

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 238844

(P2002 - 238844A)

(43)公開日 平成14年8月27日 (2002.8.27)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04	372	A 6 1 B 1/04	372 2 H 0 4 0
1/00	320	1/00	320 Z 4 C 0 6 0
	334		334 Z 4 C 0 6 1
17/28	310	17/28	310
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B

審査請求 未請求 請求項の数 20 L (全 13数)

(21)出願番号 特願2001 - 40504(P2001 - 40504)

(22)出願日 平成13年2月16日(2001.2.16)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 加川 裕昭

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン
パス光学工業株式会社内

(72)発明者 木村 修一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン
パス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

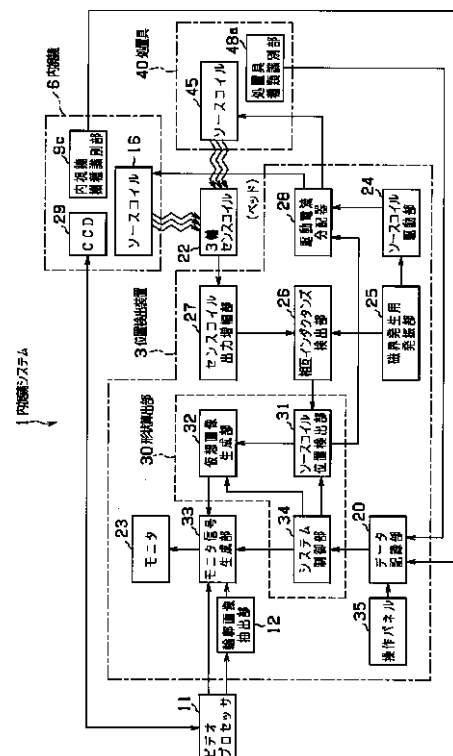
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】内視鏡の死角における処置具先端部の位置情報や形状情報等を提供して術者の支援を行える内視鏡装置を提供すること。

【解決手段】内視鏡システム1は、内視鏡挿入部7に配置したソースコイル16と、処置具に配置したソースコイル45と、ベッド4に予め配置された3軸センスコイル22と、ソースコイル16、45から発生する磁界を検出した3軸センスコイル22から出力される検出信号を基に、これら3軸センスコイル22を基準にしたソースコイル16、45の位置を算出するソースコイル位置検出部31と、このソースコイル位置検出部31で得た位置情報を、ソースコイル16を基準にしてソースコイル45の相対位置に座標変換させるとともに、この座標変換によって求められた相対位置を基に、内視鏡6から見た処置具40の仮想画像を形成する仮想画像生成部32と、この仮想画像生成部32で形成された仮想画像を実際の内視鏡画像に重ね合わせて画面上に表示させるモニタ信号生成部とを具備している。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 内視鏡挿入部に配置した内視鏡用磁界発生素子と、

処置具に配置した処置具用磁界発生素子と、
内視鏡及び処置具が挿入される被検体周囲の既知の位置に予め配置された磁界検出素子と、

前記内視鏡用磁界発生素子及び処置具用磁界発生素子から発生する磁界を検出した前記磁界検出素子から出力される検出信号を基に、これら磁界検出素子を基準にした内視鏡用磁界発生素子及び処置具用磁界発生素子の位置を算出する位置算出手段と、

この位置算出手段で算出して得た位置情報を、前記内視鏡用磁界発生素子を基準にして処置具用磁界発生素子の相対位置に座標変換させる座標変換手段と、

この座標変換手段の座標変換によって求められた相対位置を基に、内視鏡から見た処置具の仮想画像を形成する仮想画像形成手段と、

この仮想画像形成手段で形成された仮想画像を実際の内視鏡画像に重ね合わせて画面上に表示させる画像表示手段と、

を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】 前記処置具と、この処置具が挿通される内視鏡チャンネル又はトロッカーとの相対位置を検出する相対位置検出手段をそれぞれの所定位置に配置したことを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、内視鏡の死角になる部分の情報を術者に知らせて内視鏡操作の支援を行う内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、医療用分野で内視鏡が広く用いられている。この内視鏡は、体表面を切開することなく体腔内深部の臓器を診断したり、必要に応じて内視鏡の備えるチャンネル内に処置具を挿通してポリープ等を切除する治療処置を行える。

【0003】前記内視鏡のうち、特に挿入部が軟性なのは、体腔内の屈曲した管路に挿入することが可能である。また、内視鏡下外科手術においては、体腔内に挿入した内視鏡により患部を観察しながら、この内視鏡とは別途挿入した処置具を用いて患部の切開・凝固・クリッピング等の処置を行う。そして、この内視鏡下で処置具により患部を把持・焼灼等を行う場合、処置具先端部が内視鏡若しくはトロッカーの先端部から完全に突出したことを確認してから処置具の操作を行うようになっている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述したように内視鏡と、この内視鏡とは別途に挿入した処置具とを用いる内視鏡下外科手術では内視鏡や処置具の体

腔内への挿入位置が1乃至数か所に限られているので、開腹手術等のように術者の視点を移動させることや処置具の持ちかえを容易に行えない。つまり、内視鏡先端部や処置具先端部の患部に対する可動範囲が制限されていることにより、内視鏡の死角の状況を確認するための作業に多くの時間を費やし、その作業は熟練を要する技術であった。

【0005】また、処置具先端部が内視鏡若しくはトロッカーの先端部から完全に突出したことを確認しない状態で処置具が操作されると、内視鏡、トロッカー、処置具の先端部が機械的、或いは焼灼時の熱によって破損するおそれがあった。

【0006】本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡と処置具とを用いる内視鏡下外科手術において、内視鏡の死角における処置具先端部の位置情報や形状情報等を提供して術者の支援を行えるとともに、不用意な操作で内視鏡、トロッカー又は処置具先端部の破損等を防止する内視鏡装置を提供することを目的としている。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明の内視鏡装置は、内視鏡挿入部に配置した内視鏡用磁界発生素子と、処置具に配置した処置具用磁界発生素子と、内視鏡及び処置具が挿入される被検体周囲の既知の位置に予め配置された磁界検出素子と、前記内視鏡用磁界発生素子及び処置具用磁界発生素子から発生する磁界を検出した前記磁界検出素子から出力される検出信号を基に、これら磁界検出素子を基準にした内視鏡用磁界発生素子及び処置具用磁界発生素子の位置を算出する位置算出手段と、この位置算出手段で算出して得た位置情報を、前記内視鏡用磁界発生素子を基準にして処置具用磁界発生素子の相対位置に座標変換させる座標変換手段と、この座標変換手段の座標変換によって求められた相対位置を基に、内視鏡から見た処置具の仮想画像を形成する仮想画像形成手段と、この仮想画像形成手段で形成された仮想画像を実際の内視鏡画像に重ね合わせて画面上に表示させる画像表示手段とを具備している。

【0008】また、前記処置具と、この処置具が挿通される内視鏡チャンネル又はトロッカーとの相対位置を検出する相対位置検出手段をそれぞれの所定位置に配置している。

【0009】この構成によれば、内視鏡挿入部及び処置具挿入部の磁界検出素子に対する位置及び方向を検出して得られる3次元座標を、内視鏡の視野を基準とした座標系に再計算し、内視鏡から見た処置具先端の仮想輪郭形状を求めることにより、画面上に表示される内視鏡像に仮想輪郭形状が重ね合わせて表示される。

【0010】また、内視鏡先端部又はトロッカー先端部と処置具先端部との相対位置関係が相対位置検出手段によって検出されて術者や助手に告知される。

【0011】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図1ないし図8は本発明の第1実施形態に係り、図1は内視鏡システムの概略構成を示す図、図2は内視鏡システムの具体的な構成を説明する図、図3は内視鏡磁界発生部を説明する図、図4は処置具を説明する図、図5はセンスコイルを説明する図、図6はベッドに横たわる患者の腹腔内に内視鏡及び処置具を挿入した状態を示す図、図7は位置検出装置の構成を説明するブロック図、図8はモニタ画面への表示例を示す図である。

【0012】図8(a)はCCDでとらえた内視鏡画像を示す図、図8(b)は内視鏡画像の輪郭画像を説明する図、図8(c)は処置具先端部の仮想輪郭画像データによる画像を説明する図、図8(d)は内視鏡画像の輪郭画像に重複していない処置具先端部の仮想輪郭画像データによる画像を説明する図、図8(e)はモニタ画面上に表示される内視鏡画像に仮想輪郭画像データを重ね合わせた画像を示す図、図8(f)はモニタ画面上に開閉量fを具体的な寸法表示として表示した例を示す図である。

【0013】図1及び図2に示すように本実施形態の内視鏡システム1は、内視鏡6により得られる体腔内画像をモニタ23の画面上に表示させる内視鏡装置2と、このモニタ23に表示された体腔内画像を観察しながら体腔内の処置を行う処置具40と、前記内視鏡6の内視鏡挿入部7と前記処置具40の処置具挿入部41の位置とを検出し、画像表示されない処置具先端部の輪郭を相互の位置関係から推定してモニタ23上に重ね合わせて表示する処理回路を備えた位置検出装置3とで主に構成されている。

【0014】前記内視鏡6は、細長な内視鏡挿入部7と、この内視鏡挿入部7の基端部に設けられた操作部8と、この操作部8の端部から延出するユニバーサルケーブル9とで構成され、前記ユニバーサルケーブル9の基端部にはビデオプロセッサ11の光源部36に着脱自在なコネクタ9Aが設けられている。

【0015】前記操作部8には内視鏡挿入部7の先端付近に形成した湾曲部7bを湾曲操作する湾曲操作ノブ8aが設けられており、この湾曲操作ノブ8aを術者が回転操作して前記湾曲部7bを湾曲させて所望の視野を容易に得られるようになっている。

【0016】前記コネクタ9Aの側部からは更に信号ケーブル9Bが延出している。この信号ケーブル9Bの基端部に設けられている信号用コネクタ9Cは、前記ビデオプロセッサ11の信号処理部37に着脱自在に接続されるようになっている。

【0017】前記内視鏡挿入部7の内部には照明光を送るライトガイド38が配設されており、このライトガイド38は操作部8及びユニバーサルケーブル9内を

挿通して前記コネクタ9Aまで延出している。このことにより、前記ビデオプロセッサ11の光源部36内のランプ36aから出射される照明光は、前記コネクタ9Aの端面に集光されて前記ライトガイド38により伝送され、内視鏡挿入部7の先端面に設けられている照明光出射手段を形成する図示しない照明窓から前方に向けて出射される。

【0018】この照明光によって照らされた体腔内の観察像は、照明窓に隣接して設けられた観察窓に取り付けられた対物レンズ39によって、この対物レンズ39の焦点位置に配置された固体撮像素子であるCCD29の撮像面に結像する。この撮像面に結像した体腔内像は、前記CCD29で電気信号に光電変換され、前記信号処理部37内のCCDドライブ回路37Aから出力されるCCD駆動信号により電気信号として読み出され、内視鏡挿入部7、操作部8及びユニバーサルケーブル9内に配設された信号線を経由して入力された信号処理回路37Bで標準的な映像信号に変換される。この映像信号は、電気ケーブル14、位置検出装置本体21を経てモニタ23の画面上に内視鏡画像として表示される。なお、符号13は内視鏡挿入部7内に挿通配置された処置具チャンネルであり、符号13aは操作部8の先端側に設けられた処置具挿入口である。

【0019】図2及び図3に示すように前記内視鏡挿入部7の先端硬性部7aには内視鏡磁界発生部16を構成する例えば3つの内視鏡用磁界発生素子であるソースコイル16a、16b、16cが所定の間隔で配置されている。これらソースコイル16a、16b、16cは、絶縁性で硬質の円柱状コア10に絶縁被膜された導線を巻回したソレノイド状コイルで構成され、接着剤により外周面を絶縁固定するとともに先端硬性部7aの内壁に固定配置されている。そして、各ソースコイル16a、16b、16cから延出するそれぞれのリード線17は、内視鏡挿入部7、操作部8、ユニバーサルケーブル9、信号ケーブル9B、電気ケーブル14を介して位置検出装置本体21に接続されている。

【0020】このことにより、位置検出装置本体21から各ソースコイル16a、16b、16cに駆動信号を印加することにより、内視鏡挿入部内の各ソースコイル16a、16b、16cから磁界が発生する。なお、前記信号用コネクタ9Cには内視鏡の機種を識別させるための後述する内視鏡機種識別部9cが設けてある。

【0021】一方、図4に示すように前記処置具40は、細長な処置具挿入部41と、この処置具挿入部41の基端部に設けられた操作部42とで主に構成されている。この操作部42には一対の歯部44a、44bを備えた処置具先端部44の開閉等を行う固定ハンドル42b及び可動ハンドル42cが設けられており、このハンドル42b、42cを適宜操作することによって処置具先端部44を開閉させられるようになっている。

【0022】また、前記処置具挿入部41の先端部及び固定ハンドル42b、可動ハンドル42cの所定位置にはそれぞれ処置具磁界発生部となる例えば3つの処置具用磁界発生素子であるソースコイル45a、45b、45cが設けてある。これらソースコイル45a、45b、45cからはそれぞれリード線46が延出しており、これらリード線46は操作部42の基端部から延びる電気ケーブル47内を挿通して、この電気ケーブル47の基端部のコネクタ48を介して位置検出装置本体21に接続されている。

【0023】このことにより、位置検出装置本体21から各ソースコイル45a、45b、45cに駆動信号を印加することにより、処置具40の各ソースコイル45a、45b、45cから磁界が発生する。なお、前記コネクタ48には処置具種類を識別させるための後述する処置具種類識別部48aが設けてある。

【0024】さらに、前記処置具先端部44で狭持した患部に対して、高周波による焼灼を行えるように、操作部42には図示しない高周波焼灼装置から延出する高周波ケーブル43が接続されるケーブル接続部42aが設けてある。

【0025】図1に示すように前記ベッド4の既知の位置である例えば3箇所の隅部には前記内視鏡6の各ソースコイル16a、16b、16cから発生する磁界及び前記処置具40の各ソースコイル45a、45b、45cから発生する磁界を検出するための磁界検出素子としての3軸センスコイル22a、22b、22cが取り付けられてあり、これら3軸センスコイル22a、22b、22cから延出する図示しない信号ケーブルはベッド4から延びる電気ケーブル22d内を挿通して位置検出装置本体21に接続されている。

【0026】図5に示すように前記3軸センスコイル22a、22b、22cは、各コイル面が直交するように3方向にそれぞれ巻回され、各コイル面に直交する軸方向成分の磁界強度に比例した信号を検出する。したがって、前記位置検出装置本体21では、前記ソースコイル16a、16b、16c、45a、45b、45cからの磁界を検出して3軸センスコイル22a、22b、22cから出力された検出信号に基づいて、前記ソースコイル16a、16b、16c、45a、45b、45cの位置(座標)を算出するとともに、後述するように内視鏡挿入部7に対する処置具挿入部41の相対位置や姿勢、形状を推定して得られた処置具先端の輪郭を内視鏡画像に重畳させてモニタ23の画面上に表示させる。

【0027】なお、前記位置検出装置3は、磁気を利用しているため、磁気に対して透明でない金属が存在すると、鉄損などの影響によって磁界発生用のソースコイル16a、16b、16c、45a、45b、45cと、検出用3軸センスコイル22a、22b、22cとの間の相互インダクタンスに影響が生じる。このため、精度

良く信号検出するため、発生する磁界が影響を受けない環境を設定することが望ましく、このため、ベッド4や処置具40等を磁氣的に透明な、すなわち磁界に影響を及ぼさない材料である、例えば樹脂、カーボン、チタンなどの非磁性金属で形成する。実際的には交流磁界を用いるので、少なくとも駆動信号の周波数において磁氣的に透明な材料であれば良い。

【0028】また、前記内視鏡挿入部7及び前記処置具挿入部41を、図6に示すようにベッド4に横たわる患者5の体腔内5aに内視鏡6及び処置具40をトロッカー18を介して挿入する場合にも適用可能である。また、前記処置具挿入部41は硬性のものに限定されるものではなく軟性のものであってもよい。その場合には前記処置具挿入部41の処置具先端の方向を特定するため、先端部付近に前記内視鏡6と同様に3個以上のソースコイルを所定の間隔で配設する。

【0029】図7を参照して位置検出装置3の構成及び作用を説明する。図に示すように位置検出装置3は、ソースコイル駆動部24や、相互インダクタンス検出部26、形状算出部30等で構成されている。

【0030】前記ソースコイル駆動部24は、磁界発生用発振部25から供給される交流信号を増幅して前記内視鏡6のソースコイル16a、16b、16c及び処置具40のソースコイル45a、45b、45cを駆動させる駆動信号を出力する。このソースコイル駆動部24から駆動電流分配器28に出力された駆動信号は、前記リード線17、46を介して、前記ソースコイル16a、16b、16c、45a、45b、45cにそれぞれ供給される。このことにより、それぞれのソースコイル16a、16b、16c、45a、45b、45cから磁界が発生する。

【0031】これらソースコイル16a、16b、16c、45a、45b、45cから発生された磁界は、3軸センスコイル22a、22b、22cで検出される。そして、この3軸センスコイル22a、22b、22cで検出した磁界の検出信号が位置検出装置3のセンスコイル出力増幅器27に送られ増幅される。このセンスコイル出力増幅器27で増幅された検出信号は、相互インダクタンス検出部26に出力される。

【0032】前記相互インダクタンス検出部26では入力された検出信号を、前記磁界発生用発振部25から参照信号として送出される交流信号を基準にして直交検波(同期検波)して、コイル間の相互インダクタンスに関連した信号を取得して形状算出部30に出力する。

【0033】前記形状算出部30は、位置算出手段であるソースコイル位置検出部31や座標変換手段と仮想画像形成手段とを兼ねる仮想画像生成部32等で構成されており、前記相互インダクタンス検出部26で取得された信号はソースコイル位置検出部31でA/D変換されて、各ソースコイル16a、16b、16c、45a、

45b、45cのベッド4に配置されている3軸センスコイル22a、22b、22cに対する座標を得るための位置検出の計算を行う。

【0034】次段の仮想画像生成部32では前記ソースコイル16a、16b、16c、45a、45b、45cの位置を示す座標と、予めデータ記録手段であるデータ記録部20に記録されている内視鏡6の視野方向データや画角データ及び処置具40の形状データを用いて、内視鏡挿入部7及び処置具挿入部41の位置、姿勢、及び処置具先端の開閉量を算出する。その後、内視鏡6の視野を中心とした座標系に変換した後、この内視鏡6から見た仮想輪郭画像を生成し、この仮想輪郭画像を画像表示手段であるモニタ信号生成部33に送出する。

【0035】ここで、前記仮想画像生成部32における仮想輪郭画像の作成について説明する。前記データ記録部20には例えば3次元CADデータ等を元に作成された内視鏡6の先端硬性部7aにおけるソースコイル位置データや画角データ、処置具40の形状データ等が記憶されている。このため、まず、内視鏡6のコネクタ9c或いは処置具40のコネクタ48を介して位置検出装置本体21に内視鏡機種識別部9c及び処置具種類識別部48aに識別信号が入力されると、データ記録部20では出力される識別信号に基づき、接続された内視鏡6及び処置具40を特定する一方、その内視鏡6及び処置具40に対応する各データを形状算出部30のシステム制御部34に出力する。

【0036】次に、前記仮想画像生成部32では、前記形状算出部30のシステム制御部34に入力されているこれらデータと、前記ソースコイル位置検出部31のソースコイル16a、16b、16cの座標情報とを足し合わせて先端硬性部7aの位置及び中心軸ベクトルを算出する一方、前記システム制御部34に入力された処置具40の形状データとソースコイル45a、45b、45cの座標情報とを足し合わせて処置具挿入部41の先端位置、処置具挿入部41の軸方向ベクトル及び軸周り回転角、前記ソースコイル45a、45b、45cの相対距離から処置具先端の開閉量f等を算出する。

【0037】次いで、これら算出したデータを、データ記録部20に記録されている内視鏡6の視野方向と画角データとに基づき内視鏡6の視野を中心とした座標系に換算する一方、前記データ記録部20に記録された処置具40の形状データにより肉付けをして、内視鏡6から見た仮想画像を生成してモニタ信号生成部33に出力する。

【0038】前記モニタ信号生成部33では、仮想画像生成部32で生成された内視鏡6から見た仮想輪郭画像をRGB、NTSC或いはPAL方式等、所定の映像信号に変換する一方、前記ビデオプロセッサ11から出力された内視鏡画像を画像処理して、輪郭画像抽出部12で抽出された輪郭画像との比較を行う。そして、重複す

る部分の仮想輪郭画像を消去した上で、画像処理前の内視鏡画像に仮想画像を重ね合わせてモニタ23の画面上に表示する。

【0039】なお、接続した内視鏡機種或いは処置具種類を、操作パネル35を介して手でデータ記録部20に入力するようにしてもよい。

【0040】つまり、前記内視鏡挿入部7の先端硬性部7aに設けられたソースコイル16a、16b、16cと、処置具先端部44近傍の所定に設けられたソースコイル45a、45b、45cとが、位置検出装置本体21から印加された駆動信号によって磁界を発生すると、これらソースコイル16a、16b、16c、45a、45b、45cからの磁界は、ベッド4に設けられた3軸センスコイル22a、22b、22cで検出される。そして、ソースコイル位置検出部31で各点のベッド4に対する座標が計算される。

【0041】前記仮想画像生成部32では上述したようにソースコイル16a、16b、16c、45a、45b、45cの座標と、データ記録部20に記録されている内視鏡6の視野方向と画角及び処置具40の形状データとを用いて、内視鏡挿入部7の先端硬性部7aの位置及び中心軸ベクトル、処置具挿入部41の先端位置、軸方向ベクトル、軸周りの回転角及び処置具先端の開閉量fをそれぞれ算出する。

【0042】その後、内視鏡6の視野を中心とした座標系に変換し、3次元CADデータを元に処置具外形を肉付けして内視鏡6から見た処置具挿入部41の仮想輪郭画像を生成し、モニタ信号生成部33に送出する。

【0043】モニタ信号生成部33ではビデオプロセッサ11から出力された内視鏡画像を輪郭画像抽出部12で画像処理して輪郭データを抽出する一方、前記仮想画像生成部32で生成された仮想輪郭画像データとを比較して、重複する仮想輪郭を削除し、画像処理前の内視鏡画像に重ね合わせた映像信号をモニタ23に出力する。

【0044】図8を参照してモニタ23への表示例を説明する。図8(a)に示すように前記CCD29で撮像され、ビデオプロセッサ11、モニタ信号生成部33を通して出力された通常の内視鏡画像では体腔内組織5bを例えば処置具先端部44で挟持した際、一对の歯部44a、44bのうち体腔内組織5bによって隠されていない一方の歯部44aだけが映し出される。そして、歯部44bの部分の状況を視認するためには、術者は内視鏡6の視点を移動させたり、処置具40の位置を変える等の操作を行わなければならない。

【0045】本実施形態では内視鏡6の視点の移動や処置具40の位置変更を行う代わりに、モニタ信号生成部33では前記内視鏡画像を画像処理して図8(b)に示すような輪郭データを抽出する。

【0046】一方、仮想画像生成部32ではソースコイル45a、45b、45cの座標と、データ記録部20

に記録されているデータを基に図8(c)に示すような処置具40の仮想輪郭画像データを生成するとともに、図8(d)に示すように前記図8(c)の仮想輪郭画像データと前記図8(b)の輪郭データとを比較演算した結果から、重複していない部分である、体腔内組織5bの陰に隠れて表示されていなかった歯部44bの仮想輪郭画像44bを生成し、図8(e)に示すように図8(a)の内視鏡画像に図8(d)の仮想輪郭画像データを重ね合わせてモニタ画面上に合成した画像を表示させる。

【0047】つまり、前記体腔内組織5bの陰に隠れて表示されなかった歯部44bを仮想輪郭画像44bによって見える状態にする。このとき、図8(f)に示すように仮想画像生成部32で算出された処置具先端の開閉量fを具体的な寸法表示49としてモニタ画面上に表示させてもよい。

【0048】このように、内視鏡挿入部の先端硬質部及び処置具の所定位置に複数のソースコイルを設け、それらソースコイルから発する磁界を3軸センスコイルで検出するとともに、この検出信号を基に位置検出装置でソースコイルの座標を求めるとともに、内視鏡挿入部に対する処置具先端部の位置・形状を演算して求めることにより、体腔内臓器の陰に隠れる等によって画像表示されない死角である部分の処置具先端部等を仮想輪郭画像としてモニタの画面上に表示させて術者や連結する助手等の操作の支援を行うことができる。このことにより、術者は処置具先端の状態等を容易に把握して円滑に処置を行える。

【0049】また、処置具先端の開閉量をモニタ画面上に具体的に寸法表示させることにより、処置具先端で把持している体腔内組織の計測を行うこともできる。

【0050】図9及び図10は第1実施形態の応用例に係り、図9は内視鏡システムの構成を説明する図、図10は処置具チャンネル内にプローブを固定したときのプローブ先端部付近を説明する図である。

【0051】本実施形態の内視鏡システム1Aの内視鏡6Aは、図9に示すように前記図2に示した内視鏡磁界発生部16となるソースコイル16a、16b、16c及びリード線17を設けた専用の内視鏡6ではない。このため、本実施形態の内視鏡6Aでは内視鏡挿入部7に設けられている体腔内に処置具を導入して患部の処置を行うための処置具チャンネル13に図10に示す位置検出のためのプローブ15を所定の位置に着脱自在に固定できるようになっている。その他の構成は前記第1実施形態と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

【0052】図10に示すように前記プローブ15には内視鏡用磁界発生素子となる3つのソースコイル56a、56b、56cが絶縁性で可撓性を有するチューブ19の先端及びその先端から所定距離である距離d及び

距離eの位置に固定されている。各ソースコイル56a、56b、56cは、絶縁性で硬質の円柱状コア50に絶縁被膜された導線が巻かれたソレノイド状コイルで構成され、接着剤60により外周面を絶縁固定する共にチューブ19の内周面に固定されている。

【0053】前記チューブ19には先端から処置具チャンネル13の長さLと略同じ位置に処置具挿入口13aに係合して内視鏡挿入部7を所定位置に着脱自在に固定するための固定部材19aが設けてある。

【0054】前記ソースコイル56a、56b、56cに接続されたそれぞれのリード線57は、プローブ15の後端又はプローブ15後端から延びたケーブルの後端に設けられたコネクタ58を介して位置検出装置本体21に接続されるようになっており、位置検出装置本体21から駆動信号が印加されることにより各ソースコイル56a、56b、56cから磁界が発生する。

【0055】なお、ソースコイル56a、56b、56cは、硬質のコア50に導線を巻いて接着固定されているので、内視鏡挿入部7を湾曲させた場合に变形しないので、常に一定の磁界を発生する。符号13bは前記処置具チャンネル13のチャンネル出口である。

【0056】このように、本実施形態においてはプローブを処置具チャンネルに挿通配置させ、このプローブを構成するチューブに設けた固定部材を処置具チャンネルの処置具挿入口に係合固定させることにより、3つのソースコイルが内視鏡挿入部の所定位置に配置されるので、この内視鏡の内視鏡挿入部の位置及び中心軸ベクトルを算出することができる。

【0057】このことにより、ソースコイルを内蔵した専用の内視鏡でなくても、内視鏡挿入部に処置具チャンネルを有する内視鏡であれば、処置具チャンネルにコースコイルを配置したプローブを装着することによって、上述した実施形態と同様の作用及び効果を得られる。

【0058】図11は第1実施形態の変形例に係るモニタ画面への他の表示例を示す図である。本実施形態においては、前記仮想画像生成部32において処置具挿入部41の仮想輪郭画像を実際の内視鏡画像に重ね合わせる代わりに、前記ソースコイル位置検出部31で得た座標を基に、操作パネル35から入力する任意の視点における処置具先端形状を計算し、その処置具先端形状画像63を内視鏡画像が表示されているモニタ23の画面内に設けた第2の画面62に仮想表示するようにしている。

【0059】このように、内視鏡画像を表示しているモニタの画面内に設けた第2の画面に、操作パネルから入力された任意の視点における処置具先端形状画像を仮想表示させることにより、内視鏡と異なる任意の視点からの処置具形状の確認を行うことができる。

【0060】図12及び図13は本発明の第2実施形態に係り、図12は内視鏡システムの他の構成例を説明する図、図13は位置検出装置の構成を説明するブロック

図である。図12及び図13に示すように本実施形態の内視鏡システム1Bでは内視鏡6Bの内視鏡挿入部7の先端部にリード線67を延出させた相対位置検出手段となるソースコイル66を設けている。このソースコイル66は、延出するリード線67、前記ビデオプロセッサ11、前記電気ケーブル14を介して前記位置検出装置本体21に電氣的に接続されている。

【0061】前記内視鏡6Bは、処置具チャンネル13に例えば高周波処置具68を挿入し、この高周波処置具68の処置具先端68aを内視鏡挿入部7のチャンネル13bから突出させることにより、患部の高周波処置を行えるようになっている。

【0062】一方、前記高周波処置具68の処置具先端68a近傍にはリード線70を延出した相対位置検出手段となるソースコイル69を設けている。このソースコイル69は、延出するリード線70を位置検出装置本体21に接続している。

【0063】そして、前記ソースコイル66と前記ソースコイル69とは、処置具先端68aが内視鏡挿入部7のチャンネル出口13bから距離gだけ突出した時、最も近接した位置関係になるように配設してある。

【0064】前記高周波処置具68の手元側の操作部68bには高周波電源72から延出する高周波ケーブル71が接続され、この高周波電源72からの高周波出力を処置具先端68aに通電させるようになっている。

【0065】本実施形態の位置検出装置3では前記ソースコイル69が前記ソースコイル66よりも手元側、即ち処置具先端68aの内視鏡挿入部7の先端からの突出長が距離g未満である場合、仮想画像生成部32で作成された警告表示信号がモニタ信号生成部33に送られるとともに、システム制御部34から制御ケーブル73を介して高周波電源72に出力禁止制御信号を送出するようになっている。

【0066】また、警告表示信号を受けたモニタ信号生成部33では、ビデオプロセッサ11から出力された内視鏡画像に前記仮想画像生成部32の警告表示信号を重ね合わせてモニタ23の画面上に表示させるようになっている。

【0067】なお、前記高周波電源72は制御ケーブル73を介して位置検出装置本体21に接続されている。また、前記ソースコイル66と前記ソースコイル69とを、内視鏡手元側の処置具挿入口13a近傍に所定の位置関係で配置する構成であってもよい。さらに、ソースコイル66の代わりに同位置にセンスコイルを配置する構成であってもよい。その他の構成は前記第1実施形態と同様であり、同部材には同符合を付して説明を省略する。

【0068】上述のように構成した内視鏡システム1Bの作用を説明する。前記内視鏡6Bの内視鏡挿入部7に設けられたソースコイル66と、処置具先端68a近傍

に設けられたソースコイル69とは、共に位置検出装置本体21からの駆動信号により磁界を発生する。そして、これらソースコイル66、69から発生した磁界は、前記センスコイル22a、22b、22cによって検出され、ソースコイル位置検出部31で前記ソースコイル69及びソースコイル66の相対位置が算出される。

【0069】そして、前記ソースコイル69の位置がソースコイル66の位置よりも操作部側、即ち内視鏡挿入部7の先端からの突出長が距離g未満の場合、仮想画像生成部32で生成された警告表示信号がモニタ信号生成部33に送られ、ビデオプロセッサ11から出力された内視鏡画像に重ね合わされる。このことによって、モニタ23の画面上には内視鏡画像とともに警告表示75が表示される。このとき、ソースコイル位置検出部31で算出した処置具先端68aの突出長gを数値76としてモニタ23の画面上にデータ表示するようにしてもよい。

【0070】また、同時にシステム制御部34からは出力禁止制御信号が高周波電源72に送られるので、高周波の出力が禁止される。この高周波出力禁止状態のときに、高周波出力操作が行われた場合に、警告音を発して術者に告知するようにしてもよい。

【0071】このように、内視鏡の挿入部先端に設けたソースコイルと、処置具先端に設けたソースコイルとの相対値を検出することにより、処置具先端の内視鏡挿入部の先端から十分突出しているか否かを術者や助手が容易に把握することができる。

【0072】また、処置具先端が内視鏡挿入部の先端から十分に突出していない場合には高周波電源からの出力が禁止されるので、万一、警告表示に気づかず高周波出力操作が行われた場合でも高周波は出力されず、警告音が発せられて、内視鏡や処置具の先端部を高周波で破損することを確実に防止することができる。

【0073】さらに、処置具の突出長(g)をモニタに表示させることによって内視鏡先端から処置具先端までの距離を測ることができる。

【0074】又、一対のソースコイルを内視鏡手元側の処置具挿入口近傍に設けることによって内視鏡や処置具の先端部の細径化を図ることができる。

【0075】図14は本発明の第2実施形態の変形例に係る処置具の他の構成例を説明する図である。図に示すように本実施形態においてはトロッカー本体83bの所定位置にソースコイル66を設ける一方、処置具挿入部80bの所定位置にソースコイル69が設けてある。

【0076】これらソースコイル66、69は、処置具先端80aがトロッカー挿入部先端83aから距離hだけ突出したとき、最も近接した位置になるようにそれぞれ配置される。そして、それぞれのソースコイル66、69から延出するリード線67、70が位置検出装置本

体21に接続されている。

【0077】前記処置具80の手元側の操作部80cには高周波電源72から延出する高周波ケーブル71が接続されており、高周波が処置具先端80aに通電されるようになっている。前記高周波電源72は、制御ケーブル73によって位置検出装置本体21に接続されている。その他の構成は前記第2実施形態と同様の構成である。なお、ソースコイル66とソースコイル69とをトロッカー挿入部先端83a付近に所定の位置関係で配置させるようにしてもよい。また、前記ソースコイル66に代えて同位置にセンスコイルを配置する構成であって

【0078】上述のように構成した処置具80とトロッカー83との作用を説明する。トロッカー本体83bに設けたソースコイル66と、処置具挿入部80bに設けたソースコイル69とは、位置検出装置本体21からの駆動信号により磁界を発生する。そして、これらソースコイル66、69から発生した磁界は、前記センスコイル22a、22b、22cによって検出され、ソースコイル位置検出部31で前記ソースコイル69及びソース

【0079】そして、前記ソースコイル69の位置がソースコイル66の位置より手元側にある場合、仮想画像生成部32で生成された警告表示信号がモニタ23に出力されて、警告表示86がモニタ23の画面上に表示される。このとき、ソースコイル位置検出部31で算出した処置具の突出長(h)を数値87としてモニタ23の画面上にデータ表示するようにしてもよい。

【0080】また、同時にシステム制御部34からは制御ケーブル73を介して高周波電源72に出力禁止制御

【0081】このように、トロッカー本体に設けたソースコイルと、処置具挿入部に設けたソースコイルとの相対位置を検出することにより、処置具先端のトロッカー挿入部先端から十分に突出しているか否かを術者や助手が容易に把握することができる。

【0082】また、処置具先端がトロッカー挿入部先端から十分に突出していない場合には高周波電源からの出力が禁止されるので、万一、警告表示に気づかず高周波出力操作が行われた場合でも高周波は出力されないので、処置具やトロッカーの先端部が高周波で破損することを確実に防止することができる。

【0083】さらに、処置具の突出長(h)をモニタに表示させることによって、トロッカー先端から処置具先端までの距離を測ることができる。

【0084】又、一対のソースコイルをトロッカー本体手元側に設けることにより、トロッカー処置具挿入部の細径化を図ることができる。

【0085】なお、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範

囲で種々変形実施可能である。

【0086】[付記]以上詳述したような本発明の上記実施形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

【0087】(1)内視鏡挿入部に配置した内視鏡用磁界発生素子と、処置具に配置した処置具用磁界発生素子と、内視鏡及び処置具が挿入される被検体周囲の既知の位置に予め配置された磁界検出素子と、前記内視鏡用磁界発生素子及び処置具用磁界発生素子から発生する磁界を検出した前記磁界検出素子から出力される検出信号を基に、これら磁界検出素子を基準にした内視鏡用磁界発生素子及び処置具用磁界発生素子の位置を算出する位置算出手段と、この位置算出手段で算出して得た位置情報を、前記内視鏡用磁界発生素子を基準にして処置具用磁界発生素子の相対位置に座標変換させる座標変換手段と、この座標変換手段の座標変換によって求められた相対位置を基に、内視鏡から見た処置具の仮想画像を形成する仮想画像形成手段と、この仮想画像形成手段で形成された仮想画像を実際の内視鏡画像に重ね合わせて画面上に表示させる画像表示手段と、を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【0088】(2)内視鏡の視野方向データや画角データ及び処置具の形状データを記憶したデータ記録手段をさらに備え、このデータ記録手段に記録されているデータを基に、前記仮想画像形成手段で処置具の仮想画像を形成する付記1記載の内視鏡装置。

【0089】(3)前記座標変換手段で求められた内視鏡用磁界発生素子を基準にした処置具用磁界発生素子の相対位置情報を、表示又は音声により告知する付記1又は付記2記載の内視鏡装置。

【0090】(4)前記処置具と、この処置具が挿通される内視鏡チャンネル又はトロッカーとの相対位置を検出する相対位置検出手段をそれぞれの所定位置に配置した内視鏡装置。

【0091】(5)前記処置具と、この処置具が挿通される内視鏡チャンネル又はトロッカーとの所定位置にそれぞれ磁界発生素子を配置した付記4記載の内視鏡装置。

【0092】(6)前記処置具の所定位置に磁界発生素子を配置する一方、この処置具が挿通される内視鏡チャンネル又はトロッカーの所定位置に磁界検出素子を配置した内視鏡装置。

【0093】(7)前記処置具と前記内視鏡チャンネル又はトロッカーとの相対位置を算出し、この相対位置情報を表示又は音声により告知する付記5又は付記6に記載の内視鏡装置。

【0094】(8)前記相対位置検出手段の情報にしたがって、前記処置具に接続される高周波出力装置を制御する付記4に記載の内視鏡装置。

【0095】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、内視鏡と処置具とを用いる内視鏡下外科手術において、内視鏡の死角における処置具先端部の位置情報や形状情報等を提供して術者の支援を行えとともに、不用意な操作で内視鏡、トロッカー又は処置具先端部の破損等を防止する内視鏡装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1ないし図8は本発明の第1実施形態に係り、図1は内視鏡システムの概略構成を示す図

【図2】内視鏡システムの具体的な構成を説明する図

【図3】内視鏡磁界発生部を説明する図

【図4】処置具を説明する図

【図5】センスコイルを説明する図

【図6】ベッドに横たわる患者の腹腔内に内視鏡及び処置具を挿入した状態を示す図

【図7】位置検出装置の構成を説明するブロック図

【図8】モニタ画面への表示例を示す図

【図9】図9及び図10は第1実施形態の応用例に係り、図9は内視鏡システムの構成を説明する図

【図10】処置具チャンネル内にプローブを固定したときのプローブ先端部付近を説明する図

【図11】第1実施形態の変形例に係るモニタ画面への他の表示例を示す図

*【図12】図12及び図13は本発明の第2実施形態に係り、図12は内視鏡システムの他の構成例を説明する図

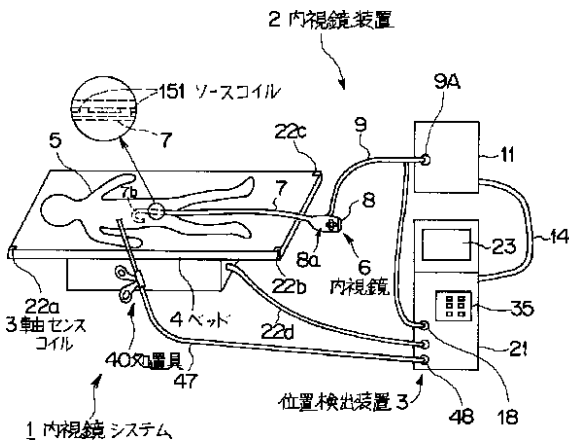
【図13】位置検出装置の構成を説明するブロック図

【図14】本発明の第2実施形態の変形例に係る処置具の他の構成例を説明する図

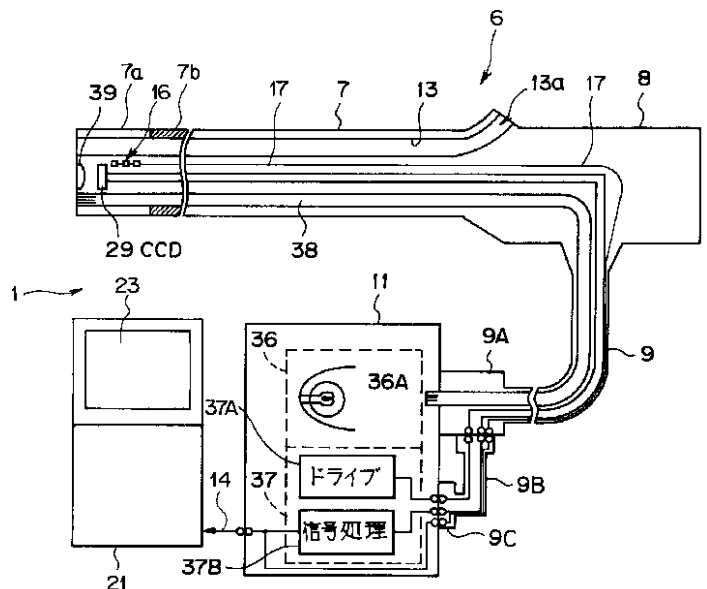
【符号の説明】

- 1...内視鏡システム
- 3...位置検出装置
- 4...ベッド
- 6...内視鏡
- 11...ビデオプロセッサ
- 16...ソースコイル
- 20...データ記録部
- 22...3軸センスコイル
- 30...形状算出部
- 31...ソースコイル位置検出部
- 32...仮想画像生成部
- 33...モニタ信号生成部
- 34...システム制御部
- 40...処置具
- 45...ソースコイル

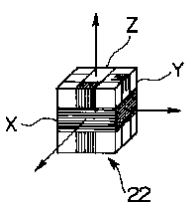
【図1】



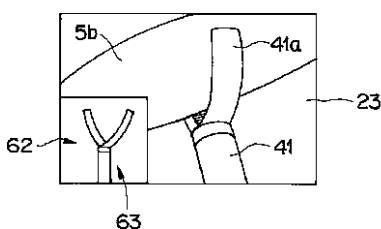
【図2】



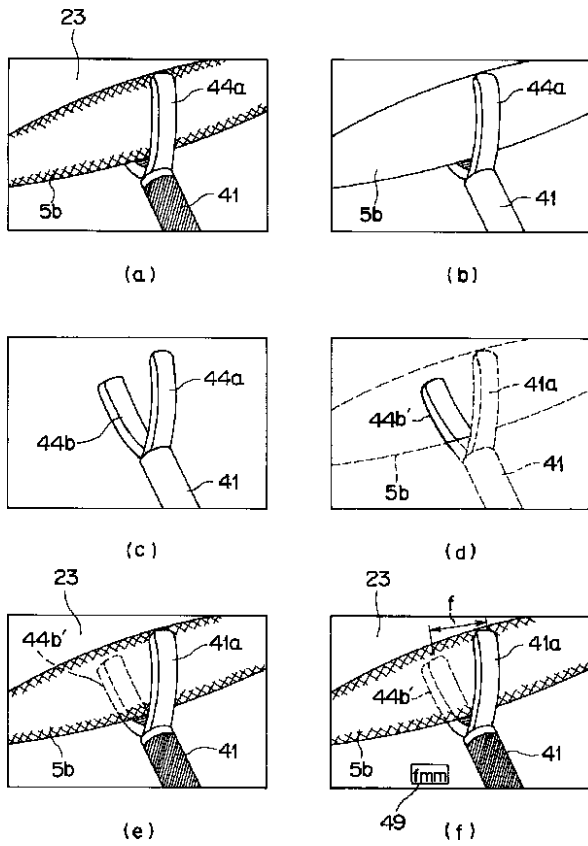
【図5】



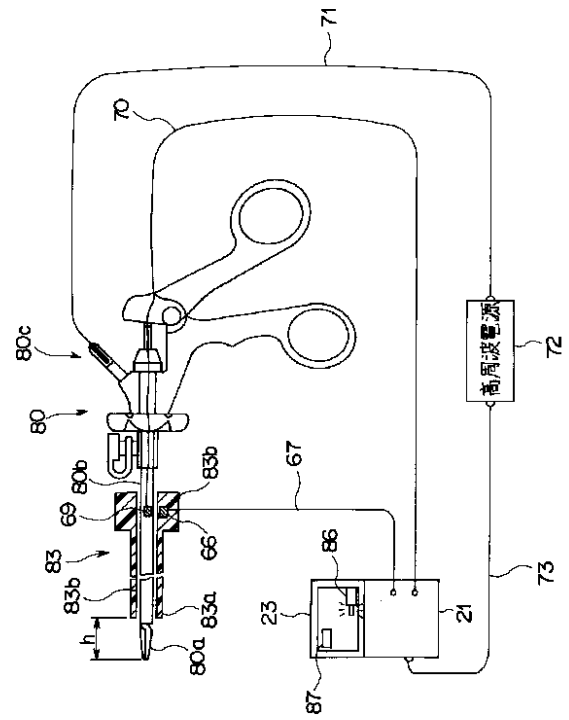
【図11】



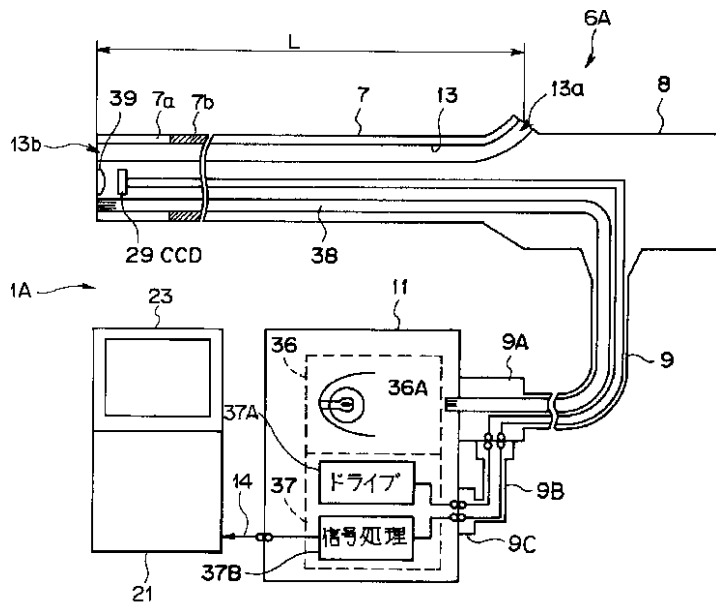
【図8】



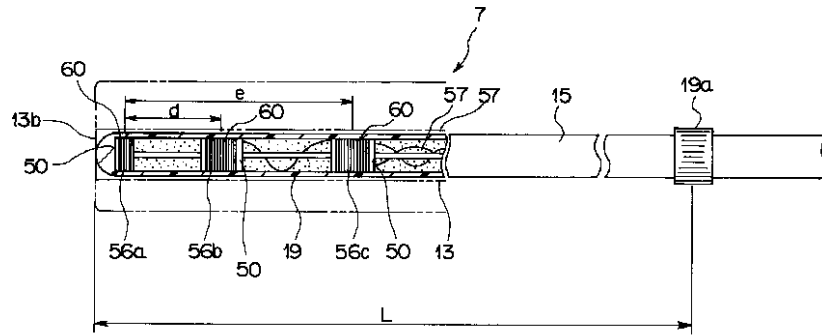
【図14】



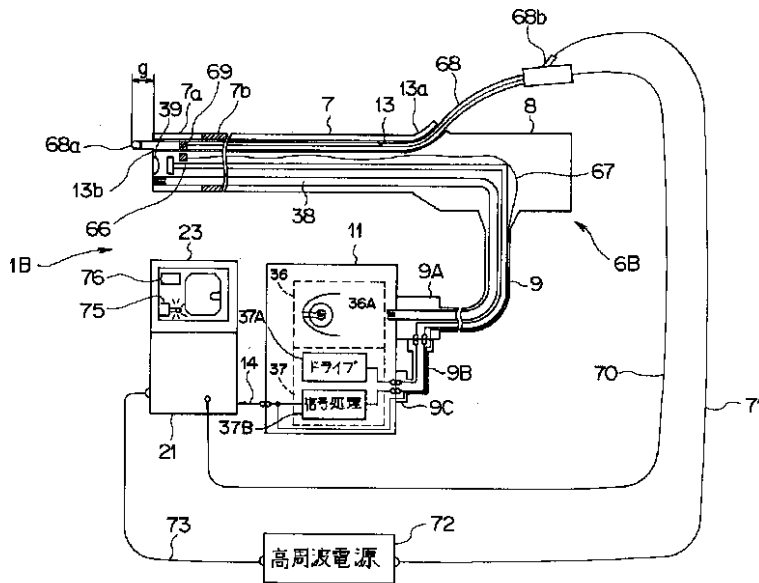
【図9】



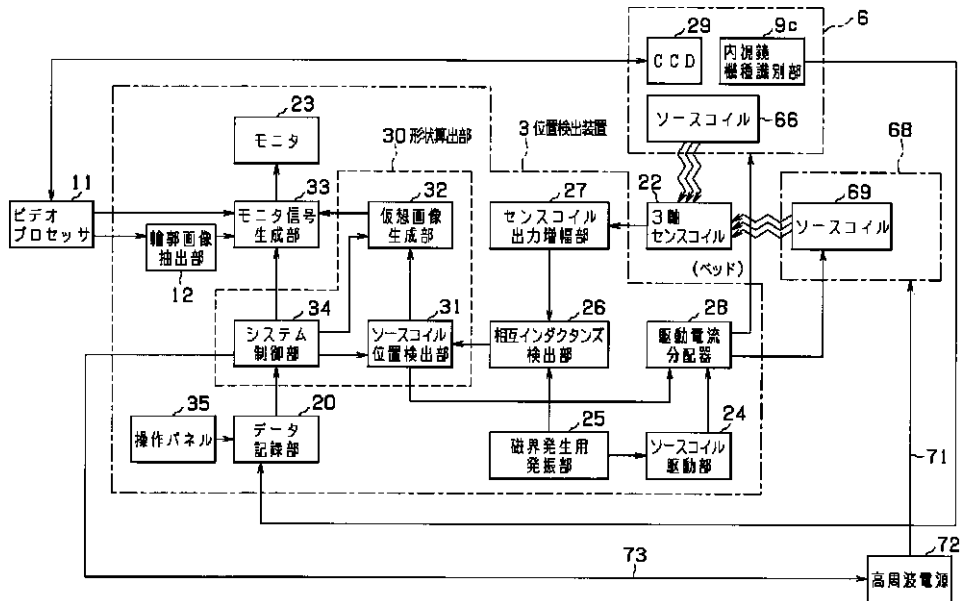
【図10】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

- (72)発明者 梶 国英
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目43番 2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 森實 祐一
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目43番 2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 菊地 康彦
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目43番 2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 高橋 裕史
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目43番 2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

- (72)発明者 中満 竹千代
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目43番 2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
 - (72)発明者 中村 剛明
東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目43番 2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- Fターム(参考) 2H040 BA00 BA14 BA23 DA02 GA02
GA11
4C060 GG22
4C061 AA00 BB00 CC06 DD00 FF24
FF41 GG11 GG15 HH51 LL02

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2002238844A	公开(公告)日	2002-08-27
申请号	JP2001040504	申请日	2001-02-16
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工业株式会社		
[标]发明人	加川裕昭 木村修一 梶国英 森實祐一 菊地康彦 高橋裕史 中満竹千代 中村剛明		
发明人	加川 裕昭 木村 修一 梶 国英 森實 祐一 菊地 康彦 高橋 裕史 中満 竹千代 中村 剛明		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/04 A61B17/28		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.320.Z A61B1/00.334.Z A61B17/28.310 G02B23/24.B A61B1/00.552 A61B1/01 A61B1/018 A61B1/018.515 A61B1/045.623 A61B1/05 A61B17/28 A61B18/12		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/BA14 2H040/BA23 2H040/DA02 2H040/GA02 2H040/GA11 4C060/GG22 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF24 4C061/FF41 4C061/GG11 4C061/GG15 4C061/HH51 4C061/LL02 4C160/GG40 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF24 4C161/FF41 4C161/GG11 4C161/GG15 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ10 4C161/LL02		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够通过在内窥镜的死角中提供治疗仪器的远端的位置信息，形状信息等来支持操作者的内窥镜装置。解决方案：内窥镜系统1设置有布置在内窥镜插入部分7处的源线圈16；布置在处理器具上的源线圈45；预先设置在床4上的三轴传感线圈22；源线圈位置检测部分31，用于根据三轴感应线圈22输出的检测信号，以三轴感应线圈22为参考，计算源线圈16,45的位置，该检测信号检测到由三轴感应线圈22产生的磁场。源线圈16,45；虚拟图像形成部分32，用于基于源线圈16执行在源线圈位置检测部分31中获取的位置信息到源线圈45的相对位置的坐标变换，并形成处理仪器40的虚像基于通过坐标变换获得的相对位置从内窥镜6观察；监视信号生成部分，用于在屏幕上的实际内窥镜图像的顶部显示由虚像形成部分32形成的虚像。

