

表 7：親内視鏡（可撓外筒）基本仕様一覧

先端硬性部径	φ46mm
挿入部径	φ45mm
湾曲角	U/D : 40° R/L : 35°
先端アーム長	60mm
挿入チャンネル内径	φ7mm
有効長 (先端アーム端面から挿入部の操作部側端まで)	311mm

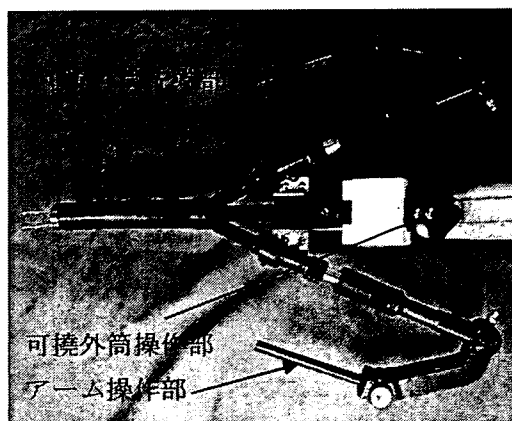


図 8 4次試作機全体図

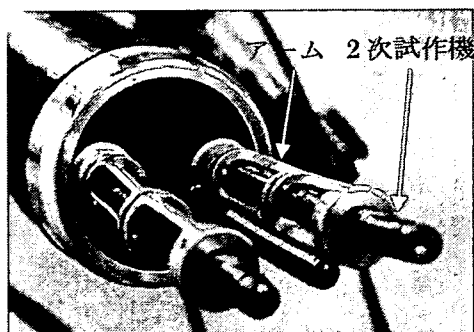


図 9 4次試作機先端部

はじめに別の硬性鏡を用いて、腹腔内の術野を確保しながら、本装置の挿入部位を決め、ミニプタの腹壁を切開して、本装置の挿入部を腹腔内の対象部位付近まで挿入した。

次に、本装置挿入部の中央チャンネルに対象部位観察用として子内視鏡を挿入し、他の2チャンネルにそれぞれ子内視鏡を挿入して、

それぞれの鉗子チャンネルに把持鉗子及び高周波針状メスを挿入して、手術用ユニットとして使用した。

当初腹腔内の術野の確保に時間がかかったり、2次試作機のφ2mmの鉗子口から既存の鉗子を挿入し使用したので、アーム外径に対し鉗子が非常に小さかったりしたため、処置に時間がかかった。しかし、最終的に胆嚢を摘出することができた。

一方、術者がレバー操作による先端アームの2関節の動かし方に慣れていなかったためか、予想以上の力が装置にかかって、アームの操作ワイヤの緩みやレバーのがたつき等が発生した。また、本装置自体が重く、これまで使用した固定用スタンドでは締め付けが足りず、装置の向きがずれてしまうこともあった。

C. 3. 2. 6次試作機

前記4次試作機を発展させて、親内視鏡は同じ挿入部径を有し、挿入先端部には、同じく2関節部を有し、手元操作により湾曲可能な5本のアームを設けた可撓外筒とし、洗浄性の向上のためアーム周囲を樹脂にて被覆した。観察は4次試作機と同様に可撓外筒の中央チャンネルから2次試作機を挿入した。

また、手術ユニットとして手元操作で開閉可能な把持鉗子、ハサミ鉗子等を試作した。外径は6.3mmとし、それぞれのアームに設けた手術ユニット挿入チャンネルに挿入して、5本アームの操作と組み合わせながら胆嚢摘出等を行った。手術ユニットは随時入れ替え可能であり、さらに手術ユニット挿入チャンネルから観察用の子内視鏡を入れることが可能でサブスコープとして利用できた。

作製した6次試作機の仕様を表8に、先端部の状態を図10に示す。

表 8 可撓外筒基本仕様一覧

先端硬性部径	φ 46mm
挿入部径	φ 45mm
湾曲角	U/D : 40° R/L : 35°
先端アーム長	60mm
挿入チャンネル内径	φ 7mm
有効長	311mm

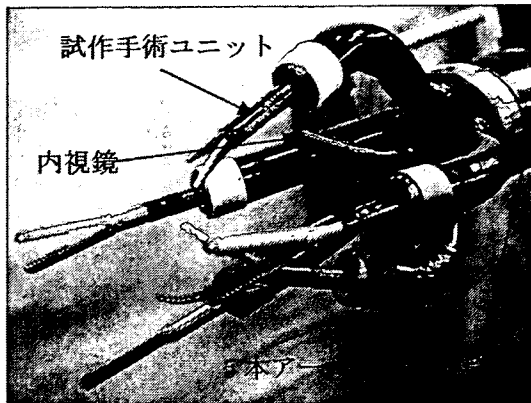


図 10 6次試作機先端部

C. 3. 3. 7次試作機

前記 6 次試作機を発展させて、可撓外筒、アームと処置具装置を組み合わせた手術ユニット、支持台を組み合わせて用いる手術用ロボット装置の試作検討を行った。可撓外筒は手術ユニット挿入チャンネルを 5チャンネル、中央チャンネルを 1チャンネルの計 6チャンネル持つ。中央チャンネルにはビデオスコープを挿入し観察することを想定しているが、適宜オートスーチャなど他の器具を挿入し使用することが可能であるように内径を 16mm とし、有効長も 146mm と短くした。アームは手元から挿抜可能にした。可撓外筒の外径を 50mm 以下にする関係上、アーム外径は 4 次試作機、6 次試作機では 13mm であったものを 11.3mm と細径化し、可撓外筒の挿入チャンネルの内径は 12mm とした。アームは内径 7mm の挿入チャンネルをもち、手元から処置具装置の挿抜を可能にした。

観察には 2 次試作機よりも高画質な消化管用内視鏡を準備したが、さらに高画質な画像を得る目的で 3CCD フル HD 対応先端屈曲式硬性鏡を試作した。

操作部は 6 次試作機までのノブ、レバー式から、抜本的な操作性の向上を目的に駆動部を電動式とし、ジョイスティック等による操作パネル方式とした。

作製した 7 次試作機の仕様を表 9 に、先端部の状態を図 11 に、実験中の画像(消化管内視鏡による画像)を図 12 に示す。

表 9 可撓外筒基本仕様一覧

先端硬性部径	φ 46mm
挿入部径	φ 45mm
湾曲角	U/D : 40° R/L : 35°
先端アーム長	60mm
挿入チャンネル内径	φ 12mm
中央チャンネル内径	φ 16mm
有効長	146mm

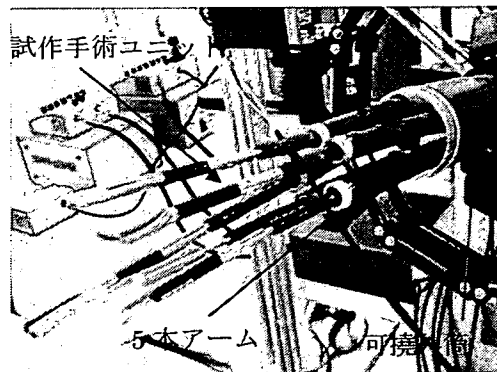


図 11 7次試作機先端部



図 12 メインスコープ画像

D. 考察

D. 1. 初期検討モデル

D. 1. 1. 親内視鏡

一次試作機では、処置具を画面上方向から病変部に持ってくるように画面上部の 2 時、11 時方向から突出するように設定したが、実際に ESD を行う場合には、病変部を把持鉗子で持ち上げながら、切開面に対して接線方向に高周波電気メスを動かすため、親画面の右から切除する場合は、3 時から 4 時方向から突出するのが望ましい。それを受けて、2 次試作機ではその方向から突出するように設計したため、より ESD は容易であった。

これにより最適な突出方向は術式によって異なることが想定される。最も汎用性のある配置は中央に観察系、その周囲にチャンネルを数多く配置する構造であろう。

また、より広い範囲を処置するためには突出方向をより外側に広げる必要がある。ただし、親内視鏡の外径から突出部分を作るとは挿入性に問題が出る恐れがある。そこで可動部を追加し、体腔内でチャンネルを外側に広げる機構を設けることが望ましい。

D. 1. 2. 子内視鏡

一次試作機の動物実験の結果、ファイバー内視鏡の画質では切除部位を確認するには不十分であったため、結果的に親内視鏡の画像のみで ESD を行なった。解決策として CCD を使った二次試作機を作製したところ、処置具側でも明るく鮮明な画像が得られ、ESD や胆嚢摘出術がより実施し易くなることを確認した。一方、子内視鏡画像の必要性については、結果的に 1 次試作機で ESD を行うことが出来たため子内視鏡の光学系は必ずしも必要ではないが、ESD よりも複雑な処置の際は必要になる場合があると考えられる。従って、術式によって装置の形態も変わると考えられ、ESD 等を対象とした装置の場合、子内視鏡から光学系と管路系を削

除可能であり、親内視鏡のチャンネル径も小さく出来るため、市販されている内視鏡に近い外径で親内視鏡を設計することが出来る。

これに対し、光学系を設けた内視鏡とした場合、鉗子チャンネル内径が 2mm と細いため、使用可能な処置具が現状では把持鉗子、高周波針状メス等の一部処置具に限定されている。そのため、今後、粘膜の切断、止血等、多様な処置を行うには、内径 2mm チャンネルに使用可能な複数の処置具の開発を行うか、子内視鏡の鉗子チャンネル内径を大きくして、現行処置具の適用範囲を広げるための検討が必要である。

これらの結果から子内視鏡から観察機能を削除し、より細径化した試作機(細径モデル)と、複数の鉗子を選択的に用いることができ、アーム機構によって広い範囲の処置が可能で、必要に応じて視野を変更することが望まれるような複雑な処置に対応できる試作機(太径モデル)の 2 種類の試作機について検討することとした。

D. 2. 細径モデル

前記初期検討モデルをもとに子内視鏡から観察系等を削除し細径化を図った 2 チャンネルの 3 次試作機、チャンネルに挿入した処置具装置によって臓器等を掻き分け、深部に到達することをターゲットとした 4 チャンネルの 5 次試作機の 2 種類を作製した。

D. 2. 1. 3 次試作機

ESD を行うことが出来たが、今後の改良点も多く、①高周波処置具ユニットの耐熱的な改良、絶縁性の改良②処置具の使い勝手の改良、例えば、回転ノブからレバー方式にする等、③処置具ユニットの洗浄性の改善、④親子 CCD 方式システムと同様に、使用可能な処置具の種類を増やす等の検討が必要と思われる。

D. 2. 2. 5次試作機

処置具装置としての試作手術アームにより臓器を掻き分けながら、可撓外筒の湾曲操作や押し込みを連動させることにより、挿入経路が確保できたことは、今後の体内深部への適用が示唆された。

一方、挿入経路に肝臓等の重い臓器がある場合は、前記試作処置装置では表面が滑り易かった上に、処置装置では径が小さいため、伝達する力が逃げてしまい、動かすことが出来なかった。今後は特に先端部の形状や湾曲機構の改良が必要と思われる。

D. 3. 太径モデル

D. 3. 1. 4次試作機

4次試作機では、処置具ユニットとして、光学系及び鉗子チャンネルを有する子内視鏡を使用したことで、術中、把持鉗子で摘む対象部位が直接視認できたことや対象部位の汚物も処置用内視鏡の鉗子チャンネルを使って吸引できたことで、摘出術も実施し易くなったと思われる。

さらに、操作をレバー方式にしたことで、従来のような湾曲方式で、先端を湾曲させながら切開するよりも、処置具先端をレバー操作に合わせて比較的直線的に動かせることで使い勝手が良くなったと思われる。

ただ、2関節の動かし方に慣れていなかったため、先端アームの動きはあまり活かされていなかったように思われた。また、レバーを動かすときにかなりの力がかかっており、アーム操作用ワイヤの緩み、レバー操作装置のがたつきといったように、強度をもっと必要とする部分があること、さらに、全体として重い装置になってしまったため、強度をもたせながらも、より軽量化を検討する必要があると思われる。

D. 3. 2. 6次試験機

可撓外筒先端の5本のアームを操作しながら、把持鉗子等の手術ユニットを操作することによって胆嚢が摘出できたことで、本装置が内視鏡下手術に適用可能であることが示唆された。

手術ユニットを専用設計とし、把持鉗子などを大きくしたことで腸管を把持するなど様々な処置ができるようになった。手術ユニットから観察系を省いたため、随時把持鉗子で摘む部位を直接観察できなかったが、観察用内視鏡を挿入するチャンネルを適宜選択できることから、最長部のチャンネルに観察用内視鏡を挿入し鳥瞰的に観察するなど、幅の広い観察が出来た。一方、挿入部先端からアームが伸びている構造などの理由により既存の内視鏡とは見るべき範囲が異なると考えられ、観察用内視鏡を挿抜き調整することなどによって、手術が行えない事態にはならなかったが、既存の内視鏡よりも遠くを見ることが多く解像度、観察深度ともに見直す必要がある。

一方操作に関しては、実験開始当初は、アームの動きと手術ユニットの動きを把握するために時間がかかり、目指す位置まで手術ユニットを持っていくことがかなり難しかった。

装置に対する慣れの問題もあるが、装置自体についても先端アームや手術ユニットの動きにもっと自由度を持たせることなどの改良が必要と思われる。

D. 3. 3. 7次試作機

6次試作機までのモデルではノブやレバーによるワイヤ牽引によって湾曲等を操作していたため、どうしても操作部が密集してしまうという問題があった。特に6次試作機のように手術ユニットを5本持つ処置装置ではそれが顕著であった。今回電動化したことで操作パネルを比較的自由な位置におけるようになり、その問題のひとつの解となった。

一方、処置装置が回転することによって、操作感覚が容易に狂うことや、自由度を増やしたことによる機械的応答性の低下、電氣的応答性が低いなどといった問題があり、一連の手術を行うには難しかった。今後、駆動部の制御法やインターフェイスを改良する必要があると思われる。

観察系に関しては高画質化した試作機により、従来の内視鏡では見分けることが難しかった血液の色の違いが容易に解るようになったため、本試作機は出血の多い手術などでより効果的であると考えられる。

E. 結論

ロボット装置を1次から7次まで7種類試作し、動物実験によって、それぞれの装置の機能・性能及び今後の課題等を確認した。

構造的には、内径 7mm、2 チャンネルの親子内視鏡方式から検討を開始し、ESDや胆嚢摘出術などの術式に適合するように、細径モデルと太径モデルに分けて検討を進め、それぞれの有用性を確認した。

また、駆動系の電動化により複雑な操作も容易になる可能性が示唆された。

今後、細径モデルと太径モデルのそれぞれの特性を活かし、電動化によってさらに高度な操作が可能な手術用ロボット装置の実現へ向けて検討を進めていく。

F. 研究発表

なし

G. 知的所有権の取得状況

1. 特許取得

出願中の特許：11件

出願番号 2003-281850 (国立がんセンターとの共同出願)

出願番号 2004-011954 (国立がんセンターとの共同出願)

出願番号 2005-012057 (国立がんセンターと

の共同出願)

出願番号 2005-017325 (国立がんセンターとの共同出願)

出願番号 2005-037837 (国立がんセンターとの共同出願)

出願番号 2005-227883 (国立がんセンターとの共同出願)

出願番号 2006-019182 (国立がんセンターとの共同出願)

出願番号 2006-021345 (国立がんセンターとの共同出願)

出願番号 2006-045194 (国立がんセンターとの共同出願)

出願番号 2007-056542 (国立がんセンターとの共同出願)

出願番号 2007-101274 (国立がんセンターとの共同出願)

以上

分担研究報告書

ロボット手術装置に関する研究

分担研究者 寺本 律 株式会社 日立製作所 機械研究所

都市・ロボティクスプロジェクトリーダー

研究要旨 本研究では、新たな手術支援システムの開発を目的に、関節部を柔軟カバーで覆った可撓型術具を開発した。動作性能評価実験の結果、動作範囲は把持部開閉角度で 90.0 度、2 自由度の首振りの動作角度で ± 125.5 度、 ± 106.5 度を有していること、操作から動作への反応速度は、把持部開閉が 0.009 秒、2 自由度の首振り操作は、0.017 秒、0.014 秒と、十分な反応速度であり、実用性が高いことを確認した。また、柔軟カバーは装着前後で関節部の可動範囲に有意差が無いこと、および柔軟カバーを装着した関節を 100 回往復動作と内径 7 mm の挿入チャンネルへの 10 回連続挿入した後にズレが発生せず、実用上問題ないことを確認した。同時に、可撓型術具の軸周り回転角度を内視鏡画面から算出するプログラムを開発した。角度算出プログラムは計測用マーカを貼り付けた術具の CG を評価用画像として精度と処理速度を計測したところ、角度検出の誤差は ± 3.0 度以下、処理時間は平均 0.037 秒であり、十分な実用性を有していることを確認した。

A. 研究目的

近年の手術において、低侵襲化の流れが注目されている。実用化されている低侵襲手術のひとつに、腹腔鏡下手術がある。これは、腹部に炭酸ガスを送り込む気腹法、専用の術具で腹部を吊り上げる腹部吊り上げ法、などの術式を用いて術野を確保し、小さな切開から体内に挿入した細径の術具と内視鏡を用いて行う治療方法である。この手術により、日帰り手術なども実現し、患者の肉体的・身体的負担が軽減した。

一方、医師にとってこのような術式は、自分の手で直接行う通常の手術と感覚が大きく異なるため、長時間のトレーニングが必要とされている。このため、技術に熟達した医師の数が、常に不足している。

このように、低侵襲ではあるが、難易度の高

い手技をより簡単に実施できるようにすることを目的として、国内外で手術支援ロボットの開発が盛んに行われている。

欧米では da Vinci[®]や ZEUS[®]などの手術支援ロボットが製品化されており、高い操作性が臨床現場において一定の評価を受けている。これらの手術支援ロボットが、これまで高い難易度を有していた低侵襲手術をより安全に実施するための道具として期待されている。

しかし、これらの手術支援ロボットや熟練した外科医であっても治療困難な症例が依然存在する。たとえば、手術領域が体内の深部領域、特に狭小化した領域の場合は良好な視野を得ることが難しく、さらには、術者や助手の手が入らない等の問題があり、熟練医でも手術操作が難しい。このような手術に対して、従来の手術支援ロボットでは術具を挿入することも困難で

ある。このような疾患・領域としては、直腸、前立腺、肝門部などの深部ガン、肺疾患手術における肺尖部、胃疾患手術における横隔膜下腔、等が該当する。

一方、軟性内視鏡を用いた手術では、使用する術具の自由度が少ないために単純な動作で実現できる治療しか行われていない。また、軟性内視鏡は柔軟性を有するために挿入経路の途中でねじり変形が発生する。そのため、操作したときに内視鏡先端が内視鏡画面のどの方向に首振り等の動作を行うかがわからないという問題がある。従来では手元操作部を微小に操作し、先端の動作方向を内視鏡画面で確認することで操作方向と動作方向の対応を認識していた。ただし、一時的には対応を認識できるが、操作している途中でねじり具合が変わってしまうと、それまでの対応が変わってしまうため、柔軟性を有する部材を介しての操作は熟練を要していた。

そこで本研究では、既存の手術支援ロボットや熟練した外科医でも手術が困難な症例に対する高度な手術療法の実現を目的として、柔軟性を有する内視鏡的な挿入部である親内視鏡と、これに内蔵する可撓型術具を用いた外科的治療の実現を目指す。

特に本研究では、軟性内視鏡に内蔵して複雑な治療を実施するための可撓型術具および、その治療を支援するための技術を開発する。

具体的には(1)可撓性を有する手動の術具(可撓型術具)、(2)医療用ロボットのシステム制御に適した制御装置、(3)内視鏡画像から術具の回転角度を検出するための画像処理プログラム(回転角度検出技術)という3つの開発を行う。

(1)はこれまで治療困難だった部位での治療を実現することが目的であり、(2)は可撓型術具を将来的にロボット化することを想定して、安全性と信頼性に重点を置いた制御系の確立が目

的である。(3)は従来の軟性内視鏡や今回開発する可撓型術具を用いた治療において、途中経路でのねじりにより動作方向が把握しにくいという問題点を解決することを目的に、可撓型術具の動作方向を内視鏡画面から読み取る画像処理技術を開発する。

本研究の結果、可撓型術具を親内視鏡と組み合わせることで人の手で実施が困難な治療を実施することが可能になれば、その存在意義は大きく、将来の治療現場では必須の術具として確立される可能性がさらに高まると考えられる。さらに、従来の内視鏡等の術具においても頻繁に操作と動作の対応を確認する作業を行わなくとも、画面上の表示を見るだけで常に操作に対する動作方向を把握できるようになる。

B. 研究方法

1. 可撓型術具の機構開発

可撓型術具の設計において、以下の点を考慮し、試作を行った。

- (a)複雑な治療行為を実施するために、術具先端が多自由度に動作できることが必要である。また、その可動範囲は、治療動作を制限しないように、広いことが重要である。
- (b)多自由度な術具は、狭い空間で複雑な治療行為を実施するため、大きく湾曲する構造ではなく、回転軸を中心に小さな空間で首を振ることができる関節構造が好ましい。
- (c)術具は親内視鏡の湾曲した挿入チャンネルに挿入して使用するために、可撓性を有することが必要である。
- (d)高メンテナンス性と低コストを両立する汎用術具であるためには、手動操作が好ましい。

以上のような点を考慮し、本研究で開発する

可撓型術具は図 1に示すような構造とした。先端には多自由度関節を備え、手元に、手動の操作部を設けている。この操作部と多自由度関節は可撓管(直径 7mm,長さ 1050mm)を用いて接続している。また、操作部と多自由度関節の駆動用プーリは、可撓管内部を通したステンレス製ワイヤ(以下、駆動ワイヤと表記)で接続している。

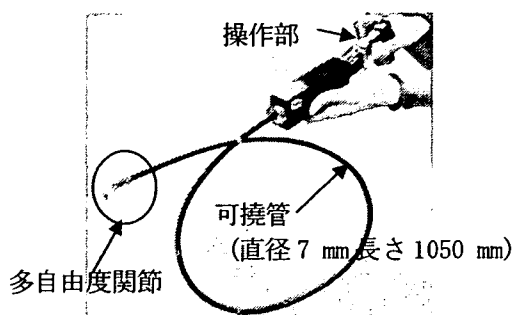


図 1 可撓型術具試作機の外観

先端の多自由度関節は、図 2に示すような、2自由度の首振り(図中の首振り 1、首振り 2)と、把持部の開閉動作の合計 3 自由度を 1 関節部で実現する関節機構を適用した。この関節機構は駆動ワイヤ同士の干渉を回避することができるため、多自由度の動作実現に加えて、2 自由度の首振り動作については±100 度以上の広い可動範囲を得ることができる。

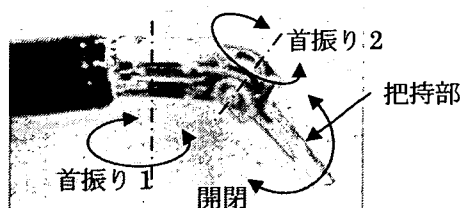


図 2 多自由度関節の自由度

図 2の関節部はギアが露出しているため、血液や脂の付着による動作性能の低下、および組織の噛み込み等への対策が必要である。そこで、この関節部を覆う柔軟カバーを開発した。装着した様子を図 3に示す。素材には柔軟性の高いラテックスを用い、表面には粘着防止用コーンスターチ粉を塗布している。脱落防止のため、

両端を 0.6 mm厚とし、それ以外は動作性能低下を防止するため 0.03 mm厚とした。

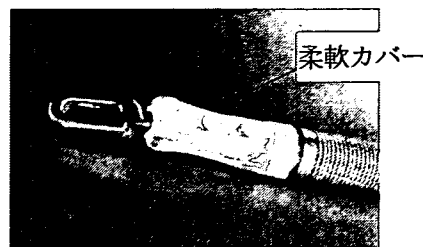


図 3 柔軟カバーを装着した関節部

2. 手術支援システム向け制御装置の開発

2. 1 制御ボード

マニピュレータなどのロボットで構成する手術支援システムの実用性を高めるためには、制御装置の機能の高信頼性を確保することが必須であり、かつ、多くの症例に適用できるようにするためには、症例にあわせて装置を柔軟に構成できることが重要である。本試作では、これらを実現するために、手術支援システムの構成を手術に合わせて柔軟に変更することができる制御装置の制御ボードを開発した(図 4)。

システムの構成を柔軟に変更可能とするためには、システムを構成する要素毎に制御装置を装備し、かつ、この要素の構成を事前に決定することなく、動的に構築し、通信可能とすることが重要である。

このような装置を実現するためには、たとえば TCP/IP などの通信プロトコルを用いて制御装置間の通信を行う手法が一般的であるが、リアルタイム性が補償できないためにロボットの制御システムとしては不適と判断した。

本試作ではこれに変わる技術として、PCI バス拡張技術を適用し、システム立ち上げ時に接続されている装置全体を把握し、互いの装置間に通信可能なネットワークを構築する制御装置を開発した。

PCI バス拡張技術によって、システム立ち上げ時に、システムを構成している要素の制御装

置全体を把握する。次に、通信相手のメモリなどを自分の PCI バスに装備されているメモリと同様にリード・ライト可能な状態として、ソフトウェアによるデータ通信プロトコルに依存することなく、高速にデータの共有を行うことを実現する。

さらには、小規模システムの構成のみならず、本プロジェクトが想定するような大規模システムの構成も可能とするため、マニピュレータ制御に必要な IO (DA/AD, DIN/DOU) と通信デバイス、PCI バス拡張専用チップなどをコンパクトに集約した。

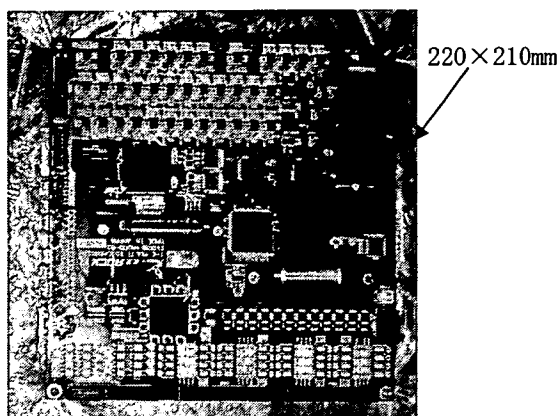


図 4 開発した制御ボード外観

CPUボードとしてはロボット制御に最低限必要と思われる処理速度を有するSH4 (SH7751R)に μ ITRON 準拠である T-Kernel を搭載した T-Engineボードを採用し、図 4のボードと接続することで、制御装置を構成する。

2. 2 システム管理ドライバソフト

図 4で示した制御ボードを用いてPCIバス拡張技術による制御装置間データ共有を実現するシステム管理ドライバソフトを開発した。

今回開発した制御ボードとドライバソフトからなる制御装置の制御フローの代表例は図 5 のようになる。

本研究で開発したドライバソフトは、上記の運用を実現するために必要な、次の 3 点からな

るデータ共有処理を担う部分である。各ソフトに付した数字は図 5のブロック図のどこに相当するかを示しており、同じ数字を図内に記している。

- ① 制御装置の初期化
- ② 制御装置間の動的コネクション生成
- ③ 制御装置間のコネクションを介したデータ通信 (データのリードライト)

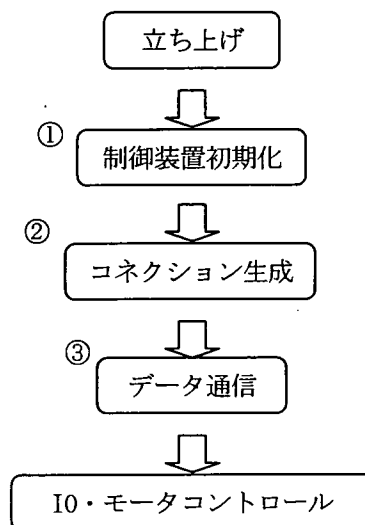


図 5 制御フロー例

特に②が本制御装置のキー技術である。ここでは接続されている複数の装置を認識し、それぞれにユニークな番号を割り振って接続状態を管理する。さらに、各装置間でデータ通信するためのメモリ空間 (コネクション) の確保を行う。

3. 回転角度検出技術

3. 1 全体アルゴリズム

内視鏡画像を元に術具の回転角度を算出するためのアルゴリズムの開発、これを検証するためのソフトウェアの開発、および、本手法で使用するマーカの試作を実施した。

本手法は内視鏡画面に表示される術具の柄にマーカを貼付し、内視鏡画像を処理することでマーカの状態を読み取り、軸周りの回転角度を算

出するものである。これによって、術具の首振り方向を特定する。

本手法のアルゴリズムは以下のような手順で実施する。

- (1) 前処理（歪み補正，輝度補正，色彩補正）
- (2) 角度算出
- (3) 表示情報の生成

前処理では歪みが含まれた内視鏡画像を平面投影し，直線が直線と表示されるように画像を補正する。また同時に，輝度や色彩にムラがある場合は画面全体で均一になるように補正する。

角度算出では平面投影された画像をもとに，マーカの特徴量を読み取り，マーカが示す回転角度を算出する。このアルゴリズムの詳細は後述する。

表示情報の生成では，読み取った角度を元に，例えば動作方向を示す矢印などの情報を内視鏡画像に表示するための矢印の向きを計算する。

本研究では，この3つのステップのうち最も重要となる(2)の段階に焦点を絞り，アルゴリズムを検証するソフトを開発した。以下，(2)のアルゴリズムを中心に説明する。

3. 2 角度算出アルゴリズム

術具には図6に示すような模様のマーカを柄の周囲に貼り付ける。この際，マーカの特定の位置（例えば図6の左向き三角の頂角の位置）を動作方向に揃える。図6の模様では左側が術具先端側となる。図の縦は柄の円周の長さに等しい。模様の斜線部は青，白部は緑に配色した。これは体内においてマーカを検出しやすくするためである。

マーカは体内で使用するため耐水性に優れたビニール素材のシールを基材として用い，模様を印刷した後，反射防止と水滴付着防止のために表面にテフロンコーティングを施した。

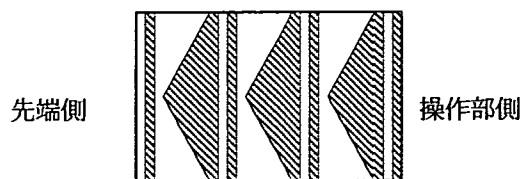


図6 マーカ模様展開図

マーカを貼り付けた術具は内視鏡画像に前処理を施した後，図7のように表示される。

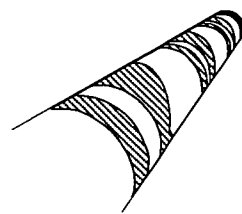


図7 内視鏡画像でのマーカ部分

本アルゴリズムではこの画像に対して次のようなステップで角度検出の処理を実施する。

- ① マーカ領域の抽出
- ② マーカ領域のアフィン変換
- ③ マーカ領域の中心線に沿ったエッジ検出
- ④ エッジ情報からの角度計算

①では，マーカが緑と青からなるため，体内に多い赤の成分を取り除き，青と緑からなる領域を特定することでマーカ領域を抽出できる。

②では，術具の柄と背景の境界線の角度を元に，3次元空間における術具先端方向と画面の縦横奥行き3軸方向とのズレから術具の姿勢を表す回転行列を求める。この回転行列を用いて，術具が画面に正対している状態に画像を変換する（アフィン変換）。

③では，アフィン変換後の画像を対象に，術具の軸方向に向けたマーカ領域の中心線に沿って，青と緑の境界点を検出する（図8）。

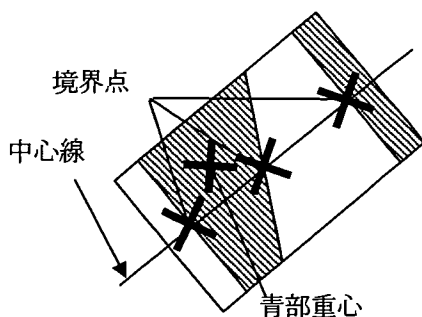


図 8 アフィン変換後のマーカ

④では、まず③で検出した複数の境界点の間隔から、中心線上での青と緑の長さを特定し、その比率を計算する。

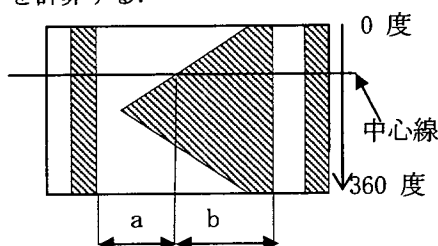


図 9 青緑の比率とマーカの位置

次に、図 9に例示するように青と緑の比率 ($b:a$) から、画面に見えているマーカの中心線の位置を特定する。マーカの縦方向は術具の円周の長さに相当するため、中心線の位置を角度に換算できる。つまり、図 9のようにマーカの上辺を 0 度、下辺を 360 度として、中心線の位置を角度に表せる。これが内視鏡画像に見える術具の中心線が示す角度である。

ただし、マーカの模様は先端側に頂角をもつ三角形のような形状であるため、中心線が三角形の頂点か 0 度 (360 度) 上にある場合を除いて、 $b:a$ の比率が等しくなる角度(中心線の位置)として 2 つの解がでる。そのため、左向き三角形の 2 つの斜辺のうち、中心線がどちらの斜辺と交差しているかを特定する必要がある。これは、図 8に示すように、青領域の重心が中心線のどちら側にあるかを判別することによって中心線が交差する斜辺を特定する。

3. 3 表示情報の生成

マーカの特定の位置 (例えば左向き三角の頂角)が動作方向と揃うように張られているので、見えているマーカの中心線の角度が分かれば、動作方向までの相対角度も特定できる。よって、画面上どちらに首を振るかが特定できる。そこで、例えば中心線から首を振る方向に向けて矢印を表示すればどちらに首を振るかを把握できるようになる。

内視鏡のように 2 方向に首振りする場合は、一方の首振り方向を基準とし、上記の手順で基準の首振り方向を特定し、次に、基準の首振り方向からの差分で残りの首振り方向を特定する。

4. 評価実験

4. 1 可撓型術具の動作性能評価実験

上記設計に基づき試作した可撓型術具の動作範囲と、操作を行ってから多自由度関節が動作するまでの反応速度を計測した。動作範囲は、治療の作業性を考慮して ± 70 度以上の首振り (2 自由度) と 90 度以上の開閉を目標とする。

反応速度の目標値は、どのくらいの遅れならば操作性を低下させないか、という点で決定されるべきだが、個人差や慣れなどの影響から、明確な閾値を設定することが困難である。そこで、動画の NTSC 方式を参考とした。1 秒間に 30 回の静止画が切り替わる映像では、一般には滑らかな動画としてみることができる。つまり、0.033 秒の遅れは、視覚的に遅れを認識しないと考えられる。そこで、操作から動作までの遅れを 0.033 秒以内とすることを目標とした。

次に、それぞれの実験方法を以下に記す。

(1) 動作範囲計測実験

可撓部を親内視鏡の湾曲形状相当である半径 85mm で 180 度湾曲させ、各自由度を、機械的な限界まで操作したときの、関節の動作角度を計測する。計測は、関節の把持部に計測用の針を固定し、動作の様子を通常のビデオカメラ

(30fps)で撮影し、この映像を元に、計測用針の角度変化を計測する。このときの角度の読み取り精度は0.5度程度と考えられるが、本術具の動作範囲確認には十分と考える。

(2) 反応速度計測実験

(1)の実験と同様に、所定の曲率半径で湾曲させ、把持部には計測用の針を固定する。操作部と関節が同一画面に入るように、高速ビデオカメラ(500 fps)で動作の様子を撮影する。この映像を元に、操作部の動き出しから、関節部の動き出しまでのフレーム数を調べる。これにより、操作開始から動作開始までの反応速度を計測する。本実験では、各動作ともに10回ずつの実験を実施し、その平均値を求める。

4. 2 柔軟カバー評価実験

柔軟カバーは関節部を覆うため、動作範囲を狭めるリスクが考えられる。また、使用中にカバーがずれる、あるいは、親内視鏡への抜き差し時にめくれて脱落するリスクが考えられる。

そこで、柔軟カバーの評価実験として、装着前後での可動範囲の変化の割合、および、カバーのズレや脱落の可能性を確認することが必要である。

本実験では、柔軟カバーを装備したときと装備していないときの動作範囲を計測する。また、開閉および2自由度の首振りの各動作を往復100回実施したときに、柔軟カバーの端部にめくれが発生するか否かを確認する。さらに、親内視鏡と同じ内径7mmの挿入チャンネルを模した実験装置に10回連続で術具の抜き差し動作を行い、柔軟カバーのめくれ状態を確認する。

4. 3 手術支援システム向け制御装置の評価実験

制御ボードおよびドライバソフトの動作テストを実施し、以下の機能の実現を確認する。

まず、装置を立ち上げた後、OSや各デバイス

の初期化を実施する。ここで、ドライバの立ち上がり時、装置の接続状態の確認を実施する。

次に、システム運用において相互に通信する制御装置間にコネクションと呼ぶ通信路を開く。具体的にはCPU間で通信に使用するメモリアドレスを相互認識するなどの処理を実施する。

コネクションが張られた後は、これを利用してCPU間データ通信を実施する。

4. 4 角度算出性能評価実験

本手法における角度検出の精度および処理時間を評価する。対象とする評価用画像は、術具の回転角度や姿勢を把握する必要があるため、術具の回転角度や姿勢が既知のCG画像を用いることとした。また、開発対象は3.1節(2)のステップに相当する処理であるため、本ソフトウェアは歪補正などを施した後の平面画像を入力とし、中心線が示す角度情報を出力とする。

出力された算出結果とCG作成時の回転角度データとを比較して角度検出の精度を評価する。(倫理面への配慮)

研究内容は、可撓術具の機構、制御用ボード、ボードを駆動するドライバソフト、および、術具の回転角度を算出する画像処理ソフトウェアの試作であるため、現時点では配慮すべき倫理面の問題はない。

C. 研究結果

1. 可撓型術具の動作性能評価結果

操作部から操作可能な、関節の各自由度の動作範囲について計測した結果を表1に示す。把持部の開閉角度は、開いたときに2つの把持部が成す角度であり、首振りの動作角度は、関節をまっすぐに伸ばした状態を0度として、左右への角度を計測した。

各動作ともに、目標を十分に上回る動作角度を達成したことを確認した。

表 1 動作範囲

	動作範囲
把持部の開閉角度	90.0 度
首振り 1 の動作角度	±125.5 度
首振り 2 の動作角度	±106.5 度

操作部の操作を開始してから関節の動作が開始されるまでの反応速度について、計測した結果を表 2 に示す。

各動作ともに、目標値の 0.033 秒よりも速い反応速度を達成したことを確認した。

表 2 反応時間

	反応時間
把持部の開閉操作	0.009 秒
首振り 1 の動作	0.017 秒
首振り 2 の動作	0.014 秒

2. 柔軟カバー装着時の動作性能評価結果

柔軟カバーを装備した関節部の動作範囲と、使用時の柔軟カバーのめくれについて評価を実施した。結果を表 3、表 4、表 5 に示す。

表 3 は、柔軟カバーを装備した状態の動作範囲と装備していない動作範囲の差である。表 4 は、各動作を往復 100 回実施したときに、柔軟カバーの端部にめくれが発生するか否かを確認した結果である。表 5 は、親内視鏡と同じ内径 7 mm の挿入チャンネルを模した実験装置に 10 回連続で術具の抜き差し動作を行った後の柔軟カバーのめくれ状態を確認した結果である。

柔軟カバーの有無による動作範囲に有意差は認められず、柔軟カバーの装備による操作性低下はないことが確認できた。

100 回の往復動作後および、10 回連続抜き差し後も柔軟カバーにめくれは見られないため、使用中の柔軟カバー脱落は無いと考えられる。

表 3 柔軟カバー装着時の動作範囲の変化量

	変化量
把持部の開閉操作	+1.8 度
首振り 1 の動作	-0.9 度
首振り 2 の動作	+0.6 度

表 4 100 回往復動作後の柔軟カバーの状態

	状態
把持部の開閉操作	めくれなし
首振り 1 の動作	めくれなし
首振り 2 の動作	めくれなし

表 5 10 回抜き差し後の柔軟カバーの状態

	状態
抜き差し後	めくれなし

3. 医療用ロボット向け制御装置の評価実験
開発した制御ボードと CPU ボード(T-Engine)を連結した制御装置を 2 台用意する。それぞれの CPU ボードには TRON[®]系リアルタイム OS を搭載し、開発したドライバソフトを実装する。この装置を用いて以下を確認した。

- ① 接続した装置全体の通信環境の初期化
- ② 装置間のコネクション生成および通信用メモリの確保
- ③ PCI バスを介して他の制御装置のメモリに対する直接のリード・ライトの実施。

さらに、2 台の制御装置を立ち上げた後、一旦、通信ケーブルを抜き、再度繋げた後に、再び正常に通信が行えることを確認した。

4. 角度算出性能評価実験

評価用画像として回転角度を変えた 4 種類の画像を用意し、開発したソフトウェアで角度検出を実施したところ、角度検出の誤差は±3.0 度以下、処理時間は平均 0.037 秒であった。これは、実用上十分な精度と処理速度であると考えられる。

D. 考察

1. 可撓型術具に関する考察

本研究で開発した可撓型術具は、親内視鏡相当に可撓管を湾曲させた状態で、十分な動作範囲と反応速度を有していることが確認できた。これは、腹腔鏡下手術などで使用する従来の術

具と比較した場合に、従来にない優れた動作性能を有していることを示している。本研究の結果、親内視鏡に可撓型術具を挿入して、外科的な治療操作を行うための基本的な機構が開発できたと考えられる。

また、関節部用の柔軟カバーを開発したことにより、関節部位に臓器や血管の噛み込みを防止することができるため、使用中の安全性を向上できた。これは実用に向けての大きな前進であると考えられる。

この柔軟カバーについては、従来の医療ロボットなどに対しても有効な手段である。従来の医療用ロボットはいずれも関節がむき出しであり、関節部への血液や脂の付着が使用中の動作性能を低下させたり、あるいは、使用後の洗浄の手間を増大させたりしていた。これに対して、今回開発した柔軟カバーは着脱自在な形状であり、使用中の脱落もなく、操作性を低下させないという点で実用性が高く、他の医療用ロボットへの適用も可能と考えられる。

2. 手術支援システム向け制御装置に関する考察

本研究の結果、手術支援システムの構成を柔軟に変更でき、かつ信頼性の高い手術支援ロボット向けの制御装置を実現した。これにより、マニピュレータの数や、マニピュレータと制御装置の組み合わせなどを事前に限定する必要なく、制御ソフトウェアを作成することが可能となる。そのため、ユーザにとっては、マニピュレータ1式のみで行う手術から複数式（たとえば5式）で行う手術など、症例やプロトコルに合わせてシステムを構成するマニピュレータの数を変更することも可能になり、実用性の高いマニピュレータシステムを構築することが可能となる。

また、同時に、手術中にプロトコルの進み具合や状況の変化などに合わせてマニピュレータ

を追加・変更したり、不調となった装置を手術開始後に取り替えたりするような事も可能となると考えている。

3. 回転角度検出技術に関する考察

回転角度検出技術は内視鏡画像を元に末端の情報を検出する手法であるため、途中のねじり等の影響を無視できる。そのため、これまでの駆動部内センサ情報のみ依存する手法に対してロボラストであると考えられる。この画像による動作検出手法を発展させることによって、病院内の人流制御等へ適用できる可能性も考えられる。例えば、病院スタッフ、入院患者、来客等に識別用マーカが施されたカード等を首から提げ、これをカメラでチェックすることで、どのような種類の人がどのようなルートで移動しているかを把握することが可能と思われる。これは患者の待ち時間を短縮するために効率的な誘導を行ったり、道順案内を適宜出すなどの顧客サービスに適用したりする例が考えられ、今後さまざまに展開できる可能性を有している。

E. 結論

可撓型術具を有する新たな手術支援システムの開発の一つとして、可撓型術具およびその関節部を覆う柔軟カバーを開発した。また、手術支援システム向けの制御装置、画像から術具の回転角度を検出するための画像処理プログラム（回転角度検出技術）を開発した。

可撓型術具の各自由度の動作について以下の結果を得た。

1) 動作範囲

多自由度関節の各自由度について、動作範囲を計測し、把持部開閉角度は90.0度、2自由度の首振りの動作角度は、 ± 125.5 度、 ± 106.5 度の範囲で動作可能であることを確認した。

2) 反応速度

操作部に操作入力を行ってから多自由度関節の動作が実施されるまでの反応速度は、把持部の開閉が、0.009秒、2自由度の首振り操作が、0.017秒、0.014秒と、十分な反応速度であることを確認した。

柔軟カバーは関節部全体を覆い、関節部への体液付着や首振り時の組織の噛み込みを防止できる。装着時でも可撓型術具の可動範囲を減少させることはなく、かつ、使用中の脱落の可能性が低いことを実験により確認した。ゆえに、柔軟カバーによって実用上の安全性を高めることができたと考えられる。

手術支援システム向け制御装置は、制御ボードと TRON 系リアルタイム OS に対応したドライバソフトを開発し、次の機能を実現した。

- 1) 制御装置の接続構成を動的に把握する
- 2) 1) で把握した複数の制御装置間に通信用メモリ空間を確保する
- 3) PCI バスを介して、2) で確保した通信相手のメモリへ直接リード・ライトを行う

これにより、症例やプロトコルに合わせてシステムを構成するマニピュレータの数を臨床現場で変更することも可能になり、実用性の高いマニピュレータシステムを構築できる見通しを得た。

回転角度検出技術については、内視鏡画像から可撓型術具の回転角度を平均 0.037 秒の処理速度、誤差±3.0 度以下の精度で検出することが可能となり、操作支援技術構築の見通しを得た。

F. 研究発表

1. 論文発表

該当なし。

2. 学会発表

該当なし。

G. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得

回転状態検出方法および装置。

特願 2008-46634, 平成 20 年 2 月 27 日。

2. 実用新案登録

該当なし。

3. その他

該当なし。

厚生労働科学研究費補助金（医療機器推進開発研究事業：
身体機能解析・補助・代替機器開発）分担研究報告書
MRX 手術室環境整備と手術支援ナビゲーションシステム基盤要素技術に関する研究

分担研究者 渡部 滋 株式会社日立メディコ 応用機器開発室 担当部長

研究要旨：体内深部や狭小領域で自由度の高い手術操作を可能にするためには、可撓型内視鏡的構造をもつ手術器具を用いた手術を実現できる手術室環境が必要である。また、高度な術式に精通していない術者にも、より低侵襲で安全性の高い手術を提供するためには、画像診断装置による画像支援が必要不可欠である。本研究では、国立がんセンター中央病院棟 9 階手術フロアに画像診断装置を導入した MRX 手術室を構築し、手術室環境の開発研究を行った。また、内視鏡外科手術支援システムのための位置センシング、並びに手術支援基盤システムソフトウェアの技術開発を行った。

A. 研究目的

[I] MRX 手術室構築と環境整備

本研究の主目的である新たな手術用ロボット装置の開発において、患者体内に挿入する内視鏡的術具等の操作を画像解析・補助システムで支援することを基本概念とし、手術室に X 線画像診断装置、X 線 CT 装置、オープン型 MRI 装置を組み合わせた手術室環境の研究開発を行った。

まず、手術室における配置、手術室内に持ち込む機器から放射される電磁波ノイズ対策、漏洩磁場対策、高耐荷重性の床構造、各種装置とベッドの動線、手術室内を清潔に保つ空調性能など、有効かつ安全な手術を実現するための課題抽出等を行った。

手術室環境の設計・施行を平成 17 年度に開始し、国立がんセンター中央病院内 9 階手術室フロアに近未来型手術室 (MRX 手術室) を実現した。その後、電磁波シールドカーテンの開発が完了し、MRX 手術室の運用方法や手術プロトコルが策定された。そして、オープン型 MRI 装置を中心に活用し、

乳腺外科、皮膚外科、整形外科の臨床研究のサポートを行ってきた。これら臨床研究と連携し、平成 18 年度、及び平成 19 年度は、MRX 手術室の安全な運用を促進するため、MRX 手術室環境整備の研究開発を行った。

[II] 位置センシング技術の開発

軟性内視鏡を用いた可撓性を有する内視鏡外科手術支援システムにおいて、患者の体内、及び体外に在る軟性内視鏡や術具の位置、及び姿勢をリアルタイムに常時検出でき、その位置・姿勢を的確に把握できる装置が必要である。位置および姿勢を検出するためには、磁気式または光学式のトラッキング装置（位置センサを含む）を必要とするが、トラッキング装置単体で位置・姿勢情報の検出を行った場合、手術室環境により位置検出精度が低下したり、術者や手術支援装置による遮蔽（死角）によって検出不足が生じたりする。以上の課題を解決するために、平成 18 年度から位置センシ

ング方法の要素技術開発を行った。

平成 18 年度は、位置センシングの死角を無くし、位置・姿勢をリアルタイムに常時検出できるよう、複数台のトラッキング装置で一つの対象物（軟性内視鏡や術具）を追跡するためのセンシング技術開発を行った。また、患者体内に挿入する術具の先端位置情報を取得するために超音波を用いた新たなセンシング方法を考案し、その要素技術開発を行った。

平成 19 年度は、主に、内視鏡画像上に写っている術具の画像から、内視鏡からの相対的な術具の位置・姿勢を検出するセンシング技術の要素技術開発を行った。

【III】 手術支援基盤システムの開発

MRX 手術室を核とした手術支援基盤システムは、手術室環境に対応した医用画像診断装置、画像解析・補助を行う手術ナビゲーションシステム、内視鏡外科手術支援システム、その他周辺機器（手術用顕微鏡、手術台、麻酔器、無影灯など）を有機的に連携させ、手術に関連する情報を参照・解析・表示することにより、多種多様な外科手術を支援するシステムである。

手術支援基盤システムの一つのコンポーネント技術として手術ナビゲーションシステムがある。手術ナビゲーションシステムは、医用画像診断装置や内視鏡外科手術支援システムから得られた医用画像・内視鏡映像や、複数の位置センサから得られた位置情報を解析・処理し、その結果をビューワに提示できなければならない。特に、腹部外科を想定したときには、リアルタイムに内視鏡画像や医用診断画像を取得し、その画像から術具の位置や姿勢を反映した処

理画像を作成し、術者に必要な視覚的情報を即座に表示できなければならない。

以上の課題を解決するために、次の計画で手術ナビゲーションシステムの要素技術開発を行った。

平成 15 年度は、手術ナビゲーションシステムと内視鏡外科手術支援システムとの機能統合に関し、軟性内視鏡画像と複数の医用画像を重畳して表示する際の問題点を検討し、新しい画像重畳方法を提案した。

平成 16 年度、及び平成 17 年度は、脳外科領域で利用されている手術ナビゲーションシステムの機能をベースに、腹部領域への適用を想定した手術ナビゲーションシステムのプロトタイプ開発を行った。特に腹部外科の内視鏡手術を対象として、軟性内視鏡画像と医用画像を重畳する方法や、腫瘍性病変の識別能向上を目的とした、医用画像上での病変部領域抽出手法を開発した。

平成 18 年度、平成 19 年度は、手術ナビゲーションシステムにかかる負荷を軽減させ、効率よく処理を実行するために、手術ナビゲーションシステムの各機能を、五つの専用装置に機能分散させ、装置間を高速にデータ転送する方法を検討した。また、手術ナビゲーションシステムが、各科、術式毎の多種多様な用途を十分に満たすために、ユーザの嗜好性を反映した柔軟なインターフェースや処理機能を持つためのデータ構造、システムアーキテクチャを検討した。

B. 研究方法

[I] MRX 手術室構築

[レイアウト検討]

MRX 手術室における装置配置、各種装置の動線とベッドの動線を中心に検討するため、設置図面の構想図をいくつか作成し、3次元 CAD 上に各装置を配置し、考え得る手術室内での問題点の洗い出しを実施した。X線診断装置は、Cアーム型の FPD(Flat Panel Detector)を有するもの、X線CT装置は、手術ベッドが非移動の自走式CT装置、MRI装置は、アプローチ空間が広く手術に適したオープン型MRIを、それぞれ3次元 CAD に入力し、レイアウト等をCADにて変えながら課題検討を行った(図1~4を参照)。

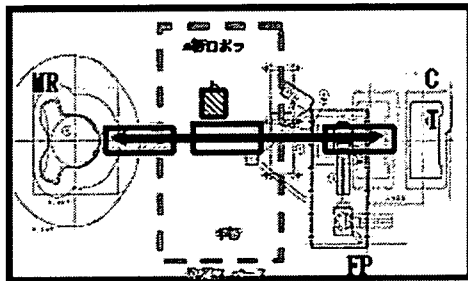


図1 検討されたレイアウト(その1)

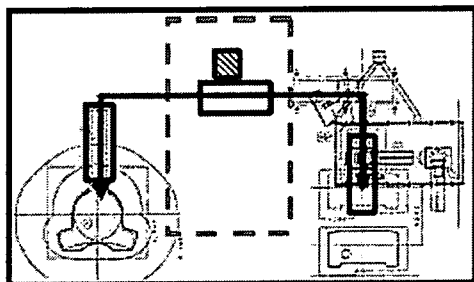


図2 検討されたレイアウト(その2)

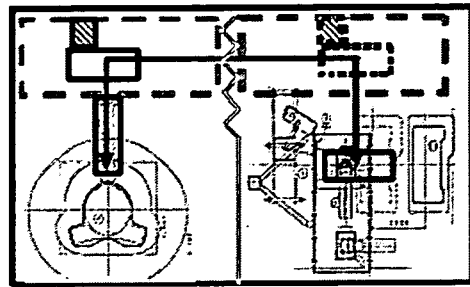


図3 検討されたレイアウト(その3)

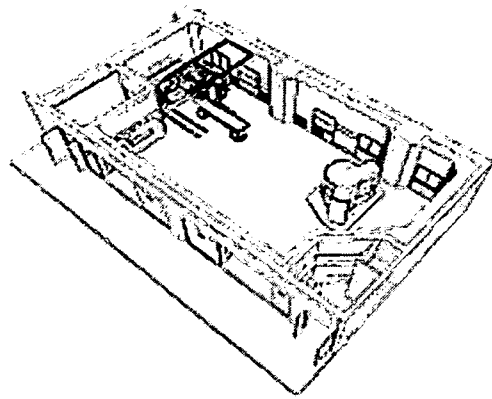


図4 MRX 手術室(鳥瞰図)

[電磁波シールドカーテン]

MRX 手術室構築の検討過程において、各種画像診断機器を同一の電磁波シールド室内に設置することが非常に困難であることが明らかとなった。X線診断装置とX線CT装置をオープン型MRI装置と同室に設置すれば、X線装置のノイズがオープン型MRI装置に混入し、MRI画像の画質が著しく低下する。これを防止するためには、すべての電力線、信号線、制御線にラインフィルタを設けて手術室内に供給する必要がある。しかしながら、これら電力線、信号線、制御線は数百本にも達し、すべての動作と性能を保証するには計り知れない検証作業を繰り返す必要があり、現実的でない判断した。

そこで、X線診断装置とX線 CT 装置をオープン型 MRI 装置のための電磁波シールドの外部に設置することとし、X線診断装置とX線 CT 装置に関してはラインフィルタの設置を不要とした。ただし、オープン型 MRI 装置、X線診断装置、X線 CT 装置とを同じ手術室に設置して使用することを想定するため、オープン型 MRI 装置とX線診断装置及びX線 CT 装置との間に RF シールドカーテンを用いて、MRI 撮像時はカーテンを引き、X線診断装置あるいはX線 CT 装置を使用する際はカーテンを開くことで手術室を有効に利用できると考えた。

RF シールドカーテンの開発においては、電磁波遮蔽性能 70dB を達成できる材質(カーテン生地) 選び、カーテンを不使用時収納しておく場所の確保、及びその巻き取り方式などを検討した。

今回、特に研究開発上困難を伴ったものは、電磁波遮蔽のためのカーテン生地である。シールド性能 70dB を確保するため、金属メッシュを採用し、二層の構造とした。

また、シールドカーテンをカーテンボックスに収納するための巻き取り方式は、二つの方策が考えられた。一つは、カーテンを水平方向に巻き取る横巻き方式、もう一つは、カーテンを垂直方向に巻き上げる昇降方式である。

当初は、シールドカーテンを横巻きに巻き取る方式を検討した。このカーテンの重量は数十 Kg 程度ある。カーテンをケーブルによって単純に巻き取る方式では、カーテンの自重のため、カーテン自身が垂れ下がり、最終端まで巻き取ることが出来ないことが判明し、図5に示す昇降式が適することがわかった。

シールドカーテン下部には、カーテンと床部分の密着度を向上させるため、カーテン下部にラバー型磁石材を装着した。また、床部分には電磁石を複数個埋設し、電磁石の吸引力でカーテン下部を吸引し、電磁遮蔽性能 70 dB を確保した。また、床に埋設した電磁石の温度上昇に関しても、長時間通電によって 45 度以上には上昇しないことを確認した。

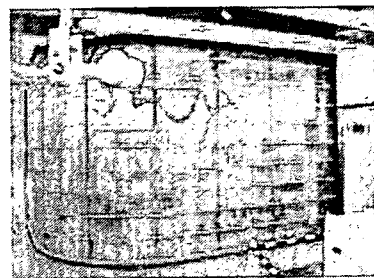


図5 昇降式電磁波シールドカーテン

また、MRX 手術室は、X線画像診断装置及びX線 CT 装置を設置し、放射線が発生する。X線被曝を防止するため、X線防護設備を手術室の6面全体に施し、病院棟の手術室フロア及びその上下のICUを含む病室等への放射線防護対策を実施した。

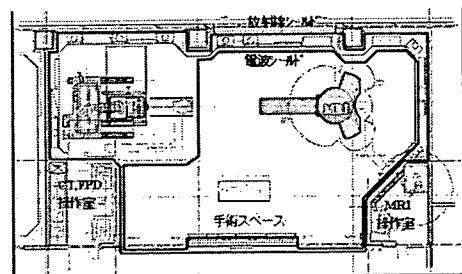


図6 放射線防護及び電磁波遮蔽

[躯体設備]

オープン型MRI装置は永久磁石方式であり、ガントリー部の質量は約 15 トンである。国立がんセンター中央病院の 9 階手術室フロアに設置するには、病院棟の躯体鉄

骨を補強して耐荷重を上げる必要があった（図7参照）。さらにガントリー部は常に静磁場を発生している永久磁石であるため、特別な搬入計画を検討し、安全にガントリー一部を搬入した（図8参照）。



図7 MRI補強架台



図8 クレーン搬入

X線診断装置は、C型のアームの両端にそれぞれX線管球とX線検出器(FPD:Flat Panel Detector)とを対向して取り付けした構造をしており、これを天井から吊り下げて設置する。この装置の質量は約1トン強であり、天井から吊るすために補強鉄骨を病院棟の躯体鉄骨に取り付けた（図9参照）。

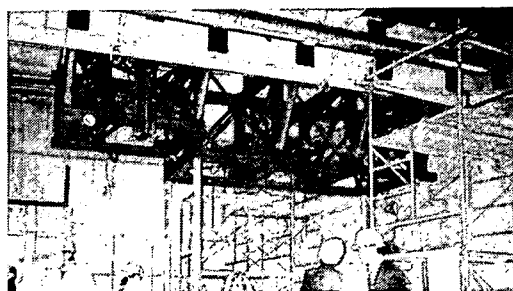


図9 Cアーム補強架台

X線CT装置は、自走式であり、患者テーブルを移動させずに、ガントリー部を移動させるので、病院棟の手術室フロアに、自走式のためのCT用レールを設置した。

CT装置のガントリー部は1トン強の質量があるが、人体の3次元画像を得るためには水平度の精度を維持しながらガントリーを移動させることが重要である。約1トン強のX線CT装置のガントリー部を水平度2/1000以内を確保したまま、ガントリーが移動できるように病院棟の鉄骨の撓みを減らし、水平度を確保する鉄骨で補強した（図10参照）。

さらに、自走式CT装置は、自走のための駆動機構の一部をCT用レール内部に埋設している。自走のための駆動部が移動できるように、キャタピラー型のカバーを持ち上げながらCT用レールを走行する構造となっている。自走式CT装置の手術室設置に際し、血液や体液、生理食塩水や各種手術室で使用される液状物がキャタピラーに付着したり、レール部に浸透することを防ぐため、キャタピラー型カバーに防水シートを装着した。

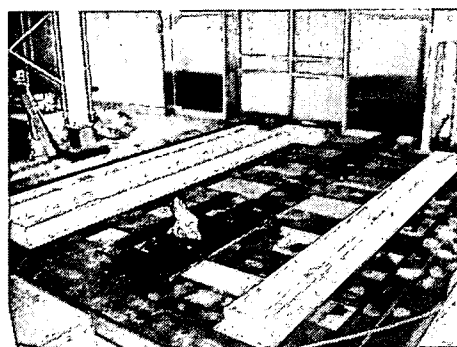


図10 CTレール補強架台

MRX手術室は、新たな手術用ロボット装置を評価する場でもあるが、広範囲な利