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

Physical Brain Model for the Planning of the Robotic Surgery

吉澤愛子(学生会員)^{a*}, 岡本淳^a, 藤江正克^a^a早稲田大学大学院理工学研究科^a Aiko Yoshizawa^a, Jun Okamoto^a, Masakatsu Fujie^a^a Graduate School of Science and Engineering, Waseda University

Abstract

This paper proposes the planning and navigation of a surgical robot to perform safe and effective operations using finite element analysis results based on physical models of the brain. The physical brain models were determined based on the results of physical property tests. Finite element analyses of virtual tension tests were carried out under the same conditions as the actual tension tests, and the results of the analysis coincided with those of the test. The finite element analyses of robotic brain surgery were carried out using a two-dimensional structure, which consisted of the proposed physical models. Assuming two types of robot models are used (the brain spatula and capsule type robot respectively), stress distribution in the brain, caused by each robot model, was simulated in the analyses. The preoperative planning was considered based on the analysis results, and the safe velocity of the robot's movement was estimated as well. The results of this research showed that organ modeling was necessary for preoperative planning in order to implement safe surgery.

Key words

Physical brain model, Surgical robot, Surgical planning, Finite element method.

1. はじめに

脳溝深部に脳腫瘍が発生する症例が多いことから、腫瘍切除用の手術デバイスが腫瘍(患部)にたどり着くために、通常は脳へラを使ってスペースを確保することが要求される。空間確保を行なう手術ロボット(脳へラ型ロボット)も開発中であるが¹⁾⁻⁴⁾、脳には過負荷を与えることが許されない領域(機能領域、血管、神

経など)があること、柔らかいので大変形を起こすこと等を考慮したうえで、手術ロボットの制御方法、スペック、速度などを考える必要がある。手術ロボットが空間確保の作業を行なう際には、安全な脳溝間の進行や、溝を掻き分ける術野・アプローチ確保の動作が要求されるのである。

安全なロボット手術を実現するためには、脳全体、特に脳の機能領域・血管・神経が存在する箇所には、危険な応力状態や変形挙動が生じるのを防ぎながら術動作を行なう必要がある。つまり、対象の座標位置だけでなく、脳全体の応力状態を考慮してロボットの出力を決定すること、力学的観点に基づくロボット手術計画をたてることが要求される。しかし、現在のナビ

*早稲田大学大学院理工学研究科
〒169-8555 東京都新宿区大久保3-4-1
e-mail: aiko_yoshizawa@suou.waseda.jp
受付 2004 年 11 月 24 日; 採択 2005 年 6 月 24 日

ゲーションシステムの主流は、対象臓器の位置・姿勢の情報のみを提示するものであり⁵⁾⁶⁾、筆者の知る限り臓器の力学的特性を考慮したナビゲーションは存在しない。本研究では、脳の力学的モデルを搭載した手術ナビゲーションに取り組むことによって、脳内の力学的状態に基づいたロボットナビゲーションを行ない、より安全なロボット手術の支援システムを実現することを目的としている。今回は、手術ナビゲーションの中でも、脳の力学的モデルを用いた術前プランニングの部分について報告する。

本研究では、第一に、脳外科における手術ロボットナビゲーションシステムの基礎となる脳の力学的モデルの検討を行った。第二に、引張試験における力学的モデルの応答と実際の試験結果の比較を行ない、作成した脳の力学的モデルの妥当性を確認した。そして第三に、検討した力学的モデルを用いて術動作中を想定したロボット手術の有限要素解析を行ない、結果を基に術前計画に取り組んだ。結果、脳の力学的特性モデルを用いた術前プランニングが、より安全な手術を実現するために有効であることが分った。研究の流れは以下の通りである。

- (1)せん断クリープ試験における豚脳の力学的特性計測
- (2)せん断クリープ試験の結果に基づく脳の力学的モデルの考案
- (3)引張試験における実際の試験結果と、力学的モデル応答の比較と検証
- (4) ロボット手術の有限要素解析(脳二次元形状構造体の作成とロボット手術シミュレーション)
- (5)解析結果に基づく術前計画

2. 豚脳の力学的特性の計測

2. 1 目的

本研究では、小切開口を介した脳外科低侵襲手術における空間確保ロボット手術を対象とすることから、これに適した力学モデルを構築するための、脳の力学特性を計測する必要がある。本研究では、低侵襲ロボット手術に適した、脳の力学的モデルのための材料特性試験として、せん断クリープ試験を行なった。

“臓器の力学的特性”は、近年、医療分野においても注目されているテーマである⁷⁾。本研究(低侵襲ロボット手術のための脳の力学モデル)の視点とは異なる視点で取り組まれた、豚脳の力学的特性の計測試験

Fig.1 Shear creep test.

Fig.2 Extraction Zone of each test specimen.

は過去の研究でも行なわれており、8)では豚脳試験片の引張試験を行ない、縦方向の特性を定量化している。8)では脳試験片の摘出箇所には配慮されているが、内部(白質)、脳皮質部(灰質・軟膜)の力学的特性の違いが考慮されていない。また、空気中で実験した場合、水分蒸発による脳試験片の変質が顕著であるが、実験過程での水分蒸発に関する対策が行なわれていない。本研究では、脳が直接かつ大きく空気に晒される開頭手術とは異なり、小切開口を介した低侵襲ロボット手術を対象とするため、脳は常に髄液に覆われた状態にあると考えられる。また、低侵襲ロボット手術の中でも空間確保術を対象術動作に設定するため、脳皮質部と脳内部の特性が異なる場合、応答に与えるその影響が大きいことが予測され、両者の力学的特性の違いを無視した脳の力学的モデルを術前プランニングに適用することはできないと考えられる。したがって、本研究の目的に即した、脳の力学的特性モデル構築のための脳の特性試験を新たに行なう必要があると考えた。

本研究では、脳内部(白質)、脳皮質部(灰質・軟膜)の力学的特性の違いに注目し、豚脳を脳内部(白質)、脳皮質部(灰質・軟膜)に分けて試験片を切り出して特性試験を施行した。また、水分蒸発を防ぎ、試験片を生理食塩水に浸した状態で実験を行なった。脳の力学的特性を定量化するため、材料特性試験として横方向のせん断クリープ試験を選択した。せん断クリープ試験は、脳の持つ粘弾性特性を計測するのに優れており、引張試験に比べ試験片の自重等の影響が少なく試験片自体の特性を取得するのに優れた試験である。

2. 2 試験方法

試験に使用する豚脳は試験当日の早朝に屠殺場で摘出されたものを用いた。試験片の作成では、試験組織を壊さないように考慮し、手術用メスによる試験片の切り出しを行なった。試験片形状の径は約

Fig.3 Compliance versus time (Internal part).

Fig.4 Compliance versus time (Cortical part).

20mm, 厚は3~8mmであった.

せん断クリープ試験では, 試験片に異なる複数の一定せん断応力を与え, レオメータ(TA-Instrument: AR550)で歪測定を行なった(Fig.1). 具体的には 50, 100, 150, 200, 250, 300 Pa のせん断応力を豚脳試験片に負荷する試験をそれぞれ行なった. 試験片には, 豚脳を脳内部(白質)と脳皮質部(灰質と軟膜)に分けたものを用いた(Fig.2). また試験片を 36℃の生理食塩水に浸した状態で試験を行ない, 頭蓋内環境に近い状態を再現した. また, 試験中, 計測装置に対して試験片が滑ることを防ぐため, 装置と試験片の接触面に耐水ヤスリを設置し, 滑りを防いだ.

2. 3 試験結果

クリープ試験結果の値(クリープコンプライアンス)には, 試験片ごとに個体差が生じ, コンプライアンスの値の変化に応力依存が見られることもあった(ただし, クリープコンプライアンスは式(1)で定義される. J はコンプライアンス, ε^d は偏差歪, σ は一定負荷応力である).

しかし, 全試験片について負荷応力ごとのクリープコンプライアンス曲線の平均をとると, 各負荷応力のクリープコンプライアンスの曲線は重なり, 応力依存の傾向は見られなかった. したがって, 全試験片, 全負荷応力の応答曲線の平均曲線を求め, これを偏差成分, 粘弾性係数テンソルモデル化のための“基礎データ”と定めた. Fig.3 に全負荷応力の平均クリープコンプライアンス曲線(脳内部), Fig.4 に全負荷応力の平均クリープコンプライアンス曲線(脳皮質部)を示す. Fig.3,4 では, エラーバー(標準偏差)を用いて, 全負荷応力の平均クリープコンプライアンス曲線と各負荷応力の平均コンプライアンス曲線の関係を表現している.

$$G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty}) \times e^{-t/\beta}$$

Fig.5 Physical model

$$J = \frac{\varepsilon^d}{\sigma} \quad \dots\dots(1)$$

3. 脳の力学的モデルの考案

2.3 において求めた基礎データを用いて偏差成分の粘弾性係数テンソルのモデル化を行った.

脳の力学的特性をモデル化したものを, Fig.5 に示す. Fig.5の粘弾性モデルの応答は, 脳内部, 脳皮質部ともに, 基礎データの曲線に対して 98%以上の近似(R-square)を示した. Fig.5 における各粘弾要素の係数を Table 1 に記す.

また, 構成方程式には式(2)を用いた. ただし, K は体積弾性率テンソル, ε^d は偏差歪テンソル, G は横断性率テンソル, I は単位テンソルである. 脳は非圧縮性で体積粘性率の影響がなかったため, 体積弾性率を式(3)より求めた. 式(3)の横弾性係数には, 時間が充分経過した緩和終了後の G_{∞} の値を用い, ポアソン比 ν は 0.49 (≈ 0.5)と近似して用いた.

$$\sigma(t) = \int_0^t 2G(t-\tau) \dot{\varepsilon}^d(\tau) d\tau + I \int_0^t K \operatorname{tr}\{\dot{\varepsilon}(\tau)\} d\tau \quad \dots\dots(2)$$

Table 1 Physical properties.

	Internal part	Cortical part
G_{∞} kPa	0.210	0.285
G_0 kPa	0.306	0.443
β s	18.4	47.0

Fig.6 Cylindrical test specimens for the tension test.

$$K = \frac{2(1+\nu)G_{\infty}}{3(1-2\nu)} \quad \dots\dots(3)$$

4. 実際の試験結果と、力学的モデル応答の比較・検証(引張試験)

3 章では脳の横方向の力学特性をモデル化したことについて述べた。本章では前章で考案した脳の力学モデルの、縦方向の妥当性を、豚脳円柱試験片の引張試験において確認したことについて述べる。具体的には、「豚脳円柱試験片を用いた実際の引張試験の結果」と、「脳の力学モデルの円柱試験片を用いた引張試験有限要素解析の結果」を比較することによって、3章で考案した脳の力学的モデルの検証を行なったことについて説明する。

実際の引張試験の概要・試験方法を4.1に、引張試験の有限要素解析の方法を4.2に記す。また実際の引張試験の結果と有限要素解析の引張試験結果を4.3に記し、両者の比較、脳の力学モデルの妥当性の検証について説明する。

4. 1 実際の引張試験

1) 概要

豚脳の円柱試験片に異なる複数の一定引張速度(縦方向)を与え、レオメータ(TA-Instrument: AR550)で応力歪線図の測定を行なった。

豚脳試験片の引張試験は過去の研究の中でも取り組まれているが⁸⁾、試験片の脳内部、脳皮質部構成に注目して行なわれているものではない。また、接着剤のみでは試験片と計測器との固定が不十分のため、従来のチャック方法を改善して固定を確実にし、脳試験片自体の特性を確実に計測する必要がある。本試験では、脳内部と脳皮質部の2層で構成される円柱試験片を用い、試験片と計測器のチャックを確実に行なうことによって、3章で横方向試験結果から作成した脳の力学モデルと、引張試験結果(縦方向の脳自体の特性)の比較を可能にした。

Fig.7 Longitudinal tension test.

2) 試験方法

引張試験のための試験片作成では、型抜きを用いて、脳内部と脳皮質部の2層で構成される円柱試験片の切り出しを行なった (Fig.6)。切り出しの際は、円柱試験片の脳内部、脳皮質部の2層を、3章の横方向特性試験における脳内部、脳皮質部試験片の切り出し位置と対応させた。試験片の形状は径 20mm、高さ約 12mm とした。

円柱試験と試験機のチャックは瞬間接着剤とヤスリと両面テープを層状に重ね、ヤスリの凹凸面側を試験片と接着することで実現した。接着剤のみで直接試験機とチャックした場合固定が不十分になるが、ヤスリと接着剤を用いた場合、接着表面積が増加することにより、確実に接着することができる。

測定の際は、円柱試験片の側面に油を塗布し、水分の蒸発を防いだ。また生体内環境を考慮し温度を36℃に設定した。

豚脳は柔らかいため時間が経過するにつれその外形に変化が生じる。したがって、円柱試験片を装置にセッティングする間にも試験片形状に変化が生じ、初期高さをどの位置に定義するかによって計測結果に違いが生じてしまう。本研究では、円柱試験片切り出し直後の試験片高さ、試験片を装置にセッティング終了後の試験片高さなど、初期位置設定に変化を与えた引張試験を予備試験として行なっている。予備試験の結果は、計測開始直後の応答曲線は初期位置設定に依存性を持ち、一定時間経過後は初期位置設定の影響を受けないというものであった。したがって脳自体の特性を評価するため、本試験では、初期位置設定の影響を受ける計測開始直後の応答曲線を見捨て、一定時間経過後の応答曲線を応力歪線図として出力することに決定した。有限要素解析と比較した実際の引張試験結果は、上記の方法で取得され

Fig.8 FEM model (tension test).

た応力歪線図である。

引張速度は、10, 50, 100, 150, 200, 250 $\mu\text{m/s}$ とした (Fig.7)。

4. 2 引張試験の有限要素解析 (試験方法)

横方向の特性試験結果を基に考案した脳の力学的モデル (3 章参照) を用いて、円柱試験片の引張試験の有限要素解析を行なった。実際の引張試験用の円柱試験片は、脳内部 (白質) と脳皮質部 (灰質と軟膜) の 2 層で構成されていたため、構造体を内部、皮質部からなる 2 層構造円柱とした。試験では試験片の上下面に拘束を与え、試験片に 4.1 と同様の一定速度の引張力 (縦方向) を負荷した。また、試験片側面には拘束を与えずフリーとした。以上の設定により、有限要素解析における引張試験の試験条件と実際の引張試験の試験条件とを同条件とすることができる (Fig.8)。

4. 3 実際の試験結果と有限要素解析結果の比較と考察

4.1, 4.2 の各試験を実施し、結果を比較したところ、作成した力学的モデルの円柱試験片の応力歪曲線は、実際の試験結果の応力歪曲線に重なり、傾向、応答曲線の値ともに有効範囲内であった (実際の試験結果の垂直応力測定のスensaの分解能は評価に用いるのに精度不足であったが、モデルの応答曲線は試験結果の中心線を通り、作成モデルの妥当性が確認された)。よって、作成した脳の力学的モデル (脳

Fig.9 Stress strain diagram (strain rate 0.1[1/s]).

Fig.10 Brain spatula type robot. Fig.11 Surgical procedure.

皮質部、脳内部) の有効性を確認することができた。また実際の試験結果、解析結果、ともにすべての縦歪速度にて応力歪線図が同様であったため、Fig.9 の試験結果には 1 つの試験片の縦歪速度 0.1/s の 3 回分の応力歪線図を用いた、解析結果には縦歪速度 0.1/s の 1 回目の応力歪線図を用いた。

5. ロボット手術の有限要素解析

脳の力学的モデルを用いた手術ロボットナビゲーション (術前プランニング) の有効性を示すために、2 つのタイプのロボットモデルを仮定して、シミュレーションを行なった。有限要素解析で術動作を行なう手術ロボットとして、脳ヘラ型ロボット、カプセル型ロボットを想定した。脳ヘラ型ロボットモデルはすでに開発中のもので実在するものを簡易モデル化して作成した。カプセル型ロボットは現在存在しないが、将来、このようなロボットが開発されると見込んでモデル化した。

脳ヘラ型ロボットは、脳溝の深部の脳腫瘍の摘出手術において、空間確保を行なうロボットである。多関節脳ヘラ型ロボット¹⁾⁻⁴⁾の研究も進行中であり、これを用いた場合、溝形状に沿った脳溝 (外側溝) 深部までの到達が実現できる (Fig.10~12)。本研究では、蟬谷付近の頭蓋骨の小切開口から頭蓋内に挿入して溝深部 (島部) に到達させた後の、溝の掻き分けを、対象の術動作とした (Fig.11,12)。2 機の脳ヘラ型ロボットのモデルは、機構を 2 関節 3 パーツとし、島部周辺の溝形状に沿うように作成した (Fig.13,14)。このロボットモデルは、実

Fig.12 The brain spatula type robot and the surgical procedure.

Fig.13 Design of brain spatula type robots. Fig.14 Spatula type robots.

機の脳ヘラ型ロボットをコンセプト化したものであるが、今回行なう術動作において実機と同機能を持つ。

カプセル型ロボットは、脳ヘラ型ロボットと同様に、溝を押し広げる方向へ動作し、軌道や術野確保の作業を行なうロボットである。動作開始前の初期状態では、島部付近の脳溝間に2枚シート構造が小さく納められた状態で配置される。このロボットは、現実には存在しないが、解析でロボットを評価し、設計に生かす例として考案した。このようなロボットが完成した場合、脳ヘラ型ロボットよりも低侵襲な手術が実現する可能性がある。また、カプセル型ロボットを脳腫瘍断面と仮定した場合、脳腫瘍が成長していく際に周辺の脳に与える影響(周辺の組織の応力分布)の解析として活用することができる(Fig. 15)。

また、島部の溝を術対象としたロボット手術の有限要素解析を行なうために、脳の2次元形状構造体を作成した(Fig. 16)。脳2次元構造体は、成人の頭部のMRI画像(前頭断面)を基に作成した。構造体は脳内部の力学的モデル要素を、脳皮質部の力学的モデル要素で囲う構造とした。今回、解析の対象とする手術は開頭手術ではなく小切開口を介した低侵襲手術であり、手術ロボットが脳を掻き分けるという静的動作を行なったとき脳が受ける影響をシミュレートすることが目的であるため、ラグランジュ法による有限要素解析を行ない、脳髄液の流動の影響を無視した。

Fig. 17は、Z軸方向を前頭断面の垂直方向として定義した脳の2次元形状構造体の座標系である。

Fig.15 Capsule type robots.

Fig.16 FEM model of brain. Fig.17 Coordinate system.

Fig.17 脳幹部(灰色線)の節点を6自由度すべてについて固定し、脳幹の影響を脳2次元形状構造体に与えた。

次に脳周辺部の設定として、頭蓋骨、硬膜を作成した。硬膜の幾何学形状の作成では、大脳鎌の形状に考慮した。MRI画像には骨が写らないので、解剖書⁹⁾と対応させて頭蓋と硬膜の幾何学形状を定めた。今回、脳を被い保護する硬膜を、脳2次元形状構造体が直接接触する部材とした。また硬膜は脳より充分大きな剛性を持つと仮定し、脳に対して剛体と定めた。更に硬膜の全節点は、0自由度として固定した。

脳ヘラ型ロボットとカプセル型ロボットの構成材料には硬材料を仮定した。従って、各ロボットの剛性は、軟組織の脳に比べ充分大きいとして、ロボットは脳に対し剛体と設定した。また、手術ロボットが脳表面上を移動する場合、両者の間には常に髄液が介在するので、表面潤滑層が存在すると予測できる。今回の術動作は脳に垂直負荷応力を大きく与えるものであるので、摩擦速度が充分でないこと、垂直荷重が大きいことより、解析における脳・ロボット間の摩擦は境界潤滑摩擦¹⁰⁾にあたることを考え、摩擦係数は0.01とした。

脳ヘラ型ロボット、カプセル型ロボットの出力としては、Table 2に記す5通りの移動速度を与えた。脳ヘラ型ロボット、カプセル型ロボットの上下2機のロボットは、同時に同速度で動作を開始した。また、各速度の出力をロボットが初期位置から7.5 mm移動するまで与えた。そして7.5 mm移動後、ロボットをその位置に停止させた。

Fig.17の座標系において、脳ヘラ型ロボットの上側を $[0 \ 1 \ 0]^T$ 、下側は $[-1 \ 0 \ 0]^T$ の方向に動作させた。

Table 2 Output signal.

Velocity classification	Velocity mm/s	Motion time s
Low velocity	0.005	1500
	0.05	150
	0.5	15
Medium velocity	5	1.5
High velocity	50	0.15

Fig.18 Von Mises stress distribution (Brain spatula type robot).

Fig.19 Scale of Von Mises Stress.

カプセル型ロボットの上側を $[1 \ 1 \ 0]^T$, 下側は $[-1 \ -1 \ 0]^T$ の方向に動作させた。応力分布図は主応力の評価としてミーゼスの相当応力によって求めた。

6. 解析結果に基づく術前計画

術前計画は、解析によって得られた動画の結果(変形挙動、応力分布)を基に考察した。

脳ヘラ型ロボットを用いた手術の解析結果を Fig. 18 に、各応力分布図におけるミーゼス応力値スケールの定義を Fig. 19 に示す。また、カプセル型ロボットを用いた手術の解析結果を Fig. 21 に示す。

6. 1 脳ヘラ型ロボット

1) 高速 (50 mm/s)

脳ヘラ型ロボットの出力速度を高速 50 mm/s で動作させた場合、ロボットの動作を開始させた直後から Fig. 20 に示す D 部の応力値が増加した。また脳に大きな歪速度が加わったため、低速のときよりも、ロボット接触部(E, F 部)の応力が増加した。そして D 部に G 部中心の剛体回転の変形を生じ、D 部は硬膜と接触した。高速出力において大脳半球左側の回転や接触は見られなかった。

ロボット高速動作時には、D 部以外で脳と硬膜の接触はほとんど見られず、硬膜との接触部が起点の応力増加は少なかった。一方、ロボットとの接触部を起

Fig.20 Zones for evaluation.

点とした応力分布は顕著であり、左大脳半球だけではなく右大脳半球にも、その影響が及んだ。B 部は最終的に硬膜と接触するが、低速の場合とは様子が異なった。

また、脳はロボットの各パーツに完全に接触せず、各パーツの面に対して反発し跳ね返る挙動(以後、“バウンド”と記す)を示すこともあった。そして、このバウンドの影響により、脳の構造体を構成する任意要素でミーゼス応力値の増加減少の繰り返しが生じた(以後、応力振幅値によって定義された、このような応力状態を“不安定”と記す)。以上より、ロボットの出力速度として高速は不適切と考える。

2) 低速 (0.005~0.5 mm/s)

脳ヘラ型ロボットが出力速度 0.005, 0.05, 0.5 mm/s で島部周辺の溝を押し広げるとき、ロボット同位置における脳の変形挙動の様子やミーゼスの相当応力の応力分布図は、全体的にほぼ同様であった。また、脳の変形挙動・応力状態は前述の高速の術動作中の変形挙動・応力状態とは全く異なった。

脳ヘラ型ロボットを低速で動作させ、溝を押し広げ始めると、Fig.20 に示す左大脳半球の B 部は硬膜と接触し、C 部のミーゼス応力が増加した。そして接触により生じた応力は B 部から D 部に伝わった。ロボットが更に溝を押し広げると、右大脳半球の A 部が硬膜に接触し、直後、左大脳半球の I 部も硬膜に接触し

Fig.21 Von Mises stress Distribution (Capsule type robots).

た。そして A 部から脳内側にかけて応力が発生した。また、術動作中、脳は脳幹拘束部を中心として剛体的に回転する挙動を示した。

一連の動作中、応力分布は主に左大脳半球に現れ、右大脳半球には A 部の接触によるわずかな応力しか現れなかった。つまり低速出力とすると、右大脳半球への影響が小さい術動作が実現できると考える。また、術動作中、脳の構造体を構成する任意要素の応力状態が増加減少を繰り返すことはなかった(以後、このような応力状態を”安定”と記す)。よって、ロボットの出力速度として低速は適切と考察する。

3) 中速 (5mm/s)

脳ヘラ型ロボットに中速 5 mm/s の出力を与えた場合、術中の脳の応力状態(ミーゼスの相当応力)は出力速度が低速の場合とほぼ同様であった。しかし、脳の変形挙動については、出力速度が高速の場合と同様の挙動がごくわずかに生じた。よって、出力速度が 5 mm/s より大きくなった場合、脳の応力状態・変形挙動は高速時の様子に近くなり、不安定になる可能性がある。

6. 2 カプセル型ロボット

カプセル型ロボットの速度 0.005, 0.05, 0.5mm/s (低速)の術動作において、脳の応力分布や変形挙動は共通であった。(ただし 0.005mm/s では中断。)また、50mm/s (高速)の術動作では応力分布の拡大や、任意要素における応力の増加減少の繰り返しが見られた。5 mm/s(中速)では応力分布が低速動作のものとはほぼ同様で、変形挙動は高速動作のものに近かった。

カプセル型ロボットを用いた場合、脳内応力分布、変形挙動、接触は、脳ヘラ型ロボットを用いた術動作と異なった。

例えば、カプセル型ロボットの全ての速度の術動作において Fig.20 に示す A 部は硬膜に接触しなかった。また高速の場合にも、脳ヘラ型ロボットのように術動作影響の応力が右大脳半球に及ぶことはなかった。よって、応力分布を左大脳半球内に抑えたい場合、カプセル型ロボットの手術は有効と考える。しかし、カプセル型ロボット接触部付近に生じる応力は、脳ヘラ型ロボットのものよりも大きかった。したがって接触部応力の抑制を目的とする場合、カプセル型ロボットの使用は不適当と考える。

また、カプセル型ロボットを低速で動作させた場合、

上下ロボットが脳表面に接触する時間差が大きいため、脳の挙動として脳幹拘束部を回転中心に揺れが現れた。そして C, D 部が大きく変形しながら硬膜に接触すると同時に、B 部も硬膜に接触した。一方、カプセル型ロボットを高速で動作させた場合は脳幹拘束部を回転中心とする揺れは生じなかった。

6. 3 まとめ

解析結果より、脳の応力状態の安定に重点を置く場合、ロボットの出力速度が 0.05 mm/s 以下(低速)のとき、脳内の応力状態は十分に安定であることが分かった。出力速度 50 mm/s(高速)では危険であり、5 mm/s (中速)では 50 mm/s の変形挙動の特徴を帯び始めるため注意が必要であった。これは、脳ヘラ型ロボット、カプセル型ロボットに共通する事項であった。また今回の出力設定では、カプセル型ロボットによる術動作の方が、脳ヘラ型ロボットよりも右大脳半球に応力の影響が及ばないことが分かった。ただし、ロボット接触部の脳の応力を抑えることを目的とする場合は、脳ヘラ型ロボットの術動作の方が好ましかった。これらの比較より、ロボットの形状と出力を評価してロボット手術プランニングに用いることの重要性が確認された。

7. 結論

豚脳の材料特性試験を行ない、結果を基に脳の力学的モデルを作成した。力学的モデルで円柱試験片を構成し、引張試験を解析で再現したところ、モデル応答の応力歪線図と実際の試験結果の応力歪線図には良い一致が確認できた。そして脳の 2 次元形状構造体を対象としてロボット手術の有限要素解析を行なったところ、ロボットの出力速度 0.5 mm/s 以下では安全な術動作が行なえることが分かった。また、右大脳半球への応力の影響を抑えるにはカプセル型ロボット、ロボット接触部の応力を抑えるには脳ヘラ型ロボットが有効なことが分かった。本研究の結果から、脳の力学的モデルを用いて脳内の力学的状態を把握することは、より安全な手術ロボットナビゲーションの術前プランニングを実現するために必要不可欠であることが分かった。

8. 今後の展望

本書では、より安全かつ定量的な手術ナビゲーションの実現に必要な、力学的情報に基づくロボット手術のプランニングについて報告した。今回、本

研究では、脳の力学的モデルの考案、さらに検証(引張試験)に取り組んだ上でロボット手術解析を行なったため、脳の力学モデルの応答値に信頼性を与え、手術プランニング等の考察を行なった。今後は、解析結果の信頼性についても In vivo 実験, MRI 実験などを通して検証していく予定である。具体的には以下の項目の検証実験を予定している。

8. 1 血管、髄液の影響の定量化

本報告では、脳モデリングの第一段階として、脳を等方性均一組織と仮定してモデル化を行なった。しかし、手術プランニング結果の信頼性を高めるためには、脳が血管等の複雑構造を含む異方性不均一組織であることや、髄液流動の影響を受けることを考慮して脳モデルを構築する必要があると考える。

In vivo の脳には血管(血流、血圧)や髄液流動の影響があるため、それらが脳の力学特性にどのような影響を与えているのかを定量的に把握し、モデルに加える必要がある。本研究では、今後、In vivo 実験を行なうことによって、血管構造を加えた脳モデルと、本報告で提案した脳モデルの応答の相関を求め、血管増強等の影響を定量的な値として導出することを検討している。また今回は、境界潤滑摩擦によって髄液に間接的な影響力を持たせたが、今後は髄液領域、また圧縮時の浸潤等について考慮し、その影響を検証する。

8. 2 脳ヘラ型ロボットの面圧センサ情報との対応

脳の応力状態、挙動、接触の把握に、手術ロボットの面圧センサの情報は何処まで有効かを確認するため、脳ヘラ型ロボットの先端に面圧センサを設置し実験を行なう(面圧は実機の脳ヘラ型ロボットでセンシング可能なパラメータである)。この実験は、脳の力学的モデルの妥当性を確認する検証実験の意味合いと、面圧センサの計測値と脳の応力状態・変形挙動の相関を求める計測実験の意味合いも持つ。術中に取得できるロボットに設置した面圧センサ情報と、術前に取得できる力学モデル応答情報を対応させ相互に補間することにより、実際のロボット手術への対応性を高めた術前プランニング(ロボット手術ナビゲーション)が開発できる。

有限要素解析の予備実験を行なったところ、各動作速度において、脳ヘラ型ロボットに設置した面圧センサが感知した圧力は、ロボットとの接触部における

脳の応力状態に依存した。したがって、実際の手術においてもロボット各パーツに面圧センサ(各成分)を設置すれば、接触部近辺の脳の応力状態や変形挙動を把握できる可能性がある。一方、ロボット接触部から離れた脳内部の応力状態や変形、接触を求めることを目的とした場合は、力学的モデルによって脳全体の応力分布、挙動を求めることが有効であった。したがって、面圧センサ値と力学的モデルによる情報(脳内部の応力状態、変形、接触)を対応させれば、安全な術動作を実現可能であると予想できる。今後は有限要素解析における面圧センサの有効性検討だけではなく、In vivo 豚実験をMRI内で行ない、力学モデルによる術前計画の妥当性、面圧センサ計測の有効性を比較検証し、実際のロボット手術への対応性を高めていく予定である。

文献

- 1) 岡本淳, 南部和哉, 飯田益久, 藤江正克, 梅津光生, 伊関洋. 低侵襲手術用多自由度脳ヘラ型マニピュレータの開発. ロボティクス・メカトロニクス講演会. 2003: 2P2-2F-D1.
- 2) Okamoto J, Iida M, Nambu K, Fujie MG, Umez M. Development of multi-dof brain retract manipulator with safety method. Proceedings of 2003 IEEE/RSJ International Conference of Intelligent Robots and Systems. 2003: 2594-2599.
- 3) Okamoto J, Iida M, Nambu K, Fujie MG. A New Method to Extend Applicable Area of Minimally Invasive Neurosurgery by Brain Retractor Manipulator. Proceedings of 6th International Conference of Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention. 2003: 190-197.
- 4) Okamoto J, Iida M, Nambu K, Okayasu H, Fujie MG, Umez M, Iseki H. Development of multi-DOF brain retract manipulator for minimally invasive neurosurgery. Proceedings of the 17th Congress and Exhibition of Computer Assisted Radiology and Surgery, 2003: 522-528.
- 5) Willems PWA, Noordmans HJ, J.W. Berkelbach van der Sprenkel, J.J. van Overbeeke, Viergever MA, Tulleken CAF. The impact of auditive feedback on neuronavigation. Proceedings of the 17th Congress and Exhibition of Computer Assisted Radiology and Surgery. 2003: 476-481.
- 6) Helminen H, Alakuijala J, Oikarinen J, Lonhialmi Y, Sallinen S, Koivukangas J. Modeling neuronavigator. Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 1993: 948-949.
- 7) <http://www.physiome.org/>
- 8) Miller K, Chinzei K. Mechanical properties of brain tissue in tension. vol.35, Journal of Biomechanics 2002; 35: 483-490.
- 9) Rohen JW. アトラス 解剖学カラーアトラス. 第4版. 医学書院, 1999.
- 10) 日本潤滑学会. 改訂版 潤滑ハンドブック. 養賢堂, 1987.