

厚生労働科学研究費補助金

(医療機器開発推進研究事業：身体機能解析・補助・代替機器開発研究)

分担研究報告書

新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究

分担研究者 小林 寿光 国立がんセンターがん予防・検診研究センター 室長

研究要旨

低侵襲で効果的、正確で安全な外科療法を提供するために、外科で一般的に難しいと考えられる、見えない、見えづらい領域を可視化して、病変や生体構造を解析し、標準的な外科成果に上乘せ効果をもたらすことを目的とする。このために必要な高機能内視鏡的手術装置は、昨年度の機械的操作系から電動的操作系に変更して製作し、動作検証を行った。画像支援手術室環境の開発は、効率化と標準化のために、患者の安全性を担保しつつ円滑かつ迅速な患者移送を、画像支援室内から通常の手術室までの間で可能とする総合システムを開発した。これらの手術装置と画像支援機器の画像を、臨床使用に配慮して適切な表示を可能とする装置を構築し、将来の発展への要素技術開発とした。今後の臨床応用やその先にある自動化の開発を目標に、研究を発展的に継続していく。

A. 研究目的

手術療法はがんに対して、特に早期であれば高い確率で治癒が期待できる標準的な治療法である。一般にその効果は、初回治療において最も高く、手術時に妥協や限界、失敗があったとしても、術後に挽回することは難しい。

このように手術療法は他の治療法と比較してもがん治療において重要な治療法であるが、特に高度な技術の施行においては外科医の技術に大きく依存するために標準化が阻害されていると共に、無理をすれば安全性と精度が犠牲となり得ることが問題である。

このような状況は特に体内深部や狭小部など、外科医の手が入りづらい領域において顕著であり、結果として高い技術や経験、時に勘に大きく依存しがちである。

このような領域における手術を可能とす

る手術器具として、高機能内視鏡的手術装置をこれまで開発してきた。軟性内視鏡によって外科医の手が全く入らない消化管内の手術が可能のように、この装置は体内深部や狭小部に挿入可能であると共に、先端には5本の手術用アームを備えることで高い機能を発揮し得ることが特徴である。切除した組織を体外に取り出すために必要な創部径の5 cmを、手術装置の外径の基準として開発してきた。

昨年度モデルは、装置の動作をこれまでの開発の延長線上にある機械的動作として、その限界を確認する形で製作していた。今年度モデルは、精緻な動作を再現性を持って将来に可能とするために必要な電動化を全ての動作機構で行うものとした。この装置は手術用アームを5本そろえ、親内視鏡的装置も先端の屈曲等を行うなど、動作機構を約60カ所持ち非常に複雑である。これ

らの機構の電動化に必要な構造開発後に装置全体を製作することには時間的な制約があるが、研究期間内に総合的な判断を行うために、敢えて一台の装置として製作する。

この高機能内視鏡的手術装置では、特に体内深部に挿入するために、内視鏡として確認できる周囲臓器の内部の情報は元より、体内での内視鏡の客観的な位置の確認が高い意義を持つ。このことは通常の内視鏡的手術においても同様であり、例えば出血で視野を失うなど、十分な術野を確保できないときなどでは、X線透視装置の併用で全体的なオリエンテーションを確認することに意義がある。

しかし現在の手術手技やそのための環境は現状ではほぼ完結しており、画像支援下に手術を行うという概念や、その実際の環境は普及していない。画像支援は内視鏡的手術は元より、通常の手術においても、例えばCTで発見されるような微小な肺癌の正確な手術や縦隔リンパ節の生検で高い効果が期待される。

画像支援概念とそのために必要な環境の開発としてこれまで開発してきた画像支援手術室であるが、今年度は実際の利用における効率にも配慮した運用を可能とするシステム開発を行う。

画像支援手術室を手術において使用する場合、術直前、術中、術直後の3種類に大きく分けることができる。これらにおいて、画像支援手術室を利用していないときに、画像支援手術室を使う意義はあまりない。そこで患者をもし安全かつ円滑、迅速に通常の手術室に移送することができれば、限られた画像支援手術室環境を高い効率で利用することができる。

そこで周囲の全ての手術室をも対象として、安全性を担保しつつ円滑かつ迅速な患者移送を可能とするシステムの開発を行う。この画像支援手術室が研究開発を目的としていることから通常の診療として行うことはできないため、これに併せて適切な臨床試験計画を作成し、倫理審査委員会の承認を得て実地的な臨床運用着手への前提とする。

このような画像支援手術的手技の施行において重要な鍵の一つは、画像情報を如何に術者に還元するかである。この方針の前提となるのは、手術的療法の多くが現時点で既に完結しているものとして受け入れられていることである。確かに手術で利用できる画像技術や利用されたことのある要素技術は種々開発されている。しかし利用することで大きな意義がある技術であっても、手術の円滑な遂行を阻害したり、手術時間が延長したり、また使用するためには事前に多大な準備作業が必要であれば、臨床医はこれまで通りの手術を優先すると考えられる。

そこでこれらのことに配慮した、画像情報の提示法の一つを例示することを目標とする。

以上にて、手術装置と手術環境、画像情報の扱いの開発として、将来の医療の電子化開発、統合管理、また一部領域での実践の礎としていく。

B. 研究方法

高機能内視鏡的手術装置に関しては、昨年度モデル(図1)で親内視鏡的装置内に、5本の手術用アームを装備した機器を製作し、動物実験を含む動作検証でその適性や

問題点を確認することができた。この装置は全体的にはこれまでの軟性内視鏡的な機構の拡大発展型であり、その機械的機構の限界を極める形で製作した。その概念と構造、ノウハウは、NOTES (natural orifice transluminal endoscopic surgery) にも応用可能であるが、高機能内視鏡としての高い精度での再現性を確保し、高度手術装置として発展させるためにはまずこれらの機構の電動化が必要である。



図1 H18年度型手術装置

そこで機械的動作機構を全て電動化すると、そのために必要な動作概念の変更、機構の変更、更に開発を行い、一つの装置として製作を行った。なおこの詳細に関しては、今後特許の取得と併せ、必要に応じた開示にも配慮していく。

画像支援手術室環境の開発に関しては、昨年度の開発として手術患者の受け入れを、単に画像支援手術室内の患者のみとするのではなく、既存の手術室から画像支援手術室へ搬送した患者の支援も可能な体制(図3)を構築し、そのために必要な天板状手術台の概念(図4)を構築した。更に臨床的に使用可能な天板状手術台を伴う、MRI対応手術台を開発できたこと(図5)を基に、

今年度はより臨床使用に適した手術室環境の構築を行った。

前述のように画像支援手術室の導入コストにも配慮して画像支援手術室の利用効率を考えた場合には、画像支援に必須でない時間は通常の手術室で手術を行うことに大きな問題はなく、また使用する医療機器は、MRI対策の有無にかかわらないことの意義も大きい。

昨年度までの患者移送システムは、確かに安全な移送を可能とするが、円滑性と迅速性の点で問題があり、患者をターンテーブルに載せるように移動しても動線が大きく、MRIへの患者搬入も縦方向しかできず(図7)、利便性のみならず、例えば麻酔の配管の脱着を要したり、配管の異常な延長などの点で安全性にも懸念があった。

そこで安全性を担保して横方向を含め各方向からのアクセスを、画像支援手術室のみならず他の手術室環境を含めて可能とする患者移送システムを構築した。

なおこの画像支援手術室内における臨床応用は通常の診療ではなく、本研究における開発として行われているため、他の手術室への画像支援環境の提供という概念の臨床試験を、これまで臨床応用のための活動を適切に行ってきた整形外科、皮膚科、乳腺外科、脳外科での使用を前提として、臨床試験計画を作成して倫理委員会の承認を得る。

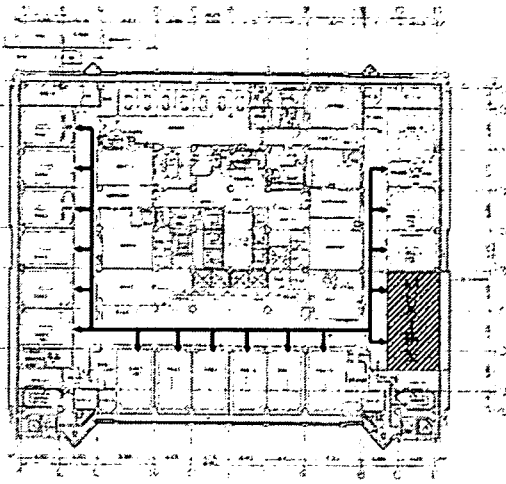


図3 9階手術室フロア内のMR X手術室



図4 天板状手術台 (プロトタイプ)

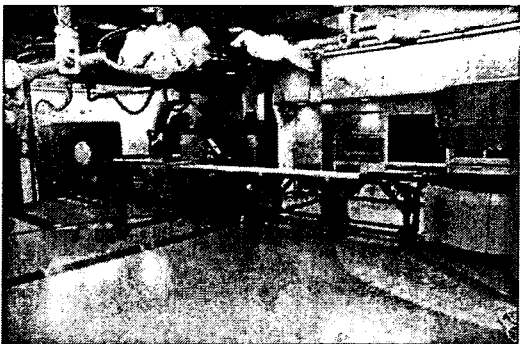


図5 新規開発手術台を導入した手術室

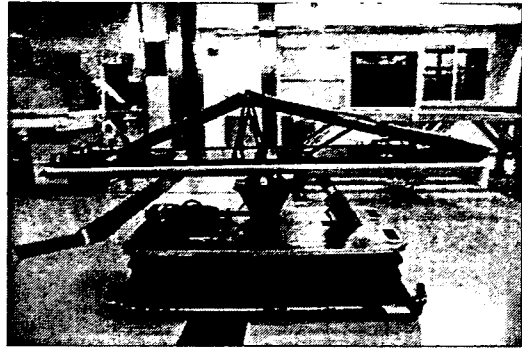


図6 新規開発手術台

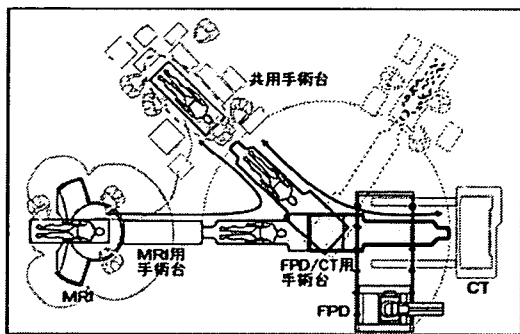


図7 ターンテーブル患者移動方式

適切な画像支援の形態に関しては、まず今回の手術的手技が想定するものを内視鏡的手術とした。内視鏡画像に画像支援情報を重ねて提示することは、自動車のナビゲーションで地図情報をフロントガラスに実像と重ねて提示するに近く、本来提示される内視鏡情報確認の障害となる。また基本となる画像支援情報は内視鏡手術を施行する直前に撮影されたものであり、現状においてリアルタイムに画像取得ができないために、実際に手術している位置との間にずれを生じ、それを一々術者がマニュアルで補正する、またずれを頭の中で補正しながら手術するのであれば、手間がかかり支援の意義も低下する。ちなみに人は完全な3次元立体像を理解しているのではなく、二次元画像と距離を理解している。

以上の結果、画像技術の現状の技術に基づく適切な画像提示法として、内視鏡的手術装置で手術を行う内視鏡画像に関しては、基本的に何等の変更や追加等の処理を行わないことが適切と考えられる。画像情報は例えば内視鏡装置で直視できない深部情報の提示に意義があるが、これらの情報は主画面の横に子画面として提示する。なお画像の提示装置のフォーマットは、解像度が高いと共にアスペクトレシオが通常のNTSCが4:3であるのに対して、16:9と横方向のスペースが多くとれるHDTV画面とする。

以上を基に、実際に対象の三次元画像情報をCTで取得し、これまでに開発した手術装置を使用して、親内視鏡的装置の内視鏡画像内で子内視鏡的手術装置の末梢を認識し、その位置や角度を検出して子画面上に提示する装置とした。この子内視鏡的手術装置の位置を末梢で確認することは、中枢側で位置の確定ができない軟性装置において重要な概念であると共に、全ての操作が内視鏡画面内で確認できる内視鏡手術の特徴ともなる。なお、その他に必要な画像情報も併せて提示するものとした。

C. 研究結果

開発製作した高機能内視鏡的手術装置(図8)は、親内視鏡的手術装置の外径が49mm、内部に対象確認用の内視鏡構造を挿入し、HDTV画像での画像確認が可能であり、その先端は上下左右に屈曲可能である。子内視鏡的手術装置を支えるアームの外径は11.3mmで、内部に7mmのチャンネルを有し、ここに処置装置を挿入して操作を行う。処置装置には鉗子や鉗などの、硬性内視鏡手

術に使用されるものを用意した。この処置装置はその支持機構を含めて、上下左右の屈曲、回転、出し入れが可能である。操作は離れた場所から電氣的に、基本的にはジョイスティックを用いて行う(図9)。

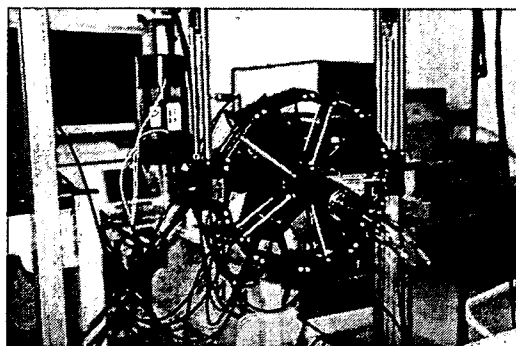


図8 高機能内視鏡的手術装置

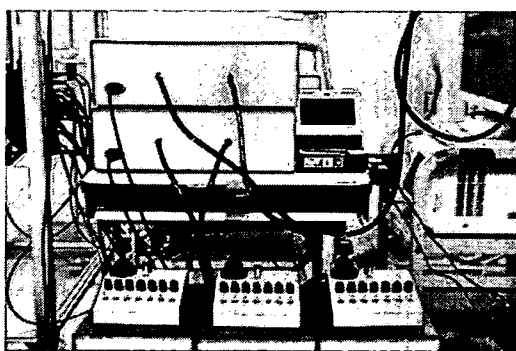


図9 手術装置の操作系

動作は処置装置が相対的に長いために、手術に必要な力を先端で発揮しづらいと共に、特に出し入れの速度が遅い等の問題があったが、装置本体から離れたところから一部の動力を伝達することも可能であり、電氣的制御への変更を行っても基本的な動作は可能であった。また鉗を開く動作自体は可能であったが、発生する力が弱いために実際の臨床手技、特に鉗を開いて組織を剥離するような動作を行うには難があると考えられた。

実際に動物実験(ブタ)にてその動作を検証したが、実際の切除動作に要する動力が先端で十分に発揮されず、切除は難しかった。親内視鏡的手術装置の外径は5cm近くあるが、そのため中心の内視機構を抜去することで、自動縫合器などの手術補助器具の挿入が可能である。本邦において利用可能な自動縫合器の全長が短いために、今回は挿入部を繋ぎ合わせることにより延長したものを使用した。つなぎ合わせに伴い先端の縫合機構が機能しなかったが、対象物を子内視鏡的手術装置で十分な力で把持できれば、皮膚切開創の拡大や追加なしに、一つの挿入口を介して各種自動器具が使用できることが示された。

画像支援手術室環境の開発に関しては、その効率化と標準化の鍵は前述のように、安全かつ円滑、迅速な患者移送にあると考えられる。これまでの天板状手術台システムの臨床応用を含めた検討から、MRIの患者挿入部の底辺をこれまでの長軸方向のみではなく、側方を含め周囲に拡大することが適切であると示された。

そこでまずMRIへの患者挿入を患者体軸(長軸)方向のみならず、側方からの挿入をも可能とする手術台の機構を開発して製作した(図10、11)。この機構には単に挿入、結合のためのガイドのみならず、MRIの撮影台を周囲に拡大して保持する補助台(図12)、安定した患者移送を可能にすると共に、横方向から患者を移動しても倒れたりせず安定で、ストレッチャーともなる架台(図13)の開発も行った。

この概念をCT・フラットパネル用システムや患者移送系全体に拡大し、既存のシステムの改修及び増設を行った(図14～

図22)。基本的に全てのシステムで患者の縦、横方向での相互移送を可能としている。しかしMRI対応ストレッチャーでは高さ調整機構の構造的限界と軽量化のために剛性が足りず、患者の安全性を保持するために縦方向のみの移動とした(図14、図20)。

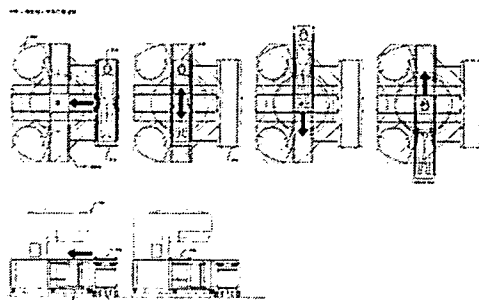


図10 MRIへの手術台横方向挿入動作図

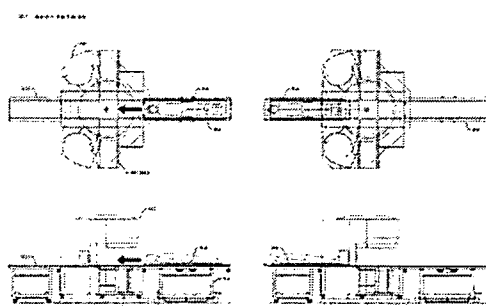


図11 MRIへの手術台縦方向挿入動作図

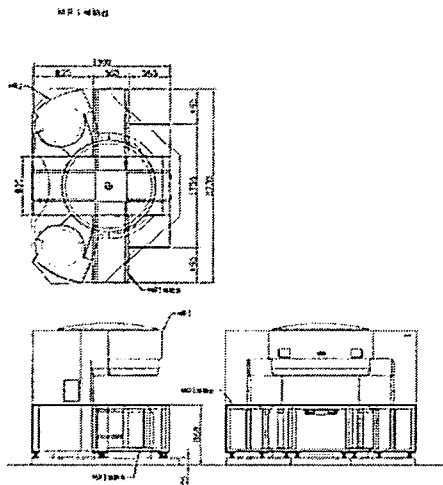


図 1 2 MRI 補助台

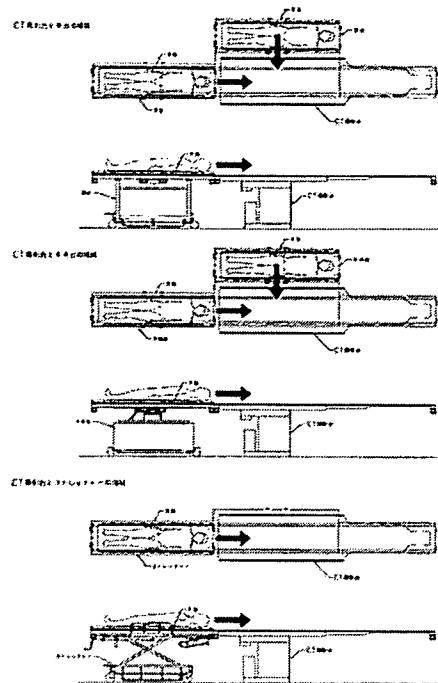


図 1 4 CT手術台との各種接続

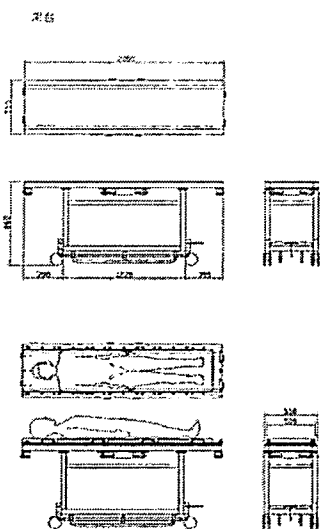


図 1 3 架台(ストレッチャー兼用可)

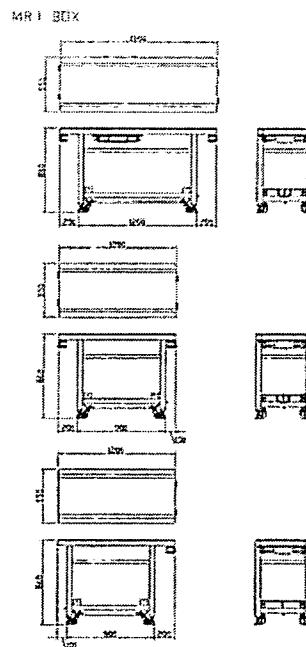


図 1 5 MRI BOX

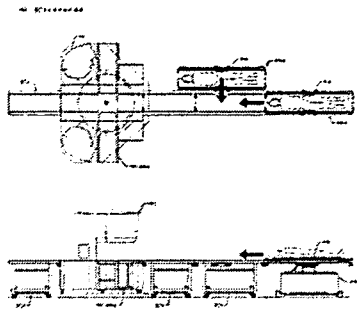


図 1 6 MRI BOX と手術台の接続

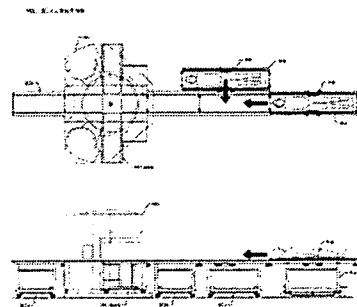


図 1 7 MRI BOX と架台の接続

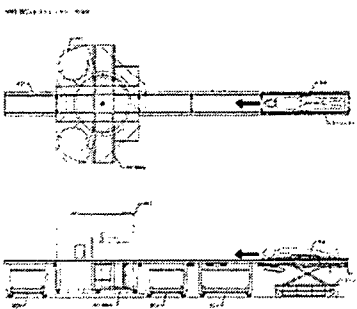


図 1 8 MRI BOX とストレッチャーの接続

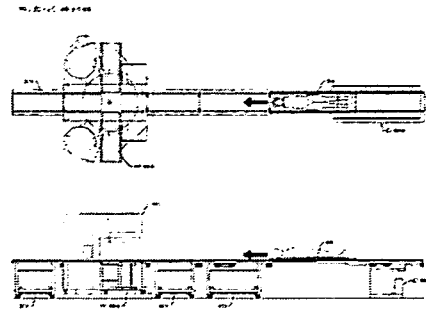


図 1 9 MRI BOX と CT 撮影台の接続

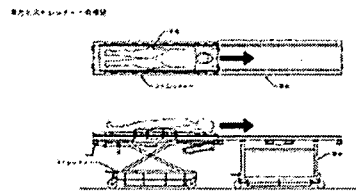
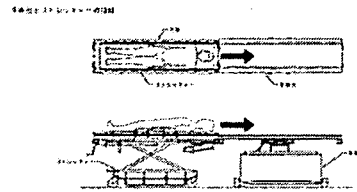
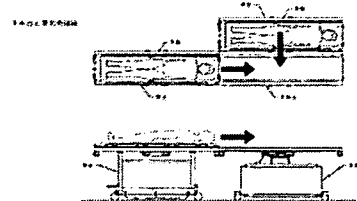


図 2 0 手術台と架台の各種接続

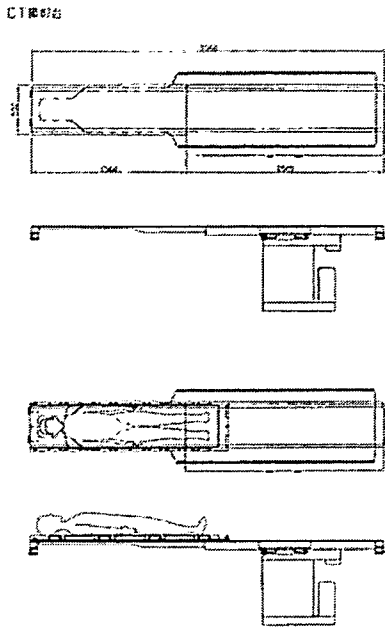


図 2 1 CT 撮影台

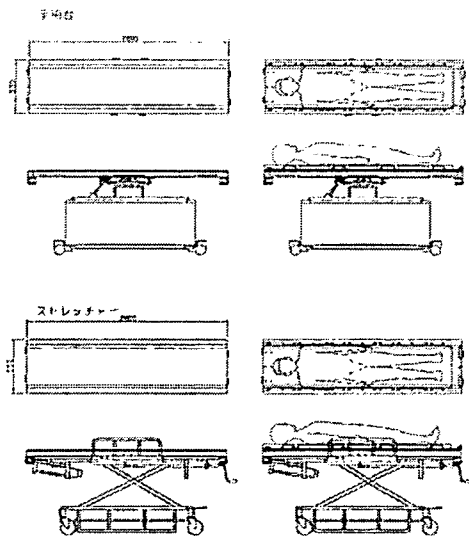


図 2 2 手術台とストレッチャー

なお、このシステムを使用して、これまでの手術室での手術患者にも画像支援を可能とする臨床試験計画、「手術区域内で画像補助を行うことの安全性に関する研究」を、整形外科、皮膚科、乳腺外科、脳外科の診療グループ長をそれぞれの研究代表者として作成した。第一評価項目は、画像機器の使用による有害事象の発生の有無として、第二評価項目を、目的の手術療法における有益な情報や効果の発生の有無として、診療領域において発生し得る種々の疾患や手技を包括的に対象とする臨床試験計画とした。平成19年12月19日付で倫理審査委員会の承認を得ることができたため、臨床応用を開始した。

適切な画像支援の形態に関しては、図2.3のように HDTV の基本フォーマット内の左に内視鏡画像を加工無しに提示し、その静止画像をコンピューターで取得し(右下左の子画面)、その中にある子内視鏡的手術アームに添付されたマーカーを基に画面内でその存在を認識し、位置と角度、方向を検出し、コンピューター内で再構築して右下右の子画面に提示するものとした。この事は、子内視鏡の位置を正確に認識して将来必要な三次元画像情報を再構成したり、精緻な動作を行うための手術装置へのフィードバックを行うことを目的としている。残りの子画面は対象動物の動物実験施設で撮影した薄切りCTのDICOM情報から作成しており、各種再構築やレジストレーションを可能としている。これらは現在マニュアルで操作を行っているが、将来的には自動化を行う予定である。

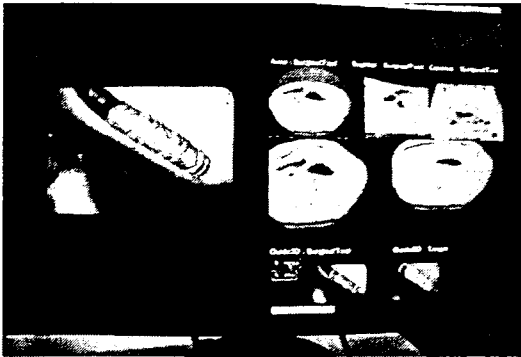


図 2 3 画像提示法

D. 考察

今回の手術装置開発の目的は、軟性内視鏡的な概念と機構を基本とした昨年度モデルの、機械式動作系の限界を将来越えていくために必要となる、電子制御の導入の初期段階としての電動制御の試作である。必要となる新たな概念や機構の変更や開発を行い、実際に製作を行った。同様の機構の手術用アームが複数ある装置であり、それぞれをすべて製作するには時間的な制約が大きかったが、一つの装置として完成させて評価することを優先した。その結果、多くの有益な情報を得ることができた。

今回の装置における動作限界の原因は、屈曲と出し入れのための機構の概念と、利用可能であった鉗子や鉗等の長すぎる全長に起因するものであり、前者は機構の概念を変更して異なる動作システムを導入することで対策し得るものと考えられる。

鉗などの開排動作の難しさに関しては、これも軟性内視鏡動作概念と機構の限界と、利用可能であった鉗などの手術器具の仕様から来るものであり、これらも装置内部のスペース等の有効活用と新規動作機構の導入、更に手術器具の独自開発で対応を考え

ている。

このような狭いスペースに5本もの手術アームを備えることは、それぞれのアームが干渉しないように配慮する必要があり、協調動作をどのように行うかも今後の重要な課題である。実際の手術でも術者や助手の干渉が発生し得ることは問題であり、この点では干渉は外科医の能力に依存するものでもある。しかし外科医の手は本人が何処にあるか十分経験的に理解しているのに対し、手術装置は外科医にとって新たな体験であり、装置自体に感覚もないことも併せ、何等かの方法でその位置、操作範囲をフィードバックする必要があると考えられる。

しかし干渉が発生しないように設計すれば、例えば把持した対象物の受け渡しができなくなり、必要時に自動的に干渉を防止する機構を装備すれば、手術アームが複雑かつ太くなり、更に価格も著しく上昇する。緊急時に装置の仕様を越えた、医師の判断による対応も難しくなる。いずれにしても次期装置の開発において重要な懸案と考えている。

この装置は5本の手術用アームを持っており、他の手術用ロボット装置に比較すれば利用可能なアームが多い。この数は術者が2本の手を使用し、第1助手が2本の手、第2助手が1本の手を使用するとすれば通常の手術と同様である。必要に応じて第2助手の残った手で、親内視鏡的手術装置の操作を行うことも可能である。

通常の手術装置のように例えば術者のみが手術を行うとすれば、残りのアームは自由に動かしていても手術操作で手が足りないことはない。しかし動作そのものが興味

を引くために、手術に関係ない操作を行う傾向が実験で見られた。そこで不用意に動かされた手術用アームをどうするか、また使っていないアームをどのようにしたらよいかは、今回の実験で確認された新たな懸案である。

これらの詳細や対策法は次期装置に反映するものとして、必要に応じて特許出願を行い研究を継続していく。

画像支援手術室に関して、これまでに開発されている本邦及び海外の同様の施設では、例えばMR I下で行われる手技は針穿刺などが中心であり、標準的な手術手技への直接的な支援はなかなか難しい状態である。手術への支援を行う場合には、手術操作自体は画像機器外で行い、その状態の確認のために患者を移動して画像撮影を行っている。

新規に追加された画像機器だけの情報で、これまで得られていた情報などを使用せずに高い効果を発揮する医療手技は、現在非常に限られた領域においてのみ可能となっている。一つの例が、CT検診などで発見されるX線写真に写らないような肺癌の、針穿刺に使用するCT透視である。これは元々得られる画像情報が殆ど無く、ブラインドで穿刺する事、穿刺自体が非常にゆっくりとした動作で低危険度であること、更に穿刺針や穿刺経路、病変がCT撮影の2次元空間内に収め得るため実際には3次元の処置を必要としないなどの、特殊な条件が重なって可能となった技術である。同様のことは、MR Iを使用した各種穿刺手技にも当てはまる。

これに対して、同様のCT技術を使用しているCTガイド下気管支鏡検査は、高度

先進医療として認められてからも10年の経験があるが、未だにCT下に鉗子を誘導することは難しく、X線透視下に誘導を行い、X線透視下に位置の確認ができない病変と鉗子との関係をCTで確認している。これはCT透視といえども画像再構成の遅れや画質の劣化、コマ数の不足があり、また2次元画面での3次元的な把握が難しいことが原因であり、やはり標準的な情報が手技の基本となっている良い例である。

現在利用可能である画像機器の解像度やリアルタイム性、更に3次元的な画像提示技術の限界を考えれば、標準的な医療手技における現時点での画像支援は、これまでの画像情報を含む条件を担保した上で、新たな画像情報を提示することで上乘せ効果を期待することが適切である。また、ほぼ自己完結している手術手技に画像支援という概念を新たに導入し、更なる開発をしていくためには、まず手術手技の現状での施行方法を基に、その上に新たなものを開発、構築していくことが適切であると考えられる。

このような状況にも配慮してこれまで開発、また具現化されてきたのが今回の画像支援手術室である。単なる機器や概念の開発のみではなく、必要な臨床試験計画の作成を行い、倫理審査委員会の承認を経て利用を開始することで、新たな経験やアイデアを得て開発を促進するなど、段階的であるが総合的に開発してきた。今年度の患者移送における安全性を担保した高度な円滑性と迅速性を確保した手術台-患者移送総合システムの開発により、標準化を前提とした画像支援手術室の一つの形態を示すことができた。

このシステムの完成により、将来の画像

機器の特質を活用した画像機器下での高度な手術的手技から、標準的手術手技に対する画像支援、更に例えば放射線治療におけるMRIとCT画像を融合した高精度照射に対しても適用可能となると考えられる。

これらに共通する概念は、体内臓器の正確かつ客観的な座標化であり、その情報は画像支援としてのみではなく、検診や診断、治療におけるデータの客観的な蓄積と解析、更には将来の自動化支援などの重要な基盤概念となり得ると考えられる。

適切な画像支援の形態も、画像支援手術室環境と同様に考えることができる。これまで行っている標準的手技を支援して高度な医療を行う場合でも、これまでの情報のレベルを落とすことはできない。例えば外科医が立体画像情報を基に手術を行うとして、head mounted displayを装着して手術するとしたら、重量や通常の視覚情報と異なることに対する順応のみならず、空間分解能や色分解能の低下は、高度な視覚的情報に支えられている外科的手技の施行に大きく影響を与える。また情報のみを別のモニターに提示するとすれば、外科医が確認する時間や手間がかかり、更に実際の術野から目を離すこととなり不適切である。

これらの点で元々内視鏡画面を確認しながら行う内視鏡手術は、画像モニターを介した情報支援に適している。また内視鏡的手技は、その内視鏡画面内で完結している点でも、内視鏡手術は画像支援に適している。逆に内視鏡では確認できない画像情報が、CTやMRIで取得する画像情報であり、それを如何に適切に提示するかで画像支援の意義が大きく高まる。

head-up display (HUD) は一つの解決方法

であるが、位置のレジストレーション、時間的な変形、手術操作に伴う変形や移動などや、直接的視覚情報への障害、開発費用を考えれば、現状での開発は難しいものと考えられる。まず画像支援そのものの基礎開発を行い、その後要素技術が標準的に利用できる段階で、HUDの導入を検討しても良いものと考えている。

今回の装置開発の目的は、内視鏡手術における画像情報の提示方法の開発はもちろん、軟性内視鏡的装置の特性として手元で先端位置を決定することが難しいという問題の解決、更に精緻な動作を再現性をもって可能とするフィードバック制御を将来開発するための基礎開発である。その詳細に関しては今後の開発項目であるために、知的財産権にも配慮して必要に応じた報告をしていく予定である。

今回の装置では実際に取得した薄切りCTのDICOM情報を基に各種再構成を行ったが、現在のハードウェア及びソフトウェアの限界からリアルタイムの処理は難しい。GPUの並列処理による専用高速画像処理装置の開発は解決法の一つである。しかし開発費用とニーズを考えれば、現時点での開発は難しいと考えられる。この点に関しては今後、医療手技における意義を、許される遅延時間及び必要なコマ数と併せて検討し、実際に利用が可能な仕様を構築していくことで対処することを考えている。

現時点においてこれらの開発技術は統合された一つの装置ではないが、当初の計画に従った要素技術開発となっており、今後の低侵襲で効果的、正確で安全な治療の開発及び実際の臨床応用、更にその先にある自動化にも繋がる開発がされたと考えられ

る。

Cardiovascular Surgery 2007; 133:
780-785.

E. 結論

体内深部や狭小部で、外科医の手が入りにくい、また手術操作が難しいなどの領域での手術操作を可能とする、軟性内視鏡的な概念を持つ高機能内視鏡的手術装置が、これまでの機械的操作系から電動操作系への変更に伴う開発を経て製作された。動作実験において種々の懸案が示されたが、今後の更なる開発のために重要な情報もたらされた。

画像支援手術の概念と技術の開発の場となる画像支援手術室環境は、効率化と標準化にも配慮し、手術から体内臓器の客観的座標化をも可能とするものとして、予定の開発を研究期間内に終了した。今後、当初の予定に従った臨床応用及びその先の自動化開発のための研究継続を行っていく。

また手術装置と画像機器の併用において、適切な画像支援を可能とする画像支援装置の例示も行った。現時点ではマニュアル操作であるが、将来の自動化を目標に開発を継続していく。

現時点ではまだ一つの装置としての統合に至っていないこれらの技術であるが、その先にある自動化開発をも念頭に置いて、画像支援手術的治療装置への統合を目標に開発を継続していく。

F. 研究発表

1. 論文発表

・Nomori H, Kobayashi T, et al. Sentinel node navigation segmentectomy for clinical stage IA non-small cell lung cancer. The Journal of Thoracic and

G. 知的所有権の取得状況

1. 特許取得（出願）

- ・仲本秀和, 小林寿光, 他. 磁気共鳴イメージング装置及び高周波受信コイル. 特願 2007-302163, 2007年11月21日.
- ・小林寿光, 他. 内視鏡用処置具装置. 特願 2008-035893, 2008年2月18日.
- ・小林寿光, 他. 内視鏡用補助器具. 特願 2008-025894, 2008年2月18日.
- ・上田尚樹, 小林寿光, 他. 放射線治療装置. 特願 2008-051558, 2008年3月3日.

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

新たな手術用ロボット用ナビゲーションシステムに関する研究

分担研究者 佐久間 一郎 東京大学大学院 教授

研究要旨：手術支援システムとして代表的な手術ロボットシステムとナビゲーションシステムの開発を行うことを目的に、本年度は(1)手術支援環境統合プラットフォームの開発および分散統合プラットフォームを用いた脳外科手術支援情報統合システムの開発、(2)5-ALAを用いた局所的な脳腫瘍同定法および蒸散レーザーによる診断治療を用いた精密な脳外科手術支援システムに関する術中ナビゲーションと手術ロボットの統合技術の開発、(3)MRI対応ロボットのモータ駆動法の研究、(4)新規MRIマーカーを使用したMRI誘導下手術ロボットのナビゲーションの研究及び開発を行った。

A. 研究目的

今年度はこれまで行ってきた(1)術中情報統合システムの開発と脳神経外科手術への応用、(2)5-ALA誘導 PpIX 蛍光計測による脳腫瘍同定システム、(3)MRI対応ロボットのモータ駆動法の研究、(4)新規なMRIマーカーを使用したMRI誘導下手術ロボットのナビゲーションの研究について、各技術の最終評価を目指し研究を行った。以下各項目の目的について述べる。

(1)本年度は、昨年度までに開発した術中情報統合プラットフォームを利用した手術ナビゲーションシステムを開発した。これは、5-ALAを利用した術中計測システムと位置計測ナビゲーションシステムを統合し、得られた蛍光スペクトル情報を手術ナビゲーション上に提示する。

(2)5-ALA誘導蛍光を用いた脳腫瘍同定法と、サブミリレベルの精密な蒸散を可能とするマイクロレーザーを組み合わせることで、術中のリアルタイムな計測を基にレジストレーション誤差のない正確な治療を可能とする手術支援システムの実現を目指し、脳腫瘍同定システムの研究を行っている。

本年度は、最終的にはレーザーによる治療と統合することを目的に開発した位置決め(オートフォーカス:AF)及びスキャン装置を有する、局所計測システムの開発を行った。さらにAF精度評価結果と、5-ALA誘導蛍光計測光学系について行った計測スポット径評価結果について示す。

(3)精度の高い手術の実現を目的として、MRI誘導下手術支援マニピュレータの開発が行われている。MRIは患者に対する被曝がない点や各種機能画像といった利点の一方で、手術支援マニピュレータの使用を考えた場合、MRIガントリへのマニピュレータの導入は容易ではない。そこで、MRIにおける緩和時間を利用したノイズレスモータ駆動法を考案した。これは、MRIにおいてエコー受信後、次のパルス照射までの核磁気緩和を待つ時間(Dead-time:TR-TE)の間にモータを駆動するという手法である。本稿では、ノイズレスモータ駆動法の有用性を明ら

かにするために、2自由度のMRI対応穿刺機構を開発し、撮像中の緩和時間中の駆動及びファントムへの穿刺実験を行ったので報告する。

(4)内視鏡下手術において、手術ナビゲーションシステムは非常に有用なシステムである。一方、手術ナビゲーションシステムはリアルタイムに術具の位置姿勢計測が不可欠である。また、手術ロボットを用いて、術具の精密な誘導・制御を行う場合においても術具先端の位置・姿勢を計測する必要がある。このように体内にある計測対象をMRI下で直接計測する手法はない。そこで、昨年度までにMRIを用いて計測を行う新規なMRIマーカーについて研究を行い、6自由度の位置・姿勢をMRIの計測分解能程度で計測可能な手法を考案した。本稿では、ナビゲーションシステムによる使用が可能か確認するために、MRI画像において計測した位置と提案手法により計測された位置の比較評価を行った。また、軟性術具の位置計測を模擬した評価実験として、本プロジェクトの分担研究者である土肥健純教授(東大・工)と共同し、柔剛可変外套管の位置計測を行ったので報告する。

B. 研究方法

(1)術中情報統合システムの開発と脳神経外科手術への応用

システムの概要をFig.1に示す。統合するシステムは、術中の腫瘍同定に役立つ5-ALA誘導 PpIX蛍光計測システム、計測デバイスの位置情報統合(レジストレーション)を行うための3次元位置計測システム、計測情報統合して術者に直感的な情報として提示するナビゲーションシステムから構成される。これらのサブシステム間のデータの送受信はMiddle Ware (NDDS)によって行われる。

このシステムに実装する機能は以下の通りとした。

(a) 計測された点の位置情報(三次元計測装置座標系)とMRI画像とを統合する。

(b) 取得された蛍光情報をナビゲーション上に提示する。

(c) データベース機能を付加する。類似度の近いスペクトルの検索し、類似度の近いスペクトルを提示し、腫瘍の判別を行う。

各拡張機能の実装は、3D Slicer をベースに行った。

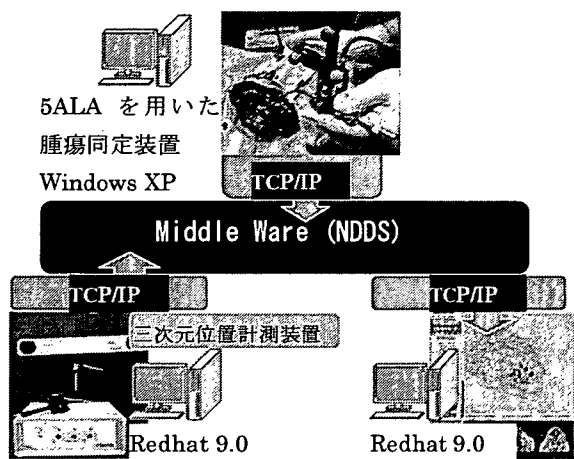


Fig. 1 術中情報統合システム構成

(2) 5-ALA誘導PpIX蛍光計測による脳腫瘍同定システム

装置のAF機構部及び5-ALA誘導蛍光計測光学系の模式図をFig. 2に示す。

AFはポイントフォーカシング法の中でも、レーザオフセット法と呼ばれる方法を用いている。レーザがレンズ光軸より一定のオフセットをとって対象に照射されるため、対象との距離に応じて反射光がAFセンサの異なる位置に結像するという性質を利用して対象との変位を検出する方法である。5-ALA誘導蛍光計測光学系、CCDカメラ系(今後マイクロレーザ系も組み込み予定)がすべてこのAF光学系と同軸上に置かれ、AF基準面にピントが合うように設計した。これにより、計測・治療の精度を常に一定に保つことができ、両者を連動して行う際の誤差も最小限に抑えることが可能となる。

装置の作動距離(対物レンズから焦点面までの距離)は、対物レンズを交換することにより70 mmと136 mmの2つが選択できる(それぞれ倍率は1倍と0.5倍)。高倍率の70 mmタイプのレンズの方がより高い精度が得られるが、脳内での腫瘍の深さによってそれぞれのレンズを使い分けていくことを想定している。

5-ALA誘導蛍光計測光学系は、ハーフミラーで光路を分割することで、バンドパスフィルタ(636FS10-50, 中心波長=636.2±2/0nm, 半値幅=7±2nm, Andover Corporation, New Hampshire, USA)を用いたカメラ計測と分光器(BTC111E, B&W TEK Inc., Newark, USA)によるスペクトル計測の両方を行うことができる。スペクトル計測用の励起レーザは15mWの半導体レーザを用いた($\lambda=405\pm 5$ nm, VLS-405FAC, Digital Stream Co. Ltd., Kanagawa, Japan)。ハーフミラー等により、最終的に照射され

る強度は1mW~2mWに減衰している。カメラ計測用の励起光源は広領域を一度に励起するため、50mWの高出力半導体レーザ(BV/N405, 株Keystone Co. Ltd., Japan)をハーフミラー等の減衰を受けない位置に設置した。蛍光スペクトル計測用のプローブの前にはピンホール(0.6mm, 1.0mm)が設置されており、これを切り替えることで対象上の計測スポット径を1~2mmに変更することができる。励起レーザの照射スポット径は0.5倍レンズで3.2mm, 1倍レンズで2mmで固定とした。製作したAF機構部及び5-ALA誘導蛍光計測光学系の模式図をFig. 3に示す。

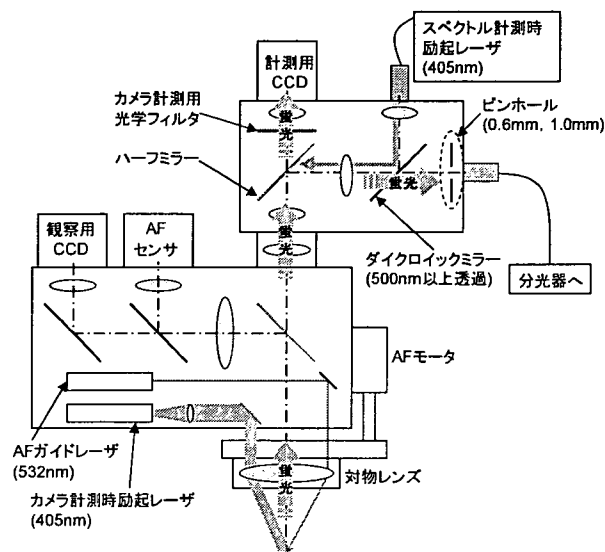


Fig.2 AF機構部及び5-ALA誘導蛍光計測光学系の概略

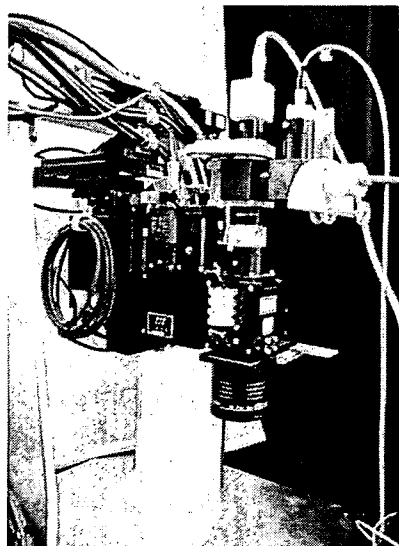


Fig.3 製作したAF機構部及び5-ALA誘導蛍光計測光学系

(3) MRI対応ロボットのモータ駆動法の研究

肝臓へのRFA穿刺を対象として、穿刺方向制御と、穿刺が可能な2自由度の穿刺マニピュレータを開発した(Fig. 4)。穿刺機構は送りねじによる直動機構と

し、穿刺方向制御はモータからの回転をダイレクトに伝え駆動させる。

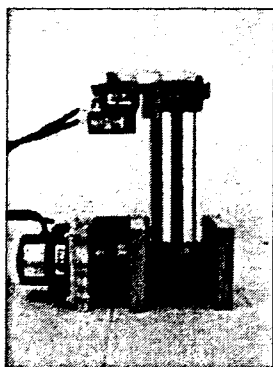


Fig. 4 製作したマニピュレータ

穿刺用モータとしてUSR30-E3N, 穿刺方向制御用モータとしてUSR60-E3N(ともに新生工業製)を使用した。

このマニピュレータに対し、肝腫瘍が写ること、マニピュレータの応答時間・信号受信前後に必要な確保時間から dead-time を 20ms 以上確保できること、画像更新間隔が極力短いことを前提とした、撮像シーケンス・パラメータを検討した。その結果、高速スピネコー法で TR=600 ms, TE=120 ms, ETL=8, ESP=30 ms, dead-time=270 ms, 画像更新間隔=9.6 s の撮像パラメータで撮像を行うこととした。穿刺実験は、MRI 撮像を行いながら、MRI モータ駆動法を用いて、製作したマニピュレータを駆動させ、画像の劣化がないことを確認する。MRI は水平方向の開放型ガントリを有する垂直磁場型実験用 MRI(磁場強度 0.2 T)を使用した。

(4) 新規な MRI マーカを使用した MRI 誘導下手術ロボットのナビゲーションの研究

(a) 拡張アクティブトラッキング

アクティブトラッキングは小型受信コイルの三次元位置を計測することが可能な手法である。提案手法である拡張アクティブトラッキングは、トラッキングコイルのインダクタンスを3つに直列分解することで、3点の同時計測を可能としたものであり、3点の三次元位置から小型受信コイルの位置・姿勢を同時に計測することが可能な手法である。原理を Fig. 5 に示す。3つに直列分解したインダクタンスを有するトラッキングコイルを用いることで、3点の三次元位置を同時に計測することができる。

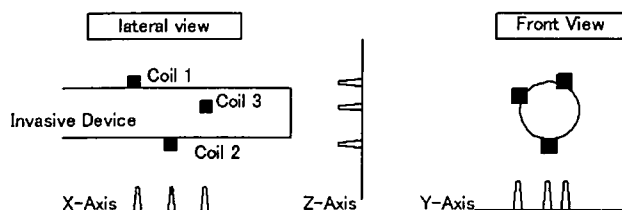


Fig. 5 拡張アクティブトラッキング法の原理

(b) MRI スキャナ

MRI は試作した実験用 0.2 T オープン型 MRI を使用した。上下に永久磁石があり、そのギャップは 30 cm である。0.2 T であることから、水素原子核の Larmor 周波数は 8.5 MHz である。撮像及び位置計測には GE 法(TR = 40 ms, TE = 12 ms)を使用した。また、計測分解能は 0.39 mm である (FOV = 100 mm, 周波数方向分解能 256 点)。

(c) 位置・姿勢計測用受信コイル

開発した位置・姿勢計測用小型受信コイルはインダクタンス成分が3つに直列分解されている。各インダクタンスは中空の樹脂に巻かれており、樹脂内部に信号源として水を封入することで、周辺における水素の有無に関係なく計測が可能である。製作したトラッキングコイルの外観を Fig. 6 に示す。



Fig. 6 製作したトラッキングコイルの外観。

また、柔剛可変外套管を用いた有用性確認の評価においても同様のトラッキングコイルを製作し、外套管先端部の側面にトラッキングコイルを設置した (Fig. 7)。

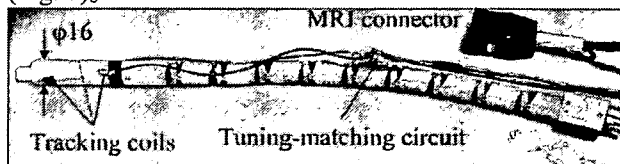


Fig. 7 トラッキングコイルを設置した外套管

(d) 新規な MRI マーカによる計測評価実験

提案する MRI マーカの評価として、画像中の特定点とトラッキングコイルによる計測値の比較評価、及び、外套管を用いた軟性術具ナビゲーションの模擬実験を行った。

画像と計測値の比較評価においては、 15 ± 0.02 mm 間隔で位置決めが可能なマトリクス状のジグ (Fig. 8) 上に水寒天マーカを用いた。Fig. 8 に示すように、MRI 画像で水寒天マーカを撮像することにより、3 箇所の水寒天マーカの位置から任意の孔の位置を算出することが可能である。このようにして求めた孔の位置とトラッキングコイルによって求められた挿入している孔の位置の比較を行った。

柔剛可変外套管を用いた有用性確認評価実験に

においては、外套管を用いて水寒天ファントムへの穿刺を行い、撮像用コイル、及び、トラッキングコイルの両方で撮像・計測を行った。

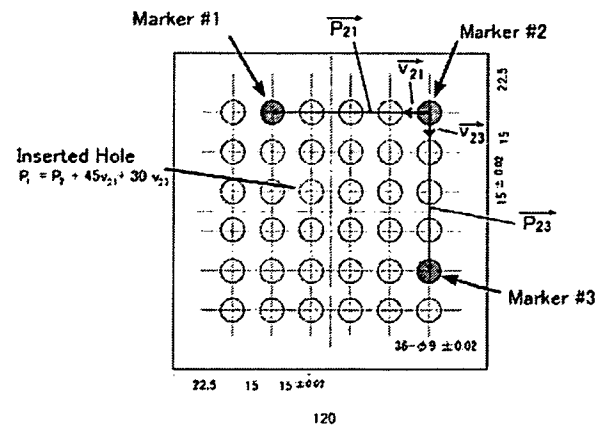


Fig. 8 評価用ジグ

(倫理面への配慮)

今年度は主に工学的な実験研究であり、動物実験並びにヒト試料を対象とする研究を行う場合には、東京大学東京大学動物実験実施規則、東京大学大学院研究倫理委員会規則を遵守し、実験を行った。

C. 研究結果

(1) 術中情報統合システムの開発と脳神経外科手術への応用

開発したナビゲーションシステムを Fig. 9 に示す。

座標系統合評価実験を行った。評価用ファントム及びそのナビゲーション画像を Fig. 10 に示す。アクリル製のファントム容器を水の中に浸して、実験用MRI(0.2 T)を用いて撮像を行った。このとき、MRIで撮像される容器の角上部(Q, R, S)及び角下部(t, r)合計6点をMRI撮像可能なMRIマーカーの代わりとし、Q, R, S, t, s各点での位置をMRI座標系で計測を行った。光学式三次元位置計測装置用マーカーの取り付けられた計測ツールを用いて、Q, R, S, t, r各点の位置を測定した。そして、Q, R, S, t, sを用いて、患者・画像間レジストレーションを行った。また、A, B, C, Dを誤差評価用のマーカーとして誤差評価を行った。

精度評価はtarget registration error (TRE)による精度評価を行った。手術器具で実物のマーカーの中心を指した時に、ナビゲーション画像上におけるマーカーの中心と手術器具先端の距離をナビゲーションソフトウェア(3D Slicer)で測定したものと、光学式三次元位置計測装置において計測した実際の距離を比較し、誤差を求めた。5回の計測データの平均値を採用することで、光学式センサの持つ測定誤差の低減を図る。

算出されたナビゲーションのTRE誤差は平均

1.79±0.35 mmであった。

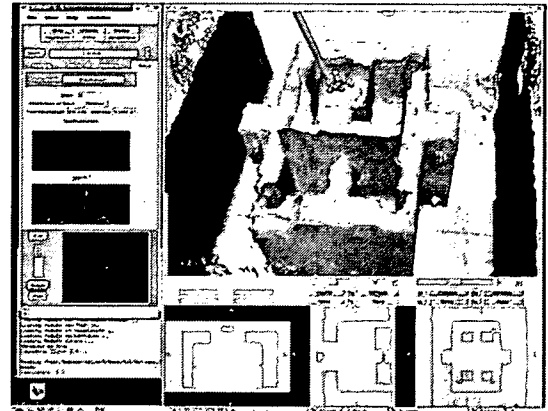


Fig. 9 Experimental results of navigation system

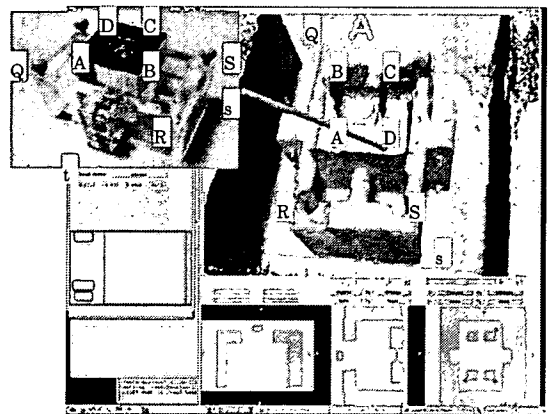


Fig. 10 評価用ファントム及びナビゲーション画像

(2) 5-ALA 誘導 PpIX 蛍光計測による脳腫瘍同定システム

AF機構の精度評価

繰り返し再現性、脳組織を模した異なる散乱係数を持つ対象へのフォーカシング相対誤差の評価を行った。

繰り返し再現性は、水平な梨地金属面に対して焦点面の上方と下側からそれぞれフォーカシングを10回ずつ行い評価した。結果をTable 1に示す。上側からフォーカシングしたときの平均値を0として、下側からフォーカシングした時の相対的な位置を求めた。0.5倍レンズの場合は15µm±7µmの相対的誤差が見られたが、1倍レンズの場合は平均値に有意な差は見られず、標準偏差も3µm以下と比較的小さかった。

脳組織は散乱が強く、照射されたレーザーは組織内部で多重散乱しながら浸透していく。腫瘍組織と白質では散乱係数が大きく異なるため、ガイドレーザーを用いてAFを行う本装置では、それぞれに対する絶対的なフォーカス位置に差が出る可能性がある。散乱物質である静注用イントラリピッド-10%を腫瘍組織と白質の散乱係数に近くなるように濃度調整し、寒天で固めた試料(白質を模した方を試料A、腫瘍組織を模した方を試料Bとする)に

対しフォーカスを行い、絶対位置の差を計測した。試料Aでのフォーカス位置を0とした時の試料Bでの位置をTable. 2に示す。0.5倍レンズでは-0.15 mm, 1倍レンズでは-0.08 mmという結果になった。

Table 1 AF 機構の再現性(上からフォーカシングした場合の平均値を基準として表示)

	0.5倍レンズ		1倍レンズ	
	上から	下から	上から	下から
平均値(μm)	—	-15	—	0
標準偏差(μm)	5	2	2	1

Table 2 異なる散乱係数の対象に対するフォーカシングの相対誤差

	0.5倍レンズ	1倍レンズ
試料Aと試料Bに対するフォーカシングの相対誤差(mm)	0.15	0.08

5-ALA誘導蛍光計測スポット径評価

蛍光計測スポットの径は、基本的には設計上の像倍率とピンホールの大きさで決まる。しかし、実際にはレンズの収差や、周囲組織からの散乱により設計値よりもスポット径は広がってしまうと考えられる。

散乱体としてイントラリピッド-10%を混ぜ、蛍光物質であるプロトポルフィリンIX(PpIX)の有無で分かれた寒天に対し、2つの領域の境界を横切るように、0.1 mm 間隔でステップワイズスキャンを行いながらスペクトルの計測を行った(Fig. 11)。蛍光強度は、PpIX 領域に入るにつれ次第に大きくなってゆすが、蛍光強度が飽和したときの値の5%と95%を閾値として、この間のステップ距離を算出し、蛍光計測スポットの有効径とした。0.6 mm ピンホールの場合、いずれのレンズでも設計値より0.3 mm 程度スポット径の広がりが見られたが、1.0 mm ピンホールでは設計値よりも小さい値となった(Table 3)。

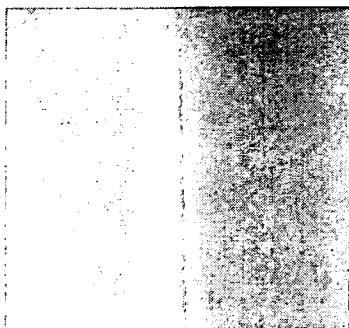


Fig. 11 蛍光計測スポット径の評価

Table 3 蛍光計測スポットの測定(設計値と実際値の比較)

ピンホール径	0.5倍レンズ		1倍レンズ	
	0.6mm	0.6mm	1.0mm	1.0mm
設計上の計測スポット径(mm)	2.0	1.3	2.1	1.9
実際の計測スポット径(mm)	2.3	1.6	1.9	1.9

(3)MRI 対応ロボットのモータ駆動法の研究

製作したマニピュレータに対し、精度評価実験の結果、位置決め精度誤差は、約0.1 mm(測定誤差程度)、穿刺方向制御機構はおよそ1[deg]であった。

穿刺実験の結果をFig. 12に示す。画像の劣化はなく、これによりMRI撮像を行い画像を確認しながら、dead-timeを用いたマニピュレータの駆動で、正確な穿刺を行うことができることを示した。

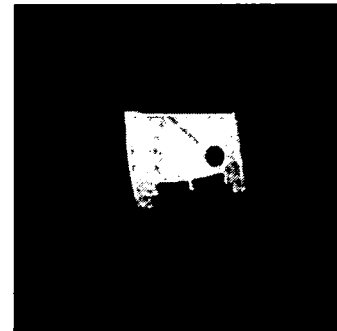


Fig. 12 穿刺実験結果

(4)新規なMRI マーカを使用したMRI誘導下手術ロボットのナビゲーションの研究について

a) 画像中の特定点とトラッキングコイルによる計測値の比較評価

ジグに設置した3箇所の水寒天マーカの位置をボディコイルで計測した結果、磁場中心を原点とする座標系(MRI座標系)における位置は、

$$P_1 = (-52.64, 68.74, -10.44)$$

$$P_2 = (-11.63, 44.52, -48.33)$$

$$P_3 = (25.87, 40.61, 0.88) \quad [\text{mm}]$$

であった。これによりトラッキングコイルを挿入した孔の位置はP(-4.63, 53.62, 6.07) [mm]と求められた。トラッキングコイルによる計測結果との比較結果をTable 4に示す。

Table 4 画像中の位置とトラッキングコイルによる計測値の比較評価結果。

	先端位置			測定干渉勢		
	x	y	z	i_x	i_y	i_z
測定器具より同定	6.05	81.02	0.11	0.36	0.91	-0.20
トラッキングコイルより算出	5.61	81.86	-0.81	0.34	0.92	-0.20
誤差	1.32 mm			1.08 deg		

以上より、1 mm, 1 deg 程度の誤差で画像中の計測可能であることが確認された。

b) 柔剛可変外套管を用いた有用性確認実験

外套管から針を模擬した樹脂ロッドを水寒天ファントムに穿刺した時の MRI 画像, 及び, トラッキングコイルによる画像を Fig. 13 に示す。

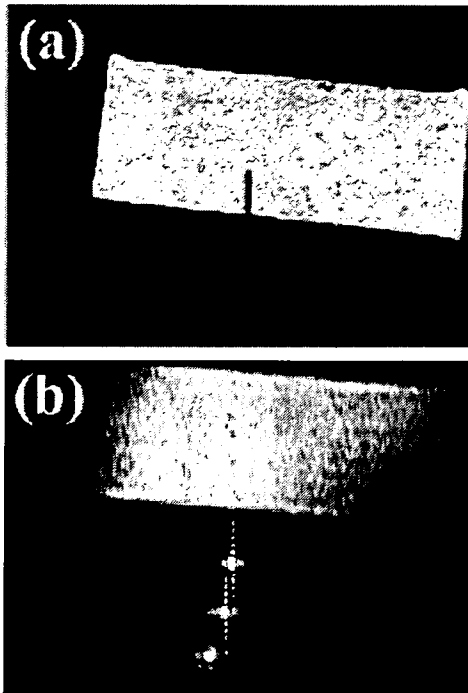


Fig. 13 (a) 撮像用コイルによって計測された穿刺時の MRI 画像, (b) 同一条件においてトラッキングコイルで撮像された MRI 画像。

Fig. 13 (b)において 3 箇所強い信号が得られている箇所がトラッキングコイルである。このように、トラッキングコイルを術具に設置することで、従来の光学式位置計測装置で計測できないような体内深部においても術具先端近傍を直接計測することが可能であることが確認された。

D. 考察

(1) 術中情報統合システムの開発と脳神経外科手術への応用

5-ALA 誘導蛍光計測に基づく術中腫瘍同定のための計測情報と、手術ナビゲーションシステムを統合した術中情報提示システムを試作した。腫瘍部位で計測される蛍光信号の強度・蛍光スペクトルと腫瘍の性質に関する情報(腫瘍の種別及び悪性度など)を、直感的かつリアルタイムに手術ナビゲーション画面に提示可能にした。

システム位置精度の誤差に含まれるものは、光学式位置計測装置の計測誤差, MRI などの診断装置の計測誤差, そして座標系統合時のレジストレーション誤差が考えられる。本研究では、精度確保のため、マーカを 5 点程度使用した。また、ファントムを MRI で撮像した時に、総計 2 回、2 方向から撮像した。そのため、より正確にマーカの重心座標が求め

られ、システムの TRE 平均誤差は 1.79 ± 0.35 mm であった。この要因としては、実際に手術器具でマーカの位置を計測する場合に、測定条件を一定に保てなかったことが考えられる。

(2) 5-ALA 誘導 PpIX 蛍光計測による脳腫瘍同定システム

a) 局所的脳腫瘍同定システム

AF機構の繰り返し精度は、5-ALAの計測やマイクロレーザによる治療に求められるサブミリレベルの位置あわせを十分に満たすものであった。0.5 倍レンズの精度が落ちるのは、レンズの焦点距離が長く焦点深度が深いためである。上側と下側からフォーカシングした場合には焦点深度内の異なる場所でフォーカシングされる場合があり、これが上下の相対誤差の主な要因と考えられる。異なる散乱係数を持つ試料に対する相対的フォーカス誤差は、最大で 0.15 mm であった。実際の脳組織に対するフォーカシングでは、これらの誤差が重なって全体の精度として現れることになる。今回の評価では、全体としてサブミリレベルの精度を実現することは十分に可能であると考えられる。

0.6 mm ピンホール時の蛍光計測スポット径は、励起レーザの照射スポット径よりも小さいが、1.0 mm ピンホール時は励起レーザスポット径とほぼ同じ大きさになる。そのため周囲の散乱光の程度が異なり、1.0 mm ピンホール時は設計値に近いスポット径が観測されたと考えられる。

(3) MRI 対応ロボットのモータ駆動法の研究

評価実験の結果より、本研究で提案したプロトンの緩和待ち時間内にモータを駆動することにより、ノイズのない画像取得とモータ駆動を同時に実現し、撮像しながらの穿刺が可能であった。

今回の実験においては、肝腫瘍が写ること、マニピュレータの応答性を考慮し十分なマニピュレータ駆動時間が得られる dead-time とすること、画像更新間隔が極力短いことを条件として撮像シーケンスを決定したが、使用する MRI の性能や、腫瘍の性質にもよるものなので、一概に決めることはできない。さらに、穿刺実験においては、画像を撮像しながら穿刺を行った場合、穿刺針が画像上でぼやけてしまう問題がある。今後は具体的な応用に対して、必要な撮像パラメータ等の検討が必要になる。

(4) 新規な MRI マーカを使用した MRI 誘導下手術ロボットのナビゲーションの研究

昨年度までの成果では、3 点の同時計測法を提案した。他の多点計測法に関しては Zhang らの報告があるが、計測される MRI 座標系上のピーク位置の器具上への位置合わせが困難である。これに対し、本手法は、6 自由度全ての計測が可能な手法であるため、術具先端などの特定位置を数学的にキャリブ

ーションすることが可能である。

本年度は、その精度評価として、MRI 画像から算出される位置・姿勢と本手法によって計測される位置・姿勢の比較を行った。その結果、計測分解能 0.39 mm に対して、1.32 mm, 1.08 deg の誤差であった。この分解能は本研究で用いた 0.2 T 機では限界に近いものであるが、より高磁場なオープン型 MRI であれば、より高精度で計測することが可能となると考えられる。

柔剛可変外套管を用いた有用性確認実験では、このような運動学的に先端位置を算出することが困難なデバイスにおいて、本手法は先端位置を直接計測可能であることを示した。これにより MRI ガイド下手術において、ナビゲーションシステムを用いるための術中トラッキング法として応用可能であることが示唆された。

以上より、MRI 誘導下手術ロボットのナビゲーションを実現するための要素技術として、今後の発展が期待される。

E. 結論

本研究では、新たな手術支援ロボットのナビゲーションシステムの研究として、(1)術中情報統合システムの開発と脳神経外科手術への応用、(2)5-ALA 誘導 PpIX 蛍光計測による脳腫瘍同定システム、(3)MRI 対応ロボットのモータ駆動法、(4)新規な MRI マーカを使用した MRI 誘導下手術ロボットのナビゲーションについて、研究を行った。

5-ALA 誘導蛍光計測に基づく術中腫瘍同定のための計測情報と、手術ナビゲーションシステムを統合した術中情報提示システムを試作した。

5-ALA 誘導蛍光計測による術中診断とマイクロレーザによる精密治療システムを統合することを念頭に置いた位置決めおよびスキャン装置を開発した。また、本装置に搭載するための 5-ALA 誘導蛍光計測光学系のプロトタイプも同時に製作した。位置決めを行うための AF 機能精度評価と、5-ALA 誘導蛍光計測光学系の計測スポット径を評価した。

AF 機能の精度は、再現性においても対象の散乱係数の違いによる相対誤差においても、要求されるサブミリレベルの精度を満たすものであった。

蛍光計測スポット径は、0.6 mm ピンホールを用いた場合、周囲の散乱光により設計値よりも広い範囲の光を取得していた。1.0 mm ピンホールの場合、計測スポットと励起レーザの照射スポットがほぼ同じ大きさであったため、周囲の散乱光の影響が見られない結果となった。0.6 mm ピンホールの場合も励起レーザのスポット径を調節することで、周囲の散乱光の影響をなくすことができると考えられる。

本研究では、MRI 誘導下手術支援マニピュレータの撮像中の駆動を可能にするモータ駆動法について、その有用性を示すべく、経皮的 RFA 穿刺療法用の穿刺マニピュレータの設計・製作、及び評価、撮像シ

ーケンス・パラメータの決定、dead-time 内の動きによる画像のアーチファクトの評価、マニピュレータ穿刺実験を行った。これにより、具体的な応用を対象にした、マニピュレータ、撮像シーケンス・パラメータ、画像のアーチファクトを設定することで、本手法により撮像しながらのマニピュレーによる穿刺、治療が可能であることを示された。

MRI 誘導下手術ロボットのナビゲーションのための術中位置計測法として、拡張アクティブトラッキングコイル法について提案・評価を行った。MRI 画像中の特定点の位置・姿勢と本手法によって計測した位置・姿勢を比較した結果、0.39 mm の計測分解能において、計測誤差は 1.28 mm, 1.08 deg であった。また、柔剛可変外套管の先端にトラッキングコイルを設置し、ナビゲーションを模擬した実験によって、このような運動学的に先端位置を算出することが困難なデバイスにおいても先端位置を計測することが可能であることが確認された。

以上より、MRI 誘導下手術ロボットのナビゲーションのための位置・姿勢計測法として応用可能であることが示唆された。

F. 健康危険情報

なし

G. 研究発表

1. 論文発表

- 1) 小野木真哉, 廖洪恩, 渡部滋, 小林英津子, 佐久間一郎: MRI による小型受信コイルの位置姿勢計測法の開発と評価. 生体医工学. 45(2): 177-184, 2007.
- 2) Eisuke Aoki, Masafumi Noguchi, Jae-Sung Hong, Etsuko Kobayashi, Ryoichi Nakamura, Takashi Maruyama, Yoshihiro Muragaki, Hiroshi Iseki, Ichiro Sakuma: Development of an Intraoperative Information Integration System and Implementation for Neurosurgery. Journal of Robotics and Mechatronics. 19(3): 339-352, 2007.

2. 学会発表

- 1) Ichiro Sakuma, Masafumi Noguchi, Eisuke Aoki, Hongen Liao, Etsuko Kobayashi, Shigeru Omori, Yoshihiko Muragaki, Katsushige Nakamura Hiroshi Iseki: Precise micro-laser ablation system with intraoperative fluorescence image guidance. 19th International Conference of Society for Medical Innovation and Technology (SMIT2007): pp275-276, 2007.
- 2) Takashi Suzuki, Hongen Liao, Etsuko Kobayashi, Ichiro Sakuma: Ultrasonic motor driving method for EMI-free image in MR image-guided surgical robotic system. Proceeding of the 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems: pp522-527, 2007.
- 3) 吉村雄祐, 蓮尾健, 小林英津子, 伊関洋, 中村亮一, 佐久間一郎: 超音波凝固切開装置を搭載した多自由度屈曲鉗子における先端回転制御法シミ