

三次元医用画像情報による  
手術シミュレーション  
および手術支援機器の研究

山内 康司

三次元医用画像情報による  
手術シミュレーション  
および手術支援機器の研究

山内 康司





## 要約

### 研究題目

三次元医用画像情報による手術シミュレーションおよび手術支援機器の研究

### 研究の概要

X線CT像やMRI断層像、超音波断層像などの医用画像の出現により、体内を非侵襲的に観察し、患部の位置や性状を捉えられるようになった。さらに臓器形状を計算機上で再構成し、コンピュータグラフィックス技術を用いて三次元的に表示すれば、二次元画像と比較して臓器の形状が直観的に理解できるという利点を持つ。加えて、計算機上で臓器形状をモデル化するため、計算機上での手術計画の立案や手術シミュレーションが可能となる。本研究はこのような医用画像情報による手術支援をより推し進めるため、より高度な手術シミュレーションを実現すると共に、従来ほとんど行われていなかった手術中の画像情報の応用のため、画像情報を手術に直結する機器を開発することで、手術の低侵襲化・時間短縮に貢献するものである。

「手術支援」は大きく診断支援、治療支援、教育支援に分けられ、支援局面によって更に細分される。この中でも治療に密接に結び付き、かつ医用画像情報が中心的な役割を果たすのが、手術作業の手順を立てるための「手術計画支援」、手術中の患部周辺の性状を画像によって把握するための「患部観察支援」、および各種治療器具を患部に導入するための「治療器具導入支援」である。

本研究は以上の3つの手術支援を目的とし、三次元医用画像情報を用いた手術シミュレーションと患部観察・治療器具導入の各手術支援機器による手術支援システムの開発手法に関するものであり、それに基づいて実際に支援システムを開発し、手術支援への有効性を確認した。手術支援システムの開発にあたっては、システムの機能が対象臓器や対象手術手技によって分類可能であることを示し、開発する支援システムの仕様決定の指針とした。また手術支援システムには安全対策や誤差要因、使用環境などに対して産業用とは異なる条件が科せられるが、これについても各々のシステムの設計に反映させる。

具体的には、以下のとおりである：



### 1. 三次元臓器形状モデルによる手術シミュレーション

手術シミュレーションとは「臓器のモデルをコンピュータ内に作り上げ、このモデル上での仮想的な手術操作を行うことにより、現実の手術での意志決定に有用な情報を得る」ことである。従って、手術シミュレーションソフトウェアは「手術シミュレーション機能」（計算機内での仮想的な手術操作）と「臓器モデル表現」を選択・組みあわせることで構築される。

手術シミュレーション機能は、シミュレーションの対象となる手術の操作（切開や観察）を分析することで選択される。手術シミュレーション機能を「表示に関する機能」「計測に関する機能」「形状操作に関する機能」および「生化学機能に関する機能」に分類し、実際の手術操作との対応を明らかにした。

また臓器形状モデル表現は、表現する臓器の形状によって選択する。そこで「ボクセル表現」「閉曲面ポリゴン表現」「開曲面ポリゴン表現」および「一般化円筒表現」の4種類の主要な臓器形状表現を各種臓器と対応付けた。

以上の論議に基づき、Computer Aided Surgeryシステムにおいて、定位脳手術および生体部分肝移植の支援を目的とした各種機能を開発した。

#### 定位脳手術支援

定位脳手術は位置決めされた穿刺針を通じて低侵襲な治療を行うものであるが、穿刺針が大脳皮質等に存在する機能領域を傷つけると、術後に機能障害が発生する可能性がある。そのため機能領域のモデリング、および機能領域と穿刺針との距離計算に基づく穿刺危険度計算手法を開発する。

大脳皮質領域に対して、新たに開曲面ポリゴン表現を導入することとし、大脳の三次元像上の脳溝の位置と断層像を比較しながら機能領域を再構成するソフトウェアを開発した。また、機能領域と穿刺カテーテルとの距離計算機能による穿刺危険度評価を実現した。

#### 生体部分肝移植支援

臓器モデルの形状操作を行う機能を開発することで、生体部分肝移植のシミュレーションを行う。生体部分肝移植で最も問題となる移植臓器の配置を、最適化手法を用いて予測する。

生体部分肝移植では臓器形状モデルの形状操作機能による移植シミュレーションを実現し、二種類の干渉度評価関数により周辺臓器と移植肝の干渉を定量化したのみならず、準ニュートン法による最適化により最も干渉の少ない移植肝配置の提示を実現した。

## 2. 三次元画像合成による術中患部観察支援機器

様々な画像機器が用いられる術前と異なり、術中に用いることのできるのは光学機器と超音波断層像のみである。従って術中に得られない医用画像情報は印刷物や医師の記憶に留まっており、術野との対応は容易ではない。従って患部観察支援には、各種三次元画像の合成が最も必要となる。

臓器モデル画像と術野が合成表示されれば、切開することなしに体内を透視することが可能となり、観察のためだけの無駄な切開が不要となる。更に合成画像が立体的に術者に表示されれば、奥行方向の患部位置を容易に把握することができる。

よって、術前にCASシステムで得られた臓器モデルの三次元画像と、手術中に術者が目にしている術野の画像を合成し、立体的に提示するシステムを開発する。

術中画像としては接眼部にビデオカメラを接続した立体顕微鏡の画像を用いた。合成に必要な立体顕微鏡と臓器の座標系対応は、立体顕微鏡から得られる術野内のマーカの画像処理により実現し、顕微鏡の光軸に垂直な方向で0.3mm未満、光軸方向で2.7mm未満を達成した。

さらに試作した手術用立体視ディスプレイによる合成画像の表示を行った。立体視ディスプレイは術者の作業スペースを確保するため表示装置を上方に設置している。また、光学系による奥行き感の調節も可能である。

## 3. 医用画像の誘導による治療器具導入支援機器

患部に鉗子やレーザファイバなどの治療器具を導入する手段は、対象患部の存在する臓器の形状によって異なるアプローチが考えられる。このうち、脳や肝臓などの実質臓器に対しては中空のカテーテルを患部まで挿入しガイドとする「穿刺型」の導入機構が現実的な選択である。

計算機の指示により、安全かつ十分な精度で患部に穿刺針を刺入できる穿刺マニプレータシステムを開発する。このようなマニプレータを用いれば、術者の手によるよりも高精度な穿刺が行えるのみならず、特殊環境下の手術やテレサージェリなどの新たな術法の可能性が開ける。また、CASシステムによる穿刺シミュレーション結果のデータにより直接穿刺を行うことが可能となる。

本研究ではX線CT画像の誘導による脳を対象とした穿刺マニプレータを開発した。本マニプレータの繰り返し位置決め誤差は数ミクロンと十

## 要約

分に小さかった。また、電気・機構的な安全対策も行っている。冬瓜を用いたファントム実験では、マニプレータが小型化を図りつつも脳外科の臨床に十分な駆動範囲をカバーしていること、断層像上にアーチファクトが存在しないこと、穿刺針先端の位置決め誤差がX線CTの分解能に近い1.0mmに抑えられたことを確認した。

以上本研究で開発したシステムは、従来の医用画像による手術支援をより積極的かつ直接治療に結合させるものであり、手術シミュレーション・立体合成画像・穿刺マニプレータによるより低侵襲な手術を実現すると期待される。



## 目次

第1章 序論	1
1.1 工学技術による手術支援	2
1.2 三次元医用画像情報と手術支援	3
1.2.1 三次元医用画像とは	3
1.2.2 三次元医用画像情報の役割	3
1.3 手術支援システムの開発・応用戦略	10
1.3.1 産業用技術と手術支援技術	10
1.3.2 手術支援システムの臨床展開	14
第2章 目的	16
第3章 三次元臓器形状モデルによる手術シミュレーション	17
3.1 臓器モデルを用いた手術シミュレーションとその機能分析	18
3.1.1 手術シミュレーションと臓器モデル	18
3.1.2 手術シミュレーション機能と手術手技	19
3.1.3 臓器と臓器形状モデル表現	21
3.2 Computer Aided Surgery (CAS) システム	25
3.2.1 ハードウェア構成	26
3.2.2 ソフトウェア構成	27
3.3 定位脳手術における穿刺シミュレーション	30
3.3.1 画像誘導定位脳手術	30
3.3.2 脳機能領域モデルの表現方法の決定	31
3.3.3 脳機能領域モデルの再構成方法	34
3.3.4 脳機能領域モデルを用いた穿刺シミュレーション	36
3.4 生体部分肝移植シミュレーション	41
3.4.1 生体部分肝移植手術	41
3.4.2 移植手術支援のためのシミュレーション機能	42
3.4.3 移植シミュレーション	44
3.4.4 移植肝の干渉度評価	50
3.4.5 干渉度を考慮した移植肝配置の最適化	52
3.5 本章の考察とまとめ	55
第4章 三次元画像合成による術中患部観察のための手術支援機器	58
4.1 術中患部観察支援と三次元画像合成	59
4.1.1 診察支援画像と術中患部観察支援画像	59
4.1.2 術前・術中画像の対応付け方法と三次元画像合成	62
4.1.3 三次元画像合成システムへの要求仕様	63
4.2 術中三次元画像合成立体視システム構成	66
4.3 手術用立体視ディスプレイ	68
4.3.1 手術と立体視ディスプレイ	68
4.3.2 立体視ディスプレイの構造	68
4.4 三次元画像合成アルゴリズム	71

## 目次

4.4.1	三次元画像合成手順	71
4.4.2	座標系対応付けアルゴリズム	72
4.4.3	マーカ位置検出手法	73
4.5	単純ファントムを用いた画像合成実験による合成誤差評価	77
4.5.1	ファントム実験の方法	77
4.5.2	画像合成結果と左右画像上での二次元合成誤差評価	77
4.5.3	三次元合成誤差評価	79
4.6	脳ファントムを用いた画像合成実験	81
4.6.1	ファントム実験の方法	81
4.6.2	画像合成結果	84
4.7	本章の考察とまとめ	86
第5章	医用画像の誘導による治療器具導入支援のための手術支援機器	91
5.1	低侵襲治療器具導入支援機器の各種機構	92
5.2	X線CT誘導による脳穿刺マニプレータへの要求仕様	96
5.3	穿刺マニプレータシステム構成	98
5.4	穿刺マニプレータの設計と製作	99
5.4.1	設計指針	99
5.4.2	各軸の駆動機構	99
5.4.3	穿刺針の位置決め機構	101
5.5	穿刺マニプレータの制御回路と制御ソフトウェア	103
5.6	機械系位置決め精度の評価試験	106
5.7	X線CT下でのファントム穿刺実験	107
5.8	本章の考察とまとめ	110
第6章	考察	113
6.1	手術計画支援について	114
1)	シミュレーション機能のソフトウェアへの実装	114
2)	生化学解析に関するシミュレーション機能の実現	115
6.2	患部観察支援について	116
1)	画像マッチングを用いた画像対応付け	116
2)	術中画像の三次元処理	116
6.3	治療器具導入支援について	117
6.4	各種手術支援技術の複合応用について	118
6.5	手術支援システムの将来展望について	120
第7章	結論	121

謝辞

索引

付録

参考文献

## 第1章 序論



## 1.1 工学技術による手術支援

「手術支援」とは、外科手術にまつわる医療従事者の様々な思考・判断・作業などを支援することである。

手術支援の対象は、手術に携わる術者、助手、看護婦、施設管理者その他である。

手術支援のなされる局面は、手術室で行われる「手術」という作業中だけにとどまらない。手術の前には、診察、術式の決定、手術の手順の決定（「手術計画」）がある。また、手術に備えた患者の容態管理や、薬剤・器材の準備がある。手術は患者の体力を著しく消耗するため、予後の容態管理も重要である。更に術後には、患部の容態が本当に回復しているのかを観察する必要があり、必要によっては内科的処置、あるいは再手術が必要となる。これらすべてが外科手術の行程であり、「支援」されるのである。

手術支援の目的は、「治療成績の向上」に他ならない。この目的を達成するためになすべきことは、まず治療の低侵襲化である。外科は「手術」という行為で疾病の治療を行う部門であるが、治療行為自体によって患部以外の組織にも損傷を与えるという自己矛盾を内包しているのである。次に、治療時間の短縮である。治療時間のむやみな延長は、患者の臓器機能全体に悪影響を及ぼすのみならず、出血量の増加などをひきおこす。第三に、従来困難、あるいは不可能であった手術を可能とすることである。更に、手術にあたっては医師は膨大な診断データや医学的知識・経験・勘から手術手技に関する複雑な諸判断を強いられることが常であるが、この判断過程を支援することで、結果的に治療の信頼性が向上するのである。

ここに工学技術を手術支援に用いる意義がある。機械は人間よりもより速く、より精密に、より強力に作業を行うことができ、しかも疲労を知らない。人間が作業できない環境下でも稼動することができる。また計算機は大量の情報処理をはるかに高速に行うことができる。通信技術を用いれば、操作者と隔離された場所での作業も可能となる。従って工学技術は、前述の手術支援の目的を達成させる大きな可能性を秘めており、手術支援への応用にあたっては、手術を幅広い視野で捉えた研究開発が肝要である。

## 1.2 三次元医用画像情報と手術支援

### 1.2.1 三次元医用画像とは

医用画像とは体内の性状の二次元的分布を可視化し、各種疾病や障害の治療に役立てる手段である。基本は術者の肉眼像であり、光学機器の発達に伴い手術用顕微鏡や内視鏡などの手段に発展した。また、可視光以外の物理現象を用いた画像機器としては、古くはRöntgenの発見したX線が挙げられる。とりわけ近年の計算機の発達に伴い超音波断層像、X線CT断層装置、MR断層装置、PET、SPECTといった医用画像装置が続々と登場し、機器の低価格化に伴ってより多くの医療施設に導入されたため、患部の診断に大きく貢献している。

これら医用画像の導入の直接的なメリットは、体内の観察に伴う侵襲が低く抑えられる点である。切開等の患者臓器を傷つける行為が腫瘍(しゅよう)の摘出のような直接の治療行為ではなく、主に臓器の観察・診断のために行われるとすれば本末転倒である。医用画像装置は多くの場合体外から体内を「透視」できるため、切開を伴わずに体内情報を得る事ができる。また、医用画像装置を用いれば臓器の位置や形状が画像と言う直感的に理解しやすい表現方法で表現される。これにより医師は治療の対策を立てるための時間や労力を大幅に削減できる。

三次元医用画像情報とは、従来の医用画像情報のうち患部や臓器の三次元的な位置情報を何らかの形で保持している画像情報を指す。患者や画像機器を基準とした座標情報を持っているため、様々な情報処理が可能であり、利用目的に柔軟に対応することができる。とりわけ計算機による臓器形状の三次元モデリングによる手術支援はわが国を始め世界中で活発な研究活動が行われている。これは当初、医用画像から臓器を画像処理によって抽出し、コンピュータグラフィックス技術を用いて三次元表示する試みから始まったもので、適用領域に関しても形成外科領域<sup>1)</sup>から脳神経外科領域、最近では腹部臓器などあらゆる領域をターゲットに世界的に研究が行われている。従来の二次元画像が臓器の形状を把握する際に医師の知識や習熟を要求するのに対して、三次元画像ではより直感的な理解を得る事ができるという特長がある。加えて、各種幾何演算や手術シミュレーションなど、計算機の特長を生かした画像情報のより積極的な応用を可能にしている<sup>2)</sup>。

### 1.2.2 三次元医用画像情報の役割

それでは、三次元医用画像情報とその関連技術は、「手術支援」においてどのような位置を占め、どのような役割を演じているのであろうか？。



「手術支援」は大まかに、患者の診察から治療方針までを支援する「診断支援」、手術における治療行為を支援する「治療支援」、および術者の養成を支援する「教育支援」との三つの分野に分けることができ、さらに手術支援の局面によって細分化することができる。

各手術支援分野を支える技術の現状と将来の有用性に関しては、次のようにまとめることができる 4) 5) 6) 7) 8) 9)。

#### A) 診断支援

##### ● 診察支援

診察支援とは、患者の容態に関する情報を収拾し分析することにより適切な術式を決定するまでの過程を支援するものである。

診察支援で重要となる技術は主に患部の正常を把握する手段であり、ECGや生検などの生化学的情報の収集技術とともに画像機器による体内観察が日常的に行われている。医師は医学的知識に基づいて、これらの手段により得られた患部情報から病状の判定と術式の決定を行うが、各種センサや計測機器を用いることで生体情報の定量化が図られる<sup>10)</sup>。さらに診断知識をルール化した計算機を用いれば、より客観的かつ迅速な診断が可能となる。

内科の診断が疾患の診断である、すなわち病状の判定であるのに対し、外科の診断は手術適応を決定するためのものである。従って、外科の診断支援では患者がどのような手術の適応となるかの判断の支援も考えられ、エキスパートシステムなどによる医師の判断支援も考えられる。

##### ● 手術計画支援

手術計画支援とは、切断・縫合の場所の決定や手術器具のアプローチ経路の決定など、手術作業の手順の計画を立てる過程を支援するものである。

現状の手術計画は診察によって得られる情報を元に行われており、生化学情報や画像情報はここでも核となる情報である。現状ではこれらの情報はほとんど整理・処理されない形で利用されているが、計算機を用いることにより更に有用性を増すことと考えられる。その中心となるのが臓器形状の三次元モデル化であり、三次元モデルにより切断・整形などの形状操作のシミュレーション<sup>11)</sup>、さらには切除後の臓器再生などの治療効果のシミュレーションによる予測などである<sup>12)</sup>。特異な例としては手術作業そのものを要素化し作業順序決定を計算機により行う試みなどが挙げられる<sup>13)</sup>。



## B) 治療支援

## ● 患部観察支援

治療支援における患部観察支援とは、手術中の患部および周辺臓器の性状を画像によって把握するための支援技術である。

基本は術者の肉眼による確認であるが、現代の外科では内視鏡などの光学機器を導入することにより、低侵襲かつ高倍率下の観察を可能としている。患部観察の支援は今後も画像を中心とした発展が期待される分野であり、三次元画像の導入や各種術中画像との統合、画像の立体視表示<sup>14)</sup>、遠隔地からの画像転送や不可視情報の術中の可視化など、画像関連技術の有用性が極めて高い<sup>15)</sup>。

## ● 治療器具導入支援

治療器具導入支援とは、各種治療器具を患部に導入・位置ざめするための支援技術であり、治療支援技術と密接に連係している。

治療器具導入は、工学的には治療器具の位置ざめ技術であるといえる。現在鉗子やカテーテルなどの治療器具の導入は、術者の手により直接導入されるのが通常である。また、直接器具が接触しないような手術、例えば角膜レーザー治療<sup>16)</sup>や結石の衝撃波破碎においては、レーザーキャニシング機構、および衝撃波の焦点の位置ざめ機構なども、広い意味で治療器具導入支援ということができる。

ロボット技術などの精密機械技術の援用により、現在の用手的な手法より格段に導入精度を上げられる可能性を秘めている。また、従来の開腹・開頭などの患部にアプローチするためだけの侵襲を大幅に低減させることが可能である。

治療器具導入にあたっては、内視鏡やレーザーファイバ<sup>17)</sup>などの光学機器、すなわち患部観察支援技術との連係が不可欠である。

## ● 患部治療支援

患部治療支援とは、患部の切除や修復・薬剤投与など、治療効果を直接もたらすための支援技術であり、外科治療の核心を成すものである。

外科治療の基本は患部の切除・結さつ・縫合などであり、現状では医師がメスや鉗子などの器具で行っているが<sup>18)</sup>、マイクロマシンなど機械技術を用いることにより代替することも可能である<sup>19)</sup>。加えて最近では局所的薬剤投与やレーザー・温熱療法（ハイパーサーミヤ）、衝撃波破碎<sup>20)</sup>など様々な物理・化学作用が応用されつつある。

### ●容態管理支援

容態管理支援技術とは、体温・呼吸・麻酔・心拍などの患者の容態に直接関わり、かつ術中に継続的な管理が必要な生体情報のモニタリングとコントロールに関する支援技術である。モニタリングには様々なセンサ類が応用されているが、得られた情報の処理及び対処は、術中には熟練した麻酔医により、術前・術後には患者の担当医や看護婦により行われている。容態のコントロールとしては点滴管理などがある。

この分野は、とりわけ術後管理においては昼夜にわたる疼痛・呼吸・循環器などの管理が必要となるため、安全を確保するためには多くの人手を投入する必要がある、人手不足も指摘されている。さらに将来予想される低体温下の心臓手術や移植手術など、より高度な容態コントロールが要される手術の出現も予想されることから、計算機によるモニタリングと各種機器管理が必要となると考えられる。

### ●手術室周辺支援

手術室周辺技術とは、手術室の患者や術者を直接支援するものではないが、各種手術機器・薬剤などの手術室への搬入・搬出、滅菌・照明・空調・電気管理などが挙げられる。これは現在多くの人手を要する分野であり、機械技術や計算機による省力化が有効であると考えられる。例えば東京大学病院では使用済みの機器・材料の運搬に小型搬送ロボットを用いており<sup>21)</sup>、省力化と清潔・非清潔区域の分別に貢献している。

### ●移植・置換材料支援

移植・置換材料支援技術は、人工臓器などの生体代行器材に携わる支援技術である。この支援技術は材料・設計・製作に分けることができる。現在は生体材料の機能・生体適合性をメインとした研究開発が行われている<sup>22)</sup>。また、人工関節などの人体との形状適合性が要求される部分では、X線画像などを用いた形状設計が行われているが、近年では三次元画像とCAD/CAM技術の応用が試みられている。生体材料は工業製品と比較し形状・材質共に特殊であるため、その加工技術の開発も必要とされる。さらに細胞工学からのアプローチによる人工臓器等も将来的には考えられる。

## C) 教育支援

## ● 診断教育支援

診断教育支援技術とは、外科診断の支援を行う技術である。画像診断では現在でも内視鏡などによる実習も行われている。将来は各種メディアや計算機による学習支援も考えられる。

## ● 手術手技教育支援

手術手技教育支援技術とは、外科手術における各種手技のテクニックの習得を支援する技術である。通常は臨床例を重ねることで会得するものであり、将来もこの経験ベースの学習方法は基本的に変わらないと考えられる。しかしながら手術手技は日々進歩しており、外科医が日常の医療業務をこなしつつ膨大な最新のテクニックを取り入れるのは時間的に困難であるとされる。したがってこの分野では三次元画像やマルチメディアによる学習、さらに人工現実感関連技術を用いた擬似手術による学習などの有用性が考えられる。

以上のことから、手術支援の鍵となる技術（手術支援技術）の各手術支援分野における援用の現状と将来の有用性について、医用画像を中心に表1-1にまとめる。



表1-1 手術支援分野と手術支援技術

			手術支援分野									
			診断支援		治療支援						教育支援	
			診察	手術計画	患部観察	治療器具導入	患部治療	容態管理	手術室周辺	移植置換材料	診断教育	手術手技教育
手術支援技術	画像関連	医用画像技術	○	○	○	△→○		×→△		○	○	×→○
		二次元・三次元画像処理技術	△→○	△→○	×→○	×→○				△→○	×→○	×→○
		光学機器技術	○		○						○	×→○
		画像表示技術	×→△	×→△	△→○						×→○	×→○
	機械関連	ロボット技術	×→△		×→△	×→○	×→△		×→○	△→○		×→○
		マイクロマシン技術				×→△	×→△					
		マン・マシン・インタフェース技術		×→△	×→○	×→○						×→○
	電気・情報	通信技術	△→○	×→△	×→○			×→○	×→○		×→○	×→○
		電磁気				×→○	○			△→○		
	情報関連	人工知能技術	△→○	×→○	×→△	×→△		×→○	×→○	×→○	×→○	×→○
		生体シミュレーション技術		×→○						×→○		
	生物学関連	生体センサ技術	○	○	×→△	×→△		○				
		生体制御技術					×→○	△→○				
		生体材料技術								○		
		細胞・分子工学技術					×→○			△→○		

凡例：

- 現在既に臨床応用されており、将来も有用性大  
 △→○ 現在研究段階であるが、臨床の有用性大  
 ×→○ 現在未開拓であるが、将来の有用性大  
 ×→△ 現在未開拓であるが、手術支援応用の可能性あり

以上をまとめると、将来的に医用画像情報が中心的な役割を果たし、かつ治療との結び付きが高い手術支援分野は

手術計画支援・患部観察支援・治療器具導入支援

であるといえる（表の網目部分）。以下にその理由を述べる。

三次元医用画像情報を用いた手術計画支援においては、計算機による手術シミュレーションが中心的な役割を持っている。現在は主に臓器の三次元再構成像をコンピュータグラフィックスにより三次元表示するものであり、三次元像を用いることで従来の二次元的な画像を用いた手術計画よりも臓器の三次元的な位置関係や形状がはるかに理解しやすく、手術器具のアプローチ方向などの対策が極めて容易になる。将来は三次元画像をより積極的に利用し、手術操作や治療効果のシミュレーションも必要となると考えられる。実際の患者の手術では試し切りややり直しは不可能であるが、コンピュータによる手術シミュレーションは、医師が納得するまで何度でも手術を繰り返すことが可能であり、治療の最適化に大きく貢献すると考えられる。

このような術前の手術支援と比較して、術中はより一層治療行為自体に関わった手術支援が必要となる。手術支援機器は治療支援におけるハードウェアを指す。情報、あるいはソフトウェアの観点からみると従来の手術支援機器は各機器が個別に運用されており、手術支援機器から得られたデータ（画像など）や手術支援機器を操作するためのデータ（位置情報など）の伝達と処理は術者の判断に任されている。そこで手術支援機器と三次元医用画像をソフトウェア的に結び付ければ、手術支援機器に新たな可能性が開くと考えられる。その中でも患部観察および器具誘導のための手術支援機器は、医用画像情報との結合による治療への貢献がもっとも期待できる技術である。

手術室では治療器具を患部に到達させるための患部観察を支援する機器が必要不可欠である。手術室で運用可能な医用画像機器は超音波断層像や内視鏡などに限られるが、術前に得られた三次元医用画像を手術室で表示することによってより確実な情報の下に患部に到達することができるようになる。

更に現在人手によって行われているカテーテルなどの手術機器の患部への導入を支援する手術支援機器が実用化すれば、三次元医用画像を目標確認手段として用いることで人手よりもはるかに正確な手術機器の導入が可能となる。

これらの支援分野は従来医師の知識と経験に基づいた知覚・判断や、複雑な手作業を工学技術で支援するものであり、将来的にはまったく新しい治療法を産み出す可能性を秘めている。前述のようにこれらは現在ほとんど未開拓の分野であるが、手術支援の分野の中でも今後最も発展が望まれる分野といえる。



### 1.3 手術支援システムの開発・応用戦略

手術支援システムの開発と臨床応用は、医学・工学の境界領域に位置し、両者の密接な関係により初めて成功すると考えられる。ここでは主に工学者の立場から、手術支援システムの開発における留意点を示すこととする。

#### 1.3.1 産業用技術と手術支援技術

手術支援システムには、ハードウェア・ソフトウェアを問わず産業用に開発された類似の技術とは異なる設計思想が求められる<sup>23)</sup>。これはシステムの対象が患者や医師といった人間であるところによるものである。産業用システムでも自動車のように人間が使用するものも多々存在するが、手術支援システムは生命活動に直接携わるものであり、産業用の技術よりはるかにシビアな対人設計が要求される。さらに手術支援システムの使用される環境は、とりわけ術中に用いられるハードウェアには狭いワークスペース・滅菌・電磁ノイズなど通常の民生機器・生産機器とは異なる駆動環境である。

産業用技術と比較した、手術支援技術の異なる点は以下のようにまとめることができる。手術支援システムの開発にあたってこれらを十分に踏まえることは当然であるが、現実には、産業用に培われてきた各種技術を適宜取り入れることで開発期間の短縮とコストの削減を図り、手術支援システムの普及を促進するのが妥当であろう。

##### 1) 安全性

特に術中に用いられる手術支援システムに最初に求められるのが、患者および術者・助手に対するシステムの安全性である。手術支援システムはシステムが正常に作動し、かつユーザがシステムの使用上の留意点を順守している限りにおいては問題を生じないのは当然至極のことであり、何らかのシステムの誤動作や、停電など不測の自体、あるいはユーザのうっかりミスなどにも対策を施す必要がある。

これまでの手術室内の手術機器の安全対策は、主に電気面での対策である。これは電気メスの安全対策が中心であり<sup>24)</sup>、国内では日本エム・イー学会が「医用電気機器安全基準」として、国際的には International Electrotechnical Commission が "General Requirement for Safety of Electrical Equipment used in Medical Practice" として手術室内の電気安全のガイドラインを定めている<sup>25)</sup>。しかしながら将来電気機器以外の様々な手術機器が登場することを考えると、製造・開発者である工学者の手術機器の安全に対する責任が重大となるのは必至である。法制化された基準を遵守するのみならず、医学・工学知識を総合した安全対策が必要である。



## 2) 許容誤差・分解能

手術支援システムの信頼性に関して安全性に次いで重要となるのが、システムの許容誤差・分解能である。主な例としては医用画像装置の画像分解能、手術シミュレーションソフトウェアにおける計算精度、または治療器具挿入における位置ぎめ誤差などが挙げられる。

ある手術支援システムに要求される各種精度・分解能は、たとえ対象となる臓器が同一であったとしても、術式とシステムの運用方法により大きく異なると考えられる。例えば同じ定位脳手術でも、脳腫瘍や脳内血腫のような患部のサイズが数cmに及ぶものと、パーキンソン病の神経回路切断治療のように神経を扱うものでは、前者で1mmの桁の、後者で0.1mmの桁の機械的位置ぎめ精度が必要であるとされている。また、同じ患部の同じ治療法であっても、治療器具を機械が操作するのか、術者が操作するのか、超音波断層装置などの術中モニタリング装置を併用するのかなどにより、術前の手術シミュレーションに要求される計算精度も異なってくる。一般には、従来のように術者が直接治療器具を操作するのであれば、シミュレーション結果に対して術者の経験による補正が期待できる。

## 3) 駆動・処理速度

治療中に用いられる手術支援システムのハードウェアの駆動部の駆動速度は、治療を迅速に行うのに十分高速である必要があるが、安全性の観点から、緊急時に即座に停止できる速度に抑える必要がある。加えて、術者や患者に心理的不安を与える速度であってはならない。

手術支援システムのソフトウェアに要求される処理速度は、そのシステムを使用する局面の緊急性に依存する。「超音波断層像を撮影し、画像処理を加えて表示する」という手術支援システムを例にすると、このシステムが慢性疾患を有する患者の術前観察を目的としているのであれば、恐らくは画像撮影・処理に数十秒、場合によっては処理に数時間をかけたとしても了とされよう。だがこのシステムが緊急手術における手術機器の画像誘導に用いられるとすれば、処理速度という要素の持つプライオリティは前記の場合より格段に高くなるであろう。

## 4) 構造と操作性

手術支援システムのハードウェアの物理的構造（大きさ・重量と形状）には様々な制約が科せられる。とりわけ術中に用いられる手術支援システムには、手術室内のスペース上の制限に加え、とりわけ術野周辺で使用する機器には小型・軽量化がきわめて重要とある。

手術支援システムのユーザは医師であり、計算機や複雑な機械の扱いに不慣れな場合がほとんどである。このために手術支援システムによる所望の結果が得られなかったり、場合によってはシステムを破壊することも十分に考えられる。従って手術支援システムは、ハードウェア・ソフトウェアを問わず熟練を要しないユーザインタフェースを備える必要がある。さらにシステムの保守・管理を病院内で行う専門要員としての臨床工学技士の役割が重要になると考えられる。

### 5) 運用環境

産業用機器では高圧下・低温下などの特殊環境で用いられる機器は数多く、設計通常の機器と異なる仕様が要求される。手術支援機器における特殊な運用環境の例としては、第1に手術室が挙げられる。手術室では手術機器の滅菌、および清浄・非清浄区域の分離に細心の注意が図られているため、患部や術者の手に触れるような手術支援機器は全体が滅菌可能か、滅菌部分と非滅菌部分が分離可能でなければならない。

別の特種運用環境としては、電磁場や放射線などがある。例えばX線撮像装置やMRIなどといった医用画像装置として既に医療施設に普及しているものが挙げられる。これらと共に用いられる手術支援機器は、画像機器から発せられるX線や強磁場の下でも問題なく作動する必要がある。また逆に、画像装置本来の機能にも影響を与えないようにせねばならない。

### 6) 臓器の移動・変形

機械部品と異なり、生体臓器はその位置と形状が刻々と、かつunpredictableに変化するといっても過言ではない。原因としては患者の体位変化、呼吸、心拍、手術器具による圧迫、腫瘍のような患部自身の経時的变化が挙げられる。臓器の移動・変形は、とりわけ臓器の形状情報を「定量的」に用いる場合に問題となる。たとえば手術前に撮影した断層像データを元にして手術室で治療器具の位置を制御し患部に命中させる必要がある場合は、たとえ治療器具が機械的に正確に位置決めされたとしても、患部の移動の分がそのまま実際の位置決め誤差となり治療結果に影響することとなる。

臓器の移動・変形が生ずる局面は3つ挙げることができる。始めは医用画像装置などでのデータの収集時の臓器移動、次に術前の画像撮影から手術を行うまでの臓器の移動・変形、最後に術中の移動・変形である。試みに最大呼気時と最大吸気時における腹部X線CT像を断層間隔10.0mmで撮影し、肝臓の最上部（横隔膜に密着）の第11肋骨を基準とした変位を測定した結果、肝臓は2～3cmの上下動を行っていることが示された。また術中変形の例として、開頭手術



では脳全体が重力方向に「沈む」現象が術中CTなどを用いた臨床などで指摘されている<sup>26)</sup>。

対策としては移動・変形そのものを抑える工夫をする、術中画像を用いる、および変形シミュレーションで移動・変形の定量的予測を行うなどが挙げられる。

#### 7) 臓器の個人差

臓器の移動・変形と同様に、臓器性状の個人差も手術支援システムの特色である。取り扱いの対象が工業製品の場合は、形状が既知、あるいは数種類のパターンに分別可能であり、パターンに応じて対処すればよいが、臓器の形状は患者により千差万別である。肝臓を例にとると、小澤ら<sup>27)</sup>は右肝静脈の下大静脈流入部の分岐構造を5パターンに、同じく中肝静脈・左肝静脈の流入部分岐構造でも19パターンに分類しており、動脈・門脈・および各末梢まで考慮すると、同じ血管走行のパターンを有する人間は存在しないと言って良い。更に患者の場合は、腫瘍の肥大化などにより患部付近の形状も患部臓器の機能も健常人とは大きく異なると考えられる。従って手術支援システムでは、これら個人差に対応する必要がある。

#### 8) 開発・製造・運用コスト

手術支援システムは人間の生命に直接関わるシステムであり、企業の利益創出が絶対条件となる一般機器と比較するとシステムのコストはさほど問題とはならない。

一方わが国は、高齢者人口比が世界有数の高さである「高齢社会」に突入しており、老人医療費は国の老人保健制度によりまかなわれている<sup>28)</sup>。手術支援システムの高額化は国民の負担をいっそう押し上げる結果にもなりかねないものであり、システムの質を損なわない程度のコスト削減努力は惜しむべきではない。また発展途上国では経済的に高額な機器を導入する余裕の無い国がほとんどである。いずれにしてもあたら重装備のシステムで「鶏を割くの牛刀を用いる」のではなく、症例に相応の規模を持つシステムの開発も重要である。

#### 9) システム評価

エンジンの評価が馬力や燃費で行われるように、手術支援システムの評価は、最終的には治療成績の向上と治療に要したコスト（手術時間など）でされるべきであると考えられる。が、機械部品とは異なり、生体は様々な不確定要因や雑音などが存在し、個体差や時間変化のばらつきが極めて大きいのに加え、統計学的に有意なデータを得るために必要な試行回数を得られないことも少なくない。支援システムの人体に対する適用も、安全性を十分確保した上で行う必要がある。機械的・ソフトウェア的なシステム評価を行うことはもちろんであ



るが、工学者・臨床医共にその結果を鵜呑みにせず、動物実験や臨床試験を地道に行いシステムの改良に結び付ける必要があると考えられる。

### 1.3.2 手術支援システムの臨床展開

一般の医療機器と比較すると、手術支援システムの開発は医師のニーズ主導の色彩が濃いと言える。その理由の一つは、手術支援システムが治療とのかかわりが大きいと、システムの使用される環境がどうしてもある臓器のある術法に特定されてしまうことと、今世紀に入って細分化の一途をたどった医学界では、新しい手術支援技術の他診療科への波及が極めて鈍いという事情がある。このためいかに優秀な手術支援システムも適用例に限られるのみならず、システムの開発・製造コストも上昇し、結果的に広く普及しないということとなる。ここで手術支援システムを、システムを構成する手術支援技術から眺める必要性が生じる。

例として、「術中の血管造影像から閉塞の位置を画像処理で同定し、血管内を通じてカテーテルを閉塞部まで自動的に導入し、レーザーで閉塞物質を蒸散させる」という仮想的な手術支援システムについて考える（図1-1）。

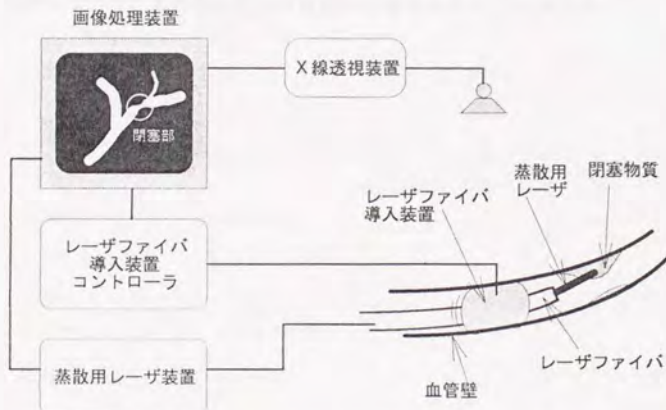


図1-1 仮想的な手術支援システムのシステム構成

この仮想手術支援システム自身の適用対象は、血管狭窄に限られてしまい、システムをそのまま他の治療法に応用することは考えにくい。

前節に示した手術支援分野のカテゴリーに基づくと、このシステムに用いられている主な手術支援技術は、以下のように分類できる：

## 患部観察支援

## X線透視

## 患部治療支援

## 閉塞物質蒸散用レーザー

## 治療器具導入支援

## 閉塞部の画像処理による抽出

## 管内レーザーファイバ導入装置

まずX線透視の有効な部位は、それ自身X線を透過しにくい骨、造影剤が注入可能な血管・胆管・管腔臓器である。蒸散用レーザーについては、レーザー治療自体は様々な手術適用が考えられるが、恐らくは出力・波長の点で使い分けられると考えられる。閉塞部の画像処理抽出は、血管に加え胆管・卵管・尿管などの脈管系一般の閉塞部、および母体から胎児にアプローチする際などに応用可能である。

このように各手術支援技術を機能面で分析し、臓器別（あるいは診療科別）または手技別に整理することで、共通の機能と個別に開発すべき機能が明確となり、手術支援システムの臨床面での展開が促進されと考えられる。

## 第2章 目的

前章での論議を受け本研究では、外科手術において手術計画・患部観察及び治療器具挿入の支援を目的とした、三次元医用画像情報を用いた手術シミュレーションと手術支援機器による支援システムの開発手法について述べる。

具体的には、以下の項目を本研究の目的とする：

### ●三次元臓器形状モデルによる手術シミュレーション

三次元臓器形状モデルを用いた手術シミュレーションにおいて、シミュレーションの対象（手術操作および臓器）とシミュレーション機能および臓器モデル表現との対応を明らかにする。

これに基づき、定位脳手術および生体部分肝移植のシミュレーションを例とし、必要となるシミュレーション機能やモデル表現を選択し、シミュレーションソフトウェアを開発する。

### ●三次元画像合成による術中患部観察

患部の観察のため術中に使用される各種医用画像について、複数画像情報の三次元合成の必要性を明らかにする。

これに基づき、三次元臓器形状モデルの三次元像と手術用顕微鏡像とを術中に合成・立体表示するシステムを開発し、合成精度などにおいて手術支援への有効性を検討する。

### ●医用画像の誘導による治療器具導入

画像のガイド下にて低侵襲で治療器具を導入する手術支援機器に関して、患部の部位に対応した導入機構の検討を行う。

脳を対象としたX線CT画像の誘導に関し、適切な導入機構および精度・安全性の各仕様を明らかにした後、これを元に穿刺マニプレータを開発する。開発したマニプレータに関して機構や精度の評価を通じて手術支援への有効性を検討する。



## 第3章 三次元臓器形状モデルによる手術シミュレーション

### 3.1 臓器モデルを用いた手術シミュレーションとその機能分析

#### 3.1.1 手術シミュレーションと臓器モデル

吉川ら<sup>29)</sup>によると、計算機による情報処理は、「現実世界のモデルをコンピュータ内に作り上げ、このモデル上での仮想的な情報操作を行うことにより、現実世界での意志決定に有用な情報を得ること」である。これを手術支援の視点から換言すれば、「臓器のモデルをコンピュータ内に作り上げ、このモデル上での仮想的な手術操作を行うことにより、現実の手術での意志決定に有用な情報を得る」ことであり、これを本研究での「手術シミュレーション」と位置づける。

手術シミュレーションにおける「臓器モデル」とは、臓器の持つある属性を計算機内に表現したものと考えられる。従来の手術シミュレーションソフトウェアで用いられている臓器モデルのほとんどが、臓器の三次元形状を表現した「三次元臓器形状モデル」ないし「臓器形状モデル」である。これはこれらのソフトウェアのシミュレーション機能が三次元表示や切除・結合といった臓器形状に関わる機能を主としたからである。

手術シミュレーションソフトウェアは、手術手技に応じて、仮想的な手術操作と臓器の表現方法の両方を決定し組み合わせることで構築され则认为られる。そこで、次にその決定方法について述べる。

## 3.1.2 手術シミュレーション機能と手術手技

本研究では「計算機内での仮想的な手術操作」の1単位を「手術シミュレーション機能」と呼ぶこととする。様々な外科的処置を考慮して、現存あるいは将来の手術支援システムで考えられる手術シミュレーション機能として以下の機能が挙げられる<sup>30)</sup>：

## A) 表示に関する機能（観察のシミュレーション）

三次元表示、平面による断面表示、投影表示

## B) 計測に関する機能（測定 of シミュレーション）

角度

長さ：直線距離、曲線距離、平面上の距離

表面積

体積

干渉評価：干渉判定、物体間距離、干渉領域

## C) 形状操作に関する機能（手術手技のシミュレーション）

移動・回転、変形、切断、接合、左右反転

## D) 臓器の生化学機能に関する機能（治療効果のシミュレーション）

応力・変形解析（臓器の衝突や外力による）

熱解析（治療作用による臓器の加熱）

血流解析（血管の切断・吻合による<sup>31) 32)</sup>）

放射線吸収解析（放射線治療による<sup>33) 34)</sup>）

表3-1に手術シミュレーション機能とその適用手術操作の一覧を示す。○印が対応する手術操作を示す：



表3-1 手術シミュレーション機能と手術操作

[illegible]

実際の手術はこれら手術操作の集合であり、術式に応じて必要となる手術操作に対応するシミュレーション機能を組み合わせることにより、手術シミュレーションを実現することが可能となる。

### 3.1.3 臓器と臓器形状モデル表現

手術シミュレーション機能が手術手技との関連が深いのに対して、臓器モデルが元の臓器の属性（形状・機能）と関連が深いといえる。ここでは手術シミュレーションの機能を形状に関するシミュレーション（表示・計測・形状操作）に限り、シミュレーション目的に応じた臓器形状表現の選択についてのべる。

主な臓器形状表現方法として以下の表現が挙げられる：

#### ボクセル表現

ボクセル表現とは、臓器をボクセル (Voxel) とよばれる直方体の集合で表現するものである（図3-1）。各々のボクセルは数値を持つことも可能であり、臓器モデルの元となる画像の持つ濃淡値などが保持可能である。



図3-1 ボクセル表現

ボクセル表現は臓器の存在する空間をそのまま示しており、すべての臓器の表現が原理的には可能である。

#### 閉曲面ポリゴン表現

閉曲面ポリゴン表現は臓器表面を三角形多面体で表現したもので、三角形の法線ベクトルとして物体の内外情報を持つことで臓器の占める三次元空間を表現する（図3-2）。従って本表現法は脳などの実質臓器（内部の詰まった臓器）を表現することが可能である。計算機内のデータ構造は三角形の各頂点の三次元座標、三角形にとなり合う三角形情報、物体の外側を向く三角形法線ベクトルからなる。

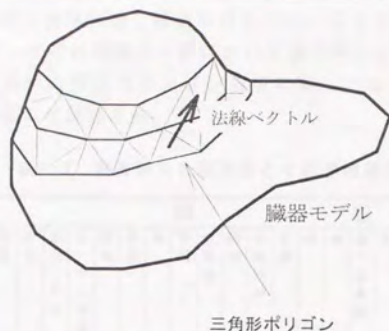


図3-2 閉曲面ポリゴン表現

## 開曲面ポリゴン表現

開曲面ポリゴン表現は臓器自体を三角形多面体で表現したもので、皮膚などの面状の臓器や領域を表現可能である。計算機内でのデータ構造は閉曲面ポリゴン表現と同一でも差し支えない。

## 一般化円筒表現

一般化円筒表現は、臓器を分岐点などの半径を持った「節点」が接続されたものとして表現するものであり、血管などの管状の臓器の形状を表現可能であると考えられる（図3-3）。計算機内でのデータ構造は各節点の三次元座標、各節点での半径、および他の節点との接続関係を表すポイントからなっており、二進木表現で臓器の分岐・合流・ループを表現することが可能である。

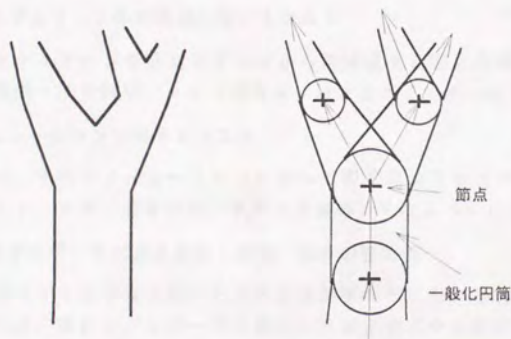


図3-3 一般化円筒表現



表3-2に主要な臓器に適用可能な臓器形状表現の一覧を示す。この表で○は適用可能な表現方法、※印は臓器の一部について適用可能な表現方法を示す。このうち※4の皮質領域の開曲面ポリゴン表現に関しては、後の定位脳手術シミュレーションの節にて詳述する：

表3-2 臓器形状表現方法とその適用臓器

		臓 器																		
		肺・気管支	心臓	血管	肝臓	胆嚢・胆道	胃・十二指腸	脾臓	膵臓	腎臓	生殖器	膀胱	自律神経	乳房	眼	歯	鼻・副鼻腔	耳	脳神経	咽喉・喉頭
形状表現	ボクセル表現	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○
	閉曲面ポリゴン表現		○		○	○	○	○	○	○	○	○		○	○	○	○	○	○	○
	開曲面ポリゴン表現	○					○		○									※4		
	一般化円筒表現	○		○	○	○			○	※1	※2	○					※3	○		

※1：卵管 ※2：尿管 ※3：蝸牛管

※4：皮質領域

本表より同一の臓器に対して複数の形状表現方法が挙げられるが、実際には以下の点を考慮し、適切な表現方法を選択するべきであると考えられる。

#### ●原画像に対する臓器モデルデータの忠実度

計算機による手術支援では、臓器形状モデルの元となる医用画像から得られる画像情報が最大の情報源である。したがって臓器モデルデータは、原画像から得られる情報をなるべく損なわずに保持せねばならない。

#### ●臓器モデルデータの再構成に要するコスト

臓器モデルデータを原画像データから再構成する際に必要とされるコスト（手間・所要時間、メモリ容量等）はなるべく小さい方がよい。

#### ●シミュレーションに要するコスト

同様に、手術シミュレーションによって要するコスト（ソフトウェア開発コスト、手間・所要時間、メモリ容量等）もなるべく小さい方がよい。

#### ●臓器モデルデータによる表示・演算・操作の容易性

「臓器モデルは手術支援のための各種演算などに用いられる」という観点からは、臓器モデルデータを用いた三次元表示や各種演算・形状操作が単純・正確かつ高速に行われる必要がある。例えば本例のような穿刺

針との距離計算が必要となる例では、臓器との距離計算がより単純なアルゴリズムで高速かつ正確に行えるモデル表現が優位性を持つ。あるいは計算機上の三次元表示が手術支援の目的とする機能であれば、観察者が臓器形状をより直感的に把握できるような形状モデル表現が必要となる。

## 3.2 Computer Aided Surgery (CAS) システム

東京大学工学部精密機械工学科においては1987年より、三次元臓器形状モデルを用いた手術支援システム（Computer Aided Surgery System：以降CASシステムと略す）の研究開発を医療研究者との緊密な連携の下に行っている。基礎面では医用画像処理・臓器モデリング技術<sup>35) 36) 37)</sup>、応用面では肝癌レーザー焼灼術や胆のう摘出手術<sup>38)</sup>の手術計画、CAPD（持続的携帯型腹膜透析）での体内透析液体積計算<sup>39)</sup>への応用において成果を挙げている。

CASシステムの特色の一つは、三次元医用画像を用いた他の支援ソフトウェアが頭部<sup>40) 41) 42) 43)</sup>や股（こ）関節・脚<sup>44) 45) 46) 47)</sup>をターゲットとしているのに対して、初めて腹部臓器を対象とした点である。CASシステムの最初の支援対象は肝癌レーザー焼灼術である。本術式は肝臓外からレーザーファイバを肝臓に挿入し、YAGレーザーにより癌細胞の焼灼を図るもので、橋本ら<sup>48) 49)</sup>により開発され数多くの成果を挙げている。本術式の最大の特長は肝臓の切開を要しないことであり、肝臓外又は体外からの穿刺による極めて低侵襲な手術を実現していることである。その一方で、レーザーファイバを導入するためのカテーテルをいかに肝内血管（肝動脈、肝静脈及び門脈）を避けて正確に患部に挿入するかが本術式の成否を決する。そこでCASシステムにおいて、肝内血管系を含む肝臓の臓器モデルを医用画像より再構成し穿刺手術シミュレーションを行うソフトウェアを開発した。本ソフトウェアは計算機上でカテーテルの穿刺目標位置と方向を指定することにより、カテーテルと血管との最短距離を算出し、穿刺の危険度の目安とすることができる。更に穿刺方向による危険度の変化を肝表面や体表にカラーマッピング表示する事で、安全な穿刺方向の候補を医師に示す事ができる。

CASシステムのもう一つの特長は、複数医用画像情報の統合にある。医用画像では体内臓器や患部の描出性は、医用画像獲得の物理化学的原理や撮影プロトコルに大きく左右され、ただ一つの画像獲得手段（画像モダリティ）から得られた画像で手術に必要な十分な画像情報が得られるとは限らない。例えば次のような例が挙げられる：

### 原発性肝癌と肝血管系

原発性肝癌の腫瘍組織は肝血管にリビオドールを注入することによりX線CT下で極めて明瞭に描き出される。これに対して肝血管系は、MRIや血管造影像上では確認できるものの、X線CTでは確認されない。また、肝動脈は他の血管系と比較して血管径が小さく、MRI断層装置の画像分解能では検出できず、確認のためには通常のX線血管造影像が必要とされる。



## 術中超音波断層像

超音波断層装置は扱いの手軽さと装置の小型さから、術中の病巣部の確認に広く用いられている。反面その原理的な制約として、画像の解像度が低いこと、骨や手術器具の表面での超音波の反射による画像上のアーチファクトや歪みなどが挙げられ、超音波プローブの位置の自由が制限されている場合には患部付近の像が満足に得られない場合も多い。

画像統合の目的は同じ患者の異なる画像モダリティから得られた画像情報から統合的な情報処理を行い医師に提供する事であり、上に挙げた例でも各種画像の持つ情報を補完し合う事が可能となる。

鎮西ら<sup>50) 51) 52)</sup>は複数医用画像情報の統合に関して、「理想統合」と「推定統合」の二つの統合の定義を明らかにした上で、標準の臓器モデルの導入による各画像モダリティでのモデル画像マッチングと、各画像モダリティ間のマッチング後のモデルモデルマッチングによる理想統合手法を提唱し、頭部CT画像データとMRI画像データを用いたマッチング試験でマッチング誤差の検証などを行っている。

## 3.2.1 ハードウェア構成

CASシステムのハードウェア構成を図3-4に示す。CASにおいて用いられる医用画像は、X線CT断層装置やMR断層装置からフロッピーディスクなどの磁気メディア、光ディスク、あるいはネットワークを介してワークステーションに転送され、各種処理に供される。フィルムで提供されるデータに対しては、CCDカメラとパーソナルコンピュータによるディジタイジングにより画像データとする。臓器モデルの三次元再構成、および各種手術支援ソフトウェアはLANで接続された3台のSunワークステーション（Sun Microsystems 社製SPARCstation1+, 同IPX, Tadpole社製SPARCbook2）上のいずれでも行う事が可能である。SPARCbook2はノートブック型ワークステーションであり、ネットワークから切り離れた運用も可能である。

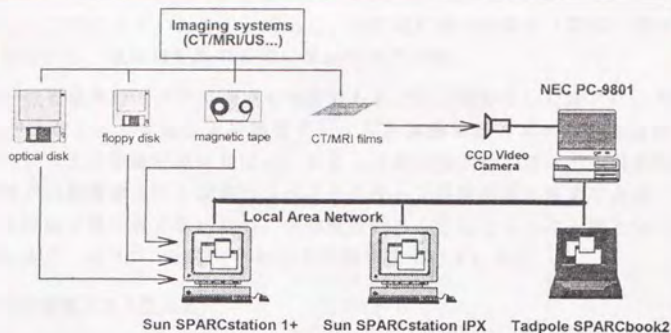


図3-4 C A Sシステム構成

なお、本章で述べられるC A Sソフトウェアの開発・実行環境は特に断りのない限りSPARCstation IPXを元としているが、3台のワークステーションの諸環境はCPU速度を除くとほぼ同じである。以下に、SPARCstation IPXの諸元を示す：

#### (1) ハードウェア環境

CPU : SPARC 1U (28.5MIPS, 4.2Mflops)  
 主メモリ32Mb, 200Mb内部ハードディスク、1.3Gb外部ハードディスク  
 1.44Mb/720Kbフロッピーディスクドライブ  
 GXグラフィックスアクセラレータによる256色同時表示  
 16inchカラーディスプレイ

#### (2) ソフトウェア環境

OS	SunOS Release 4.1.1-JLE1.1.1Rev.B
ウィンドウシステム (X11R4準拠)	Japanese OpenWindows Ver.2.0.1 Rev.B
ユーザインタフェース	OPEN LOOK GUI
ユーザインタフェースツールキット	XView Ver.2
言語	SUN C Compiler
グラフィックスソフトウェア	XGL Ver.1.0.1
GUI設計支援ツール	Developer's Guide 1.1

### 3.2.2 ソフトウェア構成

C A Sシステムの基本ソフトウェア構成を図3-5に示す。本システムのソフトウェアは臓器モデルを再構成する三次元再構成ソフトウェア、および手術シミュレーションを行う手術シミュレーションソフトウェアからなる。

現在C A Sシステムで用いられている臓器形状表現は「一般化円筒表現」および開・閉曲面ポリゴン表現の一種である「三角形ポリゴン表現」(ポリゴン面

素として三角形を用いたもの)であり、前者は肝臓の脈管系(動脈・静脈・門脈・胆管)に、後者は肝臓の表現に用いられている。

肝臓・脈管系共にボクセル表現も可能であることは既に示したが、C A Sシステムではボクセル表現による臓器データが計算機資源(メモリ)を消費する、カテーテルとの距離計算に時間がかかる、三次元表示時にボクセルの不均等性(肝臓では断層像上の1画素の大きさと比較して断層間隔が極めて大きく、ボクセルが縦に長い直方体となる)から段差のある不自然な三次元像となるなどの理由より、ポリゴン表現や一般化円筒表現を用いている。

### ●三次元再構成ソフトウェア

三次元再構成ソフトウェアでは、脈管系と肝臓の再構成一つのソフトウェアで対応できるようになっているが、形状抽出処理自体は各々以下のように異なっている。

#### 脈管系の再構成

各断層像上での臓器の断面において、中心点と半径をマウスで指定する。また、局所的二値化による自動抽出も可能である。抽出された点(「節点」)の三次元的な接続関係を指定することで、最終的に一般化円筒表現された臓器モデルとする。

#### 肝臓の再構成

各断層像上での臓器の断面の輪郭上の数点をマウスで指定し、輪郭データを抽出する。Christiansenのアルゴリズム<sup>53)</sup>を元に、各輪郭を断層間で接続し、三角形の面素(三角形ポリゴン)で臓器表面を分割して臓器モデルとする。

両表現の臓器モデルデータは合わせて手術支援ソフトウェアに送られる。

### ●手術シミュレーションソフトウェア

これまでのC A Sシステムにおける手術シミュレーションソフトウェアは、肝臓穿刺術を対象としたため、以下のシミュレーション機能を有している

#### 表示機能

- |       |                       |
|-------|-----------------------|
| 三次元表示 | (任意方向、拡大・縮小、表面マッピング)  |
| 断面表示  | (術中超音波画像のシミュレーションとして) |

#### 計測機能



直線距離 (肝臓の大きさの把握)  
 体積 (〃)  
 干渉距離 (カテーテルと血管系との距離計算)

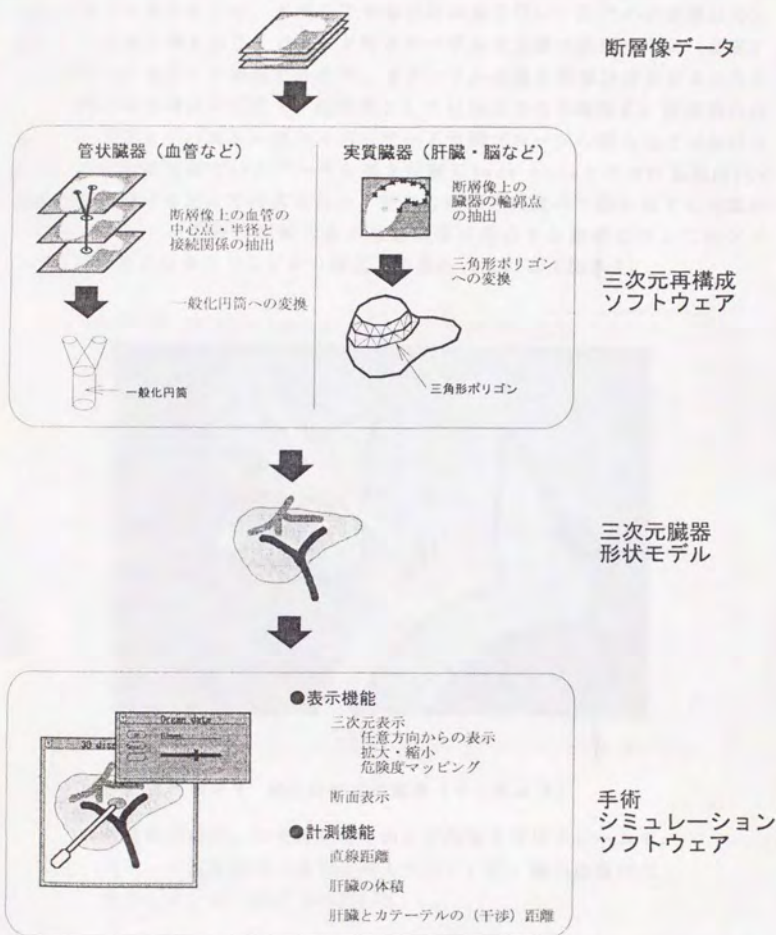


図3-5 CASシステムソフトウェア構成

### 3.3 定位脳手術における穿刺シミュレーション

#### 3.3.1 画像誘導定位脳手術

画像誘導定位脳手術とは、X線CTや超音波画像を用いて脳内の病変部位の三次元的位置を計測することでガイド用カテーテルを正確に患部に挿入（穿刺）し、治療などを行う手術法である<sup>54)</sup>。カテーテルに通す治療器具を変えることにより様々な治療法が可能で、臨床例としては脳出血の血腫吸引、抗癌剤の注入、レーザファイバあるいはハイパーサーミヤ用プローブの投入などが挙げられる。本手術法は頭骨のカテーテル挿入位置にburr holeと呼ばれる直径2cm程度の穴を開けるだけで行えるため、従来の開頭術に比べて脳に対する侵襲がはるかに少なく、手術の困難であった脳深部に局在する患部に対してのアプローチが容易になることなどから幅広く実施されている（図3-6）。



図3-6 定位脳手術実施例（VTRより）

血腫吸引の例。中央に見えるのが定位脳手術用フレームで、カテーテルが患者の頭部に挿入されている。脳内血腫は右手のシリンジに吸引されている。

定位脳手術ではフレームと呼ばれる機器が使用され、患部位置や座標の設定方式の違いから様々なフレームが開発されている。フレームは主に、カテーテルの位置決めを行う穿刺装置、患者の頭部を固定する頭部固定装置、及び座標測定用マーカからなり、各軸の目盛りを参照して術者が手動で位置決めを行っている。

定位脳手術は先述の肝臓レーザー焼灼術と同様、その低侵襲性に特長があると同時に、穿刺の方向の決定は慎重に行わねばならない。定位脳手術の適用部位は一般に視床下部付近などの脳深部であり、穿刺途中の大血管を避けなければならないのは肝臓と同様であるが、脳の場合は更に大脳皮質上や脳内に言語・運動・感覚など人間の精神活動そのものをコントロールする「脳機能領域」を有している。脳機能領域への侵襲は術後の運動障害・知覚障害の原因となるため、手術計画では血管の他にこれら機能領域を避ける穿刺方向を選択する必要がある。

よって定位脳手術において最適穿刺方向を術前シミュレーションするためには、脳機能領域の形状モデル化とそのモデルデータを用いた穿刺危険度評価機能が必要となる。

### 3.3.2 脳機能領域モデルの表現方法の決定

手術において侵襲してはならない脳機能領域は、脳深部に存在する「内包」と、脳の表面に局在する「大脳皮質領域」の二つに分けられ(表3-3)、各々に関して表現方法を選定する<sup>55) 56)</sup>：

表3-3 侵襲してはならない脳機能領域

部位	機能領域	機能
内包	内包後脚	情報伝達路
	体性感覚野	痛覚・冷覚・温覚など
	運動野	運動制御
大脳皮質領域	ブローカ領域	言語
	聴覚野	聴覚処理
	視覚野	視覚処理

#### ◆内包

内包とは脳の深部に存在する白質部つまり脳髓の白色部分である。ここを大脳皮質と下方の脳部とを連ねる神経線維の大部分が通っている。内包には前脚と後脚とよばれる部分があるが、後脚には運動・体性感覚・視覚をつかさどる神経線維が通っている(図3-7)。したがって重要な情報伝達路であるこの部分が侵されると、軽微な損傷が重い機能障害の原因となりうる。そこで本研究では内包の後脚のみを再構成する。



内包は若干縦長の形状であるが、頭部MRIの画像上で容易に輪郭が判別できるため、肝臓と同様閉曲面の三角形ポリゴン表現を採用する。形状の抽出方法は、肝臓と同様各断層像上での手入力による輪郭抽出とする。

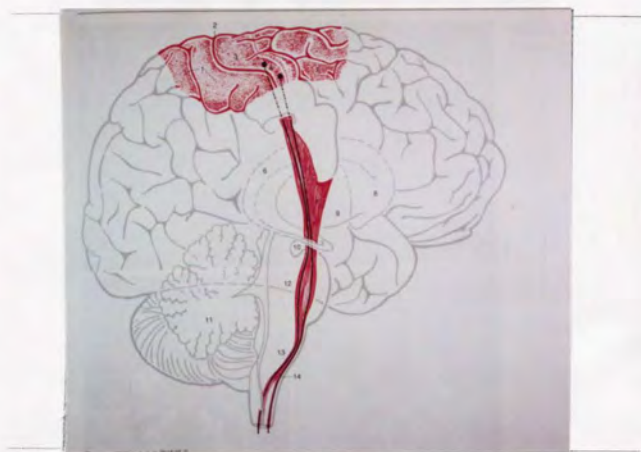


図3-7 内包（写真中央の細長部分）

#### ◆大脳皮質領域

大脳皮質の機能地図を図3-8に示す。大脳皮質はその名の通り三次元的な空間を占めるというよりは、大脳表面に薄く存在するシェル形状の領域であり、その厚みは1～5mm、全表面積は1800～2000cm<sup>2</sup>、全容積は450～500cm<sup>3</sup>である。本研究では大脳皮質領域のうち、侵襲による機能障害が問題となる運動・体性感覚・視覚・聴覚・言語に関する領域を再構成する。

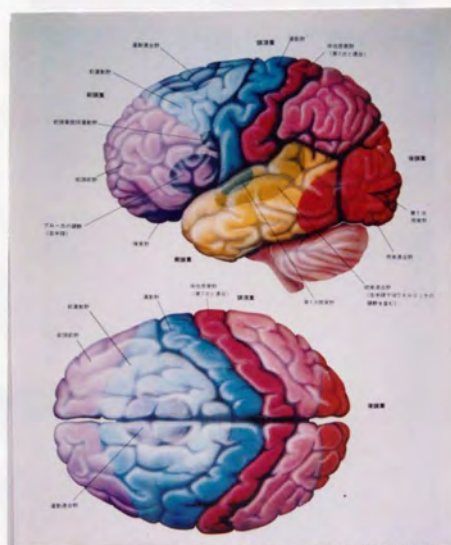


図3-8 大脳皮質機能地図

図3-9に例として体性感覚に関する領域の断面図を示す<sup>57)</sup>。大脳は脳溝とよばれる深い溝を有し、機能領域は表面のみならず脳溝に沿って大脳内部まで入り組む極めて複雑な形状を持つ。さらに頭部MRI断層像上でも、大脳皮質とその内側の白質との識別は困難であり、臨床の読影に際してもその境界は重要視されていない。

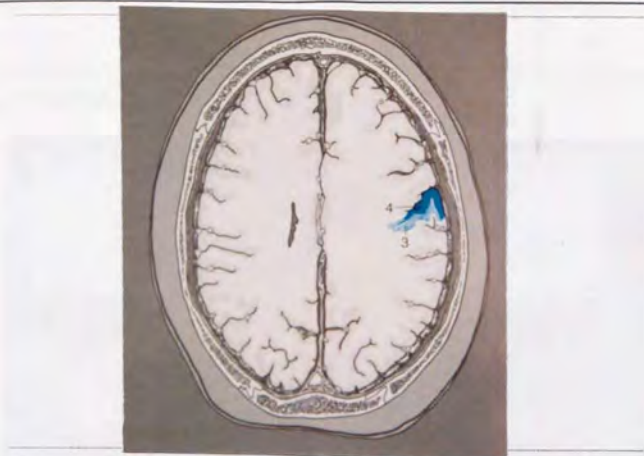


図3-9 体性感覚に関する皮質領域（4番の領域）

そこで皮質機能領域の表現方法として、開曲面の三角形ポリゴン表現を導入することとする。この表現方法は閉曲面表現がポリゴンを境界面とする閉空間内を臓器（あるいはその一部）とするのに対して、開表面表現ではポリゴンそのものが臓器部位を示している。実際の大脳皮質は厚みを有しているため、穿刺カテーテルとの距離計算では厚み分を差し引くこととする。

### 3.3.3 脳機能領域モデルの再構成方法

大脳皮質自身は大脳の表面に存在するため容易に確認できるが、各機能領域の区別は現在のところ画像情報だけでは判定が不可能である。しかしながら各種の生体試験により大脳皮質の領域は脳溝を境界とする事がほぼ明らかになっており、大脳皮質機能領域は一般には脳溝の位置から区分している。しかしながら脳溝の形状は個人差が大きく、通常の断層像だけでは脳溝の三次元的な走行状態と判別が困難である。そこで大脳の三次元再構成像と断層像を対応づけ、機能領域を手入力することにする。

脳機能領域抽出ソフトウェアの入力例を図3-10に示す。画面左に表示されているのは大脳を含む脳の三次元像であり、閉曲面の三角形ポリゴン表現を用いている。大脳上の任意の位置にマウスカーソルを置きクリックすると、画面右にその点を含むMRI断層像が表示される。両者を比較することで脳溝の位置を三次元的に確認し、機能領域の輪郭を断層像上で入力する。また内包も同様に断層像上で輪郭を指定する。



なお、本節で用いたMRI断層像データは健康成人男性のものであり、データ量は128x128x128pixelsである。また、各機能領域の判別と入力は脳外科医によって行われた。

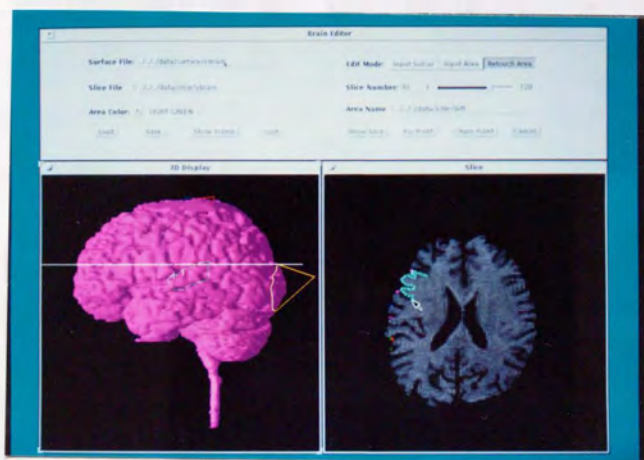


図3-10 機能領域輪郭入力中の画面

左側が脳の三次元表示画面、右が機能領域などの入力画面。

左の白線で示されている断面が右に表示されている。

図3-11に再構成した各機能領域と脳表の形状モデルの三次元表示例を示す。



図3-11 脳機能領域の三次元再構成例

各機能領域の名称と表示色の対応は次の通りである。

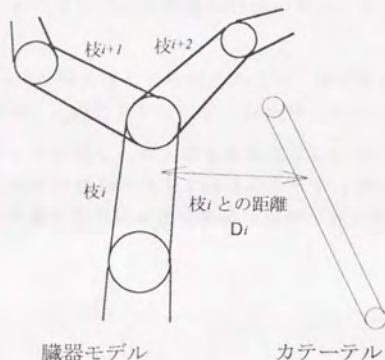
赤	…体性感覚野
青	…運動野
紫	…ブローカの領域（言語野）
緑	…聴覚野
黄	…視覚野
水色	…内包
白	…脳表（半透明）、疑似患部（不透明）

### 3.3.4 脳機能領域モデルを用いた穿刺シミュレーション

脳穿刺も肝癌穿刺も手術シミュレーションに必要なのは「臓器と器具（この場合カテーテル）の衝突判定」に関する機能、すなわち「干渉判定」「物体間距離」「干渉領域」であることに変わりがないため、余計な部位を傷つけず安全な穿刺を実現するという目的においては、両術式の必要とするシミュレーション機能は同一である。このうちの物体間距離の計算機能を干渉評価機能としてソフトウェア化する。

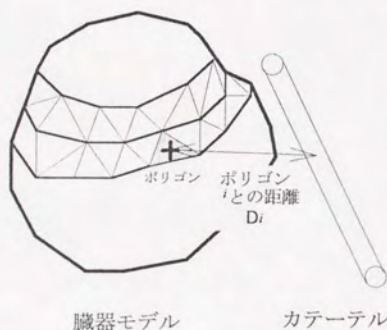
実際に物体間距離計算機能をソフトウェアとして実装する場合、肝癌穿刺がカテーテルと一般化円筒モデル表現の臓器との間の距離計算であったのに対して、脳穿刺の場合はポリゴン表現の臓器との干渉距離計算であり、アルゴリズムは異なる。具体的には、一般化円筒モデルとの距離計算では、図3-12のように臓器モデルを構成するすべての一般化円筒とカテーテルとの最小距離がカテーテ

ルとの「距離」であった。ポリゴン表現の臓器とカテーテルとの距離計算は、図3-13のようにカテーテル中心軸とモデルの全ポリゴンとの最短距離を求め、皮質領域の場合は皮質領域の厚み(5.0mm)を差し引いて求める。この方法はカテーテルに対しポリゴンが十分小さい場合には十分な精度で距離を計算できると考えられる(アルゴリズムの詳細は付録「I. 臓器モデルに関する基礎演算アルゴリズム」を参照)。



$$\text{distance} = \min D_i$$

図3-12 カテーテルと一般化円筒表現臓器モデルとの距離計算



$$\text{distance} = \min D_i$$

図3-13 カテーテルとポリゴン表現臓器モデルとの距離計算



作成した脳モデル内の一点に仮想的な患部を想定し、穿刺シミュレーションを行った例を示す。カテーテルの先端が仮想的な患部の中心位置であり、カテーテルの直径は10mmとした。なお本例では脳血管との干渉は考慮していない。

#### カテーテルと機能領域の距離計算

脳深部を患部とし、ある穿刺方向を与えた場合のカテーテルと全機能領域との最短距離を求める。

図3-14は頭表の後頭部を刺入点とした例であるが、穿刺針が体性感覚野および運動野を通過するため、この方向からの刺入は危険であるといえる。

そこで穿刺の方向だけを変更し、刺入点を前頭部とした例が図3-15である。穿刺針と機能領域との間隔は最低でも6.2mm（カテーテルの直径分を考慮して）であり、前例よりも距離の点では安全であることが示される。





図3-14 頭表の後頭部を穿刺ターゲットとした例



図3-15 頭表の前頭部を穿刺ターゲットとした例

頭表上への穿刺危険度マッピング

次に同じ患部位置に対し、頭表上に穿刺危険度マッピングを行った（図3-16）  
穿刺危険度マッピングは穿刺方向による危険度（カテーテルと機能領域との距離）の変化を色調で示すものであり、頭表モデルを成す全三角形面素の各頂点をカテーテルの挿入点とした場合の機能領域との距離計算結果を元に構成している。



図3-16 穿刺危険マッピング例

カテーテルと機能領域の最短距離とマッピングの表示色は次のように対応している：

- 赤 …機能領域を貫通
- 黄 …0.0～5.0mm
- 青 …5.0mm～

マッピングより機能領域との干渉がもっとも避けられるのは前頭部（額）及び後頭部の一部である事が分かる。この結果は定位脳手術の臨床経験とも一致する。



### 3.4 生体部分肝移植シミュレーション

#### 3.4.1 生体部分肝移植手術

現在わが国で誕生する新生児の約一万人に一人が、先天性胆道閉鎖症に伴う重い肝機能障害を持っているといわれている。胆道閉鎖症は本来肝内胆管から胆道を通じて十二指腸へ流れるべき胆汁が、胆道の閉塞(へいそく)によって肝臓内に停滞するもので、肝機能が著しく低下するため、成人を迎える前に死亡する確率が非常に高い。

生体部分肝移植は現在のところ、我が国におけるこの先天性胆道閉鎖症の唯一の根治的な治療方法である。これは正常な成人(ほとんどの場合患児の両親)の肝臓の一部を患児に移植する手術であり、脳死者からの臓器移植がまだコンセンサスを得ていない我が国の現状では、諸外国で一般的な脳死者からの部分肝移植に代わるものとして1989年の第1例より1993年6月現在までに92例が行われている<sup>58) 59)</sup>。

生体部分肝移植の手順について、1990年6月19日に信州大学において行われた7歳女児への生体部分肝移植を例として概説する<sup>60)</sup>。生体部分肝移植の手技は大まかに、recipient(移植を受ける患者)の肝臓の摘出、donor(臓器提供者)からの移植肝の切断、及び移植肝のrecipientへの移植とに分けられる。

##### (1) recipient肝臓の摘出

recipientの肝臓はすべて摘出される。これに伴い肝静脈、冠動脈、門脈、肝管等の肝脈管系も切断される。

##### (2) donorからの移植肝の切断

移植肝はdonorの左葉で、移植肝には左肝静脈、左肝動脈、左門脈、左肝管を共に剥離(はくり)し、移植肝内の血流を確保した。切断した移植肝は肝静脈や肝断面の整形を行った(図3-17)。

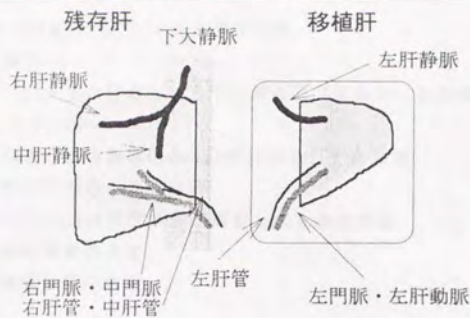


図3-17 donor肝からの移植肝の切断・摘出

## (3) 移植肝のrecipientへの移植

移植肝をrecipient腹腔(ふくくう)内に配置し、脈管系の吻合(ふんごう)を行う。移植肝の左肝静脈はrecipientの下大静脈に、肝管は空腸に吻合され、門脈・肝動脈同士の吻合も行った(図3-18)。

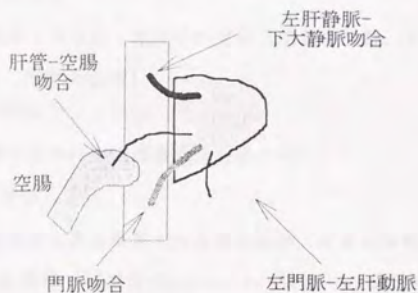


図3-18 recipientへの移植肝の移植

## 3.4.2 移植手術支援のためのシミュレーション機能

生体部分肝移植は健常者にメスを入れるという外科手術において極めて異例の術式である。生体部分肝移植においては、患者(recipient)はもちろんのこと臓器提供者(donor)の肝機能に障害を与えてはならず、これが手術を複雑化・長期化する大きな要因である。生体部分肝移植の臨床知見によると、移植後のdonor・recipientの肝機能の観点から、生体部分肝移植において重要となる点は以下の通りである：

- 1) 移植肝のrecipientに対する生体適合性
- 2) 移植肝の保存
- 3) donor・recipient肝の形状とその脈管系（肝動脈、肝静脈、門脈、肝管）の走行状況
- 4) 移植肝及び移植肝切断後のdonor肝（残存肝）の体積
- 5) 移植肝・残存肝内の血流の維持
- 6) 移植肝とrecipient腹腔内周辺臓器との圧迫の回避
- 7) 脈管系の切断位置の決定
- 8) 脈管系の吻合位置の決定
- 9) 術後管理

これらのうち1) 2) 9) を除く項目は、は肝臓及びその周辺臓器の位置・形状の把握や移動・形状操作と考えることができ、三次元医用画像を用いて術前の移植手術計画を支援することにより手術成績の向上が大きく期待される。

必要となる手術シミュレーション機能としては以下のものが挙げられる：

- 1) 肝臓の形状と脈管系の走行状況の把握（術野の観察）
  - 三次元表示機能
- 2) 移植肝の切断と移植肝・残存肝の体積（臓器の切断、大きさの把握）
  - 切断機能（肝臓の切断）
  - 体積計算機能
- 3) 移植肝・残存肝内の血流の維持（血流予測）
  - 血流解析機能
- 4) 移植時の移植肝と周辺臓器との圧迫の回避（臓器の移動、衝突判定）
  - 移動・回転機能（移植肝のrecipient腹部での配置）
  - 干渉判定、物体間距離、干渉領域計算機能
- 5) 脈管系の切断位置の決定（臓器の位置関係の把握、切断）
  - 曲線距離計測機能（脈管枝の長さ）
  - 切断機能（脈管系の切断）
- 6) 脈管系の吻合（臓器の向きや位置関係の把握、変形、吻合）
  - 角度計測機能（脈管系の分岐角度）
  - 直線距離計測機能（脈管系と吻合点までの距離、血管の直径）
  - 曲線距離計測機能（脈管枝の長さ）
  - 変形機能（脈管枝の曲げ）
  - 吻合機能（脈管系の吻合）



これらの機能の中で、臓器形状モデルで実現可能な、すなわち血流予測を除いたシミュレーション機能をソフトウェアとしてC A Sシステムに実装することとする（図3-19）。

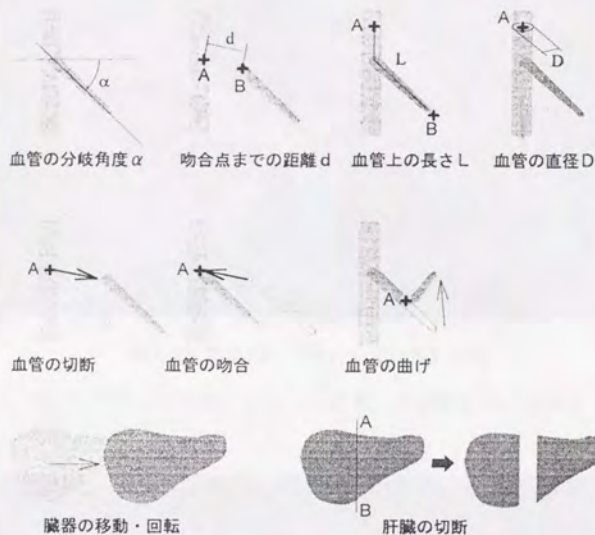


図3-19 生体部分肝移植支援のために新たに開発した機能

これらのうち血管の切断・吻合・曲げ、および肝臓の切断に関する機能は、付録「II. 臓器モデルの形状操作に関するアルゴリズム」に詳細を示す。

### 3.4.3 移植シミュレーション

開発したシミュレーション機能により、移植手術のシミュレーションを行う。

なお、本項のrecipientの臨床データは5歳の肝疾患男児のT1強調MRI断層像データから再構成したものである。donorの臨床データは20代前半の成人男子のMRI断層像である。図3-20は術前のdonor肝の再構成像で、図3-21は同じくrecipient肝の再構成像である。



図3-20 術前donor肝の三次元再構成像

紫（半透明）は肝臓、赤は下大動脈、青は静脈系、青緑は門脈系を示す。

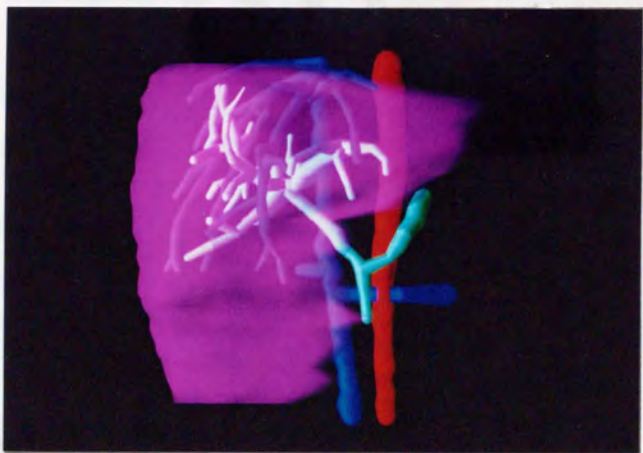


図3-21 術前のrecipient肝の三次元再構成像

紫（半透明）は肝臓、赤は下大動脈、青は静脈系、青緑は門脈系を示す。

### 肝臓体積・血管長さなどの三次元画像上での計測

例としてrecipient肝は体積が $869.2\text{cm}^3$ であったが、recipient肝の体積の $1/3$ は移植肝に必要とされるという臨床知見を参考にすれば、移植肝の体積は $290\text{cm}^3$ 程度確保する必要があることが分かる。

血管の長さは三次元表示上で血管上の二点をマウスで指定すると、指定点間の血管枝をたどった長さが算出される。

### recipient肝・移植肝の摘出と移植シミュレーション

臓器の摘出・移植のシミュレーションは、計算機上では臓器モデルの切断・接合・変形・移動・回転の各幾何演算に帰着する。ここではシミュレーション中の臓器モデルの三次元表示像にて各機能を概説する。

#### recipient肝臓の摘出

recipient肝臓は血管系も含めすべて摘出する。図3-22において灰色の半透明表示がなされている空間が、recipient肝臓の存在した空間である。

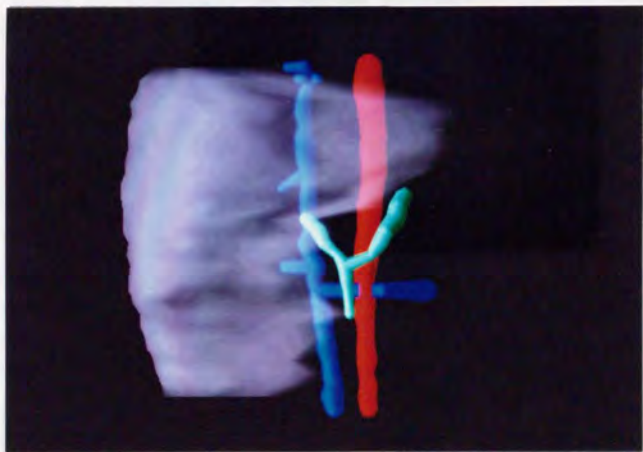


図3-22 肝摘出後のrecipient腹部

#### donorからの移植肝の切断

移植肝はdonorの左肝を用いることとし、左肝静脈および左門脈を根元より切断する。図3-23は切断後のdonor肝を示すが、図の右側の部分が移植肝、左側は残存肝である。この移植肝の体積を計算すると $276.0\text{cm}^3$ であり、



recipientへの移植に十分である。また、donorの残存肝の体積は $1228.1\text{cm}^3$ であり、これも術後のdonorの肝機能を十分維持できる量である。

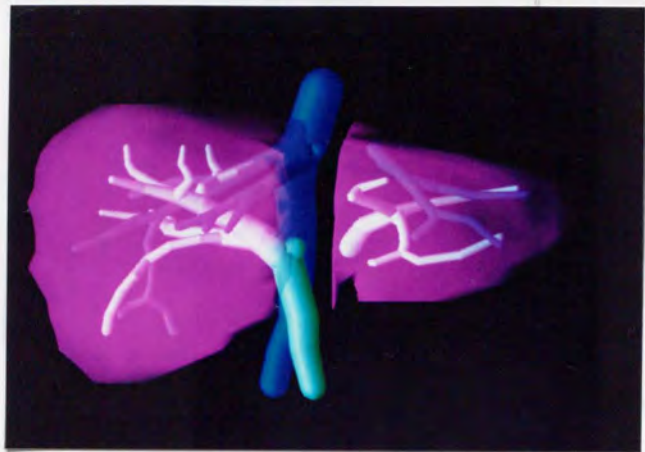


図3-23 移植肝の切断

#### 移植肝のrecipientへの移植

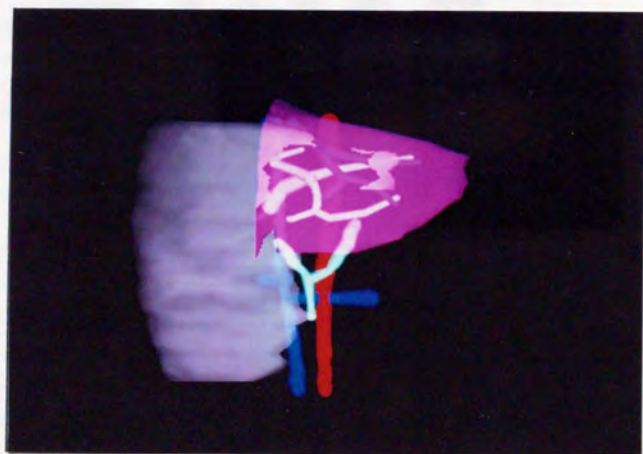
移植肝の移植で最も複雑な判断を要するのは移植肝の配置である。移植肝の配置の決定要因は主に移植肝の干渉回避、肝静脈の吻合、冠動脈・門脈の吻合であるが、最も重要なのは移植肝の他臓器との干渉の回避である。

肝摘出後のrecipientのデータと移植肝のデータを合成し、移植肝の移動により同所的に配置した。図3-24にその結果を示すが、この状態では左上に移植肝が旧recipient肝領域から大幅にはみ出している。とりわけ移植肝上部の干渉は、横隔膜による圧迫の危険性を示唆するもので、肝血流上好ましくない。

次に若干下げた後、体軸に対して20度頭部からみて回転を行った（図3-25）。この結果干渉領域は大幅に減少し、上部横隔膜付近に干渉領域は観察されない。

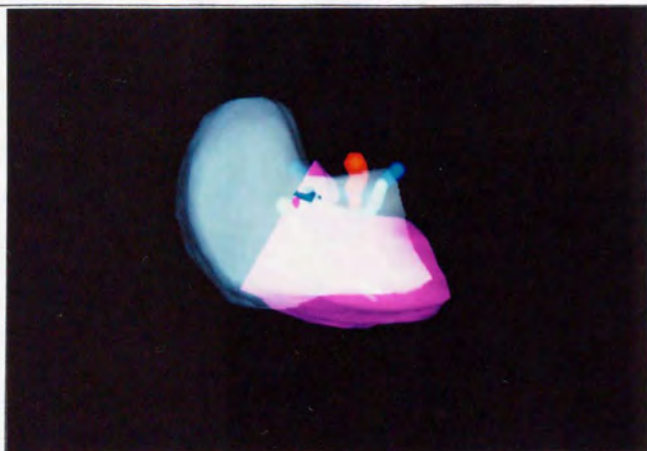


(上面図)

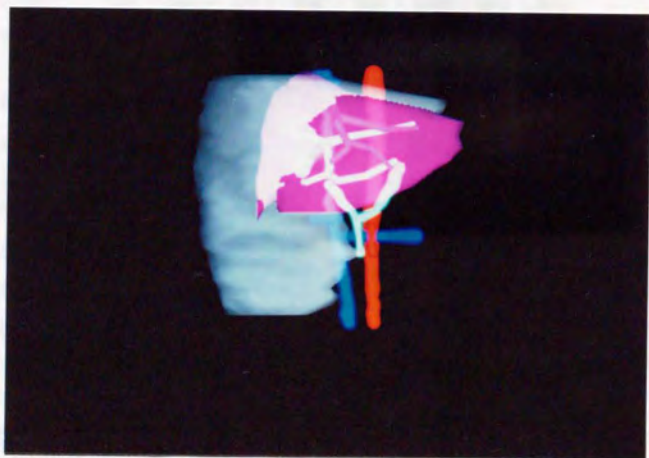


(正面図)

図3-24 recipient腹部に同所的に配置した移植肝



(上面図)



(正面図)

図3-25 移動・回転後の移植肝



### 3.4.4 移植肝の干渉度評価

既に述べたように、移植肝の配置を決定する要因には様々なものがあるが、移植後の周辺臓器との衝突回避に着目し、臓器モデル間の干渉度演算により周辺臓器との「干渉度」を算出する<sup>61) 62)</sup>。

#### 1) 干渉度評価における仮定と定義

臓器同士の圧迫による臓器機能への影響は、工学的には本来材料力学的なアプローチによる変形とひずみ応力の解析が妥当と考えられ、股(こ)関節の人工関節の形状マッチングに関する研究では現に応力解析が導入されている。しかしながら本例のように軟組織同士の衝突で生ずる歪みは明らかに弾性変形の域を超えていることなどから、現在のところ軟組織の応力・ひずみ解析を臓器レベルで行った試みはわずかである。そこで本研究ではこのようなアプローチではなく、物体間の衝突回避問題として本問題を扱い、以下の仮定・定義をおく事とする：

- 仮定1： すべての臓器は変形しない剛体である
- 仮定2： 干渉に関しては、脈管系の占める空間は考慮しない
- 仮定3： 移植肝の周辺臓器の占める空間（「移植床」）は、  
recipientの摘出された肝臓が占有していた空間の補空間である
- 仮定4： 移植床は、移動しない
- 定義1： 周辺臓器の占める空間と移植肝の占める空間の積空間  
（後者が前者に食い込んでいる空間）を「干渉空間」と呼ぶ
- 定義2： 干渉空間を一次元量（体積、距離など）で定量化した量を  
「干渉度」とする

#### 2) 干渉度評価関数

干渉度評価関数は干渉空間を定量化する関数である。本関数を用いる事であると考えられた移植肝の配置における臓器干渉の度合いが数量化され、配置決定の指針とする事ができる。

干渉度の定義によって干渉度評価関数が異なるが、ここでは「距離」と「体積」に相当する干渉度について述べる（図3-26）。

#### ●最大干渉距離評価関数

最大干渉距離は簡単に言えば「移植肝の最も飛び出した距離」であり、周辺臓器の占める空間の境界から最も外側にある移植肝空間境界までの距離である。この量は臨床的には、移植肝に局所的に加わる最大の圧迫の度合いに相当するものと考えられる（アルゴリズムは付録「III. 三角形ポリゴンの干渉距離計算アルゴリズム」を参照のこと）。

### ● 干渉体積評価関数

干渉体積は、干渉空間の体積である。この量は臨床的には、圧迫による移植肝全体への影響と考えられる（アルゴリズムは付録「IV. 三角形ポリゴンの干渉体積計算アルゴリズム」を参照のこと）。

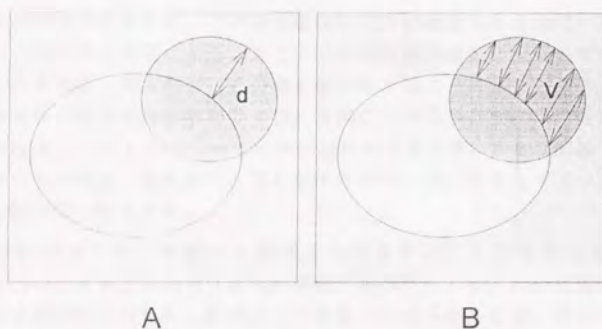


図3-26 干渉度の定量化の概念図

A : 最大干渉距離 (d)    B : 干渉体積 (V)

### 3) 両評価関数の演算時間比較

二つの干渉度評価関数の演算時間を比較する。

表3-4に三角形面素数の異なる形状モデルの組み合わせにおける演算時間を示す。使用したワークステーションはSPARCstationIPXである。

表3-4 干渉度評価関数の演算時間（単位：秒）

形状モデル（面素数）	干渉体積	最大距離
正8面体（8）とだ円球（48）	0.11	0.06
だ円球（48）とだ円球（48）	0.19	0.15
だ円球（192）とだ円球（192）	1.17	1.10
切断肝（626）と肝臓（626）	13.37	11.39
切断肝（626）と肝臓（1898）	40.09	34.37

両評価関数とも、原理的に計算量は干渉度を評価する2形状モデルの面素数の積に比例するが、実際の演算比較評価でも示されている。また面素数の多い肝臓データの例では、干渉体積計算は最大干渉距離計算の約117%の計算時間を

要しているが、実用上の優劣を議論できるほどの著しい差であるとは考えられない。したがって両者の使い分けは「干渉」に対する臨床上の捕らえ方によると考えられる。

### 3.4.5 干渉度を考慮した移植肝配置の最適化

干渉度評価関数が定まれば、その評価値は移植肝の配置（6自由度）を与えるとい意的に算出される量である。そこで干渉度評価関数を移植肝の配置をパラメータとする関数と考えれば、その値を最小化することにより干渉のもっとも小さな移植肝の配置を得る事ができる。本例のような多自由度系の最適化では演算量の増加とlocal minimumへの解の収束の回避が常に大きな問題であるが、これは自由度の限定、拘束条件・境界条件の設定、及び最適化手法の改善によりある程度回避可能である。

生体部分肝移植では、移植肝の配置の拘束条件として移植肝の血管系とrecipientの血管系との吻合（血管の接続）が挙げられる。臨床知見によると、接続すべき脈管系は動脈系・静脈系・門脈系・胆管系があるが、静脈系を除いては移植肝外に出る脈管長さがある程度確保されるため、移植肝の姿勢をさほど拘束しない。これに対して静脈系（下大静脈と肝静脈）の吻合では、一般に移植肝を切断する際に肝臓表面で肝静脈を切断するために、血管長の余裕もなく、また血流の確保の理由で吻合点は下大静脈のなるべく心臓に近い地点に限定される。よってこの点を配置の拘束点とした最適化を行えば、自由度は3自由度に制限されるため、演算時間と精度を大きく向上させる事ができる（図3-27）。

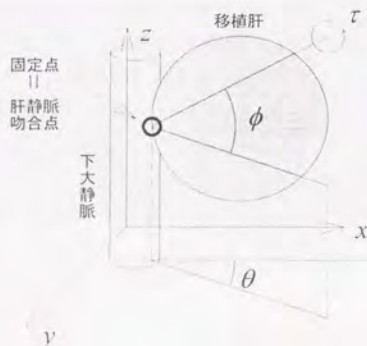


図3-27 肝静脈吻合点を固定点とした移植肝最適配置探索



移植臓器の干渉の最小化は、数学的には移植臓器の位置・姿勢を変化させた場合の干渉度評価関数（最大干渉距離又は干渉体積）の最適化（最小化）に帰着する問題である。具体的には、次式において最小の干渉度Interferenceを与える移植臓器の位置 $(x, y, z)$ および姿勢 $(\theta, \phi, \tau)$ を求めるものである。

Interference(): MaxInterDist() or InterVol()

$S_r$ : recipient's abdominal cavity

Interference( $S_r, S_d(x, y, z, \theta, \phi, \tau)$ )  $S_d(x, y, z, \theta, \phi, \tau)$ : graft liver at  $(x, y, z, \theta, \phi, \tau)$

$x_{\min} \leq x \leq x_{\max}; y_{\min} \leq y \leq y_{\max}; z_{\min} \leq z \leq z_{\max};$

$\theta_{\min} \leq \theta \leq \theta_{\max}; \phi_{\min} \leq \phi \leq \phi_{\max}; \tau_{\min} \leq \tau \leq \tau_{\max};$

この問題は解析的に最小値を求めるのが不可能であるため、非線形最適化問題として解く必要が生ずる。最適化アルゴリズムは各種検討した結果、粗い一様探索で得られた近似解付近で準Newton法を摘要することとした（この最適化アルゴリズム（改良準ニュートン法）に関しては、付録「V. 改良準ニュートン法アルゴリズム」を参照のこと）。

以下に下大静脈と肝静脈の吻合点を拘束した、3自由度での最適化結果を示す。なお、干渉度としては干渉体積を用いた。最適解探索に要した時間は11時間17分である。

図3-28に最適化前の初期配置を示す。これはdonor内での移植肝の姿勢を維持したまま、移植肝の肝静脈をrecipientの下大静脈に吻合したものである。吻合点の横隔膜からの距離は適切であるが、左側（画面では右側）に大きな干渉が見られる。

図3-29に最適化後の移植肝の配置を示す。最適化前に見られた左側の干渉部は観察されない。中央付近に新たな干渉が見られるが、干渉の深さは極めて浅い。最適化前の初期状態での干渉空間の体積は103.9cm<sup>3</sup>、最適化後の体積は8.0cm<sup>3</sup>であり、著しい改善が見られる。

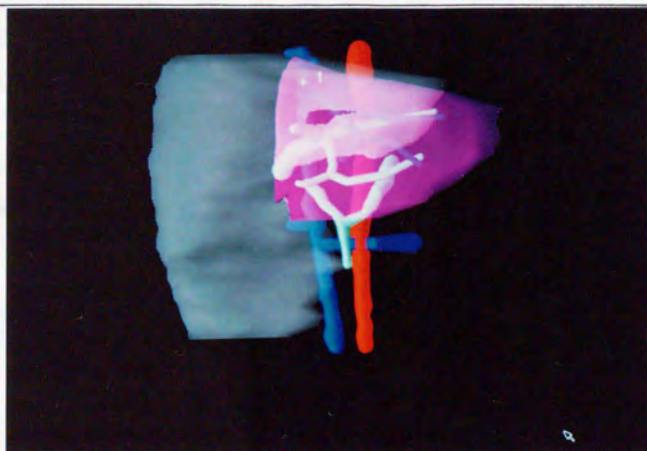


図3-28 配置最適化前の移植肝配置

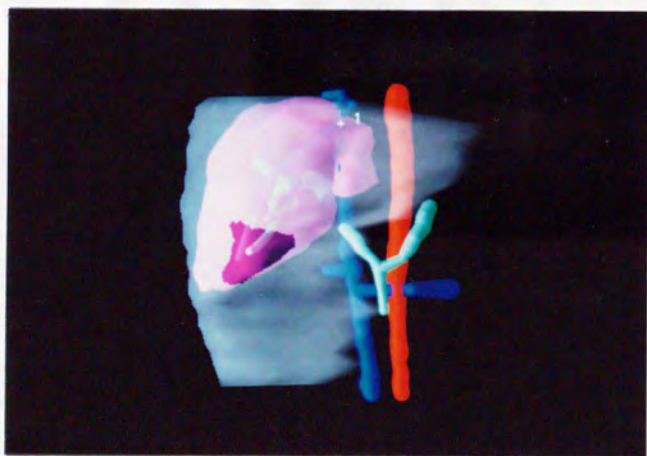


図3-29 配置最適化後の移植肝配置



### 3.5 本章の考察とまとめ

開発したシミュレーションソフトウェアに関して、臨床医の意見も参考にし、以下のことが明らかとなった：

#### 定位脳手術支援と機能領域の表現

##### 脳機能領域の表現方法について

脳機能領域は脳表面と共に表示することで、三次元的に位置情報が極めて分かりやすく、定位脳手術のみならず一般の脳手術においても有用である。また皮質領域の表現方法は、領域の三次元再構成及び穿刺針との距離計算の両面において取り扱いが簡単である。

反面、皮質の厚みがモデル上に表現されていないことから、皮質領域の厚みに関しては三次元表示像から術者がある程度想像する必要がある。また穿刺針との距離計算は皮質の厚みを考慮しているが、実際の皮質は形状モデルの内側のみであり、表に関しては厳密に言えば危険領域ではない。しかしこの点は実用上差し支えないと考えられる。

開曲面ポリゴン表現は大脳皮質機能領域以外にも、例えば胃腸などの管腔臓器や皮膚などの形状表現にも用いる事が可能で、各種外科領域の支援に幅広く応用できると考えられる。

##### 脳機能領域モデルの再構成について

脳表の三次元像と断層像の対比による領域輪郭の入力は、脳溝の三次元的な判別が極めて容易になる点で、機能領域の輪郭入力には有用であった。問題は入力が現在のところすべて手入力で時間を要するところである。このうち脳溝の判別は、パターンマッチングなどでの自動化の可能性があるにしろ患者間の個人差もあり極めて難しい課題である。むしろ脳溝判別後の輪郭入力の方が、脳領域抽出と輪郭追跡処理によりかなり自動化されるのではないかと考えられる。

##### 穿刺シミュレーションについて

頭部MRI画像データを用いた例では、臨床知見とはほぼ一致した穿刺可能領域が得られた。本例では血管系と穿刺針との距離を考慮していないものの、症例によっては従来「絶対安全」と言われている部位以外からの穿刺も可能となり、定位脳手術の適用部位が広がると考えられる。



## 部分肝移植手術支援

## 移植手術シミュレーションについて

移植手術シミュレーションの元となる臓器形状モデルの形状操作（移動・切断・変形・接合）が、肝臓およびその血管系のモデルに対して可能となった。開発した機能とそのアルゴリズムは、部分肝移植以外の移植手術や形成外科手術にも適用可能であり、C A Sシステムの臨床対象を大きく広げるであろう。

肝臓のような三角形ポリゴン表現による臓器モデルの切断処理には、切断面の三角形面素の生成方法に複雑な例外処理が存在し、断面が極端な凹曲線の場合には誤った面素生成を行う可能性がある。また部分肝移植では必要とされないが、三角形ポリゴン表現による臓器モデルの接合処理のアルゴリズムは極めて複雑であると推定される。ボクセル表現の使用・併用も検討に値すると考えられる。

一般化円筒表現による血管系の形状モデルの形状操作は木構造の操作で実現されるため、ポイント等を用いることで直径や分岐構造を保持したまま切断や変形を行えるという利点がある。しかしながら実際の血管は臓器外では極めて自由な曲げが可能であり、このシミュレーションが必要となる場合には現在の表現方法を基本に血管心線が自由曲線であるような表現方法を導入する必要がある。

## 最適移植肝配置の算出について

移植肝の大きさと配置の決定は生体部分肝移植で最も複雑な判断を要するが、最小干渉配置をあらかじめ求めることで術後の臓器圧迫を避ける事が可能となる。

干渉度の評価方法は「距離」及び「体積」を用いたが、どちらがどの程度移植肝の圧迫による悪影響を表現できているかという臨床評価に関しては臨床データや動物実験を待たねばならない。したがって現時点では干渉度の絶対量よりも移植肝の配置による相対的な大小に意味があると考えられる。

最適肝配置は計算上干渉度が最小となる配置のみを示している。実際の臨床では移植肝の配置は干渉のみでは決まらず、移植手技の単純さや胆管吻合などの多くの条件が付加されるため、最適化の局所解を第2・第3候補として医師に提示する必要もあると考えられる。

以下に本章のまとめを示す。

本章では三次元臓器形状モデルによる手術シミュレーションシステムの構築について述べ、それを基にCASシステムにおいて定位脳手術および生体部分肝移植シミュレーションソフトウェアを開発した。

手術シミュレーションとは「臓器のモデルをコンピュータ内に作り上げ、このモデル上での仮想的な手術操作を行うことにより、現実の手術での意志決定に有用な情報を得る」ことである。従って、手術シミュレーションソフトウェアは「手術シミュレーション機能」（計算機内での仮想的な手術操作）と「臓器モデル表現」を選択・組みあわせることで構築される。

手術シミュレーション機能は、シミュレーションの対象となる手術の操作（切開や観察）を分析することで選択される。手術シミュレーション機能を「表示に関する機能」「計測に関する機能」「形状操作に関する機能」および「生化学機能に関する機能」に分類し、実際の手術操作との対応を明らかにした。

また臓器形状モデル表現は、表現する臓器の形状によって選択する。そこで「ボクセル表現」「閉曲面ポリゴン表現」「開曲面ポリゴン表現」および「一般化円筒表現」の4種類の主要な臓器形状表現を各種臓器と対応付けた。

定位脳手術シミュレーションでは、皮質機能領域の表現方法として閉曲面ポリゴン表現が適切であることが示された。カテーテルと機能領域との距離計算においては、同じ距離計算というシミュレーション機能に対しても、扱う臓器モデルの表現方法によって実装されるソフトウェア上の計算アルゴリズムが異なるという点が指摘された。

生体部分肝移植シミュレーションでは、肝臓の臓器形状表現として閉曲面ポリゴン表現、血管系の表現として一般化円筒表現を用いた。移植シミュレーションでは表示機能に加え、切断や吻合などの形状操作に関するシミュレーション機能、および移植肝の周辺臓器との干渉を評価する機能が新たに必要となることが示されたため、ソフトウェアとして実装した。

さらに干渉度評価関数を用いた移植肝配置最適化を試みた。干渉度として「最大干渉距離」および「干渉体積」を定義し、これらを評価関数とし、血管吻合点を拘束条件とした最適化を準ニュートン法を用いて行った。最適化の結果、干渉部分の体積が最適化前と比較して著しく減少し、本法による移植肝最適配置への有効性が示唆された。

## 第4章 三次元画像合成による術中患部観察のための手術支援機器

手術支援機器は、手術中の患部観察を支援するための装置である。手術中の患部観察は、手術の精度と安全性を高めるために不可欠である。手術支援機器は、手術中の患部観察を支援するための装置である。手術中の患部観察は、手術の精度と安全性を高めるために不可欠である。

手術支援機器は、手術中の患部観察を支援するための装置である。手術中の患部観察は、手術の精度と安全性を高めるために不可欠である。手術支援機器は、手術中の患部観察を支援するための装置である。手術中の患部観察は、手術の精度と安全性を高めるために不可欠である。

図4-1 手術支援機器の構成図



手術支援機器は、手術中の患部観察を支援するための装置である。手術中の患部観察は、手術の精度と安全性を高めるために不可欠である。手術支援機器は、手術中の患部観察を支援するための装置である。手術中の患部観察は、手術の精度と安全性を高めるために不可欠である。



## 4.1 術中患部観察支援と三次元画像合成

### 4.1.1 診察支援画像と術中患部観察支援画像

手術室での各種画像機器のような患部観察支援のための手術支援機器は、患部に正確に到達し治療を行うために必要不可欠である。一方、術前の診断の段階でも、診察支援として実に様々な画像機器が用いられている。そこで診察支援における画像機器と患部観察支援における画像機器を比較することで、患部観察支援に求められる医用画像のありかたについて検討することとする。

表4-1に、術前の診断支援のための画像機器と、術中の患部観察支援のための画像機器との比較を示す。診断目的ではあらゆる画像装置が用いられているのに対して、術中に使用できる画像装置は主に光学機器だけであり、とりわけ非侵襲的な臓器内部観察手段は超音波断層装置だけである。加えて、臓器三次元形状把握に最も有益な臓器形状の三次元再構成像は、再構成に必要な断層像情報が超音波からしか得られていないことと、臓器の形状抽出と三次元再構成に計算時間を要することから、術中応用は行われていない。

表4-1 診察支援画像機器と術中患部観察支援画像機器

画像機器	診察	術中観察
肉眼	○	○
内視鏡（硬性鏡）	○	○
内視鏡（軟性鏡）	○	○
手術用顕微鏡	×※1	○
超音波断層装置	○	○
X線透視装置	○	○※2
X線CT装置	○	△※3,4
MR断層装置	○	×※4,5
ガンマカメラ	○	△※4
PET	○	△※4
SPECT	○	△※4
三次元再構成像	○	×※6

凡例

- ※1 開腹・開頭を要する
- ※2 X線被ばく対策の必要
- ※3 撮影時に術者は手術室から退室
- ※4 手術の作業空間が画像機器により制限される
- ※5 強磁場により併用する手術器具の材質が制限される
- ※6 三次元再構成に時間を要する

この問題の解決へのアプローチの一つは、術中にも用いることができる画像装置の開発であるが、序論で述べたとおり、そこには設置スペースや滅菌、画像

装置の発する磁場や放射線の影響など数多くの難問が残されており、実現にはなお長い年月を要するようである。そこで別のアプローチとして、術中には得られない画像情報をフィルムやコンピュータの画像データとして手術室内で表示する手法が挙げられる。この手法は手術室内のシャウカステンに血管造影像のレントゲンフィルムを掲示し術者が適宜術野と比較するなどの方法で従来から行われている。

術前に三次元再構成した臓器の三次元画像も、このアイデアを拡張することにより同様にして手術室で表示することが可能である。図4-1はノートブック型ワークステーションSPARCbook2である。本ワークステーションはC A Sシステムのソフトウェアをそのまま実行でき、三次元表示、手術シミュレーションなどもデスクトップ型と同様に行うことができる。



図4-1 SPARCbook2

本ワークステーションを脳室内腫瘍の症例に対し臨床応用した<sup>63) 64)</sup>。患者の頭部MRI断層像から頭表、脳表、血管、脳室、腫瘍を三次元再構成し、臓器形状モデルデータを本ワークステーションに転送し、手術室内にて三次元表示を行った(図4-2)。





図4-2 術中の使用風景（VTRより）

本臨床例は手術用顕微鏡を用いた開頭手術であり、顕微鏡の観察方向とワークステーション上の臓器モデルの観察方向を一致させて比較することにより、術野中の血管や患部の位置関係が明瞭となった。また本体は小型（A4サイズ）軽量（2.95kg）で、狭い手術室内にも問題なく設置できた。滅菌は行っていないが、術者以外が操作するのには問題ない。

本臨床例からも示されたとおり、手術室で用いられる術前画像情報は、常に実際の術野—肉眼であろうと顕微鏡を使おうと—との比較・対応付けのために用いられているのである。これは以下の二つの理由から明らかである。

- 手術中に用いることのできる画像機器は光学機器であり、切開・切除をしない限り皮膚や臓器の表面しか観察できず、深部に存在する対象の観察には侵襲を伴う。術前画像、とりわけ断層像や三次元画像と術野とを比較することにより、術野深部の構造を推定できる。
- 開腹・開頭部位が小さいほど手術の侵襲は小さくなるが、その反面、術野の視野が狭くなるため、術者が目している術野が臓器のどの部分にあたるかを判断するのがより困難となる。これは臓器形状の個人差に起因するところが大きい。例えば脳皮質領域の機能領域と脳溝は位相幾何学的な対応が見られるが、実際の脳溝の位置や走行は患者によってまちまちであり、直径数cmの開頭部からだけでは機能領域の判定は容易ではない。このような部位に対しては、断層像や三次元画像などといった



臓器全体に対する術野の位置関係が把握できる画像と比較することで、患部へのより正確なアプローチがなされる。

ところが現在の画像の対応付けは術者の知識と経験に任されているため、定量性に欠け、臓器の位置関係を断定するまでに思考錯誤を繰り返さざるをえない。また、一人の術者だけが術野を把握するだけでは不十分であり、共に手術を行っている他の術者や助手と術野中の臓器の位置関係に関して合意する必要があるが、口頭や指示だけで臓器の三次元的な位置関係を伝えるのは決して容易ではない。

以上の点から、患部観察支援においては術前の画像と術中の術野の画像の対応付けが最も重要になるといえる。

#### 4.1.2 術前・術中画像の対応付け方法と三次元画像合成

術前・術中画像の対応付けを術者に提示する方法としては、点・面・立体の三段階の提示方法が考えられる。

##### 1) 点の対応…手術用ナビゲーション

「点の対応」とは、術野の中のある一点が、術前画像上のどこに対応するかを示すものである。

いわゆる手術用ナビゲーションシステムと呼ばれるシステムがその一種である。手術用ナビゲータは三次元ポインタの一種であり、ポインタの先端を術野内の一点に接触させることにより、その点の位置を計測するものである。例として渡辺ら<sup>65) 66)</sup>や滝沢ら<sup>67)</sup>、Gallowayら<sup>68)</sup>のシステムが挙げられる。これらはいずれも脳神経外科手術を対象としており、術者が把持しているポインタの先端を脳表にあてると、その位置を術前に撮影した断層像上にカーソルとして表示することで術野の位置関係を把握する事ができる。

この手法は臓器表面の任意の場所の位置を把握するのに有効であり、脳神経外科で応用されている（脳表上の位置確認）のもこのためである。しかし臓器内部の患部や血管の位置を把握するためにはナビゲーションシステムでは臓器を切開しない限り不可能である。

##### 2) 面の対応…術野と断層像との合成表示

「面の対応」とは、術前に得られたある（おそらく患部を包含する）断層像が、術野のどこに相当するかを示すものである。これは術野と断層像の合成表示により実現される。

Robertsら<sup>69)</sup>は手術用顕微鏡に超音波位置センサを取り付け、術前の断層像との合成表示を試みている。またBajuraらの例は術中画像同士の合成の例であるが<sup>70)</sup>、超音波プローブおよび術者の装着したHMD (head mounted display) に位置センサを装着し、超音波画像とHMD上のテレビカメラの映し出した術野像を合成してHMDのディスプレイに表示する試みを行っている。

### 3) 立体の対応…術野と臓器モデルの三次元画像合成

「立体の対応」とは、「面の対応」を三次元に拡張したものであり、術前画像から得られた臓器の三次元像が、術野のどこに相当するかを立体的に（奥行きも含めて）示すものである。対応付けの提示方法としては最も高度であり、術前画像の持つ三次元情報をそのまま生かすことが可能である。

以上より、三次元画像合成システムの必要性が指摘される。このシステムは、術中には得られない断層像や臓器三次元再構成像と術中画像を統合するものであり、両画像の特長を補い合うとともに、体外や臓器外からその中をあたかも透視するかのごとく観察することができ、手術の低侵襲化に大きく寄与できると考えられる。

## 4.1.3 三次元画像合成システムへの要求仕様

三次元画像合成システムは、大きく分けて画像合成部と合成画像の表示部に分けられ、これにある術中画像装置が接続されているという形式になると考えられる。

立体的に合成した画像の提示には、奥行方向の情報が含まれているが、立体視ディスプレイを用いることによりこの奥行情報まで有効に利用することができる。立体視はとりわけ精密な手術操作が必要な場合に不可欠であり、従来単眼視であった内視鏡や手術用顕微鏡も、光学機器の技術の発達によって立体視タイプのものが続々と実用化されている。

臨床医の意見を参考にした、術中三次元画像合成システムの画像合成部・合成画像表示部に要求される仕様は次のとおりである：

### 画像合成部

画像合成部は、術前の画像と術中の画像との三次元的な対応付けを、位置センサなどを用いて幾何的に算出し、立体画像として両者を合成するものであり、次のような点が要求される：

#### ●操作性

対応付けを行うためのハードウェアが術野の障害にならず、かつ医師による取り扱いが簡便である。

#### ●合成精度

要求される合成精度は治療と目的臓器によって異なるが、例えば臓器内の直径数センチの腫瘍の位置を把握するのであれば、数mm程度の誤差も許容されると考えられるが、血管・神経系を完全にブラインドサージェリで切断・吻合するのであれば、より精度が要求される。

#### ●合成速度

画像は術野の移動後速やかに合成されねばならない。視野が動的に移動する術式に対しては高速な合成計算が必要となるが、術野がほぼ固定されるものに対しては、対応付け計算が最初に行われれば良いため、合成計算速度はさほど問題とはならない。

### 合成画像表示部

合成画像表示部は、この場合立体視ディスプレイである。手術に用いられる立体視ディスプレイには、現在アミューズメント分野や人工現実感<sup>71)</sup>などで用いられている立体視ディスプレイとは異なり、画像の性質や操作性の面で特別の配慮が必要である。最近では手術の高度化に伴い手術の長時間の傾向が見られるほか、手術手技自体もますます細かい作業が増加していることを考慮すると、手術用立体視ディスプレイには次のような点が要求されると考えられる：

#### ●立体視による奥行感覚

立体視において奥行感覚を与える要因としては、手術の場合のように観察対象が1m以内では、水晶体のピント調節機能、両眼輻輳、両眼視差、運動視差、物体の重なり合い、陰影、および観察対象に対する予備知識が考えられる。

立体感（ないし奥行感）を強調する手法としては、視差をつける、画角（画面の広さに相当）を広くするなどが考えられる。しかしながら立体感は、手術用立体視ディスプレイの場合適宜に強調されるのが良く、手術が長時間に及ぶことを考えると、立体感の極端な強調は観察者の眼の疲労を伴う。よってなんらかの立体感の調節機構が必要となる。

#### ●操作性

手術用立体視ディスプレイは術者の自然な観察姿勢の元に使用されるものとし、長時間の観察にも耐えられるようにせねばならない。また、術野のそばで使用することから、術者の作業空間に割りこむことの無いような構造とする。更に必要によっては容易に移動できるようにする。



## ●画質

手術用光学機器には優れた画質が要求されており、明るさ、歪みの低減、色相の再現性などの向上が課題となっている。手術用立体視ディスプレイも同様に、高解像度、高コントラストが要求される。これは立体視ディスプレイに使用される表示デバイスに依存するところが大きく、理想的にはハイビジョンを用いることができれば良いが<sup>72)</sup>、通常の高画質型のブラウン管でもマイクロサージェリまで対応できるといわれている。

## ●その他

複数の作業員（助手、学生など）への立体画像の提供

次節からは、術中の手術用顕微鏡画像と術前の臓器モデルの三次元画像の合成を目的とした三次元画像合成システムの開発について述べる。

## 4.2 術中三次元画像合成立体視システム構成

本システムの外観を図4-3に、全体構成を図4-4に示す(73) (74) (75) (76) (77) (78)。本システムは手術用立体顕微鏡を核とした画像取込部、計算機による画像処理部、及び立体視ディスプレイからなる。

### ●画像取込部

画像取込部として、TOPCON社製手術用立体顕微鏡(OMS-600)を使用する。本顕微鏡は視差を付けた二つの接眼レンズにて光学的に立体視観察するのが通常の利用方法であるが、本研究ではアダプタにより両眼への光軸をそれぞれ二台のCCDカメラに導入することとする。CCDカメラは日立電子製カラーCCDカメラKV-160を用い、両眼像をNTSCビデオ信号として取り出された画像は、画像処理部及びビデオミキサーWJ-AVE5(松下通信社製)に送られる。

### ●画像処理部

画像処理部は日本電気製パーソナルコンピュータPC-9801BA及び2枚のマイクロテック製カラーフレームメモリMT98CVFMよりなる。CCDカメラからの画像は、フレームメモリにより各々512x512pixelsのRGB各256階調画像データとしてパーソナルコンピュータに取り込まれる。また、処理された画像データのビデオ出力も可能である。

### ●手術用立体視ディスプレイ

ビデオミキサー又は画像処理部から送られた左右像は新たに試作した立体視ディスプレイにより観察者に立体像として提示される。この立体視ディスプレイに関しては、次節で詳述する。

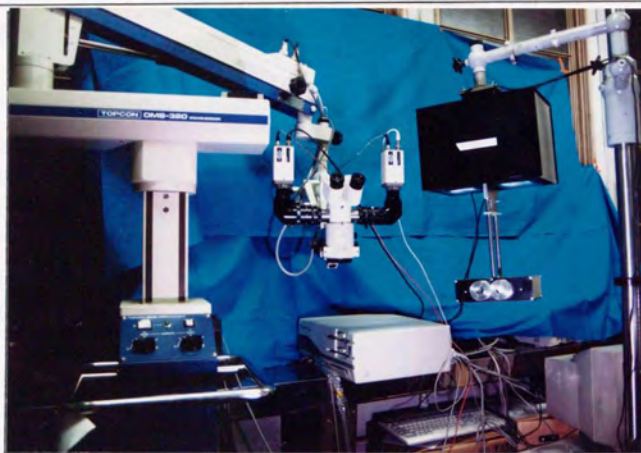


図4-3 三次元画像合成システムの外観

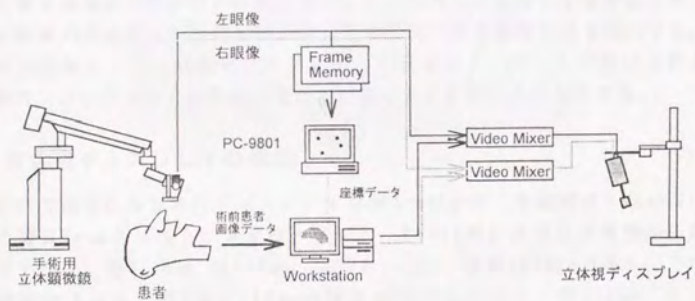


図4-4 三次元画像合成システム構成



### 4.3 手術用立体視ディスプレイ

#### 4.3.1 手術と立体視ディスプレイ

立体視に限らず表示装置では装置の小型化（操作性に関連する）と画質とは一般に相反する性質であるが、本研究では画質の方に重点を置いて立体視ディスプレイを試作することとする。装置の大きさの問題は装置の形状・配置を工夫する事で補うこととし、以下に立体表示の手法の選択事由について述べる。

左右像を観察者の両眼に別個に提示するいわゆる「二眼式立体視装置」については既に様々な方式で実現されているが<sup>79)</sup>、大まかには次の二つに分けられる：

- 1) 一つの表示装置に左右像を交互に表示し、液晶シャッタにより左右両眼像を分離する
- 2) 表示装置を左右各眼用に用意し、光学系により像を両眼に導入する

前者は装置全体が比較的小さくなるが、画像の時分割と液晶シャッタの透光度の影響で画像の明度が著しく失われる。これに対して後者では装置は大きくなるが画像の明るさは失われない。よって本研究では後者の方式を採用する。また表示装置としては液晶ディスプレイとCRTディスプレイが挙げられるが、比較的コントラストと解像度に優れているCRTを用いることとする。

#### 4.3.2 立体視ディスプレイの構造

本研究で試作した立体視ディスプレイを図4-5に示す。本装置は2台のSONY社製6 inchトリニトンカラーテレビ（KV-6AD1）及び立体視鏡からなり、全体寸法は、縦906mm、幅535mm、奥行き222mm、重量は10kgである。立体視鏡単独の寸法は、縦96mm（126mm:接眼部などを含む）、幅212mm、奥行き57mmで、接眼レンズ間隔は成人の両眼間の平均距離である55mmとし、立体視鏡-CRT間距離は200mm（調節可能）である。立体視ディスプレイ本体は、支柱に懸架固定されている。

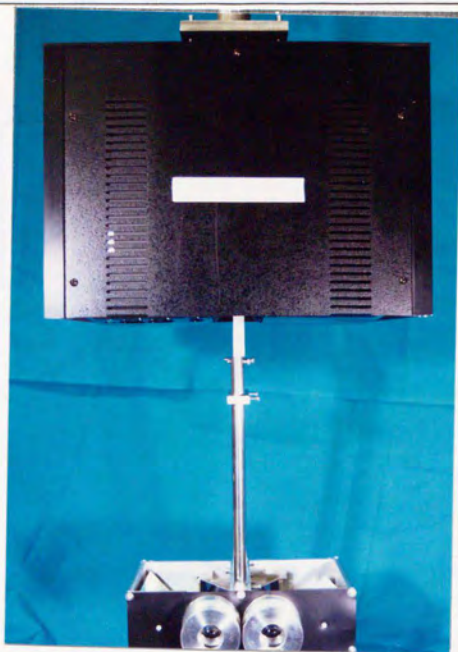


図4-5 試作した立体視ディスプレイ

上部が2台のCRT、下部が立体視鏡である。

立体視ディスプレイの光学系を図4-6に示す。術者の作業領域を確保する問題は、反射鏡を用いてCRTを立体視鏡の直上に配置することにより解決する。光学系を介したCRTまでのみかけの距離は170mmであり、横方向の画角は $\pm 27.9^\circ$ 確保した。

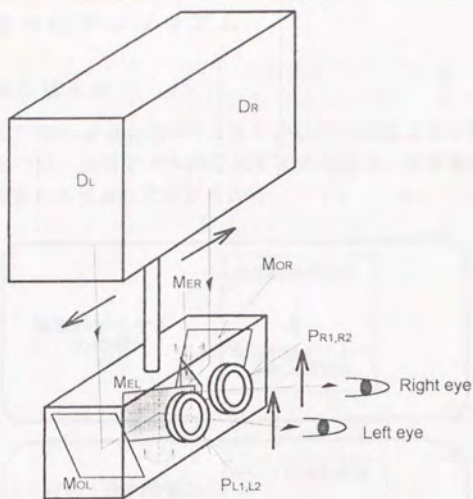


図4-6 試作した立体視ディスプレイの光学系

凡例	$D_L, D_R$ :	CRTカラーモニタ
	$M_{OL}, M_{OR}$ :	平面鏡（固定）
	$M_{EL}, M_{ER}$ :	平面鏡（回転可）
	$P_{L1}, P_{L2}, P_{R1}, P_{R2}$ :	接眼レンズ群

本立体視ディスプレイでは、観察者の個人差や観察対象に応じて、立体感（奥行き感）の調節と接眼レンズの移動による焦点調節が可能である。立体感の調節は、平面鏡  $M_{EL}, M_{ER}$  を後ろに取り付けたネジ機構によって左右対称的に回転させ、みかけの輻輳角を変化させることによって行う。輻輳角を大きくすると同一の画像に対しても奥行き方向が強調された立体画像となり、血管吻合など微細な作業を行うのに有利である反面、長時間の観察は観察者の疲労を伴う。



## 4.4 三次元画像合成アルゴリズム

## 4.4.1 三次元画像合成手順

三次元画像合成手順の概要を図4-7に示す。三次元画像合成は術前・術中画像の座標系の対応づけ、臓器モデルの三次元画像の生成、及び臓器モデル画像と術中画像の重ね合わせ処理とに分けられる。

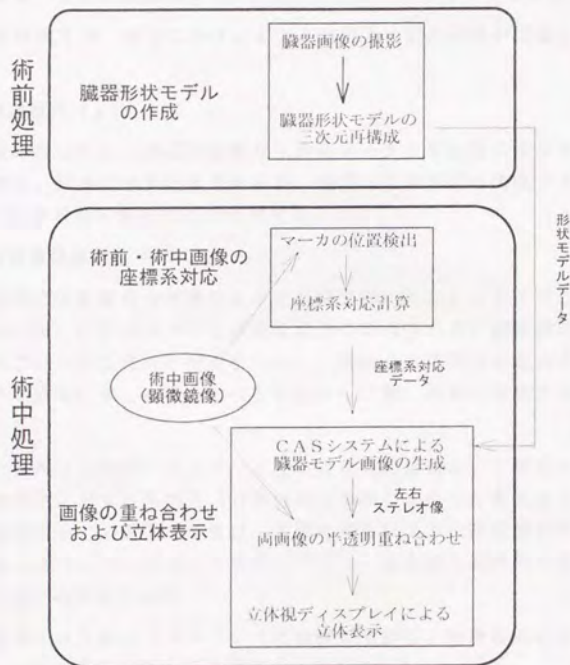


図4-7 三次元画像合成の処理手順

本研究では座標系の対応づけは、次項に述べる手法によりパーソナルコンピュータ上で行う。臓器モデルの三次元像の生成は、CASソフトウェアの臓器モデルデータ三次元表示機能に対し、臓器モデルデータと座標系情報を与えることによって得られる。重ね合わせ処理は臓器モデル画像と術中画像の線型和、すなわち半透明重ね合わせとし、本研究ではビデオミキサーの信号処理によりリアルタイムで実現されている。

## 4.4.2 座標系対応付けアルゴリズム

術中の観察対象臓器は、画像モダリティ固有の座標系又はある種のマーカによって定められた座標系を有するものとする。この座標系は術前画像を獲得する時点で既に定められており、再構成した臓器形状モデルデータとの一意的な対応関係がある。これに対して術中画像の座標系は、画像機器の観察方向に応じて患者に対して変化してゆく。したがって臓器モデルの三次元画像と術中画像の合成では、この両座標系の対応を術中に算出することが最も重要となる。

具体的に本研究では、以下に挙げる2つの座標系の相関関係が問題となる（図4-8）。

1) 患部座標系 ( $\Sigma$ )

術前に得られる各種医用画像を三次元データ化する際に決定される直交座標系。原点は本来任意であるが、通常は画像装置の提供する座標系あるいは断層像の端点などを利用する。

2) 立体顕微鏡座標系 ( $\Sigma'$ )

手術用立体顕微鏡の光学系及びそれに付随したCCDカメラの光学系により、両CCDカメラの仮想的な視点が定められる。顕微鏡の持つ座標系はこれらの仮想的な視点を元にし、両視点の中間点を原点として視点を結ぶ線を $X'$ 軸、画像上での上下方向を $Y'$ 軸、両軸に直交する軸を $Z'$ 軸とする。

合成された画像は立体視ディスプレイ上で三次元の虚像として表示される。虚像もまた観察者に対する座標系（立体虚像座標系）を持つと考えることができる。この座標系上での虚像の位置は、人間の視覚による位置認識が純粹に三角測量の原理に基づいているという仮定の下では、観察者が最終的に認識する合成画像の位置とみなしてよい。

立体虚像座標系は立体視ディスプレイの機構に依存し、画像合成に直接関わるものではないが、合成画像の評価において重要である。

3) 立体虚像座標系 ( $\Sigma''$ )

観察者の左右両視点の中間点を原点として視点を結ぶ線を $X''$ 軸、画像上での上下方向を $Y''$ 軸、両軸に直交する軸（奥行きに相当する）を $Z''$ 軸とした空間上の座標系で、立体視ディスプレイによる虚像の位置関係を示す。

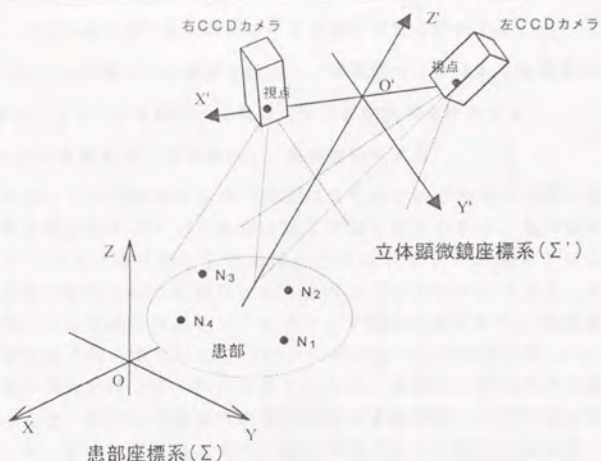


図4-8 患部座標系と立体顕微鏡座標系

両座標系は原点の異なる直交座標系であり、患部座標系から立体顕微鏡座標系への座標変換は次式で表わされる。

$$p_{\Sigma'} = Mp_{\Sigma} + q$$

$p_{\Sigma}$ :  $\Sigma$ 座標系での点Pの座標       $p_{\Sigma'}$ :  $\Sigma'$ 座標系での点Pの座標

$M$ : 3行3列実数行列       $q$ : 三次元ベクトル

座標系対応を求めることは、すなわち行列 $M$ およびベクトル $q$ を求めることである。そこで同一平面上にないマーカを4つ ( $N_1, N_2, N_3, N_4$ )、患部又は患部の固定具上に設置し、各々の両座標系上での座標が分かれば、 $M$ 及び $q$ は12元一次方程式を解くことにより容易に算出される。

求められた $M$ と $q$ は後述する立体顕微鏡の固有の光学系パラメータ情報と共にC.A.S.ソフトウェアのインストールされたワークステーションに送り込まれる。これを元に臓器モデルの三次元表示が左右両目が像に対して行われ、得られた画像データはパーソナルコンピュータを介して各々ビデオミキサーへ送られる。

#### 4.4.3 マーカ位置検出手法

各マーカの患部座標系での座標は、マーカが画像上に確認できれば容易に得ることができる。これに対して各マーカの立体顕微鏡座標系での座標は術中に用いる画像装置の移動に伴い変化する。マーカの顕微鏡に対する座標検出としては以下の方法が挙げられる：



- 1) マーカに三次元ポイントのプロープを接触させて計測する
- 2) マーカとして超音波発信機を設置し、超音波センサにより座標を計測する
- 2') 磁化したマーカを用い、磁気センサにより座標を計測する
- 3) マーカを画像処理により抽出し、座標を計測する

1)は三次元ポイントが術者の作業の障害にならなければ有効な手段であり、顕微鏡の視野が半固定されている場合は適用可能と考えられる。脳神経外科においてナビゲーションを目的とした各種の三次元ポイントが開発されているが、いずれも装置の剛性を保つためにかなり大掛かりなシステムである。その他の方法は原理的には座標系対応をリアルタイムで検出可能であり、装置自体も1)の手法ほどには手術の障害にならない。2)の手法はRobertsらにより、2')は人工現実感の研究分野で広く用いられているが、前者は手術室内の気温分布や気流などにより、後者は手術室内に多く存在する磁性体により大きな検出誤差が生ずる。よって本研究では大型の装置が不要でかつ手術中に安定的にマーカの座標を得ることのできる3)の方法を試みることにする。

#### 立体顕微鏡固有の光学系パラメータの算出

マーカ検出および以降の合成処理で必要となる、立体顕微鏡固有の光学系パラメータを求める。

図4-9に顕微鏡の光学系パラメータとマーカの $\Sigma'$ 座標系での位置 $p_{\Sigma'}(x, y, z)$ を示す。必要となるパラメータは視点間の距離(2d)、視野角(2 $\phi$ )、および輻輳角(2 $\alpha$ )である。本来各パラメータは一定ではなく、顕微鏡の拡大倍率やCCDカメラなどの光学系の使用条件に依存する。従って本研究では、上記パラメータに影響を及ぼす光学系を固定して運用することとする。

各パラメータの値としては、予備実験により次の値が示された：

- 視点間の距離(2d)： 39.07mm
- 視野角(2 $\phi$ )： 3.06deg
- 輻輳角(2 $\alpha$ )： 3.56deg

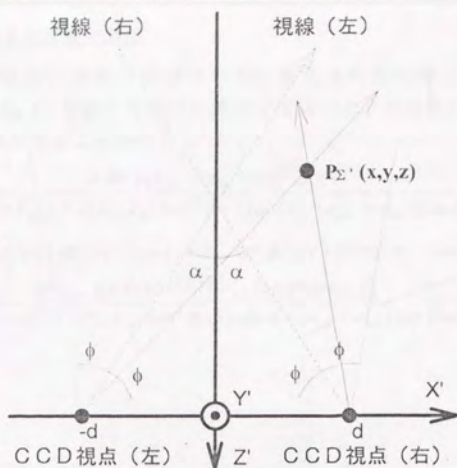


図4-9 立体顕微鏡の光学系パラメータ

## 顕微鏡視野内のマーカの抽出

マーカを視野に捕らえるための撮像装置は顕微鏡と別途に備える方法もあるが、顕微鏡の視野内にマーカが収まっておれば、顕微鏡からの画像をそのままマーカの位置算出に利用する事が可能である。マーカ検出処理は図4-10のPADに示すとおり、単純な二値化と領域抽出の組み合わせにより行う。



図4-10 マーカ検出処理のPAD

マーカの  $\Sigma'$  座標系での位置の算出

図4-11に立体顕微鏡の両眼の視野内の正規化された位置  $E_L(e_{LH}, e_{LV})$  (左像) 及び  $E_R(e_{RH}, e_{RV})$  (右像) を示す。両者は次式のような関係にあり、マーカの三次元座標を算出することができる:

$$x = \frac{d \tan \phi (e_{LH} + e_{RH}) (\tan^2 \alpha + 1)}{\tan \phi (e_{LH} - e_{RH}) + 2(e_{LH} e_{RH} \tan^2 \phi + 1) \tan \alpha - (e_{LH} - e_{RH}) \tan \phi \tan^2 \alpha}$$

$$y = e_{LV} \tan \phi (x + d) \sin \alpha - z \cos \alpha = e_{RV} \tan \phi (-x + d) \sin \alpha - z \cos \alpha$$

$$z = \frac{2d(e_{LH} \tan \phi \tan \alpha - 1)(e_{RH} \tan \phi \tan \alpha + 1)}{\tan \phi (e_{LH} - e_{RH}) + 2(e_{LH} e_{RH} \tan^2 \phi + 1) \tan \alpha - (e_{LH} - e_{RH}) \tan \phi \tan^2 \alpha}$$

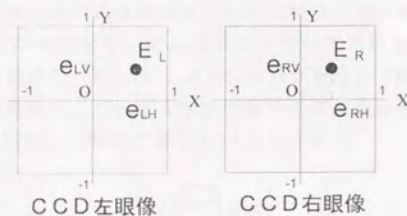


図4-11 マーカの左右視野内の位置

マーカ位置は画像処理を行うフレームメモリのカバーする視野において、左右端および上下端を  $\pm 1$  として正規化する。



## 4.5 単純ファントムを用いた画像合成実験による合成誤差評価

三次元画像合成の合成誤差について述べる。合成誤差は観察対象のある一点が臓器モデルの三次元画像と立体顕微鏡画像の双方で表示されるとして、合成画像上で「幾何的に」どの程度離れているかを示す。ここではまず左右両画像上での二次元的な合成誤差を求め、これを顕微鏡の座標系、及び立体視ディスプレイの座標系に展開し、三次元的な合成誤差として評価する。

### 4.5.1 ファントム実験の方法

顕微鏡の焦点付近に顕微鏡の光軸に垂直に方眼紙を敷いた定盤を設置し、視野の中心付近に1辺10.0mmのアルミニウム製立方体ファントムを置いた。マークは直径2.0mmの黒色円形シールを用い、ファントム回りに4点設けた（うち一点は定盤より5.0mm上方に設置）（図4-12）。マークはファントムの陰影を含まない観察方向であれば、二値化により容易に検出可能である。ファントム形状は頂点座標と辺の情報をもって形状データ化して用いることとする。なお、本実験では画像処理用のパーソナルコンピュータを用いて顕微鏡画像上に直接形状モデルを重ね書きし、ビデオミキサーを介さずに立体視ディスプレイに直接合成画像を送り込む。視野は定盤上で35.8mmである。

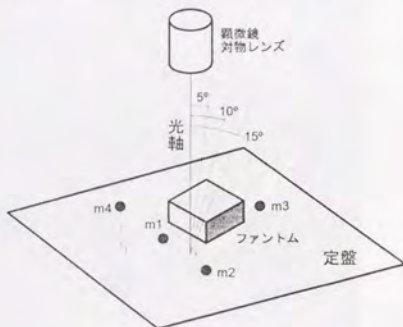
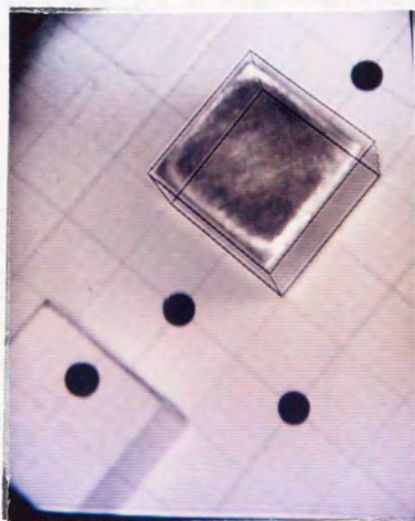


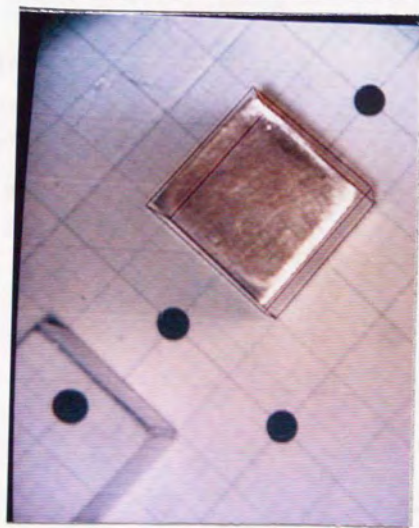
図4-12 ファントムを用いた合成実験

### 4.5.2 画像合成結果と左右画像上での二次元合成誤差評価

図4-13に三次元合成画像の一例を示す。右側の光沢のある立方体が顕微鏡画像上のファントムであり、その各辺にほぼ沿って描画されている黒線が合成された形状モデル画像である（左上隅の立方体はマークを上方に設置するためのもの）。



A 左眼像



B 右眼像

図4-13 三次元合成画像の一例

顕微鏡の光軸を $0.0, 5.0, 10.0, 15.0^\circ$  傾け、各々10例ずつ画像合成を行った。形状モデルの頂点の投影点と目測した顕微鏡像上のファントムの頂点座標を比較し、表4-2に左右両画像上での8頂点の合成誤差を、フレームメモリのpixel単位で示す。1pixelは顕微鏡からの距離にもよるが、写真の視野中央部で約0.07mmに相当する。

表4-2 左右両画像上での頂点の合成誤差 (単位pixel)

角度(deg)	左 CCD		右 CCD	
	横のずれ	縦のずれ	横のずれ	縦のずれ
0.0	$2.7 \pm 0.2$	$-2.7 \pm 3.6$	$1.3 \pm 0.9$	$0.3 \pm 0.2$
5.0	$0.7 \pm 0.2$	$2.0 \pm 0.0$	$-3.3 \pm 2.9$	$1.0 \pm 0.0$
10.0	$3.3 \pm 0.9$	$2.0 \pm 0.0$	$-2.7 \pm 0.3$	$0.2 \pm 0.2$
15.0	$1.0 \pm 0.0$	$0.7 \pm 0.9$	$-0.7 \pm 0.2$	$0.0 \pm 0.0$
平均	$1.9 \pm 1.2$	$1.5 \pm 0.3$	$-2.3 \pm 1.0$	$0.4 \pm 0.1$

#### 4.5.3 三次元合成誤差評価

測定した左右両画像上の頂点位置を、顕微鏡の座標系に逆変換し、合成誤差を三次元展開した結果を表4-3に示す。

表4-3 顕微鏡座標系上での三次元合成誤差 (単位mm)

角度 (deg)	横のずれ	縦のずれ	奥行きのずれ
0.0	$0.2 \pm 0.0$	$0.1 \pm 3.6$	$2.7 \pm 1.2$
5.0	$0.3 \pm 0.0$	$0.1 \pm 0.0$	$2.3 \pm 0.4$
10.0	$0.2 \pm 0.0$	$0.0 \pm 0.0$	$2.2 \pm 0.8$
15.0	$0.1 \pm 0.0$	$0.0 \pm 0.9$	$0.8 \pm 0.1$
平均	$0.2 \pm 0.0$	$0.1 \pm 0.3$	$2.2 \pm 1.6$

同様に立体虚像座標系に変換し、合成誤差を三次元展開した結果を表4-4に示す。各頂点の立体虚像座標系上での位置は立体視ディスプレイの光学系の設定(鏡の角度、接眼レンズの位置)に依存するが、ここでは規定値を用いた。



立体虚像座標系上での合成誤差は、立体視ディスプレイで観察する術者が認識する合成誤差である。

表4-4 立体虚像座標系上での三次元合成誤差（単位mm）

角度 (deg)	横のずれ	縦のずれ	奥行きずれ
0.0	$0.6 \pm 0.1$	$0.2 \pm 0.0$	$1.5 \pm 0.4$
5.0	$0.6 \pm 0.0$	$0.2 \pm 0.0$	$1.5 \pm 0.1$
10.0	$0.6 \pm 0.1$	$0.1 \pm 0.0$	$1.9 \pm 0.2$
15.0	$0.2 \pm 0.0$	$0.1 \pm 0.0$	$0.5 \pm 0.0$
平均	$0.5 \pm 0.1$	$0.1 \pm 0.0$	$1.3 \pm 0.5$

## 4.6 脳ファントムを用いた画像合成実験

本法の臨床応用を想定し、シリコンゴムで作成した脳ファントムにおける三次元画像合成を試みることで、臨床における立体画像合成の適用可能性と課題について検討する。

### 4.6.1 ファントム実験の方法

ファントム実験の手順は以下のとおりである：

#### 脳ファントムの作成

脳ファントムは市販の教育用頭部解剖モデルの大腦半球の一つを用い、粘土で型どりした中に凝固前のシリコンゴムを注入することにより作成する。同時に疑似患部としての直径10mmの亚克力球を埋め込む。シリコンゴムはMRI画像上の描出性に優れており、埋め込まれた亚克力球は画像上で明確に区別できる。

#### MRIによる脳ファントムの撮影と三次元再構成

脳ファントムは頭部解剖モデル内に固定された後、サブフレームと呼ばれるMRI画像で確認できるフレーム上に更に固定され、MRI断層装置のベッド上に設置する。

MRI断層装置にて3D-GFEモードの断層像を撮影する。断層像は256pixel x 256pixelを32枚得た。断層像の大きさは320mm x 320mm、断層間距離は2.0mmとした。

断層像データはSun SPARCstation上で単純二値化し、CASシステムでの閉曲面モデルとして三次元再構成した。再構成結果を図4-14に示す。

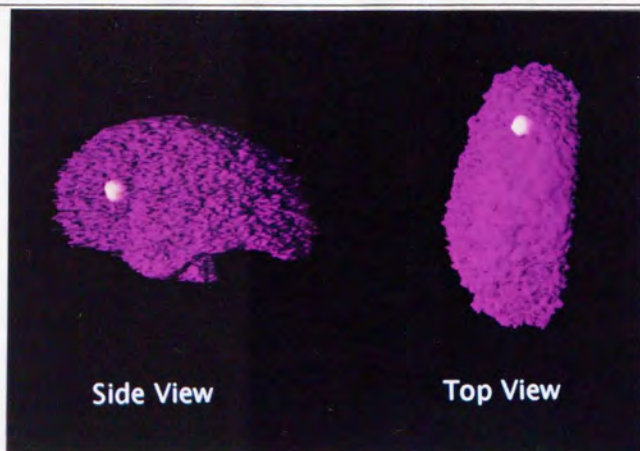


図4-14 脳ファントム形状モデルの三次元表示例

#### 脳ファントムの顕微鏡下の設置

ファントムとサブフレームは固定したままでMRIベッドから取り外し、サブフレームを伊関式定位脳手術用フレームに固定する（図4-15）。伊関式フレームは $x, y, z$ 及び二軸の回転機構を備えており、本来はアームに取り付けた定位脳手術用の穿刺カテーテルを位置決めするためのものであるが、本フレームは二本の半導体レーザポインタによる任意点のポインティングも可能である。これはフレームの $x, y, z$ 軸を動かすことによりサブフレームに対する二本のレーザ光線の交点の位置が設定できるものである。逆に、光線の交点を任意の点に移動させることで、その点のサブフレームに対する座標を計測する事も可能である。



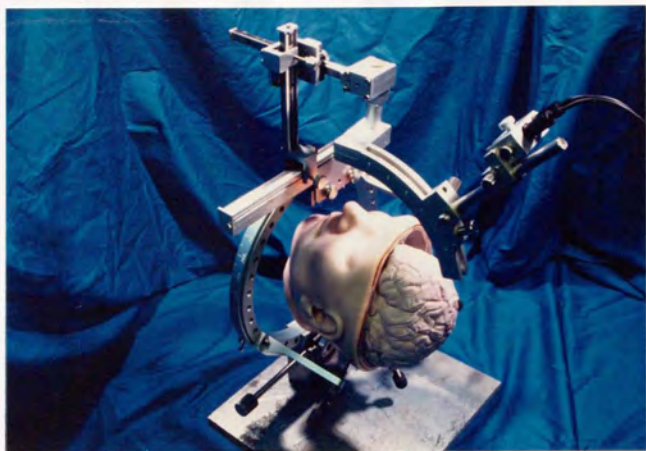


図4-15 フレームに固定した脳ファントム

脳ファントムは頭部解剖モデル内にあり、共にフレームに固定されている。右上のアームに固定されているのがレーザーポインタである。

#### レーザーポインタマーカによる座標系対応の算出

立体顕微鏡により脳ファントムの任意の視野をとらえ、視野内の脳ファントム表面上の適当な一点にレーザーポインタの交点を目測で合致させ、そのフレームに対する座標をフレーム各軸のメモリから読み取る。それと同時に顕微鏡画像からレーザーポインタの示した位置を算出する（図4-16）。これを同一視野に対して4点行い、脳ファントムと立体顕微鏡の座標系対応を計算する。

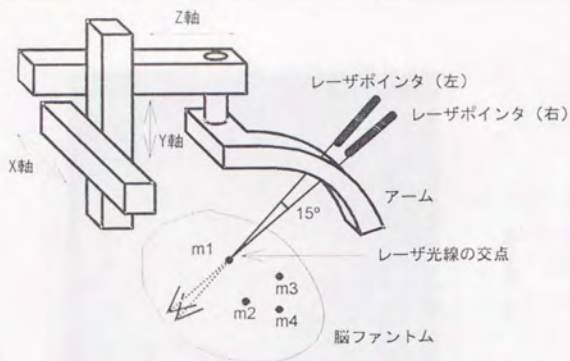


図4-16 レーザポインタによるマーキング

左右のレーザーポインタから発せられる光線の交点がファントム表面上の任意の点に当たるようフレームのXYZ軸を移動させ、各軸の目盛りを読み取り、交点の座標とする。

#### 立体視ディスプレイによる合成画像表示

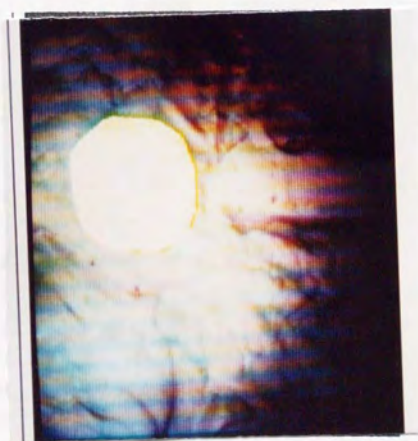
座標系対応情報をワークステーションに転送し、脳ファントムの臓器モデルの三次元表示像を左右各眼に対応して表示し、表示結果を顕微鏡からの画像とビデオミキサーにより適宜重ね合わせて合成画像を作成し、立体視ディスプレイにより立体表示する。

#### 4.6.2 画像合成結果

図4-17に合成画像の例を示す。ここで視野全体に渡って観察される模様は顕微鏡を介して得られた脳ファントム表面であり、中心の黄色い領域は合成された疑似患部ファントムの像である。



A 左眼像



B 右眼像

図4-17 脳ファントムの三次元画像合成表示例



## 4.7 本章の考察とまとめ

本章の個々の項目について以下のように考察する：

### 手術用立体視ディスプレイ

#### 装置の操作性について

試作した立体視ディスプレイでは光学系により術者の作業スペースを得るようにしたが、ディスプレイ自体の重量が大きいと、支柱により支える必要がある。このため立体視ディスプレイ自身の姿勢の転換が容易ではない。実際には頻りにディスプレイの姿勢を転換する必要はないと考えられるが、より装置を小型化するには次のようなアプローチが考えられる：

立体視ディスプレイの体積のほとんどを占める表示装置を小型化する。液晶ディスプレイの解像度と色調の再現性が向上すれば可能である。

本立体視ディスプレイで採用した光軸の屈折の発想を拡張し、表示装置を天井や床などに固定し、光軸の屈折を数箇所でも可能にする光学系を用いて画像を術者へ伝送する。

#### 奥行き感の認識について

本立体視ディスプレイでは光学系中の鏡の角度の調節によりみかけの左右像の間の距離を調節することで、奥行き感の調節を可能とした。この調節機構はまた、観察者の二眼式立体視に対する個人個人の「くせ」に対応するものでもある。最も見やすい左右像間の距離は個人差が大きく、このような調節機構が必要となると考えられる。

本立体視システムを手術用顕微鏡に直結させ、複数の観察者（脳神経外科数名を含む）に小物等を観察させた感想によると、手術用顕微鏡により直接観察する場合と比較し奥行き感が得られにくいのではないかと意見もあった。前述の奥行き感調節機構で奥行きを強調した場合にも見られることから立体視ディスプレイの光学系に問題があるとは考えにくく、むしろ焦点調節機構にまつわる二眼式立体視自身の限界と考えられる。1m以内程度の近距離の奥行き知覚の要因としては両眼視差の他に左右両眼の焦点調節機構もあり、顕微鏡の場合は光学系を通して観察者の眼が自動的に観察対象に焦点を合わせることで奥行きを得ているのに対して、立体視ディスプレイでは観察者は表示装置の表面に目の焦点を合わせることは許されず、結果として焦点調節機構による奥行き感を得られていないのではないだろうか。

### 三次元画像合成アルゴリズム

#### 座標系対応の検出方法について

マーカの画像処理による方法は、磁場や超音波のような外乱に弱い位置検出法と比較して、ノイズの多い手術室内でも安定して使用できると考えられる。精度に関しても顕微鏡の座標系に換算して上下左右で0.3mm以内、奥行き方向に関しても2.2mm程度と、超音波センサを用いた場合（Robertsらのシステムでは同サイズ視野で3mm程度）や磁気センサ（10cm程度）と比較して極めて高精度であり、顕微鏡下の狭い視野でも十分な精度である。

現状では他の方式と比較してリアルタイムの対応検出が難しいことと、視野がマーカの存在する範囲内に限られる事が挙げられる。しかしながら顕微鏡下手術では、視野をあらかじめ定めた範囲で固定したまま手術することが多いため、実用には差し支えないと考えられる。

#### 座標系対応アルゴリズムについて

座標系対応の精度はマーカの配置にも依存すると考えられる。マーカを増やすことにより解の精度を補償する事も可能であるが、実用上は視野の邪魔になるマーカは余り増やすことはできない。マーカの設置場所は既に述べたとおり、同一平面内に無ければ方程式を解くことが可能であるが、同一平面に極めて近いような場合にも、連立方程式で求める六つの姿勢パラメータの解が不安定になると考えられる。この点はマーカの配置を変えた実験などを通じて解明し、より精度の得られるマーカ配置を得る必要がある。

#### マーカの画像処理による検出について

合成精度実験のマーカとしては視野内で明確に確認できるシールを用いたため二値化による抽出が容易であったが、実際の術野内には様々な明度や色調を持つ物体が存在し、このマーカをそのまま適用するにはかなり高度な画像処理が必要であると考えられる。むしろ脳ファントムの合成実験で試用したような、ファントムに固定されたレーザポイントを用いれば、周辺との明らかな明度の差から極めて容易に二値化抽出されるだけでなく、患部に直接マーカを設置する必要が無いことから滅菌などの点からも臨床上有用である。

#### 合成誤差の許容差について

合成精度向上の最終目的は、合成誤差を観察者の知覚できる範囲内に納めることである。人間の視覚の分解能は、輻輳に関しては若干鈍く10～

30分であるといわれている<sup>80)</sup>。これは奥行方向に換算して約10～30mm、左右方向に換算して約1～3mm（30cm先の物体に対して）に相当する。輻輳は観察者に対する物体の絶対位置に相当するものであるから、人間の絶対位置に対する感覚は極めて鈍いと考えられる。

これに対して相対位置に関しては人間は優れた観察能力を持っている。これは例えばノグスの目盛りの読み取りの例でも明らかである。両眼視差が相対位置検出に相当するが、この分解能は約10秒であり、奥行方向に換算して約0.2mm、左右方向では実に15 $\mu$ m（30cm先の物体に対して）である。

以上より、本研究で開発したシステムの合成誤差は、物体の絶対的な位置を示す場合は視覚の許容範囲内であるが、相対的な位置を示す場合は合成誤差が認識される、すなわちずれが観察される。

ただし手術支援においては多少の合成誤差が存在しても、術者がある程度感覚的に修正するであろうし、術式によってはそれほどの精度も不必要であると考えられる。

#### ファントムによる画像合成実験

##### 合成精度評価について

本実験で示された三次元合成誤差では、縦・横方向の誤差は顕微鏡・立体視ディスプレイのいずれの座標系においても0.5mm以下を示した。これに対し奥行方向は顕微鏡座標系で $2.2 \pm 1.6$ mmと、平均値も分散も比較的大きい。奥行方向は、ステレオ視の原理から左右方向の誤差が増幅されるのが主な誤差要因である。例えば左眼像上のある点が1pixelの左右方向誤差を有すれば、本実験の条件下では奥行方向に約2.1mmの誤差となる。これは元となる左右方向の誤差の約30倍である。



本実験の合成誤差の誤差要因としては、以下のものが挙げられる：

- a) マーカ位置やファントム配置そのものの誤差
- b) マーカの二値化・重心計算の誤差
- c) 座標系対応計算の計算精度にまつわる誤差
- d) フレームメモリによる量子化誤差
- e) 顕微鏡の光学系のひずみ
- f) 顕微鏡の画角などの光学パラメータの測定誤差
- g) 顕微鏡の光学系の固定のゆるみ
- h) 各種測定誤差
- i) ステレオ視の原理による奥行き方向の誤差の強調

奥行き方向の合成誤差はi)によるところが大きいため、上下左右方向のみを考えると、誤差の大きな要因はe)及びf) g)といった顕微鏡側の光学系に関するものであると考えられる。光学系の固定は最小限に抑えているが、例えばマーカが視野の周辺部に存在する場合にはひずみによるマーカ位置の測定誤差がわずかに見られた。これはひずみを定量的に測定し、合成時に補償することで解決できる。

#### 脳ファントムの画像合成実験について

脳ファントムの実験は、レーザポイントマーカを用いることで本画像合成システムが臨床応用可能であることを示唆した。レーザポイントによるマーキングは患部に直接触れる必要がなく衛生的で、手術の障害ともならず、マーカの抽出も単純な二値化によって極めて容易であった。

今回用いた伊関式定位脳装置のレーザポイントシステムではマーカ位置の設置誤差として、二本のレーザの交点をマーカとする原理、及びその機械的位置決め機構から、レーザの光軸方向で2から3mm、光軸と垂直な方向で0.1mm程度の誤差が考えられる。より精度の補償されたレーザマーカシステムは後述の穿刺マニプレータの技術を応用すれば実現可能である。

以下に本章のまとめを示す。

本章では患部観察支援における三次元画像合成の必要性について述べ、開発した三次元画像合成システムの臨床応用に向けた誤差評価を行った。

様々な画像機器が用いられる術前と異なり、術中に用いることのできるのは光学機器と超音波断層像のみである。従って術中に得られない医用画像情報は印刷物や医師の記憶に留まっており、術野との対応は容易ではない。この対応づけこそが患部観察支援システム全体に求められる機能である。

対応付けのもっとも有益な方法は「立体の対応」、すなわち両画像の三次元的な合成である。

立体視ディスプレイを備えた三次元画像合成システムにおいて、立体視ディスプレイと画像合成ソフトウェアの開発を行った。手術用立体視ディスプレイは光学系の工夫により、術者の作業空間を確保するようにしている。また、立方体のファントムを用いて実際に三次元的な合成を試み、その精度を検証した。合成の精度は、それを観察する人間の知覚の許容範囲にある程度収まる結果であった。立体視の方法として二眼式立体視機構を用い、立体感調節機構を備えることで立体視の個人差に対応した。

## 第5章 医用画像の誘導による治療器具導入支援のための手術支援機器

本稿では、医用画像の誘導による治療器具導入支援のための手術支援機器について、その概要と、その開発と評価の経緯について述べる。まず、医用画像の誘導による治療器具導入支援のための手術支援機器の概要について述べる。次に、その開発と評価の経緯について述べる。最後に、その将来の展望について述べる。

本稿では、医用画像の誘導による治療器具導入支援のための手術支援機器について、その概要と、その開発と評価の経緯について述べる。まず、医用画像の誘導による治療器具導入支援のための手術支援機器の概要について述べる。次に、その開発と評価の経緯について述べる。最後に、その将来の展望について述べる。

本稿では、医用画像の誘導による治療器具導入支援のための手術支援機器について、その概要と、その開発と評価の経緯について述べる。まず、医用画像の誘導による治療器具導入支援のための手術支援機器の概要について述べる。次に、その開発と評価の経緯について述べる。最後に、その将来の展望について述べる。

本稿では、医用画像の誘導による治療器具導入支援のための手術支援機器について、その概要と、その開発と評価の経緯について述べる。まず、医用画像の誘導による治療器具導入支援のための手術支援機器の概要について述べる。次に、その開発と評価の経緯について述べる。最後に、その将来の展望について述べる。

本稿では、医用画像の誘導による治療器具導入支援のための手術支援機器について、その概要と、その開発と評価の経緯について述べる。まず、医用画像の誘導による治療器具導入支援のための手術支援機器の概要について述べる。次に、その開発と評価の経緯について述べる。最後に、その将来の展望について述べる。



## 5.1 低侵襲治療器具導入支援機器の各種機構

序論で述べたとおり治療器具の患部への導入を支援する手術支援機器の目的は治療器具の患部へのアプローチの精度向上と侵襲の低減である。この支援機器は工学的には位置ぎめ機構に他ならないが、位置ぎめの目標点が複雑に臓器が入り組んだ体内であるところに本技術の実現の難しさがある。そこで、従来の開頭・開腹を要せずに低い侵襲で体内に治療器具を導入するための機構について検討を行う。

体内の患部に治療器具を導入する方法としては「穿刺型」「挿入型」「漂流型」「管内自走型」および「完全自走型」が考えられる（図5-1）。各々の治療器具導入機構と特徴を以下に述べ、これを受けて表5-1に導入機構と対象臓器との一覧を示す：

### 1) 穿刺型

臓器外から患部に向けて硬性のカテーテルを挿入（穿刺）し、これをガイドとして治療器具を患部まで導入する。主に臓器表面の患部や実質臓器内の患部が対象である。位置ぎめが他の方式と比較して最も容易である反面、カテーテル挿入による侵襲が生ずる。例としては定位脳手術や腹腔鏡下胆嚢摘出術<sup>81)</sup>が挙げられる。

### 2) 挿入型

先端に治療器具を実装したカテーテルを管腔臓器内に挿入するものである。位置ぎめは画像（超音波、X線造影、内視鏡など）により治療器具と患部の位置関係を把握することで行う。カテーテルのガイドに失敗しない限りは臓器に侵襲を及ぼさないが、臓器の分岐部や曲線部で高度なガイド技術が要される。現状の血管内手術では高度な挿入技術を持った術者が用手的に行っているが、メカトロニクスを応用する試みとして福田らの能動カテーテル<sup>82)</sup>などが挙げられる。

### 3) 漂流型

血管のように管腔臓器内に流体の流れがある場合や、消化器のように重力やぜん動運動などの運搬作用が存在する場合は、これを動力として利用することで患部に到達することも可能である。これを漂流型と呼ぶ。漂流型の導入機構は、患部で停止するための工夫、および治療終了後の治療機器の処理（排出・分解）が必要となる。例としては温度変化や超音波などの外界からの刺激で薬物を放出するDDS（Drug Delivery System）<sup>83)</sup>が挙げられる。

## 4) 管内自走型

漂流型が血流などに乗って「漂流」するのに対して、管内自走型は治療器具に駆動機構が備わっており、流体の無い管腔臓器でも患部に到達することが可能である。漂流型よりは自由な走行が可能であるが、装置の小型化はより難しくなる。試みとしては生田らのピエゾ素子を用いたアクチュエータ<sup>84)</sup>などがある。

## 5) 完全自走型

完全自走型は管内自走型の発展形で、実質臓器内を掘削しながら進むことが可能なもので、理論的にはあらゆる臓器の患部に到達することが可能である。侵襲は掘削により発生するが、穿刺型と異なり血管などの侵襲危険部位を自由自在に避けて移動することが可能である。実用化にあたってはアクチュエータの小型化、駆動機構との通信方法、駆動エネルギー伝達方法など、極めて難しい研究課題を抱えている。




Figure 5-1: Schematic diagram of a minimally invasive surgical approach for the treatment of aortic aneurysm. The diagram illustrates the relationship between the minimally invasive surgical approach and the traditional open surgical approach. The minimally invasive approach is shown as a smaller, more targeted area, while the open approach is shown as a larger, more extensive area. The diagram also shows the minimally invasive approach being used in conjunction with the open approach, suggesting a hybrid or minimally invasive approach.

項目	従来の開腹手術	最小侵襲手術	最小侵襲手術の利点
手術時間	長	短	手術時間の短縮による患者の負担軽減
手術創	大	小	手術創の小さく、術後の痛みや感染リスクの低減
手術リスク	高	低	手術リスクの低減による患者の安全性の向上
手術費用	高	低	手術費用の削減による医療費の抑制
手術後の回復	遅	速	手術後の回復の速さによる患者の生活の質の向上

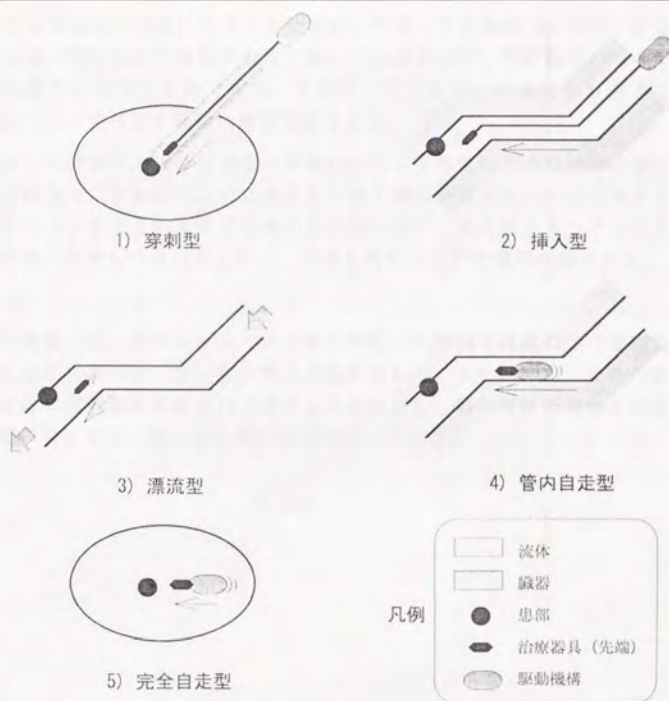


図5-1 治療器具導入機構の分類

表5-1 治療器具導入機構と適用臓器

[illegible]



よって治療器具を患部に導入する手段は、対象となる臓器（の形状）が選択条件となる。傾向としては実質臓器に対しては穿刺型が、管腔臓器に対しては挿入型か管内自走型が可能である。血管系・消化器系には漂流型も有効である。完全自走型はすべての臓器に適用可能である。

技術的には漂流型および自走型の機構は制御や小型化などの問題が山積しており、現時点では穿刺型あるいは挿入型の導入機構が現実的であると言える。が、漂流型および自走型の機構は運動の自由度も高く、導入用カテーテルによる侵襲や障害の危険も少ないことから、将来も積極的な研究開発が望まれる。

以上の議論から、脳外科手術では治療の対象が脳腫瘍や血腫のような脳実質内にある患部の場合は、穿刺型の導入方法が適しているといえる。現在の定位脳手術は正に穿刺型の手術手技である。これに対し、脳動静脈奇形などの血管系の疾患に対しては、挿入型の導入方法が適している。

## 5.2 X線CT誘導による脳穿刺マニプレータへの要求仕様

X線CTによる定位脳手術は、X線CT装置が広く普及していること、画像上での臓器の描出性に優れていること、患部の三次元的位置が画像上で容易に計測できること等から、画像誘導定位脳手術の中では最も幅広く行われている。

このX線CT下の定位脳手術の自動化には様々なメリットが考えられる。穿刺を自動化すれば遠隔操作が可能になるため、X線による術者の被ばく無しに手術中何度でもCTによる治療効果の確認ができ、複数の患部へのアプローチも連続的に行えるため、より確実にかつ短時間で治療を行うことができる。また、計算機によって制御できることから、用手的穿刺より格段に正確な位置決めが実現される。

1985年のKwoh<sup>85)</sup>らの試みは恐らく、ロボット技術を外科手術に応用した世界最初の例である。この例は6関節の産業用ロボットをそのまま用いてX線CT下に脳のバイオプシーを行ったものであるが、このような安易な産業用ロボットの手術への応用は、とりわけ安全性の点から極めて疑問である。

そこで本研究でのX線CT下で脳穿刺を行うマニプレータの開発に当たっては、既存の定位脳手術フレームの臨床知見などから、以下に述べる課題を考慮した設計とする：

#### 1) 装置の安全対策

本マニプレータは患者の治療に直接かわる機器であり、安全性は設計においてもっとも考慮されねばならない。患者や術者に危害が及ぶ原因としては、マニプレータの制御回路の不具合や制御ソフトウェアの誤動作による暴走などシステム側の要因、停電などの施設側の要因、患者の容体変化など患者側の要因、ソフトウェアへのデータ入力ミスなどの医師側の要因が挙げられるが、いずれの場合も最終的な危険回避手段はマニプレータの駆動電源の遮断と機械的な干渉回避である。

#### 2) 穿刺位置・方向決め誤差

現在定位脳手術の適用となる症例では、CTによる患部位置計測も含めて穿刺カテーテル先端の総合位置決め誤差が1~2mm以内に納まれば良いとされている。CT断層像の解像度の限界が一般に0.5mmであることを考慮すると、機械系の位置決め誤差が0.1mm以下であることが望ましい。穿刺方向設定に関しては、あらかじめ開けておいたburr holeに方向を合わせればよいとため、1deg程度の精度があれば十分であるとされている。

#### 3) 全体寸法

穿刺マニプレータはCTのベッドに固定し、CTのガントリーに入った状態で画像の撮影を行うため、マニプレータは十分小型である必要がある。

#### 4) 各軸の動作範囲

各軸の動作範囲に関しては様々な患部位置に対応でき、かつ固定した頭部と接触しない必要充分の値とする。

#### 5) アーチファクトの軽減

X線CT像の断層面に金属が存在すると断層像上にアーチファクトが生じ、穿刺位置の決定や治療効果の確認などの妨げとなる。この対策としては本体にカーボンファイバなどの特殊な材料を用いるか、あるいは断層面内になるべく構造物が存在しないよう設計する必要がある。



### 5.3 穿刺マニプレータシステム構成

穿刺マニプレータシステムのシステム構成を図5-2に示す。本システムはカテーテルの位置・方向を定め穿刺を行う穿刺マニプレータ、マニプレータ駆動回路、及び制御用パーソナルコンピュータPC-9801からなる。穿刺マニプレータ本体は、X線CTのベッドに固定されている伊関式定位脳手術フレームの頭部固定具上に設置される。

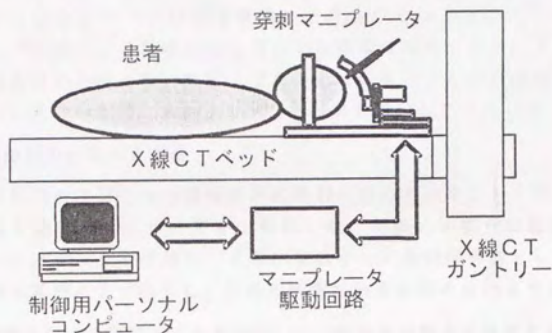


図5-2 穿刺マニプレータシステム構成

## 5.4 穿刺マニプレータの設計と製作

### 5.4.1 設計指針

穿刺マニプレータの仕様を満たすべく、マニプレータの形状と駆動機構に関しては以下のように定めた：

●駆動にステッピングモータを使用する

ステッピングモータは減速機構と組み合わせることにより、オープンループ制御による高精度の位置決めが容易に実現できる。また高速度で駆動させる必要のないこと、また停止時の保持トルクが確保できることから、各軸の駆動にステッピングモータを用いることとした。

●各駆動軸の小型化を図る

駆動範囲を確保しつつ機械要素に極力小型のものをを用いた他、構造にも配慮を施し全体のサイズを小型化した。各軸の小型化は駆動に必要なモータのトルクを軽減し、より小型のモータを使用可能とした。また不必要な範囲にまで動作し、患者や術者に危害を加えないようにする。

●減速機構により駆動トルクを確保しつつ位置決め精度を確保する

位置決め精度に直接関係する駆動軸にはボールねじを用いることとする。角度決めの1軸に関してはハーモニックドライブを用いるが、もう1軸に関しては回転機構ではなく、ギアドモータとタイミングベルトを組み合わせた摺動機構とし、頭部に入る空間を確保する。

●穿刺針先端を含む平面内に機械要素を配置しない

マニプレータの本体の材質は剛性と加工の観点からアルミニウムとしたが、この本体及び減速機構、ステッピングモータなどはいずれもX線CT断層像内のアーチファクトの原因となる。そこで穿刺部分を片梁様のアームに設置することとして駆動部を断層面の外に配置した。

### 5.4.2 各軸の駆動機構

図5-3に試作した穿刺マニプレータを示す。本穿刺マニプレータは、3自由度の穿刺位置移動部、2自由度の穿刺方向設定部、及び穿刺部からなる（図5-4）。各軸はステッピングモータによりオープンループ制御駆動される。

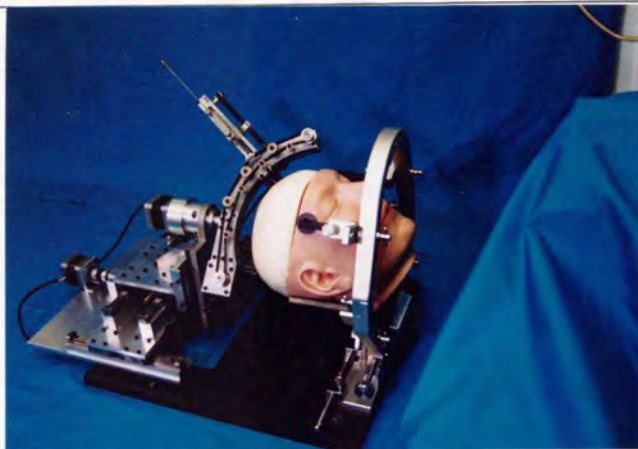


図5-3 穿刺マニプレータ

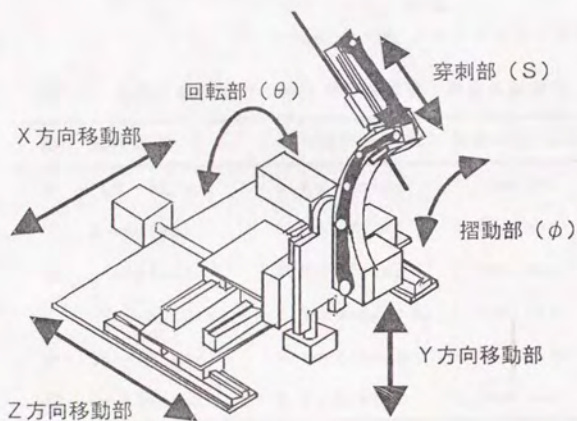


図5-4 穿刺マニプレータ機構図

穿刺位置移動部はボールねじを用いたX Y Z 各方向の移動部からなり、直角座標系を形成している。穿刺方向設定部は回転部と摺動部からなる。回転部はハーモニックドライブを介して摺動部のアームを回転させ、摺動部はベルト駆動によって穿刺部をアームに沿って移動させる。穿刺部はベルト駆動で針をアームに垂直に挿入する。また各駆動部はリミットにより原点位置出しを行う。表5-2に各軸に使用したステッピングモータ及び伝動装置を示す。また表5-3に



は各軸の動作範囲と最小動作可能量（ステッピングモータの1パルスの駆動で動作する量）、及び駆動最高速度を示す。

表5-2 各軸に採用したモータ及び伝動装置

軸	モータ	伝動装置
X	PX244-04B*	ボールねじW0601MA-2Y-C3T1*** (リード:1mm)
Y	KP42EMI-551**	ボールねじW0601MA-2Y-C3T1*** (リード:1mm)
Z	PX244-04B*	ボールねじW0601MA-2Y-C3T1*** (リード:1mm)
$\theta$	PX244-04A*	ハーモニックドライブCS-11-100-2A-R**** (減速比:100)
$\phi$	PX243G01-02A*	タイミングベルト駆動 (摺動)
S	KP42EMI-551**	タイミングベルト駆動

\* :オリエンタルモータ社製

\*\* :日本サーボ社製

\*\*\* :N S K社製

\*\*\*\* :ハーモニックドライブ社製

表5-3 各軸の動作範囲・最小動作可能量・駆動最高速度

軸	動作範囲	最小動作可能量	駆動最高速度
X	-50~50 (mm)	5.0 $\mu$ m/step	3.5mm/sec
Y	0~50 (mm)	2.5 $\mu$ m/step	3.7mm/sec
Z	0~70 (mm)	5.0 $\mu$ m/step	1.6mm/sec
$\theta$	-90~90 (deg)	0.018deg/step	13deg/sec
$\phi$	10~70 (deg)	0.1deg/step	3.6deg/sec
S	0~100 (mm)	0.1 $\mu$ m/step	110mm/sec

#### 5.4.3 穿刺針の位置決め機構

本マニプレータは医用画像による誘導を想定しているため、マニプレータ自身には穿刺針先端の位置を検出する機能はない。穿刺針を設置した状態でX Y Z移動軸を原点位置出しして穿刺針先端の位置を画像上で確認し、同じく画像上で確認された患部の穿刺ターゲットの座標との差分を各軸の移動量とする。

アームは円弧形状であるため、回転部の駆動によって内側に仮想的な球を描くことができる。これを仮想球と呼ぶ（図5-5）。本マニプレータの穿刺針はアームに垂直に挿入されるため、針先端の位置は回転部や摺動部をいかなる角度に設定しても不動である。

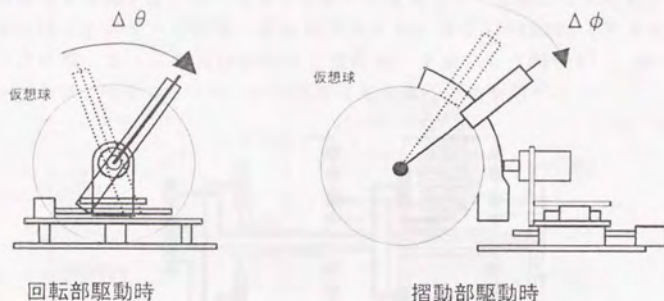


図5-5 穿刺マニプレータの位置決め原理

よって常に仮想球中心を穿刺のターゲット位置になるようにすれば、穿刺位置を穿刺位置設定部のみで定めることができる。穿刺角度も $\theta$ 、 $\phi$ のみで決定できるため、極めて容易に穿刺位置と方向を決定できる。穿刺針先端の位置決め誤差の主な要因は各軸の位置（角度）決め誤差であるが、仮想球中心を穿刺位置とする場合には穿刺位置移動部の三軸の位置決め誤差がそのまま反映されると考えられ、高精度の位置決めが可能となる。

## 5.5 穿孔マニプレータの制御回路と制御ソフトウェア

本穿孔マニプレータはパーソナルコンピュータの拡張バスをインタフェースとするインターフェース社製ステッピングモータコントローラ98SMC(2)(穿孔部及びY軸)及び98SMC(4)(X・Z軸及び回転部と摺動部)を使用し、モータ駆動回路を制御する。モータ駆動回路には使用モータに対応して駆動ドライバSS4B003(日本サーボ社製、穿孔部及びY軸)及びSPD4208A(オリエンタルモータ社製、X・Z軸及び回転部と摺動部)を用いた(図5-6)。表5-4に、ステッピングモータコントローラの使用可能な実行命令を示す。

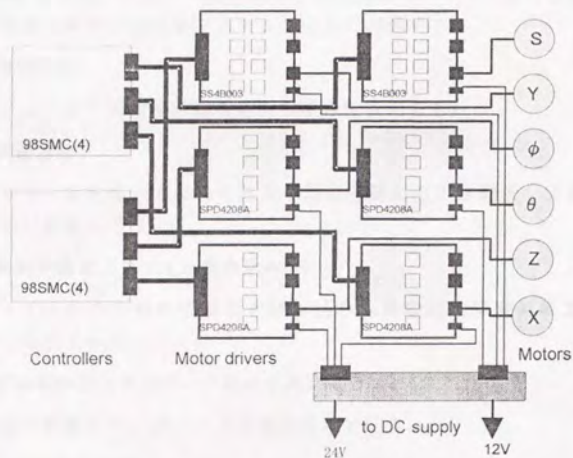


図5-6 穿孔マニプレータの制御回路

表5-4 ステッピングモータコントローラの実行命令

動作命令	即停止
	減速停止
	シングルステップ
	加減速動作
	定速動作
	リミットまで定速動作
	減速リミットまで高速動作
状態取得	基準点まで定速動作
	終了ステータスデータ
	入力信号
	出力信号
	残りパルス数



ユーザによるマニプレータの制御は、Microsoft C Ver.5によって記述された制御ソフトウェアにより行われる。本ソフトウェアの基本機能は次の通りである：

●シングルステップ移動

メニューより操作する軸を選択し、正負方向に1ステップずつ移動する。

●一定ステップ移動

メニューより操作する軸を選択する。X、Y、Z軸及び穿刺部は10mm、1mm、0.1mm、またアーム回転部、摺動部は10°、1°から移動量を選択し各軸を正負方向に指定ステップ分だけ移動する。

●原点位置出し

メニューより操作する軸を選択し原点位置出しを行う。

●加減速移動

メニューより操作する軸を選択し現在位置からの移動量を正負の数値で入力し移動を行う。

●穿刺対象指定（ファイル読み込み）

ファイルから各軸の移動量を読み込み、自動的に穿刺対象まで位置決め・穿刺する。

●穿刺対象指示（キーボード読み込み）

前述の動作をキーボードより読み込んで行う。

●コントローラ設定

コントローラの持つパラメータを変更し、各軸の移動速度を変更する。

●即時停止

任意の動作モードにおいて、あらかじめ定められたキーを押し割り込みを行うことで、マニプレータ全軸のソフトウェア的な即時停止を行う。

装置の緊急停止は上記のソフトウェアによる即時停止に加えて、ソフトウェア自身の暴走も想定し、マニプレータのモータ駆動電源の遮断による緊急停止も可能となっている。

穿刺マニプレータの機械原点位置出しを行うにはコントローラに用意されたリミットスイッチ端子を用いる。リミットスイッチ端子への入力フォトインタラプタの出力を接続して使用し、下限リミットの位置を原点とする。

一方原点位置決めの際にバックラッシュなどの要因からリミットスイッチが働いたところを原点とすることはできない。そこでバックラッシュをなくし常に一定の原点を出すために、リミットスイッチで停止したあと逆方向に1ステップずつ、リミットスイッチが切れるまで駆動しその位置を原点として定めた。

## 5.6 機械系位置決め精度の評価試験

本マニプレータの機械系の位置決め誤差の評価を、ダイヤルゲージを用いた繰り返し位置決め誤差測定によって行う。繰り返し位置決めは同一駆動方向からのアプローチと逆方向からのアプローチ（バックラッシュ）の両方を検討した。

### 1) 一方向駆動での位置決め誤差の測定

各軸はリミットで原点位置を定めた後、一定量（直線駆動部は10mm、回転・摺動部は9度）駆動させダイヤルゲージに移動部分を当て、読みを記録する。回転・摺動部の測定では穿刺部の一部を、穿刺部の測定では穿刺針先端をダイヤルゲージに当てる。再び原点位置決めを行った後に初回と同数の駆動パルスを与えて駆動したときのダイヤルゲージの読みを記録し、初回の読みとの差を位置決め誤差とする。

### 2) バックラッシュの測定

一方向駆動と同様、各軸は原点位置決めを行った後一定量（直線駆動部は10mm、回転・摺動部は9度）駆動させ、ダイヤルゲージを当て読みを記録する。次に原点とは逆方向から駆動パルス数換算で同じ位置まで駆動したときのダイヤルゲージの読みを記録し、初回の読みとの差を位置決め誤差とする。

表5-5に各軸の一方向繰り返し誤差及びバックラッシュを示す。XYZ軸はいずれもバックラッシュが0.01mmから0.02mmに収まっており、使用したボールねじの仕様をほぼ反映したものとなっている。一方向駆動では数 $\mu\text{m}$ の繰り返し誤差であり、この制御方法では総合的に穿刺針先端の繰り返し位置決め誤差を0.01mm以内に収めることが可能である。回転部に関しても十分な精度が得られた。一方、摺動部と穿刺部ではタイミングベルトの伸縮に起因するバックラッシュが見られる。とりわけ摺動部は一方向駆動による角度決めが不可欠である。

表5-5 一方向繰り返し誤差とバックラッシュ

軸	一方向繰り返し誤差	バックラッシュ
X	$0 \pm 1 (\mu\text{m})$	$15 \pm 2 (\mu\text{m})$
Y	$0 \pm 2 (\mu\text{m})$	$5 \pm 1 (\mu\text{m})$
Z	$2 \pm 1 (\mu\text{m})$	$29 \pm 1 (\mu\text{m})$
$\theta$	$0.0 \pm 0.0 (\text{deg})$	$0.0 \pm 0.0 (\text{deg})$
$\phi$	$0.0 \pm 0.0 (\text{deg})$	$22.8 \pm 0.1 (\text{deg})$
S	$2 \pm 3 (\mu\text{m})$	$15 \pm 3 (\mu\text{m})$



## 5.7 X線CT下でのファントム穿刺実験

本マニプレータでファントムによる穿刺実験を行うことで、X線CT画像上の測定誤差を含んだ総合位置決め誤差を評価するとともに、マニプレータの寸法・駆動範囲、アーチファクトの有無に関する評価を行う。ファントムとして頭部とはほぼ同一の大きさ・形状を持つ冬瓜を用いる。また、カテーテルの代わりとして直径3mmのアルミニウム丸棒を穿刺針として用いる。CT画像の撮影はX線CT装置GE8800をabdomen modeにて行う。座標の測定はいずれもX線CT装置のコンソールに表示されたCT画像上で装置の座標計測機能を用いて行い、画像の解像度は1pixel=0.5mmである。

### 初期仮想球中心位置の測定 (図5-7)

頭部固定装置とマニプレータをCTベッド上に固定する。穿刺針先端が仮想球の中心に来るようにセットし、穿刺位置移動部を原点復帰した後にX軸からの平行投影像であるscout viewから針先端のZ座標を測定する。針先端でのXY平面断層像を撮影し、穿刺針先端のXY座標を測定する。

### 穿刺ターゲット位置の測定 (図5-8)

穿刺針を引き抜き、頭部固定装置に冬瓜を固定して表面にburr holeに相当する穴を開ける。冬瓜の種の一つを仮想的な穿刺ターゲットとし、仮想球中心位置と同様の方法で穿刺ターゲット座標を算出する。

### 穿刺位置・方向の設定と穿刺 (図5-9)

穿刺ターゲット座標と仮想球中心初期座標の差を算出し、XYZ軸を駆動させることで仮想球中心を穿刺ターゲットに移動させる。Burr holeからアプローチするように穿刺方向設定部を駆動し穿刺方向を定め、穿刺針先端を仮想球中心まで挿入する。

穿刺後に再びscout view及び断層像を撮影し、穿刺位置を測定した。その結果穿刺針先端は穿刺ターゲットからX軸方向に1.0mmずれていたが、Y及びZ軸方向に関してはずれを認めず、臨床応用に十分な位置決め精度であることが確認された。

また、穿刺後の穿刺ターゲット付近で撮影した断層像(Z方向に±30mm以内)上ではアーチファクトを確認できなかった。マニプレータ本体はCTのベッドに固定した状態で容易にガントリー内に収めることができ、各軸の駆動範囲に関しても現行の定位脳手術で必要となる範囲をカバーしていることが脳外科医によって確認された。

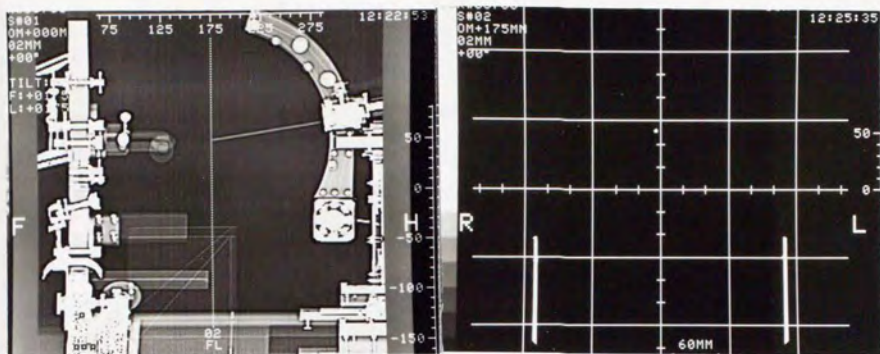


図5-7 各軸初期位置でのX線CT像

(左) scout view (右) 針先端での断層像

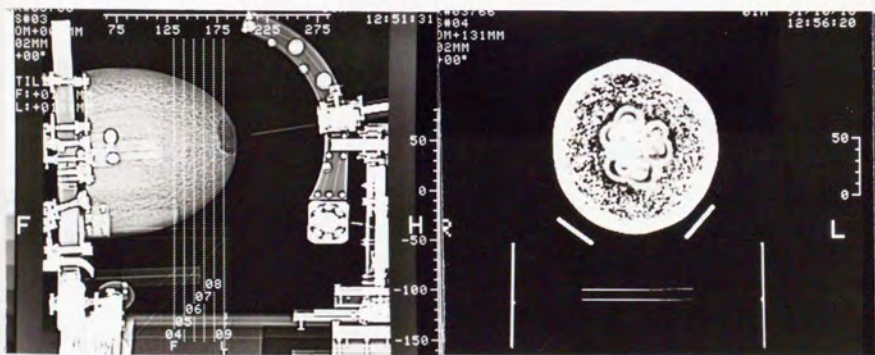


図5-8 穿刺前のファントムCT像

(左) scout view

(右) 穿刺ターゲット(十字)を含む断層像



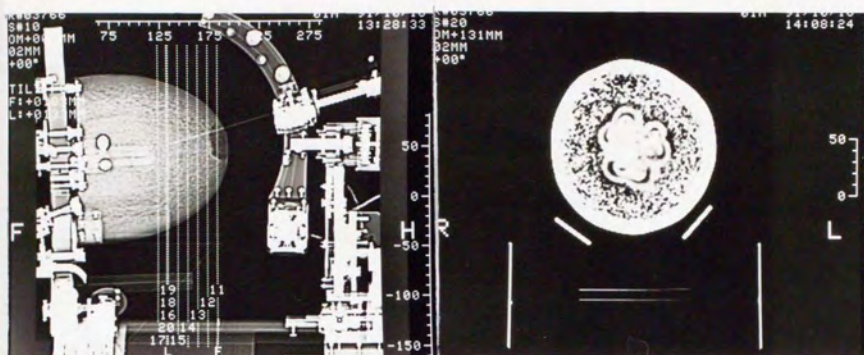


図5-9 穿刺後のファントムCT像

(左) scout view。左から二番目の縦線が穿刺ターゲットを含む断層面である。

(右) 針先端での断層像。白丸の中心が穿刺ターゲット、白丸の中の白点が針の先端である。



## 5.8 本章の考察とまとめ

開発した X 線 CT 誘導穿刺マニプレータシステムに関し、以下のことが明らかとなった：

### 穿刺マニプレータの機構について

本穿刺マニプレータの機構は、穿刺ターゲットの位置決めと穿刺方向設定の機構が分離されており、臨床に十分な位置決め精度を実現させている。またアームの回転機構と摺動部の構造は、断層面内にアームや機械要素を設置しないための工夫であり、と同時に全体の小型化が図られている。

穿刺針のアプローチできる範囲、すなわち各軸の駆動範囲は、マニプレータ全体のサイズを小型化しつつも十分に確保されている。

穿刺部に関しては、現在のように仮想球の中心まで到達させることのみが目的であれば、必ずしもモータによる精密位置決めは必要ではない。穿刺針が仮想球中心に到達する場所で停止するような機構にすれば、手による刺入でも同程度の精度で穿刺が達成可能である。機械による穿刺に不安がある場合にもこの手動的な穿刺が適用できる。しかしながら、無人で穿刺できるという本システムの特徴を生かすためには穿刺部の自動化は必須である。

### 穿刺マニプレータの制御について

穿刺マニプレータの制御ソフトウェアが必要とするデータは、各モータの速度などのパラメータを除けば初期位置からの相対的な位置・角度の量のみである。制御ソフトウェアは現在のところ、これらの値をキーボード又はファイルから読み込むようにしているが、X 線 CT 装置と接続すれば、断層像上で直接穿刺ターゲットを指示し、穿刺を行う事も可能である。

### 位置・方向ぎめ精度について

位置・方向ぎめ精度の評価は本研究では繰り返し誤差のみを測定し、一方向からアプローチさせバックラッシュの影響を取り除くことにより、高精度の繰り返し動作が可能である事が示された。厳密には初期位置からの絶対的な位置決め誤差の評価が必要となるが、誤差要因として考えられるボールねじの送り誤差と X Y Z 各軸の組み立て誤差は僅少と考えられる。

### ファントムを用いた穿刺実験について

ファントム実験での位置決め誤差評価の精度は、X 線 CT 断層像の解像度 (1pixel=0.5mm) 及び画面上のカーソル移動による目測誤差で定まる。得られた位置決め誤差 (1.0mm) はこの画像解像度と同等であるから、実験での位置決め誤差は観察されなかった。

マニプレータの機構と制御自身を別として、本実験では次のような位置決め誤差要因の可能性が示唆され、これらは更にファントム実験を重ねる事で評価されるものである：

- 断層像上での針の初期位置・及び穿刺ターゲット位置の測定誤差
- 穿刺中の穿刺針の屈曲
- 刺入によるファントムの移動・変形

以下に本章のまとめを示す。

本章では画像のガイド下にて低侵襲で治療器具を導入する支援システムに関して、導入機構の適用について述べ、脳穿刺を目的としたマニプレータを開発した。

患部への治療器具導入機構としては、「穿刺型」「挿入型」「漂流型」「管内自走型」および「完全自走型」が挙げられ、その使い分けは導入対象の患部の存在する臓器の形状によることが明らかとなった。その中で脳や肝臓などの実質臓器を対象とし、技術的实现可能性の大きい機構は、カテーテルを患部まで突き刺し治療器具導入のガイドとする「穿刺型」である。

これを受けて、X線CTにて脳穿刺を行う穿刺マニプレータシステムを開発した。開発にあたっては特に医療用である点に留意し、安全性、機構、精度の面での諸仕様の検討を行った。

安全性に関してはモータや減速機構の選定において、停電時や暴走時の対策を行うとともに、全体の機構も術者や患者に接触しないものとした。また全体的に小型化を図り、CTガントリに入るものとした。機械的な位置決め精度は0.1mm以内に納めた。

ファントム実験の結果、画像上の穿刺ターゲットの測定誤差も含む全体的な位置決め誤差は1.0mmと臨床上十分であった。また、機構による画像上のアーチファクトも観察されず、本システムの臨床応用の可能性が示唆された。



## 第6章 考察

## 1) システム・インテグレーションとシステム・エンジニアリング

システム・インテグレーションとは、組織内の各部門や組織間の業務プロセスを統合し、情報の流れを最適化することを目指す。システム・エンジニアリングは、システムを設計・構築・運用するための技術的アプローチを指す。

システム・インテグレーションとシステム・エンジニアリングは、組織の業務プロセスを統合し、情報の流れを最適化することを目指す。システム・エンジニアリングは、システムを設計・構築・運用するための技術的アプローチを指す。

システム・インテグレーションとシステム・エンジニアリングは、組織の業務プロセスを統合し、情報の流れを最適化することを目指す。システム・エンジニアリングは、システムを設計・構築・運用するための技術的アプローチを指す。

システム・インテグレーションとシステム・エンジニアリングは、組織の業務プロセスを統合し、情報の流れを最適化することを目指す。システム・エンジニアリングは、システムを設計・構築・運用するための技術的アプローチを指す。

システム・インテグレーションとシステム・エンジニアリングは、組織の業務プロセスを統合し、情報の流れを最適化することを目指す。システム・エンジニアリングは、システムを設計・構築・運用するための技術的アプローチを指す。

システム・インテグレーションとシステム・エンジニアリングは、組織の業務プロセスを統合し、情報の流れを最適化することを目指す。システム・エンジニアリングは、システムを設計・構築・運用するための技術的アプローチを指す。

システム・インテグレーションとシステム・エンジニアリングは、組織の業務プロセスを統合し、情報の流れを最適化することを目指す。システム・エンジニアリングは、システムを設計・構築・運用するための技術的アプローチを指す。

## 6.1 手術計画支援について

### 1) シミュレーション機能のソフトウェアへの実装

第3章で、手術シミュレーション機能は手術操作との対応で決定できることを示したが、実際に手術シミュレーション機能をソフトウェアへと実装する場合には様々な課題が残されている。

●定位脳手術シミュレーションの例（カテーテルと臓器との距離計算）で示されたとおり、シミュレーション機能は必ずしも一つのアルゴリズムで実現されるものではなく、同じ機能に対しても演算対象となる臓器の臓器モデル表現（計算機内ではデータ構造）により異なるアルゴリズムを用意する必要があることが指摘される。

●術式によって必要なシミュレーション機能は異なるが、その中でも割合にどの手術に対しても必要となる機能とそうでない機能があることがわかる。

どの手術でも必ず使用されるのが、表示に関する機能である。これは観察行為がいかなる手術に対しても不可欠であることに起因する。また、計測に関する機能の中でも、大きさや位置関係に関するシミュレーション機能も表示機能同様に必須である。

これに対して形状操作に関する機能は、例えば穿刺術ではどの臓器も形状を変更しないため、不要である。形状操作が必要となる手術は主に血管の切断・結紮や吻合を伴う手術であり、その典型が移植手術である。

生化学解析機能は、シミュレーション機能の中でも最も治療原理に直結した機能である。この機能は加熱、臓器切断など、治療原理と1対1に対応するものであり、最も共通性の無い機能である。

以上のことから、手術シミュレーションソフトウェアは表示及び計測に関する機能を標準で備え、必要に応じて形状操作や生化学解析の機能を付加すればよいと考えられる。

## 2) 生化学解析に関するシミュレーション機能の実現

生化学解析に関するシミュレーションは、従来の臓器の形状に着目したシミュレーションと異なり、臓器の「機能」に関するものである。この機能に関する研究は骨の応力解析を除くとほとんど手がつけられていないのが現状であるが、直接治療効果の予測につながるものであり、手術シミュレーションの分野で今後最も発展が期待される分野である。

生化学解析に関するシミュレーション機能の実現にあたっては二つのモデル化が必要である。一つは、シミュレーションしようとしている現象の数学モデル化であり、もう一つはシミュレーションに必要な変数を含む、臓器のモデル化である。例えば臓器の変形のシミュレーションでは、変形現象のモデル（弾性体モデル、大変形モデル、流体モデル…）と臓器の物性データを含むモデル（ヤング率、ポアソン比…）である。従って生化学解析シミュレーションが可能となる前提条件は、対象となる生化学現象が何らかの数式化が可能であることと、解析に必要な臓器の物性定数が既に明らかになっていることである。ここに生化学解析の難しさが指摘される。

例として開頭後の脳の変形のシミュレーションでは、脳を弾性体と仮定し、重力がかかることによる変形計算が野崎らにより行われてきた<sup>86)</sup>。しかし厳密には脳の変形は非弾性的であるのに加え、脳の変形のもう一つの要因として脳室内の髄液の流出が指摘されており<sup>87)</sup>、大変形モデル、あるいは流体モデルでの解析が必要となる。また肝切除後の血流予測も、門脈枝と静脈枝の選択的対応からある程度予測が付くが、正確な予測には肝臓内の血流モデルの構築が必要であろう。



## 6.2 患部観察支援について

### 1) 画像マッチングを用いた画像対応付け

画像の対応付けに関しては、本研究ではマーカやセンサを用いる方法について述べたが、より発展的な方法として画像マッチングを用いた対応付けも考えられる。この方法は画像処理を積極的に応用するものであり、完全にソフトウェア的に対応付けを行うためにセンサの操作性の問題も生じず、理想的な対応付け手法の一つといえる。

例として波多ら<sup>88)</sup>は臓器モデルの三次元像と術中の超音波断層像を合成する1手法として、臓器の輪郭のマッチングによる画像合成を行っている。演算時間や画像の歪み、輪郭抽出の自動化などの問題は残されているが、今後の発展が望まれる。

本研究で開発したマーカの画像処理による対応付け手法においても、マーカを用いずに術野中の特徴臓器を計算機に画像認識させ、三次元形状モデルと照らしあわせることによる対応付けも究極的には可能となろう。

### 2) 術中画像の三次元処理

術前の診察支援においては医用画像の各種処理が積極的に行われているのに対して、術中の医用画像機器では三次元処理などの高度な処理はほとんど行われていない。しかしながら術野の臓器の三次元的把握をより深めるためには、術中の画像の三次元処理も必要である。

術中画像では従来は即答性が重要視され、これが演算時間を要する術中三次元処理の発展を遅らせてきた。しかし最近の計算機技術の急速な発展とメカトロニクスの導入により、術中でも利用可能な応答速度で各種三次元処理が可能となりつつある。

山内らは<sup>89)</sup>小型の超音波プローブをプローブの軸回りに回転させ、回転軸に垂直な断層像を再構成する術中Ultrasound Computed Tomographyシステムの開発を行っている。このシステムはパーソナルコンピュータを用いた簡便なシステムであるが、患部を含む断面での横断層像を数十秒で再構成することができ、4例の脳神経外科手術への臨床応用も行っている<sup>90)</sup>。このような術中三次元画像処理は、いわば術者に様々な角度からの眼を与えるものであり、術前画像との合成と共に今後発展が望まれる。

### 6.3 治療器具導入支援について

第5章で述べた治療器具導入支援の5つの機構の中で、現在実用化への課題が多く残されているのは「漂流型」「管内自走型」「完全自走型」である。これらはいずれも駆動機構を体内に置くものであり、以下のような課題がある。

- 現在位置の確認と位置制御
- 駆動機構と治療器具へのエネルギー供給
- 駆動機構の小型化
- 治療終了後の駆動機構と治療器具の回収または分解

この解決にあたっては、いわゆるマイクロマシン技術を応用した装置全体の小型化を中心とした様々なアイデアが提案されているが、実現にあたっては機構面に加えてセンサ技術、通信技術、電磁場によるエネルギー伝達、および材料などの総合的な研究開発が必要であることに留意せねばならない。

加えて第5章の表で示したとおり、ほぼ総ての臓器は「穿刺型」「挿入型」の導入機構で対応可能である。その他の機構を選択するとすれば、カテーテル挿入の侵襲が問題になる場合か、管腔臓器でも曲がりくねった奥に患部がある場合のみであるといえる。完全自走型機構などは工学的には極めて興味深い、手術支援の立場からはより現実的な「穿刺型」や「挿入型」の開発が優先されると考えられる。

## 6.4 各種手術支援技術の複合応用について

本研究では手術支援技術を手術計画支援、患部観察支援、治療器具導入支援などの支援分野により分類し、各々について個別の論議を行ったが、これら手術支援技術が結合することにより、より積極的な手術支援が可能になると考えられる。

ここで手術支援技術同士を結び付けるのが、正に三次元医用画像情報であると考えられ、本研究で開発した各種術支援システムに関しても、以下のような相互結合の有用性が指摘できる：

### ●Computer Aided Surgery システムと合成立体視システムの結合

本研究で開発した合成立体視システムは、C A Sシステムによって術前画像から再構成した臓器の三次元像を実際の術野とオーバーラップして表示することを可能とした。C A Sシステムのワークステーション上での三次元表示も、従来二次元的な体内画像のみを頼りにしていた医師にとっては有益な支援手段であるが、術中の合成立体視は画像情報の提示の面でC A Sシステムと手術をより強く結び付けるものである。

合成の対象となるのは本研究で示された手術用顕微鏡像だけに留まらない。内視鏡や術中超音波断層像などの他の画像モダリティに対しても、画像合成による術前画像との合成の有用性は明らかである。これらの場合は顕微鏡の例と同一の画像合成アルゴリズムが適用されるとは限らないが、基本的には画像装置の臓器に対する位置・姿勢が獲得できれば良いのであり、各種センサや三次元ポイントにより画像合成が実現しうると考えられる。

### ●Computer Aided Surgery システムと穿刺マニプレータシステムの結合

本研究で開発した穿刺マニプレータシステムは、術中X線C Tの画像情報から直接手術機器を制御するものであり、医用画像情報による手術支援の例としては、画像情報が手術に最も積極的にかかずらっている例であると言える。

本穿刺マニプレータを誘導する画像情報としては、C A Sシステムが提供する術前の臓器の形状情報でも可能である。C A Sシステムを結合することで、単なる画像上の機器の誘導に留まらず、術前の穿刺シミュレーションの結果を直接マニプレータの制御に用いることができ、従来危険であるとして忌避されてきた穿刺方向からの穿刺も安全に行うことが可能となる。



穿刺マニプレータのCASシステムでの運用において穿刺精度の面から重要となるのは、CASの保持する術前の医用画像情報と手術室のマニプレータとの両者の座標系の対応である。また、とりわけ腹部臓器では呼吸運動に伴う臓器の移動や変形が存在し、穿刺誤差の大きな要因になると考えられる。座標系対応に関しては前述の立体画像合成システムでの座標系対応の課題と類似しており、同システムで開発される手段を応用することも可能である。

## 6.5 手術支援システムの将来展望について

手術支援システムの目的は、手術に携わる医療従事者を「支援」することであり、決してコンピュータや機械自身が手術を行うためではない。本論文においてあえて「手術システム」ではなく「手術支援システム」という言葉を用いたのもそのためである。従って近未来はもちろんのこと、数世紀先においても、「手術」という治療行為が必要とされる限りにおいて手術支援システムによって外科医が不要になることはあり得ない。

十年先、あるいは数十年の近未来における手術支援システムは、主に高度なテクニックを要する術式に対して応用されるものと考えられる。すなわち、いわゆる「名医」と呼ばれるほんの少数の外科医が執刀できるような難しい手術を、手術支援システムにより多くの外科医が執刀できるようにすればよいのであり、例えば虫垂炎のようにどの医療機関でも受け付けられるような容易な手術にまで、費用をかけて手術支援システムを導入する必要はない。

遠い将来にわたり手術支援システムが目指すものは、いわば「手術無き外科」という外科治療の究極の姿である。そこにはもはやメスを持つ外科医の姿はなく、手術マニプレータによる超低侵襲手術がなされている。外科医は手術室内ではなく、手術室外で立体視ディスプレイにより提供される術野像と三次元画像情報を元に次の作業を指示するという高度判断を担っている。この医師の作業決定を支援するのが計算機による手術シミュレーションである。このような手術形態は低侵襲化を促進するのみならず、高圧酸素下や無重力などの特殊環境での手術も可能となり、従来考えられなかったような治療法を可能とするであろう。

このような究極の手術室を実現するためには、もはや画像・情報処理技術のみでは不十分であり、メカトロニクスや光学などの工学の諸分野の成果の積極的な応用が必要とされる。

## 第7章 結論

本研究では手術支援において、医用画像が重要な役割を果たしかつ治療に直結した支援分野として「手術計画支援」「患部観察支援」「治療器具導入支援」を挙げ、各々の開発手法について次のような結論を得た：

### ●三次元臓器形状モデルによる手術シミュレーション

手術シミュレーションソフトウェアは、「手術シミュレーション機能」（計算機内での仮想的な手術操作）と「臓器モデル表現」を選択・組みあわせることで構築されるとした上で、定位脳手術と生体部分肝移植を対象とした手術シミュレーションソフトウェアを開発した。

定位脳手術シミュレーションでは、皮質機能領域の表現方法として開曲面ポリゴン表現が適切であることが示された。また同じシミュレーション機能に対しても、扱う臓器モデルの表現方法によって計算アルゴリズムが異なるという実装上の留意点が指摘された。

生体部分肝移植シミュレーションでは、表示機能に加え、切断や吻合などの形状操作に関するシミュレーション機能、および移植肝の周辺臓器との干渉を評価する機能が新たに必要となった。干渉度評価関数を用いた移植肝配置最適化の試みは、計測に関するシミュレーション機能のより積極的な応用である。

### ●三次元画像合成による術中患部観察

術中の患部観察支援において、術前の診察用の医用画像と比較して用いられる画像の情報が著しく制限される点から、三次元画像合成を提案した。

これを受けて、術前に再構成した臓器モデルの三次元像と、手術室で得られる手術用立体視顕微鏡の立体画像を合成し立体的に表示するシステムを開発した。臓器モデルと顕微鏡の座標系対応はマーカの画像処理により実現し、顕微鏡の光軸に対して上下左右方向に0.3mm以内、奥行き方向で2.7mm程度の精度を得た。

試作した二眼式立体視ディスプレイでは、術者の作業スペースは光軸の工夫でCRTを術者上方に配置することで解決した。本ディスプレイは幅角調節機構により立体感を調節することが可能である。



## ● 医用画像の誘導による治療器具導入

患部への治療器具導入機構として、「穿刺型」「挿入型」「漂流型」「管内自走型」および「完全自走型」を挙げ、各々の特徴を分析すると共に、その使い分けが導入対象の患部の存在する臓器の形状によることを明らかにした。

脳への導入には「穿刺型」が有効であることから、X線CT画像の誘導による脳穿刺マニプレータを開発した。駆動機構の形状やステッピングモータの採用により安全性を確保し、動作範囲と精度を確保し小型化を図った。穿刺針の位置決め機構の一方向繰り返し誤差は最大 $3\mu\text{m}$ 、方向の設定繰り返し誤差に関しては $1\text{deg}$ 以内という当初の仕様を満たした。

ファントムを用いたX線CT下の穿刺実験で、最終的な穿刺位置誤差 $1.0\text{mm}$ が確認されたが、定位脳手術の臨床では十分な精度である。また、機械要素による画像上のアーチファクトも確認されなかった。

以上本研究で述べた手術シミュレーションや手術支援機器の構築手法に基づいて開発される手術支援システムは、従来の医用画像による手術支援をより積極的かつ直接手術に結合させるものとなり、手術の治療成績向上に大きく寄与すると考えられる。

---

## 謝辞

本研究を行うに際し、常日頃より親身のご指導をいただいた

東京大学工学部精密機械工学科 土肥 健純 教授  
に衷心より深く感謝致します。

また、本論文の作成に当たり、厳格にして適切にご指導・ご助言をいただいた

東京大学医学部	斎藤 正男	教授
東京大学工学部精密機械工学科	大園 成夫	教授
東京大学工学部精密機械工学科	木村 文彦	教授
東京大学工学部機械情報工学科	廣瀬 通孝	助教授
東京大学工学部精密機械工学科	太田 裕治	助教授

に厚く御礼申し上げます。

数年間に渡って多くの機会を通じて様々なご教示をいただいた

東京大学医学部	都築 正和	先生
東京警察病院外科部長	橋本 大定	先生
東亜大学大学院応用生命工学科	堀内 孝	教授
東京警察病院脳神経外科	渡辺 英寿	先生
東京女子医科大学脳神経外科	伊関 洋	先生

ほかCAS研究会および日本コンピュータ外科学会の皆様  
に厚く感謝致します。

生体部分肝移植に関する貴重なご助言をいただき、本研究において使用した患児  
MRI画像撮影の便宜を図っていただいた

東京大学医学部小児外科 河原崎 秀雄 講師  
に感謝致します。

最後に6年間にわたり共に研究生活を送った

東京大学工学部精密機械工学科	鈴木 真	助手
東京大学大学院工学系研究科	奥井 洋子	氏

ならびに土肥・太田研究室の学生・院生の皆さん、ありがとうございました。

1994年2月23日

山内康司



## 索引

## D

donor ----- 41

## R

recipient ----- 41

## あ

アーチファクト ----- 97

移植肝 ----- 41

移植肝配置の最適化 ----- 52

移植床 ----- 50

移植・置換材料支援 ----- 6

一般化円筒表現 ----- 22

医用画像 ----- 3

X線CTによる定位脳手術 ----- 96

奥行感覚 ----- 64

## か

開曲面ポリゴン表現 ----- 22

仮想球 ----- 102

画像合成アルゴリズム ----- 71

画像の対応付け ----- 62

画像誘導定位脳手術 ----- 30

肝癌レーザー焼灼術 ----- 25

干渉空間 ----- 50

干渉体積 ----- 51

干渉度 ----- 50

干渉度評価関数 ----- 50

完全自走型 ----- 92

管内自走型 ----- 92

患部観察支援 ----- 5

患部治療支援 ----- 5

CASシステム ----- 25

教育支援 ----- 7

距離計算 ----- 36

合成誤差 ----- 77

## さ

最大干渉距離 ----- 50

三角形ポリゴン表現 ----- 27

三次元医用画像 ----- 3

三次元画像合成 ----- 63

三次元臓器形状モデル ----- 18

残存肝 ----- 43

周辺臓器との圧迫 ----- 43

手術計画支援 ----- 4

手術支援 ----- 2

手術支援機器 ----- 9

手術室周辺支援 ----- 6

手術シミュレーション ----- 18

手術シミュレーション機能 ----- 19

手術手技教育支援 ----- 7

診察支援 ----- 4

診断教育支援 ----- 7

診断支援 ----- 4

生体部分肝移植 ----- 41

穿刺型 ----- 92

穿刺シミュレーション ----- 36

穿刺マニプレータ ----- 96

臓器形状モデル ----- 18

臓器同士の圧迫 ----- 50

臓器モデル ----- 18

挿入型 ----- 92

## た

大脳皮質領域 ----- 31

治療器具導入機構 ----- 92

治療器具導入支援 ----- 5

治療支援 ----- 5

点の対応 ----- 62

## な

内包 ----- 31

ナビゲーションシステム ----- 62

脳機能領域 ----- 31

## は

漂流型 ----- 92

複数医用画像情報の統合 ----- 25

フレーム ----- 30

閉曲面ポリゴン表現 ----- 21

ボクセル表現 ----- 21

## ま

みかけの輻輳角 ----- 70

面の対応 ----- 62

## や

容態管理支援 ----- 6

## ら

立体視ディスプレイ ----- 64

立体の対応 ----- 63

立体表示の手法 ----- 68

レーザーポインタ ----- 82

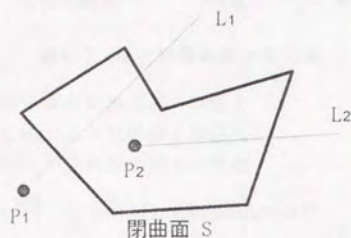
## 付録

## I. 臓器モデルに関する基礎演算アルゴリズム

## A. 三角形ポリゴンに対する点の内外判定

IsInner

閉曲面多面体に対する点の内外判定（閉曲面内か外か）は、点から任意の方向に半直線を伸ばし、半直線と多面体との交点の数により求めることができる（図R-1）。



図R-1 閉曲面に対する点の内外判定

閉曲面 S 外にある点  $P_1$  から発する半直線  $L_1$  は、閉曲面と偶数の交点を持つが、閉曲面内にある点  $P_2$  から発する半直線  $L_2$  は閉曲面と奇数の交点を持つ

$$\text{IsInner}(P, S) = \begin{cases} \text{true} (n: \text{odd}) \\ \text{false} (n: \text{even}) \end{cases} \quad (n: \text{number of crosspoints})$$

## B. 三角形面素と点の最短距離計算

DistPntFct

三角形面素と点の最短距離は、点から面素へ下ろした垂線の長さである。垂線は、垂線の足が面上か、辺上か、あるいは頂点かで場合分けされる（図R-2）。



図R-2 点と垂線の足との関係

$P_1$ : 垂線の足  $H_1$  が三角形面素  $F$  の面上

$P_2$ : 垂線の足  $H_2$  が三角形面素  $F$  の辺上

$P_3$ : 垂線の足  $H_3$  が三角形面素  $F$  の頂点

$$\text{DistPntFct}(P, F) = \overline{PH} \quad H: \text{foot of perpendicular on } F$$

## C. 三角形ポリゴンと点の最短距離計算

DistPntPgn

三角形ポリゴンと点の最短距離は、厳密にはポリゴンを成す全ての三角形面素と点の距離の最短を求めることで得られる。

$$\text{DistPntPgn}(P, S) = \min(\text{DistPntFct}(P, F_i)) \quad F_i: \text{all triangles of } S$$

が、三角形面素が点との距離に対して十分小さい場合には、以下の近似式を用いることで演算時間を大幅に短縮することが可能である。

$$\text{DistPntPgn}'(P, S) = \min(\overline{PV_i}) \quad V_i: \text{all vertexes of } S$$

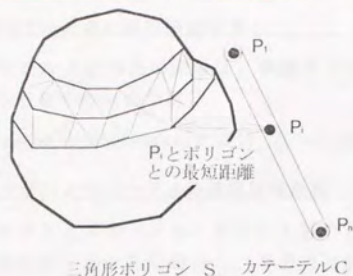
なお三角形ポリゴンが閉曲面の場合には、点の内外判定の結果点がポリゴン内に存在する場合には距離は 0 とする。

## D. 三角形ポリゴンとカテーテルの最短距離計算

DistCathPgn

三角形ポリゴンとカテーテル、すなわち線分との最短距離は、線分を十分な数に等分し、等分点と三角形ポリゴンとの距離の最短のものを得ることで近似する。但し、カテーテルの半径  $r$  を差し引くこととする（図R-3）。





図R-3 三角形ポリゴンとカテーテルの距離計算

$$\text{DistCathPgn}(C, S) = \min(\text{DistPntPgn}(P_i, S) - r)$$

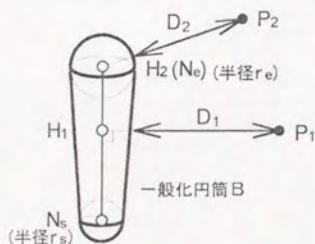
$$P_i = P_1 + \frac{i-1}{n-1}(P_n - P_1) \quad 1 \leq i \leq n$$

$r$ : radius of catheter

## E. 一般化円筒と点の最短距離計算

DistPntBranch

一般化円筒はテーパ付円筒の先端が半球となっており、三角形面素と点との距離計算と同様に、点からの垂線の足が中心軸上にくるかどうかで場合分けされる（図R-4）。



図R-4 一般化円筒と点の距離計算

一般化円筒の中心線に垂線が下ろせる場合 ( $P_1$ ) は垂線の足と点までの距離から、垂線が下ろせない場合 ( $P_2$ ) は最も近い節点までの距離から、一般化円筒の半径を差し引いたものが最短距離 ( $D_1, D_2$ ) となる。

$$\text{DistPntBranch}(P, B) = \overline{PH} - r_H$$

$H$ : foot of perpendicular on  $B$

$r_H$ : radius of branch at  $H$

## F. 一般化円筒表現臓器モデルと点の最短距離計算

DistPntVes

一般化円筒表現臓器モデルと点の最短距離は、臓器モデルを成す全ての一般化円筒と点との距離のうち最小のものである。

$$\text{DistPntVes}(P, V) = \min(\text{DistPntBranch}(P, B_i)) \quad B_i: \text{all branches of } V$$

## G. 一般化円筒表現臓器モデルとカテーテルの最短距離計算

DistCathVes

一般化円筒表現臓器モデルとカテーテル、すなわち線分との最短距離は、ポリゴンの場合と同様に線分を十分な数に等分し、等分点と臓器モデルとの距離の最短のものを得ることで近似する。但し、カテーテルの半径  $r$  を差し引くこととする。

$$\text{DistCathVes}(C, V) = \min(\text{DistPntVes}(P_i, V) - r)$$

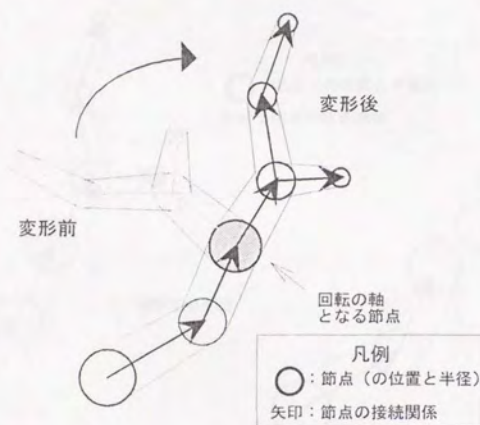
$$P_i = P_1 + \frac{i-1}{n-1}(P_n - P_1) \quad 1 \leq i \leq n$$

$r$ : radius of catheter

## II. 臓器モデルの形状操作に関するアルゴリズム

### A. 一般化円筒表現臓器モデルの変形

一般化円筒表現臓器モデルの変形では、各分岐・合流点間の長さ、および分岐・合流関係を保持を前提とした。従って変形は、一般化円筒の指定した節点を軸とし、それより末枝（または根元）の一般化円筒を一様に回転することで実現させる（図R-5）。

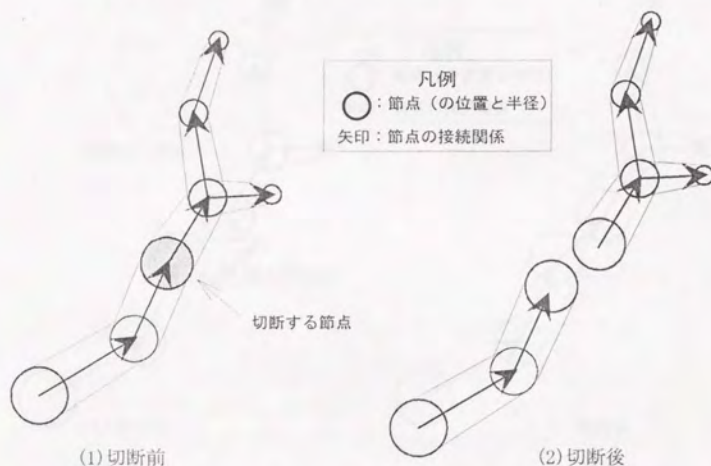


図R-5 一般化円筒表現臓器モデルの変形



## B. 一般化円筒表現臓器モデルの切断

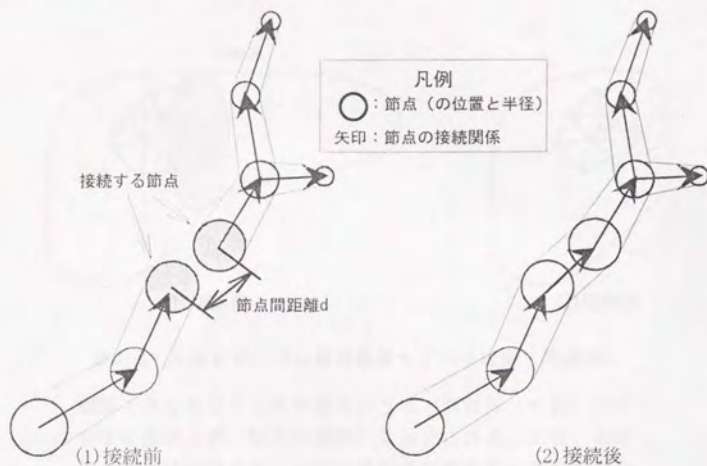
一般化円筒表現臓器モデルの切断は、切断点に指定された節点における接続関係を解消することにより行う。図R-6に示すように切断する節点がループ内にはない場合には、臓器モデルは二つに分離されるが、ループ内にある場合には節点での接続が解消されるだけで臓器モデルは分離されない。また切断点が節点間にある場合には、切断点に新たな節点を生成した後に切断操作を行う。



図R-6 一般化円筒表現臓器モデルの切断

## C. 一般化円筒表現臓器モデルの接続（吻合）

一般化円筒表現臓器モデルの接続は、切断と逆の操作により行う。すなわち、接続する節点間に接続関係を樹立させる（図R-7）。接続する2節点は必ずしも同じ場所にあるとは限らないが、モデル化される臓器が血管のようにある程度の伸びが許されるのであれば、本アルゴリズムで十分であると考えられる。

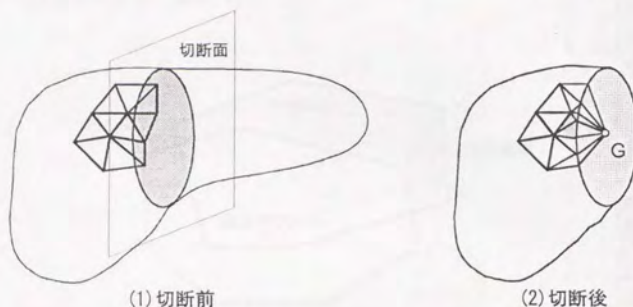


図R-7 一般化円筒表現臓器モデルの接続

2節点（斜線）での接続を示す。節点間の距離  $d$  が臓器の伸長により許される範囲内であると仮定し、両節点をそのまま接続する。

## D. 三角形ポリゴン表現臓器モデルの切断

三角形ポリゴン表現の臓器モデルの切断は、臓器モデルを構成する各三角形面素を切断面で切断後、切断面に新たな面素を生成することにより行う。なお、切断面は平面とし、開曲面臓器モデルの場合には切断面における面素生成を行わない（図R-8）。



図R-8 三角形ポリゴン表現臓器モデルの切断（閉曲面）

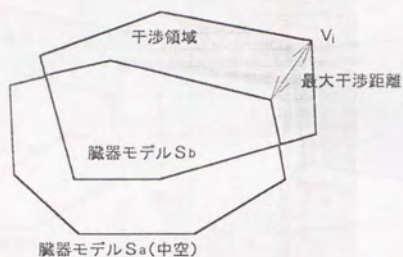
臓器モデルをなす三角形面素のうち、切断面（斜線）と交差する面素（例：灰色の面素）は細分される。また、切断面上には切断面の重心Gから放射状に新たな三角形面素を生成する。

但し本アルゴリズムでは、臓器モデルの切断面の成す閉曲線に著しい凹部分が存在する場合に、重心が閉曲線の外になるなどして切断面上に誤った面素を生成する可能性がある。



## III. 三角形ポリゴンの干渉距離計算アルゴリズム

生体部分肝移植の場合には干渉評価の対象となる臓器モデルの一方が中空で、もう一方の臓器モデルが中空からはみ出た領域を干渉領域としている。従って最大干渉距離は、はみ出す方の（干渉）臓器モデル( $S_b$ )表面をなす全ての三角形面素のうち、はみ出される方の（被干渉）臓器モデル( $S_a$ )からの距離が最大であるものを採用する（図R-9）。



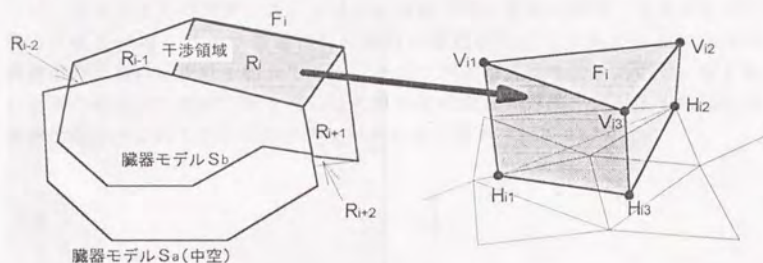
図R-9 臓器干渉距離

$$\begin{aligned} \text{MaxInterDist}(S_a, S_b) &= \max(\text{DispPntPgn}'(V_i, S_a)) \\ (V_i \in S_b) \cap (\text{IsInner}(V_i, S_a) &= \text{false}) \end{aligned}$$

## IV. 三角形ポリゴンの干渉体積計算アルゴリズム

本研究で用いた干渉体積計算アルゴリズムは、干渉する臓器モデルの三角形面素を元にして干渉領域を多面体で分割し、その総和を求めるものである。

具体的には、干渉する（はみ出す）臓器モデルの干渉部の各面素に対し、面素の頂点から被干渉臓器モデルへ垂線を下ろし、面素の頂点と垂線の足から成る多面体の体積を求めるものである（図R-10）。



図R-10 臓器干渉体積

干渉する臓器モデル  $S_b$  の三角形面素  $F_i$  の各頂点  $V_{i1} \sim V_{i3}$  から  $S_a$  に下ろした垂線の足  $H_{i1} \sim H_{i3}$  を求め、頂点および垂線の足から成る5面体  $R_i$  の体積を求める。この体積の総和を求めることで干渉領域の体積とする。但し、頂点のうち少なくとも一つは  $S_a$  の外にあるものとする。

$$\text{InterVol}(S_a, S_b) = \sum_{i=1}^n \text{PolygonVol}(V_{i1}, V_{i2}, V_{i3}, H_{i1}, H_{i2}, H_{i3})$$

$V_{ij}$ : vertexes of  $F_i$  (IsInner( $V_{ij}$ ) = false,  $\exists V_{ij} \in F_i$ )

$H_{ij}$ : foot of perpendicular of  $V_{ij}$

例外処理としては

- 頂点のいくつかは  $S_a$  の内部にある場合は、干渉領域に関してのみ体積を計算する（例： $R_{i-2}$ ）
- $R_i$  が  $S_a$  の外部であるが干渉領域に無い場合、体積は差し引く（例： $R_{i+2}$ ）

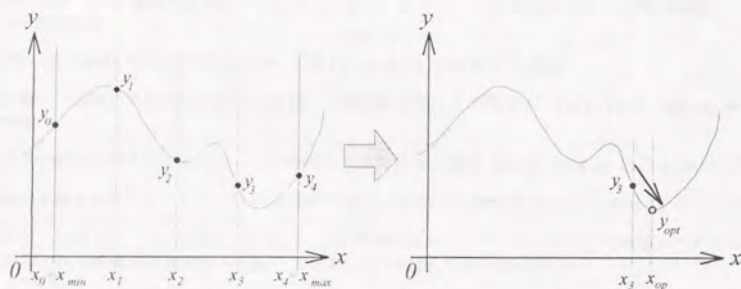
が挙げられる。

本アルゴリズムはその近似手法から、被干渉臓器モデル  $S_b$  の表面が粗いほど、また三角形面素の大きさが大きいほど誤差が増大すると考えられる。

## V. 改良準ニュートン法アルゴリズム

臓器干渉の最適化のような非線形最適化問題の解法には諸々のアルゴリズムが用いられているが<sup>9)</sup>、代表的なものとして直接一様探索法と準ニュートン法が挙げられる。

直接一様探索法の特徴は、最適化目的関数の極小値を拾うことなく信頼できる最小解が得られるところにあるが、解の精度を上げるためには多大な演算時間が要求される。一方準ニュートン法は初期値近傍の局所解に収束する恐れがあるが、収束のための演算コストは低い。臓器干渉の最適化問題では複数の局所解の可能性が高く、かつ最適化目的関数の変数が6次元空間に存在するため、最適化のための演算量も膨大である。そこで両者の長所を組みあわせ、まず粗い直接一様探索で大体の解を得、この解を初期値とした準ニュートン法による最適化を行うというのが改良準ニュートン法である（図R-11）。



(1) 直接一様探索による「仮の」解の算出

(2) 準ニュートン法による最適解の算出

図R-11 改良準ニュートン法の概要（1次元）

最適化目的関数  $y=f(x)$  において、直接一様探索で求めた粗い解  $x_3$  を初期値とし、準ニュートン法によって初期値の近傍の極小値を与える  $x_{opt}$  を最適解とする。



参考文献

- <sup>1</sup> K. Udupa, D. Odhner: "Interactive surgical planning: High-speed object rendering and manipulation without specialized hardware". Proc. of the First Conference on Visualization in Biomedical Computing, pp.330-336 (1990)
- <sup>2</sup> D. L. Hauser, D. L. Taylor: "Optimal Alignment of Geometric Models for Comparison". Proc. of the First Conference on Visualization in Biomedical Computing, pp.426-431 (1990)
- <sup>3</sup> 大江和彦、別府倫兄: "新外科学大系 1 新しい外科", pp.100-111, 中山書店 (1992)
- <sup>4</sup> 辻 隆之: "臨床医と医療機器開発", 1991, 日本機械学会誌, Vol.94, No.876, pp.936-937 (1991)
- <sup>5</sup> 岩井 喜典: "医療機器産業の現状と将来", 日本機械学会誌, Vol.94, No.876, pp.943-946 (1991)
- <sup>6</sup> 田辺 達二: "医療技術革命と外科の将来", 日本外科学会雑誌, Vol.90, No.9, pp.1507-1509 (1989)
- <sup>7</sup> 古川 孝: "医用電子装置の技術動向", 日本機械学会誌, Vol.96, No.898, pp.792-796 (1993)
- <sup>8</sup> 赤松 映明 ほか: "特集 機械工学年鑑 4. バイオエンジニアリング", 日本機械学会誌, Vol.96, No.897, pp.655-657 (1993)
- <sup>9</sup> 和田達雄、出月康夫: "新外科学大系 1 新しい外科", pp.3-25, 中山書店 (1992)
- <sup>10</sup> 小金沢 鋼一: "診断の自動化とロボット技術—自動触診ロボットの開発—", BME, Vol.3, No.4, pp.18-21 (1989)
- <sup>11</sup> 藤野 豊夫: "形成外科とシミュレーション外科", 日本外科学会雑誌, Vol.90, No.8, pp.1137-1139 (1989)
- <sup>12</sup> 藤正 巖: "医療とシミュレーション", 日本機械学会誌, Vol.96, No.891, pp.120-123 (1993)
- <sup>13</sup> 岩本 英久、大崎 純一、梶原 康博、関 洲二: "手術作業支援エキスパートシステムの構築のための知識表現法", 日本機械学会論文集 (C編), Vol.58, No.548, pp.1304-1310 (1992)
- <sup>14</sup> 藤正 巖: "非侵襲・低侵襲医療のための工学技術", 医科器械学, Vol.63, No.11, pp.491-493 (1993)
- <sup>15</sup> 広瀬 通孝、中川 好之: "「医療機器産業の将来展望」マン・マシン・インタフェースをそなえたモニタリングシステムの将来展望", 医科器械学, Vol.61, No.9, pp.410-413 (1991)
- <sup>16</sup> 宮田 和典、堀井 章弘、岡本 和年、増谷 佳孝、土肥 健純、垣本 映、武藤 一夫、刑部 安弘: "レーザスキャニングシステムによる眼科マイクロサージェリ", 医用電子と生体工学, Vol.31 特別号, p.83 (1993)
- <sup>17</sup> 菊池 眞: "「将来の外科—非侵襲・低侵襲の医療技術のこれから」血管内手術装置のこれから", 医科器械学, Vol.63, No.11, pp.494-496 (1993)
- <sup>18</sup> 石川英治郎: "手術器具の種類と設計・製造", 日本機械学会誌, Vol.94, No.876, pp.965-968 (1991)
- <sup>19</sup> 能勢 之彦、高谷 節雄、軸屋 智昭: "マイクロマシン: 新しい技術・機器の未来外科への応用", 日本外科学会雑誌, Vol.91, No.9, pp.1158-1161 (1990)
- <sup>20</sup> 渡辺 渉、内田 暁: "「将来の外科—非侵襲・低侵襲の医療技術のこれから」ショックウェーブ治療法の未来", 医科器械学, Vol.63, No.11, pp.497-501 (1993)
- <sup>21</sup> 馬杉 則彦、都築 正和: "病院手術部の近代化と医療機器・設備—現状と将来—", 日本機械学会誌, Vol.94, No.876, pp.947-951 (1991)

## 参考文献

(参考文献 続き)

- <sup>22</sup>堀 一、水戸 雄郎: "生体材料 最近の進歩と外科応用". 日本外科学会雑誌, Vol.94, No.9, pp.903-905 (1993)
- <sup>23</sup>馬淵 清資: "医療現場の機械工学者". 日本機械学会誌, Vol.94, No.876, pp.938-939 (1991)
- <sup>24</sup>堀 裕志: "手術室におけるME機器の安全対策". 医科器械学, Vol.63, No.8, pp.364-370 (1993)
- <sup>25</sup>都築 正和: "手術室安全工学". 現代外科手術学大系1 A, pp.56-71, 中山書店 (1981)
- <sup>26</sup>柳沢 義裕ほか: "脳の三次元立体モデルと手術支援システム". 機能的脳神経外科, Vol.29, pp.151-157 (1990)
- <sup>27</sup>新外科学大系26-A 肝臓・胆道の外科1, pp.3-26, 中山書店 (1992)
- <sup>28</sup>厚生省 編: 厚生白書 (平成4年版). 株式会社ぎょうせい (1993)
- <sup>29</sup>吉川 弘之、木村 文彦 編: 設計とCAD. 朝倉書店 (1993)
- <sup>30</sup>山内康司: "計算機援用手術支援システムにおける支援機能の研究". 平成3年度 東京大学大学院修士論文 (1992)
- <sup>31</sup>E 維東: "肝切除手術シミュレーションの基礎研究". 平成3年度 東京大学大学院修士論文 (1992)
- <sup>32</sup>高橋 修一、服部 麻木、町田 史彦、内山明彦、鈴木 直樹: "肝区域の自動区分を考慮した肝手術計画システム". 医用電子と生体工学, Vol.31 特別号, p.262 (1993)
- <sup>33</sup>M. Levy et al.: "Volume Rendering in Radiation Treatment Planning". Proc. of the First Conference on Visualization in Biomedical Computing, pp.4-10 (1990)
- <sup>34</sup>R. Mohan, L.J. Brewster, G.D. Barest, C.S. Chui: "Computer graphics tools for radiation treatment planning". Computer Methods and Programs in Biomedicine, Vol.28, pp.157-170 (1989)
- <sup>35</sup>佐々木 元、山内康司、増谷佳孝、鈴木 真、太田裕治、土肥健純、都築正和、橋本大定: "2方向血管造影からの血管走行自動抽出". 第2回コンピュータ外科研究会論文集, pp.21-22 (1993)
- <sup>36</sup>増谷佳孝、山内康司、鈴木 真、太田裕治、土肥健純、都築正和、橋本大定: "MR1を用いた肝血管系のボクセル表現による再構成". 第2回コンピュータ外科研究会論文集, pp.23-24 (1993)
- <sup>37</sup>増谷佳孝、土肥健純、堀内 孝、太田裕治、鈴木 真、山内康司、鎮西清行、都築正和、橋本大定: "複数医用画像の統合による手術支援システム—対話型血管モデリングシステムの研究—". 第7回エル・エス・ティ学会大会講演予稿集, p.43 (1991)
- <sup>38</sup>土肥健純、鎮西清行、山内康司、橋本大定 他: "コンピュータ手術支援システムによる胆嚢摘出術 難易度評価". 第7回エル・エス・ティ学会大会講演予稿集, p.44 (1991)
- <sup>39</sup>T. Horiuchi, Y. Ohta, Y. Tada, T. Dohi et al.: "Measurement of Peritoneal Dialysate Volume by CT". ASAIO Transactions, July-Sept. vol.37, no.3, pp.M156-M158 (1991)
- <sup>40</sup>L. Adams, W. Krybus et al.: "Computer-Assisted Surgery". IEEE Computer Graphics & Applications, pp.43-51 (1990)
- <sup>41</sup>R. A. Robb, D. P. Hanson: "ANALYZE: A Software System for Biomedical Image Analysis". Proc. of the First Conference on Visualization in Biomedical Computing, pp.507-518 (1990)
- <sup>42</sup>J. K. Udupa, D. Odhner: "Interactive surgical planning: High-speed object rendering and manipulation without specialized hardware". 1990, Proc. of the First Conference on Visualization in Biomedical Computing, pp.330-336



## 参考文献

(参考文献 続き)

- <sup>43</sup>南克浩 他: "頸顔面CT画像3次元再構成システムの開発とその画像精度の検討". 第30回日本エム・イー学会大会論文集, p.42 (1991)
- <sup>44</sup>B.E.Hirsch, J.K.Udupa, R.J.Goncalves, D.Roberts: "Kinematics of joints of the foot via three-dimensional magnetic resonance images". Proc. of the First Conference on Visualization in Biomedical Computing, pp.232-237 (1990)
- <sup>45</sup>D.L.Hauser, D.L.Taylor: "Optimal Alignment of Geometric Models for Comparison". Proc. of the First Conference on Visualization in Biomedical Computing, pp.426-431 (1990)
- <sup>46</sup>D.R.Ney, E.K.Fishman: "Editing Tools for 3D Medical Imaging". IEEE Computer Graphics & Applications, pp.63-71 Nov. (1991)
- <sup>47</sup>岡欣欣, 島脇純一郎 他: "股関節整形手術計画支援システム(2)-大腿骨自動移動及び距離マップ機能". 第30回日本エム・イー学会大会論文集, p.43 (1991)
- <sup>48</sup>D.Hashimoto, T.Dohi, M.Tsuzuki, T.Horiuchi, Y.Ohta, K.Chinzei, M.Suzuki, Y.Idezuki: "Development of a computer-aided surgery system: Three-dimensional graphic reconstruction for treatment of liver cancer". Surgery, vol.109, pp.589-596 (1991)
- <sup>49</sup>徐重入, 出川康夫, 佐々木元, 山内康司, 鎮西清行, 鈴木真, 上肥健純, 橋本大定: "三次元肝立体画像構成によるレーザー穿刺の治療術前計画の実験的検討". 第8回エル・エス・ティ学会大会講演予稿集, p.32 (1992)
- <sup>50</sup>K.Chinzei, T.Dohi, Y.Ohta, M.Suzuki, Y.Yamauchi, T.Horiuchi, D.Hashimoto, M.Tsuzuki: "Quantitative Integration of Multimodality Medical Images". Proceedings of Visualization in Biomedical Computing 1992, SPIE Vol. 1808, pp.187-195 (1992)
- <sup>51</sup>鎮西清行: "手術支援システムにおける生体臓器の形態的情報の統合に関する研究". 東京大学博士論文, (1992)
- <sup>52</sup>鎮西清行, 山内康司, 太田裕治, 上肥健純, 橋本大定, 都築正和: "コンピュータ手術支援(CAS)システムのための定量的医用画像情報統合". 第8回エル・エス・ティ学会大会講演予稿集, p.31 (1992)
- <sup>53</sup>H.N.Christiansen: Conversion of complex contour line definitions into polygonal element mosaics. Comput. Graph., Vol.12, p.187 (1978)
- <sup>54</sup>高倉公朋 監修: 機能脳神経外科. 現代医療社(1989)
- <sup>55</sup>塚田雄三 編: 図解 脳. 日経サイエンス社(1983)
- <sup>56</sup>福田保, 橋本義雄 編: 外科解剖1 脳神経系. 医学書院(1977)
- <sup>57</sup>久留裕, 真柳佳昭: C.T診断のための脳解剖と機能系. 医学書院(1986)
- <sup>58</sup>R.W.Strong et al. "Successful liver transplantation from a living donor to her son". The New England Journal of Medicine, vol.322, no.21, pp.1505-1507 (1990)
- <sup>59</sup>上肥雪彦, 太田和夫: "生体部分肝移植". 日本外科学会雑誌, Vol.94, No.9, pp.908-909 (1993)
- <sup>60</sup>河原崎秀雄 他: "生体部分肝移植の実験研究と臨床". 小児外科, vol.22, no.10, pp.966-973 (1990)
- <sup>61</sup>Y.Yamauchi, Y.Ohta, T.Dohi, T.Kawabata, H.Kawarazaki, M.Tsuzuki: "An Interference Assessment of Geometric Model of Transplanted Organ in Computer Aided Surgery". International Symposium on Advanced Computing for Life-Science, pp.161-163 (1992)



# 参考文献

(参考文献 続き)

- <sup>62</sup>川端 猛, 佐々木 元, 山内康司, 鎮西清行, 堀内 孝, 土肥健純, 河原崎 秀雄, 都築正和, 橋本大定: "Computer Aided Surgery (三次元医用画像による手術支援) システム—生体部分肝移植支援". 医用電子と生体工学, Vol.30 特別号, p.531 (1992)
- <sup>63</sup>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, 高倉公明: "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.47-48 (1993)
- <sup>64</sup>河村弘庸, 伊関 洋, 谷川達也, 川島弘子, 平 孝臣, 高倉公明, 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3回日本定位脳手術研究会論文集, p.48 (1993)
- <sup>65</sup>渡辺英寿, 小杉幸男: "ニューロナビゲータによる3次元手術シミュレーション". コンピュータ外科研究会第1回研究会論文集, pp.1-2 (1992)
- <sup>66</sup>Y. Kosugi, E. Watanabe, J. Goto, T. Watanabe, S. Yoshimoto and K. Takakura: "An articulated neurosurgical navigation system using MRI and CT images". IEEE Trans. Med. Eng., Vol.35, No.2, pp.147-152 (1988)
- <sup>67</sup>鏡沢貴昭, 中村勝重: "手術支援システム Isocenter 機構の多関節アーム「ニューロサット」". 第2回コンピュータ外科研究会論文集, pp.55-56 (1993)
- <sup>68</sup>R. L. Galloway Jr., R. J. Maciunas, C. A. Edwards II: "Interactive Image-Guided Neurosurgery". IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.39, No.12, pp.1226-1231 (1992)
- <sup>69</sup>E. M. Friets, J. W. Strohbehn, J. F. Hatch, D. W. Roberts: "A Frameless Stereotaxic Operating Microscope for Neurosurgery". IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.36, No.6, pp.608-617 (1989)
- <sup>70</sup>M. Bajura, H. Fuchs, R. Ohbuchi: "Merging virtual objects with the real world: seeing ultrasound imagery within the patient". Computer Graphics, Vol.26, No.2, pp.203-210 (1992)
- <sup>71</sup>広瀬通孝 他: "シースルー型HMDを用いた仮想空間による実空間の修飾の研究". Human Interface IV 論文講演, Oct., pp.24-26 (1990)
- <sup>72</sup>奥寺 敬, 小林 茂昭, 望月 亮, 斎藤 博: "ハイビジョンによる脳神経外科顕微鏡下手術の立体撮影". 第2回コンピュータ外科研究会論文集, pp.13-14 (1993)
- <sup>73</sup>正宗 賢, 増谷佳孝, 山内康司, 鈴木 真, 太田裕治, 土肥健純, 伊関 洋, 河村弘庸, 谷川達也, 高倉公明: "手術支援用画像合成立体視システム". 第2回コンピュータ外科研究会論文集, pp.11-12 (1993)
- <sup>74</sup>佐々木 元, 正宗 賢, 山内康司, 太田裕治, 土肥健純, 河村弘庸, 谷川達也, 伊関 洋, 高倉公明: "手術用立体視装置の開発". 第2回脳神経外科手術・機器研究会論文集, p.43 (1993)
- <sup>75</sup>山内康司, 太田裕治, 土肥健純, 伊関 洋, 谷川達也, 平 孝臣, 河村弘庸: "立体画像統合システムにおける手術用立体視装置の開発". 第51回日本脳神経外科学会総会論文集, p.115 (1992)
- <sup>76</sup>Y. Yamauchi, Y. Ohta, T. Dohi, T. Tanikawa, H. Iseki: "A Stereoscopic Image Integration System for Neurosurgery". Proceedings of 1st International Conference on Biomedical Engineering and 5th International Symposium on Biomedical & Rehabilitation Engineering (Shanghai, P.R.China), pp.13-16 (1992)
- <sup>77</sup>谷川達也, 伊関 洋, 河村弘庸, 天野恵市, 山内康司, 太田裕治, 堀内 孝, 土肥健純, 前川康弘: "立体視画像統合システムによる新しい手術用顕微鏡". 第12回日本脳神経外科コンgres, p.40 (1992)
- <sup>78</sup>山内康司, 正宗 賢, 鈴木 真, 太田裕治, 土肥健純: "手術用三次元合成画像立体視システム". 豊田研究報告, No.46, pp.47-55 (1993)

## 参考文献

(参考文献 続き)

- 79 平田麗美, 鈴木清明: "三次元ディスプレイ種々の方式とテレビジョンへの応用", テレビジョン学会誌, Vol.41, no.7, pp.610-618 (1987)
- 80 加田 豊彦: "疲れない立体ディスプレイを探る", 日経エレクトロニクス, No.444, pp.205-223 (1988)
- 81 D.Hashimoto, S.A.Nayem, S.Kajiwara, T.Hoshino: "Laparoscopic cholecystectomy: an approach without pneumoperitoneum", Surgical Endoscopy, Vol.7, No.1, pp.54-56 (1993)
- 82 福田 敏男, 郭 書洋, 新井 史人, 伊藤 正広, 根来 真: "能動カテーテルシステムに関する研究", 第11回日本ロボット学会学術講演会予稿集, pp.1041-1042 (1993)
- 83 岡野 光夫: "ドラッグデリバリーシステム", 医用電子と生体工学, Vol.30 特別号, p.110 (1992)
- 84 K. Ikuta: "Biomedical mechatronics using micro/minature devices based on new principles", Medical & Biological Engineering & Computing, Vol.29 Supplement, p.148 (1991)
- 85 Y. S.Kwoh et al.: "A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.35, pp.153-160 (1988)
- 86 野崎ひろみ, 土肥健純, 太田裕治, 鈴木 真, 鎮西清行, 山内康司, 都築正和, 渡辺英寿: "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31回日本定位脳手術研究会論文集, p.83 (1992)
- 87 片岡弘之, 野崎ひろみ, 渡辺英寿, 奥 幸敬, 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 (1993)
- 88 波多伸彦, 山内康司, 鈴木真, 太田裕治, 土肥健純, 都築正和, 橋本大定: "3次元臓器形状モデルと超音波断層像による医用画像統合", 第9回エル・エス・ティ学会大会講演予稿集, p.37 (1993)
- 89 山内康司, 佐々木 元, 太田裕治, 土肥健純, 伊関 洋, 川島弘子, 高倉公朋, 谷崎義生: "超音波誘導定位脳手術のための術中Ultrasound Computed Tomography (USCT) システムの開発", 機能的脳神経外科, Vol.31 pp.126-133 (1992)
- 90 波多伸彦, 山内康司, 鈴木真, 太田裕治, 土肥健純, 高倉公朋, 伊関 洋, 川島弘子, 馬木清隆: "定位脳手術用 Ultrasound Computed Tomography (USCT) システムの開発", 第2回コンピュータ外科研究会論文集, pp.29-30 (1993)
- 91 英木俊秀, 福島雅夫: "Fortran77 最適化プログラム", 岩波書店 (1992)

## 注

図3-7と図3-9は参考文献57、図3-8は参考文献55からの引用である

## 正誤表

頁	行	誤	正
7	3	外科診断の支援を…	外科診断教育の支援を…
34	3	開表面表現ではポリ…	開曲面表現ではポリ…
118	7	各種術支援システムに…	各種手術支援システムに…
121	27	方向で2.7mm程度の…	方向で2.7mm以内の…

---

三次元医用画像情報による  
手術シミュレーションおよび手術支援機器の研究

著者: 山内康司  
印刷年月日: 1993年12月20日

©Yasushi Yamauchi, 1993<無断複写・転載を禁ず>  
Microsoft® Word for Windows Version 5.0にて作成

---



