

- 4) 内視鏡のX線暴露による影響
- 5) 内視鏡の静磁場、高周波磁場による影響
- 6) 手術室の高耐床荷重対策
- 7) 各種画像診断機器搬入に関する検

討

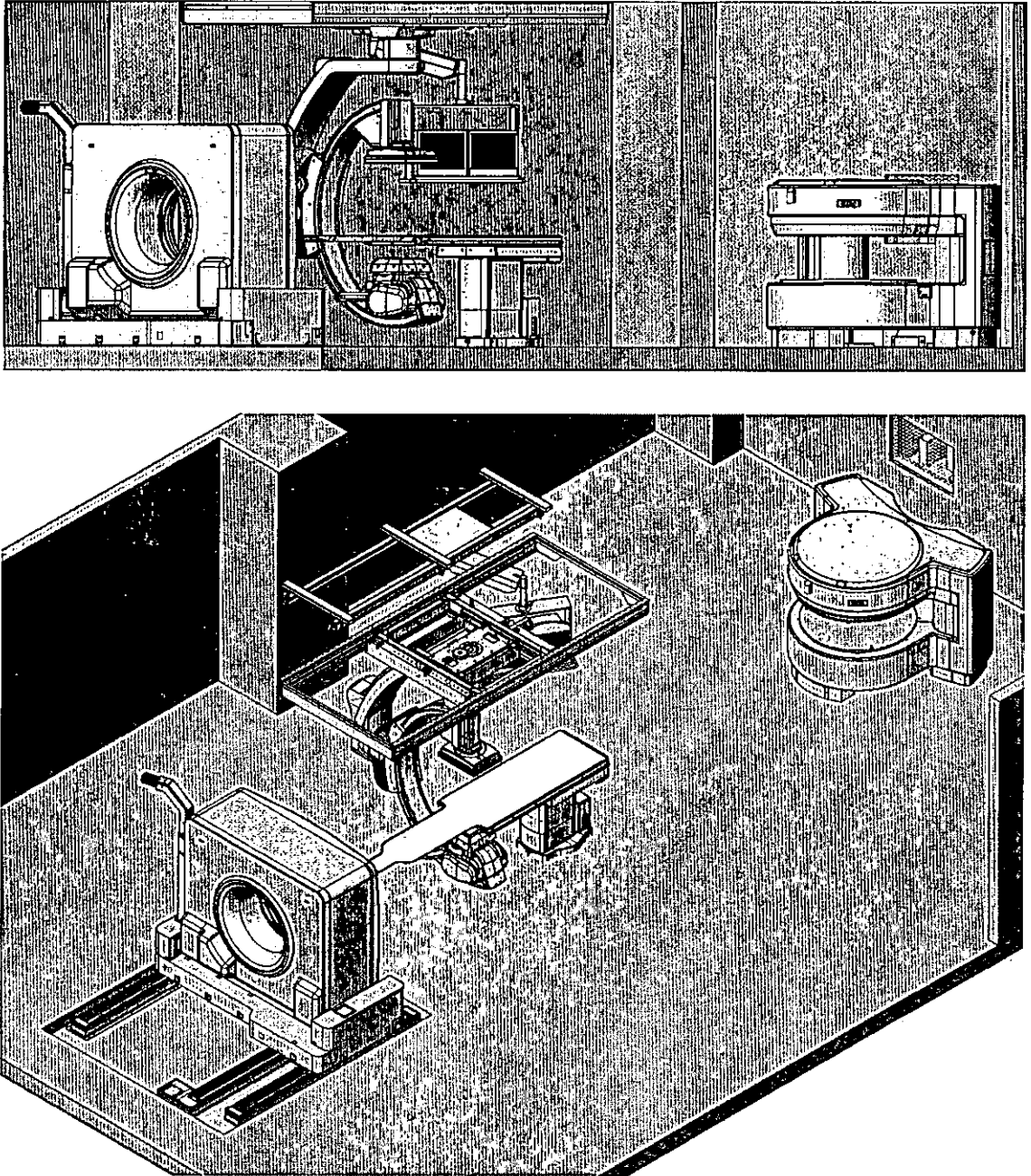


図1 今回検討した手術室環境

【II】本研究事業における主目的である新たな手術用ロボット装置を開発するに当り、その装置の外形として患者体内に挿入する内視鏡的な挿入部を持つ手術装置を画像解析・補助装置と統合することを考慮した場合、内視鏡(軟性鏡)とCT、MRI画像等を重畳して表示する必要がある。

これら画像を重畳する表示方法は、内視鏡の光学的構造と密接な関連があり、従来の内視鏡(硬性鏡)では、レンズを配置するためのスペースが限られており、複数のレンズを用いて、視野領域を拡大する構造となっている。そのため、内視鏡視野周辺部における画像の歪が大きく、特に被検体と内視鏡と距離が短い程、周辺部の歪みは顕著となる。また、前記の歪みに加えて、被検体と内視鏡の距離に対し、画像の拡大率も一定ではないという課題があり、これは、本研究の軟性鏡内視鏡を含め、内視鏡全般に通じる課題である。

一方、CT、MRI画像は、X線や磁場を用いて被検者体内の臓器の情報を得て、臓器の組織構造やその形状を忠実に描出することを目的とし、前記内視鏡画像と比較すると、相対的に歪みが少ないと言える。

そのため、単にCT、MRI画像と内視鏡画像を重ね合わせると、画像の中心部で画像が一致したとしても、画像の周辺部では完全に一致させることができない。特に、周辺部に歪みがある状態で、重畳すると、内視鏡視野で描出される血管、神経からMRI、CT画像における血管、神経への繋がりが一致せず、血管や神経の走行する位置関係が失われ、解剖学的位置関係を把握することが困難となる。

手術用ロボット装置のナビゲーションと

して重畳表示を用いる際に、それが術者にとって意義あるものである為には、内視鏡画像の領域では直接見えない領域における神経や血管の存在を事前に把握して、手術をより安全にすることは、重要な課題であり、神経や血管、その他の重要器官が明瞭で区別し易く表示されている事が不可欠である。

これらの問題を解決するには、内視鏡画像が有する歪み量をもとに、内視鏡の画像周辺部における画像の歪みを補正する必要がある。内視鏡画像が有する歪み量は、その光学的構造の個体差により、各内視鏡固有の歪み量を有し、必ずしも一定した歪み量ではない。また、被検体と内視鏡の距離により、その歪み量は変化し、内視鏡が有する歪みデータとして、平面ではなく、被検体と内視鏡の距離毎に応じて計測評価した三次元空間的な歪み量データが必要である。このことは、CT、MRI画像が三次元空間的な画像データを有することからも必須である。

内視鏡画像が有する歪み量、拡大率を三次元空間的に計測評価する手段として、図2に示す装置を考案した。計測評価する内視鏡と被検体との距離を測定しながら、内視鏡が有する歪み量を抽出する。

今回開発した画像歪補正のアリゴリズムは、撮像する格子画像に対して、格子の周波数スペクトルを求め、格子の水平方向と垂直方向の線を平面波の等位線と見做し、画像の歪み量を求めるもので、下記に示す過程により処理が行う。以下、簡単に各過程を説明する。

(過程1)内視鏡から256×256画素のBMP画像として、原画像 $f(x, y)$ を取り込む。

(過程 2) 取り込んだ原画像  $f(x, y)$  に対し、式(1)にしたがって 2 次元フーリエ変換を実施し、周波数スペクトル  $F(\xi, \eta)$  を求める。

$$F(\xi, \eta) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-i(\xi x + \eta y)} dx dy \quad \text{--- (1)}$$

(過程 3) 求めた周波数スペクトルに対し、2次元フィルタを施し、必要とする高調波成分を選択抽出する。

(過程 4) 抽出した高調波成分をもとに逆フーリエ変換を実施し、水平方向(X 方向)と垂直方向(Y 方向)に関する平面波画像を作成する。

$$f(x, y) = \frac{1}{4\pi^2} \iint_{-\infty}^{\infty} F(\xi, \eta) e^{i(\xi x + \eta y)} d\xi d\eta \quad \text{--- (2)}$$

(過程 5) 平面画像を因果性信号とみなせば、フーリエ変換の実部と虚部はヒルベルト変換の関係があるので、得られた 2 種類の平面波画像からヒルベルト変換対を求め、位相画像を作成する。(位相画像は X, Y 方向の 2 種類を作成)

ここに示すヒルベルト変換対とは、

平面波 :  $W(x, y)$

平面波の複素信号 :  $\tilde{W}(x, y)$

とすると、複素信号は式(3)により、

$$\tilde{W}(x, y) = W(x, y) + j \cdot \hat{W}(x, y) \quad \text{--- (3)}$$

で与えられ、式中の  $\hat{W}(x, y)$  がヒルベルト変換対に相当し、

平面波の位相 :  $\theta(x, y)$

とすると、位相は式(4)により求まる。

$$\theta(x, y) = \tan^{-1} \left( \frac{\hat{W}(x, y)}{W(x, y)} \right) \quad \text{--- (4)}$$

ここで、 $\tan$  関数は周期関数であるため、 $\theta$  は周期的な解が存在し、これらの解を  $\theta'$  とすると、 $\theta'$  は主値  $\theta_m$  を用いると、式(5)で表わされる。

$$\theta' = \theta_m \pm n \cdot \pi \quad \text{--- (5)}$$

ただし、 $n$  : 周期(0 を含む自然数)

$$\theta_m : \text{主値} \left( -\frac{\pi}{2} < \theta_m \leq \frac{\pi}{2} \right)$$

位相  $\theta$  は、主値  $\theta_m$  のみ意味をなすため、画像中心点の位相  $\theta$  の主値  $\theta_m$  を基準とした主値接続を行うことで、位相  $\theta'(x, y)$  を算出する。

(過程 6) 得られた位相画像に対し、画像の歪みがない理想的な位相画像との差分をとり、平面波の歪み量を算出する。水平方向と垂直方向の平面波の歪み量をもとに、歪みベクトル画像を作成する。

(過程 7) このようにして得られた歪みベクトル画像をもとに、原画像の歪みを補正する。

以上のような処理により、内視鏡の補正画像を得る。具体的な処理手順を図 3 に示す GUI(Graphical User Interface) 画面を用いて簡単に説明する。

[ステップ 1]

計測する内視鏡は、図 2 に示す装置に取り付け、固定する。

[ステップ 2]

計測する内視鏡画像を図 3 に示す GUI 画面に①により取り込み、以後の補正処理を行う。

[ステップ 3]

読み込んだ内視鏡画像は、図 3 中の GUI 画面④に表示する。

[ステップ 4]

読み込んだ内視鏡画像は、図3中のGUI画面③により補正処理パラメータの設定と、スペクトル画像による高調波成分の設定を行う(図4)。

[ステップ5]

補正処理による中間画像は、図3中のGUI画面⑤により、処理画像をサムネイル表示する(図5)。

[ステップ6]

補正処理を行った画像は、図3中のGUI画面⑥に表示する(図6)。

[その他]

表示する内視鏡画面の表示階調は、図3中のGUI画面③にて行う(図7)。また、GUI画面上で表示画像の任意座標を指定することにより、指定した位置における画素値(階調)をProFile画面として表示し、参照する(図8)。

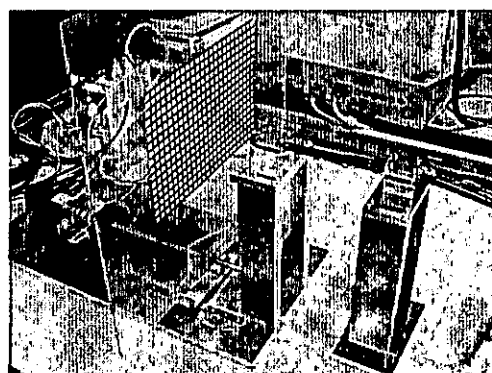
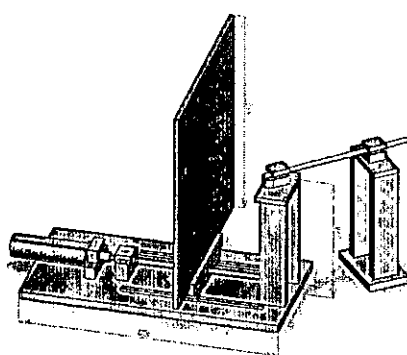


図2 内視鏡歪み評価実験治具

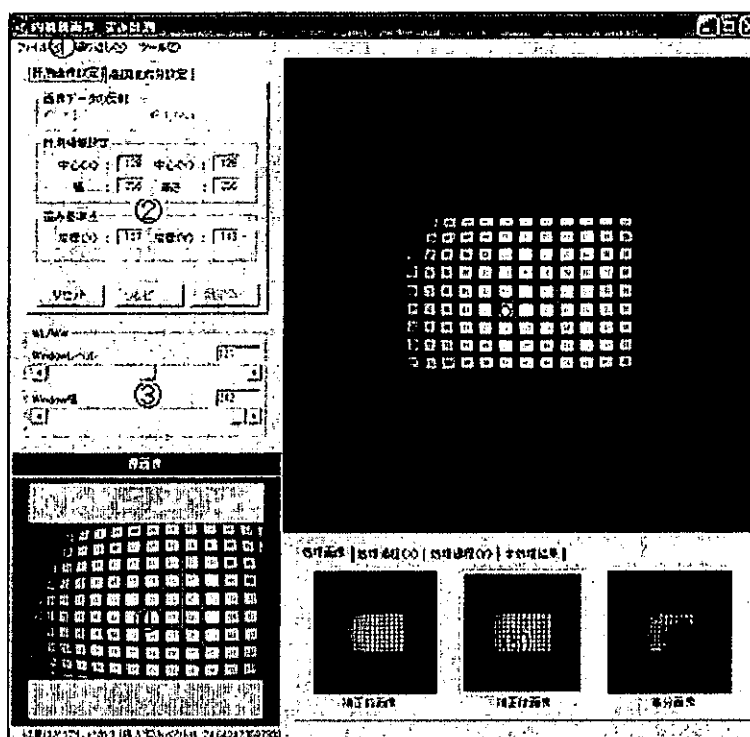


図3 内視鏡歪計測アプリケーションGUI画面

計測画像設定 | 高調波成分設定

画像データの反転  
 する  しない

計測領域設定  
 中心(X) : 128 中心(Y) : 128  
 幅 : 256 高さ : 256

歪み基準点  
 座標(X) : 157 座標(Y) : 143

リセット プレビュー 設定OK

計測画像設定 | 高調波成分設定

高調波成分(X)  
 X : 24 Y : 0

高調波成分(Y)  
 X : 0 Y : 26

Xフィルタのサイズ (半径): 4  
 Yフィルタのサイズ (半径): 4  
 Marker検出サイズ(半径): 4

リセット 補正処理開始

(1) 計測画像設定

(2) 高調波成分設定

図4 補正処理パラメータ入力画面

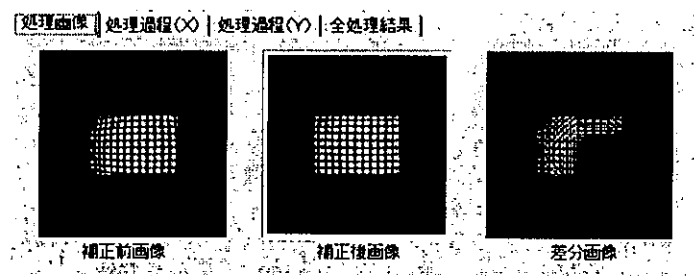


図5 処理画像サムネイル表示画面

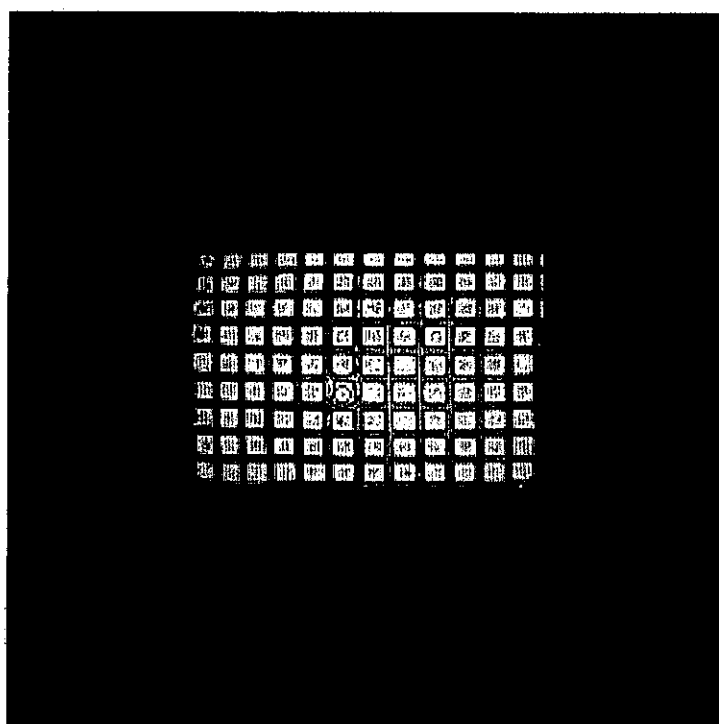


図6 補正処理後画像

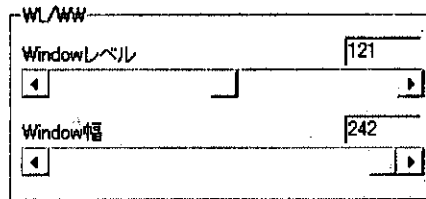


図7 表示階調設定コントローラ

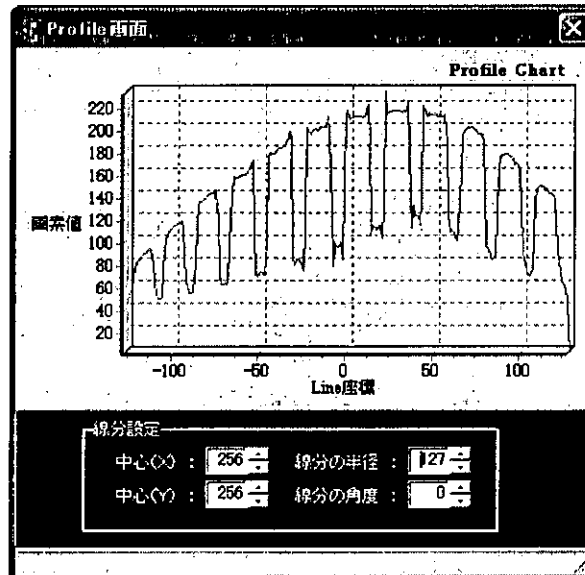


図8 ProFile 画面

[III] 手術ロボットにおけるナビゲーション技術のうち重要な画像重畳法に関し、従来のMIP(Maximum Intensity Projection: 最大値投影)法の問題点を検討し、新たに重畳MIP法を開発した。

この重畳MIP法では、術者が術前にあらかじめ任意の複数の領域を指定する事で、MIP処理による3D画像の表示時に、選択した領域器官の色づけ強調を行なうような画像重畳による投影法である。

この新たなMIP法の処理の流れに関して心臓の冠状動脈描出に適用した例として、以下に簡単に説明する。

[ステップ1]

図9のように積層した複数の医用画像について、注目する臓器領域(例えば、冠動脈領域と、心臓内部)を抽出する。

[ステップ2]

抽出した領域ごとにMIP画像を作成する(図9)。

[ステップ3]

それぞれのMIP画像に半透明の色を重ねる(図9)。

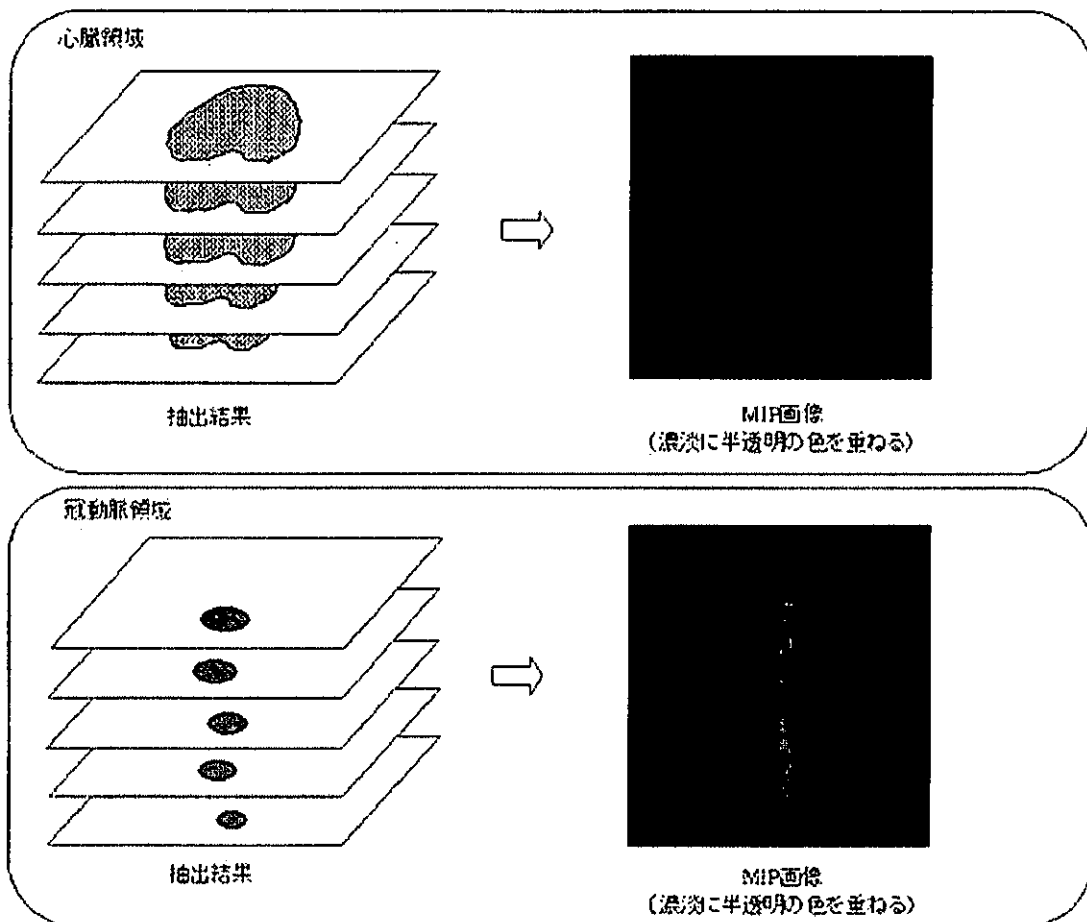


図9 MIP領域の作成処理

[ステップ4]

MIP 画像上の画素ごとに重ね合わせの式に従って重畳画素値と色を算出する。

重ね合わせの式は数種類考えられるが、その一例を示す。重畳 MIP 画像の画素値は以下の式で与えられる。

$$I(x, y) = \begin{cases} I_1(x, y) & \text{if } I_1(x, y) > T \\ I_2(x, y) & \text{else if } I_2(x, y) > T \\ \vdots & \\ I_N(x, y) & \text{else} \end{cases}$$

ここで  $I(x, y)$  は座標  $(x, y)$  における重畳 MIP 画像の画素値、 $I_m(x, y)$  ( $m=1, 2, \dots, N$ )

は領域ごとの MIP 画像の座標  $(x, y)$  における画素値、 $T$  は閾値である。また、座標  $(x, y)$  における色の値  $C(x, y)$  も同様に以下の式で与えられる。

$$C(x, y) = \begin{cases} C_1(x, y) & \text{if } I_1(x, y) > T \\ C_2(x, y) & \text{else if } I_2(x, y) > T \\ \vdots & \\ C_N(x, y) & \text{else} \end{cases}$$

[ステップ5]

ステップ4で求めた各画素の画素値に対応する色を重ねる(図10)。

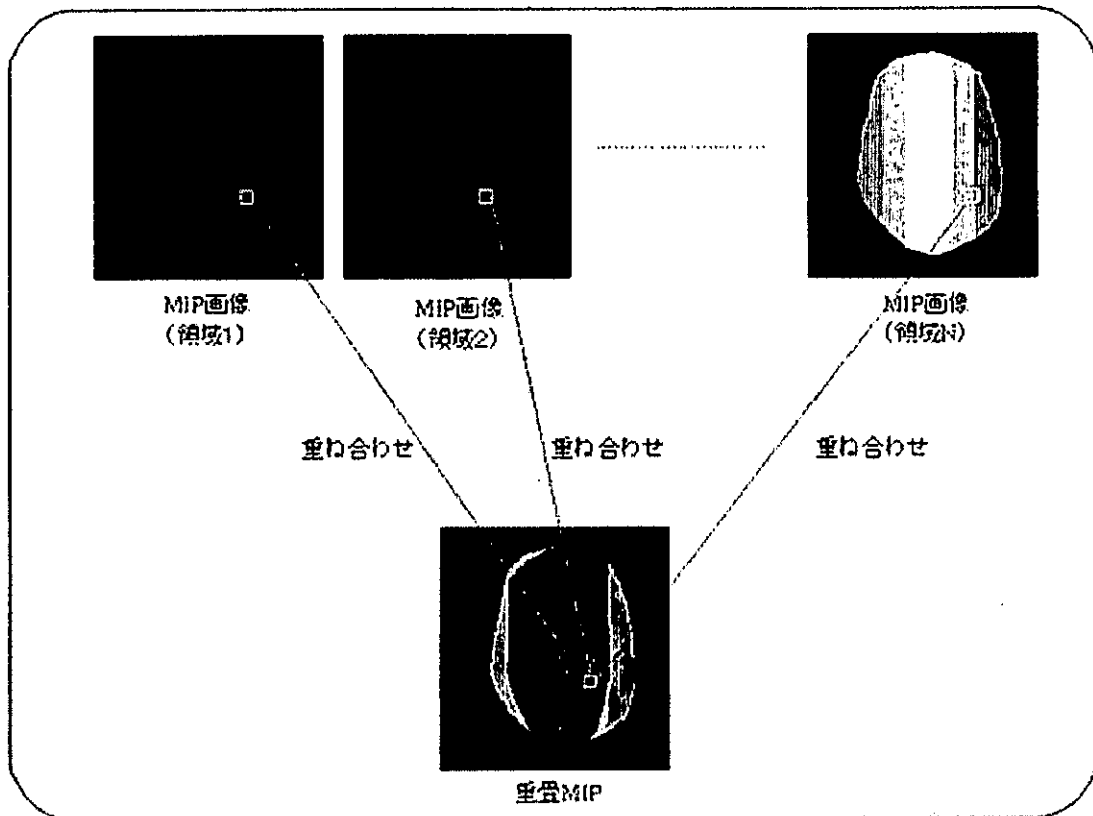


図 10 重畳 MIP 処理

### C. 研究成果

〔1〕 今年度備品として購入した X 線診断装置、X 線 CT 装置、オープン型 MRI 装置を、それぞれユニットとして 3 次元 CAD システム上に構築し、図 1 に示すごとく、今回想定されている仮想手術室に配置した。

X 線 CT 装置は、従来と異なり、患者ベッドが移動しながら被検者の目的部位の断層像を撮影するのではなく、手術用のベッドが移動せず、固定された状態で、X 線 CT 装置のガントリー部が一定速度で移動しながら被検者の指定部位の撮影を連続的に実施し、多数枚の断層像を一度に得る。今回、購入した CT 装置は、マルチスライス CT であり、同時に 4 枚の断層像を撮るので、例えば、撮像領域が 30cm 視野の場合、スライス厚 5mm の断層像を得るのに約 12 秒

で完了する。マルチスライスで撮像するので、全体の領域を短時間で撮像を完了することが出来る。また、手術中に CT 装置が不必要であれば、邪魔にならない場所に退避させておくことで、術者は手術に集中することが出来る。

X 線診断装置は、C アームと呼ぶ C 型の半球上のサポートの両端に X 線管と X 線検出器を配置してある。X 線管と対抗した位置にある X 線検出器は、従来とは異なり、光電子増倍管 (Image Intensifier) ではなく、FPD を使用している。そのため、X 線検出器部の重量は軽く、体積も小さくなるので、場所を占有せず、設置性が高い特徴がある。この装置は、天井走向機構を取り入れているため、床面の自由度が高く、手術器具の配置も容易である。また、この装



置の特徴は、180度強の回転を実施して、3次元のCT情報を得ることが出来るため、CTのハーフスキャン(約180度強の角度のスキャンデータから画像再構成する方法)再構成の原理で、3次元再構成画像を直接得ることが可能である。したがって、得られた3次元情報からVolume Renderingなどの手法により人体の臓器を立体的に把握するのに役立つ。ただし、現状のX線CT装置と比較して、X線管並びにX線検出器の回転速度が遅いため、撮影のためのスキャン時間が長くかかる。そのため、動きのある臓器の撮影には適さないが、ほぼ静止状態にある臓器、あるいは生体の部位を撮影することが可能である。また、X線検出器が高分解能であるため、高速専用演算器の性能が向上すれば、将来的には1024×1024×1024の画像再構成が可能となり、3次元の各方向に分解能が等しい等方性

(Isotropic)なボリューム画像が得られることになる。現在は、512×512×512の3次元画像を扱うレベルである。現状の画像再構成あるいは3次元処理には、高速演算器を並列に動作させ、演算を実施している。

オープン型MRI装置に関しては、患者手術ベッドの挿入方法をガントリーに対して縦入れ構造をとるか、あるいは横入れ構造をとるかで大きな課題がある。これは、医療サイドの手術プロトコルと大きく関係しており、医療側の判断が大きく関係する。例えば、腹部の手術を想定したとき、被検者を側臥位の状態で手術することが望ましいのであれば、横挿入ベッドを製作する必要がある。あるいは、脳外科の手術の場合のように、頭部の開頭手術を実施しながら、術中の腫瘍性病変の切除の状態を確認するような例では、患者ベッドは縦挿入が望ましい。

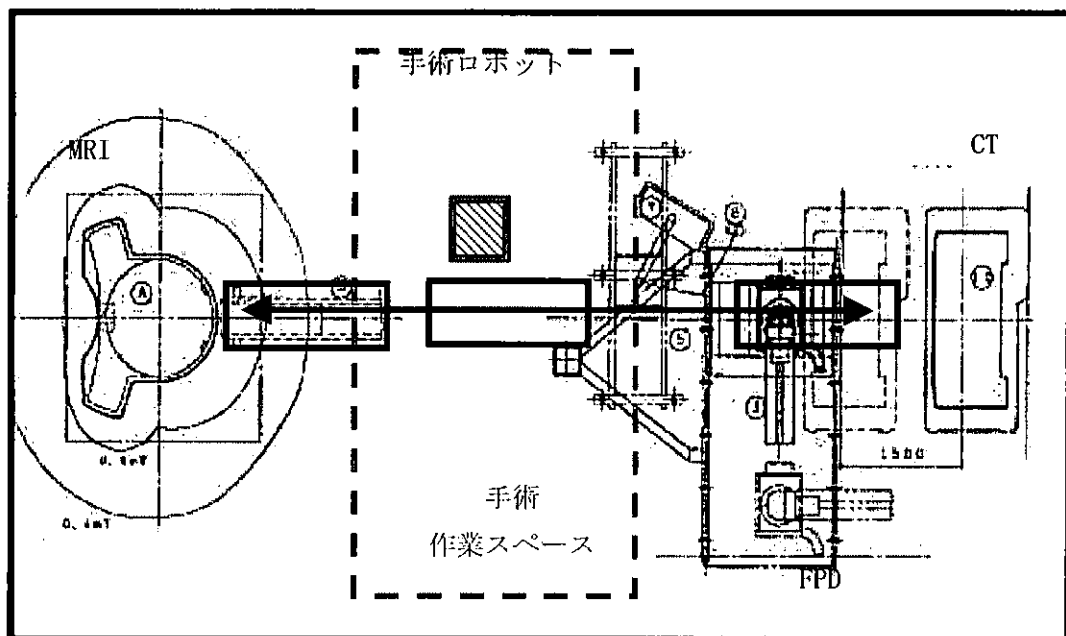


図11 各種画像診断機器が直線的に配置され、手術ベッドの動線が直線となる例

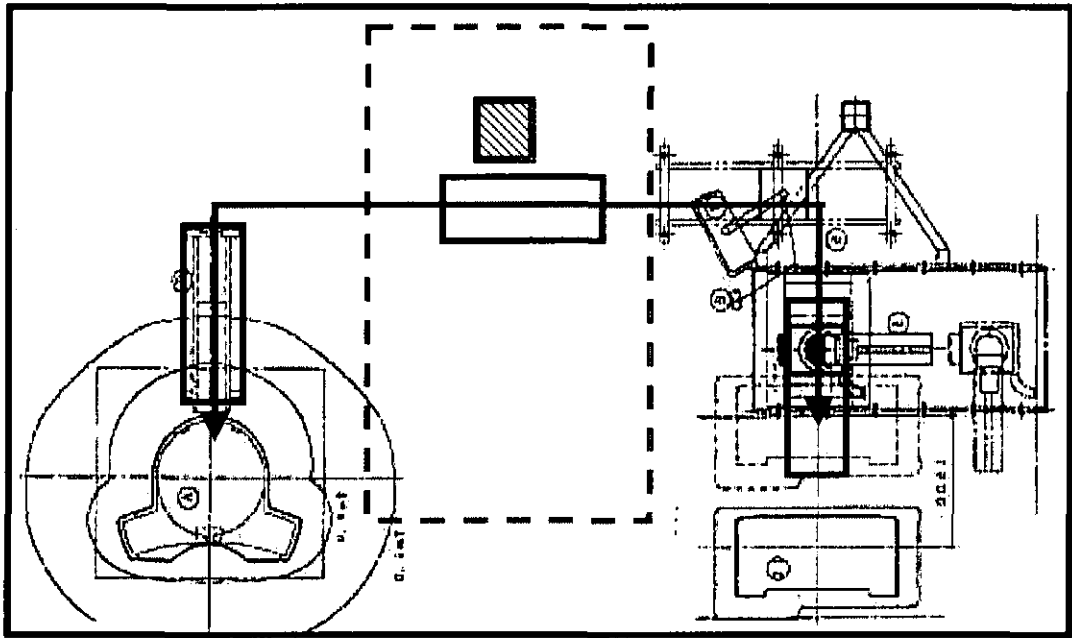


図 12 X線画像診断機器、X線CT装置が隅に配置され、手術ベッドの動線が直角となる例

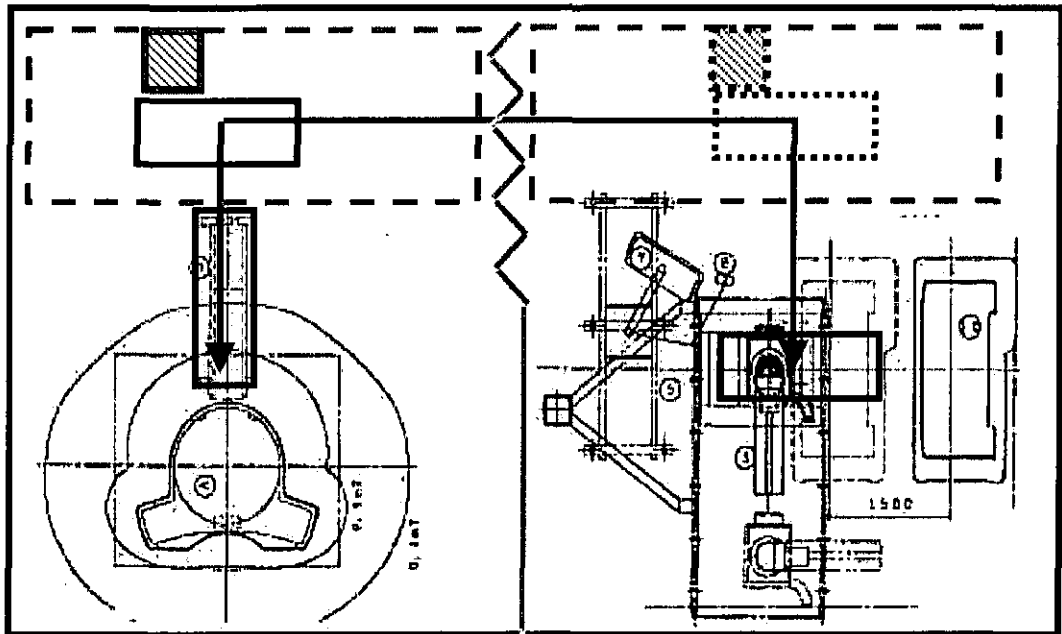


図 13 X線画像診断機器、X線CT装置とMRI装置が仕切られ、手術ベッドの動線が直角となる例

また、最も大きな問題は、MRI自身が磁場内のプロトンの振る舞いを観測している関係で、強い磁場を発生しなければならず、そのため、静磁場下での手術を想定した場合、手術に利用する術具は全て非磁性器具を用いる必要がある。特に軟性内視鏡を主体に組み立てる手術プロトコルでは、内視鏡の材料を全て非磁性にする必要がある。

現在、実際に使用されている電子式内視鏡では、先端部に CCD カメラを装着しており、CCD カメラを含む先端部の電子回路系が磁性を持っている。また、CCD カメラそのものは、X線CT装置などでX線曝射を受けるとノイズを検出するため、この点からも CCD カメラを利用した方式は再検討の必要がある。

一方、現状入手できるファイバー型内視鏡を同様に MRI 装置内でテストした限りにおいて、ファイバーの外皮あるいは覆いの部分に磁性を含んだ材料を使用している関係で、標準的な MRI 撮像を実施したところ磁化率の影響と見られる信号欠損が生じた。したがって、現在、ファイバー内視鏡から CCD 内視鏡に移行している状況では、光ファイバー内視鏡に関して、過去の技術を単純に再利用するだけではなく、更なる研究開発により、非磁性を持つ材料による内視鏡構築を考える必要がある。

手術室環境を研究開発するために、今回購入した、FPD-DR システム、自走式 X 線 CT システム、オープン型 MRI システムなどを一式手術室に設置する場合を想定すると、総重量が 10 トンを越える規模になる。

重量が重く、高い場所にある手術室には、高耐床荷重対策の施された建屋を用意する

必要があり、また、将来の地震対策を施された建屋への改造など、手術室設置に関する課題、及び搬入方法、搬入経路の検討など課題が多い。

手術ロボットと組み合わせる予定の画像診断・画像支援装置の配置に関する課題のうち、特に手術ベッドの動線に関して検討した。想定した 3 種類の X 線画像診断機器、X 線 CT 装置、オープン型 MRI 装置を、手術ベッドが直線に移動できる配置にすることが最も好ましいように思われた(図 11)。

また、オープン型 MRI 装置の RF シールドを限定された領域にすることによる遮蔽効果を上げる形態にすると、X 線画像診断機器や X 線 CT 装置側に手術ベッドがあった場合、追加的に MRI 装置での術中確認を実施するためには、ベッドを別室に移動するような形態となり、手術の効率を妨げる可能性があると思われた(図 13)。

[II] 今回の手術ロボット研究事業において主たる術具となる可撓性を持った軟性内視鏡の画像と各種画像診断機器の画像とを重畳する際に課題となる、内視鏡が持つ画像歪を補正する技術の開発を実施し、ヒルベルト変換をベースとした歪マップ作成方法を確立し、MRI、CT、X 線診断画像などと歪なく画像重畳できる技術の見通しを得た。

この手法は、単に軟性内視鏡のみならず、硬性内視鏡にも幅広く適用できる技術であり、今後この技術を拡張し、より精緻な技術として育成すべきであるとの見通しを得た。

内視鏡画像の補正処理において、内視鏡と被検体との距離を検出し、その距離に応

じた歪みデータを選び出す必要がある。そこで、内視鏡と被検体との距離(以下、深さと呼ぶ)を、レーザを用いて検出する深さ検出機構の方式について検討を実施した。

図 14、15、16 は、内視鏡深さ検出機構の各部品の配置について示す。また、各方式につき、比較検討した結果を表 1 に示す。

図 14 に示す検出機構方式(検討 1)は、機構の中心に 1 次側(台形型)の反射板があり、その先に 2 枚の反射板(2 次側)を両側に配置する。2 次側の反射板はモータにより反射板の回転を行い、2 枚の反射板から投光するレーザが交差する時の反射板の角度から幾何学的に内視鏡と被検体との距離を演算し、深さを計測する機構である。

図 15 に示す検出機構方式(検討 2)は、モータによる反射板の回転を行わず、レンズを用い、レンズの四隅に設けるコーン紙と

電磁コイルの作用により、レンズの傾斜角度を設定し、被検体に対し、同心円状の円を投光する機構である。内視鏡と被検体との距離は、同心円状の円の歪みとレンズの傾きにより決まり、レンズの傾きは、四隅に設けた電磁コイル電圧により設定し、制御する。

図 16 に示す検出機構方式(検討 3)は、図 14 と同様に 1 次側の反射板と 2 次側の反射板があり、内視鏡を中心として回転する構造部に搭載し、共に回転して、被検体に対し同心円状の円を投光する機構である。内視鏡と被検体の距離は、同心円状の円の歪みと、1 次側の反射板と 2 次側の反射板の回転角度をもとに計測する。

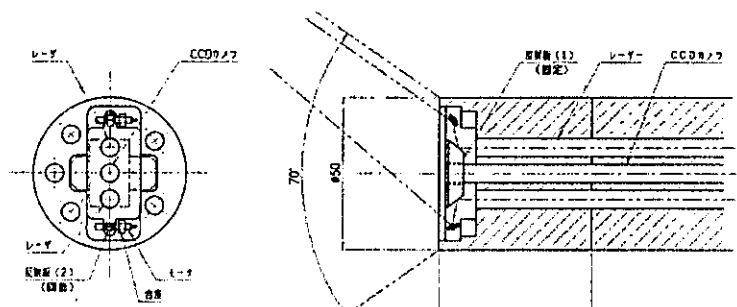


図 14 内視鏡深さ検出機構方式(検討 1)

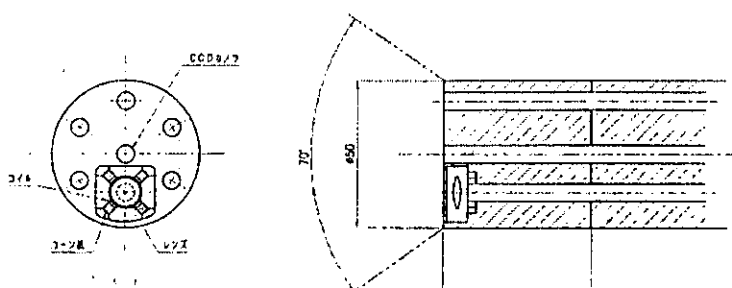


図 15 内視鏡深さ検出機構方式(検討 2)

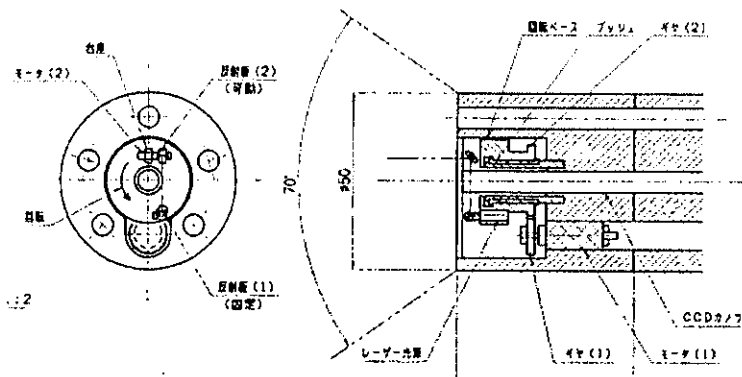


図 16 内視鏡深さ検出機構方式(検討 3)

表 1 各種機構方式の比較

略称	方式1	方式2	方式3
方式の主な特徴	2本のライン状のレーザー光をモータ駆動により回転する反射板において、自由な角度にレーザー光を投射する	モータ無しで、レンズを可動させてレーザー光源をリング状に投射する。磁石、コーン、コイルを用いて電気を通し可動させる。	案1と同様の反射板にレーザー光を投射する レーザーは光源を取り付けた回転板(ギヤ)をモータ駆動により回転させリング状にレーザーを投射する
機構設置の必要スペース [ mm3 ] (cf.モータ部+反射板部+回転台座部+レーザー発光部+ベース部の概算合計値)	7900	4000	12200
部品点数	12	12	12
反射板回転位置の制御方法 (cf.機械式、電気式、磁気式等)	電気式	磁石式	電気式
内視鏡光学系への影響の有無	未確認	未確認	未確認
曲面等の特殊な加工部分の有無	有(45°面取り)	有(レンズ加工有り)	無
レーザー照射の自由度 (その他、放射円径の固定の有無)	有	有	有
その他の特別事項	小さいモーターのため、制御が困難 (制御可能なモータサイズの設置スペースを検討する)	レンズ側に電気を通し固定側磁石引き付けてコーンを返してレンズを可動させる。	反射板(回転)用モータの制御が困難。 レーザー光源と回転ベース上モータの電源等の接続方法未定
方式選定の可否	○	×	△

[III] 今回の手術ロボット開発において画像支援による手術ナビゲーションを実施する際、対象臓器の3次元画像認識及び臓器の前後関係の把握は、術者にとって重要

になると思われる。そこで、従来とは異なる重畳型MIP法を開発し、血管や臓器の3次元位置認識における視認性向上に効果があることを明らかにした。

実際に、冠動脈造影CT画像に本アルゴリズムを適用した結果を図 17(1)に示す。また、通常の MIP 処理の結果を同図 17(2)

に示す。図 17(1)では、冠状動脈の視認性が、図 17(2)と比較して、明らかに向上しており、この手法の有用性が明確となった。

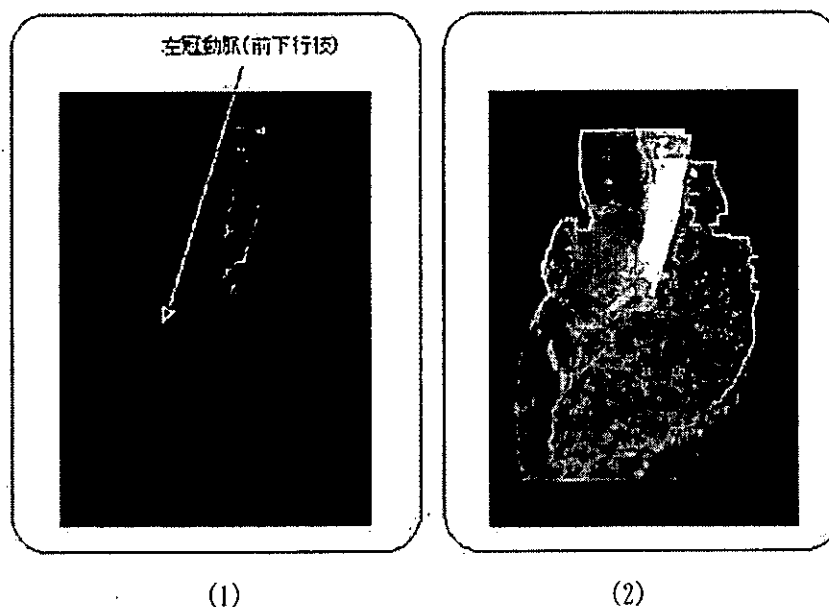


図 17 重畳 MIP 処理結果

この重畳 MIP 表示操作を実現する GUI (Graphical User Interface) の外観を図 18~21 に示し、操作手順を以下に簡単に説明する。

[手順 1] データ入力

「File」ボタンを押して画像データを入力する。

[手順 2] 作業画像選択と表示

ミニ画像上をクリックすると、クリックされた画像がメイン画像に表示される。任意の画像を選択してメイン画像に表示する。

[手順 3] マスク作成(領域抽出)モード選択

所望の臓器領域を抽出するためのモードを選択する。モードは以下の 3 つである。

1. 手動モード: 手動で領域を囲み囲んだ領域内を抽出する(マスク)。

2. 楕円モード: 楕円ツールを用いて領域を囲み、囲んだ領域内を抽出する(マスク)。

3. 自動モード: 注目臓器に適した抽出アルゴリズムにより臓器領域を自動抽出する(マスク)。

以下では手動モードについて説明する。

[手順 4] 色選択

抽出した領域に重ねる半透明の色(マスク色)を選択する。マスク色設定パレット上でマウスをクリックすることで色が選択される。図 19 の場合選択されている色は青である。パレット上でマウスの右ボタンをクリックすることでカラーダイアログが立ち上がり、設定されている色を任意の色に変更することが可能である。

[手順 5] 領域抽出

メイン画像上でマウスをクリック→ムーブすることで曲線が描く(図 19)。もう一度マウスをクリックすると曲線で囲まれる領域が抽出され、半透明の色が付加される(図 20)。この処理を全画像について行なう。同一の領域には同一のマスク色を適用する。図 20 の場合、冠動脈領域には赤色、心臓領域には青色を与える。

[手順 6] 重畳 MIP 作成

表示モード選択タブ中の「3D」タブを押すと、手順 5 で抽出した各臓器領域の MIP 画像を作成し、続けて重畳 MIP 画像を作成する。作成された重畳 MIP 画像はメイン画像領域に表示される(図 21)。

[手順 7] 重畳 MIP 画像の回転

表示方向選択コンボボックスで表示方向を選択したり、回転用小窓上でマウスをドラッグしたりすることにより、任意の角度の重畳 MIP 画像を表示することが可能である。

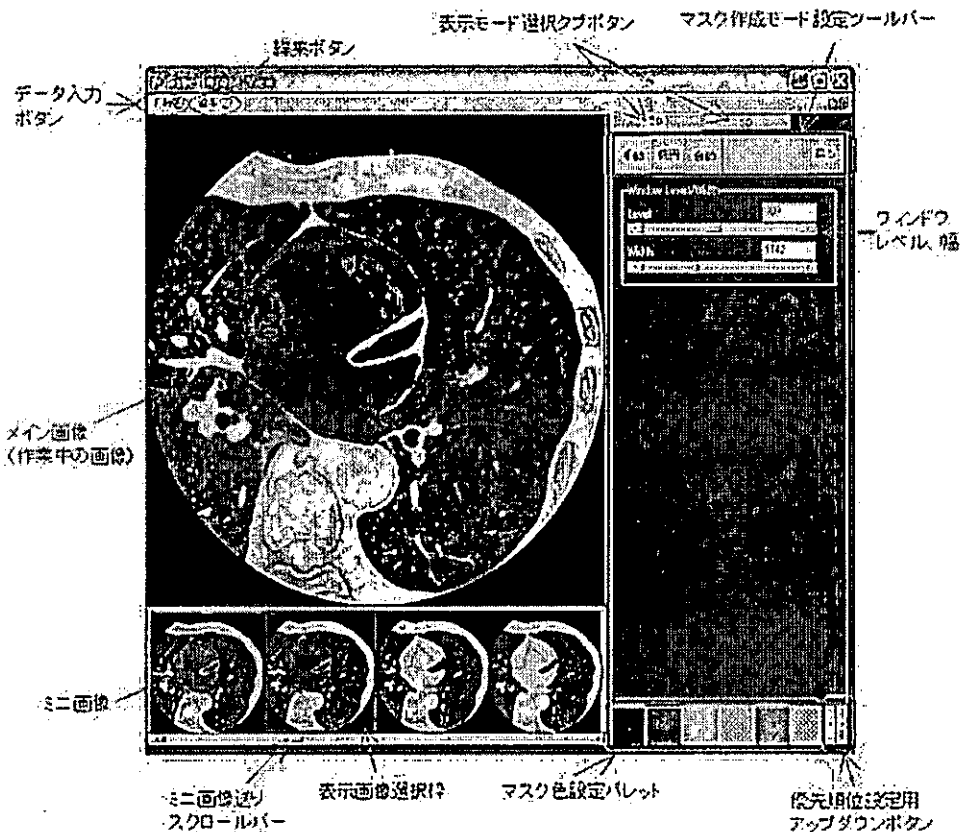


図 18 重畳 MIP 評価用 GUI

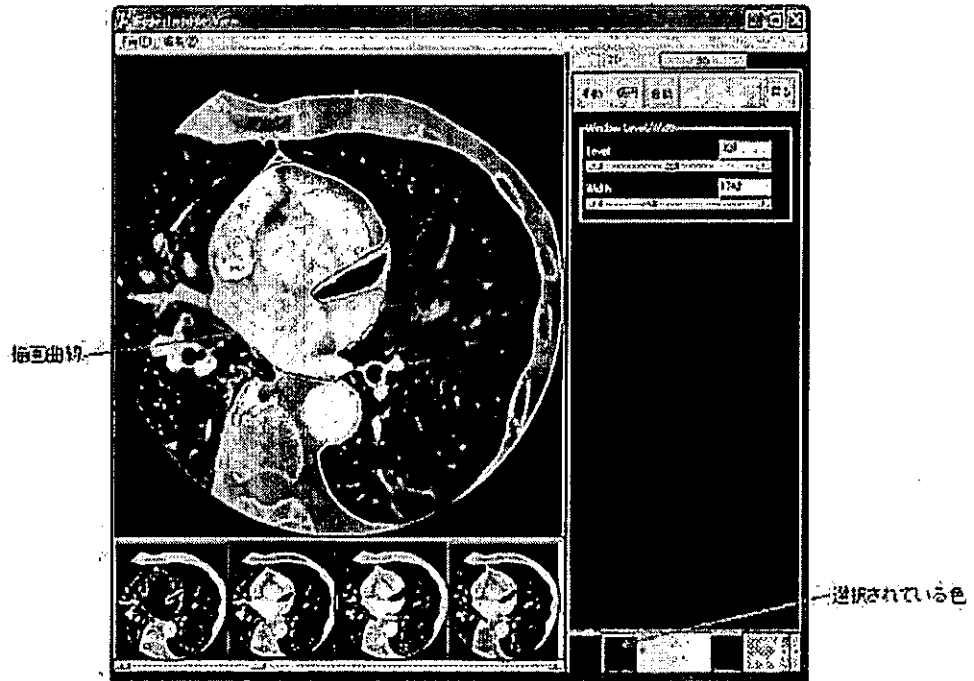


図 19 領域抽出処理

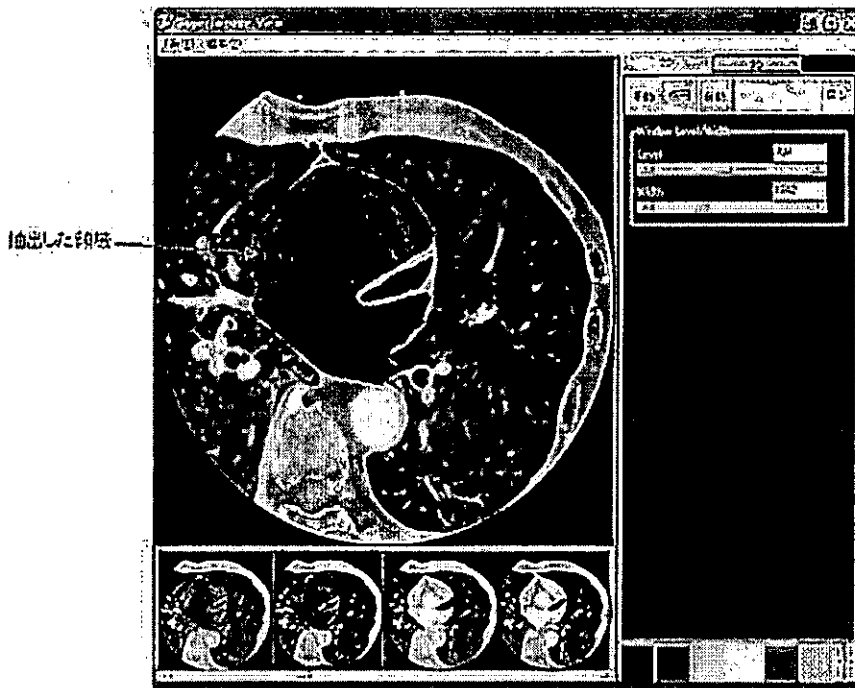


図 20 領域抽出結果



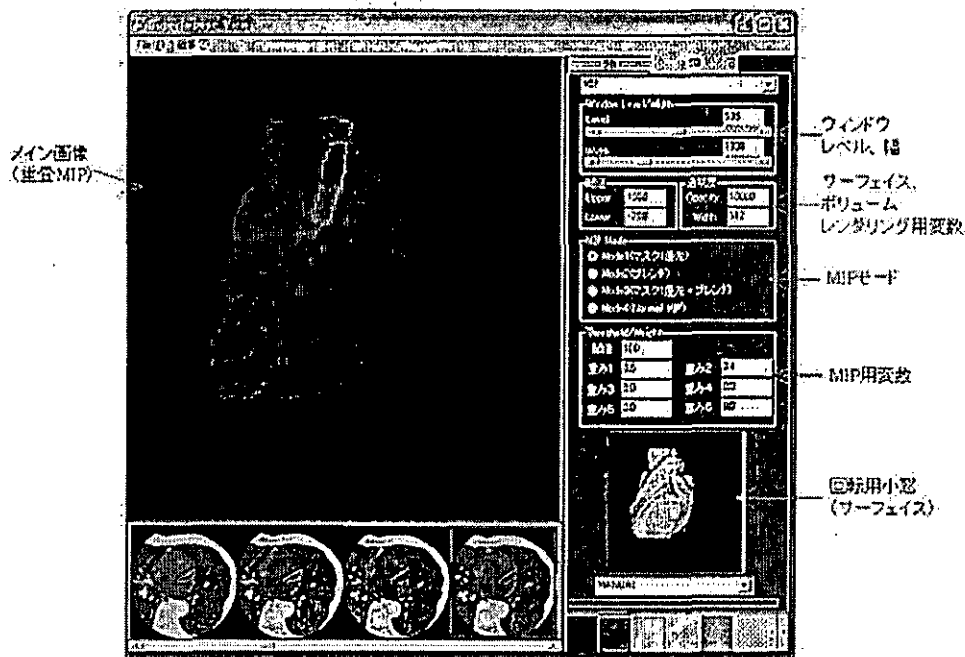


図 21 重畳 MIP の表示

[補足] マスク色優先順位の変更

優先順位設定用アップダウンボタンを操作することで、マスク色の優先順位を変更することができる。マスク色設定パレットの左から順に優先順位が高い。図 21 では赤→青→緑……の順で優先順位が高い。ここで設定する優先順位は、重畳 MIP 作成時の重ね合わせの式に反映される。

今後、この手法を臨床応用するとともに、さらに効果的な描画方法を開発していくつもりである。

D. 考察

[I] 手術室環境において、各種画像診断装置を配置した際に考えられうる問題点を検討し、①外来電磁波ノイズ対策、②画像診断装置が発生する干渉ノイズ対策、③MRI の発生する漏洩磁場対策、④各種 X 線装置が発生する漏洩電磁波対策、⑤内視鏡の X

線防護対策及び静磁場、交番磁場対策、⑥モニタ類の外部放射電磁波対策、⑦手術室の高耐床荷重対策、⑧高重量の画像機器の搬入方法、経路などを検討すべき項目として列挙出来た。

これらは次年度さらに具体的に検討を加え、より詳細な計画指針として構築していく必要がある。

[II] 内視鏡の画像は、画像取り込み時に画像周辺部に歪みが認められるが、補正処理により、画像周辺部の歪みが補正されることを確認した。これにより内視鏡画像と CT 画像、MRI 画像とを重畳表示することが可能であることを示した。

具体的な手術の場面では、内視鏡で中心部を確認しながら処置を実施するが、周辺部の状況確認には、CT、MRI で術前に撮像した 3 次元画像などを補助に利用することで、手術の安全性を高め、効果的な手

術を実施することが可能である。このように画像支援により、従来難しかった深部、狭小部など直視できない領域の手術を可能にすると思われる。

[III]内視鏡画像とMRI、CT画像などの重ね合わせに関して、重畳型MIP法がより効果的に血管や臓器の前後関係を表現するのに適した方法であり、従来法に比べ、明らかに優位であることが明らかとなった。

#### E. 結論

[I]今回の手術室環境構築の研究から、手術室内に設置する画像診断支援機器、内視鏡機器、その他生体情報監視機器などお互いの干渉が問題になることが明らかとなった。特に、①外来電磁波ノイズ遮蔽対策、②画像診断装置自身が引き起こす電磁波ノイズ(X線、RF電磁波などが引き起こすもの)のお互いの干渉を緩和するための対策及び外部に漏洩させないための対策、③MRIの静磁場発生装置からの漏洩磁場、また、④各X線診断機器あるいはX線CT装置の低漏洩電磁波対策、⑤内視鏡に採用されているCCDカメラの対X線防護対策、⑥手術室内に設置するモニター類の他の機器に及ぼすRF電磁波対策及び磁場対策、⑦手術室環境の高耐床荷重対策、⑧質量の大きな画像診断装置の搬入経路、搬入方法の検討、などを充分検討しなければならないことが明らかとなった。

このような過程から、今回の手術ロボットの主要命題である軟性内視鏡を利用した手術ロボット製作には、現状のCCDカメラを利用した電子式内視鏡よりも、旧来から使用されてきたファイバー型内視鏡が、手

術室環境における内視鏡には好ましいと言える。しかしながら、旧来のファイバー型内視鏡は静磁場に影響を与える磁性を含んだ部品を使用しており、これを変更した新たな内視鏡を製作する必要があると思われる。

[II]内視鏡画像の歪補正に関して下記の結論を得た。

(1)手術用ロボット装置のナビゲーションとして、内視鏡が有する歪み量を抽出する評価手段を構築した。また、内視鏡画像歪み補正方法を確立した。

(2)内視鏡深さ検出機構につき、内視鏡内径に収納可能な深さ検出機構に関する検討を実施した。

[III]情報伝達の内容の異なる各種画像の重畳方法について検討し、新たなMIP法として、下記の結論を得た。

(3)手術用ロボット装置のナビゲーションとして、重畳MIP処理による被検者体内の3D画像表示方法を構築した。

(4)上記の重畳MIP法により、被検者体内における血管や各種臓器の画像を領域別に表示できることを確認した。

#### F. 健康危険情報

特になし。

#### G. 研究発表

本年度は該当なし。

#### H. 知的財産権の出願・登録状況

本年度は該当なし。

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
Kakizoe T	Reconstruction of the urinary tract after cystectomy for transitional cell carcinoma of the bladder	Proc. Japan Acad.	79	190-196	2003
野村和弘	転移性脳腫瘍の疫学	Jpn J Neurosurg	12(5)	323-329	2003
Shibui S, The members of JCOG-BTSG (Asai A, Fujimaki T, Kayama T, Kochi M, Kumabe T, Muragaki Y, Nagane M, Nakamura H, Nishina R, Nomura K, Sawamura Y, Shibui S, Takahashi H, Tanaka K, Todo T, Yamaki T, Yazaki T, Sumi M)	A randomized controlled trial on malignant brain tumors, The activities of Japan Clinical Oncology Group(JCOG)-Brain Tumor Study Group(BTSG)	Neurol-Med-Chir(Tokyo)			in press
山下紘正、金 大永、波多伸彦、土肥健純	多節スライダ・リンク機構を用いた腹部外科手術用鉗子マニピュレータの開発	日本コンピュータ外科学会誌	5(4)		2004 in press
清水一秀、小林英津子、丸山隆志、村垣善浩、伊関洋、佐久間一郎	5-Aminolevulinic Acid(5-ALA)を応用した術中腫瘍同定 - 半導体レーザーと光ファイバを用いた局所計測法	第12回日本コンピュータ外科学会大会 / 第13回コンピュータ支援画像診断学会大会 合同論文集		197-198	2003
元吉正樹、岡本淳、藤江正克	磁気駆動型マニピュレータ機構の開発	ロボティクス・メカトロニクス講演会'04講演論文集	CD-ROM		2004 掲載予定
伊関洋、村垣善浩、中村亮一、南部恭二郎	Intuitive visualization of medical information	日本臨床	62(4)	607-611	2004

中村亮一、村垣善浩、伊関洋	Intelligent Operation Theater: 情報誘導下手術とロボット手術, 第16回日本内視鏡外科学会 パネルディスカッション ロボティクサージェリーの現状と将来	日本内視鏡外科学会雑誌	8(7)	144	2003
小倉玄、中村亮一、村垣善浩、高倉公朋、伊関洋	小型振動子を用いた多自由度超音波凝固切開装置の開発	第12回日本コンピュータ外科学会大会		37-38	2003
Muragaki Y, Hashizume M, Hashimoto D, et al.	A new concept of three-dimensional endoscope for practical use of endoscopic surgery	Surg Endosc	17(11)	1838-1839	2003
Hashizume M	Robot-Assisted Gastric Surgery. Primer of Robotic and Telerobotic Surgery	ed by Garth H. Ballanryne, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia		1429-1444	2003
安永武史、橋爪誠、奥山稔朗、他	内視鏡把持装置Naviot® 58 臨床適用例の検討	第12回日本コンピュータ外科学会大会 合同論文集		137-138	2003
小西 晃造、橋爪 誠	一般外科におけるコンピュータ外科の現状と将来	現代医療	35(3)	625-630	2003
小西 晃造、橋爪 誠、中本 将彦、他	光磁気ハイブリッド三次元位置センサによる鏡視下手術ARナビゲーションの開発-実時間磁場歪み補正のin vivo精度検証-	日本コンピュータ外科学会大会論文集2003		165-166	2003
Eguchi T, Gotoda T, Oda I, et al.	Is one-piece resection essential for endoscopic gastric mucosal resection?	Digestive Endoscopy	15	113-116	2003