

以下の機能を持つことにより、上記課題を解決できると考え、各機能につき、要素技術開発を行う。

- (1) 処理機能（以下、プロトコル）の使用順序および使用頻度から、プロトコルの最適な処理フロー（以下、ストーリー）を導出できる機能
- (2) プロトコルやインターフェースを容易にカスタマイズできる機能
- (3) プロトコル毎に機能限定された処理機能
- (4) ストーリーを構成する様々なプロトコルを実行するためのデータ蓄積・検索機能、及びデータ通信機能

なお、プロトコルは、オペレータが操作するアプリケーションのクラスである。例えば、三面図、3Dガイド、位置取得、画像取得などの機能限定されたクラスがそれに当たる。

要素技術開発にあたり、(1) プロトコルの使用順序および使用頻度から、事例ベース推論を行い、ストーリーを制御する制御エンジンの開発、(2) プロトコルや関連情報（以下、インターフェース）をカスタマイズし、ストーリーを組立てるためのデータ構造、及び制御マネージャのアーキテクチャ設計、(3) プロトコル毎に機能限定された処理機能の一つとして、内視鏡画像による術具位置センシングを用いて、術具の位置を追従できるアプリケーションの開発、および手術ナビゲーションシステムへの実装、(4) データ蓄積・検索機能として開発してきた DICOMIF サーバの通信インターフェースの改良や、データ通信機能として開発してきた StarFabric データ通信制御ソフトウェアの改良を行う。

B. 研究方法

[1] 手術器具吸引力評価装置の基本的な機能構成を図1に示す。本装置は、被測定物に磁場を印加する電磁石、その電源、被測定物に発生する吸引力を測定する測定器、磁場強度・磁場勾配・吸引力との関係から被測定物の磁気モーメントを求めてMRI装置の静磁場における吸引力を推定するコンピュータから構成される。

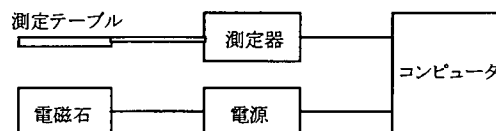


図1 手術器具吸引力評価装置の基本機能構成

測定・評価方法の概略を図2に示す。まず、被測定物を測定テーブルに置く。測定器には被測定物の重さがかかっており、その重さを測定する。電磁石の電流値を電源の制御により増やしつつ0.1Tまで磁場強度を上げる。この時、磁場強度と測定器に加わる力との関係を測定する。コンピュータのアプリケーションにより、その力から被測定物の重さを差し引き、さらに、磁場勾配の情報を加えて、被測定物の磁場と磁気モーメントの関係を求める。

所定のMRI装置の静磁場（所定の磁場と磁場勾配）における吸引力は、上で得た磁場と磁気モーメントの関係を利用して算出する。なお、磁場と磁気モーメントの関係から算出困難な材料が想定される場合（つまり、磁場と磁気モーメントの関係が原点を通らない場合やヒステリシスが大きい場合）、安全係数を入力することで吸引力を算

出す手段を講じた。

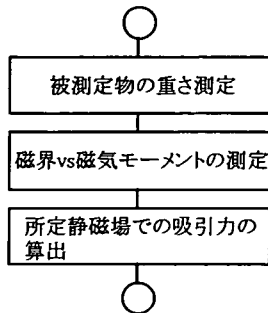


図2 測定・評価方法の概略

次にモニタ用シールドボックスについて述べる。シールドボックスの基本的なシールド構造を図3に示す。シールドボックスは基本的に金属の筐体であるが、モニタ面は透明なシールドフィルムである。シールドフィルムは、透明な樹脂シートと、そのシート表面に導電性の金属をコーティングしたフィルムである。コーティングされた金属膜によって電磁波ノイズを遮蔽した。また、MRI装置のシールドルームと電氣的に接地した状態でシールドボックスを取り付けた。モニタから発生する電磁波ノイズは、金属の筐体やシールドフィルムによって遮られ、それらを伝ってシールドルームが接地するアースへ導かれる。この構造により、モニタから発生した電磁波ノイズがシールドボックス外へ漏れないようにした。

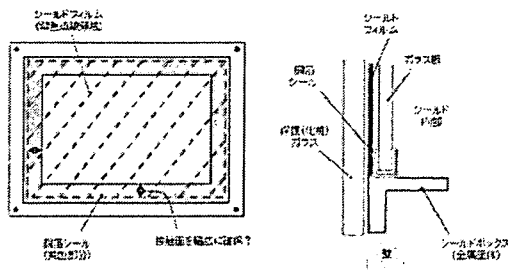


図3 シールドボックスの構造

次に、無影灯の基本的な構造を図4に示す。

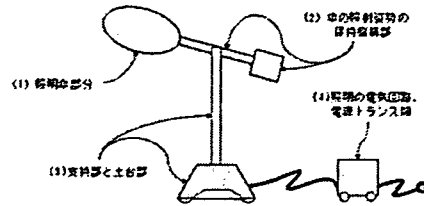


図4 無影灯の基本的な構成

無影灯は、主に以下の(1)～(4)から構成される。

- (1) 照明ランプを有する照明傘部分
- (2) 前記(1)の照明傘の照射姿勢を保持するための機構
- (3) 前記(1)、(2)を支持するための支持部と土台部
- (4) 前記(1)の照明ランプを点灯するための電気回路、電源トランス、電源ケーブル類

まず、(1)、(2)、(3)を構成する部材は非磁性材料で製作し、静磁場による吸引力の発生を解消した。一方、(4)は、照明ライトを点灯させるために、交流100V電源から24V電源を作るための電源トランスを内蔵した。トランスを非磁性材料で製作することは原理的に不可能であるため、(1)、(2)、(3)と分離し、静磁場の吸引力が及ばない場所に設置した。

(1)の照明傘部分について、図5に示すように、照明ランプは4灯式でMRI撮影に対する電磁ノイズが生じない光源とし、4灯の照明ランプの焦点深度を調整する機構を備えた。(2)の照明傘の照射姿勢を保持するための機構を備え、照明傘(照射面)の角度を回転させる2軸の①、②、及び、照明傘の高さを調整する軸③、照明傘全体

を回転させる軸④を加え、計4軸を設けた。特に軸③の機構は、スプリングを用いたバランス機構と、分銅錘を用いたバランス機構とを比較検討した。

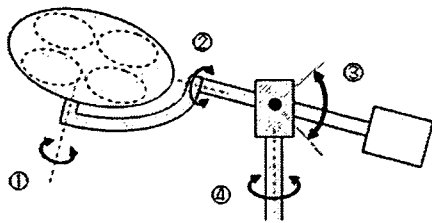


図5 照明傘（姿勢保持）に関する可動軸について①～④

前記(1)、(2)を支持するための支持部と土台部について、支持部の長さは固定長、土台部は5本脚とした。土台部とする5本脚の長さは、転倒に関する安全性を考慮し、3種類の長さを想定して、比較検討した。

(4)の照明ランプを点灯させるための電源トランスは、別置きに設ける筐体にまとめて格納し、トランスの漏洩磁場や電磁波ノイズを遮蔽するシールドを施し、照明ライトを点灯するためのスイッチ、照度を調整するつまみや調整する電気回路も一緒に収納した。また、この筐体を置く場所が自ずと電源コンセントのそばに限定されるように、電源コンセントと筐体間の電源ケーブル長さは50cmと短くした。また、筐体にワイヤーを通すための孔(φ20mm)を設け、筐体が移動できないように、移動防止ワイヤーを取り付けることとした。さらに、筐体(外装)の部材は、非磁性材料で製作し、電源トランスから5cm前後のスペースが確保されるように筐体のサイズを設計した。これは、万が一、筐体がMRI装置に近づけられた場合に、筐体内部に設けたスペース

によって、電源トランスが強い吸引力の発生で引き付けられるのを回避するためのスペースとなる。その他、前記(1)、(2)、(3)の本体と、別置きとなる筐体間をつなぐケーブルは、標準5m(最大10mまで)とし、ケーブルを収納するためのコードリール等は設けず、支持部に巻いてかけておくものとした。

【II】位置センシング技術の要素技術開発に関し、

- (1) 超音波位置センシング要素技術開発
- (2) 内視鏡画像による術具位置センシング要素技術開発

について、研究方法をそれぞれ記載する。

(1) 超音波位置センシング要素技術開発

H18年度に開発した超音波位置センシング実験評価装置のセンサ部分は、最大20chからなる複数の超音波送信センサと、3chの受信面を持つ一つの超音波受信センサから成る。図6、図7に試作した体腔内超音波位置センシング実験評価装置と受信、送信センサの実画像を示す。

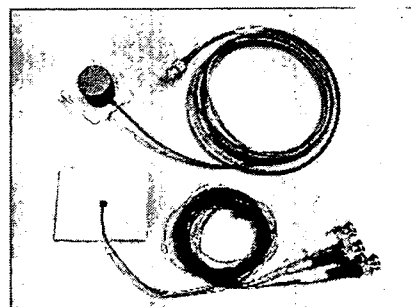


図6 送信センサ(上)と受信センサ(下)

超音波位置センシング実験評価装置は、図8に示すように、超音波センサの受信信号を処理するセンサ処理回路、超音波セン

サの送信部に電圧を印加して超音波を出力するためのセンサ駆動回路、センサ処理回路と接続して信号波形処理と、センサ駆動回路と接続し、周波数、振幅、駆動のタイミングの制御信号を処理する CPU 回路、装置外部の計測処理用 PC と USB 等により通信する I/F 回路から構成される。

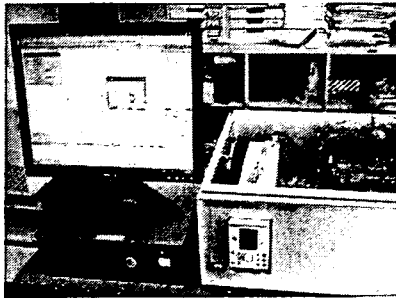


図 7 超音波位置センシング
実験評価装置

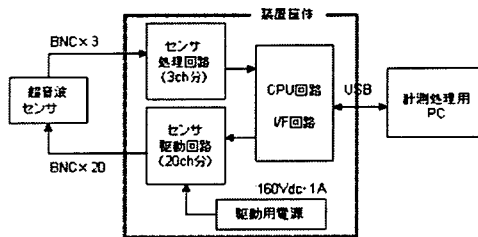


図 8 超音波位置センシング実験評価装置の構成

上記実験評価装置での送信センサの超音波出力信号は制御が比較的容易な単一パルス方式を採用した。この方式では、受信信号の強度が十分大きければ、閾値処理により信号とノイズの判別ができ、信号の到達時間を検出することができた。しかし、送信センサと受信センサの距離が大きく離れると、受信センサの検出応答感度が十分なレベルに達しない場合が生じ、信号とノイズの分別が困難であることが判明した。この現象は、送信センサから受け取る超音波

信号のエネルギーが小さく、受信センサの振動子が共振状態に至るのに十分ではないことが原因であることがわかった。そこで、超音波信号の出力方式を単一パルス方式からバースト方式（複数パルス方式）に改良した。なお、パルス数は 1 から 255 までの間で可変となるようにした。この改良作業では、CPU 回路、I/F 回路、センサ駆動回路およびセンサ処理回路が変更対象となり、全体的な装置構成は変わらないが、装置内部は大きな変更となった。同時に、計測処理のアルゴリズムを再検討した。

(2) 内視鏡画像による術具位置センシング要素技術開発

内視鏡に写った術具の画像（以下、実術具）と電子データ上に発生させた仮想内視鏡から見た術具（以下、仮想術具）の画像を用いて、内視鏡からの相対的な術具の位置・方向を検出するセンシング技術の要素技術開発を行った。術具位置センシングの基本アルゴリズムの大まかな流れを以下に示す。

1. 内視鏡レンズに固有な歪み情報（歪み補正マップ）を事前に抽出する
2. 仮想内視鏡と仮想術具の位置関係および事前に 1 で抽出した歪み補正マップから、仮想内視鏡画像を作成する
3. 実内視鏡画像と 2 で作成した仮想内視鏡画像の類似度を算出する
4. 仮想内視鏡と仮想術具の位置関係を変え、実内視鏡画像と仮想内視鏡画像の類似度が最大となる位置関係を決定する

類似度の指標としては、画素値への依存度が小さい最大平均相互情報量を用いた手法を使った。平均相互情報量とは、情報理論に用いられる相互依存性を表す尺度の一つである。

平均相互情報量 $I(A, B)$ は、二つの事象 A, B の平均情報量（エントロピー）を $H(A), H(B)$ 、二つの事象 A, B が全体として持っている結合平均情報量（結合エントロピー）を $H(A, B)$ 、事象 B が生じている条件化における事象 A の条件付平均情報量（条件付エントロピー）を $H(A|B)$ とすると次式で求められる。

$$I(A, B) = H(A) + H(B) - H(A, B) \quad (\text{式 1})$$

$$= H(A) - H(A|B)$$

なお、条件付エントロピー $H(A|B)$ は情報が B から A に伝達する時にその通信路において失われる情報量を表しており、類似性という観点から見ると、二つの事象の独立性の尺度となる。図 9 に平均相互情報量の集合論的關係を示す。

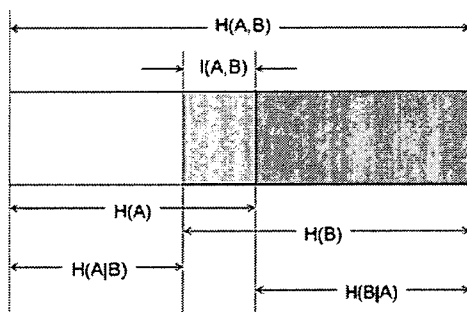


図 9 平均相互情報量の集合論的關係

発生する事象を $a_i (i=1, 2, \dots, m)$ とすれば、平均情報量 $H(A)$ は個々の事象の確率 $p(a_i)$ による重み付け平均（期待値）で表される。

$$H(A) = -\sum_{i=1}^m p(a_i) \log_2 p(a_i) \quad (\text{式 2})$$

事象 A が $a_i (i=1, 2, \dots, m)$ 、事象 B が $b_j (j=1, 2, \dots, n)$ をとる同時確率を $p(a_i \cap b_j)$ とすると、二つの事象（結合事象） A, B の結合平均情報量 $H(A, B)$ は次式で表される。

$$H(A, B) = -\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n p(a_i \cap b_j) \log_2 p(a_i \cap b_j) \quad (\text{式 3})$$

事象 b_j が起こった条件下で事象 a_i が起こる確率を $p(a_i | b_j)$ とすると、事象 B が生じている条件化における事象 A の条件付平均情報量 $H(A|B)$ は次式で表される。

$$H(A|B) = -\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n p(a_i \cap b_j) \log_2 p(a_i | b_j) \quad (\text{式 4})$$

このように定義された平均相互情報量に対して、二つの画像のヒストグラムを個々の事象の確率 $p(a_i), p(b_j)$ と解釈し、平均相互情報量が最大となる位置で自動レジストレーションを行う手法が一般に提唱されている。この手法では、画素値のヒストグラムに基づいて平均相互情報量を算出しているため、一部情報が欠落、すなわち、術具や内視鏡のレンズに血液などが付着し画像の一部が見えていなかったとしても、比較的ロバストな処理が期待できる。よって本件ではこの手法を採用し、実内視鏡画像と複数の仮想内視鏡画像に対して最大となる平均相互情報量を算出し、位置検出の手段として用いた。

だが、術具の位置・姿勢を検出するためには、位置に関して三自由度、姿勢に関して三自由度の計六つのパラメータを特定しなければならない。これらのパラメータをすべて決定するために作成する仮想内視鏡

画像は、それぞれのパラメータに関してわずかに10通りに限定したとしても、 10^6 通りにも及んでしまう。このような膨大なデータに対して平均相互情報量を算出するには多大な処理時間を要し、リアルタイムでの位置センシングは原理上不可能になる。

この問題を解決するため、実術具の形状から、検出すべき六自由度の内、四自由度までを限定する処理を前処理として行い、処理の高速化を図った。具体的には、図10に示すように、実術具領域とその他の背景領域を分離し、実術具側面の二つのエッジを抽出する。

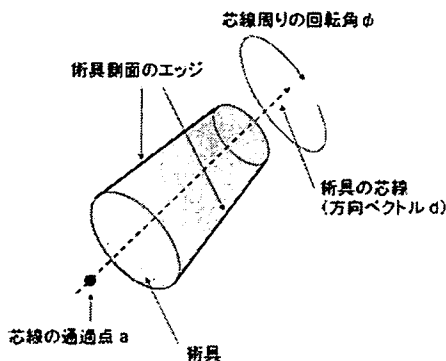


図10 術具側面のエッジと芯線

実術具側面のエッジは、画像の一部が見えていなかったとしても、概ね検出可能であるため、前処理としては適切であると考えた。術具は理想的な円柱であると仮定すると、その芯線は直線であるから、術具の方向ベクトルを \vec{d} 、芯線上の任意の点を \vec{a} とすると、術具先端位置 \vec{p} を表す方程式はパラメータ t を用いて次式で表される。

$$\vec{p} = \vec{a} + t\vec{d} \quad (\text{式5})$$

術具の半径の大きさと二つのエッジの情報から、術具の方向ベクトル \vec{d} と術具の芯線上の一点 \vec{a} を幾何学的に算出する。これに

より、術具の位置を検出するのに決定すべき六自由度の内、術具先端の位置を限定するために必要なパラメータ t と、術具の芯線周りの回転角 ϕ を除いた、四自由度が決定できる。

以上の前処理を実行し、術具の凡その位置を決定した後、実内視鏡画像と限定したパラメータ領域内の複数の仮想内視鏡画像に対して平均相互情報量を算出し、最終的な術具の位置・姿勢を決定する。

【III】 手術ナビゲーションシステムの要素技術開発に関し、

- (1) ストーリー制御エンジンの開発
- (2) データ構造、及び制御マネージャのアーキテクチャ設計
- (3) 術具位置追従アプリケーションの実装
- (4) データ蓄積・検索機能、及びデータ通信機能の改良

について、研究方法をそれぞれ記載する。

(1) ストーリー制御エンジンの開発

手術ナビゲーションシステムは、多種多様なプロトコルで構成され、それらを実行する順序やプロトコル毎の制御パラメータは、術式、術者の嗜好、例外状況などにより大きく変わる。従来型のマスターファイルなどによる静的な制御では、手術ナビゲーションシステムの能力を十分に発揮することは困難である。そこで、患者情報、検査情報、手術関連情報などの多くの前提条件から推論されたストーリーや、術中におけるプロトコルや制御パラメータの使用順序からなるストーリーを繰り返し学習し、再利用することにより、その動作が適応的に変化する手術ナビゲーションシステムを

目指した。本件では、事例ベース推論機構を用いたエキスパートシステムをストーリーの制御エンジンとして採用した。エキスパートシステムの導入に際して、術前と術中に使用される手術ナビゲーションシステムの以下の点を強化することを検討課題とした。

a) 手術関連情報設定支援

術前に設定される、診療科、病名、術式、手術スタッフ、装置などの多くの手術関連情報の入力支援する。具体的には、ある手術関連情報の選択に従い、動的に設定メニューを変更させ、適切な手術関連情報を容易に選択できるようにする。手術関連情報に関連付けられたプロトコルが、術中のストーリーを導出する。

b) 術中ナビゲーションのストーリー支援

術中のプロトコルや制御パラメータの優先的な選択肢を適宜提示し、ストーリーの進行を支援する。選択された事例に対して Positive 優先度、Negative 優先度を与えることで、事例ベースを成長させる。なお、Positive 優先度はストーリーの分岐に対する選択優先指数、Negative 優先度は、ストーリーの分岐に対する選択禁止指数を示す。また、ストーリーの順序の有無を与える。具体的には、術前の手術関連情報から関連付けられたプロトコルや、術中に選択されたプロトコルから、次に選択すべき適切なプロトコル（例えば、必須機能、優先機能など）を適宜提示する。

(2) データ構造、及び制御マネージャのアーキテクチャ設計

ストーリー制御エンジンにより推論されたストーリーから、手術ナビゲーションシ

ステムのアプリケーション（プロトコルのインスタンス）を実行するためには、プロトコルや制御パラメータをカスタマイズし、ストーリーを組立てるためのデータ構造を設計する必要がある。また、ストーリー制御エンジンと手術ナビゲーションシステムを機能統合し、ストーリーやプロトコルを管理する制御マネージャが必要である。そこで、本件では、データ構造および制御マネージャのアーキテクチャ設計を行った。

ストーリー制御エンジンを用いた手術ナビゲーションシステムのソフトウェア構成図を図 11 に示す。手術ナビゲーションシステムは、プロトコルを管理するプロトコル制御マネージャ、プロトコルの作成・登録を行うプロトコル管理ツール、手術ナビゲーションシステムのアプリケーション本体であるナビゲーションビューワ、ストーリー制御エンジンの振る舞いの確認やプロトコルの選択を行うイベントビューワからなる。

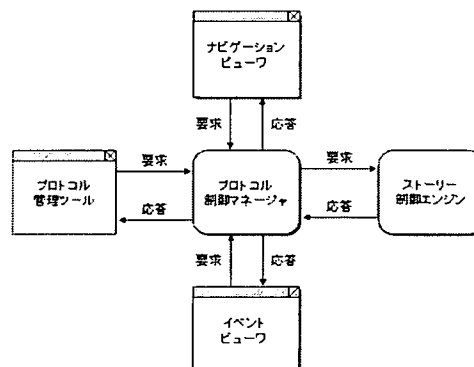


図 11 ソフトウェア構成図

● ナビゲーションビューワ

ナビゲーションビューワは、ストーリーにより生成されたプロトコルのインスタンス（アプリケーション）を実行する画面である。手術中、オペレータは主に、

この画面に対して操作を行う。

- プロトコル管理ツール

プロトコル管理ツールは、ストーリー、プロトコル、タスク、それらを関連付けるインターフェースの作成をグラフィカルユーザインターフェースで行うツールである。また、ストーリー制御エンジンと通信し、ストーリーの検索・学習・抹消を行う。なお、タスクは、プロトコルを構成する機能の一単位であり、汎用的な機能クラスである。

- プロトコル制御マネージャ

プロトコル制御マネージャは、GUID 管理、ストーリー管理、プロトコル管理、データ通信管理を持つ。GUID 管理は、プロトコルやタスク固有の識別番号（以下、GUID）を発行するマネージャである。ストーリー管理は、ストーリーを組み立てるマネージャ、プロトコル管理は、プロトコルを制御するマネージャである。データ通信管理は、Web Service を用いてストーリー制御エンジンとストーリーを送受信するマネージャである。

- イベントビューワ

イベントビューワは、ストーリー制御エンジンで推論されたストーリーやプロトコルを選択する画面である。また、ストーリー制御エンジンによる推論の振る舞いや履歴を確認できる画面である。

- ストーリー制御エンジン

今回開発したストーリー制御エンジンである。

(3) 術具位置追従アプリケーションの実装

内視鏡画像による術具位置センシング要素技術を用いて、術具の位置を追従するア

プリケーションを開発し、手術ナビゲーションシステムに実装した。技術的方法は、[II]で述べたので、ここでは割愛する。

軟性内視鏡画像による術具先端位置・姿勢の検出には、電子データ上に発生させた術具の仮想内視鏡画像と、術具が写った実内視鏡画像との間で、類似度の一種である平均相互情報量を算出し、平均相互情報量が最大となる仮想内視鏡画像での術具の位置・姿勢を、実際の術具の位置・姿勢とする方法を採用した。仮想内視鏡画像の作成では、内視鏡に写る被写体の歪み（内視鏡レンズによる歪みと遠近歪み）を考慮し、任意の位置にある被写体が内視鏡画像上でどのように写るかを電子データとして再現した。術具先端位置・姿勢が医用画像空間上でどの位置を指し示すかを、三断面 MPR 画像、及び 3D ガイド画像に表示した。

本件では、模擬実験（動物未使用）、及びブタを用いた動物実験により、その性能を評価した。

(4) データ蓄積・検索機能、及びデータ通信機能の改良

ストーリーを構成する様々なプロトコルを実行するために、データ蓄積・検索機能として DICOMIF サーバの通信インターフェースを、データ通信機能として StarFabric データ通信制御ソフトウェアを改良した。

《DICOMIF サーバの改良》

画像サーバは、一定期間だけ画像情報をキャッシュし、手術ナビゲーションシステムと高速にデータを送受信する DICOMIF サーバと、永続的に患者データを保存・管理する DICOM サーバからなる。とりわけ DICOMIF サーバは、医用画像やカメラ映像

の DICOM 情報を DICOMIF サーバから DICOM サーバへ自動転送する機能、上記 DICOM 情報や手術関連情報の非 DICOM 情報を DICOMIF サーバから手術ナビゲーションシステムに転送する機能を備えている。

一方、DICOMIF サーバと手術関連情報を共有する手術ナビゲーションシステムは、DICOMIF サーバにあらゆる手術関連情報（DICOM 情報および非 DICOM 情報）を転送する機能、必要に応じて DICOMIF サーバから手術関連情報を Query / Retrieve する機能、手術関連情報を効果的に提示する機能を有していなければならない。本件では、プロトコルに関連する手術関連情報の追加に伴い、DICOMIF サーバ、及び手術ナビゲーションシステムの通信インターフェースを再構築した。

手術ナビゲーションシステムには、患者情報を登録し、患者情報配下の手術関連情報を DICOMIF サーバに保存する機能を設けた。また、必要に応じて DICOMIF サーバから手術関連情報を取得し、それら項目やステータスをツリーリスト形式で表示する機能を設けた。アプリケーションと DICOMIF サーバとのデータ通信方法には、Web Service、及び Socket を用いた。

《StarFabric データ通信制御ソフトウェアの改良》

手術ナビゲーションシステムは、位置センサからの情報を取得する位置取得装置、各モダリティからの医用画像を取得する画像取得装置、術中医用画像を管理する動画画像サーバ装置、医用画像を処理する画像処理装置、情報の制御・蓄積・表示を行うナビゲーションコントロール装置からなる。手術ナビゲーションシステムの処理負荷軽

減対策として、画像取得装置、位置取得装置、画像処理装置、ナビゲーションコントロール装置に各処理機能を専有させ、それら装置を StarFabric スイッチデバイスで結合し、ファブリック規格で装置間を高速にデータ転送する方法を検討してきた。しかし、ブリッジボードが PCI Express に対応していない点、チップセットによりデータ転送速度に大きなバラツキがある点、ファブリックの初期化処理に柔軟性がない点という理由から、様々なプロトコルを実行するには機能が不充分であると考え、データ通信制御ソフトウェアの機能を以下のように改良した。

- StarFabric 制御機能

ネットワーク構造（以下、ファブリック）の初期化処理（不特定多数ノードへの対応）、コネクション作成処理（制御コネクション、データ通信コネクション、マルチキャストコネクション）、ホットプラグ制御

- メモリ管理機能

物理メモリ確保機能（メモリ静的確保機能、メモリ動的確保機能）、仮想アドレスマッピング

- 通信制御機能

通信情報転送、メッセージ送信

- エラー検出機能

ファブリックエラーの検出、ノード接続のウォッチドッグ

（倫理面への配慮）

これらの開発において配慮すべき倫理面の問題はない。

C. 研究結果

[I] 手術器具吸引力評価装置試作の過程で、次の問題点が出てきた。強磁性体を測定すると、測定器である電子天秤に対して許容を超える力が加わり損傷が生じる可能性がある。このような強磁性体は、磁場強度を強くしていく途中で安定した位置と姿勢をとるべく移動する。この移動を検出することで、磁場強度の上昇を停止し、被測定物が強磁性体であると操作者が判るようにした。

図 12 に SUS304 の丸棒（直径 5mm、長さ 300mm、重さ 46g）の測定結果を示す。下側の○印は、磁場を増加しているときの吸引力の変化を示す。磁場 0.3T での吸引力は、0.08T~0.1T の間の傾きから外挿して、1.15g 重と算出される。SUS304 は非磁性であるが、加工等により組織変性(マルテンサイト化)して、その部分が磁性を持つ。

なお、上側の○印は磁場強度を減少しているときの吸引力の変化を示しており、磁場増加時と減少時の違い、つまり、ヒステリシスが見て取れる。

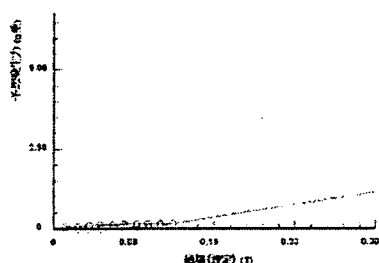


図 12 磁場と吸引力の関係の測定結果

次に、モニタ用シールドボックス試作と性能評価の過程で、以下の結果を得た。

図 13 にシールドフィルムの枚数と、MRI 画像で計測した信号とノイズの比率を示す。当初、シールドフィルムは 2 枚で試作し、

性能評価を行ったが、電磁波の遮蔽が不十分で MRI 画像にノイズが混入した。図 13 に示すようにシールドフィルムの枚数を増やすと、信号とノイズの比率が大きくなり、ノイズが低減する。しかし、シールドフィルムの枚数の増加に比例して、信号とノイズの比率は変化せず、非線形となった。MRX 手術室における性能評価では、シールドフィルムを 6 枚重ねた場合、MRI 画像の画像ノイズが許容できる範囲となった。

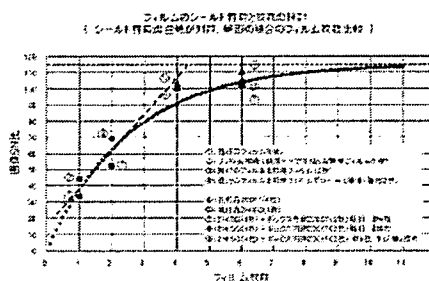


図 13 シールドフィルムの枚数と、MRI 画像で計測した信号とノイズの比率

シールドフィルムは、基本的に透明であるが、完全な無色透明ではなく、フィルムの樹脂の種類により、薄い灰色、又は青色の着色があり、光の透過率は 50~70%前後である。そのため、シールドフィルムを重ねると、シールド性能は向上するが、光の透過率が低下し、モニタの映像が暗くなったり、フィルム着色によってモニタの映像が青みがかって見えたりする。

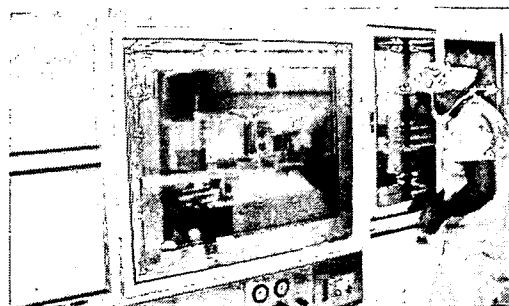


図 14 シールドボックス内のモニタ映像

図 14 は、シールドフィルムを 6 枚重ねた場合のモニタ映像であるが、映像が青みがかっていることがわかる。

次に、床走行式無影灯試作において、以下の比較結果を得た。照明傘の照射姿勢を保持するための機構について、スプリングを用いたバランス機構と分銅錘を用いたバランス機構を検討した結果、4 灯のランプと反射板を備える照明傘をあわせた重さは 20kg 前後となった。この照明傘の重量に対抗して姿勢保持するためのスプリングについて、磁性材料の場合、スプリングの太さは 10mm 前後で、コイル径は 5cm 前後となる。しかし、非磁性材料を使用した場合、スプリングの太さをさらに数倍に太くし、コイルの円径を数倍以上に広径化しなければならない。また、加えてスプリングを収納する円筒状の筐体も大きく、現実的な寸法ではない。一方、分銅錘を用いたバランス機構は、原理的に照明傘から支点までの距離と同距離・同重量の錘を置けば、バランスがとれるが、照明傘を回転させた場合、その反対側にある錘も回転する。そのため、錘と支点の長さは短い方が取り回しが良い。錘を重くすれば、錘と支点の長さは短くなるが、錘を重くすると、無影灯全体の重量が増加し、移動しにくく、その上、重心が高くなるため、転倒しやすくなるなどの問題がある。また、錘も非磁性部材で製作すると、密度が小さくなるため、同重量の磁性材料に比べ体積（寸法）が大きくなる。以上のことを踏まえ、錘と支点の長さを照明傘と支点の約 3 分の 2 程度とした場合、必要な錘の重量は 25kg 前後となり、照明傘と錘、その間をつなぐ棒状部材を含む重量は、計 50kg 前後なる。錘のサイズ（体積）

も大きくはならない。また、スプリング機構の場合、非磁性にすることは現実的ではなかったが、錘を用いた場合、容易に非磁性とすることができるため、照明傘の照射姿勢を保持するための機構は、分銅錘による機構とした。

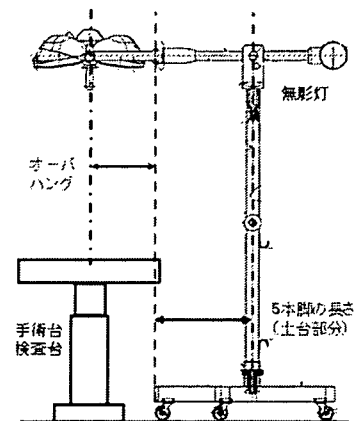


図 15 土台部の脚の長さで照明傘の位置

次に、前記 (1)、(2) を支持する 5 本脚（土台部分）の長さについて、安全規格上では、傾斜角度 10 度までは転倒しないことが要求されており、脚の長さは 28cm あればよいことがわかった。しかし、床面の凸凹やケーブルを乗り越える場合、マージンが少ないため、転倒する可能性が高い。そこで、傾斜角度 15 度、傾斜角度 20 度とした場合について、必要となる脚の長さを算出した。その結果、必要となる脚の長さは、傾斜角度 15 度の場合 41cm、傾斜角度 15 度の場合 56cm となる。一方、脚の長さが長い程、許容可能な傾斜角度は大きくなるが、図 15 に示すように、5 本脚の先端部から照明傘がオーバハングする長さが短くなるというデメリットがある。

照明傘がオーバハングする長さが短いと、手術台や検査台の真上に照明傘を配置する

場合、無影灯の脚を手術台や検査台の下に入れるスペースが必要になり、不都合な場合が多い。これらの結果を表 1 にまとめて示す。以上のことから、転倒角度が大きく、かつ、オーバハングする長さの両方が確保できる 40cm を脚の長さとした。

表 1 脚長さ、傾斜角度、オーバハング

No	脚の長さ [cm]		傾斜角度 [deg]		オーバハング [cm]	
	1	2	10	15	51	38
1	28	◎	10	◎	51	◎
2	41	○	15	○	38	○
3	56	×	20	◎	23	×

【II】 位置センシング技術の要素技術開発に関し、

- (1) 超音波位置センシング要素技術開発
- (2) 内視鏡画像による術具位置センシング要素技術開発

について、研究結果をそれぞれ記載する。

(1) 超音波位置センシング要素技術開発

改良した超音波位置センシング実験評価装置と精度評価のために構築した実験環境を図 16-18 に示す。実験環境は、送信センサ×8 を固定できる評価実験用水槽 (H230mm×W260mm×D260mm) と、受信センサを固定し位置を指定できるステッピングモータ駆動型の XYZ ステージから構成される。XYZ ステージの位置決め精度は約 0.01mm である。XYZ ステージの上部にオーステナイト系ステンレスのパイプを設置しており、パイプの内部に受信センサの配線を通してある。実験環境は、XYZ ステージの移動量をゼロにして原点に設定した際、パイプの先端位置が評価実験用水槽の中心座標を示すように設計した。

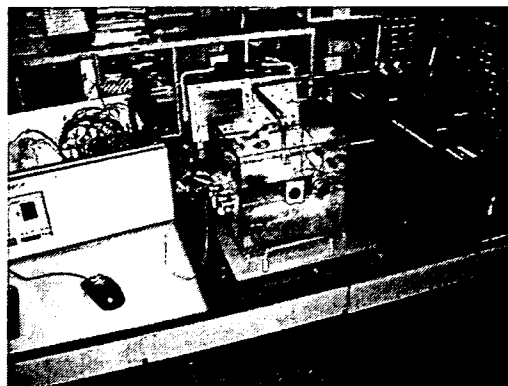


図 16 評価実験用水槽

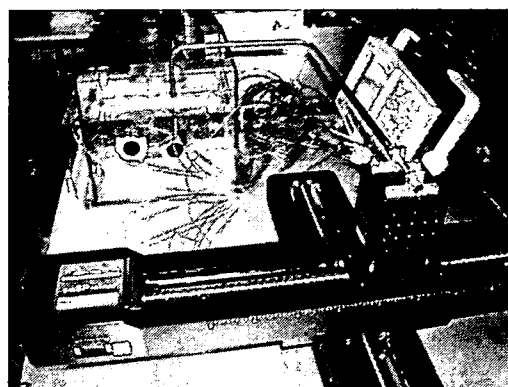


図 17 評価実験用 XYZ ステージ

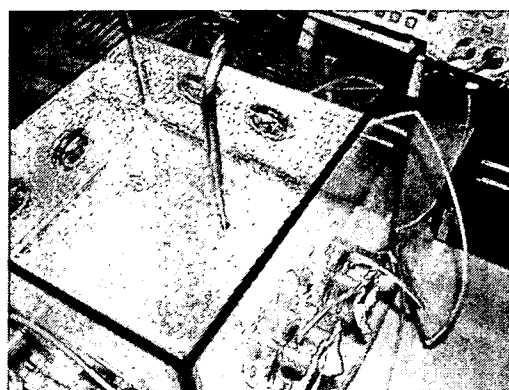


図 18 超音波受信センサ把持部

受信センサで取得した超音波信号を図 19-24 に示す。図 19-21 は超音波超音波の出力形式を単一パルス方式とした受信結果であり、図 22-24 はバースト方式 (30 パルス) での受信結果である。

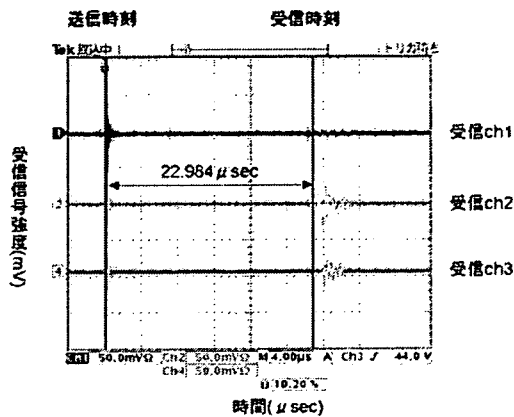


図 19 単一パルス方式での受信信号 (距離 35mm)

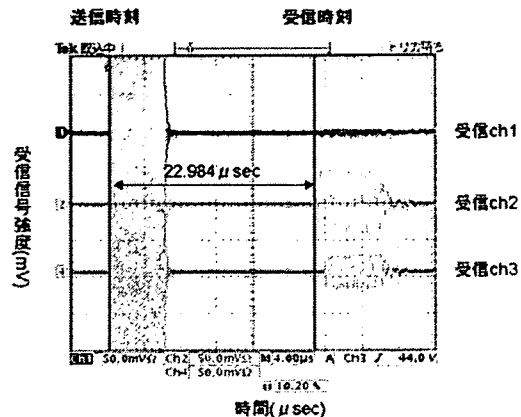


図 22 バースト方式での受信信号 (距離 35mm)

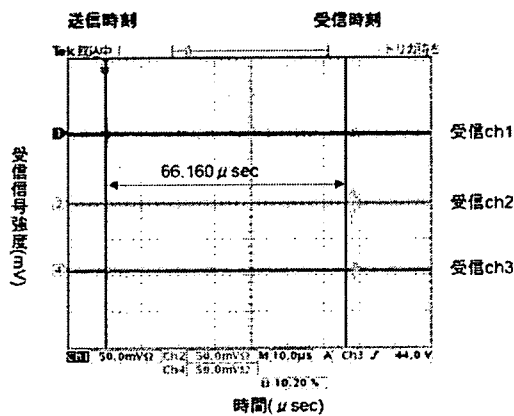


図 20 単一パルス方式での受信信号 (距離 100mm)

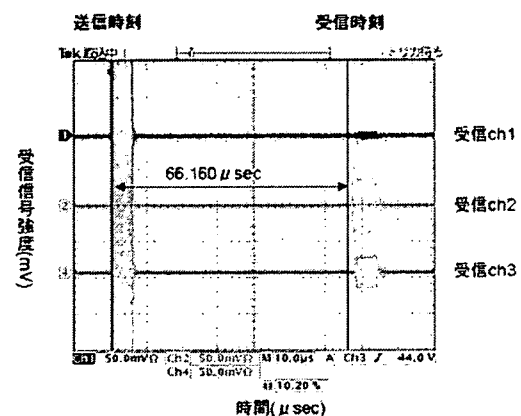


図 23 バースト方式での受信信号 (距離 100mm)

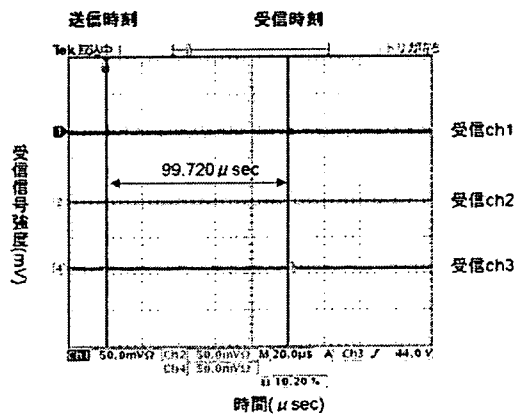


図 21 単一パルス方式での受信信号 (距離 150mm)

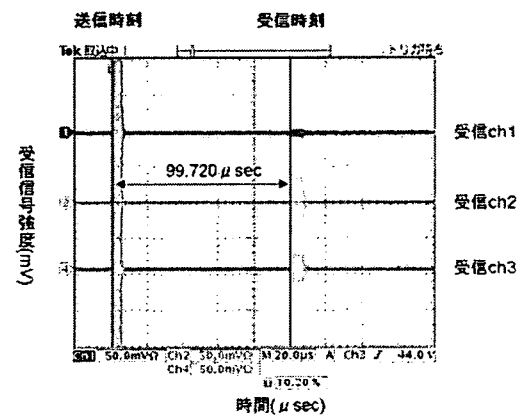


図 24 バースト方式での受信信号 (距離 150mm)

横軸は送信からの時間、縦軸は受信信号強度である。送信センサと受信センサの設定距離は、それぞれ 35mm、100mm、150mm である。

図 25,26 に受信時刻の近傍の受信信号の拡大図を示す。単一パルス方式での波形とバースト方式での波形を比較すると、前者は波形が乱れているのに対し、後者は規則的な波形になっていることが確認できる。特に受信 ch1 での信号は、前者では波形のパターンが見て取れないのに対し、後者では信号強度は弱いもののパターンを把握できる。このように波形パターンが明瞭になったことで、信号強度に対する閾値処理ではなく、信号のスペクトル解析によって到

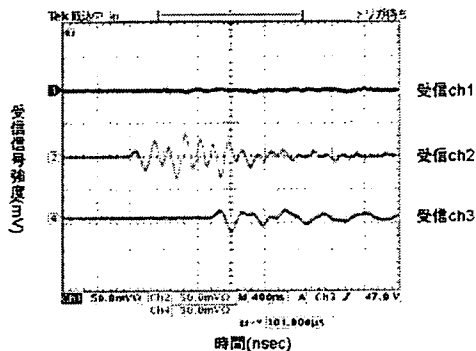


図 25 単一パルス方式での受信信号の拡大図(距離 150mm)

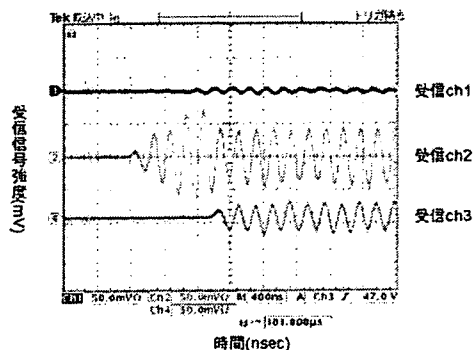


図 26 バースト方式での受信信号の拡大図(距離 150mm)

達時刻を解析することができるようになった。

超音波信号の送信から受信までにかかった計測時刻と、送信センサと受信センサの設定距離の相関図を図 27 に示す。各距離での計測時刻は 80nsec の精度でそれぞれ 10 回ずつ計測したが差はなかった。なお、音速を 1,500m/sec とすると、80nsec の精度は距離に換算して 0.12mm の精度に対応する。30 回行った実験結果から、最適な直線を算出すると、傾きすなわち音速は 1,499m/sec、切片は 0.6332mm となった。

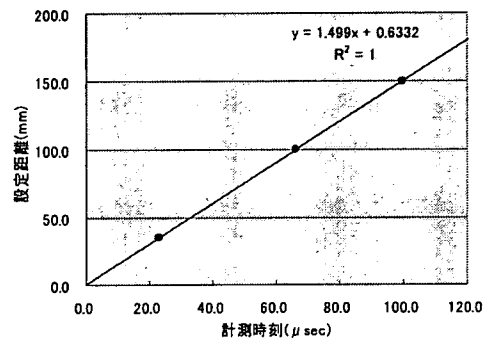


図 27 計測時刻と設定距離の相関図

以下、受信センサの位置検出方法について説明する。受信信号に対し信号処理を施し、各送信センサから受信センサに信号が到達するまでにかかった時間を算出する。各送信センサの三次元的な座標はあらかじめ測定しておき、それぞれの座標点を中心として計測時刻に応じた等距離球面を描く。原理的には、受信センサのある位置ですべての球面が交差することになるが、現実的には誤差などの影響により必ずしもそのようにはならない。そこで、検出結果は厳密な数値として表すのではなく、ユーザイン

ターフェイス上に確率分布として表すことにした。等距離球面に想定する誤差の厚さを持たせ球殻とし、球殻の重なり具合を八段階のグレースケールで表し、重なり小さな領域を白、重なり大きな領域を黒とした。図 28 は、四つの送信センサからの受信信号を基に、受信センサが存在すると推定される位置の確率分布を示した実験結果である。三次元的な球殻を描画すると前後の関係が見づらくなるため、ある位置から指定した深さの二次元断面を表示している。表示サイズは 400mm、40mm、4mm の三段階とし、それぞれの場合の格子の大きさは 10mm、1mm、0.1mm とした。

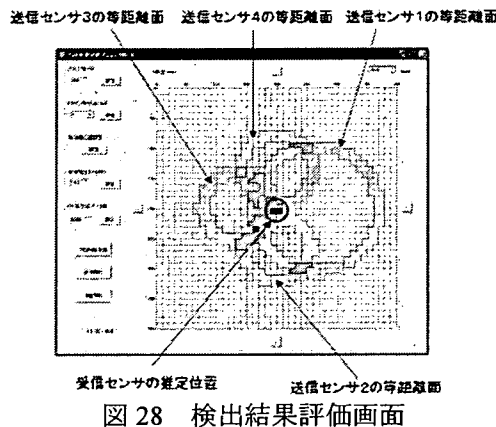


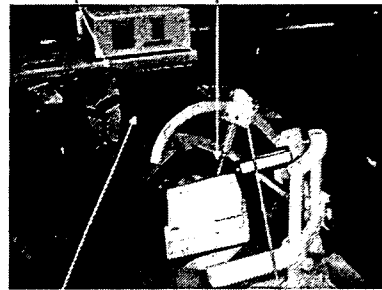
図 28 検出結果評価画面

(2) 内視鏡画像による術具位置センシング要素技術開発

日立製作所機械研究所の協力の下、平均相互情報量を用いた術具位置センシング手法の精度評価実験を行った。図 29 に実験環境を示す。内部に軟性内視鏡を通した親内視鏡模擬体（日立製作所製）を実験台に固定し、先端部に位置検出用マーカ（日立

製作所製）を貼付した術具模擬体を治具に固定した。

軟性内視鏡 術具模擬体



親内視鏡模擬体 術具固定用治具

図 29 実験環境

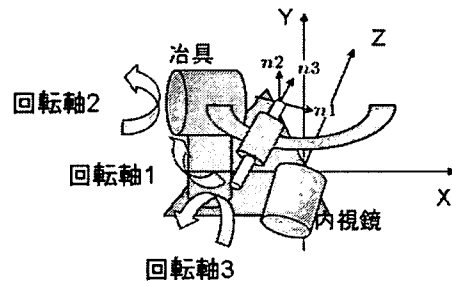


図 30 治具の回転軸

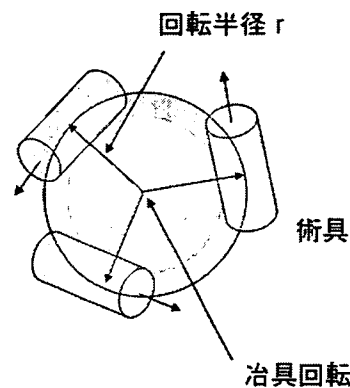


図 31 治具回転中心と術具の距離

術具固定用治具は治具の固定位置の深さおよび高さを 1mm 単位で設定することがで

き、方向に関しては、図 30 に示す三自由度の回転角を 1deg 単位で設定することができる。位置に関する精度評価は、図 31 に示す治具の回転中心から術具模擬体までの距離と回転半径の比較により行った。角度に関する精度評価は、図 30 の各回転角度に対して行った。

実験手順について説明する。まず、内視鏡レンズの歪みは、レンズ固有の歪みであるから事前実験により算出しておく。この歪みの情報は、歪み補正マップとして仮想内視鏡画像を作成する際に用いる。次に、ある位置・方向で設定した術具模擬体の内視鏡画像を取得する。取得した画像に対して、平均相互情報量が大きくなるように仮想術具の位置・方向を変更していく。仮想術具の位置は 0.01mm、角度は 0.1deg の精度で変更することができる。取得した実内視鏡画像と仮想内視鏡画像の平均相互情報量が最大となったところで、仮想術具の位置・方向を記録する。このようにして検出した術具の位置・方向と、治具で設定した位置・角度とを比較し、それぞれの精度を評価した。ただし、この実験では、目視により実際の内視鏡画像と仮想内視鏡画像を比較して術具のおおよその位置を合わせこみ、その後平均相互情報量が最大となる位置・方向を手動で探索する手段を採った。

図 32-34 に実験結果の一例を示す。図 32 は術具模擬体を写した実内視鏡画像である。この画像との平均相互情報量が最大となった仮想内視鏡画像を図 33 に示す。図 34 は仮想術具をワイヤーフレームにして実内視鏡画像上に重畳した画像である。なお、仮想内視鏡画像を作成するのに要する処理時間は、一画像あたり 160msec 程度であった。

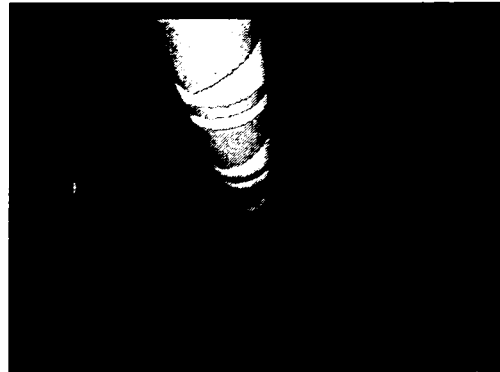


図 32 実内視鏡画像(距離 30mm)

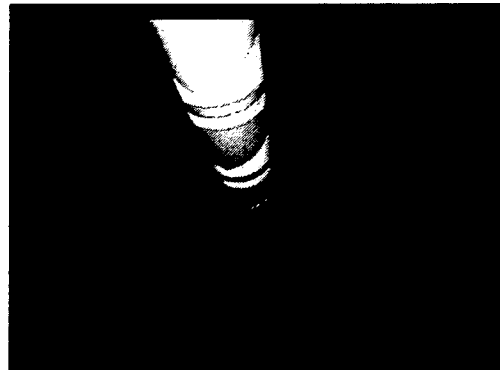


図 33 仮想内視鏡画像

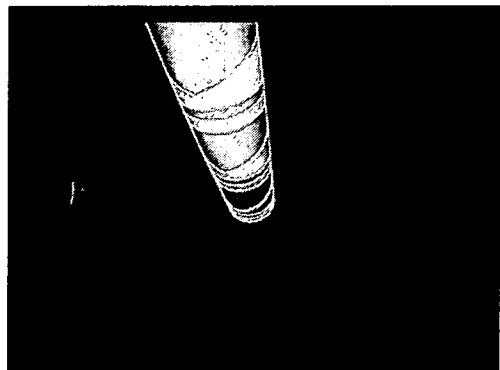


図 34 実内視鏡画像+ワイヤーフレーム

精度評価結果について説明する。内視鏡と術具模擬体の距離は 10mm,30mm,50mm、各回転軸の角度は 0deg,30deg,60deg に設定し、親内視鏡模擬体と治具が干渉する場合を除く 39 パターンの計測を行った。この 39 パターンのデータに対して、それぞれの

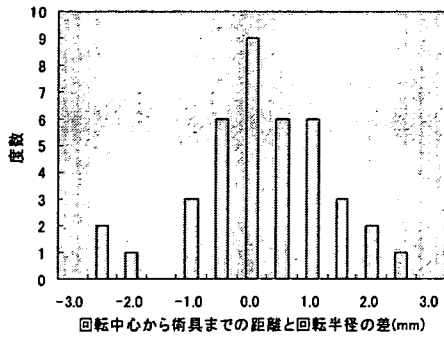


図 35 回転中心と術具の距離の差の分布

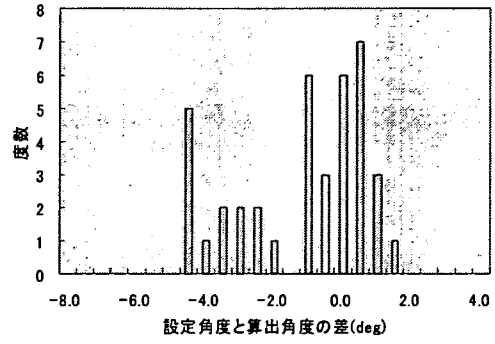


図 36 回転軸 1 の角度の差の分布

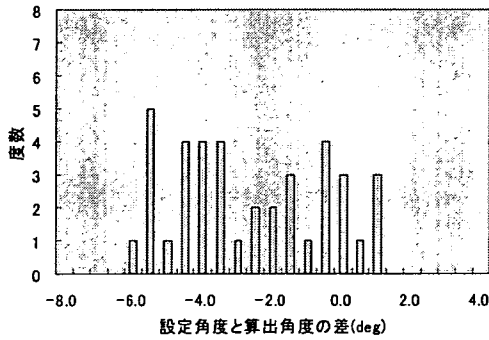


図 37 回転軸 2 の角度の差の分布

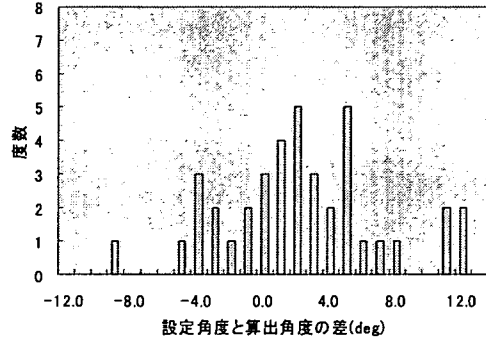


図 38 回転軸 3 の角度の差の分布

表 2 術具位置センシング手法の精度評価結果

	平均値	標準偏差	上限値 下限値
回転中心と術具の距離の差	-0.07mm	±1.15mm	+2.45mm -2.90mm
回転軸 1 の角度の差	-1.43deg	±1.92deg	+1.31deg -4.85deg
回転軸 2 の角度の差	-2.91deg	±2.15deg	+0.78deg -6.00deg
回転軸 3 の角度の差	-1.81deg	±4.78deg	+11.92deg -9.61deg

設定値と検出値との差分値を計算した。この差分値の分布を図 35-38 に表す。表 2 には、それぞれの差分値の平均値、標準偏差および上限値・下限値を示す。

次に、処理の高速化を図るために実施した、術具の位置・姿勢の探索自由度を限定化する処理について説明する。上述の平均相互情報量を用い手法は原理的には優れた手法であるが、三次元空間上で術具の位置・姿勢を決定するためには六自由度のパラメータを決定する必要があり、処理時間の面で現実的ではない。仮想内視鏡画像の作成から平均相互情報量を算出するまでに要する時間は、一画像当たり 200msec 程度である。一自由度当たり 10 通りのサンプリングを行い、六自由度に関してすべての組み合わせを処理した場合を考えると、処理時間は $2 \times 10^5 \text{sec}$ すなわち 55.5h となる。したがって、如何に最大値探索処理を最適化するかが課題となる。

前述した、実術具側面の二つのエッジを用いた自由度を限定化する処理は、六自由度のうち四自由度を決定するので処理の高速化が見込める。しかし、内視鏡画像は広角画像であるため、直線検出などの処理を行うには適していない。したがって、レンズ歪み補正処理を施した後、直線を直線として検出する処理が可能になるように、遠近歪み補正を行う必要がある。

図 39-41 に内視鏡画像のレンズ歪み補正処理結果を示す。内視鏡レンズの歪みは前述した事前実験により算出した歪み補正マップを用いる。そのマップを基にレンズ歪み補正した画像を図 40 に示す。この補正画像に対して、遠近歪み補正を施した画像を図 41 に示す。図から明らかなように、術具

の背景にある格子がほぼ直線上に並んでいることが確認できる。このように内視鏡画像に対して遠近歪み補正することにより、実術具側面の二つのエッジを直線として認識することが可能になり、二つのエッジの画像上での傾きから、術具の三次元空間上における配置を限定化することができる。

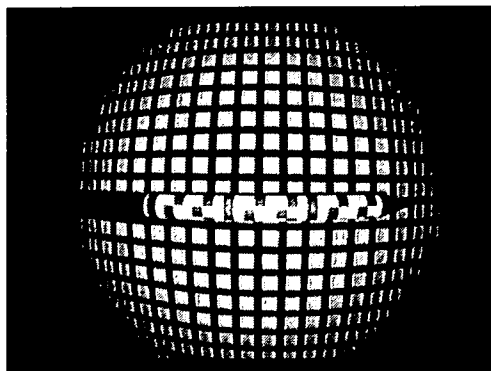


図 39 実内視鏡画像

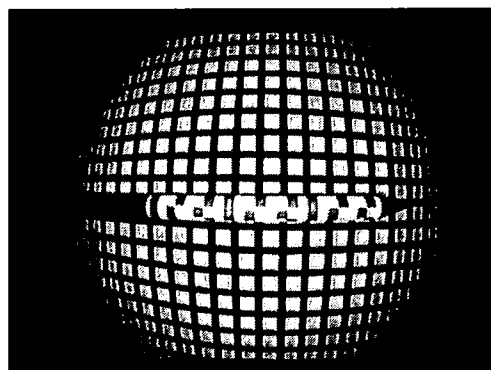


図 40 レンズ歪み補正画像

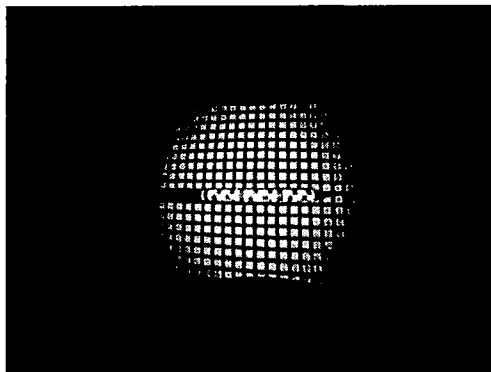


図 41 遠近歪み補正画像



図 42 実内視鏡画像

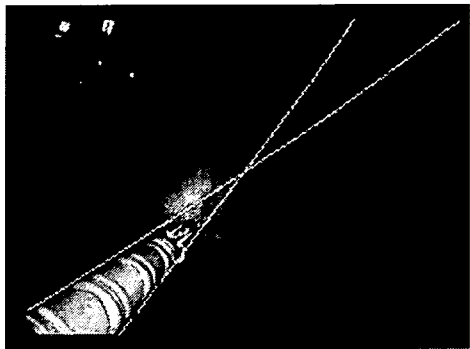


図 43 術具側面エッジ処理

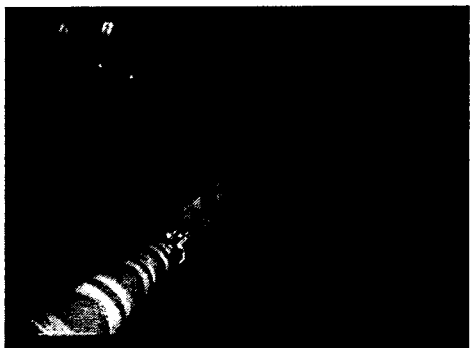


図 44 術具位置検出結果

上記の処理を行った後、平均相互情報量を用いた術具位置センシング手法で、術具の位置を検出した結果を図 42-44 に示す。図 43 は、実術具の二つの側面エッジの直線検出結果に対し、遠近歪み補正変換およびレンズ歪み補正変換の逆変換を施し、実内視鏡画像上に重畳した画像である。実術具

の側面エッジを確かに捉えていることが確認できる。処理時間はおよそ 1.5sec である。次に、算出した四自由度を固定し、平均相互情報量を用いた手法により、残りの二自由度を決定する。まず、術具が存在するおおよその位置から開始し、平均相互情報量が少しでも大きくなるパラメータ方向を探索する。どのパラメータ方向に行っても平均相互情報量が小さくなる場合には、最大値に達したとして二つのパラメータを決定する。ただし、実際には、既に決定している四自由度のパラメータについても当然誤差があると考えられるので、一度最大値に達した後に、六自由度のすべてのパラメータ空間に対して、平均相互情報量が最大となる方向を再び探索する。この処理において、平均相互情報量が最大値に達したところで、最終的な術具の位置・姿勢の検出結果として表示する。図 42 の実内視鏡画像に対して、すべての処理を行い、最終的に得られた結果を図 44 に示す。図 44 は、実内視鏡画像の上に、検出した位置・姿勢での仮想内視鏡画像を重畳している。すべての処理が終了するまでに要する時間は、画像によってかなりばらつきはあるが、平均的に 1.5min 程度である。

【III】 手術ナビゲーションシステムの要素技術開発に関し、

- (1) ストーリー制御エンジンの開発
- (2) データ構造、及び制御マネージャのアーキテクチャ設計
- (3) 術具位置追従アプリケーションの実装
- (4) データ蓄積・検索機能、及びデータ通信機能の改良

について、研究結果をそれぞれ記載する。

(1) ストーリー制御エンジンの開発

与えられたストーリー（ここでは、事例と記載する）を正確に表現するため、過去の経緯によって次の選択肢の確率が変化する非マルコフ過程を基礎として、個々の情報を繋ぎ合わせることで事例を表現した。その事例を繰り返し利用することで、その事例が持つ優先度や繋がりが変化するネットワーク構造の事例ベースを考案した。

本件における事例ベースのデータ構造を図45に示す。情報の最小単位をエレメント、エレメントを幾つか組み合わせて意味を持つ単位をセル、幾つかのセルと当該セルに含まれるエレメントとの組み合わせを繋ぎ合わせ、優先度を持ったネットワークとして表現したものをパスと定義した。このパスが最終的に表現された事例となる。

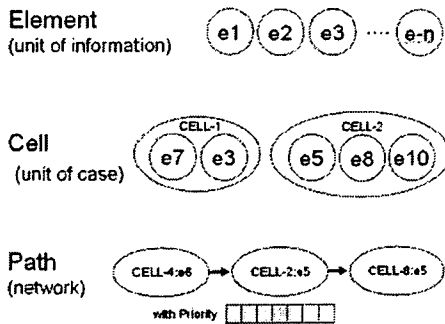


図45 事例ベースのデータ構造

このデータ構造を用いて、順序の有無や優先度 (Positive、Negative) で学習・推論する機能を設けた。また、ストーリー制御エンジンとの通信インターフェースに Web Service を用いた。推論機構は与えられた問題に類似した事例を検索し、各事例が持つ

優先度で並び替えて提示した。

ストーリー制御エンジンによる手術関連情報設定支援や術中ナビゲーションストーリー支援を評価するために、図46に示すストーリー制御エンジン評価用イベントビューワを試作した。これには、以下の機能を備えた。

- テストケース設定
- 順序の有無設定
- 優先度 (Positive、Negative) 設定
- 学習・推論・抹消機能
- Web Service によるデータ通信機能

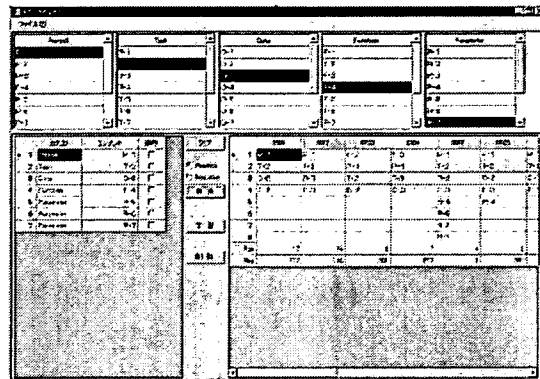


図46 ストーリー制御エンジン評価用イベントビューワ

イベントビューワの操作手順には、学習過程、推論過程がある。学習過程では、プロトコル、タスク、制御パラメータ（データ、操作、情報、属性）を組み合わせたテストデータに対して優先度や順序の有無を設定し、ストーリー制御エンジンに学習要求を発行する。ストーリー制御エンジンは、それを受けてプロトコルの振る舞いを学習し、その結果を学習完了応答として転送する。

推論過程では、順序の有無を設定し、ストーリーやストーリーの構成要素であるプロトコルを検索キーとして、ストーリー制