

座の変形に対する医用画像の

術中補正に関する研究

片岡弘之

①

脳の変形に対する医用画像の
術中補正に関する研究

片岡 弘之

目次

第1章 序論	1-1
1-1 脳外科手術における医用画像	1-2
1-2 医用画像の術中利用の問題	1-5
1-3 脳変形に対する術前画像の補正	1-8
1-4 力学の逆問題による術前画像の補正	1-10
1-5 本章のまとめ	1-12
第2章 本論文の目的	2-1
第3章 術中の構造情報に基づく脳画像補正法の構築	3-1
3-1 術前／術中の脳構造の取得	3-2
3-2 画像に対する力学の導入と画像の補正方法	3-6
3-3 術中脳構造推定への変形モデルの導入	3-9
3-3-1 変形モデルの導入	3-9
3-3-2 変形モデルの作成	3-10
3-3-3 変形モデルから術中頭部画像の再構成	3-12
3-4 力学逆問題解析による術中脳構造の推定	3-14
3-4-1 本研究における脳変形の定義とそのメカニズムに関する考察	3-14
3-4-2 脳のバイオメカニクスの現状	3-16
3-4-3 物性値の調整による術中脳構造推定	3-18
3-4-4 付加荷重による術中脳構造の微調整	3-24
3-4-5 術中アプリケーションのための計算省力化	3-25
3-4-6 計算アルゴリズムのまとめ	3-28
3-5 考察	3-30
3-6 本章のまとめ	3-31
第4章 術中脳構造推定に対する評価	4-1
4-1 弾性物性の数値モデルによる評価	4-2
4-1-1 数値モデルの準備	4-2
4-1-2 構造推定の精度に対する物性値の影響	4-3
4-1-3 構造推定の精度に対する拘束条件の影響	4-7

4-1-4	構造推定の精度に対する荷重条件の影響	4-9
4-1-5	構造推定の精度に対する参照形状の影響	4-10
4-1-6	構造推定の精度に対する使用モード数の影響	4-10
4-1-7	まとめ	4-13
4-2	非線形物性の数値モデルによる評価	4-15
4-2-1	数値モデルの準備	4-15
4-2-2	数値モデルの変形に対する構造推定の精度評価	4-15
4-2-3	考察	4-17
4-3	軟質物体による評価	4-21
4-3-1	変形ファントムの準備	4-21
4-3-2	ファントムの変形に対する術中構造補完の精度評価	4-23
4-3-3	考察	4-24
4-4	in vitro の豚脳の圧縮変形による評価	4-27
4-4-1	評価実験方法	4-27
4-4-2	脳形状の取得	4-28
4-4-3	in vitro 豚脳ファントムに対する術中構造補完法の評価	4-29
4-4-4	考察	4-32
4-5	考察	4-36
4-6	本章のまとめ	4-37
第5章	脳画像補正法の手術ナビゲーションへの実装	5-1
5-1	開頭術における手術ナビゲーションシステムの利用	5-2
5-2	脳画像補正法の手術ナビゲーションシステムへの実装方法	5-7
5-3	本章のまとめ	5-9
第6章	考察	6-1
6-1	術中の構造情報に基づく脳画像補正法に関する考察	6-2
6-2	ファントムによる脳画像補正法の評価に関する考察	6-4
6-3	脳画像補正法の手術ナビゲーションシステムへの実装に関する考察	6-5
6-4	今後の展望	6-6
第7章	結論	7-1

謝辞

References

関連発表論文一覧

第1章 序論

本章では、脳外科手術における医用画像の役割とその術中利用で問題となる脳の変形について述べ、脳変形への対策としての本論文の研究対象を定める。

本章の構成

- 1-1 脳外科手術における医用画像
- 1-2 医用画像の術中利用の問題
- 1-3 脳変形に対する術前画像の補正
- 1-4 力学の逆問題による術前画像の補正
- 1-5 本章のまとめ

1-1 脳外科手術における医用画像

現代の医療現場において、医用画像と呼ばれる画像情報は、人間の肉眼では把握しきれない体内の状態を視覚的かつ低侵襲に知りうる手段として、患者を診断、治療する上で必要不可欠な存在となっている。医用画像は、Roentgenの発見したX線による人体の二次元透過投影像から歴史が始まるが、現在に至っては、計算機の急速な進歩に伴い実現されたCT (Computed Tomography) 技術や画像処理技術により三次元化が進み、Fig. 1-1のように体内臓器の形状や構造が立体的に可視化されるようになっている。また、各種計測機器の発達により、MRI (Magnetic Resonance Imaging) や超音波エコー診断装置、PET (Positron Emission Tomography) といったX線以外の計測装置も充実し、病変部位に対して複数の計測手段を組み合わせることで形態、機能の両面から診断することも可能となってきた。

この医用画像の用途はこれまで診断が主流であったが、最近では治療、特に外科手術にも積極的に役立てようとする動向がある。外科手術のプロセスは、術前の診断、手術計画(術式の決定)、手術、術後経過の確認から成り立っているが、手術計画においては、画像から抽出された三次元の体内情報を用いて計算機内で術式のシミュレーションを行ない、最適な術式の決定を支援する研究が脳外科[Vaillant97]、腹部外科[Dohi90](Fig. 1-2)、そして特に整形外科[Münchenberg98]の領域で盛んに行われている。また手術過程においても、内視鏡画像や超音波エコー画像は肉眼の届かない部位に対する視覚の代用として重要な役割を果たし、術前に撮影されたMRI等の画像も患部周辺の構造や手術計画を術中に再確認するために利用されている。さらに近年、侵襲部位を小さく抑える低侵襲手術(Minimally Invasive Surgery)に向けて新しい術式や手術機器の開発が進められており、例えば脳腫瘍に対して小さな開頭領域から正確に穿刺を行う脳外科手術用カテーテル穿刺マニピュレータ[Kato97]や、微小鉗子を取り付けたマニピュレータによって数mm程度の範囲内での手術を可能にするTele-Micro-Surgeryシステム[Mitsuishi97]など、手術へのロボティクスの導入も研究されているが、医用画像はこれらの手術支援用ロボットに対しても、ロ

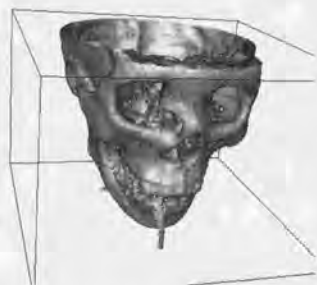


Fig. 1-1 X線CT画像から頭蓋骨を三次元的に可視化

ロボットの動作や患者とロボットの干渉などを視覚的にモニタしたり、ロボットの動作を計画する上で不可欠な存在である。

このように医用画像が手術に様々な形で導入される中で、画像誘導下で手術を進行するというアイデアが登場した。このような手術は画像誘導手術(Image Guided Surgery)と呼ばれ、今日あらゆる外科領域への応用に向けて国内外を問わず研究が進められているが、脳外科領域は特にその先駆的な役割を果たしている。その理由としては、脳外科では肉眼の届かない頭蓋内を扱う必要から医用画像が診断で重要な位置を占めており、手術もその画像情報を基に計画されていること、部位が固い頭蓋骨に囲まれているために内部の動きが小さく、また頭蓋骨を利用することで実物と画像との位置合わせ(Image Registration)が比較的容易であること、脳神経は細部に至るまで重要な機能を保持しているため、他の外科領域と比べて手術操作に格段に高い精度を要求されることなどが挙げられる。

脳外科手術では、顕微鏡あるいは内視鏡を用いて狭い空間内で手術を行うことが多いため、術野に没入し方向感覚を失いやすい(Disorientation)。そのため、医用画像を用いて位置の把握を行う手段として手術ナビゲーションシステムが開発されたが、現在では画像誘導手術の代名詞的存在とまでなっている。このシステムは、手術時に三次元ポインティングデバイスを用いて患部付近のある点を指し示すと、術前に撮影されたX線CT等の三次元画像上で対応する点の位置を表示することで、術者が手術部位付近の構造の把握を行う支援をするものであり、ポインティングデバイスに機械式アーム[Kosugi88]や磁気式位置センサ[Kato91]、光学式位置センサ[Maurer95]を用いたものなど様々な種類が開発され、既にその一部は商品化(Fig. 1-3)もされている。また、画像を用いた手術の誘導方法には、他にも術中の患者のビデオ画像に術前の医用画像から作成した体内CG(Computer Graphics)を合成する手法[Grimson95]や、患部付近の立体映像をハーフミラーを用いて術者の視野に重ねる Volumegraph[Iseki97]などの研究が進められている。

以上のように、脳神経外科手術では、医用画像は診断のみならず手術の進行を誘導するという重要な役割を持っており、この傾向は手術の低侵襲化と共にさらに進むと考えられる。また、それに伴い、医用画像も画質や解像度、撮像方法などに関して手術誘導の目的に適した改良がなされる必要がある。

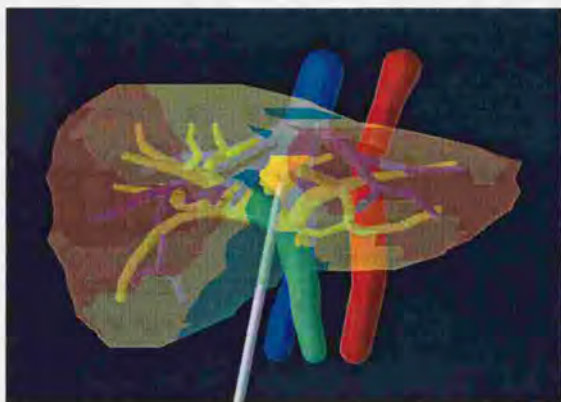


Fig. 1-2 肝臓のカテーテル穿刺術に対する穿刺危険度を肝表面にマップ表示した例
(東京大学大学院工学系研究科精密機械工学専攻土肥・佐久間研究室 提供)



Fig. 1-3 脳外科手術用ナビゲーションシステム「ニューロナビゲータ」
(瑞穂医科工業製、カタログより引用)

1-2 医用画像の術中利用の問題

画像誘導手術のように医用画像を定量的に術中に利用する場合、画像情報と実際の患者の対応が重要となる。特に、医用画像の特徴は組織の形態や構造を把握するのに優れている点であるため、画像の持つ位置情報を患者を含む実空間と適切に対応させることが最大の課題である。そのため、画像空間と実空間を幾何学的に対応させる方法がImage Registrationとして盛んに研究され、対応誤差の低減が試みられている。対応方法には、大別するとマーカを用いる方法と頭部形状を参考にする方法の2種類がある。

マーカを用いる方法では、術前画像の撮影時に患者頭部にマーカを複数個取り付け画像撮影を行ない、手術時にもそのマーカの実空間における位置を位置センサなどで計測し、画像内でのマーカ位置と実空間でのマーカの座標を対応させることで画像空間と実空間の対応を取る。この方法において誤差要因となるのは、画像の歪み、画像内のマーカ位置の算出、画像撮影時と手術時におけるマーカの物理的なずれ、三次元位置センサの測定誤差、画像空間と実空間の座標変換の適正さなどがある。

画像の歪みは、撮像原理に起因する。例えばMRIでは、生体内の核磁気共鳴現象を計測しているために周囲の磁場の影響を受けやすく、磁場の歪みがそのまま画像の歪みになる。磁場の歪みは撮影対象によっても引き起こされ、歪み方も一律でないため、画像の歪みを完全に取り除くことは出来ない。X線CTでは、直進性の高いX線を用いるため生体に対しては比較的画像の歪みが小さいが、場合によっては金属フレームを患者に付けたまま撮影することもあり、金属によるアーチファクトが生じることもある。画像を定量的に扱う場合は画像が正確であることが前提なので、このような画像の歪みは極力少なくなるように装置や撮影方法の改善が必要である。但し、頭部においてはこの歪みは医療現場で通常用いられる撮像プロトコルでの解像度以下であることが多く、大きな問題にはなっていない。

画像内のマーカ位置の算出に関する誤差は、マーカが画素として表現されることに起因する。マーカには、画像上で判別可能なように解像度以上の大きさのものが使用されるが、そのため1つのマーカが複数の画素の集合体として表現され、一般にはその重心がマーカ位置として算出される。しかし、画像からマーカの画素を選択する際に、境界が必ずしも明確でなく、画素のしきい値の設定によってマーカの画素の取捨が変化し、重心の位置もそれによって変化する。また、画素の空間的位置には解像度分の誤差が含まれる。これによるマーカ位置の誤差はおおよそ画像解像度と同程度[Ellis96]である。

マーカの物理的なずれは、マーカによるImage Registrationにおいて最大の誤差要因と考えられている。マーカは、正確な計測のためには頭部に完全に固定されることが望ましい。そのため、海外では頭蓋骨にネジで固定する形式のマーカが用いられることがあるが、外見と侵襲性で患者への負担となるため、国内では頭皮上に張り付ける形式のマーカが採用されている。そのため、マーカが確実に固定されず動いたり剥がれたりしやすい。また、術前画像の撮影時と手術時に1日～2週間程度の時間的な間隔が空いており、その間の患者の生活（入浴等）があるので、マーカを患者に付けたままにすることが難しい。さ

らに、マーカに有限の大きさがあるので、手術時のマーカの位置計測においてマーカのどこを測定するかによってマーカ位置が異なる問題もある。従って、歯を利用してマーカを確実に固定する[Bale96]などこれらの問題に適したマーカの開発が望まれる。

三次元位置センサの測定誤差は、計測装置とその使用方法に依存する。脳外科手術では、位置計測装置として機械式アームや磁気式、光学式、超音波式のセンサなどが試みられているが、これらは元々仮想現実感や模型のCGモデリングなどでの使用を前提に設計されたもので手術用ではないため、手術室内で外科医もしくは看護婦が操作を行う環境の下では、装置製造時に測定された実験室的な精度を確保することが困難である。また、磁気式位置センサでは周辺の磁場の歪みによって計測誤差が生じるなど、装置の特性に依存した誤差も存在する。従って、装置に関しては手術室での使用に適した計測手段の選択と設計が必要であり、装置の使用方法にも手術を妨げない範囲で精度を確保する工夫を要する。

画像空間と実空間の座標変換の誤差は、主にマーカの配置と計測誤差に依存する。座標変換の関数は画像と実空間でのマーカの座標値の対応から求めるが、マーカの配置が平面的である場合、その座標変換関数は平面の法線方向に誤差を生じやすい。また、マーカの数については幾何学的には3つが空間対応における必要十分条件であり、Image Registrationの研究においてもマーカとして3点のみを使うケースがあるが、計測誤差を考慮すると特に回転変換の誤差に起因する誤差はマーカから離れるほど拡大される傾向があるため、4つ以上のマーカを冗長に用いて患部などの関心領域がマーカに囲まれるようにマーカを配置することが理想である。

以上のようなマーカによる画像空間と実空間の対応に対し、頭部形状を用いて画像-実空間対応を行う方法がある。これは、頭部の形状を術前画像と実空間の両方でサンプリングし、その形状が最も一致するような座標変換を求める方法[Jiang92]で、マーカのずれのような精度管理に対する不安定な要素が少なくなる。しかし、精度良い対応のためにはサンプリングする形状に凹凸が必要になるので、この方法では顔をサンプリング形状に用いることが多いが、一般には開頭部以外はドレープで覆うために形状測定ができず、また画像取得も脳のみならず顔面も含めることになるので侵襲やコストの増大につながる。

このように画像-実空間対応が研究されるうちに、幾何学的な変換だけでは対応しきれない重大な誤差として「脳変形(Brain Shift)」が問題提起[Isek194]され、最近注目され始めている。これは、開頭術において脳自体が変形するために、画像誘導に用いる術前画像の脳形状と実際の形状が異なるという、術前画像を術中に用いる場合に特有な問題である。

開頭術では、頭蓋骨の中に密封されていた脳が露出するため、脳を取り巻く力学的環境が変化する。例えば、脳には多量の脳脊髄液(Cerebrospinal Fluid (CSF))が含まれているが、開頭を行うとその液相が閉鎖系から開放系となる。また、手術によって開頭部分から術者が脳に外力を加えるという要因も加わる。このため、軟質の脳が影響を受けて術中に変形する結果となる。実際に[Hill97]に示されているように、脳の表面において最大で50mm近い変形が観測されることもある。顕微鏡下で進行する脳外科手術にとって、この値の誤差は無視できない大きさであり、画像誘導手術に術前画像を用いることに対して見直しをする必要が出てきた。

以上のように、医用画像を術中に定量的に利用する場合には、幾何学的に画像と実空間を対応させる方法が必要となるが、特に術前画像を用いる場合には、それによる誤差以外にも術中の脳変形への対策が必要となる。

1-3 脳変形に対する術前画像の補正

画像誘導手術のために開発されてきた脳外科手術用ナビゲーションシステムは、これまで解像度の点から術前のX線CTやMRIの画像を用いてきたが、術中の脳変形のため、結果的に比較の変形の少ない領域で用いられるか、あるいは手術開始から脳の変形の大きくない間のみ利用されるのが現状である。ナビゲーションシステムを術中により活用するためには、脳変形に対して何らかの対策を講じる必要がある。

脳変形に対する最も優れた対策は、術前画像の代わりに術中画像を用いてリアルタイムに情報を得て手術を誘導することである。術中に使用可能な画像には、一般病院に普及しているものとして血管内手術などで用いられるX線透過像や超音波エコー画像、内視鏡画像などがある。しかし、これらの画像は、X線CTのような三次元画像ではなく二次元画像として得られるため、三次元的な位置情報を提供するナビゲーションには不適切である。超音波エコー画像では三次元化の研究[Ohbuchi92]も行われているが、X線CTやMRIに比較して解像度が低く、また画像が物性の音響インピーダンスに依存するため、部位によって画像としての映りやすさが異なり、あらゆる状況で使用可能なわけではない。

また、解像度の高いX線CTやMRIが手術用にも開発されており、一部の病院に導入されている。これらは、手術中の画像装置としては現存する中で最も解像度の高い三次元画像を提供し得るが、導入時のコストや設置環境から一般の病院に直ちに広く普及するとは考えにくく、使用方法に関しても術中に用いることに対し大きな制限があるため、術前画像と同じ条件での撮影ができるとは限らない。この点に関する詳細な議論は、術前・術中画像の性質として第3章において行う。

このように、一般の手術環境において術中に画像誘導に適した画像を得ることは、現状では困難であるため、術前画像は患部付近の詳細な構造を把握するのに依然として重要であり、手術における患部の情報源として術前画像は欠かせない。また、画像装置や造影剤等の撮影方法によっては術前のみ撮像可能な画像もあるため、術前画像を術中の状況に合わせて何らかの形で補正できるならば非常に便利であると期待される。

術前画像を術中の状況に合わせて補正するには、術中の変形を表す情報の取得と補正の仕方が問題となる。ここで、術中の変形を表す情報として二次元もしくは三次元画像が得られるならば、画像マッチング(Image Matching)の手法が適用できる。この手法は、X線CTとMRIのように同一の部位に対する撮像原理の異なる画像をMultimodalityとして統一的に扱う、もしくは解剖学の教科書の解説付きの画像を実際の患者に立体的に合成する[Christensen94]ために開発されたもので、対象が同一だが三次元形状の異なる1組の画像に対し、一方の画像を歪めることによって他方に一致させることで画像の一致を図る方法である。初期の頃はアフィン変換によって画像同士を重ね合わせようとしていたが、最近では可変形モデル(Deformable Model)を用いて画像中のあらゆる部分を自由に變形させる方法が開発され、脳[Rohr96]や首[Grabowski98]などに対して応用が行われている。

画像マッチングで用いられる可変形モデルは、画像同士を一致させることを前提に設計されているため変形自由度が大きく、様々な形状に対応可能である半面、変形目標として

画像規模の十分な形状情報が得られない場合は正確な変形を表現できない欠点があり、変形後の形状として[Bucholz97]のように予め画像の対応部分を手入力するなどの工夫が必要となる。開頭術の場合、術中に得られる脳の形状情報は、術中のX線CTなどを用いない限り脳の形状全体を捉えることは不可能であり、開頭部に露出している脳の表面あるいは超音波エコー画像に映し出される脳室程度しか形状が得られない。従って、画像マッチングにより良好な変形後の形状が得られるとは考えにくい。

変形後の形状情報が少ないために生じるこのような画像マッチングの問題は、可変形モデルの変形自由度の多さにあるため、可変形モデルにさらに変形規則を付加することで対処可能と考えられる。そこで、脳の変形が力学現象であることに注目して、新たな変形規則に力学を採用する方法が期待される。

以上のように、脳変形に対して術中画像が手術の画像誘導に不十分なため、術前画像を補正して使用することが必要であり、その補正方法には画像マッチングの可変形モデルの変形規則にさらに力学を取り込んだ方法が期待される。

1-4 力学の逆問題による術前画像の補正

三次元的な臓器構造のモデルを力学によって変形させる既存の考え方には、大別して2通りがある。1つは、モデルを操作者の意思で自由に変形させる操作性に重点を置く方法であり、もう1つはモデルが実物と同じ挙動を示す現実性に重点を置く方法である。

前者は、Virtual Reality(VR)を応用した手術シミュレーション[Suzuki97]などで利用される方法[Nielsen95]で、モデルは操作者による形状や外力の入力を受け、その条件を満たすように変形する。入力される条件は操作者の意思によって刻々と変化し、その変形はVRのインタラクティブ性を損なわないように速度優先の極力簡単な計算、すなわちモデルを中空のパネーマス系として扱う変形計算によって決定される。このため、モデル外形は必要な形状に自由にすばやく変形することが可能であるが、中実な物体に対する内部の変形計算を行っておらず、また変形計算を単純化しているため実際の物性から外れた挙動になり、手術シミュレーションではその挙動が現実的でないことが常に問題視されている。

一方、後者は、生体の数値力学解析[Takizawa91]で用いられる考え方で、モデルには現実の物性値や拘束条件、荷重条件が考慮され、物性を反映する構成方程式に基づいて変形する。この場合、計算結果は初期設定に従って一意に定められるため、モデルの設定が現実の物性や条件に適していれば正確な変形を表現できる。但し、この計算には一般には有限要素法が用いられるため大規模で時間がかかり、VRのようなインタラクティブな操作には向いていない。また、この場合においても有限要素法が適用可能となるように物性をある程度簡素化しているために、生体のような複雑な物性に対しては結果が現実の変形と完全に一致する保証がない。なお、前者に対しては、設定に依存する誤差の見積もりが理論的に可能である点で有利である。

前節で提案した脳の変形モデルの変形において、手術ナビゲーションへの応用から変形精度が重要として後者の方法をとる場合、脳に対して有限要素法などの大規模な力学解析を行うことになる。しかし、現時点においては脳の挙動を数値的に正確に記述できる構成方程式や物性値が解明されていないため、計算コストの割に結果の信頼性が低い。また、膨大な計算時間を要するために術中に計算することは不可能で術前に予め計算することになるが、脳の変形は開頭部位や術者の脳への干渉など術中の状況に依存し、術前にこれを予測することは困難である。従って、この場合の術前における脳モデルの変形計算は無意味となる可能性がある。

一方、可変形モデルが術中の脳の構造を最も反映するように、変形過程にある術中の実際の脳の内部構造に関するデータを与えて、それに一致するようにモデルを変形させる前者の方法を用いる場合、術中にモデルの変形をリアルタイムに算出可能で、かつ実際の構造に一致させた部分については変形精度の信頼性が高くなる。しかし、ナビゲーションに最も必要な脳内部の変形が算出されないという重大な支障がある。

これら2つの方法は、精度を犠牲にして計算速度を得る、あるいは計算速度を犠牲にして精度を得るという相反する性質を持つために、両方を同時に完全に満たすことはできない。しかし、計算速度や精度を多少妥協することで両者の性質を持たせることは可能であ

る。即ち、力学解析における逆問題を応用することで、力学解析を用いつつ実際の術中の変形過程のデータを結果に反映させることができる。

逆問題とは、[Kubo92]の記述に従うと原因から結果をたどる順問題に対する逆の命題として位置付けられており、力学においては種々の初期条件から結果を導く順解析に対して初期条件の幾つかが欠落している場合にそれを求めることが逆問題解析となる。具体例としては、構造設計を行う際に応力の最大値などの目標条件を満たすような部材の長さや材質などの設計を決定する構造シミュレーションが挙げられる。脳モデルの変形に対して逆問題解析を適用する場合には、実際の変形した脳の内部構造のデータを目標構造として解析に加えて解析に対する拘束を増やす代わりに、初期条件の幾つかを未知数として扱う必要がある。ここで、脳のバイオメカニクスの解明が現段階で未だ未熟な状況を考慮すると、脳の物性を未知数とする方法が考えられる。脳のバイオメカニクスの現状に関しては、第3章で詳細に議論を行う。

生体の物性値を未知数として逆問題を解く方法には他にも利点がある。生体を構成する組織は、工業材料と異なり自然発生的に生成されるため、元来不均質である。従って、その物性値も一定の値ではなく、部位や個体によってある幅を持つことになる。そのような場合に物性値を一意の値に決定して力学順解析を行っても、大雑把な挙動を示すことはできるが細部の挙動までは表現できない。ここで、逆問題を用いて変形結果の一部を利用することで、物性値の不定性がある程度吸収することが可能である。

筆者らはこの考えに基づき、脳を中実な弾性体と仮定して、変形後の脳の表面形状を目標構造としてヤング率を求める研究[Kataoka96]を行った。しかし、物性値を正確に算出する力学解析に重点を置いたため、演算中に有限要素法自体を繰り返すことになり、術中にリアルタイムに脳内部の変形した構造を求めるという要求を根本的に満たすことが出来なかった。そこで本研究では、より計算速度を優先して術中にリアルタイムに変形を求めることに重点を置き、物性値を未知変数とすることは変わらないが正確に求めることをやめることで、リアルタイムに内部構造全体を求める方法を採用する。また、このような研究においてこれまで行われなかった精度の検証を通して、精度の向上を目指す。

1-5 本章のまとめ

本章では、外科手術の低侵襲化に伴い登場した医用画像を術中に定量的に利用する画像誘導手術を紹介し、その際に障害となる術中の脳変形に対して、外科手術における医用画像の役割を考慮することで術前画像の重要性を再確認し、術前画像を補正することで術中にも利用できる可能性と術前画像の補正方法として力学逆問題を用いる指針を示した。この背景に基づき、以降の論文構成は以下ようになる。

第2章では、本論文の目的をまとめる。

第3章では、術前、術中に計測可能な脳構造について検討を行ない、そこから得られる術中の脳の構造情報を基に術前画像を補正する方法として、可変形モデル及び力学逆問題解析に基づく変形規則の構築を行う。

第4章では、第3章で構築した術前画像の補正法に対して、ファントムによる実験を通して補正精度の評価と補正に最適な各種の条件の検討を行う。

第5章では、本論文で構築した術前画像の外科手術支援への応用として、脳外科手術用ナビゲーションシステムへの実装について考察を行う。

第6章では、本論文に関する全体的な考察を行い、第7章において結論を述べる。

第2章 本論文の目的

前章での議論に基づいて定めた、本論文における研究の目的を以下に記す。

(1) 脳の変形に対して術中の脳の内部構造の情報を用いて術前画像を補正する方法の構築

術中脳変形に対し、術中に得られる脳の内部構造の情報と脳に対する力学的な洞察を利用することで、本来不可視な術中の脳内構造を推定し、それに基づき術前の医用画像を補正する方法を構築する。その際、補正にバイオメカニクスを反映させる方法として逆問題解析を利用する新しい方法を提案し、さらに術中に計算を行うことを前提に計算コストを抑制しつつ構造推定精度を向上させる計算方法を設計する。

(2) 上記画像補正法のファントム実験による精度評価

(1)において構築された画像補正法に対して、変形ファントムとして数値モデルや軟質物体、実際の脳を用いた変形推定実験を通して精度の評価と計算特性の検証を行ない、計算の適切な条件を求める。

(3) 画像補正法の手術ナビゲーションシステムへの実装方法の考察

既存の脳外科手術用手術ナビゲーションシステムの利用について検討し、(1)において構築した画像補正法をナビゲーションシステムへ実装する方法とその問題点について考察を行う。

第3章 術中の構造情報に基づく脳画像補正法の構築

本章では、脳外科手術の開頭術において術中に取得可能な脳の構造情報を考慮し、そこから得られる術中の脳構造に一致するように術前の医用画像を補正する方法を構築する。その際、補正に力学逆問題解析を導入するために脳構造のモデル化及び術中の構造を参照して術前の構造を変形させる手法の開発を行う。

本章の構成

- 3-1 術前／術中の脳構造の取得
- 3-2 画像に対する力学の導入と画像の補正方法
- 3-3 術中脳構造推定への可変形モデルの導入
 - 3-3-1 可変形モデルの導入
 - 3-3-2 可変形モデルの作成
 - 3-3-3 可変形モデルから術中頭部画像の再構成
- 3-4 力学逆問題解析による術中脳構造の推定
 - 3-4-1 本研究における脳変形の定義とそのメカニズムに関する考察
 - 3-4-2 脳のバイオメカニクスの現状
 - 3-4-3 物性値の調整による術中脳構造推定
 - 3-4-4 付加荷重による術中脳構造の微調整
 - 3-4-5 術中アプリケーションのための計算省力化
 - 3-4-6 計算アルゴリズムのまとめ
- 3-5 考察
- 3-6 本章のまとめ

3-1 術前／術中の脳構造の取得

ここでは、現在の脳外科手術の開頭術において、脳の構造に関して術前及び術中にどのような情報が得られるかについて論じ、脳画像の補正に使用可能な情報の抽出を行う。

(A) 術前に得られる脳構造の情報

脳は解剖学的に堅い頭蓋骨に囲まれており、事故で頭蓋骨が欠損しているなど特殊な場合を除いては、外科的処置以前に脳を直接観察することはできない。このため、脳外科領域では、診断時に脳の様子を知る方法として画像を用いることが必須であり、それが術前に頭蓋内組織の形状を知る唯一の方法である。

脳外科領域で使われる画像は症例にも依存して様々だが、その中で脳の三次元的な内部構造を含めた三次元構造を描出可能なものはX線CTとMRIである。これらは、X線や核磁気共鳴現象を利用してある物理特性の空間分布を計測する装置であり、頭部に適用すれば、計測原理に対応した頭蓋内組織の特性を三次元的な濃淡画像として出力する。これらの画像に描出される組織構造は、Fig. 3-1に示すように、解像度と計測原理の限界から実際の構造とは必ずしも正確には一致しない。

また、X線CTやMRIの頭部断層像には頭皮や頭蓋骨などの脳以外の組織も描出されるため、画像から脳の構造を得るには、画像を脳とそれ以外の組織に領域分け (Segmentation)を行ない、脳領域以外を除去する必要がある。領域分けのための技法はRegion Growing[Foley90]やSNAKES[Kass87]など様々なものが研究されているが、その多くは画素の濃淡値を利用する。しかし、画像中の組織境界の画素値は境界周辺で平滑化されている上にノイズを含むため、Fig. 3-2に示すように境界決定の条件によって境界

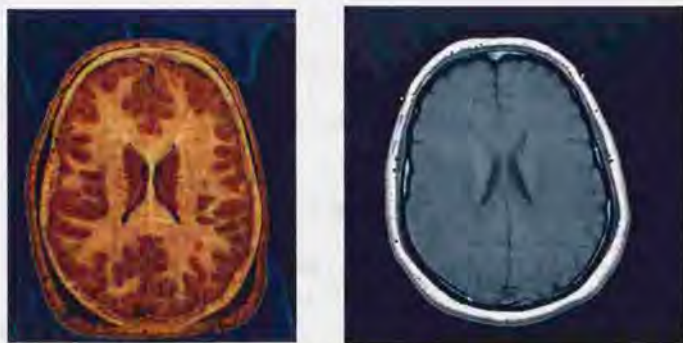


Fig. 3-1 同一の検体における脳断面の解剖標本 (左) とMRI画像 (右)
(Visible Human Project(NIH)のデータセットより入手)

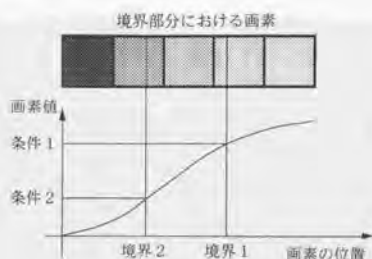


Fig. 3-2 画素濃淡値に対する条件の違いによる境界位置の変化

の位置が変化し、結果として抽出した脳の幾何学的構造が条件により変化する。特に、脳表面には脳溝と呼ばれる構造があり、細かい溝では画素値が平滑化されて境界がはっきり描出されない問題がある。そこで、境界位置の判断は医療行為として最終的には医師に任せるというのが、この分野における一般的な見解である。

X線CTやMRI以外の術前画像としては、主に血管造影に使用されるX線透過投影像や、PETのような放射性物質を利用した脳機能の画像などがあるが、前者は脳構造に関して三次元の形状を得ることができず、また後者では形態ではなく機能が計測されるために手術ナビゲーションのデータとして必要な構造全体の把握には不適切である。

以上のように、術前に得られる脳の構造は、術前のX線CTやMRIの頭部断層像から脳の領域を抽出することによって得られ、画素が最小単位となるために最終的に立方体を積み重ねた構造として表現される。

〔B〕術中に得られる脳構造の情報

手術は、手術室において迅速かつ低侵襲に行われる。従って、術前と比較して術中に脳構造を取得するための器材やその使用方法には大きな制限が加えられることになる。また、開頭することにより頭蓋骨が一部取り除かれ脳が露出するため、術前とは逆に脳の直接的な計測が可能となる。

まず、術前での脳構造取得に用いたX線CTやMRIであるが、三次元構造の測定に関しては医療用画像装置の中で最も優れた解像度を有しているため、術中においてもこれを使用することが詳細な脳形状の取得にとって望ましい。しかし、これらの装置は通常手術室とは別の部屋に設置されており、開頭されている患者をその部屋に移動することは不可能である。一部の大学病院などでこれらの装置を手術室に設置しているところもあるが、装置や手術室の改造など設備投資のコストが大きく、一般的な病院での普及は現在では難しい。また、装置の使用に関しても、X線CTは被曝の問題から使用量を極力抑えるべきものであり、脳の断層像を数枚撮影する程度は可能だが、脳全体を網羅する三次元画像を適宜撮影することは望ましくない。術中のMRIに関しては、ガントリ中で手術が可能な装置



Fig. 3-3 術中MRI撮影装置 (GE Medical Systems Inc. 製)
画像撮影中に中央の隙間から手術が行える。

(Fig. 3-3)が最近になって開発されたが、通常のMRIと比較して静磁場の歪みが大きいいため画像の歪みも大きく、補正が必要である。

術中の開頭部から脳構造を取得する方法では、超音波エコー画像を用いる方法がある。超音波エコーは、装置が簡便で画像がリアルタイムに得られることから、術中における各種のモニタとして広い分野に普及しており、脳外科手術においても水腫(Cyst)の位置の確認やドップラー効果による血管位置の同定等に利用されている。最近では、プローブに位置センサを取り付けてプローブを動かすことで、超音波エコー画像の三次元化[Ohbuchi92]も行われている。しかし、この装置の場合、各組織における音響インピーダンス特性の違いを利用するため、全ての組織が描出されるわけではなく、Fig. 3-4のように脳実質内に存在するCystや脳室といった固液相の境界が画像化されるのみである。また、脳外科手術では、狭い開頭部からプローブを脳に当てるためセクタ型のプローブが用いられ、そのため画像のFOVが扇状になり脳の表面付近の構造はほとんど得られない。

脳が開頭部から可視であることを利用すると、医用画像以外にも脳形状を捉える方法がある。その1つは、三次元形状測定器を用いる方法である。この装置は、レーザで模型や顔などの対象物の表面の凹凸を測定し、表面形状のモデルを作成するものであるが、開頭部に対してこれを用いることで脳の露出した表面に関して形状を得ることができる。また、他の方法として、三次元位置センサを用いて脳の表面を直接プロットすることで表面形状を測定する方法がある。この方法では、プロットする点の数が程度多くないと表面の凹凸が得られない上に、プロットにより脳に物理的に接触することで脳の变形に影響を与える可能性がある。しかし、プロットすべき点を任意に選択できるため、時間経過とともに変形して位置を変える脳表面上の定点を追跡することが容易であるという利点がある。

このように、術中の脳構造の取得は、脳が露出することにより脳表面の形状を得る手段が使用できるものの、手術という制限の大きい環境下であることから脳全体の三次元構造を得るには至らず、脳室境界や開頭部における脳表面の形状といった限られた部分の構造のみが測定可能である。



Fig. 3-4 超音波エコーによる脳室（中心）及び水腫（上方）の画像化
（18Hz セクタ型Bモード画像）

3-2 画像に対する力学の導入と画像の補正方法

ここでは、画像の補正に力学解析を適用する際に必要となる画像情報と力学解析用の情報の変換、および力学解析による変形を画像にどのように反映させるかについて議論を行う。

力学解析に必要な情報は、一般には対象の形状、物性、場の支配方程式、境界条件及び負荷で、場合によってはこれらに加えて初期条件も必要となることがある。これに対し、画像情報が与える情報は対象の形状のみで、その他については外部の知識を必要とする。従って、画像に対して力学を用いる場合には、画像から対象組織の形状を抽出した後に物性やその他の条件を付加する必要がある。形状に関しては、力学解析では形状を座標によって扱うため、画像中の対象組織の形状を座標値として表現しなければならないが、これは形状を画像内に仮定した座標系での領域各部の座標値の集合とすることで可能である。

次に、画像の補正方法を考慮するにあたり、まず用語の定義と概念の整理を行う。通常のMRI画像等に表現されているような脳以外にも頭蓋骨や頭皮を含む頭部断層像を「頭部画像」、頭部画像から脳の領域のみを抽出し、その他を排除した画像を「脳画像」とする。また、力学解析で形状が扱えるように形状を座標値の集合で表現したものを「脳構造」と呼ぶ。さらに、術前にこれらを得た場合には「術前」、術中場合には「術中」の接頭語をつけ、「術前脳画像」「術中脳構造」などとする。なお、この定義における画像は無限大の解像度を持ち、脳構造もそのような画像から作成されたものとする。以上の定義に基づくと、互いの関係はFig. 3-5に示すようになる。脳画像は頭部画像の部分集合であり、脳構造は脳画像から脳の位置情報のみを取り出して座標値表現したものである。この関係は術前、術中で違いはない。

脳変形に関する本研究の命題及び解法の方針を上記の用語によって整理すると、前節の議論により、我々が一連の手術過程において得られる情報は、術前におけるX線CTやMRIなどの術前頭部画像、及び術中の脳表面の位置としての術中脳構造の一部、もしくは術中超音波画像としての術中頭部画像の一部である。また、我々が最終的に必要とする術前画像に補正を行った結果とは、完全な術中頭部画像である。即ち、本研究の命題は、「術前頭



Fig. 3-5 頭部画像、脳画像、脳構造の関係

部画像と部分的な術中脳構造から力学を用いて術中頭部画像を作成する」ことになる。ここで、術前脳画像は術前頭部画像の一部であり、術前脳構造は術前脳画像から作成可能である。また、術中脳構造に画素情報を付加すると術前脳画像が得られ、さらにこれに脳以外の組織の領域を合成することで術中頭部画像が得られる。従って、画像の補正方法としては、術前頭部画像から術前脳構造を作成し、力学と術中脳構造の一部を用いて術中脳構造全体を推定し、術中頭部画像を再構成すれば良い。

次に、術中脳構造の推定方法について考える。脳において術中に構造の得られる部位は、Fig. 3-6における脳室の存在する脳の中心付近もしくは開頭部となる上方の脳表面の部分である。また、患者の姿勢によって手術中に下側に位置する後頭部もしくは側頭部では、脳の自重によって頭蓋骨に押しつけられるため頭蓋骨内壁とほぼ同じ形状となる。以上から、推定されるべき部分は、手術時における脳の下部、即ち後頭部あるいは側頭部と開頭部に挟まれる部分となる。従って、術中脳構造の推定は脳構造における位相構造（隣接関係）を崩さないようにこの部分を「補間」することで実現可能である。

幾何学的なデータ補間方法にはLagrange補間公式やSpline関数などを使う様々な方法[Press97]が既に考案されているが、本研究の場合のようにサンプリングデータの位置に偏りが大きい場合には、これらの手法ではいずれも補間誤差が大きくなる可能性がある。特に、脳の変形には力学的な規則があるのに対し、既存のデータ補間関数はデータ間を滑らかに接続するように設計されており、関数の設計思想が明らかに異なる。そこで、脳の変形が力学現象であることに注目し、補間関数を力学とすることで、脳変形の力学を考慮し

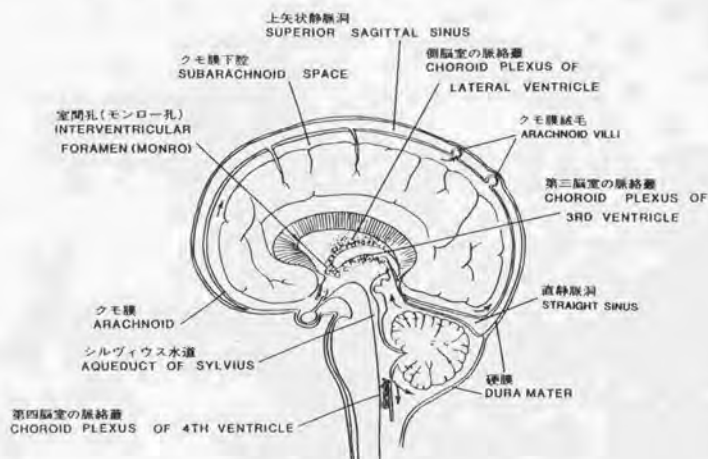


Fig. 3-6 大脳の解剖学的形状
[Daube82]より引用

た補間を実現する。つまり、術前脳構造に対して力学的な変形を加えて部分的な術中構造に一致させる方法を採用する。

以下の節では、術前脳構造を力学的に変形させるにあたり、変形後の脳構造が術前の位相構造を保つ手段として、可変形モデルを導入する。そして、可変形モデルを変形させる規則にどのように力学を取り入れるかについて論じる。

3-3 術中脳構造推定への可変形モデルの導入

3-3-1 可変形モデルの導入

物体に対する数値解析を行う場合には、物体の性質を理論的もしくは数値的に扱うためにしばしば物体のモデル化が行われる。モデル化の様式は問題の性質によって様々であり、その中には物体構造の変形を扱うためのモデル化も多数存在する。本研究においても、脳の変形を数値的に扱うために脳のモデル化を行うが、このモデル化の役割は、変形前後において構造の位相（隣接関係）を保つことにある。このため、3-2で定義した術前脳構造に対して以下の指針に従った脳のモデル化を行うことにする。

脳実質は解剖学的には白質と灰白質の2層で構成されるが、その内部には血管が縦横に走行している。画像の撮影方法によってはこの血管は画像中に現れないことがあるが、脳外科手術において極力侵襲を加えてはいけない部分として重要性を持っていることには変わりない。そのため、白質・灰白質内では層の外形形状のみならず内部領域の位置も必要となることもある。従って、本研究のモデル化では、脳を複数の立体領域に分割し、その隣接関係を維持することで領域内の位相を保つ方法が妥当であると考えられる。より細部を表現する場合には、微小な領域を数多く用意すれば良い。また、未知の脳の変形に合わせてモデルの変形を可能にするために、各分割領域が独立に伸縮自在とする。ただし、分割領域の伸縮時に領域同士の隣接関係を保つための制限を加える必要がある。このように作成されたモデルを可変形モデルと呼ぶことにする。ただし、この時点では幾何学的な構造のみをモデル化し、具体的な変形規則は与えない。なお、有限要素法で用いられる有限要素モデルはこのように定義された可変形モデルの1種で変形規則にエネルギー原理を用いたものと見なすことができる。

領域分割の仕方は、有限要素法の場合には、数値解析を効率良く行なうために境界適合座標系[Thompson94]などを用いて場の境界に合わせた要素分割を行なうのが一般的である。しかし、現実の頭部画像を用いて脳構造を抽出する場合には解像度が有限であるために画素に大きさが存在して、画像から抽出された領域はブロック状の画素の集合として表現される。このため、境界には1画素分の誤差が見込まれるブロック状のエッジが現れ、このような境界に対して境界適合座標系を用いても元々の形状が正確でないため計算精度に関する効果が低いと予想される。従って、画像に対する処理の容易さを優先し、術前画像において脳の領域を構成する画素をそのまま分割領域として利用する。

3-3-2 可変形モデルの作成

ここでは、脳の可変形モデルの具体的な作成方法について論じる。Fig. 3-7 に作業の概略を示す。

まず、術前画像から脳の領域を抽出する。領域抽出の方法には、最も一般的な方法として領域拡張法(Region Growing)[Foley90]を用いる。この方法は、抽出する領域内の1画素を手動で選び、その画素に隣接する画素がある条件に適している場合は領域内と見なし、それを次々と隣接する画素について調査することで領域を拡大していく方法である。画素

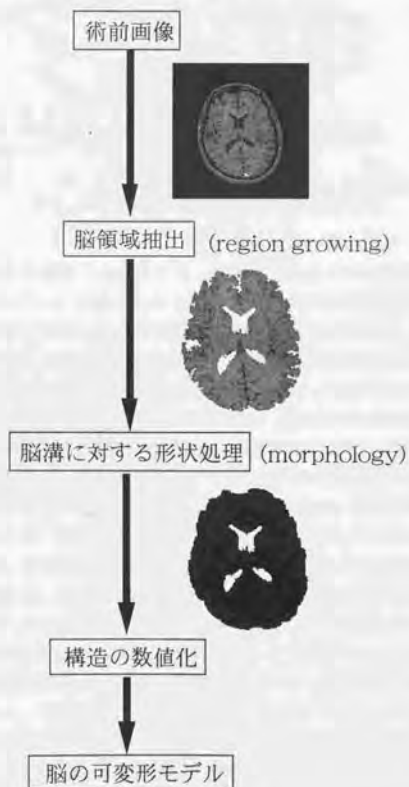


Fig. 3-7 脳の可変形モデル作成の概略図



Fig. 3-8 morphologyによる形状操作

が領域内であるかを判断する条件には、画素値そのものや隣接画素間での画素値の変化量が用いられるが、3-1で述べたようにその条件の微妙な違いによって抽出される脳の構造が変化するので、構造の抽出には医師の判断が必要である。

次に、脳溝に対する形状処理を行なう。脳溝は、脳の表面に複雑に分布しており、細く深い溝や、場合によっては入り口で狭く奥で広がっているために画像中で脳の中に空洞があるように領域抽出されてしまう溝もある。このような脳溝は、大きさが大きくない限り、溝の両側が分離せずにほぼ一体となって移動するので、溝が無いものとして近似することができる。その上、脳モデルに対する変形計算で脳溝を正確に扱おうとすると、溝内部の壁の干渉を考慮する必要が生じ、そのために膨大な計算量が必要となる。従って、細かい脳溝に関しては、敢えて無視する方が計算効率上がるため、画像から領域抽出された脳の形状に対して脳溝による細かい凹凸を取り除き、脳を包絡するような形状を生成する形状操作を加える。この方法には、morphology[Kobatake96]を用いる。この方法は、構成要素と呼ばれる小さなパターンを用意し、これを2値化された画像のあらゆる部分に当てはめてその和集合もしくは積集合を取ることで形状を膨らませたり(dilation)削ったり(erosion)という操作を行う(Fig. 3-8)方法である。morphologyは、医用画像処理にも既に応用されており、画像からの領域抽出や、Fig. 3-9のような脳溝に関する形状の処理[Nomura97]などに利用される。なお、形状操作には任意性があり、どの程度の脳溝を消去するかは操作者に依存するが、形状の変形計算に力学が関係する場合は空洞の影響が大きいので、少なくとも脳溝による脳領域内部の空洞は取り除くべきである。



Fig. 3-9 morphology による細かい脳溝を除去
([Nomura97]より引用)

最後に、ここまでで得られた脳領域を表す各画素を8節点立体要素に変換することによって、脳の変形モデルが完成する。

3-3-3 可変形モデルから術中頭部画像の再構成

力学解析を用いて可変形モデルを変形させて術中脳構造を表現した後は、可変形モデルから術中頭部画像の再構成を行う。このとき、可変形モデルに画素値の情報を付加し、さらに画像化のために可変形モデルを空間的に量子化することになる。Fig. 3-10にその概略を示す。

まず、可変形モデル作成時において術前脳画像の画素と可変形モデルの要素が1対1対応になっているため、各要素がその画素値に等しい数値情報を持っていると考える。可変形モデルに対する変形操作の後、この要素は歪んだ構造へと変化するが、各要素の持つ数値情報は要素自身に対して設定されているため、値の変化はない。次に、変形後の可変形モデルを画像化するために、再構成する画像の画素の位置に合わせて可変形モデルを空間的にマトリクス状に量子化する。そして、量子化された各マトリクスにおける画素値を決定する。その方法は、まず各マトリクスが可変形モデルのどの要素に含まれているかを検索し、マトリクスの画素値としてそのマトリクスを含む可変形モデルの要素の持つ数値情報を設定する。この画素値の設定を全ての画素について行なうことで、術中脳画像が生成される。最後に、この術中脳画像に術中頭部画像の脳以外の部分を合成することで術中頭部画像が完成する。

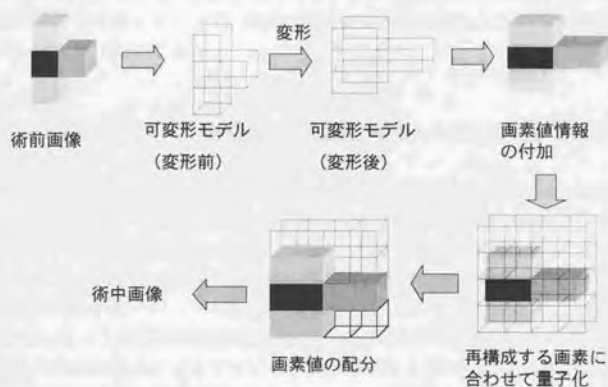


Fig. 3-10 可変形モデルから画像の再構成

3-4 力学逆問題解析による術中脳構造の推定

可変形モデルを計測された術中脳構造に合わせるためには、脳の変形と可変形モデルの変形を一致させなければならない。脳の変形は力学現象であるため、可変形モデルの変形も力学に従うことが理想であるが、生体軟組織の変形解析は現在では未だ難しい問題である。ここでは、まず本研究で扱う脳変形の定義を行ない、それを解析するための脳のバイオメカニクスが現在どの程度研究されているかを調査し、その知識と本研究で特化された問題の条件を考慮することで、可変形モデルの変形規則として力学逆問題解析を取り込んだ新しい方法を模索する。

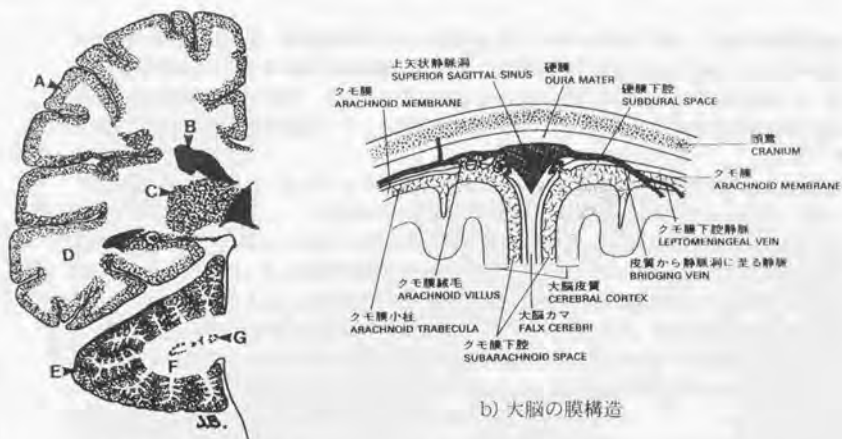
3-4-1 本研究における脳変形の定義とそのメカニズムに関する考察

「脳変形」という用語が脳外科医の間で一般的になったのは、脳外科手術用ナビゲーションシステムが登場して以降のことであるが、それ以前にも腫瘍や溜の発生などで脳の変形が問題とされる状況は存在していた。つまり、開頭術以外でも脳は様々な原因で変形し得るものであり、本研究で扱う「脳変形」がどのような変形を対象とするかを明確にする必要がある。

「脳変形」という言葉には明確な定義は存在していない。[Iseki94]では脳変形が「脳脊髄液の流出や組織の除去によって生じる」(意識引用)と述べられているが、変形の事実が先行していて原因がはっきりしていないため、例えば拍動による脳表面の上下動は脳変形に含まれるかといった問題が残る。そこで、本研究で注目する変形を特定するために、最も大きな変形を引き起こす要因として、改めて脳変形を「開頭術において脳の自重もしくは術者による物理的な外力によって生じる脳の変形(但し、組織の破壊や除去による変形は除く)」と定義し、これ以外の要因による変形はここでは考慮しないことにする。この定義の場合、[Iseki94]と比較して組織の除去が省かれることになるが、脳外科手術の場合には脳を極力傷つけないように対象組織までの道を作り、組織切除するのは対象組織に到達した最後の段階であるので、手術ナビゲーションにとって切除の段階は重要性が低いと見なし、省いた。

次に、上の定義の下での脳変形のメカニズムについて考察を行なう。変形を引き起こす直接的な要因には、荷重がある。また、変形に影響を与える要因には、物体の構造と物性、荷重がある。そこで、解剖学的な観点からこれらの要因について考察する。

まず、脳周辺の構造は解剖学的にはFig. 3-12のようになっている。大脳は、内部に白質、外側に灰白質という層構造を持っており、その外側は軟膜及びクモ膜で包まれている。そして、クモ膜の外側は脳脊髄液で満たされており、さらにその全体が硬膜及び頭蓋骨で覆われている。開頭術において脳として認識されるのは、クモ膜より内側の部分である。また、大脳内部には脳室と呼ばれる脳脊髄液の液層が存在し、脳内部を走行する血管から出る脳脊髄液が白質を経由してここに集まる。脳室内の脳脊髄液は密閉されている訳では



A:大脳皮質 (灰白質), B:脳室,
C:基底核, D:白質

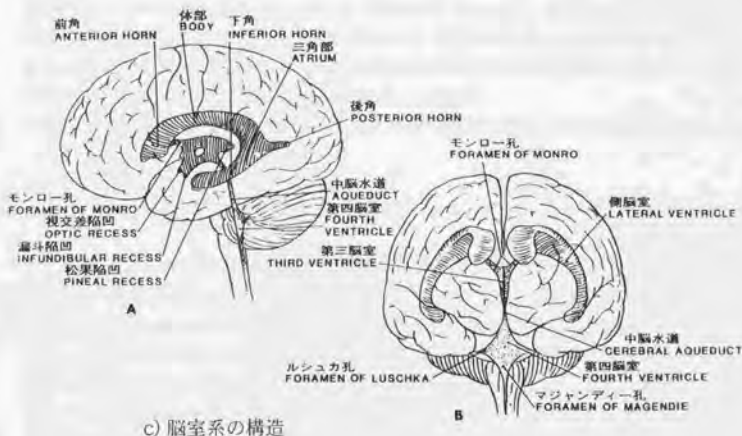


Fig. 3-12 脳の解剖学的構造
[Morita87]及び[Daube82]より抜粋

なく、脳の底側にある「水道」と呼ばれる隙間を通して脳の外側へ向い、最終的に硬膜とクモ膜の間に通じる。白質は神経繊維、灰白質は神経細胞で構成されており、細胞間には脳脊髄液が充滿しているが、これらの構造は骨のように形状を保てる程の強度はなく、軟膜、クモ膜の強度と脳脊髄液の圧力、脳実質内部を枝のように走行する血管が形状を支えていると考えられる。

脳に対する荷重には、定義により自重と術者による外力がある。脳変形に対して自重が影響するのは、開頭によって密閉時の脳内の圧力が開放されるためと考えられる。特に、液相である脳室系は圧力の影響を受け易く、硬膜の切除によって脳室系が開放系となると脳室の内圧が下がり、また脳室内部の脳脊髄液も水道を経由して徐々に流出するため、脳の自重を支えきれなくなった脳室が陥没する影響は大きいと推測される。術者による外力は、術者が手術のために物理的に脳に接触することにより生じる。手術操作は手術の進行と共に様々に変化するため、この外力を事前に予測することは不可能であり、また術中に外力を加えた位置とその大きさを全て計測することは、計測装置が簡便でない限り手術の障害となるため、この外力を正確に知ることはできない。

脳に対する主な拘束には、大脳に接続されている脳幹や大脳内に入る血管から直接受ける拘束と、頭蓋骨や周辺組織との干渉がある。脳幹や血管は首を経由しているため、首の部分で脳を拘束することになる。但し、どちらも生体軟組織で脳を固く固定するものではなく、どの程度緩い拘束かは正確には不明である。また、脳と周辺組織との干渉は、脳脊髄液が潤滑を行なうため摩擦はほぼ無いと見なせ、接触面の法線方向の力のみ受けると考えられる。この干渉は正確には脳実質と硬膜の干渉となり、硬膜と頭蓋骨が接触している部分では硬膜側が変形することはほぼ無いが、硬膜が発達した大脳鎌(Falx)のような頭蓋骨から離れた組織では、脳による荷重の影響を受けて多少の変形が可能であり、それらの組織は自身が変形しながら脳を拘束することになる。

脳の物性に関しては、バイオメカニクスと深く関連するため、次節に含めることとする。

3-4-2 脳のバイオメカニクスの現状

バイオメカニクスは骨や歯など比較的硬い組織に対する研究が主流であるが、脳外科領域においても脳に対する力学に無関心ではなく、頭部に打撲を受けた場合の脳の受ける衝撃[Ruan91]や、腫瘍の発生による脳の内圧の上昇に関する研究[Nagashima94]が行われている。これらの問題を有限要素法によって解析する試みは、計算機の性能が著しく向上した比較的最近の話であるが、それ以前にも脳の弾性や粘性などを材料試験から求めて力学解析を行う努力は為されていた。生体脳の力学解析を行うには生体特性に対する実験データが必須となるが、この実験を直接行なえるのは外科医のみであるため、現在明らかにされている脳に関するデータはほとんどが脳外科領域から得られたものである。

脳の力学解析を行うためには、まず脳の物性を理論的に記述する必要がある。脳物性の捉え方は、解析する問題の性質に依存するが、大きく分けて固体、流体、およびそのハイブリッドという3通りの考え方がある。

固体としての捉え方は、脳が形状を持つ単体として存在することから、他の捉え方に比較して最も早くから着目された。そして、脳を弾性体や粘弾性体と仮定して、その物性値であるヤング率や粘性などが人や動物の脳のサンプルの圧縮試験を通して調査された。Galfordらは人脳の切片に対してCreep試験、Relaxation試験、Vibrarion試験を行ない、ヤング率として 2.34N/cm^2 という値を算出している。[Galford70]

しかし、圧縮試験などの材料試験は元々金属などの工業材料を対象として規格化された方法であり、試験片という形状と物性を整えた理想的なサンプルを必要とする。これに対し、脳のような生体軟組織を対象とする場合、軟らかく崩れやすいために人為的にサンプルの物性や形状を整えることが非常に難しく、さらに代謝活動の有無で力学的性質が変化するため、試験片として切り出した時点で物性が本来必要とする値と異なるという問題がある。実際に、生きた脳組織と死んだ脳組織では物性値が異なるというデータ[Aoyagi80]も出ている。このため、試験片を作らずに生きたままの脳に対して圧縮試験を行なう実験[Walsh76][Schettini88]が実験動物を通して行われた。Walshらは、人脳に対し硬膜上からCreep試験、Relaxation試験を行ない、ヤング率 $2.80\sim 4.10\text{N/cm}^2$ という値を求めている。また、青柳らは犬脳に対し硬膜を取り除いた状態でRelaxation試験を行ない、ヤング率 0.382N/cm^2 を得ている[Aoyagi80]。但し、この場合には結果として得られるデータに脳物性以外の要素（構造、拘束、呼吸による変動、薬物による代謝促進等）が含まれるため、これを直ちに物性値として利用することはできない。

また、以上の実験では物性のモデルとして弾性もしくは粘弾性を仮定して物性値を求めている。しかし、圧縮速度に依存して応力-歪みの関係が変化し、圧縮速度が速いと固め、遅いと軟らかめの物性値が現れるというデータも出ており[Chinzei96]。構成方程式そのものを見直す必要が示唆されている。このため、圧縮実験のデータから改めて構成方程式を求める試みも行われている[Miller97]。

脳物性を流体として捉える見方は、脳の大部分に脳脊髄液が含まれることから、自然な発想であるといえる。この方法は、脳内圧として圧力を扱う必要がある場合や、脳内に含まれる脳脊髄液や血管等の液相の影響を重視する場合に用いられている。この場合、脳細胞における液体の出入りに関してモデルを仮定する必要があるが、生体中の液体に関する圧力や流速などの物性値を計測することは、計測手段の不足から脳の材料試験よりもはるかに困難である。Nagashimaらによりモデル化が試みられている[Nagashima94]が、モデルの妥当性に関してはまだ十分とはいえず、今後の実験による検証が必要である。

生体組織に固体と液体の両方の性質があると考え、固液2相のハイブリッドの問題を扱う方法は、Spilkerら[Spilker90]によって研究されている。この方法は、まだ計算理論の構築の段階で、理論の応用として脊椎間板の力学に対する適用が試みられたが、他の部位についてはまだ応用されていない。この方法では、構成方程式に固体と液体の挙動を同時に取り込むため、物性値の設定も両方の性質に関して必要となる。そのため、計算量及び

データ量が固体または液体のみの場合に比べて格段に増し、現時点では大型計算機を用いても簡単な形状のモデル以外では事実上計算不能である。また、使用している構成方程式がそのまま脳に適用できるかという問題があるので、直ちにこの方法を脳に応用できるわけではない。

以上のように、脳のバイオメカニクスは物性の理論化が不完全で、現在適切なモデルが模索されている状況である。従って、現状ではまだ脳の力学解析を適切に行える状態ではないが、生体軟組織の力学解析は今後盛んになる傾向にあるので、今後の研究が期待される。

3-4-3 物性値の調整による術中脳構造推定

可変形モデルの変形と実際の脳の変形を一致させる必要に対し、前節より脳のバイオメカニクスに従った力学順解析を用いることは現状では期待できない。従って、他の方法を考慮すべきであり、その候補としては「バイオメカニクスによらない解析」もしくは「バイオメカニクスに従った逆問題解析(Inverse Analysis)」が挙げられる。ここで、バイオメカニクスによらない解析では、モデルの変形が現実と一致する根拠が無いために解析結果の力学的な信頼性が低く、本研究の目的にそぐわない。そこで、後者の逆問題解析を採用することを考える。

一般に逆問題は、文献[Kubo92]に述べられているように順問題(順解析)に対立する概念あるいは順問題以外の問題として定義され、特に計算力学においては、場の状態に関する入力(物体形状、物性値、境界条件、支配方程式、負荷など)に対してその応答を求めることを順解析とし、入力の一部が未知であった場合にそれを同定することが逆問題とされる。脳変形の場合には、バイオメカニクスの構成方程式や物性値、負荷などの入力に貧弱であることが順解析を妨げており、応答結果に相当する現実の変形した構造と既知の入力から入力の未知の部分の補うことが逆問題解析となる。ここで注意すべき点は、逆問題は必ずしも信頼性の高い解を持つとは限らないことである。これは、不適切性と呼ばれる逆問題固有の問題で、順解析と異なり逆問題では解の存在性、解の一意性、解の連続性あるいは安定性が必ずしも保証されていない。脳変形の場合、未知の入力となりうる要素が非常に多いため、問題が不適切になる確率が非常に高い。そこで、未知の入力に対して何らかの仮定を行って、その自由度を減らすことによって不適切性を下げることがある。

まず、構成方程式は未知の要素のうち最も自由度の高いが、バイオメカニクスの方面からはこれをパラメータ化して自由度を減らす指針が与えられないため、バイオメカニクスにおいて構成方程式が確立されるまでの暫定処置として仮の物性モデルを適用する。これには既存の物性モデルを利用するのが最も簡単な方法である。材料力学における有限要素法では、物性モデルとして一般に弾性や塑性、粘性、幾何学的非線形性などが解析対象の性質に応じて組み合わせられて使用されるが、複雑なモデルほど調整可能な物性値の数が増えて計算コストが高くなり、また逆問題においては、物性値の数が多いほど同一形状に対

する解が複数出現するため、解の安定性が悪くなる。従って、物性モデルには、計算の容易さを優先した弾性を用い、その調整パラメータとして物性値を用いることにする。

次に、物性値については、弾性物性に対して設定される物性値はヤング率とポアソン比となる。これらの値は、3-4-2で述べた脳の圧縮試験によって値の範囲が調査されているが、[Chinzei96]を見る限り同一個体に対しても圧縮条件によって値が変化するなど一定値として定めることができず、また個体差もあるので、力学解析においても状況に合わせて値を調整する必要がある。従って、逆問題解析において物性値はすべてを未知数と見なすことが良いと考えられる。また、使用する物性値の数は脳内構造に対して物性を何種類設定するかによって異なり、最多の場合は可変形モデルの要素毎に異なる物性を与えることも可能であるが、逆問題の解の安定性を考慮して未知数を減らすために、物性は脳の断層画像上で構造が区別可能な白質、灰白質、腫瘍といった大局的な区別のみを行う。

荷重条件に関しては、手術時の術者による脳への外力など自重以外の要素に関しては正確な値を求めることは不可能である。従って、荷重条件も未知入力となる。但し、荷重条件も可変形モデルの節点数に比例した自由度を持つため、何らかの方法で自由度を減らす必要がある。ここで、実際の手術の状況を考えて脳に掛けられる荷重は重力によるものが基本であり、開頭部においてのみ例外的に術者による外力が掛けられることになる。本研究で対象とする脳変形は[Maurer98]に示されるような脳全域に渡るような挙動であり、これは開頭部分に掛けられる局所的な外力よりも自重の影響の方が遙かに大きいと考えられるので、荷重条件を自重に比例する荷重のみとして1自由度の未知数とする。荷重条件を自重そのものとしなかったのは、脳内の密度のばらつきなどで荷重が正確に見積もれないことを考慮したためである。

以上のような未知入力の設定によって、脳変形に対する力学逆問題解析は、物性値や荷重条件の調整によって可変形モデルを変形させ、可変形モデルを術中に参照する構造に一致させることと同値となる。この方法には、機械工学における構造シンセシス[Nakagiri92]を応用する。この方法は、構造設計において期待する解析結果を実現するような「設計変数」を探索する方法で、適当な設計変数での試計算の後、設計変数の微小な変更に対する解析結果の変化（変形感度）を線形近似で見積もることで、解析結果を期待値へ変更するための設計変数の変更量を算出する。非線形な設計変数を対象とする場合は、解析結果の変化が線形近似したものから離れるため、設計変数を変更する度に試計算をやり直す必要があり、計算コストが高くなる問題がある。この方法を脳変形に適用する場合には、術中に計算をリアルタイムに行うことと正確な設計変数を求めることが目的ではないことを考慮して、非線形な設計変数に対する試計算の繰り返しを行わないことで計算コストを抑える。このため、初期設計変数には極力現実の値に近い値を入力することが良い。

変形感度を用いた物性値の調整では、まず物性値の初期値を設定し、可変形モデルに対して変形の試計算を行なった後に、物性値の変更量を求めることになる。従って、物性値には初期値が必要であり、その値が調整後の最終的な値に近いほど調整が正確になり、かつ計算の効率が向上する。よって、これらの初期値には、実際の物性値に近い値を用いることが良いと考えられる。脳実質のヤング率は、3-4-2の議論を参考にすると対象動

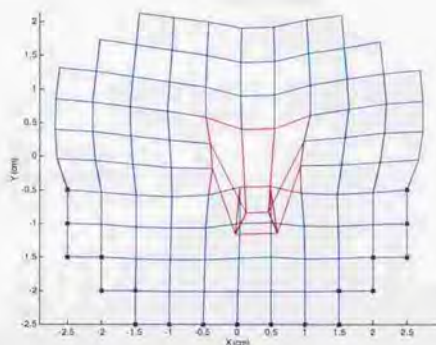


Fig. 3-13 中空（赤色部分）物体の自重による変形の解析例
中空の部分が不自然に垂れ下がっている。

物や脳の状態（生体／死体）、薬物の影響などで値にばらつきがあるが、およそ $1\text{--}10\text{N/m}^2$ の値をとるので、その代表値として 4N/m^2 を使用する。また、ポアソン比については値を具体的に計測した文献が見つからないが、脳の有限要素モデルを使用した研究では[Voo96]に示されるように、脳実質が多量の脳脊髄液を含むため非圧縮性を持つと仮定され、値として0.5に近い値が用いられることが多いようである。

ところで、脳実質の内部には脳室の作る液層を含むが、脳室を空洞として上記のヤング率を用いて自重に対する変形解析を行なうと、物性が軟らかすぎる上に脳室の空洞を支えるものがないために、Fig. 3-13に示すような異常な変形を引き起こす。実際の脳室では脳脊髄液が脳室を支えており、開頭により開放系になるとはいえ下部に存在する水道が狭く、脳脊髄液が血管から次々と生成されるために、開頭後一瞬で脳室が潰れることはない。従って、可変形モデルにおいても脳室の部分に簡単に潰れないように弾性物性モデルを設定し、これも物性値の調整によって脳室の挙動を脳実質と共に統一的に表現することにする。

荷重条件の調整は、自重による荷重の比例係数を調整することによって行い、この方法も物性値と同様に变形感度を計算し、物性値に関する变形感度と併せて調整量を算出する。

また拘束条件に関しては、[Maurer98]でも観察されるが開頭部と対角に位置する手術時における底部ではほぼ変形が起らないと見なせるため、手術における患者頭部の姿勢に対して下側と脳底を固定する条件を付加することとする。

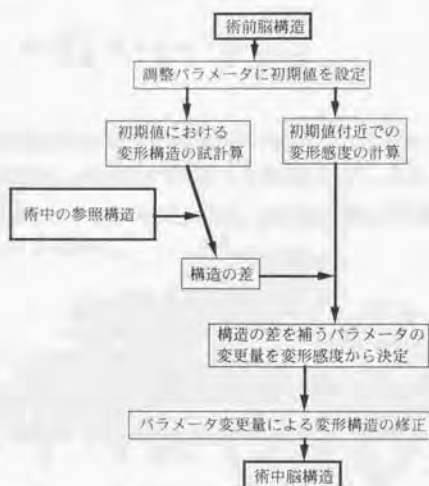


Fig. 3-14 物性値および荷重条件の調整による術中脳構造推定アルゴリズム

物性値および荷重条件の調整アルゴリズム

以上の議論に基づき、脳の変形モデルに対して仮の物性モデルの物性値および荷重条件を調整しながら、術中に参照される形状を満たす可変形モデルの変形を求める具体的なアルゴリズムは、以下になる。Fig. 3-14にその概略を示す。

まず、脳内の異なる物性を1, 2, ... のように添え字で区別し、それぞれのヤング率、ポアソン比を E_n, ν_n として表記する。本研究で採用した弾性に対する力学解析の支配方程式は有限要素法と同等になり、

$$K dX = F \quad (\text{式 3-1})$$

と書ける。このとき、 K は剛性マトリクス、 F は可変形モデルの節点荷重、 dX は節点変位である。剛性マトリクスを詳しく書くと、

$$K = \int_V B^T D B dV \quad (\text{式 3-2})$$

となる。 B はひずみ-変位マトリクス、 D は応力-ひずみマトリクスで物性値の関数となっている。有限要素法の式の詳細は[Wasidu81]を参照されたい。式3-2をさらに物性ごとに分解した形式にして、

$$K = \sum_n \int_{V_n} B^T D_n B dV = \sum_n K_n \quad (\text{式 3-3})$$

としておく。

次に、物性値を変更した場合に変形量がどれだけ変化するかという物性値に対する変形感度を求める。最初に各物性値を初期値と変更量に分解し、式3-4のようにする。 dE_n および dv_n は無次元化された量である。また、記号の上線は予め値が既知もしくは既知の値から算出されることを示す。

$$\begin{aligned} E_n &= \bar{E}_n(1 + dE_n) \\ v_n &= \bar{v}_n(1 + dv_n) \end{aligned} \quad (\text{式 3-4})$$

このとき、式3-3の D_n が物性値の関数であることから、 K_n はテーラー展開の1次打ち切りで、

$$\begin{aligned} K_n &= \int_{V_n} B^T D_n B dV \\ &= \int_{V_n} B^T (\bar{D}_n + \frac{\partial \bar{D}_n}{\partial E_n} dE_n + \frac{\partial \bar{D}_n}{\partial v_n} dv_n) B dV \\ &= \bar{K}_n + \frac{\partial \bar{K}_n}{\partial E_n} dE_n + \frac{\partial \bar{K}_n}{\partial v_n} dv_n \end{aligned} \quad (\text{式 3-5})$$

と書ける。 \bar{D}_n は物性値に \bar{E}_n 、 \bar{v}_n を用いた時の応力-ひずみマトリクスである。また、節点変位に対しても同様に物性値の変更量を用いたテーラー展開を用いると、以下の式が得られる。

$$dX = d\bar{X} + \sum_n \left(\frac{\partial \bar{X}}{\partial E_n} dE_n + \frac{\partial \bar{X}}{\partial v_n} dv_n \right) \quad (\text{式 3-6})$$

ここで、節点荷重が自重 F_g のみとすると、式3-1、式3-5、式3-6より、

$$\begin{aligned} R d\bar{X} &= F_g \\ R \frac{\partial \bar{X}}{\partial E_n} &= - \frac{\partial \bar{K}_n}{\partial E_n} d\bar{X} \\ R \frac{\partial \bar{X}}{\partial v_n} &= - \frac{\partial \bar{K}_n}{\partial v_n} d\bar{X} \end{aligned} \quad (\text{式 3-7})$$

として式3-6が定まる。このときの $\frac{\partial X}{\partial E_n}$ や $\frac{\partial X}{\partial v_n}$ が物性値に対する変形感度である。

次に、可変形モデルの変形を術中の参照形状に合わせるための物性値の変更量を求める。術中に得られる部分的な変形を dY とする。このとき、荷重条件を自重に比例する量に入れ替え、式3-7のエネルギー関数を最小化することによって可変形モデルの変形を dY に合わせ、物性値の変更量及び荷重条件の比例係数 c を求める。これは即ち、 dY に最も近い $c dX$ の最小二乗解を求めていることになる。

$$E = \left| dY - c dX \right|^2 + \sum_n (dE_n^2 + dv_n^2) + c^2 \rightarrow \min \quad (\text{式3-7})$$

dX は dX のうち dY に対応する部分を切り出したものである。また、右辺第2、3項は物性値の変更を最小にするための項である。式3-7は独立した変数 dE_n 、 dv_n の2次式になるので、収束計算を用いずとも偏微分から連立方程式によって停留点が求められる。 $c dX$ は行列を用いて以下のように書ける。

$$c dX = \left[\frac{\partial X}{\partial E_1} \frac{\partial X}{\partial E_2} \frac{\partial X}{\partial E_3} \dots \right] \begin{pmatrix} c \\ c dE_1 \\ c dv_1 \\ \vdots \end{pmatrix} \\ = Z a \quad (\text{式3-8})$$

ただし、各変数は変形が既知の部分の節点に関する要素を抜き出した物である。式3-8を用いて解きやすくするために、式3-7を改めて以下のように定義し直す。

$$E = \left| dY - c dX \right|^2 + \sum_n (c^2 dE_n^2 + c^2 dv_n^2) + c^2 \rightarrow \min \quad (\text{式3-9})$$

このとき、式3-9を最小化することは、以下の式を解くことと同値である。

$$\frac{\partial E}{\partial a} = 2Z^T Z a - 2dY^T Z + 2a = 0 \quad (\text{式3-10})$$

式3-10より、物性値の変更量および荷重条件の比例係数は以下のように解ける。

$$a = (Z^T Z + I)^{-1} dY^T Z \quad (\text{式3-11})$$

最後に、式3-11から得られる値を用いて $c dX$ を計算することで、可変形モデルの変形量が求められる。但し、物性値に対して変形感度が非線形な場合には、式3-11によ

り修正した物性で求めた変形量と $c \cdot dX$ は異なる。このため、期待する変形結果を生じる物性値を正確に求めるためには、本来は物性値を修正するたびに式3-11の再計算を必要とする。しかし、ここでは物性値を正確に求めることが目的ではなく、また最終的に術中のアプリケーションとして利用する時に解析の繰り返しはリアルタイム計算の妨げとなるので、物性値の修正と式3-11の再計算は省略する。この意味でも、各物性値の初期値に適切な値を選ぶ必要が生じる。

3-4-4 付加荷重による術中脳構造の微調整

3-4-3で述べた方法では、術中に得られる脳表面などの部分的な構造に対して、最小二乗法によって自重による変形構造の中から最も近い構造を探索する。そのため、術中に参照する構造と可変形モデルの構造が一致する保証はない。これは、主に物性モデルと境界条件の近似の悪さのためである。物性モデルに関しては、これまでに述べてきたように脳の正確な挙動を記述する方法が現状では存在しないため、物性モデル自体をより正確に設定することはできないが、境界条件を多少付加することで調整を行うことは可能である。つまり、3-4-3において変形構造が一致しきれずに生じた残差を自重以外の仮想的な荷重による変形分と考え、残差分の変形を満たす仮想的な付加荷重を算出して自重に加える。この方法では、少なくとも術中に変形を観測する部分については変形を正確に一致させることができ、その影響により周辺に対しても術中脳構造推定の精度が向上することが期待される。

この方法で重要となるのは、物性モデルの選択と付加荷重の算出方法である。物性モデルに関しては、前節同様に脳の挙動を正確に表現する方法が現状で存在しないことから仮の物性モデルを用いることになり、前節の方法との整合性と効率から前節同様に弾性モデルを選択する。但し、前節では物性値の修正により変形量の調整を行ったものの、実際には物性値自体の修正は行っていないため、また計算効率を優先して線形の演算を維持するために3-4-3で行った自重による変形と負荷荷重による変形が同時進行すると仮定して、本節では物性値として前節で用いた初期値をそのまま修正を加えずに使用する。

また、付加荷重の算出方法に関しては、変形残差が既知の部分以外における変形の仕方に影響するため、実際の手術における変形残差を数多く調査してその中から一定の規則を抽出することが最も望ましい。しかし、実際の脳では特徴的な部位以外に内部の変形を詳細に知ることは困難であり、また術中の脳変形は術者の人為的な荷重により一定でないため、付加荷重が一定の理論で記述できる保証はない。そのため、ここでは術中に構造を参照する部分のみ荷重が掛かり、その他の部分は荷重が掛らないという設定を行ない、その設定に基づいた方法により残差をどれだけ修正可能かを調査することにする。

付加荷重の算出アルゴリズム

既知の残差から付加荷重を求める実際のアルゴリズムは以下ようになる。

まず、ここで用いる物性モデルに対しても式3-1が同様に成り立ち、その各変数を残差が既知の部分とそれ以外の部分に分けて整理すると、式3-12のようになる。

$$K dX_r = F_r \quad (式3-12)$$

$$dX_r = \begin{Bmatrix} \hat{r} \\ x \end{Bmatrix}, F_r = \begin{Bmatrix} f_r \\ 0 \end{Bmatrix}, K = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} \\ k_{21} & k_{22} \end{bmatrix}$$

ここで、 \hat{r} は既知の残差、 x はそれ以外の部分での変形量、 f_r は参照部分に掛る荷重、参照部分以外では前述の設定より荷重は0である。式3-12を x について解くと、式3-13が得られる。

$$x = -k_{22}^{-1} k_{21} \hat{r} \quad (式3-13)$$

以上により、既知の残差を満たす変形量 dX_r が求められる。

3-4-5 術中アプリケーションのための計算省力化

上述の術中構造補完法は、術中において術前画像を脳変形に合わせて補正することが目的であるため、計算の主な部分は術中に行うことになる。ところが、手術室に計算機を導入しても、それを扱うのは一般には専門の技術者ではなく医師や看護婦になるため、一般家庭に普及しているパーソナルコンピュータの操作は出来ても計算能力の高い大型計算機やワークステーションには馴染みのない者が多い。そのため、計算ルーチンを術中アプリケーションに組み込む際には、データや使用するメモリの量をパーソナルコンピュータで扱える範囲内の量にし、また計算量も過剰にならないようにアプリケーションを設計することが、実用上重要である。しかし、数値的な力学解析はデータ量が大きくなりやすく計算量も必要とする問題で、複雑な問題は事実上大型計算機でないと解析不能となる。本研究においても、バイオメカニクスに沿った複雑な力学解析は採用していないが、有限要素法を基にする計算方法を用いているので、術中アプリケーションのために計算方法を工夫する必要がある。

力学解析において最も計算力を消費する要因となるのが、逆行列の計算と解析の繰り返し計算である。有限要素法では、基本的には式3-1において荷重と剛性マトリクスから変位を求める計算を行うが、剛性マトリクスのサイズが三次元の問題では(節点数 $\times 3$)となるため、有限要素モデルとして対象物を細かく分割するほど剛性マトリクスのサイズが大きくなり、その逆行列を求めるための計算量も多くなる。これに対し、既に有限要素法の研究分野では逆行列の演算方法に様々な工夫を施してきたが、その他にも問題の性質に特化した方法が考えられる。本研究の場合には、術中の計算量を抑制する必要があるが、術前の計算量に対しては大きな制限が無い。従って、計算を極力術前に行えるようにする

ことで、術中計算の負担を減らすことができる。特に、大きな逆行列の計算は術前に行い、術中には小さな逆行列のみを扱うようにすることは効果的である。

この観点から3-4-3、3-4-4のアルゴリズムを見直すと、まず3-4-3では、術中にのみ実行可能な計算は式3-11とその結果を用いた式3-9の計算のみである。この内、変数 Z は術前の段階で求めておくことができるので、術中の計算は極めて簡素となる。この点では、3-4-3のアルゴリズムは既に洗練されている。3-4-4では、3-4-3の結果を受けて式3-12を実行することになるが、可変形モデルの節点で参照部分に相当するものは、全体に対してごく小数であるため、逆に k_{22} のサイズが大きくなり逆行列の計算に時間が掛ることになる。そこで、 k_{22} の逆行列を予め求めることを考える。

まず、剛性マトリクスの逆行列を式3-12に合わせて整理、分割し、式3-14のようになる。この逆行列は術前に算出可能である。

$$K^{-1} = \begin{bmatrix} k'_{11} & k'_{12} \\ k'_{21} & k'_{22} \end{bmatrix} \quad (\text{式3-14})$$

この行列に対し、式3-15の関係を得る。

$$KK^{-1} = \begin{bmatrix} k_{11}k'_{11} + k_{12}k'_{21} & k_{11}k'_{12} + k_{12}k'_{22} \\ k_{21}k'_{11} + k_{22}k'_{21} & k_{21}k'_{12} + k_{22}k'_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I & 0 \\ 0 & I \end{bmatrix} \quad (\text{式3-15})$$

この式より、式3-16が導かれる。

$$k_{22}^{-1}k_{21} = -k'_{21}k'_{11}^{-1} \quad (\text{式3-16})$$

これより、式3-13は以下のように書き換えられる。

$$x = k'_{21}k'_{11}^{-1}p \quad (\text{式3-17})$$

この式においてもなお k'_{11} の逆行列を必要とするが、 k'_{11} のサイズは参照部分に相当する節点の自由度の2乗で、その節点は可変形モデル全体に対してその表面のさらに一部分であるため数が相対的に少なく、 k_{22} の逆行列を求めることに比較して負担が大きく軽減されている。

有限要素法で解析の繰り返し計算を行うのは、非線形な物性に対して増分理論[Wasidu81]を用いる場合である。有限要素法による力学解析では対象が非線形物性であることが多いため、通常は増分理論を使うことになるが、本研究の場合には非線形物性を仮定して得られる効果が不明であるため弾性モデルを用いた。従って、増分理論を使う必要が無く、解析の繰り返し計算は避けられている。また、それ以外にも3-4-3では正確

な物性値を求めることを避けることで力学解析の繰返しを避けるなど、既に計算省力化の対策が取られている。

術中に計算機内に蓄えるべきデータ量に関しては、3-4-3ではZのサイズが(可変形モデルの自由度×(物性値の数+1))となり、剛性マトリクスに比較してデータ量が少ない。しかし、3-4-4では k'_{21} 、 k'_{11} のサイズが術中にデータを取るまで不確定であり、そのため結果的に K^{-1} 、即ち剛性マトリクスと同じ容量を記憶しておく必要がある。剛性マトリクスは通常0要素を多く含むスパース行列であるため、剛性マトリクスを圧縮して容量を減らすことも可能であるが、圧縮後の容量は構造に依存するために作成可能な節点数の目安が分かりにくい。そのため、画像から脳の可変形モデルを作成しても計算機にデータを記憶しきれない可能性があり、可変形モデルの作り直しなどで作業効率を低下させる原因となる。従って、以下の方法によってデータ量の削減と容量の確定化を行う。

まず、物性モデルが弾性であることに着目し、可変形モデルの剛性マトリクスに対して固有振動モードを求める。このとき、可変形モデルの変形は固有振動モードを使って式3-18のように表現できる。

$$dX = \sum_i w_i \phi_i = \Phi w \quad (\text{式3-18})$$

ϕ_i はi次のモードで、 w_i はそのモードに対する重みである。これに式3-1を組み合わせ、整理すると式3-19を得る。

$$w_i = \frac{1}{\lambda_i} \Phi^T F \Big|_i \quad (\text{式3-19})$$

ここで、 λ_i はi次の固有値である。即ち、ある荷重に対する弾性体の変形量は式3-17及び式3-19によって表される。

ところで、固有モードを用いる場合、(1)変形構造にとって低次のモードが支配的、(2)固有モードの計算ルーチンでは高次のモードで誤差が大きくなるという性質により、低次のモードだけで変形構造を精度良く近似することが可能である。この最大の利点は、低次の数モードを記憶しておくだけで良いということである。そこで、この性質を3-4-4の方法に適用して、術中に記憶すべきデータの量を低減する。

まず、式3-19を計算するのに必要な荷重を求める。改めて式3-12と式3-16から以下の式が得られる。

$$\begin{aligned} f_i &= k_{11} \bar{r} + k_{12} x \\ &= k_{11} \bar{r} + k_{12} k'_{21} k'_{11}^{-1} \bar{r} \end{aligned} \quad (\text{式3-20})$$

ここで、式3-15から式3-21の関係があるので、式3-20へ代入すると最終的に式3-22となる。

$$k_{12}k_{21} = I - k_{11}k_{11} \quad (\text{式3-21})$$

$$f_i = k_{11}^{-1} r \quad (\text{式3-22})$$

この荷重を式3-19に代入することでモードの重みが得られる。なお、式3-19では全モードを使用しているが、変形の既知の部分以外での荷重は0なので、固有モードのうち記憶すべき部分とそのデータ量は、(1)低次の数モード(適用モード数×可変形モデルの全自由度)、(2)全モードにおいて変形が既知の部分(全モード数×変形が既知の部分の自由度)となる。これにより、3-4-4において術中に記憶すべきデータ量は適用するモード数にも依るが、確実に剛性マトリクスよりも少なくなり、またデータ量も確定する。

3-4-6 計算アルゴリズムのまとめ

以上で述べてきた術中脳構造の推定方法をまとめるとFig. 3-15のようになる。まず、術前の段階で、脳の術前画像から作成した脳の可変形モデルに対して剛性マトリクスを求め、自重による変位を算出する。また、物性値に対する変形感度を求める。これらは術中に物性値の調整を行う際に用いられる。これと同時に術前に、剛性マトリクスの逆行列および固有モードを求めておく。これらは、物性値の調整のみでは対応しきれない変形残差に対して負荷荷重を算出し、全体の変位を求めるのに用いられる。術中には、開頭部の脳表の形状などの参照構造が測定され、それを近似的に満たす可変形モデルの変形を物性値の調整によって行う。この調整によって一致させきれない変形の残差は、参照部分に対して設定される負荷荷重によって補われる。これらの操作を経た後に得られる変形後の可変形モデルが術中脳構造となり、最終的に画像化されて手術ナビゲーションシステムなどに提供される。

なお、実際の物性値調整の計算では、それぞれの物性に関してヤング率に対する変形感度とその物性に依存した自重による変位の間に式3-23のような比例関係があるため、結果的に式3-8において自重に設定されている比例計数 c は他の物性値調整量によって補うことが可能であり、 Z のランクが1小さくなり特異行列になる。

$$\begin{aligned} dX &= \sum_n dX_n \\ dX_n &\propto \frac{\partial dX}{\partial E_n} \end{aligned} \quad (\text{式3-23})$$

従って、自重に設定されている比例係数は必要が無く、正則行列による計算のためには省く必要がある。

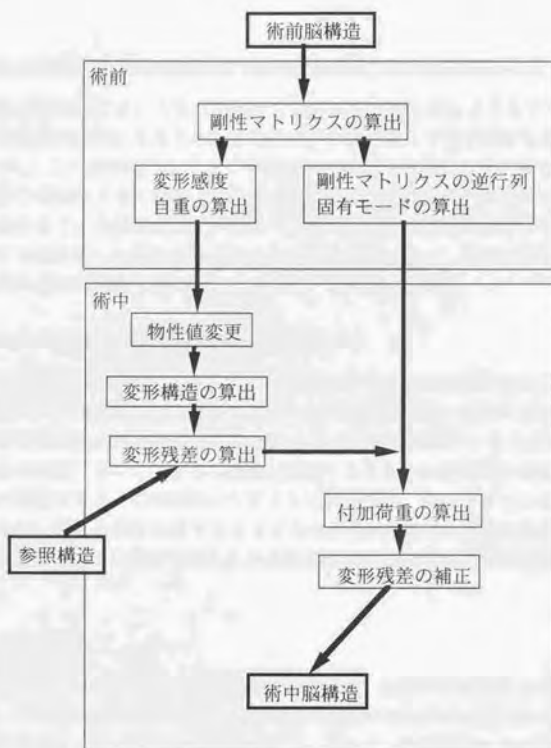


Fig. 3-15 術中構造算出の流れ図

3-5 考察

物性値の調整による構造推定において物性値の更新を行わないことに関して

本研究の逆問題において条件を満たす物性値を正確に求めようとすると、変形感度と物性値が非線形の関係にあるために物性値を少しずつ変えて変形感度を計算し直す必要がある。しかし、これは剛性マトリクスや逆行列を何回も術中に計算し直すことになるので術中の演算の規模が大きくなる。本研究では、大規模な計算を予め術前に行うことで術中の負担を抑えることを目標としているので、物性値の更新は行わなかった。このため、変形を推定する際に新しい物性値を求めることには意味がなく、付加荷重による構造推定においても物性値は初期値を用いた。

物性値調整のためのエネルギー関数の妥当性に関して

本研究では、目標の形状に対して物性値の関数である変形量が最小二乗近似で一致するようにエネルギー関数を作成した。これは、逆問題解法では一般的に用いられる関数で、エネルギーの停留点を求める際に各変数でエネルギー関数を偏微分すると変数の一次式となり、一意に解が決定するため、通常の最適化関数にあるような局所解や収束速度などの問題が無いのが特徴である。この関数のデザインに関しては、他のデザインを用いても完全に変位が一致する場合に最小になるように作られるため、多項式を使うか指数関数を使うか程度の差であり、計算時間に多少の影響が出て精度には大きな差が生じないと考えられる。

付加荷重の掛け方に関して

本研究では、付加荷重による構造推定において、付加荷重の掛け方を参照部分のみとしている。この荷重の掛け方の場合、参照部分においてはどんな変位でも実現可能であるが、それ以外の部分では変位が大きくなる。従って、参照部分のみの微少な変位の調整に適している。逆に、物性値の調整による構造推定では自重を基本としているために、参照部分以外の部分も参照部分の変位の影響を受けて大きく変形する。物性値調整による構造推定を用いずに付加荷重のみを用いる場合、参照部分のみが変位を起こして他の部分が変形しない結果となり、脳変形のような全体的に変形するような場合に適していない。

付加荷重を掛ける部分を参照部分以外にも適用すると、より複雑な変形を表現可能となるが、脳変形に対する構造の推定精度を上げるためには付加荷重の分布に適切な規定が必要となる。この規定を導くことに関しては、力学から理論的に導くことが困難であるため、本研究では参照部分の構造を一致させることのみを目的として、参照部分のみの付加荷重とした。

3-6 本章のまとめ

本章では、脳の構造に関して術前及び術中に得られる情報を整理することで、脳変形に対する画像の補正に利用可能な情報を整理し、それらに力学を適用するための可変形モデルについて検討を行った。また、脳の力学解析に関する現状を考察した結果から、可変形モデルの変形に力学逆問題を利用し、それに基づいて画像補正を行う指針を示した。そして、具体的な可変形モデルの変形方法として、物性値を調整することで変形を調整する方法と仮想的な付加荷重によって変形を調整する方法を組み合わせる方法の提案と構築を行った。この方法に対する基礎的な評価は、次章において行われる。

第4章 術中脳構造推定に対する評価

本章では、第3章で述べた脳画像の補正法における術中脳構造の推定について、線形／非線形物性の数値モデルや軟質物体の変形、及びin vitroの豚脳の圧縮変形を用いて、推定された構造の精度や計算性能を評価する。また、その結果から構造推定に最適な条件の検討を行う。

本章の構成

- 4-1 弾性物性の数値モデルによる評価
 - 4-1-1 数値モデルの準備
 - 4-1-2 構造推定の精度に対する物性値の影響
 - 4-1-3 構造推定の精度に対する拘束条件の影響
 - 4-1-4 構造推定の精度に対する荷重条件の影響
 - 4-1-5 構造推定の精度に対する参照構造の影響
 - 4-1-6 構造推定の精度に対する使用モード数の影響
 - 4-1-7 まとめ
- 4-2 非線形物性の数値モデルによる評価
 - 4-2-1 数値モデルの準備
 - 4-2-2 数値モデルの変形に対する構造推定の精度評価
 - 4-2-3 考察
- 4-3 軟質物体による評価
 - 4-3-1 変形ファントムの準備
 - 4-3-2 ファントムの変形に対する構造推定の精度評価
 - 4-3-3 考察
- 4-4 in vitroの豚脳の圧縮変形による評価
 - 4-4-1 評価実験方法
 - 4-4-2 脳構造の取得
 - 4-4-3 in vitro豚脳ファントムに対する術中構造推定の評価
 - 4-4-4 考察
- 4-5 考察
- 4-6 本章のまとめ

4-1 線形物性の数値モデルによる評価

術中脳構造推定の特性を調査するにあたり、仮想的な数値モデルを用いると、様々な状況下での物体の変形を人為的に作ることができるため、調査が容易である。ここでは、対象物の物性とその可変形モデルに定義した物性モデルが完全に一致する条件下での構造推定の精度の評価を行う。そのため、数値モデルとして二次元の簡単な構造の弾性物体を仮定し、様々な拘束条件、荷重条件における変形を有限要素法を用いて計算する。そして、この変形後の数値モデルの一部を参照構造として他の部分の構造を構造推定によって求め、その構造の精度を評価する。また、その結果から構造推定の精度を向上させるための条件を検証する。

4-1-1 数値モデルの準備

数値モデルとしてFig. 4-1に示すような2種類の数値モデルを用意する。model Aは、 $6 \times 4\text{cm}$ の中実な長方形で単一の物性から構成されており、底辺を完全に固定されている。物性値は、脳と同程度の軟らかさを設定するために第3章を参考にヤング率 $E1 = 4.0\text{N/cm}^2$ 、ポアソン比 $\nu1 = 0.49$ とする。変形は自重と等価な荷重によって生じさせるが、脳変形が脳の縦幅約15cm、横幅約12cmに対して約2-3cmであることから、数値モデルの最大の変形量がその高さの約10-20%になるように密度を調整した。また、変形の参照部分として上辺を用いる。

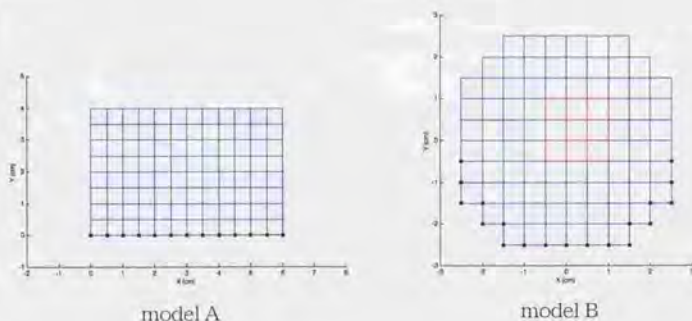


Fig. 4-1 数値モデルの構造

(model A: 物性1種、底辺固定、節点数117、要素数96)

(model B: 物性2種、外周下方固定、節点数109、要素数88)

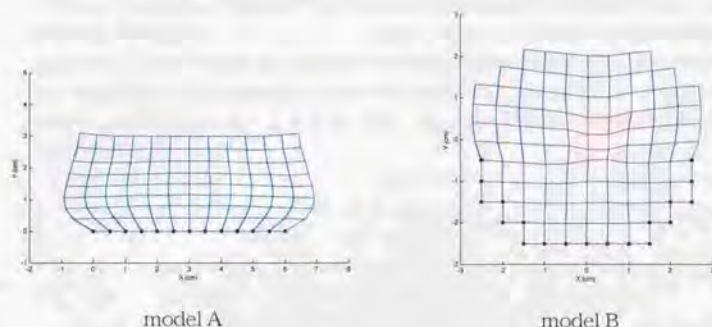


Fig. 4-2 数値モデルの有限要素法による変形結果

model Bは、直径5cmの円を模擬した多角形で内部の中心付近に別の物性の多角形の領域 (Fig. 4-1で赤く表示) を持つ。これは脳の構造を概念的に近似した構造で、外側が脳の白質、灰白質の部分で中心の領域は脳室に相当する。物性値は、脳室の脳脊髄液が抜けることを考慮して内側を外側より軟らかく、かつ内側は体積変化を可能な設定とし、外側をmodel Aと同じヤング率 $E1 = 4.0\text{N/cm}^2$ 、ポアソン比 $\nu1 = 0.49$ 、内側のヤング率 $E2 = 1.0\text{N/cm}^2$ 、ポアソン比 $\nu2 = 0.2$ とする。内側の物性値の数値については具体的な根拠はない。拘束条件は外周の下半分を固定とし、荷重条件は自重と等価な荷重、密度もModel Aと同じ値に設定する。また、変形の参照部分には外周の上半分を用いる。

有限要素法を用いた自重による model A、model B の変形結果を Fig. 4-2 に示す。節点変位の最大値は、model A で 1.04cm 、model B で 0.495cm となっている。以後、特に断りのないときはこの変形構造を構造推定の目標構造とする。

4-1-2 構造推定の精度に対する物性値の影響

構造推定では、物性値の初期値を適切に設定する必要がある。しかし、脳を対象とする場合にはこの値が不明であるため、初期物性値として本来の値と異なる値を使用する可能性がある。そこで、数値モデルの物性値と異なる初期値を用いて構造推定を行った場合の精度に対する影響を調査する。

物性値の初期値に対する構造推定の影響を調べるため、2つの数値モデルに対し、それぞれ物性値の初期値として、

$$\begin{aligned} E1 &= 1.0 - 10.0\text{N/cm}^2, & \nu1 &= 0.3 - 0.49 \\ E2 &= 0.2 - 2.0\text{N/cm}^2, & \nu2 &= 0.04 - 0.48 \end{aligned}$$

の範囲の値を設定し、参照部分の変形構造から全体の構造の推定を行った。なお、この時点では全ての固有モードを使用しているため、結果には初期値の影響のみが表れている。

model A に対する物性値の初期値と構造推定の精度の関係を Fig. 4-3 に示す。精度には、目標構造と推定構造の対応する節点間の距離の平均値を採用した。以後、精度を示す値には、この値を用いることとする。また、Fig. 4-4 には異なる初期値に対する推定構造の例を示す。

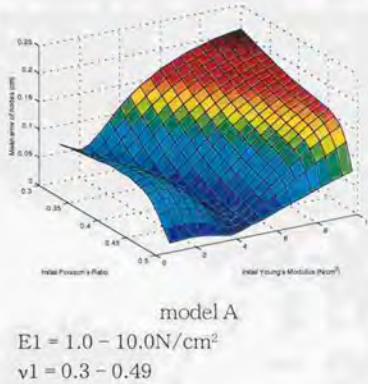


Fig. 4-3 model A に対する物性値初期値と構造推定精度の関係

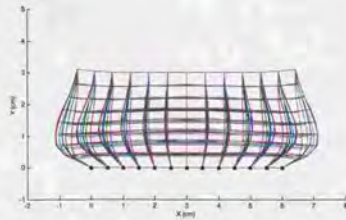
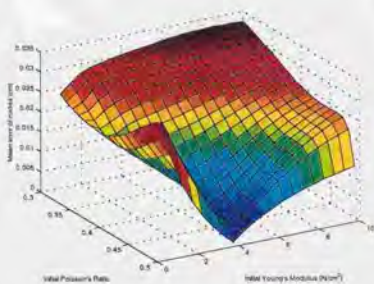


Fig. 4-4 model A に対する異なる物性値初期値に対する推定構造の例
 目標構造 (黒),
 $(E, \nu) = (1, 0.4)$ (青), $(2, 0.4)$ (赤), $(4, 0.4)$ (シアン),
 $(6, 0.4)$ (緑), $(8, 0.4)$ (マゼンタ)

Fig. 4-3から、可変形モデルの初期物性値が数値モデルの物性値から離れるにつれ、構造推定の精度が低下する様子が分かる。また、ポアソン比よりもヤング率の初期値の方が精度に影響が大きく、ヤング率も数値モデルの物性値よりも小さい値の方が大きい値よりも精度が良くなる傾向がある。Fig. 4-4からは、側面の方が構造誤差が大きくなり、ヤング率が大きいと内側に、ヤング率が小さいと外側にずれる誤差が生じる。

model Bに対する物性値の初期値と構造推定の精度の関係を Fig. 4-5 に示す。外側の初期物性値を変化させる時は内側の初期物性値を数値モデルに一致させ、内側の初期物性値を変化させる時は外側の初期物性値を対象物体に一致させた。また、Fig. 4-6には異なる初期物性値に対する推定構造の例を示す。

Fig. 4-5から、可変形モデルの外側の物性の初期物性値を変化させると、model A同様に数値モデルの物性値から値が離れるにつれ精度が低下する様子が分かる。また、内側の物性を変化させる場合は、ヤング率が小さすぎる、もしくはポアソン比が大きすぎることでなければ比較的広い範囲で精度が一定している。さらに、model Aよりもmodel Bの方が精度が1桁向上していることから、物性が2種ある方が1種の場合よりも自由度が多いために適切な構造に変化することが出来たと考えられる。



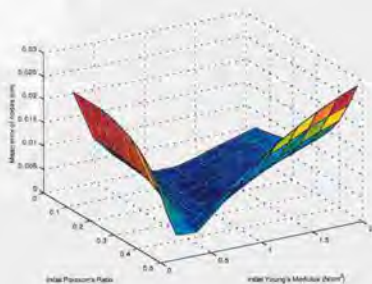
model B

$E1 : 1 - 10\text{N/cm}^2$

$\nu1 : 0.3 - 0.49$

$E2 : 1\text{N/cm}^2$

$\nu2 : 0.2$



model B

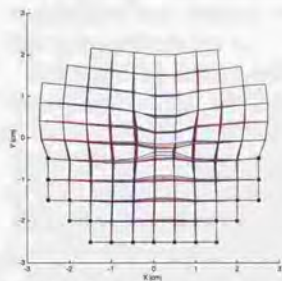
$E1 : 4\text{N/cm}^2$

$\nu1 : 0.49$

$E2 : 0.2 - 2\text{N/cm}^2$

$\nu2 : 0.04 - 0.48$

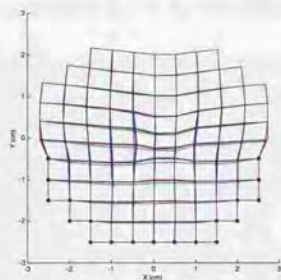
Fig. 4-5 model B に対する物性値初期値と構造推定の精度の関係



E1 を変化 ($v1 = 0.49, E2 = 1, v2 = 0.2$)

目標構造 (黒)

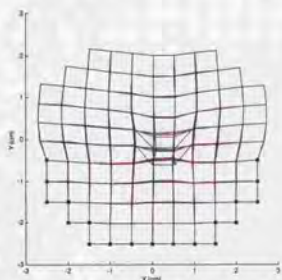
E1 = 1(青), 2(赤), 4(シアン), 6(緑), 8(マゼンタ)



v1 を変化 ($v1 = 0.49, E2 = 1, v2 = 0.2$)

目標構造 (黒)

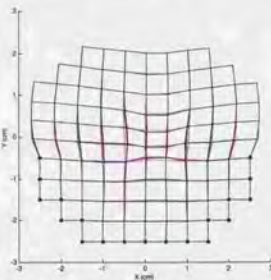
E1 = 1(青), 2(赤), 4(シアン), 6(緑), 8(マゼンタ)



E2 を変化 ($v1 = 0.49, E2 = 1, v2 = 0.2$)

目標構造 (黒)

E1 = 1(青), 2(赤), 4(シアン), 6(緑), 8(マゼンタ)



v2 を変化 ($v1 = 0.49, E2 = 1, v2 = 0.2$)

目標構造 (黒)

E1 = 1(青), 2(赤), 4(シアン), 6(緑), 8(マゼンタ)

Fig. 4-6 model B に対する異なる物性値初期値に対する推定構造の例

4-1-3 構造推定の精度に対する拘束条件の影響

拘束条件は変形構造に影響を与えるが、実際の脳に加えられる拘束条件を正確に知ることが困難である。従って、可変形モデルに与える拘束条件は不正確になるが、それを過剰にするか不足にするかは選択の余地がある。そこで、拘束条件が実際よりも過剰な場合と不足の場合について構造推定の精度と誤差の生じ方を調査することで、拘束条件が構造推定に与える影響を検討する。

拘束条件の効果は構造とも関係するため、数値モデルには脳構造に近いmodel Bを用いる。拘束条件を付加する場所は、Fig. 4-7の4通りを用意し、拘束条件過剰の場合はcase 4を数値モデルとして目標構造を算出し、残りを拘束条件の異なる可変形モデルとして構造推定を行う。またの拘束条件不足の場合は、case 1を数値モデルとして目標構造を算出し、残りを可変形モデルとして構造推定を行う。可変形モデルの物性値は数値モデルと同じ値を用い、参照部分には前節同様に外周の上半分を使用する。

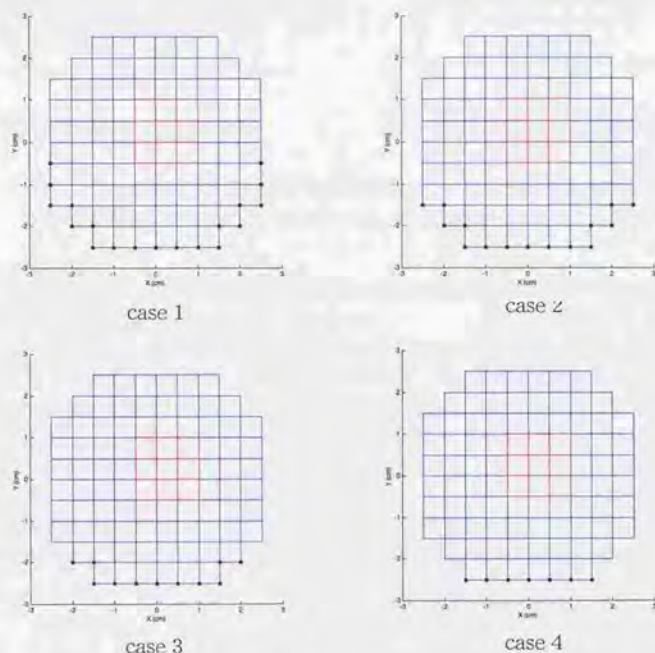


Fig. 4-7 model B に対して拘束条件を付加する点の位置 (黒点が拘束点)

Table 4-1 可変形モデルに対する拘束条件と構造推定の精度の関係

	可変形モデル			
	case 1	case 2	case 3	case 4
拘束過剰 (case 1を目標構造)	0.274	0.181	0.091	0.000
拘束不足 (case 1を目標構造)	0.000	0.041	0.060	0.071

単位(mm)

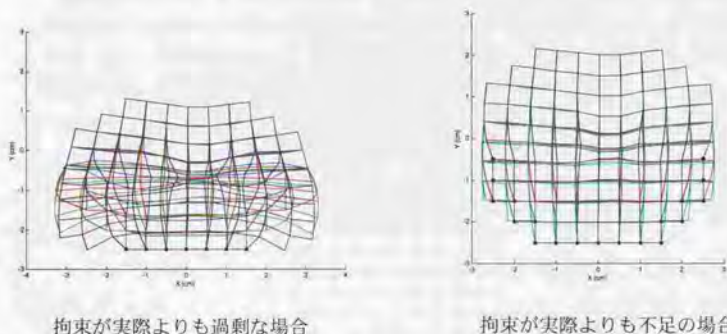


Fig. 4-8 可変形モデルに対する拘束条件の違いによる推定構造の差
 (黒：目標構造、青：case 1、赤：case 2、緑：case 3、シアン：case 4)

可変形モデルに対する拘束条件と構造推定の精度の関係をTable 4-1に示す。また、各拘束条件における推定構造をFig. 4-8に示す。

Table 4-1から、可変形モデルの拘束条件が数値モデルの条件から遠ざかるにつれ、精度が低下する様子が分かる。変形構造においては、Fig. 4-8に示されるように拘束条件の付加されている最下部が荷重の影響を最も受けるため、拘束条件の有無で構造が大きく異なる。従って、拘束が過剰な場合は拘束点が誤差の最大値を支配し、Table 4-1の値を拘束条件不足の場合よりも値を大きくする結果となった。しかし、両者とも構造の参照を行っている部分の近傍では比較的精度良く構造推定が行われている。脳外科手術では、特に開頭部分から腫瘍までの範囲が直接扱う上で重要であるが、この実験から開頭部付近に関しては拘束条件に関らず比較的精度の良い推定構造が術者に提供可能であると考えられる。

4-1-4 構造推定の精度に対する荷重条件の影響

構造推定では、大局的な変形を自重による変形で表現し、それで推定しきれない局所的な変形を付加荷重による変形で補う方法を採用している。脳の物性が線形で変形が自重で生じる場合はこの方法により4-1-2に示した程度の精度で構造を再現できるが、実際には物性が非線形で荷重に自重以外の要素があるために、推定構造に誤差が生じる。ここでは、自重以外の荷重が付加される場合の荷重に対する構造推定の影響を調査する。

数値モデルには、model Bを用い、自重以外の荷重として、Fig.4-9のように外周上半分の節点に、自重による節点荷重の最大値と同程度の最大値を持つランダムな荷重を付加する。また、参照構造として、外周上側1/4の部分を用いる。この条件による変形を目標構造として、構造推定によって構造を推定しその精度を求める。

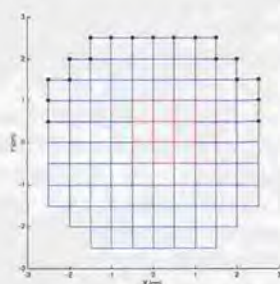


Fig. 4-9 荷重位置 (黒点)

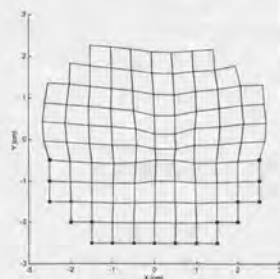


Fig. 4-10 数値モデルの表面にランダムな荷重条件を付加した場合の推定構造の例

model B に 10 通りのランダムな荷重を付加し、それを構造推定したときの精度は平均値 $3.15\text{e-}15\text{cm}$ 、標準偏差 $4.52\text{e-}16$ であった。Fig. 4-10 に推定構造の例を示す。

この結果から、数値モデルの表面にかかる荷重に関しては、ほとんど影響が無いことが分かる。

4-1-5 構造推定の精度に対する参照構造の影響

構造推定では、術中に変形した脳の表面における各部の変形量を取得することが前提となっているが、そのデータは必ずしも開頭部の全ての領域に対して密に得られるとは限らない。これは、データの取得方法に依存し、三次元形状測定装置などを用いると開頭部の一部分について密に変形量をサンプリングでき、また手動で特徴点の追跡を行なうと開頭部に対して全域であるがまばらなサンプリングになる。また、参照構造が物体全体を囲むように取得できれば精度が向上することが予想されるが、実際の手術では参照部分として開頭部のみが観察可能であり、その領域は脳全体に対して偏った位置にあるため精度が低下する。そこで、ここでは参照構造の違いによって構造推定の精度がどのように変化するかを調査する。

数値モデルには、model A および model B を用いる。参照構造は、Fig. 4-11 に示すように、model A では数値モデルの上辺全体、上辺の片側半分、上辺全体から均等にデータを間引いたものの 3 通りを採用する。また、model B に対しては、外周上半分全体、外周上側 1/4、外周上片側 1/4、外周上半分全体から均等にデータを間引いたものの 4 通りを採用する。また、可変形モデルの物性値と数値モデルの物性値が一致していると、参照部分に依らずに正確な構造が算出されるため、可変形モデルの初期物性値としてヤング率 $E1 = 3.0$ 、 $E2 = 1.0$ 、ポアソン比 $\nu1 = 0.4$ 、 $\nu2 = 0.2$ を用いる。以上の条件で可変形モデルの推定構造を求め、精度を評価する。

可変形モデルに対する参照構造と構造推定の精度の関係を Table 4-2 に示す。また、Fig. 4-12 に各参照構造を用いた時の推定構造を示す。

Fig. 4-12 より、推定構造は参照構造に関わらずほぼ一定の構造に収束する。また、Table 4-2 において値に大きな差異がない。これは、弾性体が自重で変形する問題に対しては構造推定が安定した解を出力することを意味する。従って、参照構造に関しては特に付随的な条件を必要としない。

4-1-6 構造推定の精度に対する使用モード数の影響

構造推定では、計算に必要なデータ量を低減するために、可変形モデルの剛性マトリクスの固有振動モードを利用する。そのモード数が多ければ高次モード打ち切りによる誤差が減るがデータ量が多くなり、逆にモード数を少なくすると高次モード打ち切りによる誤

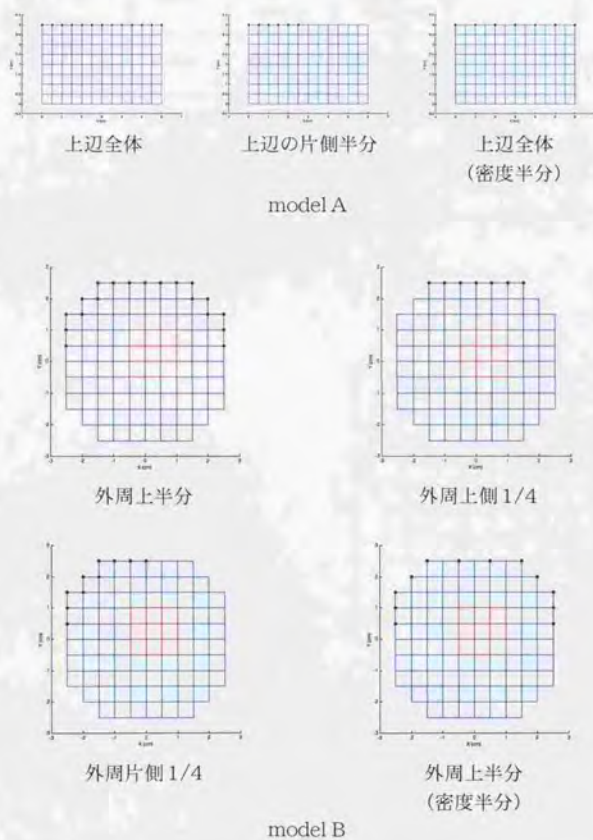
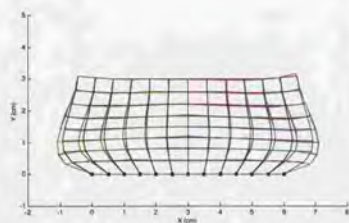


Fig. 4-11 数値モデルに対する参照部分 (黒点)

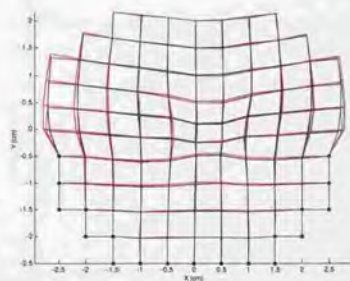
Table 4-2 参照構造の違いによる可変形モデルの構造推定の精度の影響

model A (cm)	上辺全体	上辺の 片側半分	上辺全体 (密度半分)	
	0.0515	0.0570	0.0522	
model B (cm)	外周上半分	外周上側1/4	外周上片側1/4	外周上半分 (密度半分)
	0.0116	0.0226	0.0175	0.0167



model A

青：上辺全体、
赤：上辺の片側半分、
緑：上辺全体（密度半分）



model B

青：外周上半分全体、
赤：外周上側1/4、
緑：外周上片側1/4、
マゼンタ：外周上半分全体

Fig. 4-12 異なる参照構造に対する推定形状の例

差が増えるがデータ量が少なくなるという性質があるため、使用するモード数を誤差とデータ量の兼ね合いで決定する必要がある。ここでは、使用するモード数の変化による誤差の影響を調査することで、モード数決定の指針を求める。但し、物性が異なると誤差の生じ方も異なる可能性があるため、この結果から直ちにモード数が決定される訳ではない。

この実験のための数値モデルには、model A、model Bの両方を用いる。可変形モデルの剛性マトリクスから計算されるモードの総数は可変形モデルの全自由度に等しく、model Aではモード数が全部で208、model Bでは180となる。モードを1次からある次数まで使用し、その次数を徐々に変化させて構造推定の精度の変化を調査する。

使用モード数と構造推定の精度の関係をFig. 4-13に示す。

この結果から、どちらのモデルにおいてもステップ状のグラフが得られ、モード数がある値を越えると精度が急激に上がることが分かる。この2例では精度に急激な変化が出るのがおよそモード数40-50の辺りで、これよりモード数をやや増やした値を用いるのがデータ量の節約と精度の兼ね合いで最も効率が良い。しかし、この値が他のモデルにおいても適用できるかどうかはFig. 4-13の結果のみでは判断できないため、脳の構造に合わせた事例を積み重ねて確認する必要がある。

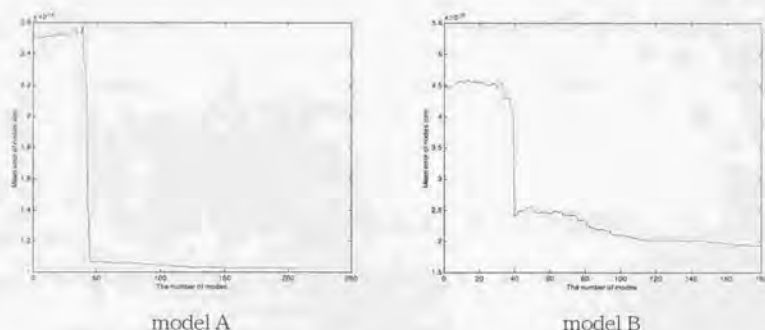


Fig. 4-13 使用モード数と構造推定の精度の関係

4-1-7 まとめ

物性値に関して

可変形モデルの物性値が実際の値に近い方が推定構造の精度が良い。内外で2種の物性を扱う場合は、内側は比較的広い範囲の値を初期物性値として使用できる。

拘束条件に関して

拘束条件が過剰の場合は、拘束条件のかかる点における誤差が最大となる。拘束条件に関わらず、参照構造付近では構造推定の精度が良くなる。

荷重条件に関して

自重以外に表面に付加される荷重に対しては、構造推定に対してほとんど影響が無く、精度良く推定構造が求められる。

参照構造に関して

参照構造に関しては、場所や広さ、密度の違いに対して構造推定の精度に大きな違いが見られない。

使用モード数に関して

使用モード数を増やすと急激に精度が向上するモード数があり、それを越える最小のモード数を用いることが精度とデータ量の節約において最も効率が良い。

4-2 非線形物性の数値モデルによる評価

前節では、術中脳構造推定における物性モデルと実際の物性が正確に一致している状況下での構造推定を行い、精度の評価と精度向上のための条件を検証した。しかし、実際の脳の物性は非線形で、弾性を採用した可変形モデルの物性とは明らかに異なっている。そこで、次の実験として非線形物性を持つ数値モデルに対する構造推定の精度評価を行う。

4-2-1 数値モデルの準備

数値モデルとして、Fig. 4-14(a)に示すような $10 \times 10 \times 6$ の単一の物性で構成される三次元の中実な直方体を用意する。このモデルの物性には、非圧縮性超弾性体とすることで非線形物性を実現する。非圧縮性超弾性体は、[Tosaka95]から引用すると「非圧縮性と非線形弾性挙動を示す固体に対する大変形を考慮した数理モデルの1つ」で「ゴム系材料の弾性挙動などで現れるエントロピー弾性と呼ばれる弾性挙動をモデル化」したものである。この数値モデルに対し、Fig. 4-15のような応力-ひずみ曲線を示す材料定数を設定し、底面の節点をすべて固定した上で上面の端の1/4を強制的に圧縮方向に変位させる。この圧縮したときの構造を有限要素法の変形解析によって求めたものをFig. 4-14(b-e)に示す。強制圧縮は、高さの圧縮方向に4までの強制変位を加え、そのときのインクリメントの10%、20%、30%、40%の状態の4段階を用意した。計算のための要素分割は各辺1の立方体を単位として行い、モデルの節点数は847、要素数は600となった。変形解析の結果については、東京大学大学院工学系研究科機械情報工学専攻久田研究室よりデータの提供を受けた。

4-2-2 数値モデルの変形に対する構造推定の精度評価

術中構造推定の精度を評価するため、強制圧縮によって変形した数値モデルの一部分を参照構造とし、その参照構造から術中構造推定法によって全体の構造を求め、変形解析による形状と推定形状の比較を行う。参照構造には、上面全体及び上面の強制変位を与えた部分の2種類を用いる。構造推定においては、物性値の初期値としてFig. 4-15におけるひずみ0付近のヤング率の近似値 $E = 1.0e3 \text{ N/unit}^2$ 、ポアソン比は非圧縮として $\nu = 0.49$ を用い、拘束条件は変形解析と同様に底辺を全固定とする。構造推定計算は、剛性マトリクスの逆行列および剛性マトリクスの固有値・固有モードに関しては、東京大学大型計算機センターの汎用大型計算機(HITACHI MP5800/320)とその数値演算ライブラリMATRIX-M (HITACHI)を用い、逆行列演算に最大39MBのメモリと約360secのcpu time、フルサイズの固有値・固有ベクトルに最大94MBのメモリと約950secのcpu timeを要した。それ以外の演算に関しては、パーソナルコンピュータPowerMacintosh 9500/



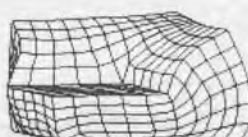
(a) 圧縮前の形状



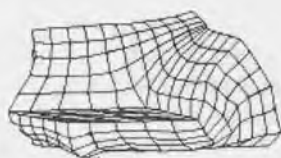
(b) 10% 圧縮後の形状



(c) 20% 圧縮後の形状



(d) 30% 圧縮後の形状



(e) 40% 圧縮後の形状

Fig. 4-14 非圧縮性超弾性体の数値モデルの強制圧縮
(データ提供：東京大学大学院工学系研究科機械情報工学専攻久田研究室)

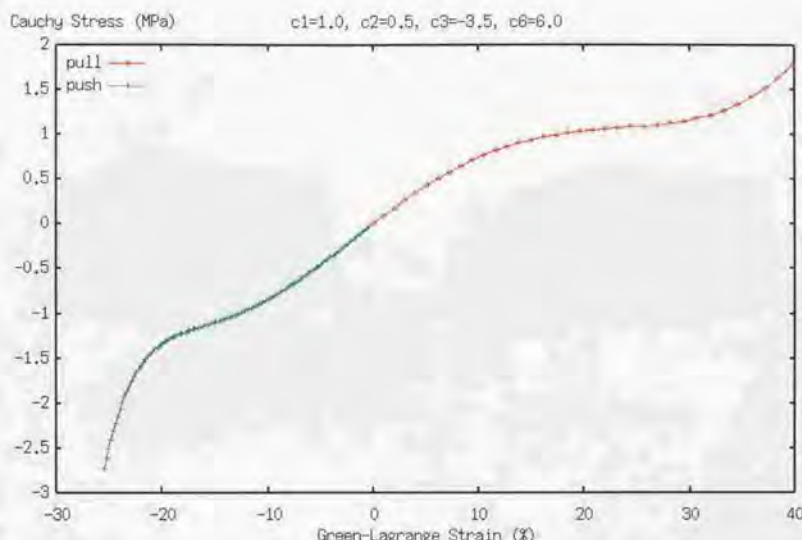


Fig. 4-15 非圧縮性超弾性物性の応力-ひずみ曲線

(データ提供：東京大学大学院工学系研究科機械情報工学専攻久田研究室)

200 (CPU: PowerPC G3 275MHz, Memory: 160MB)上のMATLAB Ver.5.2 (The MATH WORKS Inc.)を用いて行い、物性値調整による構造推定に約0.70-0.75sec、付加荷重による構造推定に約58-60secを要した。なお、計算プログラムは特に最適化を行っていないため、計算時間や使用メモリ量に関する数値データは参考としての値である。

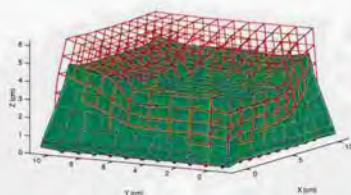
Fig. 4-16, 17に推定結果を、Table 4-3に変形解析と推定結果で対応する各節点間の距離の平均、分散を示す。Fig. 4-16から、圧縮を行った部分を参照構造とする場合、構造推定の結果は全体的に潰れた構造となり、推定構造が変形解析の結果から大きくずれる。これに対し、上面全体を参照構造とした場合は、Fig. 4-17に現れているように推定結果が変形解析と比較的一致している。

4-2-3 考察

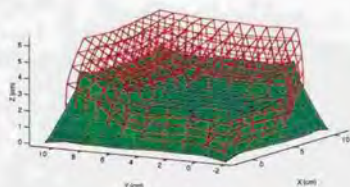
Fig. 4-16では、参照構造以外の部分において大きな誤差が生じている。これは、構造推定において物性値の調整による構造推定が自重による変形を基本としており、強制変位を加えた部分のみならず全体的な変形を引き起こすことに加え、強制変位を加えていない



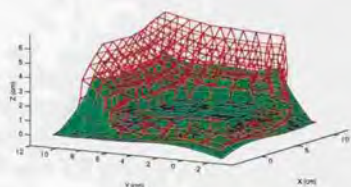
(a) 10% 圧縮



(b) 20% 圧縮

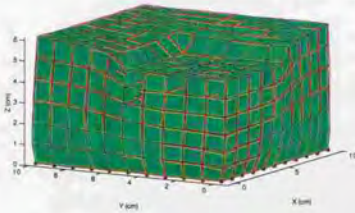


(c) 30% 圧縮

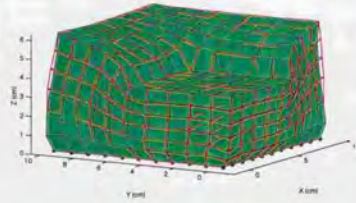


(d) 40% 圧縮

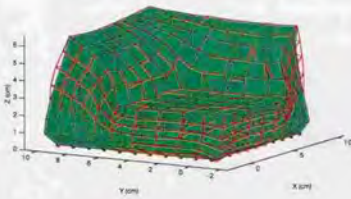
Fig. 4-16 構造推定結果（上面のうち強制変位をかけた部分を参照構造とした場合）
緑：推定構造、赤：変形解析結果



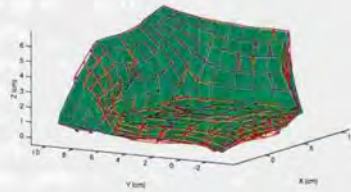
(a) 10% 圧縮



(b) 20% 圧縮



(c) 30% 圧縮



(d) 40% 圧縮

Fig. 4-17 構造推定結果（上面全体を参照構造とした場合）
緑：推定構造、赤：変形解析結果

Table 4-3 変形解析結果と推定結果の対応する節点間距離の平均、分散

	上面の強制変位をかけた部分を参照		上面全体を参照		変位の平均値
	平均	分散	平均	分散	
10%圧縮	0.457	0.307	0.0598	0.0477	0.277
20%圧縮	0.921	0.635	0.181	0.134	0.620
30%圧縮	1.39	0.952	0.400	0.300	1.07
40%圧縮	1.84	1.23	0.729	0.543	1.81

部分がどのようになっているかに関してデータが無いために、強制変位がその部分のみなのか全体にかけられているかが判断できず付加荷重による構造推定で変形の再調整が機能しなかったことが理由として挙げられる。逆に、Fig. 4-17に見られるように強制力のかけ方を判断できるような参照構造の選択をすると、構造推定の精度が格段に向上する。この結果から、実際の手術に構造推定を適用する場合に強制力をかけて局所的に変形した部分のみを参照すると誤差が大きくなり、可能な限り広い範囲で脳の表面形状をサンプリングする必要があることが分かる。

参照構造の選択によって構造推定の精度が変化するが、Table 4-3から変形変位の大きさによっても精度が変化することが分かる。即ち、変形の変位が大きくなるほど構造推定誤差が大きくなる。この原因に関しては、ひずみが大きくなると幾何学的非線形性が大きくなるために物性を弾性による変形のみでは対応しきれなくなることが考えられる。この変形則の違いによる誤差は、推定構造において下ほど横側に膨らむのに対し変形解析では高さの中程の部分で膨らむ傾向があることから示唆される。本研究では構造推定に弾性のみを用いているため、この問題を直接回避する方法はないが、今回の実験では参照構造が上面全体の条件で誤差の平均値が変位の平均値の4割以下であることから、脳変形による変位の平均が1cmである場合に平均して4mm以下の誤差で変形を表現できることになる。誤差は参照部分から離れるにつれて大きくなるので、手術に重要な参照部分直下のみを考えると誤差の平均値がより低くなることが期待される。

4-3 軟質物体による評価

前節までは、数値モデルによる理想的な条件下での構造推定を行い、構造推定の精度の評価と精度向上のための条件を検証した。しかし、実際の脳では材質の物性が予測できない上に負荷のかけ方や拘束条件なども数値モデルに与えた場合のように明らかではない場合がほとんどである。そこで、構造推定を非線形材料の実際の物体に適用して精度を評価することが望ましい。本来その評価には実際の脳を使用するのが最も適切であるが、精度評価には内部の変形の様子を詳細に知る必要があり、脳ではそのような計測データを得ることが困難である。そこで、軟らかい物性で非線形な変形を起こし、かつ内部の変形の様子が記録できるような変形ファントムを用いることで、本研究で構築した構造推定の精度評価を行う。

4-3-1 変形ファントムの準備

ここでは、軟質の物性を持つものの中から変形ファントムとして豆腐を選択した。豆腐は、蛋白質から成るゲル材質で脳と同様に内部に水分を含み、切断しても構造が残るため計測用に構造を整えやすい。脳の場合は周囲の膜にある程度支えられて構造を保っており、脳を切断すると構造が崩れ、また物性も脳細胞から構成されているように、豆腐と脳の物性は一致してはいないが、少なくとも弾力に乏しいため可変形モデルの物性モデルに設定した弾性からは大きく離れることになり、構造推定の精度検証には有用であると考えられる。

まず、網ごし豆腐を厚さ1cm程度の板状に切断し、その切断面に正方形の格子模様を書き込む。そして、その前後を板で軽く挟んで拘束する。(Fig. 4-18)これは、簡単のためにファントムに2次元の変形を起こさせるためである。ファントムを挟む板の一方は透明板

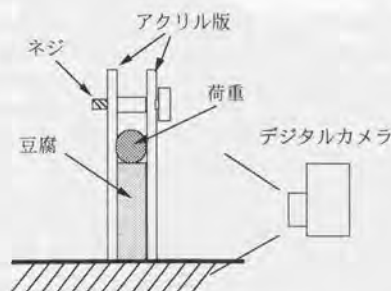


Fig. 4-18 ファントムに対する拘束



圧縮変形前



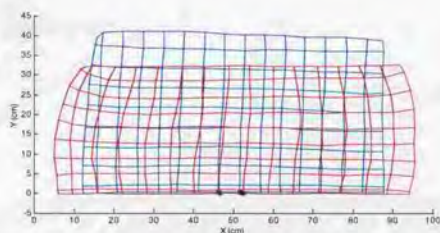
圧縮変形後

Fig. 4-19 カメラ画像におけるファントムの切断面の格子模様
(上面片側半分を圧縮)

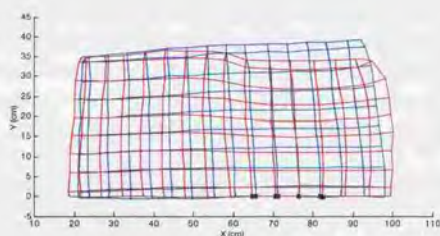
を使い、ファントム内部の変形を切断面の格子模様を通して観察する。この状態でファントムの切断面をカメラによって撮影する。

次に、ファントムに変形を起こさせるため、ファントム上面に静荷重を載せてファントムを圧縮する。静荷重を与える場所として、ファントムの上面全体(model A)、上面片側半分(model B)を用意する。ただし、この変形は脳変形のメカニズムとは同一ではない。

最後に、荷重によって変形したファントムの切断面を再びカメラで撮影する。ファントムの切断面には格子が描いてあるため、その格子点をカメラで取得した画像上(Fig. 4-19)でプロットすることで内部の変形が測定可能である。なお、このカメラでの撮影は近接撮影となり画像が歪みやすいので、ファントムの前後を拘束する板にも予め格子点を描いておき、画像上に写ったその格子点を正確な配置に直すことにより、ファントム上の格子点の位置を補正する。以上によって得られたファントムの修正後の変形前後の構造をFig. 4-20に示す。



model A (上面全体を圧縮)



model B (上面片側半分を圧縮)

Fig. 4-20 ファントムの圧縮変形前後の構造

青：圧縮変形前、赤：圧縮変形後

4-3-2 ファントムの変形に対する構造推定の精度評価

構造推定の精度を評価するため、ファントムの変形構造の一部分を参照構造とし、その参照構造から構造推定によって全体の構造を求め、実際の変形構造と比較して推定精度を測定する。参照構造には、上面全体及び上面片側半分をそれぞれmodel A、model Bに対して適用し、4通りの構造推定を行う。上面片側半分をmodel Bに対して適用する場合は、圧縮を行った側とする。また拘束条件は、Fig. 4-19において移動の少ない節点を選択し、

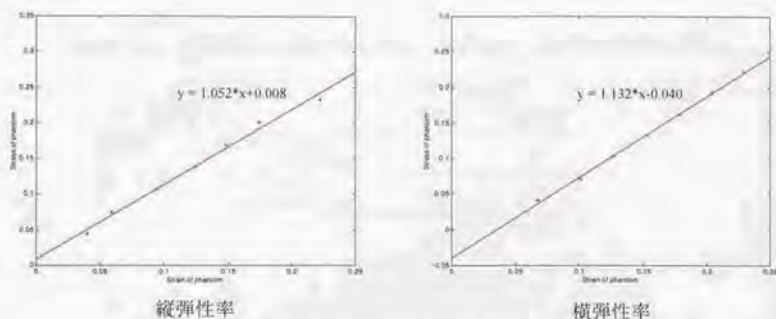


Fig. 4-21 豆腐の応力-ひずみ曲線

そこを固定するようにした。また、可変形モデルに与える初期物性値は、4-1の実験結果から実際の値に近い方が精度が向上するため、ヤング率に関しては上面全体を圧縮した時の荷重と上面の代表点の変位から応力-ひずみ曲線を Fig. 4-21 のように概算し、 $1.05\text{N}/\text{cm}^2$ の値を得た。また、同様に代表点を用いて横弾性率を求めたところ $1.13\text{N}/\text{cm}^2$ の値を得、これがヤング率よりもやや大きい値であったため、ポアソン比を0.499と近似する。これは、豆腐がほぼ非圧縮性であることを意味する。以上の条件から推定構造を求め、実際の変形構造との比較を行う。

Table 4-4に推定構造と実際の変形構造における対応節点間の距離の平均値をまとめる。また、各条件下での推定構造を Fig. 4-22 に示す。

4-3-3 考察

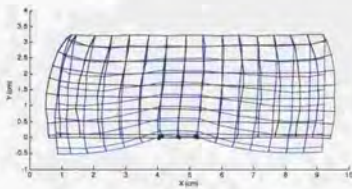
Fig. 4-22 から、どの場合においても参照部分と拘束点を結んだ範囲では比較的精度良く構造推定が行われている。上面全体を圧縮する場合、拘束点の横では誤差が大きいが、これは自重による変形の結果を利用しているために、底の部分では拘束の有無の効果が高いことが原因であり、何らかの拘束条件を設けない限りこの無駄な変形を防ぐ方法はない。なお、脳の場合には、脳底での脳の移動が小さいとして脳底全体に拘束をかけられるため、このような効果は小さいと考えられる。

参照部分が片側半分の場合は、参照部分の近傍では精度が比較的良好だが、上面の参照していない側では精度が低下する。これは、上面において自重による変形が小さいので、参照部分での構造推定で物性値調整の効果が少なく、付加荷重による微調整の効果が大きかったことが原因と考えられる。付加荷重による微調整は、参照部分のみに荷重がかかるように設定されているため、このようなことが起こり得る。このため、実際の脳において

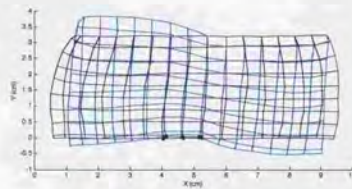
Table 4-4 推定構造と実際の変形構造における対応節点間の距離の平均値

	参照構造	
	上面全体	上面片側半分
model A (上面全体を圧縮)	0.21	0.33
model B (上面片側半分を圧縮)	0.06	0.10

単位(cm)

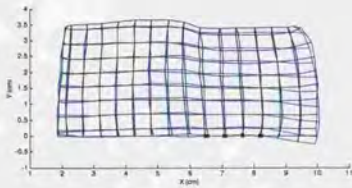


上面全体を参照

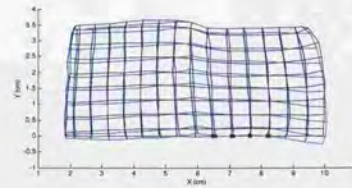


上面片側半分を参照

model A



上面全体を参照



上面片側半分を参照

model B

Fig. 4-22 推定構造と実際の変形構造の比較

構造推定を用いる場合、参照部分の脳は推定の精度が低下する可能性があり、参照部分は極力広く取り、その脳側は推定構造を信頼しないで用いることが妥当であると考えられる。

また、上面片側半分を圧縮した場合で、特に上面全体を参照するときに最も精度が良いことがTable 4-4からも言えるが、このことから本研究の構造推定は参照部分の一部が圧縮されるような場合に強いことが分かる。これは、術中の術者が脳の圧迫を行うような場合に効果を発揮するものと期待される。

4-4 in vitro の豚脳の圧縮変形による評価

この章における評価実験の最後として、in vitro の豚脳を圧縮して変形させた構造を、構造推定によって再現する実験を行なう。構造推定は、最終的に術中の脳に対して適用するものであるため、実際の脳の物性への対応を評価する必要がある。しかし、術中の脳に対してその内部の変形を知る詳細なデータを取得する手段が存在しないため、人間の脳に対する調査は困難である。そこで、動物実験を通して術中に近い状態での生体に対する評価を行ない、臨床応用を想定した構造推定の精度を評価することが重要である。

4-4-1 評価実験方法

まず、豚脳を頭部ごとMRIによって撮影し、圧縮する前の脳構造を抽出する。次に、頭頂部に開けてある開頭部分より圧子を脳に向けて挿入し、脳の半球に対して適当な静荷重によって圧縮を行なう。(Fig. 4-23)そして、圧縮したまま再びMRIによって変形した豚脳を撮影し、変形後の構造を抽出する。このようにして得られた豚脳の変形前後の構造を用いて、構造推定の豚脳に対する評価を行う。参照構造としては、圧子によって強制的に押し込まれた脳の表面構造を用いる。但し、豚脳のMRI画像は脳のサイズの問題から解像度が低く、変形した部分の各点について軌跡を追跡することはできないので、圧子によって変形した部分は圧子の方向に一律に押し込まれたと仮定する。また、拘束条件は脳の周辺の頭蓋骨に接触する全ての部分と仮定し、脳の内部の点に関して変形による移動を測定し、その点を基に構造推定の評価を行なう。

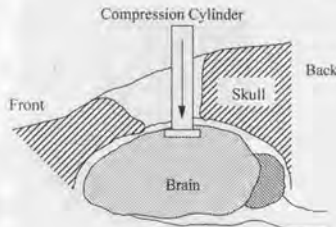


Fig. 4-23 静荷重による豚脳の圧縮

4-4-2 脳構造の取得

脳ファントムには、ランドレース種オスのミニ豚（生後100日、体重100Kg）の頭部を用いた。この頭部は、死後直後に断頭、冷蔵保存によって移送され、約1日経過後に実験に使用された。頭蓋内の脳脊髄液や血液等の液体は断頭時に流出しており、実験時には脳脊髄液の代わりに生理食塩水を頭蓋内に注入している。また、頭頂部は既に開頭されており、皮膚、頭蓋骨、硬膜が一部除去されている。この脳ファントムに対し、先端での直径が約25mmの圧子により20.3gの荷重を34分間加えた(Fig. 4-24)。MRIによって得られた変形前後の脳画像をFig. 4-25に示す。この脳画像から脳の領域を抽出することにより、脳の構造を得る。



Fig. 4-24 脳ファントムの圧縮



圧縮前



圧縮後

MRI Protocols
3D GFE, T1-weighted
TR/TE : 60/16
FOV : 128mm
Data : 128x128x64
Voxel Size : 1x1x1.5 [mm/voxel]
Data aquisition : 4
Time : 32min

Fig. 4-25 MRIによる豚脳の圧縮前後の構造

4-4-3 in vitro 豚脳ファントムに対する構造推定の評価

4-4-2で得られた変形前の脳構造および圧子によって圧縮された領域の構造から変形構造全体を推定し、実際の変形構造と比較する。

実際の脳画像から抽出した脳モデルは、これまでの実験で用いてきた数値モデルやファントムと異なりデータ量が膨大となる。これは、場合によっては計算機のメモリに収まりきらずに計算不能の自体となるため、まず脳モデルのデータ量の検証を行う。

本研究では、構造推定の計算を手術室で行うため、手術室への導入が容易なパーソナルコンピュータで演算可能となるようにアルゴリズムを作成した。しかし、すべての計算をパーソナルコンピュータで行うわけではなく、大規模な計算は術前に大型計算機を利用するようにしている。しかし、大型計算機にも利用可能な計算機資源に制限があり、これを越えるようなデータはやはり演算不能であるため、モデルのデータ量を大型計算機で演算可能な範囲に収める必要がある。大規模な計算のうち特に巨大なメモリ容量と時間を要求するものは、剛性マトリクス、剛性マトリクスの逆行列、剛性マトリクスの固有ベクトルの計算であるので、これらのデータ量を基準に評価を行う。

剛性マトリクスは各節点間の負荷と変位の関係をマトリクスとして記述したもので、これが計算機内において占めるメモリの容量は以下の式によって得られる。但し、スパース行列に対する圧縮等は行っていない場合である。

$$Mem = ((Num_{node} - Num_{boundary}) \cdot Dim)^2 \cdot Data \quad (式4-1)$$

Mem は必要なメモリ量、 Num_{node} は全節点数、 $Num_{boundary}$ は拘束点の数、 Dim は有限要素の次元数(平面要素の場合は2、立体要素の場合は3)、 $Data$ は数値1つあたりに要するメモリ容量(単精度では4Byte、倍精度では8Byte)である。剛性マトリクスの場合はこの行列がスパース(値が0のデータが多い)であることが多いため、データの圧縮によってメモリを節約することが可能であるが、本研究のように逆行列や固有ベクトルを計算する場合は元の行列がスパースでも計算結果が一般にはスパースでないため、式4-1によるメモリ容量を必要とする。なお、実際の計算においては、処理の仕方によるが計算上一時的にデータを蓄えるメモリを必要とするので、これ以上のメモリを要求されることがある。例えば、固有ベクトルの倍精度計算において、本論文4-2におけるデータでは式4-1より剛性マトリクスに約37.9MB必要であるが、最大使用メモリ量は94MBと示されている。

豚脳のMRIによる三次元画像から脳の部分を抽出し、解像度を落としながら脳モデルを作成した場合の剛性マトリクスに必要なメモリ量をTable 4-5に示す。なお、実際の計算においてはスパース行列に対するデータ圧縮が行えるため、実際の必要メモリ量は遙かに小さくなるはずである。本研究では試験的に剛性マトリクスの全固有モードを使っており、このサイズがフルサイズの剛性マトリクスと同じ容量を必要とするので、フルサイズの剛性マトリクスの容量を表示した。

また、各解像度における脳の三次元的な外観と断層画像をFig. 4-26, 27, 28に示す。三次元的な外観の作成は、領域抽出された脳画像に対してMarching Cubes法[Lorensen87]

Table 4-5 解像度の違いによる剛性マトリクスの必要メモリ容量の違い
(2Dは画像1枚に対して平面要素を作成した場合)

	画像解像度	節点数	要素数	剛性マトリクス容量
3D	128*128*64	71356	61950	370GB
	64*64*32	11292	8937	9.2GB
	32*32*16	2013	1391	290MB
2D	128*128	1718	1616	94MB
	64*64	506	457	8MB

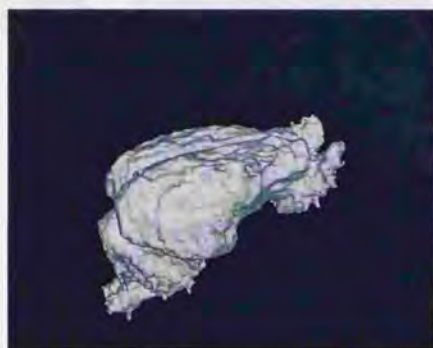


Fig. 4-26 解像度128*128*64を用いたときの脳モデルの外観（横側）と断層像



Fig. 4-27 解像度64*64*32を用いたときの脳モデルの外観（横側）と断層像



Fig. 4-28 解像度 $32 \times 32 \times 16$ を用いたときの脳モデルの外観（横側）と断層像

を用いて脳表面のポリゴンを生成することで行っている。なお、4-2において計算に用いた大型計算機HITACHI MP5800/320では、システムの運用上ユーザの使用できるメインメモリの上限は約1GBである。

次に、圧縮を行った豚脳の開頭部分の形状を参照構造として構造推定を行った。推定用のデータは、上述の議論と計算機資源の制限により三次元モデルによる計算が実行不可能であったため、ここでは圧子が直接圧縮した部分の中心付近の断層像の1枚を代表に選び、さらに解像度を 64×64 に落として平面モデルを作成し推定を行った。推定に用いた脳モデルをFig. 4-29に示す。初期物性値には、正確な物性値が不明であることからヤング率としてオーダのみを考慮して $E = 1.0 \text{ N/cm}^2$ を、ポアソン比として非圧縮性を仮定して $\nu = 0.49$ を用いた。拘束条件は、変形後の画像において開頭部以外の脳の輪郭形状が変化していないことから開頭部以外の輪郭を固定するように設定した。また、参照構造には、開頭部における表面全体を用いるものと圧子によって圧縮を行った部分のみの2種類を用意した。構造推定の結果得られた脳モデルの形状をFig. 4-30に示す。また、参照構造が開頭部全体の場合の推定結果について画像再構成を行ったものをFig. 4-31に示す。ここで、脳モデルの形状は解像度 64×64 の画像を用いて作成しているが、術中脳画像の再構成の際にはモデルを解像度 128×128 相当に補間してから画像を作成しているため、解像度的には欠落がない。計算には、PowerMacintosh 9500/200を用い、節点数506、要素数457のモデルに対し剛性マトリクスの逆行列演算に9.7sec、固有ベクトルの演算に410sec、感度マトリクスの作成に22sec、物性値調整による構造推定に約0.14-0.15sec、付加荷重による構造推定に約0.34-0.38secを要した。この計算に関しても、特に最適化を行っていないので、数値は参考データである。また、推定精度に関しては、推定後の画像と実際に変形した後の画像で脳の内部に対応する点がほとんど見つからず定量化が困難だったために、具体的な数値の計測は行わなかった。

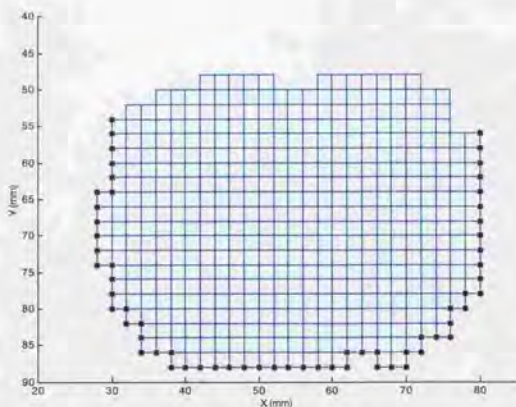


Fig. 4-29 豚脳の圧縮変形後の構造推定のためのモデル

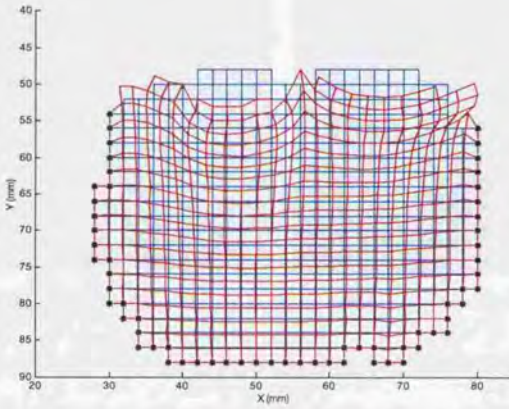
4-4-4 考察

データサイズに関して

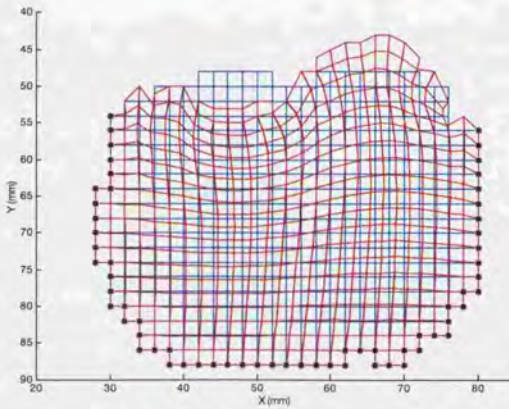
豚脳の MRI 画像は $128 \times 128 \times 64$ で、人間に対して使われる $256 \times 256 \times 32$ あるいは $256 \times 256 \times 64$ の画像に比較すると遙かにデータが小さいにもかかわらず、力学解析に用いるデータは大型計算機のメモリに収まらないほど巨大になった。従って、データを縮小する何らかの工夫が必要である。そのため、本論文では解像度を下げることによってデータの縮小を試みた。これにより、脳と分かる程度に外形形状を保ったままデータの圧縮を行うことができたが、解像度が低すぎる場合は脳内部の画像の濃淡の区別がつかなくなった。従って、画像データの質とデータ量のバランスを取る必要がある。

データ量を減らす他の方法としては、可変形モデルを平面モデルの集合として扱うことであり、この効果は Table 4-5 から想像ができるが、各平面間の関係が無くなるために正確な三次元的挙動を表現することができず、特に構造の端の方では誤差が大きくなり、領域が平面内で宙に浮いた状態になって計算が行えない場合も出てくる。

また、その他にも、可変形モデルを作成する段階で解像度を下げて領域全体を包絡するような大雑把な可変形モデルを作成して大まかな変形を計算し、必要に応じて必要な部分のみの解像度を上げて可変形モデルを細かくする方法がある。しかし、大雑把な形状を作成すると力学的な解析結果が大きな誤差を含むことになるので、後から細かいモデルを用いても誤差が無くならないという問題がある。

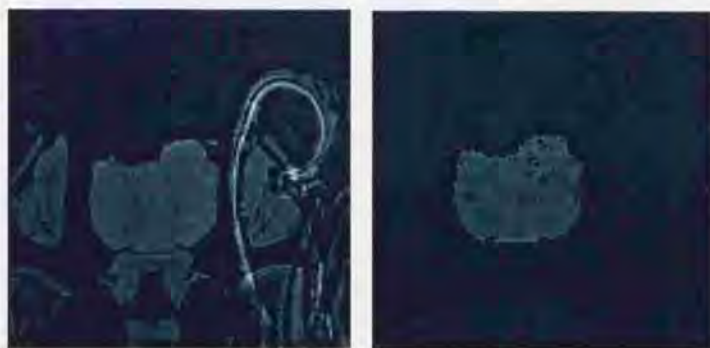


(a) 圧子で圧縮した開頭部表面を参照構造とした場合



(b) 開頭部の表面全体を参照構造とした場合

Fig. 4-30 豚の脳モデルに対する構造推定の結果
青:変形前形状、赤:推定形状



圧縮変形後の MRI 画像

構造推定結果の再構成画像

Fig. 4-31 参照構造が開頭部全体の場合の推定結果の再構成画像と実際の変形との比較

また、有限要素法には構造全体を幾つかの有限要素の集合に分割して計算を進める方法（部分構造分割法）も存在するが、これは基本的に各部分構造の内部に外力が加わらないことが前提であるので、本研究のように自重という体積力が加えられる場合には用いることができない。

結局、画像はデータを効率よく圧縮した状態といえるので、画像のまま計算を実行する方法が良いと考えられるので、画素の形状を崩さずに変形を表現する方法が望まれる。これは、固体力学よりはむしろ流体力学によって扱う方が適している可能性がある。

構造推定精度に関して

参照部分が脳の上面全体的な場合は脳の外形形状をよく再現したが、これは外形が一致するようなアルゴリズムを用いているので当然の結果である。逆に、圧縮部分のみを参照する場合は、圧縮されることで盛り上がった部分を再現することができなかった。これは、物性値の調整による構造推定の影響が大きく、付加荷重による構造推定が機能しなかったからである。従って、本研究の構造推定方法の場合、脳に対して強制圧縮を行うときは極力広い範囲を参照する必要がある。

豚脳は人間の脳よりも小さいため、画像解像度による誤差の影響が人間の場合よりも大きくなる。現実には本研究で用いた脳では4mmしか圧縮していないが、これは128x128x64の画像で画素4つ分に相当し、脳の中心付近ではこれよりも変位が少ないので、画素分の計測誤差と変位の区別が付けにくくなる。豚脳を用いる場合には、人間の場合よりも解像度の高い画像装置が必要である。

また、今回の実験では画像の分解能も良くなかったために内部構造がはっきりと見えず、結果として精度評価が行えなかった。この原因は、MRI自体の問題もあるが、死後の豚脳であるために組織の性質が変化した可能性がある。生体の扱いには注意が必要である。

4-5 考察

本研究で開発した構造推定は、線形／非線形の物性に関わらず参照構造が比較的広範囲である場合や参照部分と拘束部分に挟まれる領域に対しては、比較的精度良く構造の推定を行うことができた。誤差に関する具体的な数値に関しては、節点の変位量や物性などによっても変化するため、明確な指標が立てられないが、本研究の実験では参照部分と拘束部分に挟まれる領域に対して約1mm以内の誤差で変形推定することができた。これは現在のMRI画像の解像度にほぼ匹敵しているので、臨床上はその部分に関しては問題が無いと考えることができる。手術においては、開頭部から手術対象までの範囲において情報が正確であれば問題が無く、脳の中心付近はこの領域に含まれるので、手術に対して有効な結果が示せたと考えられる。

本研究で用いた実物のファントムは、自然に変形させられるものが無かったために、圧縮によって強制的に変形を起こしている。これは、実際の脳変形のメカニズムとは異なっており、その結果自重を基本とする物性値調整による構造推定はこれらのファントムにおいてほとんど機能しないばかりか、場合によっては圧縮のかかっていない部分でも大きな変形を推定するなどの悪影響を及ぼすことが多かった。ファントムとして自重による変形を生じるようなものを探すが望まれる。

また、豚脳に関しては実際の脳の材質といえども死んだ状態の脳であるため、生きている場合に存在する拍動や循環系による脳の内圧の影響が含まれていない。そのため、物性も生きているときの状態とは異なっており、本研究のような実験方法による検証が意味を持つかが疑問である。

4-6 本章のまとめ

本章では、第3章において構築した術前画像補正法の中心である術中脳構造推定について、線形／非線形物性の数値モデル、非線形材料である豆腐、及びin vitroの豚脳を用いて精度と性能の検証を行った。その結果、可変形モデルに設定する初期物性値は実際の物性に近い方が良く、また構造を参照する部分と拘束条件の間において手術の実用上問題の無い精度で変形構造を求めることが可能であるが、データ量の規模が通常の医用画像では計算不能になる程巨大になることが明らかになった。

次章では、以上の結果に基づいて術前画像補正法を実際の手術ナビゲーションシステムアプリケーションへ組み込むことに関しての考察を行う。

第5章 脳画像補正法の手術ナビゲーションへの実装

本章では、脳外科における手術用ナビゲーションシステムの現状での利用形態を検証し、このシステムに本研究で構築した脳画像補正法を実装するための問題とその対策について考察を行う。

本章の構成

- 5-1 開頭術における手術ナビゲーションシステムの利用
- 5-2 脳画像補正法の手術ナビゲーションシステムへの実装方法
- 5-3 本章のまとめ

5-1 開頭術における手術ナビゲーションシステムの利用

脳外科手術では、肉眼で脳自体の構造を詳細に把握することが難しく、また顕微鏡下で手術を行う場合は術野に没入して位置を見失いために、位置の把握に医用画像の助けを借りる方法として手術ナビゲーションシステムの開発が進められた。そのシステムでは、実際の手術空間と画像空間の対応を取る事が主眼であるため、脳外科手術用ナビゲーションシステムの基本構造は、実空間内の脳の位置を実際に指し示すための三次元ポインティングデバイスと位置を画像中で見せるための画像提示装置の組み合わせ(Fig. 5-1)である。現在では、ポインティングデバイスとしてアーム式[Kosugi88]、磁気式[Kato91]、光学式[Maurer95]、画像計測式などが用いられており、また画像提示の方法として複数の頭部二次元断層像を並べて表示する形式や頭部の3D表示を行う形式などが利用され、その組み合わせの種類に応じて様々のシステムが登場するに至っているが、基本的な原理や利用の仕方は共通である。ナビゲーションの基本的な使い方は、以下ようになる。

まず、術前において患者頭部にFig. 5-2のように複数のマーカを取り付ける。このマーカは、術前画像と手術時における患者頭部の位置の対応を取るための手段であるため、この後に撮影する術前画像内に撮像される必要がある。また、手術時において頭部に対するマーカの位置を知る必要があるため、マーカは手術時までその位置を保存されなければならない。この要求から、海外ではマーカとして頭蓋骨にネジで埋め込む形式のものが使用され、マーカ位置の保存に関して高い精度を得ているが、国内では患者の負担になるとしてこの方式は嫌われており、頭部表面に錠剤を張り付けたままにしたり、マークを描くなど、様々な工夫が講じられている。

次に、ナビゲーションで用いる術前画像を取得する。この術前画像はナビゲーションにおいて位置を示すものとなるので、極力解像度の高い三次元画像であることが望ましい。また、同時に前述のマーカの位置を画像内で計測できなければならない。

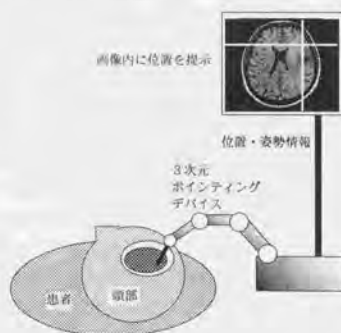


Fig. 5-1 手術ナビゲーションシステムの基本構造



Fig. 5-2 Fiducial Marker の取り付け



Fig. 5-3 手術直前における頭部マーカの位置計測

手術時には、まず開始直前に頭部マーカの位置をFig. 5-3のように計測する。この計測にはナビゲーションで用いられる三次元ポインティングデバイスやカメラ画像による画像処理を用い、頭部に均等に散りばめられたマーカのうち最低3個の位置を計測する。計測誤差を考慮すると4個以上のマーカの位置を計測してデータを冗長化することが望ましい。これが手術開始直前に行われるのは、マーカが開頭範囲内に存在することが多く、開頭時に取り除かれてしまう可能性が高いからである。

以上のようにして、術前画像と手術直前において同一のマーカの位置が計測されると、その対応関係から手術時における頭部の位置・姿勢と術前画像の位置・姿勢の対応(Fig. 5-4)が取られることになる。この対応を関数として表現しておけば、手術中に三次元ポインティングデバイスで指定した任意の実空間上の点の位置がこの関数を通して画像上の座標として得られることになり、術中のナビゲーションが可能となる。

また、ポインティングデバイスの違いによりナビゲーションシステムの使い勝手が異なる。アーム式は他の方式に比べて計測が確実だが、アーム自体が手術空間にあるため手術作業の障害となる。磁気式は、センサのケーブル以外に拘束が無いため、特にフリーハンドで用いる場合に使い勝手が良いが、センサの周りに磁性体や磁場を発生する装置が存在すると周囲の磁場を乱し誤差が大きくなる。従って、使用範囲を限定して誤差要因を取り除く管理を必要とする。光学式は赤外線LEDを用いるため磁気式同様にケーブル以外の拘

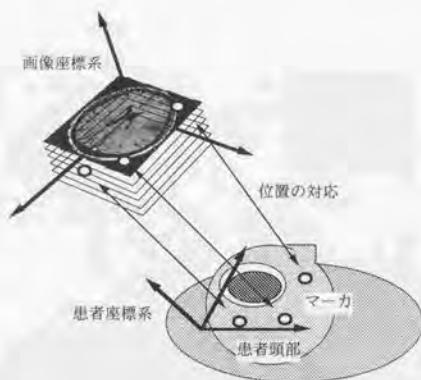


Fig. 5-4 画像空間と患者座標系の対応

束が無く比較的使い勝手が良く、また計測に光の直進性を利用するため、精度も磁気式よりも高い。しかし、赤外線LEDとそれを計測するCCDカメラの間に遮蔽物が入ると計測不能になるため、手術器具や術者の配置が問題となる。

本研究室で試作したナビゲーションシステム[Kataoka97]の概略図をFig. 5-5、赤外線LEDを用いたポインタ部分の拡大図をFig. 5-6、システムの使用想定図をFig. 5-7に示す。三次元ポインティングデバイスには、光学式位置センサ(FlashPoint 5000, Image Guided Technologies Inc., USA)を用いている。Fig. 5-5の図中ではポインタがアームに取り付けられているが、光学式位置センサを用いているため、取り外して使うこともできる。また、このポインタは各種ナビゲーションが必要な器具に取り付け可能なように設計されている。位置センサによるポインタの位置・姿勢の情報はパーソナルコンピュータ(Macintosh 9500/200)へ送られ、画像上の座標値へ変換された後、画像上に提示される。Fig. 5-7はPRS(Photon Radiosurgery System)という脳外科手術用機器の放射線照射プローブの先端の位置をナビゲーションするように設定された図である。Fig. 5-8にナビゲーションソフトウェアの画面を示す。表示される画像は、位置センサによって指示された点に対応する画像内の点を含む頭部のaxial, sagittal, coronalの各断層像が表示される(slice view)他、位置センサの姿勢に対応した3断面(trajecory view)も表示可能である。

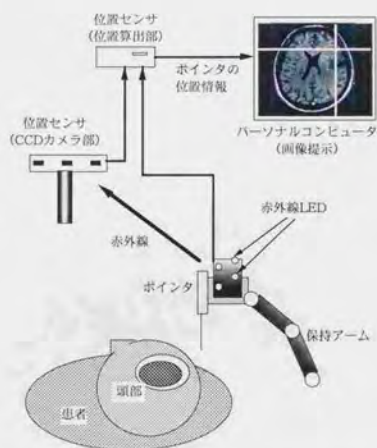


Fig. 5-5 ナビゲーションシステムの概略図

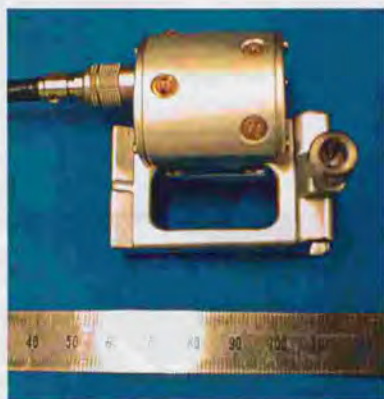


Fig. 5-6 ポインタ (赤外線LED 部分) 拡大図

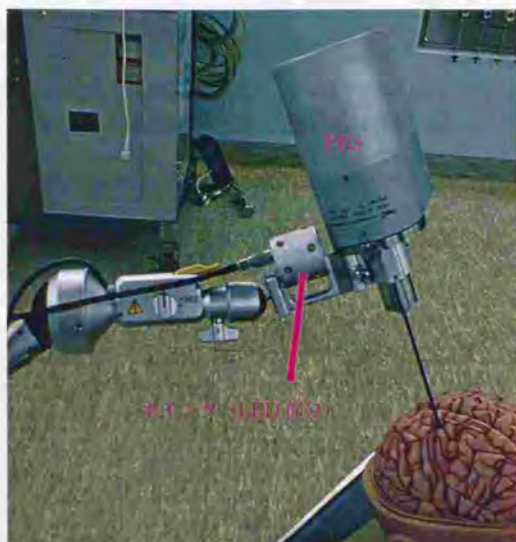


Fig. 5-7 ナビゲーションシステム使用想定図
Photon Radiosurgery System (PRS) を装着

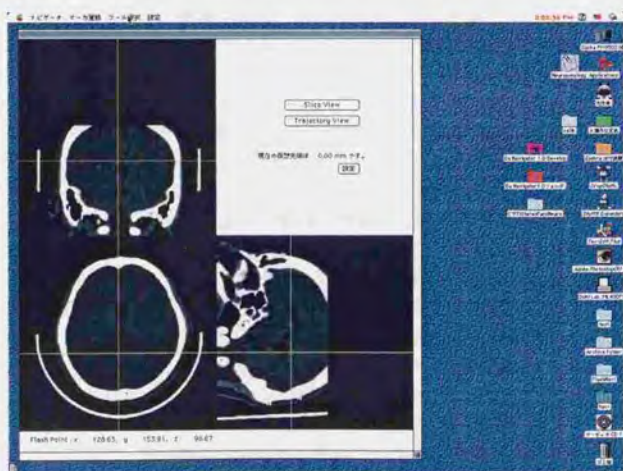


Fig. 5-8 三次元位置センサの対応点の表示ソフトウェア

5-2 脳画像補正法の手術ナビゲーションシステムへの実装方法

まず、脳画像補正法を手術ナビゲーションシステムへ実装するにあたり、脳画像補正法がどのような状況で利用されるかについて考察し、脳画像補正法の使い方を検討する。

本研究で構築した脳画像補正法は、術中におけるある瞬間の脳の変形に対してその構造の推定を行うものである。従って、脳画像補正法が術中に必要とする入力データは、脳の変形量を知りたい時点での脳表面の形状で、またその出力データは、入力データが計測された時点での頭部画像である。手術ナビゲーションシステムは術中にリアルタイムで使われるものであるため、脳変形に対する脳画像の補正もリアルタイムに行われることが理想である。しかし、本研究の方法では脳の表面形状が入力されてから可変形モデルを変形させ、変形したモデルから画像を再構成するプロセスが存在し、このうち可変形モデルの変形には第4章4-2で示したように脳よりも遙かにデータ量の少ない直方体モデルでも約1分を必要としていたため、リアルタイムで常に構造推定を行うことはできない。また、参照構造のデータ入力にも時間が必要である。それに加え、脳全体の大きさに対して画像補正処理が完了する5-10分の間に術者が直接操作する範囲は十分小さく、従って脳の変形も術者の操作によって大きくは変化しない。そこで、術者の操作にインタラクティブに追従する画像の補正は対象外とし、術者が脳に触れていない状態を仮定した脳の構造の推定を行うこととする。また、この場合画像補正を頻繁に行う必要がなく、画像の更新が必要になった段階で画像補正を行い、しばらくその補正画像を用いてもナビゲーションの誤差は小さいと考えられる。

次に、以上の状況下での利用での画像補正とナビゲーションシステムのインターフェースについて考察する。画像補正法は、術前画像及び変形規則に関しては術前に計算された情報を保持しているため、術中に新たに必要とする情報は脳表面の形状である。従って、ナビゲーションシステムはこの情報を画像補正法に与えなければならない。ここで、ナビゲーションシステムは三次元ポインティングデバイスを機能の一部として所有しているので、もしこのデバイスで脳の表面をなぞれば計測した位置の座標として脳表面形状が数値として与えられるはずだが、ナビゲーションの機能に直接関係の無い情報は隠蔽されることが多く、一般のナビゲーションシステムではこの座標値をシステムから取り出すことが容易でない。また、三次元形状測定器などを用いて脳の表面形状の測定をする場合には、ナビゲーション以外のソフトウェアを用いる必要がある。そこで、画像補正法をナビゲーションの一部として1つのソフトウェアにせず、別々のソフトウェアとして作成しておき、画像補正が必要になった時点で補正用のソフトウェアを起動して脳表面の位置を入力し、補正後の画像をナビゲーションシステムへと転送する方式が良いと考えられる。この方式の場合、既存のナビゲーションシステムに対しても適宜画像の入れ替えをするだけで脳変形が補正されたナビゲーションが行えるので、汎用性の高い画像補正が行える。即ち、手術中にナビゲーションシステムの画像の補正を行いたいとき、まずソフトウェアを画像補正用に切り替え、開頭部の脳表の変位を取り込んで術前画像の補正を行い、この新たな画像を再びナビゲーションシステムから読み込むことで、既存のナビゲーションシステム

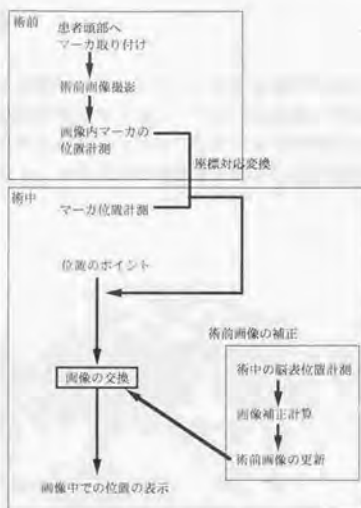


Fig. 5-9 ナビゲーションの手順

で利用可能な汎用性が高く、より精度の高いナビゲーションが行える。この処理の流れを図に示すと Fig. 5-9 のようになる。

開頭部の脳表の変位の計測に関しては、三次元位置センサなどで特徴点の追跡することが最も直接的であるが、より正確な画像補正のためにはできる限り脳表の広い範囲で変位をサンプリングすることが必要であるため、この入力方法は術者の非常な労力を要する。そこで、この作業は自動化されることが望ましい。このためには、三次元形状測定器などを用いて脳表の形状を計測し、前回の計測時からの変化を求める方法が考えられる。この場合、形状の差分は算出されるが脳表各点の具体的な変位が得られるわけではないので、さらに脳表面のテクスチャ情報を用いて特徴点の追跡を行うなどの処理が必要となる。

5-3 本章のまとめ

本章では、既存の手術ナビゲーションシステムの利用法を検討し、前章までに構築した脳画像補正法を実際のナビゲーションシステムに組み入れる方法として、画像補正を手術ナビゲーションシステムと別のソフトウェアとして実現する方式を提案した。これにより、既存のナビゲーションシステムでも画像の補正を行える汎用的な画像補正方法が確立された。

第6章 考察

本章では、前章までに得た結果と考察に基づき、本論文で構築した術前画像補正法及び脳外科手術用アプリケーションに対して全体的な見地での考察を行う。

本章の構成

- 6-1 術中の構造情報に基づく脳画像補正法に関する考察
- 6-2 ファントムによる脳画像補正法の評価に関する考察
- 6-3 脳画像補正法の手術ナビゲーションシステムへの実装に関する考察
- 6-4 今後の展望

6-1 術中の構造情報に基づく脳画像補正法に関する考察

術中脳構造推定は、参照部分が可変形モデルと実際の構造で一致するように変形操作を行うため、評価実験の結果からも分かるように参照部分付近では他の部分に比較して精度が良好になる。この方法を脳外科手術に応用する場合、形状の参照部分として開頭部脳表面の形状を利用するため、定性的には開頭部付近での推定精度は良いがその他の部分では精度が悪い結果が予想される。また、拘束条件が正確に反映されている場合にはその付近も正確に形状が推定されるが、開頭時において開頭部と対角に位置する底部は周辺から受ける拘束が大きいので変形が少なく、その付近に関しても精度は高くなることが期待される。このため、開頭時の底部と開頭部に挟まれる領域では他の位置に比較して構造推定精度が良いと考えられる。脳外科手術で重要となるのは開頭部から腫瘍等の手術対象までの空間であるため、この領域が開頭部とその底部の間に来るように術式を設定することで手術に重要な範囲の変形形状推定の精度を確保することが可能である。ただし、それ以外の部分に関しては精度の保証が出来ないため、術者に誤った認識を与えないためにも精度の悪い領域の形状は表示を行わない方が良いと考えられる。

本研究で用いた物性値の変動による変形の調整は、現実の脳の物性においても個体差によって物性値が一意に決定されないことを見越して行なっている。いずれ脳の物性が明らかになり、バイオメカニクスに従った方法で脳の変形を計算することになったとしても、個体によって物性値のばらつきは依然としてあるので、このような方法によって変形量の微調整を行なうことは有益であると考えられる。また、自重による変形量を基に変形の調整を行なうことは、物性をよりバイオメカニクスに沿った方法で表現しても可能であるが、これは将来的には物性のモデルを弾性からより複雑なモデルに交換可能のように設計した結果である。

脳変形は本来時間とともに進行するのに対して、本研究の方法では変形過程における瞬間の構造のみを対象としており、構造の時間的変化は考慮していない。これは、力学逆問題を解く上で変数に時間領域まで含めると、計算に変形の時間的な履歴を要することになり、計算量やデータの記憶量、解の不安定性を増大させることになるからである。また、時間変化を含めたモデルに対する計算ルーチンは、目標の時間まで一定時間ステップ毎に変形解析を繰り返すのが通常で、演算に最も時間の掛かる巨大マトリクスの逆行列計算を繰り返すことになるので、術中計算に不向きである。幾何学的非線形性など変形過程の形状や内部応力に依存する変形則も、同様の理由により計算コストが高い。従って、本研究では術中の計算コストを抑えるために、術前に予めこの計算を行える時間依存のない弾性変形のみを変形則として用いた。このため、大きな変形が生じた場合では幾何学的非線形性などによる効果が大きく働き、実際に評価実験でも変形が大きくなるほど精度が低下する結果が得られた。将来的には脳の物性に対する構成方程式も整い、脳変形に対するシミュレーションも精度が向上することが期待されるが、この場合でも生体物性の不確定性や外乱からシミュレーションのみで脳変形を正確に記述することは困難であろう。従っ

て、時間的な変化をそのシミュレーションである程度計算しておき、術中における微小な補正に本研究の方法を用いるような応用が考えられる。

本研究の術中脳構造推定は、物性値の調整による可変形モデルの調整と仮想的な負荷荷重による可変形モデルの調整の組み合わせで構成されているが、評価実験の結果から参照部分の変位が平均的な変形である場合には前者の影響が大きく、逆に局所的な変形がある場合には後者の影響が大きくなるようである。これは、どちらのタイプの変形にも対応可能であることを示唆するが、評価実験にもあったように参照構造の取り方によっては大きな誤差が出る可能性があるので、参照形状をどのように取るかに関しては慎重に選択する必要がある。一般的には広い領域を取ることが、精度の高い推定に結びつくと考えられる。

6-2 ファントムによる脳画像補正法の評価に関する考察

実際の術中の脳に対して本研究の方法がどの程度の構造推定精度を保証できるかに関しては、今回の実験ではファントムに術中の脳を用いなかったため、具体的な数値を示して臨床的な意義を議論することはできない。術中の脳に最も近い素材として、死後約1日の豚脳を実験に用いたが、これはMRIの分解能や豚脳の状態に問題があって有効な結果が得られなかった。しかし、実験用に生体を用いることは、その状態を維持し環境を整える点で非常に困難さがつきまとうため、術中の人間の脳の状態をファントムで再現することは今後も難しいと考えられる。また、形状に関しては内部の各点の移動を三次元的に追跡する必要があるが、評価用データとして最も信頼性の高いin vivoの脳では、術中MRIを用いたとしても白質内部の各点の位置を追跡することが困難である。そこで、変形計算の検証用として特徴の多い脳内血管を利用して術前、術中に脳内血管の3次元的な造影を行い、分岐点などの移動を計測することで脳内部の変形を知る方法が考えられるので、今後試みてみたい。

脳構造推定では、開頭部の脳表面の変形が既知であることを前提として演算を行っているが、現実には開頭部の脳表面の変形を知るためには脳表面の各点を術中に追跡する必要がある。脳表面における特徴点を抽出する作業が必要となる。ファントム実験においては、数値モデルや豆腐によるファントムでは実際の変形を追跡可能であったが豚脳の場合にはやはり特徴点の追跡は困難であった。この作業は、手術中には術者に特徴点をプロットしてもらうことを前提としているが、作業が複雑なので自動化することが望ましい。その場合、三次元形状測定器などを用いて脳表面の形状をサンプリングする他に、脳表面各点の移動を計測するために特徴点を得る必要があり、脳表面のテクスチャを取り込んで画像解析により特徴点抽出しなければならない。これも今後の課題として研究する予定である。

評価実験では最大で2種の物性の設定を行ったが、計算手法的にはより多い物性値を扱うことが可能である。これは白質などの同一組織内でも異なる物性値を与えられることになり、生体における物性値の局所性に対応可能であることを意味する。但し、これは設定する変数を増大させることになり、モデルの自由度を全節点数から全物性数へ減らすことによって得ている計算速度を損なう結果になるので、どの程度の細かさで独立した物性を設定するかに対しては慎重に考慮する必要がある。

6-3 脳画像補正法の手術ナビゲーションシステムへの実装に関する考察

既存のナビゲーションシステムでは、起動時に術前画像を読み込ませることで画像のデータを得る。従って、既存のナビゲーションシステムに補正した画像を反映させるには、最初に読み込ませる画像を入れ替えればよい。手術ナビゲーションシステムは様々なタイプが考案されているが、この画像読み込みの基本原理は同じなので、特にソフトウェアを改造することなく術前画像の補正を行うことができる点で、本論文の方法は優れていると考えられる。

手術室において使いうる計算機は、パーソナルコンピュータである。これは、医師が個人レベルで管理可能であり、規模も大きくないため、手術室への導入が容易であるからである。これに対し、医用画像関係の画像処理装置ではワークステーションが使われることが多い。これは処理能力がより勝っているからであるが、本論文の変形構造推定法は、術中に必要な計算処理を減らしてあるために、計算能力よりも記憶容量の方が問題となる。記憶容量に関しては、ワークステーションもパーソナルコンピュータも大きな違いが無くなっているため、本研究ではパーソナルコンピュータを用いた。但し、可変形モデルの節点を浮動小数点の座標値として記憶すると、画素と要素を1対1対応にしたのではデータが大きすぎてパーソナルコンピュータでは記憶するのが精一杯で、さらに大型計算機を用いても術前に行うべき計算ができない状態である。何らかの方法でデータを減らす工夫が必要である。

6-4 今後の展望

変形構造推定の性能を評価するには、現実の脳を使ってその非線形な挙動に対してどの程度構造の推定が可能であるかを計測する必要がある。そのためには、豚脳内部の各点の移動に対して詳細なデータが必要となるが、脳内部の計測には現状では断層像を用いるより方法がない。脳の断層像をとる場合は通常MRIが用いられるが、現在一般に利用される装置では最小の解像度は1mm程度であり、豚脳に対しては解像度が低すぎる。また、脳変形の主な原因が脳質の陥没と仮定したが、それを前提とするとより脳質の大きい脳を用いることが望ましい。また、変形のさせ方も本論文では圧子によって強制的に圧縮を行っているが、これは本来の脳変形とは異なるため、より自然な変形をさせる必要がある。従って、可能であるならば臨床データが良い。但し、脳内部の構造を観察する必要があるので、脳の変形前後に血管を三次元的に造影し、その枝形状から対応点を拾い上げ、その移動を脳内各部の移動としたい。

変形形状推定法では、開頭部の脳表面の変形が既知であることを前提として演算を行っているが、現実には開頭部の脳表面の変形を知るためには脳表面の各点を術中に追跡する必要があり、脳表面における特徴点を抽出する作業が必要となる。この作業は、術者に特徴点をプロットしてもらうことで対応することも可能であるが、作業が繁雑なので自動化することが望ましい。その場合、三次元形状測定器などを用いて脳表面の形状をサンプリングする他に、脳表面各点の移動を計測するために特徴点を得る必要があり、脳表面のテクスチャを取り込んで画像解析により特徴点抽出しなければならない。これも今後の課題として研究する予定である。

また、脳変形として構造の変形のみを扱い可変形モデルを導入したが、本来の脳変形では切除による変形もある。その場合、位相関係が部分的に崩れることになり、新たな可変形モデルを用いるか、全く別のアプローチが必要となる。

第7章 結論

本論文の目的である、脳の変形に対して術中の脳形状の情報を用いて術前画像を補正する方法の構築とファントム実験によるその精度や性能の評価、および手術ナビゲーションシステムへの実装方法の考察を行ない、以下の成果を得た。

(1) 術中の脳構造の情報を用いて術前画像を補正する方法の構築

脳という複雑な力学系の変形を、逆問題解析を応用した物性値の調整によって局所的ではあるが精度良く表現する指針を示した。

データ量の大きい可変形モデルに対する力学計算を術中にリアルタイムに行うために、計算過程を術前と術中に分け、計算量の大きな部分を術前に行うことによって術中の演算の負担を軽減する方法を確立した。

(2) 術前画像の補正法のファントム実験による精度・性能評価

拘束部分と術中に形状を参照する開頭部の脳表面に挟まれる領域での形状推定誤差は、他の部分に比較して良好となる。特に、数値モデル及び軟質ファントムに関しては、その領域における精度を医用画像の最小分解能の1mm以下で実現した。

実際の脳を用いた精度検証では、脳内部の各部の挙動を精度良く計測する手段が乏しいために計測誤差が大きく、定量的な考察を行うに至らなかった。脳の挙動を計測する手段の確立、及びin vivoの脳に対する計測が今後の課題である。

脳構造に関する幾何学的な情報を浮動小数点による座標値として記憶することは、計算に必要なデータ量を増大させる元となるので、一般的な計算機による演算のためにはデータ量を抑さえる工夫が必要であることが明らかとなった。

(3) 術前画像の補正法の手術ナビゲーションシステムへの実装方法の考察

本論文で構築した術前画像補正法を既存のナビゲーションシステムへ組み込む方法として、画像の補正が必要ときに開頭部における脳表の形状を測定し、ナビゲーションシステムとは別のルーチンで術前画像を更新し、画像を入れ替えることによってナビゲーションシステムへ補正結果を反映させる方法を示した。

謝辞

研究室配属以来、今日まで長きに渡って常日頃から親身の御指導を頂きました

東京大学 大学院工学系研究科 教授 土肥健純 先生
に心より感謝の意を表します。

また、本論文の作成にあたり、適切な御指導・御助言を頂きました

東京大学 大学院工学系研究科 教授 大園成夫 先生
東京大学 大学院工学系研究科 教授 板生 清 先生
東京大学 大学院工学系研究科 教授 久田俊明 先生
東京大学 大学院工学系研究科 助教授 佐久間一郎 先生
に厚く御礼申し上げます。

臨床面からの貴重な御意見や御協力を日頃から惜しみなく頂いた

東京女子医科大学 学長 高倉公朋 先生
東京女子医科大学 脳神経センター脳神経外科
講師 伊関 洋 先生
東京警察病院 外科部長 橋本大定 先生
並びに、本研究のテーマのきっかけを頂きました
東京警察病院 脳神経外科 渡辺英寿 先生
に心より感謝致します。

実験において、多忙にも関わらず数値計算およびそのデータを提供して頂いた

東京大学 大学院工学系研究科 機械情報工学科久田研究室
の方々に厚く御礼申し上げます。

また、研究室およびバイオメカニクスの研究における先輩として、研究全般に渡って
数々の貴重な御助言を頂きました

通産省工業技術院 機械技術研究所 鎮西清行 氏
に格別の感謝の意を表します。

最後に、友人として研究生活を共にし、計り知れない協力を頂きました

東京大学大学院工学系研究科 助手 正宗 賢 先生
をはじめとする土肥研究室の皆様、並びに学会その他において活発に議論させて頂いた工学系、医学系の先生方に厚く御礼を述べると共に、研究の発展とさらなる御活躍をお祈り申し上げます。

References

第1章

- [Vaillant97] M. Vaillant, C. Davatzikos, R. H. Taylor and R. N. Bryan, "A Path-Planning Algorithm for Image-Guided Neurosurgery," In Proc. of CVRMed-MRCAS '97, pp.467-476, 1997
- [Dohi90] T. Dohi and e. al., "Computer aided surgery system(CAS) development of surgical simulation and planning system with three dimensional graphic reconstruction," In Proc. of VBC '90, pp.458-62, 1990
- [Münchenberg98] J. Münchenberg, J. Brief, S. Hassfeld, R. Krempien, J. Raczowsky, U. Rembold and H. Wörn, "Expert Supported Operation Planning in the Maxillofacial Surgery," In Proc. of CAR '98, pp.558-563, 1998
- [Kato97] 加藤貴良, 片岡弘之, 正宗賢, 鈴木真, 土肥健純, 伊関洋 and 高倉公朋, "術前画像誘導下脳穿刺マニピュレータの開発," 第6回日本コンピュータ外科学会論文集, pp.73-74, 1997
- [Mitsuishi97] 光石衛, "テレ・マイクロ・サージェリ," BME, Vol.11, No.8, pp.9-17, 1997
- [Kosugi88] Y. Kosugi, E. Watanabe, J. Goto, T. Watanabe, S. Yoshimoto, K. Takakura and J. Ikeg, "An articulated neurosurgical navigation system using MRI and CT images," IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol.35, pp.147-152, 1988
- [Kato91] A. Kato, T. Yoshimine, T. Hayakawa, Y. Tomita, T. Ikeda, M. Mitomo, K. Harada and H. Mogami, "A frameless, armless navigation al system for computer-assisted tomography," Journal of Neurosurgery, Vol.74, pp.845-849, 1991
- [Maurer95] J. Maurer, C.R. J. M. Fitzpatrick, J. Galloway, R.L., M. Y. Wang, R. J. Maciunas and G. S. Allen, "The accuracy of image-guided neurosurgery using implantable fiducial markers," In Proc. of Computer Assisted Radiology 1995, pp.1197-1202, 1995
- [Grimson95] W. E. L. Grimson and e. al., "Evaluating and Validating an Automated Registration System for Enhanced Reality Visualization in Surgery," In Proc. of CVRMed '95, pp.3-12, 1995
- [Iseki97] 伊関洋, 増谷佳孝, 岩原誠, 小野智也, 正宗賢, 土肥健純 and 高倉公朋, "三次元画像ナビゲーション(Volumegraph)," BME, Vol.11, No.8, pp.3-8, 1997
- [Ellis96] R. E. Ellis, S. Toksvig-Larsen, M. Marcacci, D. Caramella and M. Fedda, "A Biocompatible Fiducial Marker for Evaluating the Accuracy of CT Image Registraion," In Proc. of CAR '96, pp.693-698, 1996
- [Bale96] R. J. Bale, M. Voge, W. Freysinger, A. R. Gunkel, A. Martin, E. Ladner and W. F. Thumfart, "A minimally invasive head holder for frameless stereotaxy," In Proc. of CAR '96, pp.1042, 1996
- [Jiang92] H. Jiang, R. A. Robb and K. S. Holton, "A new approach to 3-d registration of multimodality medical images by surface matching," In Proc. of Visualization in Biomedical Computing 1992, pp.196-213, 1992

- [Iseki94] H. Iseki, H. Kawamura, T. Tanikawa, H. Kawabatake, T. Taira, K. Takakura, T. Dohi and N. Hata, "An Image-Guided Stereotactic System for Neurosurgical Operations," *Stereotactic and Functional Neurosurgery*, Vol.63, No.1-4, pp.130-138, 1994
- [Hill97] D. L. Hill, C. R. Maurer, Jr, M. Y. Wang, R. J. Maciunas, J. A. Barwise and J. M. Fitzpatrick, "Estimation of Intraoperative Brain Surface Movement," In *Proc. of CVRMed-MRCAS '97*, pp.449-458, 1997
- [Ohbuchi92] R. Ohbuchi and et al., "Incremental Volume Reconstruction and Rendering for 3D Ultrasound Imaging," *Visualization in Biomedical Computing*, Vol.1808, pp.312-323, 1992
- [Rohr96] K. Rohr, H. S. Stiehl, R. Sprengel, W. Beil, T. M. Buzug, J. Weese and M. H. Kuhn, "Point-Based Elastic Registration of Medical Image Data Using Approximating Thin-Plate Splines," In *Proc. of Visualization in Biomedical Computing '96*, pp.297-306, 1996
- [Grabowski98] H. A. Grabowski, J. Brief, S. Hassfeld, R. Krempien, J. Raczkowski, U. Rembold and H. Wörn, "Model-based registration of medical images using finite element meshes," In *Proc. of CAR '98*, pp.159-163, 1998
- [Bucholz97] R. D. Bucholz, D. D. Yeh, J. Trobaugh, L. L. McDurmont, C. D. Sturm, C. Baumann, J. M. Henderson, A. Levy and P. Kessman, "The Correction of Stereotactic Inaccuracy Caused by Brain Shift Using an Intraoperative Ultrasound Device," In *Proc. of CVRMed-MRCAS '97*, pp.459-466, 1997
- [Suzuki97] 鈴木直樹, "高次元画像による手術シミュレーション," *BME*, Vol.11, No.8, pp.18-23, 1997
- [Nielsen95] M. Bro-Nielsen, "Modelling Elasticity in Solids Using Active Cubes - Application to Simulated Operations," In *Proc. of CVRMed '95*, pp.535-541, 1995
- [Takizawa91] 滝沢英夫, 杉浦和郎, 馬場元毅, 工藤千秋, 遠藤純男, 中林基明 and 福谷竜太, "被爆出血における脳の変形と応力分布—有限要素法を用いたコンピューター・シミュレーションによる検討—," *脳神経*, Vol.43, No.11, pp.1035-1039, 1991
- [Kataoka96] 片岡弘之, "医用画像による脳組織弾性係数推定及び術中脳変形予測に関する基礎的研究," 東京大学大学院工学系研究科精密機械工学専攻 修士論文, 1996
- [Christensen94] G.E.Christensen, R.D.Rabbitt and M.I.Miller, "3D brain mapping using a deformable neuroanatomy," *Phys. Med. Biol.*, Vol.39, pp.609-618, 1994
- [Kubo92] 久保司郎, "計算力学とCAEシリーズ10 逆問題," 培風館, 1992

第3章

- [Foley90] J. D. Foley, et al, "J. Computer Graphics Principles and Practice. 2nd Ed.," Addison_wesley Publishers CP, Reading MA, 1990
- [Kass87] M. Kass, A. Witkin and D. Terzopoulos, "SNAKES: Active Contour Models," In *Proc. of First International Conference on Computer Vision*, pp.249-268, 1987
- [Ohbuchi92] R. Ohbuchi, et al., "Incremental Volume Reconstruction and Rendering for 3D Ultrasound Imaging," *Visualization in Biomedical Computing*, Vol.1808, pp.312-323, 1992
- [Press97] W. H. Press, S. A. Teukolsky, W. T. Vetterling and B. P. Flannery, "Numerical Recipes in C," Cambridge University Press, 1997
- [Thompson94] J. F. Thompson, Z. U. A. Warsi and C. W. Mastin, "数値格子生成の基礎と応用," 丸善, 1994

- [Kobetake96] 小畑秀文, "モルフォロジー," コロナ社, 1996
- [Nomura97] 野村知代, "脳外科手術支援のための脳溝の抽出及び表示に関する基礎的研究," 平成8年度 東京大学大学院工学系研究科精密機械工学専攻卒業論文, 1997
- [Iseki94] H. Iseki, H. Kawamura, T. Tanikawa, H. Kawabatake, T. Taira, K. Takakura, T. Dohi and N. Hata, "An Image-Guided Stereotactic System for Neurosurgical Operations," *Stereotactic and Functional Neurosurgery*, Vol. 63, No. 1-4, pp. 130-138, 1994
- [Ruan91] J. S. Ruan, T. Khalil and A. I. King, "Human Head Dynamic Response to Side Impact by Finite Element Modeling," *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 113, pp. 276-283, 1991
- [Nagashima94] T. Nagashima, N. Tamaki, M. Takada and Y. Tada, "Formation and Resolution of Brain Edema Associated with Brain Tumors. A Comprehensive Theoretical Model and Clinical Analysis," *Acta Neurochir* (1994) [Suppl], Vol. 60, pp. 165-167, 1994
- [Galford70] J. E. Galford and J. H. McElhaney, "A Viscoelastic Study of Scalp, Brain, and Dura," *J. Biomechanics*, Vol. 3, pp. 211-221, 1970
- [Aoyagi80] 青柳訓夫, 益澤秀明, 佐野圭司, 紀平正知 and 小林繁夫, "脳のコンプライアンス," *脳神経*, Vol. 32, No. 1, pp. 47-56, 1980
- [Walsh76] E. K. Walsh and A. Schettini, "Elastic behavior of brain tissue in vivo," *American Journal of Physiology*, Vol. 230, No. 4, pp. 1058-1062, 1976
- [Schettini88] A. Schettini and E. K. Walsh, "Brain tissue elastic behavior and experimental brain compression," *American Journal of Physiology*, Vol. 255, pp. R799-R805, 1988
- [Chinzei96] 鎮西清行 and K. Miller, "ブタ大脳の圧縮試験 - CAS のバイオメカニクス," 第5回コンピュータ外科学大会論文集, pp. 89-90, 1996
- [Miller97] K. Miller and K. Chinzei, "Constitutive Modelling of Brain Tissue: Experiment and Theory," *J. Biomechanics*, Vol. 30, No. 11/12, pp. 1115-1121, 1997
- [Spilker90] R. L. Spilker and T. A. Maxian, "A Mixed-Penalty Finite Element Formulation of The Linear Biphasic Theory for Soft Tissues," *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, Vol. 30, pp. 1063-1082, 1990
- [Kubo92] 久保司郎, "計算力学とCAEシリーズ10 逆問題," 培風館, 1992
- [Nakagiri92] 中桐滋, "計算力学とCAEシリーズ11 離散化モデルと構造シミュレーション," 培風館, 1992
- [Voo96] L. Voo, S. Kumaresan, F. A. Pintar, N. Yoganandan and J. A. Sances, "Finite-element models of the human head (Review)," *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 34, No. 5, pp. 375-381, 1996
- [Maurer98] J. C. Maurer, D. L. G. Hill, R. J. Maciunas, J. A. Barwise, J. M. Fitzpatrick and M. Y. Wang, "Measurement of Intraoperative Brain Surface Deformation Under a Craniotomy," In *Proc. of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention '98*, pp. 51-62, 1998
- [Wasidu81] 鷺津久一郎他, "有限要素法ハンドブック," 培風館, 1981
- [Daube82] J. R. Daube, T. J. Reagan, B. A. Sandok and B. F. Westmoreland, "臨床神経学の基礎 第2版," *メディカル・サイエンス・インターナショナル*, 1982
- [Morita87] 森田茂 and 楠豊和訳, "グラント解剖学図譜 第3版," 医学書院, 1987

第4章

- [Tosaka95] 登坂宣好, 矢川元基, "計算力学[IV] -自由・移動境界問題の近似解析-, 養賢堂, 1995
- [Lorensen87] W. E. Lorensen and H. E. Cline, "Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm," Computer Graphics, Vol.21, No.4, 1987, pp.163-169

第5章

- [Kataoka97] 片岡弘之, 正宗賢, 鈴木真, 土肥健純, 伊関洋, 高倉公朋, 和田正利, "POINT SETTER と FLASH POINT による手術ナビゲーションシステムの開発," 第36回日本定位脳手術研究会抄録, pp.31, 大阪, 10月, 1997

研究業績リスト

(1) 学術雑誌等に発表した論文

片岡弘之, 正宗賢, 佐久間一郎, 土肥健純, "脳モデルの調整による術中脳変形の変形状推定", 日本コンピュータ外科学会 accepted (98/12/17)

(2) 学会において本人が口頭発表した論文

(国内)

片岡弘之, 野崎ひろみ, 渡辺英寿, 奥寺敬, 土肥健純, 堀内孝, 太田裕治, 鈴木真, 山内康司, 都築正和, "画像誘導手術における術中脳変形シミュレーションの開発(第2報)", 第32回日本定位脳手術研究会抄録, pp.50, 東京, 9月, 1993

片岡弘之, 野崎ひろみ, 渡辺英寿, 奥寺敬, 土肥健純, 堀内孝, 太田裕治, 鈴木真, 山内康司, 増谷佳孝, 都築正和, "画像誘導定位脳手術における術中脳変形シミュレーション", 第2回コンピュータ外科研究会論文集, pp.43-44, 東京, 9月, 1993

片岡弘之, C.M.Furukawa, 鈴木真, 土肥健純, 伊関洋, 高倉公朋, "弾性変形理論に基づく有限要素法を用いた脳室付近の術中脳変形解析", 第4回日本コンピュータ外科学会論文集, pp.57-58, 東京, 10月, 1995

伊関洋, 増谷佳孝, 片岡弘之, 鎮西清行, 谷川達也, 川島弘子, 河村弘庸, 平孝臣, 佐藤裕之, 鈴木真, 土肥健純, 高倉公朋, "HyperCAS/NIH Imageによる手術支援システム", 第34回日本定位脳手術研究会抄録, pp.72, 名古屋, 10月, 1995

片岡弘之, 増谷佳孝, C.M.Furukawa, 正宗賢, 鈴木真, 土肥健純, 伊関洋, 高倉公朋, "術中脳変形解析のための超音波エコーによる術中3次元モニタリングシステムの開発", 医用

片岡弘之, 正宗賢, 鈴木真, 土肥健純, 伊関洋, 高倉公朋, "術中脳変形解析に基づいた術前画像からの擬似術中画像の作成", 第5回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.87-88, 名古屋, 10月, 1996

片岡弘之, 正宗賢, 鈴木真, 土肥健純, 伊関洋, 高倉公朋, "超音波エコー画像と3次元位置センサを用いた術中脳変形測定", 第35回日本定位脳手術研究会抄録, pp.63, 富山, 10月, 1996

片岡弘之, 正宗賢, 鈴木真, 土肥健純, 伊関洋, 高倉公朋, "三次元位置センサによるリアルタイムUSCTの位置ずれ補正", 第6回脳神経外科コンピュータ研究会抄録, pp.39, 神戸, 1月, 1997

片岡弘之, 正宗賢, 鈴木真, 土肥健純, 伊関洋, 高倉公朋, "脳外科手術支援における脳変形解析を目的とした豚脳の圧縮変形の測定", 1997年度精密工学会春季大会学術講演会講演論文集N02, pp.439-440, 埼玉, 3月, 1997

片岡弘之, 正宗賢, 鈴木真, 土肥健純, 伊関洋, 高倉公朋, "3次元位置センサを用いたUSCTの非固定画像再構成", Neurosonology, Vol.10 Supplement (第16回日本脳神経超音波研究会抄録), pp.57, 出雲, 5月, 1997

片岡弘之, 正宗賢, 鈴木真, 土肥健純, 伊関洋, 高倉公朋, "術中脳変形に対する脳の固有モードを用いた術前画像補正法の開発", 第6回日本コンピュータ外科研究会論文集, pp.81-82, 札幌, 10月, 1997

片岡弘之, 正宗賢, 鈴木真, 土肥健純, 伊関洋, 高倉公朋, 和田正利, "POINT SETTERとFLASH POINTによる手術ナビゲーションシステムの開発", 第36回日本定位脳手術研究会抄録, pp.31, 大坂, 10月, 1997

片岡弘之, 正宗賢, 鈴木真, 土肥健純, 伊関洋, 高倉公朋, "固有モードを用いた豚脳の圧縮変形形状推定", 1998年度精密工学会春季大会学術講演会講演論文集, pp.617, 川崎, 3月, 1998

片岡弘之, 正宗賢, 佐久間一郎, 土肥健純, 伊関洋, 堀智勝, 高倉公朋, 太田裕治, "脳外科手術における術中Augmented Realityディスプレイの開発", 日本バーチャルリアリティ学会第3回大会論文集, pp.239-240, 札幌, 8月, 1998

片岡弘之, 正宗賢, 佐久間一郎, 土肥健純, 伊関洋, 堀智勝, 高倉公朋, "脳変形表現のための一般化座標による非線形変形近似法の開発", 第7回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.89-90, 東京, 9月, 1998

(国外)

H.Kataoka, K.Masamune, M.Suzuki, T.Dohi, H.Iseki, K.Takakura, "Intraoperative Image Modification Technique against Brain Shift Error Based on Modal Analysis", Proceedings of ICBME'97, ISBMRE'97 and JCCAS'97, pp.9-12, Harbin, China, Jul., 1997

H.Kataoka, K.Masamune, T.Dohi, H.Iseki, K.Takakura, "Representation of brain shape distortion based on modal analysis", CAR'98 Proceedings of the 12th International Symposium and Exhibition, pp.926, Tokyo, June, 1998

(3) 学位論文

東京大学工学部精密機械工学科 卒業論文 (1993年)

「計算機援用手術支援における複数評価項目による総合的穿刺危険度の研究」

東京大学大学院工学系研究科精密機械工学専攻 修士論文 (1996年)

「医用画像による脳組織縦弾性係数推定及び術中脳変形予測に関する基礎的研究」

東京大学大学院工学系研究科精密機械工学専攻 博士論文 (1999年)

「脳の変形に対する医用画像の術中補正に関する研究」(審査終了)

(4) その他

中村聡, 伊関洋, 鎮西清行, 谷川達也, 河村弘庸, 平孝臣, 川島弘子, 梅沢義裕, 荒井孝司, 高倉公朋, 小林直紀, 片岡弘之, 山内康司, 鈴木真, 太田裕治, 土肥健純, "手術支援ツール(HyperCAS)による脳深部病変への進入路の表示について", 第32回日本定位脳手術研究会抄録, pp.43, 東京, 9月, 1993

伊関洋, 鎮西清行, 谷川達也, 河村弘庸, 川島弘子, 平孝臣, 梅沢義裕, 高倉公朋, 小林直紀, 片岡弘之, 山内康司, 鈴木真, 太田裕治, 土肥健純, 谷崎義生, "手術支援ツール(HyperCAS)による画像誘導定位脳手術", 第32回日本定位脳手術研究会抄録, pp.47, 東京, 9月, 1993

河村弘庸, 伊関洋, 谷川達也, 川島弘子, 平孝臣, 高倉公朋, 小林直紀, 片岡弘之, 山内康司, 鈴木真, 太田裕治, 土肥健純, 高橋浩, "ノート型ワークステーション(SUN's SPARC book2)による画像誘導定位脳手術", 第32回日本定位脳手術研究会抄録, pp.48, 東京, 9月, 1993

山内康司, 片岡弘之, 増谷佳孝, 鈴木真, 太田裕治, 土肥健純, 都築正和, 渡辺英寿, 橋本大定, 伊関洋, 河村弘庸, 谷川達也, 高倉公朋, "ノート型ワークステーションを用いた手術支援システム", 第2回コンピュータ外科研究会論文集, pp.43-44, 東京, 9月, 1993

伊関洋, 鎮西清行, 川島弘子, 河村弘庸, 谷川達也, 平孝臣, 梅沢義裕, 荒井孝司, 中村聡, 高倉公朋, 小林直紀, 片岡弘之, 山内康司, 鈴木真, 太田裕治, 土肥健純, 谷崎義生, "手術支援ツール(HyperCAS)による超音波モニター穿頭部位シミュレーション", 第2回コンピュータ外科研究会論文集, pp.47-48, 東京, 9月, 1993

増谷佳孝, 片岡弘之, 鎮西清行, 鈴木真, 土肥健純, 伊関洋, 河村弘庸, 谷川達也, 川島弘子, 平孝臣, 高倉公朋, "手術支援ツール(HyperCAS)による画像誘導定位脳手術<第2報>-NIH Imageとの通信による統合的支援環境", 第33回日本定位脳手術研究会抄録, pp.47, 徳島, 1994

Koseki Y., Masamune K., Kataoka H., Masutani Y, Suzuki M, Dohi T, Hashimoto D, "Development of an Endoscope Manipulator System for Laparoscopic Surgery", CAR'96 Proceedings of the International Symposium on Computer and Communication Systems for Image Guided Diagnosis and Therapy, pp.1049, Paris, June, 1996

加藤貴良, 片岡弘之, 増谷佳孝, 正宗賢, 鈴木真, 土肥健純, 伊関洋, 平孝臣, 高倉公朋, "PRSプローブ搭載用定位脳フレームとそのナビゲーション", 第5回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.47-48, 名古屋, 10月, 1996

今村強, 伊関洋, 平孝臣, 増谷佳孝, 片岡弘之, 宮内健一, 谷川達也, 河村弘庸, 正宗賢, 土肥健純, 高倉公朋, "三次元digitizerを利用した術中PRS probeの位置表示システム", 第35回日本定位脳手術研究会抄録, pp.60, 富山, 10月, 1996

河本竹正, 鎮西清行, 伊関洋, 平孝臣, 高倉公朋, 正宗賢, 加藤貴良, 片岡弘之, 土肥健純, "HyperCASによるShaltenbrand-Wahren Atlasに基づく穿刺シミュレーション", 第6回脳神経外科コンピュータ研究会抄録, pp.37, 神戸, 1月, 1997

加藤貴良, 増谷佳孝, 片岡弘之, 正宗賢, 鈴木真, 土肥健純, 村垣義浩, 伊関洋, 高倉公朋, 高橋浩, "三次元Digitizerを利用した術中ナビゲーションシステム", 第6回脳神経外科コンピュータ研究会抄録, pp.38, 神戸, 1月, 1997

伊関洋, 波多伸彦, 片岡弘之, 川島弘子, 谷川達也, 平孝臣, 河村弘庸, 馬木清隆, 土肥健純, 高倉公朋, "超音波CT(US-CT)による術中モニタリング", Neurosonology, Vol.10 Supplement (第16回日本脳神経超音波研究会抄録), pp.55, 出雲, 5月, 1997

伊関洋, 波多伸彦, 片岡弘之, 川島弘子, 谷川達也, 平孝臣, 河村弘庸, 馬木清隆, 土肥健純, 高倉公朋, "超音波CT(US-CT)", 第6回脳神経外科手術と機器学会抄録, pp.54, 千葉, 5月, 1997

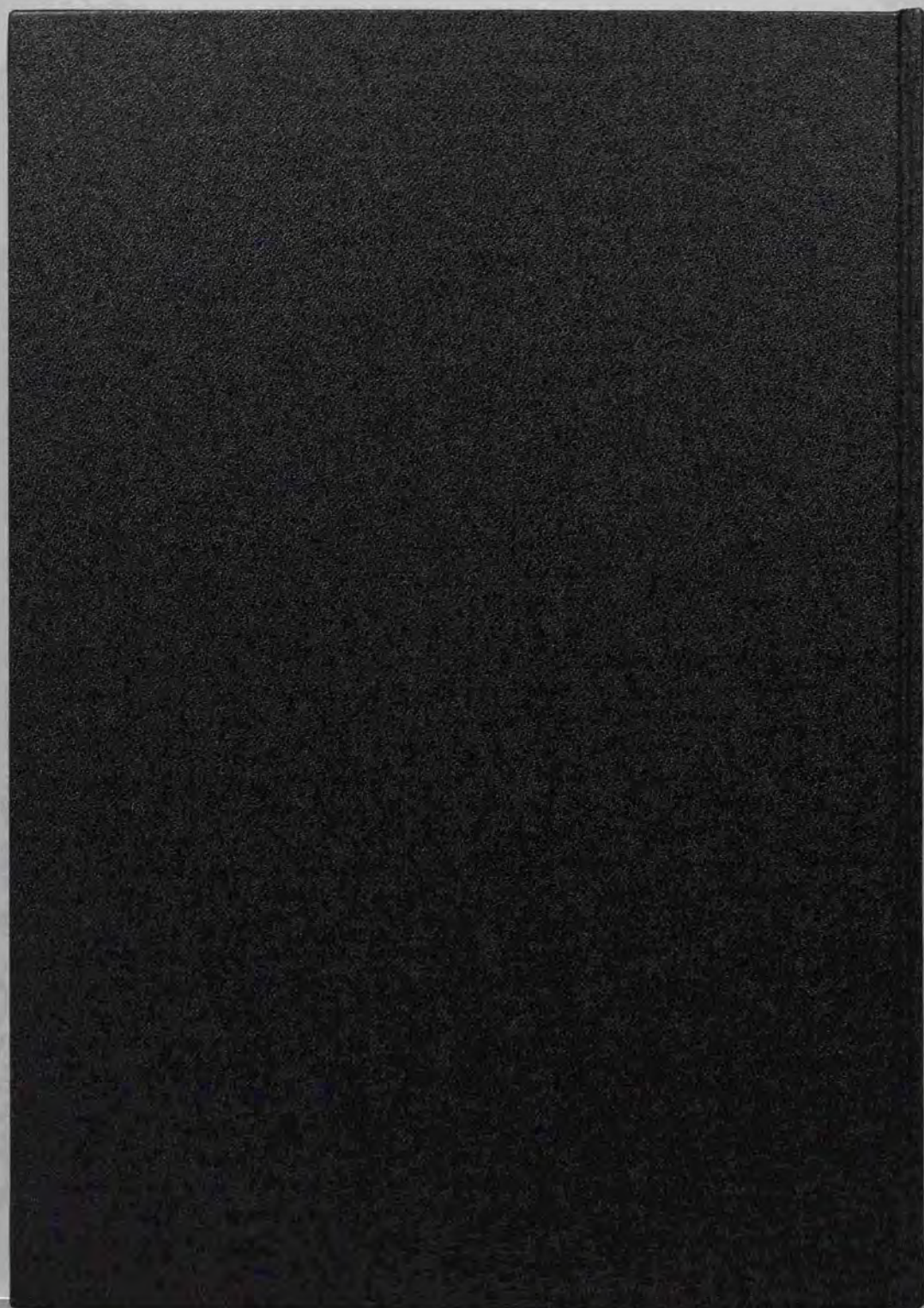
加藤貴良, 片岡弘之, 正宗賢, 鈴木真, 土肥健純, 伊関洋, 高倉公朋, "術前画像誘導下脳穿刺マニピュレータの開発", 第6回日本コンピュータ外科研究会論文集, pp.73-74, 札幌, 10月, 1997

伊関洋, 波多伸彦, 片岡弘之, 馬木清隆, 川島弘子, 谷川達也, 村垣義浩, 平孝臣, 正宗賢, 土肥健純, 高倉公朋, "ボリューム超音波(Volumetric Ultrasound: V-US)による術中モニタリング", 第6回日本コンピュータ外科研究会論文集, pp.79-80, 札幌, 10月, 1997

加藤貴良, 片岡弘之, 正宗賢, 鈴木真, 土肥健純, 伊関洋, 高倉公朋, "術前画像誘導下脳穿刺マニピュレータの開発", 第36回日本定位脳手術研究会抄録, pp.42, 大坂, 10月, 1997

T.Nomura, R.Okamoto, H.Kataoka, N.Hata, K.Masamune, M.Suzuki, T.Dohi, "Registration of Pre-Operative 3D Medical Image and Intra-Operative 3D Laparoscopic Image", CAR'98 Proceedings of the 12th International Symposium and Exhibition, pp.922, Tokyo, June, 1998

H.Iseki, N.Hata, H.Kataoka, K.Masamune, T.Taira, T.Dohi, K.Takakura, K.Umaki, "Three-dimensional(3-D) image guided navigation with volumetric ultrasonogram (V-US)", CAR'98 Proceedings of the 12th International Symposium and Exhibition, pp.973, Tokyo, June, 1998





Kodak Color Control Patches

© Kodak, 2007 TM Kodak

Blue Cyan Green Yellow Red Magenta White 3/Color Black



Kodak Gray Scale



© Kodak, 2007 TM Kodak

A 1 2 3 4 5 6 M 8 9 10 11 12 13 14 15 B 17 18 19

