

用が見込まれる高度な遺伝子治療に対応した施設でもあり、将来の拡張性も考慮し、クリーンレベルがクラス 10,000 の空調設備を実現した。

[環境整備]

手術室に必要な无影灯に関して、中央手術台を照明するため、下図のように、2基の无影灯を配置した。オープン型MRIの近くに設置するため、非磁性の材質であるステンレスを主体に構成した。

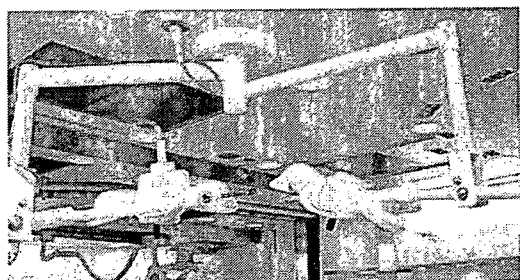


図 11 MR 対応无影灯 (天井吊式)

術者が手術に注力する余り、オープン型MRI装置の強磁場下で手術していることを意識していないことがありうる。これを防ぐために、磁石に近づいている警告となるように、赤色灯 35 灯を天井に取り付けた (図 12 参照)。5 ガウスラインを人が越える際、投光された赤色によって注意喚起する環境とした。

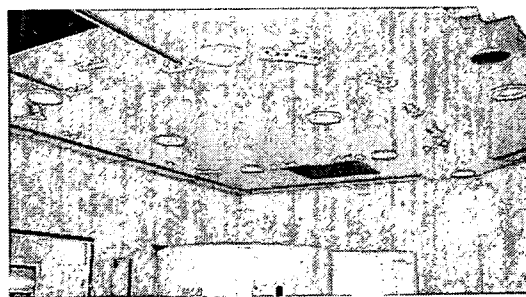


図 12 MR 磁場領域表示用赤色灯設備

手術に必須の麻酔器は電磁波ノイズを発生しにくい機種を選び、購入することとした。また、設置場所は5ガウスラインの外部とした。

MRX手術室では、手術を行うために重要な空調、照明、医療ガス設備等があり、これらの設備には電磁波ノイズ対策が施されている。そのような設備の中に自動ドアがある。自動ドアは、患者を載せたストレッチャーをMRX手術室の中へ運び込んだり、主治医、看護師等の医療スタッフが出入りするため、下図に示す大小の両開き扉からなる。MRX手術室には、その両開き扉が2式ある。

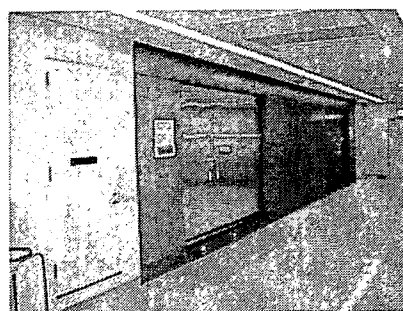


図 13 X線防護兼電磁波遮蔽用自動ドア

電磁波の遮蔽だけでなく、室内のX線診断装置及びX線CT装置からの放射線の遮蔽も兼ねており、ストレッチャーを横付け可能とする約3mの開口部であるため、大扉1枚の重量は約500kgとなっている。

この自動ドアに関し、4枚の扉を駆動する4個のモータ、それぞれの扉の開閉させる電源投入スイッチが計4箇所ある。また、足のつま先などで扉を開閉させるためのセンサが、手術室内及び室外(廊下側)を含め計8箇所、その他、扉開閉時、障害物を検出するセンサ、扉が開閉動作していることをチャイムと音声で案内して扉開閉の注

意を促すための電子機器などが 12 個あり、これらの入出力信号は電磁波シールドルームの中へノイズフィルタを介して引き込まれて配線されている (図 14 参照)。自動ドアシステムのモータ、センサのそれぞれの接地漏れ電流を測定して、接地漏れ電流が大きくなる原因を特定し、その低減方法を検討し、MRX 手術室で行われる臨床研究や 9 階手術フロアにある他手術室への影響が生じることなく、安全に対策を実施した。

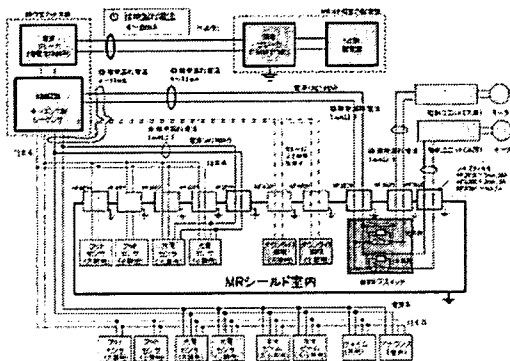


図 14 自動ドア電気システム

MRI 装置からの吸引力を評価する手術器具吸引力評価装置は、図 15 の基本機能構成とした。被測定物に磁界を印加する電磁石、その電源、被測定物に発生する吸引力を測定する測定器、磁界・磁気勾配・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磁気共鳴画像診断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なる。測定・評価方法の概略は次の通りとした。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 まで磁界を上げる。この時、磁界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、磁気勾配の情報を加えて、被測定物の磁界と磁気モーメントの関係を求める。

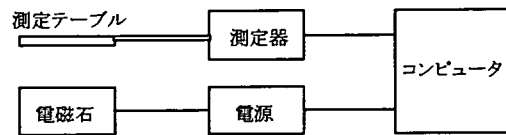


図 15 手術器具吸引力評価装置基本構成

無影灯の基本的な構造を図 16 に示す。

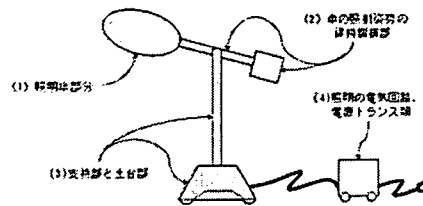


図 16 無影灯の基本構成

この無影灯の構造は、主に (1) ~ (4) からなり、以下のように行った。

- (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

その他、超音波診断装置を MRX 手術室内で使用可能とするシールドボックス、MRI 装置用のドレープ (図 17 参照)、MRX 手術室内へ画像情報を提示するディスプレイを格納する壁埋め込みシールドボックス (図 18 参照)を開発した。

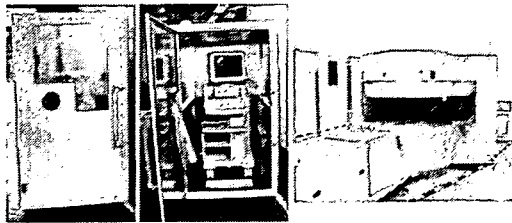


図 17 超音波診断装置用シールドボックスと MRI 装置用ドレープ

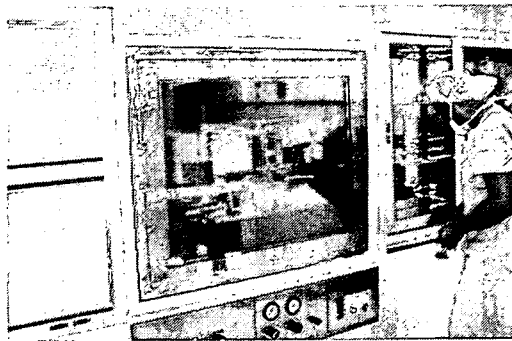
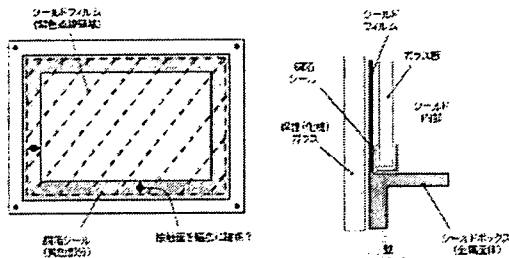


図 18 ディスプレイ用シールドボックス

〔II〕 位置センシング技術の開発

〔各種トラッキング装置〕

各種の撮影画像と術具の位置関係を把握するために、術具等の位置センシングが必要である。少ない死角、位置・姿勢のリアルタイム検出のために、複数台のトラッキング装置から位置および姿勢情報を取得し、手術ナビゲーションシステムに転送するソフトウェアを開発した。なお、本ソフトウェアはトラッキング装置と手術ナビゲーションシステムとの接続・切断や、位置・姿勢情報取得の時間的制御の機能を含む。

各装置からの位置・姿勢情報を用いてレジストレーションを行い、センサを動かした場合でも再レジストレーションを行うことなく、診断画像の画像空間とセンシング情報の実空間との位置関係を維持できる機能を実装した。

機器構成を図 19 に示す。磁気式トラッキング装置として、Ascension Technology 社製 Motion Tracker (3D MicroBIRDTM) を、光学式トラッキング装置として、NDI 社製 POLARIS VICRATM を用いた。ナビゲーションシステムと各トラッキング装置とのデータ通信には USB を用いた。光学式トラッキング装置は各装置が同一の剛体を複数個認識し、磁気式トラッキング装置は複数の磁気センサを認識する。

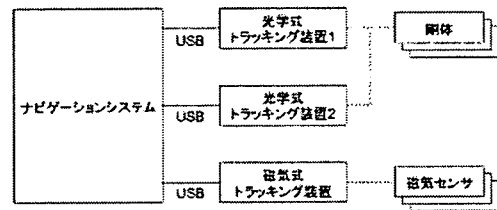


図 19 位置センシングシステム構成図

このシステムを使用し、複数の光学式トラッキング装置を使用した評価や、異なるキャリア（磁気または光）によるトラッキングの評価を実施した。

〔体腔内超音波位置センシング〕

光学式、磁気式とは別に、患者身体周囲に超音波を発振する送信部と、患者体内に挿入する術具先端部に超音波を受信する受信部とを配置し、超音波伝播時間を計測することによるセンシングの要素技術開発を行った。

図 20 に体腔内超音波位置センシング装置の基本的な概念を示す。患者身体周囲に配置される超音波送信部と、術具先端部に取り付けられ患者体内に挿入される超音波受信部からなる。図に示すように、人体腹部等で使用することを想定し、帯状のベルト等を体腔周囲に巻きつけ、ベルトに超音波送信部（図中 Tx-a、Tx-b、Tx-c）を設置する。

超音波を検出する受信部は、例えば、軟性内視鏡などの先端部に受信部を搭載し、また、超音波送信部はベルトで体に密着させることで、体腔内部へ超音波を伝播させる。内視鏡先端部とともに体腔内部へ挿入する（図中 Rx-p）。また、内視鏡先端部の三次元的位置を検出し、かつ、超音波が伝播する途中経路の影響を低減して高精度に位置を検出するため、受信部に対し、360度方向（ベルト全周）に複数の送信部（本実験では 20ch を想定）を設置し、各送信部と受信部との距離を計測する。

図 21 (1) に前図 20 に示す送信部 (Tx-a、Tx-b、Tx-c) と受信部 (Rx-p) の電圧信号波形の例を示す。

送信部 Tx-a にインパルス状の信号波形を与え、超音波を出力する。この時、他の送信部 Tx-b、Tx-c は、超音波を出力しない状態とする。送信部 Tx-a から出力する超音波は体腔内を伝播し、受信部 Rx-p に到達する。超音波が受信部 Rx-p に到達すると、送信部 Tx-a の信号波形に似たインパルス状の電圧信号波形が発生する。

送信部 Tx-a と受信部 Rx-p の信号波形をもとに、送信部 Tx-a から受信部 Rx-p まで超音波が体腔内を伝播した時間 t_a を求める。

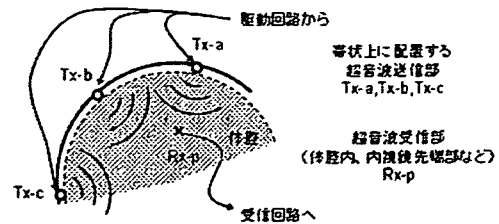
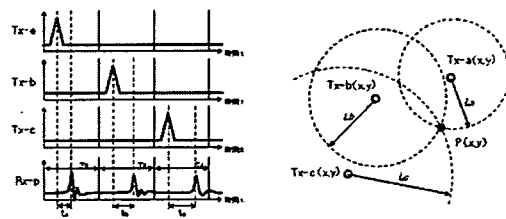


図 20 体腔内超音波位置センシング概念図



(1)信号波形 (2)位置算出概念図

図 21 動作概念説明図

次に一定時間後（送信部 Tx-a から出力した超音波が減衰、消滅後）、送信部 Tx-b から超音波を出力する。この時、送信部 Tx-a、Tx-c は、超音波を出力しない状態とする。前述した送信部 Tx-a の場合と同様に、送信部 Tx-b と受信部 Rx-p の信号波形から、送信部 Tx-a と受信部 Rx-p の間を超音波が体腔内を伝播した時間 t_b を求める。

その後、再び、一定時間を置いた後（送信部 Tx-b から出力した超音波が減衰、消滅後）、送信部 Tx-c から超音波を出力する。この時、送信部 Tx-a、Tx-b、超音波を出力しない状態とする。前述した送信部 Tx-a、Tx-b と同様に、送信部 Tx-c と受信部 Rx-p の信号波形から伝播時間 t_c を求める。

図 21 (2) に、前図 21 (1) で計測した伝播時間 t_a 、 t_b 、 t_c から、内視鏡先端位置（受信部 (Rx-p)）の位置を算出する概念を示す。なお、説明の簡略化のため、送信部 (Tx-a、Tx-b、Tx-c) の三次元的な位置は既知であるとする。

体腔内部を一定の均一な媒体として想定した場合、超音波がその媒体内を伝播する速度を v とすると、伝播時間 t_a 、 t_b 、 t_c に伝播速度 v を乗じ、送信部 (Tx-a、Tx-b、Tx-c) と受信部 (Rx-p) の距離 L_a 、 L_b 、 L_c を得る。

図 21 (2) に示すように、送信部 (Tx-a、Tx-b、Tx-c) の座標位置を基点に、それぞれ半径 L_a 、 L_b 、 L_c の円 (又は球) を想定すると、3つの円が交わる交点 P が生じる。この交点 P の座標は内視鏡先端位置 (受信部 (Rx-p)) と一致し、内視鏡先端の三次元的な座標位置として得る。

以下、位置検出精度を行うための実験評価装置について示す。

図 22 は、体腔内超音波位置センシング実験評価装置の構成を示したものである。図に示すように、装置の基本的構成は、超音波センサ、センシング装置、計測処理用 PC の構成とした。

超音波センサは 20ch の送信部と 3ch の受信部を想定し、送信部と受信部は一体化せず、分離した形とした。

超音波センサとセンシング装置の接続は、BNC コネクタ、ケーブルで接続する仕様とし、センシング装置のパネル部分に、送信部、受信部をあわせた合計 23 個の BNC コネクタ端子を備えた。

センシング装置は、図 22 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 回路がある。センシング装置の制御アプリケーションは、VisualBASIC 6.0 の環境を用いて作成した。

計測処理用 PC は、主にセンシング装置で抽出された信号波形を入力し、各波形の画像表示、送信部と受信部のそれぞれの伝播時間と超音波センサの位置の算出を行う。

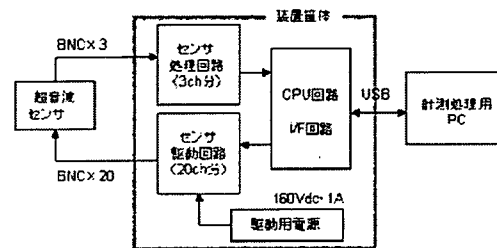


図 22 装置構成図

また、センシング装置に対して、超音波の発振周波数、振幅、時間間隔などの設定入力や調整を行う GUI 操作、体腔内で超音波の反射や雑音を低減する信号処理を行う。計測処理用 PC の処理ソフトウェアは、Mathematica 5.2 Professional の環境を用いて作成した。

次に、センサ (本体部分) の送信部と受信部について示す。図 23 は、センサ (本体) の概略寸法、構成を示したものである。図に示すように、送信専用超音波センサ部は、直径 28mm、高さ 30mm (最大) 前後のプラスチック製円筒形ケース底面に振動子を取り付けた構造とし、振動子のある底面側は人体表面に密着させ、超音波を出力する。振動子に駆動電圧を印加するケーブルは同軸ケーブルとし、その終端は BNC 端子にて接続する。また、送信部を人体表面に密

着させるため、ケーブルの引き出しは横だし（L型）とし、ケーブルの長さは2mとした。

振動子の周波数は、3MHz、及び、5MHzの2種類を作成し、それぞれ、8個（合計16個）を試作した。なお、MR環境下での用途を考慮し、センサの素材、部品は、できるだけ非磁性材料を選定した。

その他、センサ取付位置を検出するためのマーカーを、センサケースに実装するため、ケースに孔、又は、固定用の溝加工を加えた。図24に示すように、受信専用超音波センサ部は、内視鏡先端部に搭載し、体腔内に挿入することを想定し、サイズは5mm角立方体とした。また、超音波を受信する面（振動子）は、立方体の表面5面（信号を取り出す底面を除く）の内、3面について検出する振動子を設け、残りの2面は使用しない。

センサ受信信号はリード線による直出しとし、その終端はBNC端子にて接続した。また、ケーブルの長さは2mとした。振動子の周波数は、3MHz、及び、5MHzに対応する2種類を作成し、それぞれ、1個（合計2個）を試作した。なお、MR環境下での用途を考慮し、センサの素材、部品は、できるだけ非磁性材料を利用した。

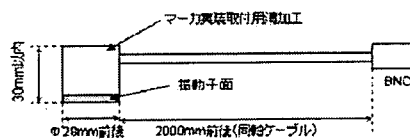


図23 送信部概略図

図25、図26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。

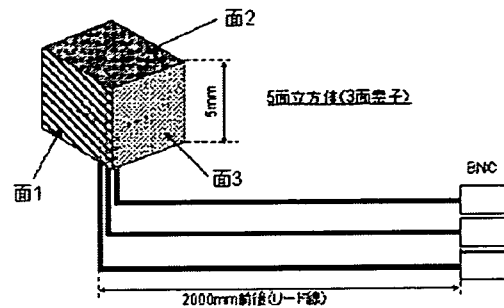


図24 受信専用センサの概略図と寸法

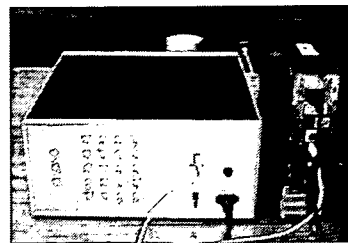


図25 超音波位置センシング実験装置

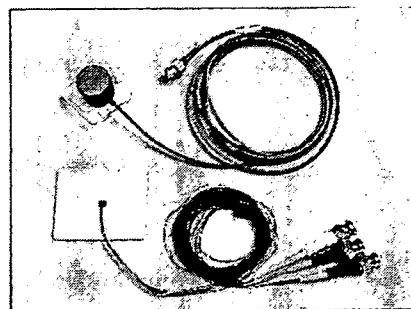


図26 受信、送信センサ

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。

その後、超音波信号の出力方式を単一パルス方式から、パルス数は1から255までの間で可変となるようにバースト方式（複数パルス方式）に改良した。

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 27-28 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。

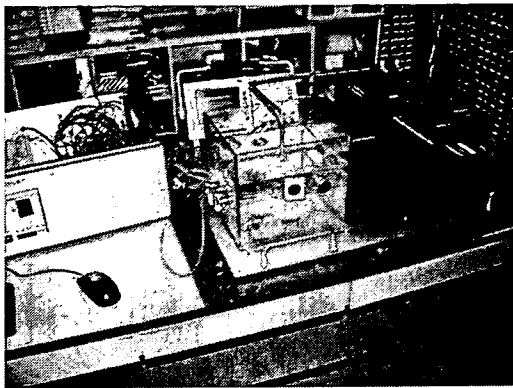


図 27 評価実験用水槽

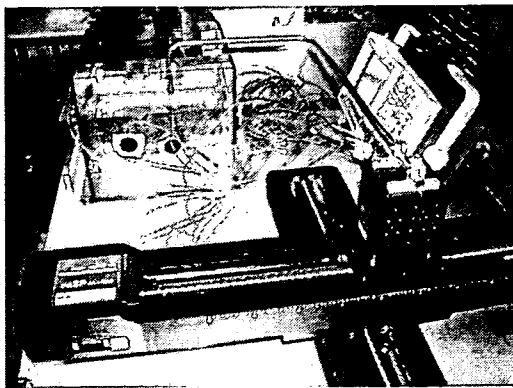


図 28 評価実験用 XYZ ステージ

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

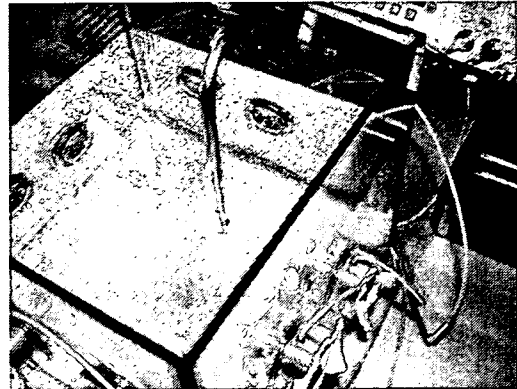


図 29 超音波受信センサ把持部

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。

[内視鏡画像による術具位置センシング]

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。術具位置センシングの位置検出用マーカーは日立製作所機械研究所から提供をして頂いた。この術具位置センシング手法の処理の主な流れを以下に示す。

- (1) 内視鏡固有の歪み情報を抽出する
- (2) 内視鏡と術具の位置関係および事前に 1 で抽出した歪み情報から、術具の仮想内視鏡画像を作成する
- (3) 実際の内視鏡画像と 2 で作成した仮想内視鏡画像の類似度を算出する。
- (4) 内視鏡と術具の位置関係を変え、実際の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である。

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、実際の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10通りに限定したとしても、106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、実際の内視鏡画像に写った術具の形状から、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30に示すように、内視鏡画像上の術具領域とその他の背景領域を分離し、術具側面の二つのエッジを抽出する。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、芯線上の任意の点をとすると、術具先端位置を表す方程式はパラメータを用いて次式で表される。

$$P = a + td \quad (式 1)$$

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と術具の芯線上の一点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と、術具の芯線周りの回転角を除いた、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に、実際の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。

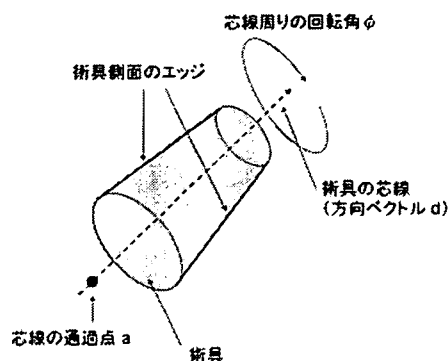


図30 術具側面のエッジと芯線

[III] 手術支援基盤システムの開発

[領域抽出]

術前、術中の手術支援の一つとして、病変の輪郭抽出法を開発した。開発した手法は SNAKES と呼ばれる動的輪郭法(Active Contour Model) を応用したものである。

この手法は、簡単に言うと、曲線が画像の中のエッジに引き付けられるようにエネルギー関数を導入し、力学のアナロジーからエネルギーが小さくなるように曲線を動かして輪郭を抽出する方法である。

この方法は、以下に示すような問題点がある。第一に、輪郭線上のすべての点をトレースするので、ノイズに対して脆弱である。第二に閉曲線が包んだ領域の内部情報が反映されない。閉領域内に抽出対象が複数存在しても、閉領域が複数に分裂することはない。第三に、画像エネルギー以外は外向きの力が発生しないので、対象のエッジを越えて閉曲線が内部に入ると、元に戻れないということが挙げられる。

以上のような問題点を解決するために、下記のような対策を施した。

第一の問題点に関しては、輪郭線にある程度幅を持たせることで、ノイズに対して弱いことを克服した。第二の点に関しては、閉曲線の内部の統計量を加味して、方程式を解くようにした。また、第三の点に関しては、輪郭線上の各点を局所の領域に分け、局所の情報からパラメータ制御により、局所に膨張したり、収縮したりするメカニズムを取り入れたので、ある一定方向に同時に収縮または膨張しかしないという欠点を改良した。

[画像歪補正と画像重畳]

内視鏡外科手術に手術ナビゲーションシステムを適用するためには、内視鏡画像と各種画像とを重畳させる機能が必須である。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、前記歪みに加えて、被写体と内視鏡の距離による遠近歪みが発生するという課題がある。

また、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、効果的に実施することは重要な課題である。そのためには、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、内視鏡画像がもつ歪み量をもとに、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。あるいは、内視鏡画像の歪特性に応じて、CT 画像や MRI 画像を歪ませることが必要である。しかし、内視鏡画像が持つ歪み量は、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。

そこで、本研究では、多段的な歪み補正方法を用いることで、個々の歪み補正方法の制約条件を解決しつつ、歪みが強い画像に対しても補正が可能な方法を採用した。

[手術ナビゲーション機能統合化ソフトウェア]

画像支援による腹部外科手術を想定したとき、対象臓器の呼吸動による動きをリアルタイムに内視鏡画像や医用診断画像に反映させ、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。そのため、手術支援システムには、位置・姿勢取得装置、内視鏡・X線診断装置・X線CT装置・オープン型MRI装置・超音波装置から術中に医用画像を取得する装置、マルチモダリティ共用データベース、画像解析及び画像表示機能を備える手術ナビゲーションシステムが必要である。そこで、手術ナビゲーションシステムの機能統合化に関し、(a)スイッチド・ファブリック技術を使用したStarFabricデータ通信制御ソフトウェアの開発、(b)時間同期した複数の動画像を管理する術中画像管理装置の開発を行った。

(a) StarFabricデータ通信制御ソフトウェアの開発

手術ナビゲーションシステムは外部装置から複数の情報を取得し、多岐にわたる画像処理を同時に行わなければならない。実用化のためには、処理の負荷を軽減できる処理能力が必要である。処理の負荷を軽減する方法として、複数のPC間を光インターフェースやイーサネットを使用し、相互にデータ通信を行うシステムがあるが、前者は非常に高価である点、後者はプロトコル制御をソフトウェアが行うため、CPUに掛かる負荷が大きい点等から、本件ではスイッチド・ファブリック技術を使用したStarFabricを採用した。スイッチデバイスを使用することで機器追加が容易で拡張性に優れ、且つ光インターフェースと比較し

てコストパフォーマンスが高いという利点がある。本件は、装置間をStarFabricを介してデータ通信するための制御ソフトウェアを開発した。

本ソフトウェアの持つ機能を以下に示す。

- StarFabric 制御機能
ネットワーク構造(以下、ファブリック)の初期化处理(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

(b) 術中画像管理装置の開発

MRI装置、超音波画像装置、内視鏡装置等の医用画像診断装置で撮影された術中医用画像や、手術室内カメラ(手術室内監視モニターや无影灯モニター)からのカメラ映像を使用して、術中における手術シミュレーション、手術スタッフの行動や患者の状態変化の解析、術後フォローアップを行うためには、時間軸で増大する膨大な画像データを時間と共に管理する必要がある。そのために、時間同期した複数の動画像を管理する術中画像管理装置を開発した。術中画像管理装置は図31に示すように、ビデオコンバータ、DICOMサーバ、DICOMIFサーバか

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を支援する。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) 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として、データ構造、及び制御マネージャのアーキテクチャを設計した。

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 32 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。

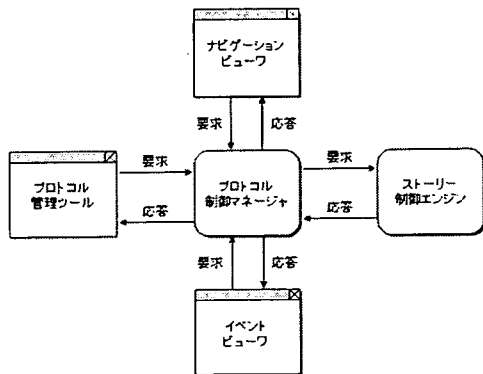


図 32 ソフトウェア構成図

- ナビゲーションビューフ

ナビゲーションビューフは、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、それらに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。

- イベントビューフ

イベントビューフは、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。

(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への問題はない。

C. 研究結果

[I] MRX 手術室構築と環境整備

患者体内に挿入する内視鏡的術具等の操作を画像解析・補助システムが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 MRX 手術室を構築した。

レイアウトを検討することにより、手術室内に X 線画像診断装置、X 線 CT 装置、オープン型 MRI 装置を効果的に配置できた。

また、MRI 装置への電磁波干渉を抑えつつ X 線画像診断装置と X 線 CT 装置を同じ室内で有効に使用できるようにするため、RF シールドカーテンを設置した。RF シールドカーテンの開発においては、十分な RF シールド性能を担保する素材選択、床等との間隙を無くすための工夫、カーテン巻き取り方式の改良がなされた。その結果、X 線診断装置、X 線 CT 装置からの電磁波は MRI 装置へ影響を及ぼさないレベルになった。

X 線診断装置と X 線 CT 装置からの放射線に対する防護の実現、各種診断装置の重量・配置に応じた構造的な補強、MR 対応の无影灯の据付等を行い、適切な安全教育・管理の下に、臨床試験として使用できるまでに至った。

[II] 位置センシング技術の開発

[各種トラッキング装置]

光学式トラッキング装置二台による位置検出や、磁気式トラッキング装置による位置検出の評価、最後に超音波利用の位置検出要素技術開発の評価結果を以下に記す。

まず、光学式トラッキング装置二台によ

る位置検出に述べる。作成したソフトウェアに関し、光学式トラッキング装置二台(以下、それぞれを A,B と呼称する)を接続し、レジストレーションを行った場合を例とし、一方のトラッキング装置が死角に入った場合の処理について説明する。図 33 は本件にて作成したソフトウェアである。最下段のボックスには現在取得している位置・姿勢情報を表示している。ここでは、光学式トラッキング装置 A を基準のトラッキング装置としている。ボックス内一段目には光学式トラッキング装置 A から取得した位置・姿勢情報、二段目には光学式トラッキング装置 B から取得した位置・姿勢情報を表示している。基準のトラッキング装置(トラッキング装置 A)が剛体を認識している場合には基準トラッキング装置(トラッキング装置 A)から取得した位置・姿勢情報を、認識していない場合(死角に入った場合)にはもう一方のトラッキング装置(トラッキング装置 B)から取得した位置・姿勢情報を基準のトラッキング装置(トラッキング装置 A)の座標系に変換して三段目に表示している。

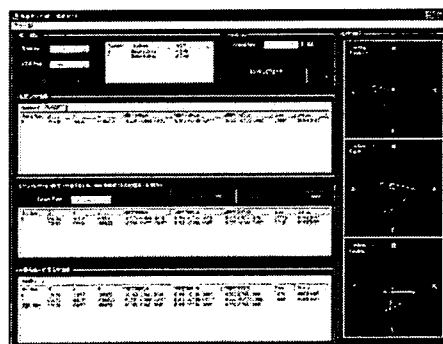


図 33 位置・姿勢情報統合機能ソフト

図 34,35 に基準のトラッキング装置が死角に入った場合の応答を表す。図 34 には、

基準トラッキング装置が剛体を認識している状態での位置・姿勢情報を表示している。この場合は、基準トラッキング装置から位置・姿勢情報が取得できるので、一段目と三段目の表示情報は同一である。一方、図 35 は基準トラッキング装置の前に遮蔽物を置き、剛体を認識できなくなった状態での位置・姿勢情報を表示している。この場合は、基準トラッキング装置は情報を取得できないが、それ以外のトラッキング装置から取得した位置・姿勢情報を、事前に行ったレジストレーション時の情報を基に基準トラッキング装置の座標系に変換して表示している。この機能により変換した位置・姿勢情報は、レジストレーションを行った位置から 20~30cm 以内の領域であれば、およそ 1mm 以下の精度で合致していることを確認している。

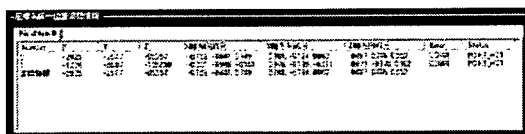


図 34 位置・姿勢情報 (基準トラッキング装置)

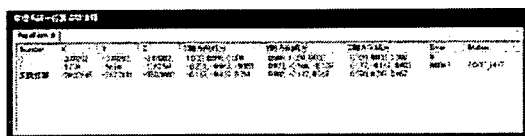


図 35 位置・姿勢情報 (基準以外のトラッキング装置から変換)

次に、磁気式トラッキング装置から取得した位置情報の精度評価実験結果を示す。実験には、光学式トラッキング装置 2 台と磁気式トラッキング装置 1 台を用いた。それぞれのセンサを図 36 のように固定し、図

37 のような 5cm 間隔の格子点の位置を同時に 20 サンプルずつ取得した。

図 38,39 に取得位置情報を格子点(C,0) (磁気式トラッキング装置トランスミッターから奥行き 20cm の位置)を原点とし、(E,0)-(C,0)を奥行き方向の軸、(C,-1)-(C,+1)を横方向の軸として描画したデータを示す。図 38 は計測領域全体、図 39 はメーカ保証領域でのデータを表す。

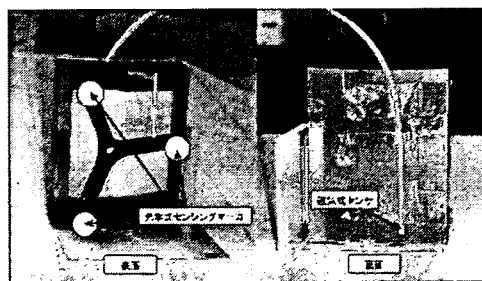


図 36 センサ

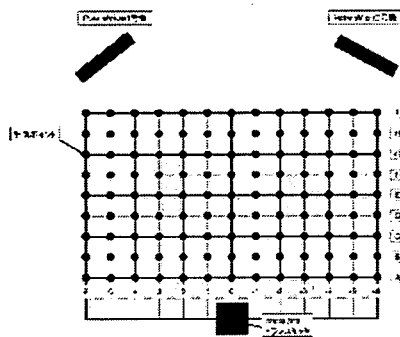


図 37 位置取得格子点

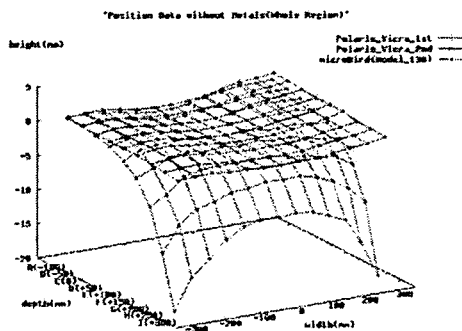


図 38 位置情報データ (全計測領域)

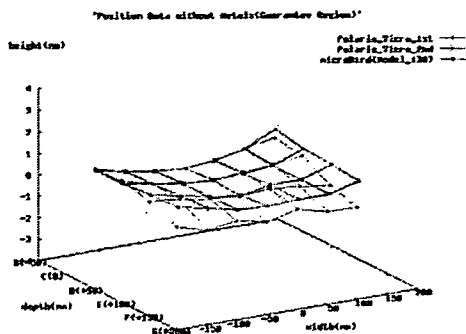


図 39 位置情報データ (保証領域)

各トラッキング装置から取得した位置情報に対し、原点(C,0)からそれぞれの格子点までの距離を算出した場合、全計測領域内の光学式トラッキング装置から取得した位置情報との最大差分は 16.20mm であった。メーカーが提示している保証領域（横、高さ・15+15cm、奥行き 20・36cm）内での最大差分は 2.48mm であった。

次に、術場での使用を考え、計測領域と磁気トラッキング装置トランスミッターの下にアルミ板を敷設 (図 40 参照) し、術台に磁気式トラッキング装置を設置した場合を想定し位置情報を取得した。

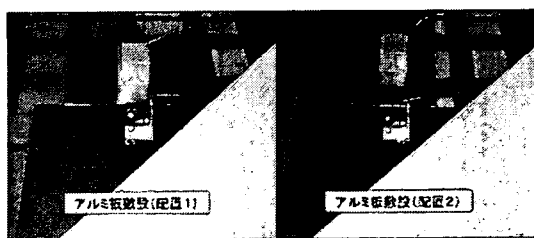


図 40 アルミ板の配置

図 41-44 に上記と同様に軸合わせを行ったデータを示す。図 41,42 はアルミ板敷設 (配置 1) での全計測領域、メーカー保証領域のデータを表す。図 43,44 はアルミ板敷

設 (配置 2) での全計測領域、メーカー保証領域のデータを表す。

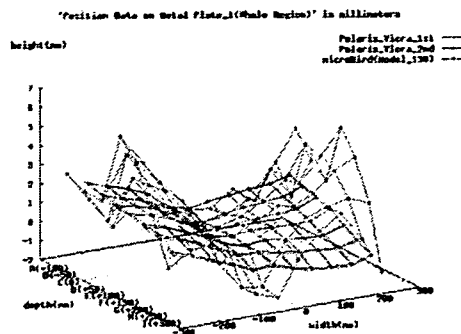


図 41 位置情報データ (全計測領域)
: アルミ板敷設 (配置 1)

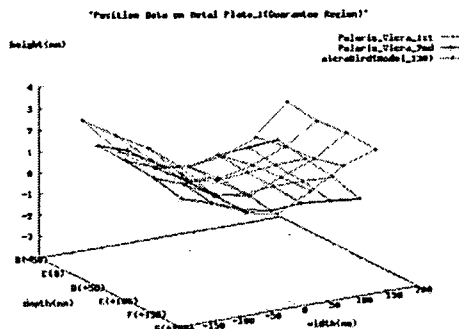


図 42 位置情報データ (保証領域)
: アルミ板敷設 (配置 1)

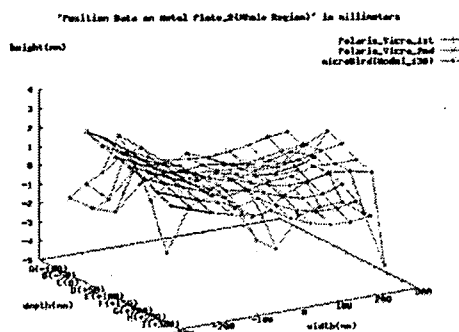


図 43 位置情報データ (全計測領域)
: アルミ板敷設 (配置 2)

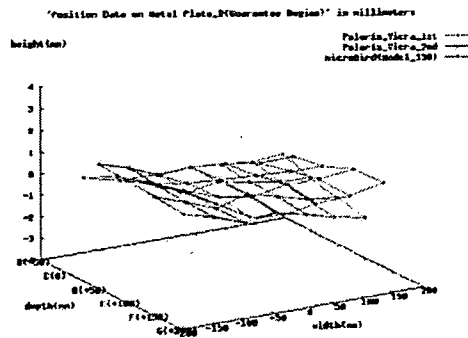


図 44 位置情報データ (保証領域)
: アルミ板敷設 (配置 2)

光学式トラッキング装置から取得した位置情報との最大差分は、(配置 1) では 28.52mm、(配置 2) では 31.24mm であった。メーカーが提示している保証領域 (横、高さ -15+15cm、奥行き 20-36cm) 内の最大差分は、(配置 1) では 20.53mm、(配置 2) では 22.49mm であった。

[体腔内超音波位置センシング]

次に、超音波利用の位置検出要素技術開発の結果を示す。

受信センサで取得した超音波信号を図 45-50 に示す。図 45-47 は超音波超音波の出力形式が単一パルス方式で送信した結果であり、図 48-50 はバースト方式 (30 パルス) で出力した結果である。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。

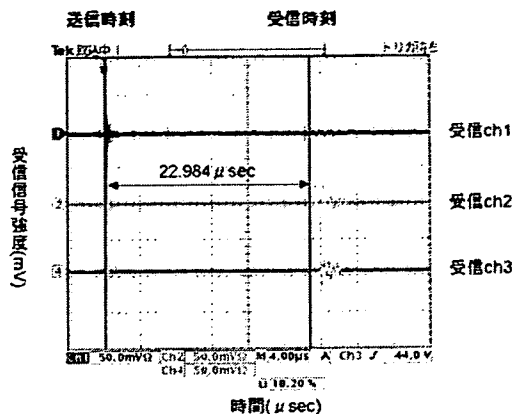


図 45 単一パルス方式での受信信号
(距離 35mm)

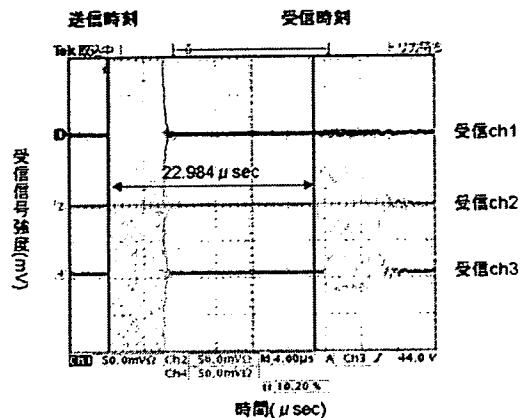


図 48 バースト方式での受信信号
(距離 35mm)

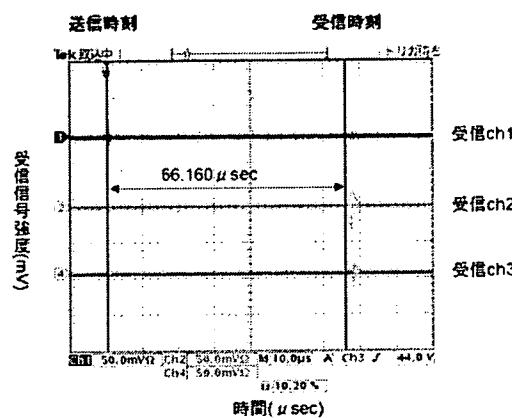


図 46 単一パルス方式での受信信号
(距離 100mm)

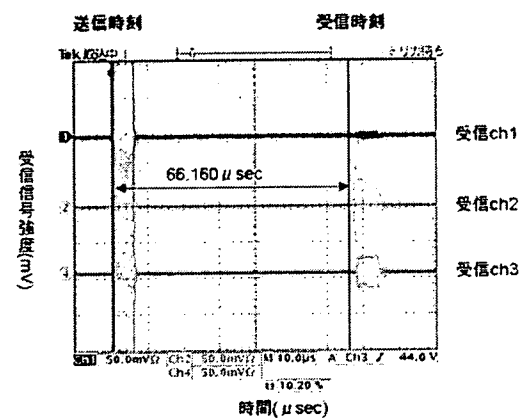


図 49 バースト方式での受信信号
(距離 100mm)

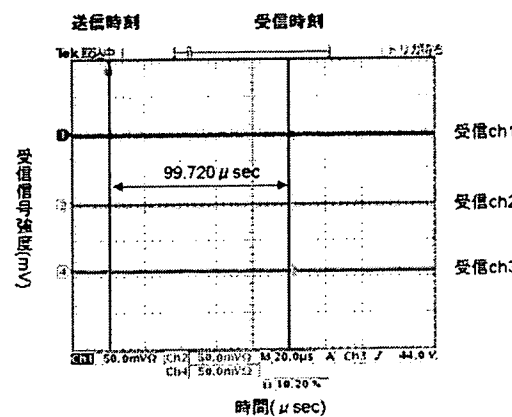


図 47 単一パルス方式での受信信号
(距離 150mm)

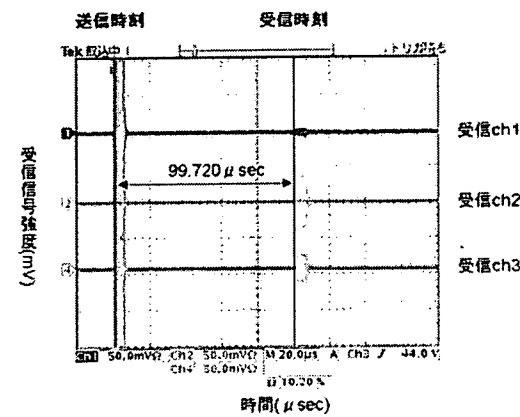


図 50 バースト方式での受信信号
(距離 150mm)

図 51,52 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達時刻を解析することができるようになった。

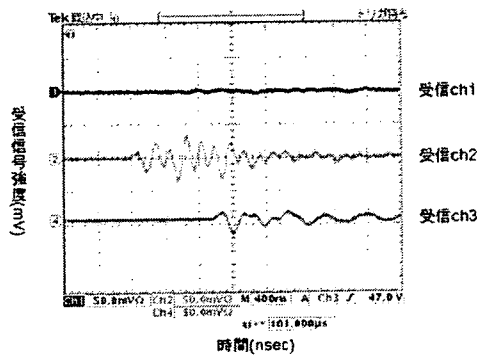


図 51 単一パルス方式での受信信号の拡大図(距離 150mm)

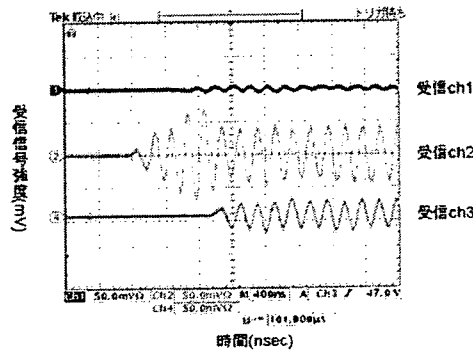


図 52 バースト方式での受信信号の拡大図(距離 150mm)

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 53 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 の精度は距離で 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。

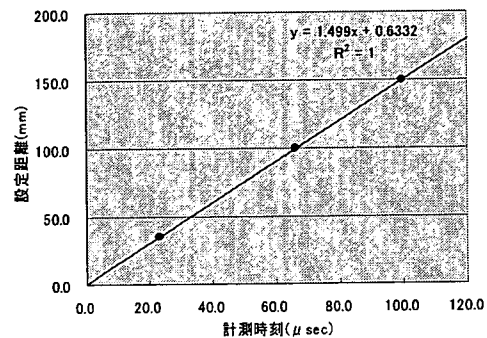


図 53 計測時刻と設定距離の相関図

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、ユーザーフェー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、重なりの小

さな領域を白、重なり大きな領域を黒とした。図 54 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。

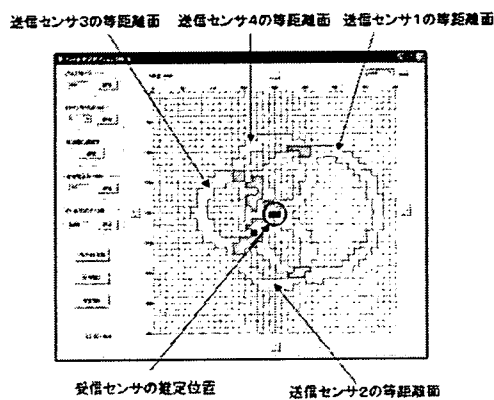
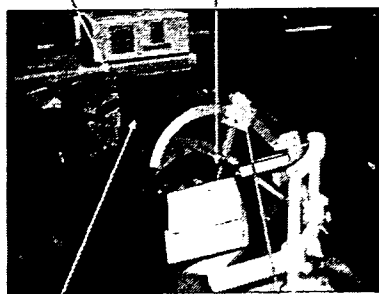


図 54 検出結果評価画面

[内視鏡画像による術具位置センシング]
 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 55 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ー（日立製作所製）を貼り付け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 55 実験環境

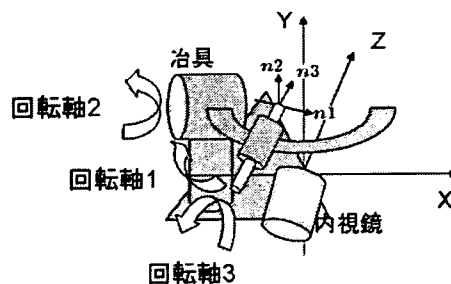


図 56 治具の回転軸

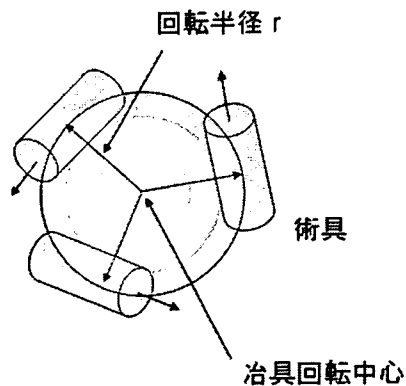


図 57 治具回転中心と術具の距離

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 56 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 57 に