示された。大脳鎌に隣接する部分の変形は小さく、大脳鎌は左大脳半球、特に、脳深部

Fig. 6 Color-coded deformation field of brain surface due to gravity-induced brain shift after left fronto-temporal craniotomy in three-dimensional view.

の変形に影響を及ぼすことが示された。大脳鎌と小脳テントの頭蓋内構造物が自重変形に与える影響を更に詳しく評価するために、大脳鎌と小脳テントの材料特性を脳実質と同一にした場合について自重変形解析を行ない、前述の解析結果と比較した。Fig. 9 では、Fig. 6 と Fig. 8 に示した大脳鎌と小脳テントを脳実質よりも剛な線形弾性体とした場合のブレインシフト解析結果を左側に、大脳鎌と小脳テントを脳実質と同一の超弾性体とした場合の解析結果を右側に、同じ尺度のカラー表示で並べて示す。Fig. 9(a) は左側頭葉の脳表での重力方向の変形を、Fig. 9(b) と Fig. 9(c) は第三脳室レベルにおける軸位断と冠状断での重力方向の変形をそれぞれ示す。カラー表示の尺度は Fig. 9(d) に示す。両方の場合で、開頭部位と想定した左側頭葉とこれに隣接する頭頂葉を中心とした部位に重力方向の変形が生

じた。しかし、大脳鎌と小脳テントを脳実質よりも剛な線形弾性体とした場合には重力方向に最大約 8.6mm の変位であったが、大脳鎌と小脳テントを脳実質と同一の超弾性体とした場合には広い範囲で重力方向に約 11~12mm の変位が生じた。Fig. 9(b) と Fig. 9(c) から、

Fig. 7 Time history of internal (red solid line) and kinetic (blue solid line) energies during computation of the brain shift analysis in explicit method.

Fig. 8 Results of deformation analysis demonstrating in (a) axial and (b) coronal sections show not only surface deformation but also shifting of deep structure. Both axial and coronal images show in lateral position on the assumption of temporal lobe surgery and the skull is rigidly constrained. Color code is the same as Fig.6.

(a) Color-coded deformation field in three-dimensional view. Falx cerebri with tentorium was modeled as linear elastic material (left, the same result as shown in Fig.6 (b) with different color bar), and that was modeled as hyper-viscoelastic material (right).

(b) Color-coded deformation field in axial section view. Falx cerebri with tentorium was modeled as linear elastic material (left, the same result as shown in Fig.6 (b) with different color bar), and that was modeled as hyper-viscoelastic material (right).

(c) Color-coded deformation field in coronal section view. Falx cerebri with tentorium was modeled as linear elastic material (left, the same result as shown in Fig.6 (b) with different color bar), and that was modeled as hyper-viscoelastic material (right).

(d) Color bar of magnitude of tissue displacement.

Fig. 9 Results of deformation analysis demonstrating the influence of the brain substructure, falx cerebri with tentorium, as anatomical constraint in (a) three-dimensional view, (b) axial section view, (c) coronal section view and (d) color bar. In each view, falx cerebri with tentorium was modeled as linear elastic material (left), and that was modeled as hyper-viscoelastic material (right).

大脳鎌と小脳テントを脳実質よりも剛な線形弾性体とした場合には、大脳鎌が頭蓋内で支持構造として働き、大きな脳溝のある位置や脳室近傍で局所的に変形が生じた。一方、大脳鎌と小脳テントを脳実質と同一の超弾性体とした場合には、大脳鎌と小脳テントの周囲には脳実質が密に接触し頭蓋内構造が一体となって重力方向に沈下するとともに、大脳鎌が大きく変形した。個々の解析結果は示していないが大脳鎌と小脳テントの頭蓋内構造物の変形も個別に評価可能であり、Fig. 9での比較からこれらの頭蓋内構造がブレインシフトに影響を与えることが明らかとなった。脳脊髄液による静水圧相当の圧力の負荷が解析結果に与える影響については、詳細は省略するが静水圧相当の圧力を負荷しない場合には、Fig. 6とFig. 8に示した解析結果と比較して、特に小脳・橋・延髄の部位で重力方向の変位が顕著に生じた。

本研究での自重変形解析では、Fig. 6とFig. 8に示すように、脳表部において最大で約8.6mmの変位が生じた。また脳室系については、変形が小さい境界面で1mm程度、大きい境界面で5.5mm程度の変位が生じた。Nimskyら¹⁾は臨床での64症例において部位ごとにブレインシフトの程度を実測で評価していて、その中で側頭葉の腫瘍5症例について、脳表において2.1mm(1症例)、7.6mm(1症例)、8.5mm(2症例)、11.2mm(1症例)のブレインシフトを報告している。Nimskyら¹⁾の臨床事例は脳内に腫瘍がある場合についての実測データであり、本研究での健常者のデータに基づく計算モデルによる解析結果と直接比較することは難しいが、本解析結果はNimskyらの臨床事例と整合する範囲のものであると考えられる。また本解析結果は、外科医の定性的評価により妥当との判断を得た。一方、Ferrantら¹³⁾は臨床での術中MR画像から抽出した境界面の形状データを用いて、腫瘍の切除を含めて手術操作の最後までを模擬したブレインシフト解析を行っている。この解析では手術位置が本研究で想定している位置と似ている。Ferrantら¹³⁾の自重変形の解析では本研究での解析結果と同様の結果が報告されているが、Ferrantらのモデルでは脳溝などが詳細にモデル化されていないために、脳溝による変形の影響が観られない。

以上から、本研究での解析結果は臨床で実際に生じる変形様態を十分に模擬した結果であることが定性的に確認でき、有限要素解析によって顕微鏡下での画像支援手術ナビゲーションでの術前画像の位置誤差補正

が可能なことを示すことができた。

4. 結言

本研究では脳実質のブレインシフトに重要な影響を与える大脳鎌と小脳テントを組み込んだ脳の三次元有限要素モデルを開発した。細部にわたる頭蓋内構造物を組み込んだモデル化によって臨床で報告されているブレインシフトの実測値と定性的に整合する変形量を解析することができ、開発したモデルの有用性が示された。このことは、有限要素解析によって顕微鏡下での画像支援手術ナビゲーションでの術前画像の位置誤差補正が可能なことを示している。

本研究で開発した脳の三次元有限要素モデルは個々の患者データを基に作成可能であることから、臨床での各々の患者に対応した自重変形量の評価の実現が期待される。今後、臨床的なデータによる解析結果の定量的な評価に加えて、組織の圧排や切除など手術操作に対するブレインシフト解析と、リアルタイム画像支援ナビゲーション手術を実現するための解析時間の大幅な短縮に取り組む必要がある。

*

謝辞：本研究の一部は、平成17年度および平成18年度の神戸大学 教育研究活性化支援経費の支援を受けて行なわれた。記して謝意を表する。

文献

- 1) Nimsky C, Ganslandt O, Cerny S, Hastreiter P, Greiner G, Fahlbusch R. Quantification of, Visualization of, and Compensation for Brain Shift Using Intraoperative Magnetic Resonance Imaging. *Neurosurgery* 2000; 47(5): 1070-1080.
- 2) Nabavi A, Black PM, Gering DT, Westin CF, Mehta V, Pergolizzi Jr RS, Ferrant M, Warfield SK, Hata N, Schwartz RB, Wells III WM, Kikinis R, Jolesz FA. Serial Intraoperative Magnetic Resonance Imaging of Brain Shift. *Neurosurgery* 2001; 48(4): 787-798.
- 3) Nimsky C, Ganslandt O, Hastreiter P, Fahlbusch R. Intraoperative Compensation for Brain Shift. *Surgical Neurology* 2001; 56(6): 357-365.
- 4) 杉浦 円, 村垣善浩, 中村亮一, 堀 智勝, 伊関 洋. 術中MRI 下脳腫瘍摘出術における Updated-navigation システムの精度評価. *JJSCAS* 2005; 7(1): 43-49.
- 5) 前澤 聡, 中原紀元, 渡邊 督, 石黒ひとみ, 西畑朋貴, 吉田 純. BrainSUITE 術中高磁場1.5T MRI 総合ナビゲーションシステムの経験. *映像情報 Medical* 2006; 38(12): 1318-1323.
- 6) Hu J, Jin X, Lee JB, Zhang L, Chaudhary V, Guthikonda M, Yang KH, King AI. Intraoperative brain shift prediction using a 3D inhomogeneous patient-specific finite element model. *Journal of Neurosurgery* 2007; 106(1): 164-169.

- 7) Wittek A, Miller K, Kikinis R, Warfield SK. Patient-specific model of brain deformation: Application to medical image registration. *Journal of Biomechanics* 2007; 40(4): 919-929.
- 8) Viano DC, Casson IR, Pellman EJ, Zhang L, King AI, Yang KH. Concussion in Professional Football: Brain Responses by Finite Element Analysis: Part 9. *Neurosurgery* 2005; 57(5): 891-916.
- 9) Ganser KA, Dickhaus H, Metzner R, Wirtz CR. A deformable digital brain atlas system according to Talairach and Tournoux. *Medical Image Analysis* 2004; 8(1): 3-22.
- 10) Gao C, Tay FEH, Nowinski WL. Finite element modeling of an inhomogeneous brain for neurosurgery applications. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 2006; 1(suppl 1): 152-154.
- 11) 吉澤愛子, 岡本 淳, 藤江正克. ロボット手術プランニングのための脳の力学的モデリング. *JJSCAS* 2005; 7(2): 105-113.
- 12) Ferrant M, Nabavi A, Macq B, Jolesz FA, Kikinis R, Warfield SK. Registration of 3D Intraoperative MR Images of the Brain Using a Finite Element Biomechanical Model. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 2001; 20(12): 1384-1397.
- 13) Ferrant M, Nabavi A, Macq B, Black PM, Jolesz FA, Kikinis R, Warfield SK. Serial registration of intraoperative MR images of the brain. *Medical Image Analysis* 2002; 6(4): 337-359.
- 14) Sinha TK, Miga MI, Cash DM, Weil RJ. Intraoperative Cortical Surface Characterization using Laser Range Scanning: Preliminary Results. *Neurosurgery* 2006; 59(4) Operative Neurosurgery Supplement 2: ONS-368-ONS-377.
- 15) Dumpuri P, Thompson RC, Dawant BM, Cao A, Miga MI. An atlas-based method to compensate for brain shift: Preliminary results. *Medical Image Analysis* 2007; 11(2): 128-145.
- 16) Kyriacou SK, Mohamed A, Miller K, Neff S. Brain mechanics For neurosurgery: modeling issues. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 2002; 1(2): 151-164.
- 17) Pieper S, Halle M, Kikinis R. 3D SLICER. *Proceedings of the 2004 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro* 2004; 632-635.
- 18) Studholme C, Hill DLG, Hawkes DJ. An overlap invariant entropy measure of 3D medical image alignment. *Pattern Recognition* 1999; 32(1): 71-86.
- 19) McCracken PJ, Manduca A, Felmlee J, Ehman RL. Mechanical transient-based magnetic resonance elastography. *Magnetic Resonance in Medicine* 2005; 53(3): 628-639.
- 20) Nimsky C, Ganslandt O, Hastreiter P, Wang R, Benner T, Sorensen GA, Fahlbusch R. Preoperative and Intraoperative Diffusion Tensor Imaging-based Fiber Tracking in Glioma Surgery. *Neurosurgery* 2005; 56(1): 130-138.
- 21) ABAQUS Analysis User's Manual, Version 6.6, SIMULIA, Rhode Island USA 2006.
- 22) Sarkar S, Majumder S, Roychowdhury A. Response of human head under static & dynamic load using finite element method. *Trends in Biomaterials & Artificial Organs* 2004; 17(2): 130-134.
- 23) Ji S, Margulies SS. In vivo pons motion within the skull. *Journal of Biomechanics* 2007; 40(1): 92-99.