

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号  
特許第4766902号  
(P4766902)

(45) 発行日 平成23年9月7日 (2011.9.7)

(24) 登録日 平成23年6月24日 (2011.6.24)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 〇 2
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 〇 〇 B
A 6 1 B 5/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 〇 〇 D
A 6 1 M 25/01 (2006.01)	A 6 1 B 5/06
A 6 1 M 25/00 (2006.01)	A 6 1 M 25/00 4 5 〇 B
請求項の数 11 (全 18 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号	特願2005-104125 (P2005-104125)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成17年3月31日 (2005.3.31)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2006-280591 (P2006-280591A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成18年10月19日 (2006.10.19)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成20年1月24日 (2008.1.24)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	小野田 文幸
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	丹羽 寛
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	三好 義孝
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 手術支援装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の体内に挿入される挿入部の内部に、磁界発生素子または磁界検出素子のうち一方の素子により構成される第1の位置検出用素子を複数配置したプローブと、

前記被検体の対象部位に処置を施す処置部の近傍に前記第1の位置検出用素子を複数配置した処置具と、

前記被検体の外部に前記磁界発生素子または前記磁界検出素子のうち、前記第1の位置検出用素子とは異なる他方の素子により構成される第2の位置検出用素子を配置して、前記プローブに配置された前記第1の位置検出用素子及び前記処置具に配置された前記第1の位置検出用素子の各位置を前記第2の位置検出用素子の位置を基準に用いて検出する検出手段と、

を備え、

前記検出手段は、前記処置具に配置された複数の前記第1の位置検出用素子の各位置に基づき、前記処置具の前記対象部位への接近方向を検出する

ことを特徴とする手術支援装置。

【請求項 2】

被検体の体内に挿入される挿入部の内部に、磁界発生素子または磁界検出素子のうち一方の素子により構成される第1の位置検出用素子を複数配置したプローブと、

前記被検体の対象部位に処置を施す処置部の近傍に前記第1の位置検出用素子を1つまたは複数個配置した処置具と、

前記被検体の外部に前記磁界発生素子または前記磁界検出素子のうち、前記第 1 の位置検出用素子とは異なる他方の素子により構成される第 2 の位置検出用素子を配置して、前記プローブに配置された前記第 1 の位置検出用素子及び前記処置具に配置された前記第 1 の位置検出用素子の各位置を前記第 2 の位置検出用素子の位置を基準に用いて検出する検出手段と、

を備え、

前記検出手段は、前記検出結果に基づき、前記処置具の前記処置部と前記プローブとの最短距離を算出し、前記最短距離が所定距離未満の場合、警告を行う

ことを特徴とする手術支援装置。

【請求項 3】

前記処置具は、前記処置部より前記被検体の対象部位にエネルギーを印加して処置を施すエネルギー処置具であって、

前記検出手段は、前記最短距離が所定限界距離未満の場合、前記エネルギー処置具に対して前記エネルギーの印加を停止させる

ことを特徴とする請求項 2 に記載の手術支援装置。

【請求項 4】

前記検出手段で算出した最短距離を表示手段上に表示する

ことを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の手術支援装置。

【請求項 5】

前記被検体の対象部位を撮像する内視鏡装置を有し、

前記検出手段は、前記内視鏡装置からの前記対象部位の内視鏡画像に基づいた前記プローブの形状画像及び前記処置具の先端画像を生成する

ことを特徴とする請求項 1 - 4 のいずれか一項に記載の手術支援装置。

【請求項 6】

前記プローブは、ガイドワイヤより構成される

ことを特徴とする請求項 1 - 5 のいずれか一項に記載の手術支援装置。

【請求項 7】

前記プローブは、カテーテルより構成される

ことを特徴とする請求項 1 - 5 のいずれか一項に記載の手術支援装置。

【請求項 8】

前記プローブは、内視鏡より構成される

ことを特徴とする請求項 1 - 5 のいずれか一項に記載の手術支援装置。

【請求項 9】

前記検出手段により得られた各素子の位置を基に、前記プローブの形状画像と、前記処置部の先端部位置情報及び形状画像を生成する形状画像生成手段と、

前記形状画像生成手段が生成した画像を同一画面上に表示する表示手段と、

を備えたことを特徴とする請求項 1 - 4 のいずれか一項に記載の手術支援装置。

【請求項 10】

複数の前記処置具の先端部位置情報及び形状画像を前記表示手段に表示する

ことを特徴とする請求項 9 に記載の手術支援装置。

【請求項 11】

前記検出手段で検出した位置情報に基づき、前記プローブの形状及び前記処置部の先端部を表示手段に表示する

ことを特徴とする請求項 1 - 4 のいずれか一項に記載の手術支援装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は磁界発生素子と磁界検出素子とを用いて手術を支援する手術支援装置に関する。

【背景技術】

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 2 】

近年、磁界発生素子と磁界検出素子とを用いて体内等に挿入された内視鏡の形状等を検出し、表示手段により表示を行う内視鏡形状検出装置が用いられるようになった。

## 【 0 0 0 3 】

例えば、特開 2 0 0 3 - 2 9 0 1 2 9 号公報等には、磁界を用いて内視鏡形状を検出し、検出した内視鏡形状を表示する装置が開示されている。そして、体内に挿入される内視鏡の挿入部内に所定の間隔で配置した複数の磁界発生素子を駆動してその周囲に磁界を発生させ、体外に配置した磁界検出素子により各磁界発生素子の 3 次元位置を検出して、各磁界発生素子を連続的に結ぶ曲線を生成して、モデル化した挿入部の 3 次元的な画像を表示手段で表示する。

10

## 【 0 0 0 4 】

術者等はその画像を観察することにより、体内に挿入された挿入部の先端部の位置や挿入形状等を把握でき、目的とする部位までの挿入作業等を円滑に行えるようにしている。

## 【 0 0 0 5 】

一方、外科手術においては、患部臓器に処置を施す際に、高周波焼灼装置や超音波処置装置等が用いられる。

【特許文献 1】特開 2 0 0 3 - 2 9 0 1 2 9 号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【 0 0 0 6 】

20

しかしながら、患部臓器の処置部位近傍には、患部臓器と無関係な管腔臓器、例えば血管や尿管等が分布しており、外科手術では、高周波焼灼装置にて患部臓器を処置する際には管腔臓器を避けて処置を行う必要があるが、これら管腔臓器が患部臓器に隠されている場合が多く、視認し難く、手技を円滑に行うことができないといった問題がある。

## 【 0 0 0 7 】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、容易かつ確実に処置に無関係な管腔臓器を検知し、円滑な手技の実施を支援することのできる手術支援装置を提供することを目的としている。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 0 8 】

30

本発明の第 1 の手術支援装置は、被検体の体内に挿入される挿入部の内部に、磁界発生素子または磁界検出素子のうち一方の素子により構成される第 1 の位置検出用素子を複数配置したプローブと、前記被検体の対象部位に処置を施す処置部の近傍に前記第 1 の位置検出用素子を複数配置した処置具と、前記被検体の外部に前記磁界発生素子または前記磁界検出素子のうち、前記第 1 の位置検出用素子とは異なる他方の素子により構成される第 2 の位置検出用素子を配置して、前記プローブに配置された前記第 1 の位置検出用素子及び前記処置具に配置された前記第 1 の位置検出用素子の各位置を前記第 2 の位置検出用素子の位置を基準に用いて検出する検出手段と、を備え、前記検出手段は、前記処置具に配置された複数の前記第 1 の位置検出用素子の各位置に基づき、前記処置具の前記対象部位への接近方向を検出することを特徴とする。

40

本発明の第 2 の手術支援装置は、被検体の体内に挿入される挿入部の内部に、磁界発生素子または磁界検出素子のうち一方の素子により構成される第 1 の位置検出用素子を複数配置したプローブと、前記被検体の対象部位に処置を施す処置部の近傍に前記第 1 の位置検出用素子を 1 つまたは複数個配置した処置具と、前記被検体の外部に前記磁界発生素子または前記磁界検出素子のうち前記第 1 の位置検出用素子とは異なる他方の素子により構成される第 2 の位置検出用素子を配置して、前記プローブに配置された前記第 1 の位置検出用素子及び前記処置具に配置された前記第 1 の位置検出用素子の各位置を前記第 2 の位置検出用素子の位置を基準に用いて検出する検出手段と、を備え、前記検出手段は、前記検出結果に基づき、前記処置具の前記処置部と前記プローブとの最短距離を算出し、前記最短距離が所定距離未満の場合、警告を行うことを特徴とする

50

## 【発明の効果】

## 【0009】

本発明によれば、容易かつ確実に処置に無関係な管腔臓器を検知し、円滑な手技の実施を支援することができるという効果がある。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0010】

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

## 【実施例1】

## 【0011】

図1ないし図12は本発明の実施例1に係わり、図1は手術システムの構成を示す構成図、図2は図1のプロープの構成を示す図、図3は図1の外科用ツールの構成を示す図、図4は図1のコイルユニットに内蔵されたコイルの配置例を示す図、図5は図1の管腔臓器形状検出装置の構成を示す構成図、図6は図5の受信ブロック及び制御ブロックの構成を示す図、図7は図5の受信ブロックの詳細な構成を示す図、図8は図6の2ポートメモリ等の動作を示すタイミング図、図9は図1の管腔臓器形状検出装置の作用を説明するフローチャート、図10は図9の処理を説明する説明図、図11は図1のプロープの第1の変形例の構成を示す図、図12は図1のプロープの第2の変形例の構成を示す図である。

10

## 【0012】

図1に示すように、本実施例における手術支援装置としての手術システム1は、開腹手技により患者5の体内の処置部位に処置を施す手術装置2と、開腹手技の支援（補助）に用いられる管腔臓器形状検出装置3とを備え、この管腔臓器形状検出装置3は、ベッド4に横たわる患者5の、例えば血管内に管腔臓器挿入プロープとしてのプロープ15を挿入し、開腹手技を行う際の血管位置告知手段として使用される。

20

## 【0013】

手術装置2は、例えば高周波電流を供給する高周波焼灼装置103と、高周波焼灼装置103からの高周波電流により患者5の体内の処置部位を焼灼する処置具としての外科用ツール100とから構成され、高周波焼灼装置103と外科用ツール100とはケーブル102により接続されている。

## 【0014】

プロープ15は、図2に示すように、細長で可撓性を有するガイドワイヤ15aより構成され、ガイドワイヤ15aの内部に先端より基端に沿って、例えば16個の磁界発生素子（またはソースコイル）14a、14b、...、14p（以下、符号14iで代表する：なお、ソースコイルの数は16個に限定されない）を有する。また、図3に示すように、外科用ツール100は、処置部である電極110が設けられた先端近傍内に磁界発生素子（またはソースコイル）140を有する。

30

## 【0015】

図1に戻り、プロープ15の後端から延出されたソースケーブル16は、その後端のコネクタ16aが管腔臓器形状検出装置3の装置本体である検出手段としての検出装置（装置本体とも記す）21に着脱自在に接続される。同様に、外科用ツール100の後端から延出されたソースケーブル101は、その後端のコネクタ101aが管腔臓器形状検出装置3の検出装置21に着脱自在に接続される。

40

## 【0016】

そして、検出装置21側から駆動信号伝達手段としてソースケーブル16、101を介して磁界発生手段となるソースコイル14i、140に駆動信号を印加することにより、ソースコイル14i、140は磁界を発生する。

## 【0017】

また、患者5が横たわるベッド4の付近に配置されるこの検出装置21には、（センス）コイルユニット23が上下方向に移動（昇降）自在に設けられ、このコイルユニット23内には複数の磁界検出素子（センスコイル）が配置されている。

## 【0018】

50

より具体的に説明すると、図 4 に示すように例えば中心の Z 座標が第 1 の Z 座標である例えば X 軸に向いたセンスコイル 2 2 a - 1、2 2 a - 2、2 2 a - 3、2 2 a - 4 と、中心の Z 座標が第 1 の Z 座標と異なる第 2 の Z 座標である Y 軸に向いたセンスコイル 2 2 b - 1、2 2 b - 2、2 2 b - 3、2 2 b - 4 と、中心の Z 座標が第 1 及び第 2 の Z 座標と異なる第 3 の Z 座標である Z 軸に向いたセンスコイル 2 2 c - 1、2 2 c - 2、2 2 c - 3、2 2 c - 4 の 1 2 個のセンスコイル（以下、符号 2 2 j で代表する）が配置されている。

#### 【 0 0 1 9 】

センスコイル 2 2 j は、コイルユニット 2 3 からのケーブル 2 3 a を介して検出装置 2 1 に接続されている。この検出装置 2 1 には使用者が装置を操作するための操作パネル 2 4 が設けられている。また、この検出装置 2 1 には検出した管腔臓器形状（以下、プローブ像と記す）及び外科用ツール 1 0 0 の先端位置（以下、ツール先端像と記す）を表示する表示手段として液晶モニタ 2 5 がその上部に配置されている。

10

#### 【 0 0 2 0 】

管腔臓器形状検出装置 3 は、図 5 に示すように、ソースコイル 1 4 i、1 4 0 を駆動する送信ブロック 2 6 と、コイルユニット 2 3 内のセンスコイル 2 2 j が受信した信号を受信する受信ブロック 2 7 と、受信ブロック 2 7 で検出した信号を信号処理する制御ブロック 2 8 とから構成される。

#### 【 0 0 2 1 】

図 6 に示すように、プローブ 1 5 には、上述したように、磁界を生成するための 1 6 個のソースコイル 1 4 i が所定の間隔で配置されており、これらソースコイル 1 4 i 及びソースコイル 1 4 0 は、送信ブロック 2 6 を構成する 1 7 個の互いに異なる周波数の駆動信号を生成するソースコイル駆動回路 3 1 に接続されている。

20

#### 【 0 0 2 2 】

ソースコイル駆動回路部 3 1 は、プローブ 1 5 の各ソースコイル 1 4 i 及び外科用ツール 1 0 0 のソースコイル 1 4 0 をそれぞれ異なる周波数の正弦波の駆動信号で駆動し、それぞれの駆動周波数はソースコイル駆動回路部 3 1 内部の図示しない駆動周波数設定データ格納手段或いは駆動周波数設定データ記憶手段に格納された駆動周波数設定データ（駆動周波数データとも記す）により設定される。この駆動周波数データは、制御ブロック 2 8 においてプローブ形状の算出処理等を行う形状推定手段である CPU（中央処理ユニット）3 2 により P I O（パラレル入出力回路）3 3 を介してソースコイル駆動回路部 3 1 内の駆動周波数データ格納手段（図示せず）に格納される。

30

#### 【 0 0 2 3 】

一方、コイルユニット 2 3 内の 1 2 個のセンスコイル 2 2 j は、受信ブロック 2 7 を構成するセンスコイル信号増幅回路部 3 4 に接続されている。

#### 【 0 0 2 4 】

センスコイル信号増幅回路部 3 4 では、図 7 に示すようにセンスコイル 2 2 j を構成する 1 2 個の単心コイル 2 2 k がそれぞれ増幅回路 3 5 k に接続されて 1 2 系統の処理系が設けられており、各単心コイル 2 2 k で検出された微小な信号が増幅回路 3 5 k により増幅されフィルタ回路 3 6 k でソースコイル群が発生する複数周波数が通過する帯域をもち不要成分を除去して出力バッファ 3 7 k に出力された後、A D C（アナログ・デジタル・コンバータ）3 8 k で制御ブロック 2 8 が読み込み可能なデジタル信号に変換される。

40

#### 【 0 0 2 5 】

なお、受信ブロック 2 7 は、センスコイル信号増幅回路部 3 4 及び A D C 3 8 k より構成され、センスコイル信号増幅回路部 3 4 は増幅回路 3 5 k、フィルタ回路 3 6 k 及び出力バッファ 3 7 k より構成される。

#### 【 0 0 2 6 】

図 6 に戻り、このセンスコイル信号増幅回路部 3 4 の 1 2 系統の出力は、1 2 個の前記 A D C 3 8 k に伝送され、制御ブロック 2 8 内の数値データ書き込み手段である制御信号発生回路部 4 0 から供給されるクロックにより所定のサンプリング周期のデジタルデータ

50

に変換される。このデジタルデータは、制御信号発生回路部 40 からの制御信号によってローカルデータバス 41 を介してデータ出力手段である 2 ポートメモリ 42 に書き込まれる。

【0027】

なお、2 ポートメモリ 42 は、図 7 に示すように、機能的には、ローカルコントローラ 42 a、第 1 の RAM 42 b、第 2 の RAM 42 c 及びバススイッチ 42 d よりなり、図 8 に示すようなタイミングにより、ローカルコントローラ 42 a からの A/D 変換開始信号により ADC 38 k が A/D 変換を開始し、ローカルコントローラ 42 a からの切り換え信号によりバススイッチ 42 d が RAM 42 b、42 c を切り換えながら第 1 RAM 42 b、42 c を交互に読み出しメモリ及び書き込みメモリとして用い、書き込み信号により、電源投入後は、常時データの取り込みを行っている。

10

【0028】

再び、図 6 に戻り、CPU 32 は、制御信号発生回路部 40 からの制御信号により 2 ポートメモリ 42 に書き込まれたデジタルデータをローカルデータバス 43、PCI コントローラ 44 及び PCI バス 45 (図 7 参照) からなる内部バス 46 を介して読みだし、メインメモリ 47 を用い、デジタルデータに対して周波数抽出処理 (高速フーリエ変換: FFT) を行い、各ソースコイル 14 i 及びソースコイル 140 の駆動周波数に対応する周波数成分の磁界検出情報に分離抽出し、分離した磁界検出情報の各デジタルデータからプローブ 15 内に設けられた各ソースコイル 14 i 及び外科用ツール 100 のソースコイル 140 の空間位置座標を算出する。

20

【0029】

また、算出された位置座標データからプローブ 15 の挿入状態及び外科用ツール 100 の先端位置を推定し、プローブ像及びツール先端像を形成する表示データを生成し、ビデオ RAM 48 に出力する。このビデオ RAM 48 に書き込まれているデータをビデオ信号発生回路 49 が読みだし、アナログのビデオ信号に変換して液晶モニタ 25 へと出力する。液晶モニタ 25 は、このアナログのビデオ信号を入力すると、表示画面上にプローブ像及びツール先端像を表示する。

【0030】

CPU 32 において、各ソースコイル 14 i 及びソースコイル 140 に対応した磁界検出情報、すなわち、各センスコイル 22 j を構成する単心コイル 22 k に発生する起電力 (正弦波信号の振幅値) と位相情報が算出される。なお、位相情報は、起電力の極性  $\pm$  を示す。

30

【0031】

このように構成された本実施例の作用について説明する。

【0032】

患者 5 の血管内にプローブ 15 を挿入し、外科用ツール 100 を用いて患者 5 の体内の処置部位に処置を施す開腹手技を開始する (図 1 参照) と、図 9 に示すように、ステップ S1 にて管腔臓器形状検出装置 3 の検出装置 21 は、プローブ 15 の各ソースコイル 14 i の位置を検出する。続いて、ステップ S2 にて検出装置 21 は、外科用ツール 100 のソースコイル 140 の位置を検出する。

40

【0033】

次に、ステップ S3 にて検出装置 21 は、検出した位置情報に基づきプローブ像とツール先端像を生成し、ステップ S4 にて図 10 に示すように、モニタ 25 にプローブ像 150 とツール先端像 151 を表示する。

【0034】

この処理をステップ S5 にて手技の終了を検知するまで繰り返す。

【0035】

このように本実施例では、モニタ 25 上のプローブ像 150 とツール先端像 151 とによりプローブ 15 が挿通されている血管と、外科用ツール 100 の先端の位置関係を明確に表示することができるので、術者は処置部位に処置を施す際に注意すべき血管が容易に

50

目視できなくても、プローブ像 150 とツール先端像 151 との位置関係を視認することで、容易に該血管を認識することが可能となり、手技を適切に支援することができる。

【0036】

なお、本実施例では、血管等に挿通するプローブ 15 に複数のソースコイル 14 i を配置し血管の形状を検出するとしたが、これに限らず、図 11 に示すように、中空のカテーテル 160 の側壁内に複数のソースコイル 14 i を配置し血管の形状を検出するようにしてもよい。また、図 12 に示すように、中空のカテーテル 160 の側壁内ではなく、カテーテル 160 の外周に複数のソースコイル 14 i を配置してもよい。すなわち、管腔臓器挿入プローブを図 11 または図 12 に示すカテーテル 160 としてもよい。

【0037】

また、本実施例では、管腔臓器として血管を例に説明したが、手技に応じて形状を検出する管腔臓器を尿管や胆管、腸管等とすることができるのはいうまでもない。

【0038】

管腔臓器を胆管、腸管等とした場合、プローブ 15 の代りに、特開 2003 - 290129 号公報等に開示されている形状検出可能な内視鏡を管腔臓器挿入プローブとすることができる。

【実施例 2】

【0039】

図 13 ないし図 17 は本発明の実施例 2 に係わり、図 13 は外科用ツールの構成を示す図、図 14 は図 13 の外科用ツールを用いた際の管腔臓器形状検出装置の作用を説明するフローチャート、図 15 は図 14 の処理を説明する第 1 の説明図、図 16 は図 14 の処理を説明する第 2 の説明図、図 17 は図 14 の処理を説明する第 3 の説明図である。

【0040】

実施例 2 は、実施例 1 とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0041】

本実施例の外科用ツール 100 は、図 13 に示すように、電極 110 が設けられている先端近傍に複数、少なくとも 2 つのソースコイル 140、141 を長手軸に沿って配置している。この 2 つのソースコイル 140、141 の位置を検出することで、外科用ツール 100 の先端位置及び、外科用ツール 100 の向きが検出される。その他の構成は実施例 1 と同じである。

【0042】

このように構成された本実施例の作用について説明する。

【0043】

患者 5 の血管内にプローブ 15 を挿入し、外科用ツール 100 を用いて患者 5 の体内の処置部位に処置を施す開腹手技を開始する（図 1 参照）と、図 14 に示すように、ステップ S11 にて管腔臓器形状検出装置 3 の検出装置 21 は、プローブ 15 の各ソースコイル 14 i の位置を検出する。続いて、ステップ S12 にて検出装置 21 は、外科用ツール 100 のソースコイル 140、141 の位置を検出する。

【0044】

次に、ステップ S13 にて検出装置 21 は、検出した位置情報に基づきプローブ像とツール先端像を生成し、ステップ S14 にて図 15 に示すように、モニタ 25 にプローブ像 150 とツール先端像 151 a を表示する。

【0045】

なお、本実施例では、ソースコイル 140、141 により外科用ツール 100 の向きが算出されるため、図 15 のようにツール先端像 151 a は、外科用ツール 100 の位置と向きが分かる画像となっている。

【0046】

そして、ステップ S15 にて検出装置 21 は、プローブ像とツール先端との最短距離 L を算出し、ステップ S16 にて図 16 に示すように、距離 L を示す距離情報 201 をモニ

10

20

30

40

50

タ 2 5 に表示する。

【 0 0 4 7 】

次に、ステップ S 1 7 にて検出装置 2 1 は、距離 L が所定の距離 L 0 未満かどうか判断し、距離 L が所定の距離 L 0 未満ならば、ステップ S 1 8 にて図 1 7 に示すように、血管と外科用ツール 1 0 0 が接近している旨の警告情報 2 0 2 をモニタ 2 5 に表示する警告表示処理を実行する。

【 0 0 4 8 】

この処理をステップ S 1 9 にて手技の終了を検知するまで繰り返す。

【 0 0 4 9 】

このように本実施例では、実施例 1 の効果に加え、外科用ツール 1 0 0 の向きがツール先端像 1 5 1 a により視認可能であるので、術者は血管と外科用ツール 1 0 0 との接近状態を認識することが可能となる。

【 0 0 5 0 】

また、距離情報 2 0 1 や警告情報 2 0 2 をモニタ 2 5 に表示するので、より確実に接近状態を認識することができる。

【 0 0 5 1 】

なお、距離 L が所定の距離 L 0 未満ならば警告情報 2 0 2 をモニタ 2 5 に表示するとしたが、図示しないスピーカ等により音声信号により警告してもよいし、図示しない発光手段（例えば検出装置 2 1 に設けるランプあるいは L E D ）を発光させて警告するようにしてもよい。

【 実施例 3 】

【 0 0 5 2 】

図 1 8 及び図 1 9 は本発明の実施例 3 に係わり、図 1 8 は手術システムの構成を示す構成図、図 1 9 は図 1 8 の管腔臓器形状検出装置の作用を説明するフローチャートである。

【 0 0 5 3 】

実施例 3 は、実施例 2 とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 0 5 4 】

本実施例では、図 1 8 に示すように、管腔臓器形状検出装置 3 の検出装置 2 1 は、血管と外科用ツール 1 0 0 との接近状態に応じて、高周波焼灼装置 1 0 3 の出力を制御ケーブル 3 0 0 を介して制御する。その他の構成は実施例 2 と同じである。

【 0 0 5 5 】

このように構成された本実施例の作用について説明する。

【 0 0 5 6 】

図 1 9 に示すように、ステップ S 1 ～ステップ S 1 8 までは、実施例 2 と同じであって、本実施例では、ステップ S 1 8 の警告表示処理後に、ステップ S 2 1 にて検出装置 2 1 は、プローブ像とツール先端との距離 L が、所定の距離 L 0 より短い限界最小距離 L min 未満になったかどうか判断する。この限界最小距離 L min 未満と判断すると、ステップ S 2 2 にて検出装置 2 1 は、制御ケーブル 3 0 0 を介して高周波焼灼装置 1 0 3 の出力停止の制御を行う。

【 0 0 5 7 】

その他の処理は実施例 2 と同じであって、この処理をステップ S 1 9 にて手技の終了を検知するまで繰り返す。

【 0 0 5 8 】

このように本実施例では、実施例 2 の効果に加え、血管と外科用ツール 1 0 0 の先端が所定の距離 L 0 より短い限界最小距離 L min 未満になると、高周波焼灼装置 1 0 3 の出力を停止することができる。

【 実施例 4 】

【 0 0 5 9 】

図 2 0 ないし図 2 2 は本発明の実施例 4 に係わり、図 2 0 は手術システムの構成を示す

10

20

30

40

50



構成図、図 2 1 は図 2 0 の管腔臓器形状検出装置の作用を説明するフローチャート、図 2 2 は図 2 1 の処理を説明する説明図である。

【 0 0 6 0 】

実施例 4 は、実施例 3 とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 0 6 1 】

上記実施例 1 ~ 3 では、開腹手技を例に説明したが、本実施例では低侵襲な腹腔鏡下手技に適用される実施例を説明する。

【 0 0 6 2 】

図 2 0 に示すように、本実施例では、図示しないトラカールを介して腹腔内に挿入される腹腔鏡 4 0 0 を備えている。なお、本実施例では外科用ツール 1 0 0 も図示しないトラカールを介して腹腔内に挿入される。

10

【 0 0 6 3 】

腹腔鏡 4 0 0 は、ライトガイド（図示せず）が挿通されており、ライトガイドがビデオプロセッサ 4 0 1 内の光源部からの照明光を伝送し、挿入部先端に設けた照明窓から伝送した照明光を出射し、患者 5 の対象部位等を照明する。照明された対象部位等の被写体は照明窓に隣接して設けられた観察窓に取り付けた対物レンズ及びリレーレンズ等により接眼部により結像する。その結像位置には、カメラヘッド 4 0 2 が着脱自在に設けられ、カメラヘッド 4 0 2 に配置された撮像素子（CCD）に像を結び、この撮像素子は光電変換する。

20

【 0 0 6 4 】

光電変換された信号はビデオプロセッサ 4 0 1 内の映像信号処理部により信号処理されて標準的な映像信号が生成され、ビデオプロセッサ 4 0 1 に接続された画像観察用モニタ 4 0 3 に表示される。また、ビデオプロセッサ 4 0 1 からは対象部位等の被写体の内視鏡画像データが管腔臓器形状検出装置 3 の検出装置 2 1 に出力されるようになっている。その他の構成は実施例 3 と同じである。

【 0 0 6 5 】

このように構成された本実施例の作用について説明する。

【 0 0 6 6 】

患者 5 の血管内にプローブ 1 5 を挿入し、腹腔鏡 4 0 0 及び外科用ツール 1 0 0 をトラカールを介して患者 5 の体内の処置部位に導き、腹腔鏡下手技による処置を開始すると、図 2 1 に示すように、ステップ S 3 1 にて管腔臓器形状検出装置 3 の検出装置 2 1 は、プローブ 1 5 の各ソースコイル 1 4 i の位置を検出する。続いて、ステップ S 3 2 にて検出装置 2 1 は、外科用ツール 1 0 0 のソースコイル 1 4 0、1 4 1 の位置を検出する。

30

【 0 0 6 7 】

次に、ステップ S 3 3 にて検出装置 2 1 は、検出した位置情報に基づきプローブ像とツール先端像を生成する。

【 0 0 6 8 】

続いて、検出装置 2 1 は、ステップ S 3 4 にてカメラヘッド 4 0 2 により撮像された対象部位等の被写体の内視鏡画像データを取り込み、ステップ S 3 5 にて取り込んだ内視鏡画像データを画像処理し、例えば外科用ツール 1 0 0 の画像部分を抽出する。

40

【 0 0 6 9 】

続いて、検出装置 2 1 は、ステップ S 3 6 にてツール先端像が抽出した外科用ツール 1 0 0 の画像部分の画像位置に一致するように、プローブ像とツール先端像の向きを補正する。

【 0 0 7 0 】

そして、検出装置 2 1 は、ステップ S 3 7 にて図 2 2 に示すように、モニタ 2 5 のライブ画像表示エリア 4 1 0 に取り込んだ内視鏡画像データを表示すると共に、モニタ 2 5 の形状表示エリア 4 1 1 にプローブ像 1 5 0 とツール先端像 1 5 1 a を表示する。このとき、形状表示エリア 4 1 1 に表示されるツール先端像 1 5 1 a は、ステップ S 3 6 の補正に

50

よりライブ画像表示エリア 4 1 0 に表示される外科用ツール 1 0 0 と各エリア内で相対的に同じ位置及び同じ向きの画像となり、形状表示エリア 4 1 1 に表示されるプローブ像 1 5 0 とツール先端像 1 5 1 a の配置がライブ画像表示エリア 4 1 0 に表示される内視鏡画像データと一致している。

【 0 0 7 1 】

その後のステップ S 1 5 以降の処理は実施例 3 と同じである。

【 0 0 7 2 】

このように本実施例では、腹腔鏡下手技においても実施例 3 と同様な効果を得ることができる。

【 0 0 7 3 】

なお、腹腔鏡に限らず、可撓性の挿入部を有する、例えば電子内視鏡としてもよく、この場合、外科用ツールは電子内視鏡の処置具チャンネルに挿通されるツールとなるが、このツール先端にソースコイルを設けることで、本実施例と同様な作用 / 効果を得ることができるのはいうまでもない。

【実施例 5】

【 0 0 7 4 】

図 2 3 及び図 2 4 は本発明の実施例 5 に係わり、図 2 3 は手術システムの構成を示す構成図、図 2 4 は図 2 3 の管腔臓器形状検出装置の作用を説明する説明図である。

【 0 0 7 5 】

実施例 5 は、実施例 4 とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 0 7 6 】

図 2 3 に示すように、本実施例では、外科用ツール 1 0 0 の他に、第 2 の外科用ツール 5 0 0 を図示しないトラカールを介して腹腔内に挿入する例である。

【 0 0 7 7 】

この第 2 の外科用ツール 5 0 0 は例えば把持鉗子等であって、図示はしないが、外科用ツール 1 0 0 と同様に、先端の把持部の近傍にソースコイル 1 4 0、1 4 1 が設けられ、該ソースコイル 1 4 0、1 4 1 は、外科用ツール 5 0 0 の後端から延出されたソースケーブル 5 0 1 のコネクタ 5 0 1 a により管腔臓器形状検出装置 3 の検出装置 2 1 に着脱自在に接続され、外科用ツール 1 0 0 のソースコイル 1 4 0、1 4 1 と同様に駆動される。

【 0 0 7 8 】

その他の構成は実施例 4 と同じである。

【 0 0 7 9 】

本実施例では、実施例 4 と同じ処理（図 2 1 参照）がなされるが、図 2 4 に示すように、モニタ 2 5 の形状表示エリア 4 1 1 には、プローブ像 1 5 0 と外科用ツール 1 0 0 のツール先端像 1 5 1 a の他に第 2 の外科用ツール 5 0 0 のツール先端像 5 1 0 が表示される。このとき、ツール先端像 1 5 1 a とツール先端像 5 1 0 とを識別可能に表示形状をツールに応じて生成している。

【 0 0 8 0 】

また、ツール先端像 1 5 1 a とツール先端像 5 1 0 とをより識別可能するために、異なる色等で表示してもよく、この場合、距離情報 2 0 1 をツール先端像の色に合わせて表示する。なお、警告情報 2 0 2（図 1 7 参照）を表示する場合も、警告対象となるツール先端像の色に合わせて表示する。

【 0 0 8 1 】

このように本実施例では、実施例 4 の効果に加え、外科用ツールが複数用いられる場合においても、手技を適切に支援することができる。

【実施例 6】

【 0 0 8 2 】

図 2 5 及び図 2 6 は本発明の実施例 6 に係わり、図 2 5 は手術システムの構成を示す構成図、図 2 6 は図 2 5 の管腔臓器形状検出装置の作用を説明する説明図である。

## 【 0 0 8 3 】

実施例 6 は、実施例 4 とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

## 【 0 0 8 4 】

図 2 5 に示すように、本実施例では、プローブ 1 5 の他に、プローブ 1 5 にて形状検出する血管以外の、注意を要する血管の形状を検出する第 2 のプローブ 6 0 0 を用いた例である。

## 【 0 0 8 5 】

第 2 のプローブ 6 0 0 はプローブ 1 5 と同様に構成され、第 2 のプローブ 6 0 0 のソースコイル 1 4 i は、プローブ 6 0 0 の後端から延出されたソースケーブル 6 0 1 のコネクタ 6 0 1 a により管腔臓器形状検出装置 3 の検出装置 2 1 に着脱自在に接続され、プローブ 1 5 のソースコイル 1 4 i と同様に駆動される。

10

## 【 0 0 8 6 】

その他の構成は実施例 4 と同じである。

## 【 0 0 8 7 】

本実施例では、実施例 4 と同じ処理（図 2 1 参照）がなされるが、図 2 6 に示すように、モニタ 2 5 の形状表示エリア 4 1 1 には、プローブ 1 5 のプローブ像 1 5 0 と外科用ツール 1 0 0 のツール先端像 1 5 1 a の他に、第 2 のプローブ 6 0 0 のプローブ像 6 1 0 が表示される。このとき、プローブ像 1 5 0 a とプローブ像 6 1 0 とを識別可能に異なる色にて表示する。また、この場合、距離情報 2 0 1 をツール先端像の色に合わせて表示する。なお、警告情報 2 0 2（図 1 7 参照）を表示する場合も、警告対象となるツール先端像の色に合わせて表示する。

20

## 【 0 0 8 8 】

このように本実施例では、実施例 4 の効果に加え、注意を要する血管等の管腔臓器が複数ある場合にも、これら複数の管腔臓器にソースコイル 1 4 i を設けたプローブを配置し、その形状を検出することで、手技を適切に支援することができる。

## 【 実施例 7 】

## 【 0 0 8 9 】

図 2 7 及びないし図 2 8 は本発明の実施例 7 に係わり、図 2 7 は外科用ツールの構成を示す図、図 2 8 は図 2 7 の A - A 線断面を示す断面図である。

30

## 【 0 0 9 0 】

実施例 7 は、実施例 1 とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

## 【 0 0 9 1 】

本実施例では、外科用ツール 1 0 0 の先端部に、図 2 7 及び図 2 8 に示すように、例えば素材のバネ性を利用した取り付け部内にソースコイル 1 4 0 を内蔵させた磁気コイルユニット 7 0 0 が装着可能に構成される。

## 【 0 0 9 2 】

その他の構成は実施例 1 と同じであって、本実施例でも実施例 1 と同様な作用及び効果を得ることができる。

40

## 【 0 0 9 3 】

なお、外科用ツール 1 0 0 への磁気コイルユニット 7 0 0 への装着方法は、これに限らず、他の固定手段でもよい。また、ソースコイル 1 4 0 部分が磁気コイルユニット 7 0 0 から分離できるようになっていてもよい。

## 【 0 0 9 4 】

また、複数の磁気コイルユニット 7 0 0 を外科用ツール 1 0 0 にセットしてもよい。

## 【 0 0 9 5 】

本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

## 【 図面の簡単な説明 】

50

## 【 0 0 9 6 】

【図 1】本発明の実施例 1 に係る手術システムの構成を示す構成図

【図 2】図 1 のプローブの構成を示す図

【図 3】図 1 の外科用ツールの構成を示す図

【図 4】図 1 のコイルユニットに内蔵されたコイルの配置例を示す図

【図 5】図 1 の管腔臓器形状検出装置の構成を示す構成図

【図 6】図 5 の受信ブロック及び制御ブロックの構成を示す図

【図 7】図 5 の受信ブロックの詳細な構成を示す図

【図 8】図 6 の 2 ポートメモリ等の動作を示すタイミング図

【図 9】図 1 の管腔臓器形状検出装置の作用を説明するフローチャート

10

【図 10】図 9 の処理を説明する説明図

【図 11】図 1 のプローブの第 1 の変形例の構成を示す図

【図 12】図 1 のプローブの第 2 の変形例の構成を示す図

【図 13】本発明の実施例 2 に係る外科用ツールの構成を示す図

【図 14】図 13 の外科用ツールを用いた際の管腔臓器形状検出装置の作用を説明するフローチャート

【図 15】図 14 の処理を説明する第 1 の説明図

【図 16】図 14 の処理を説明する第 2 の説明図

【図 17】図 14 の処理を説明する第 3 の説明図

【図 18】本発明の実施例 3 に係る手術システムの構成を示す構成図

20

【図 19】図 18 の管腔臓器形状検出装置の作用を説明するフローチャート

【図 20】本発明の実施例 4 に係る手術システムの構成を示す構成図

【図 21】図 20 の管腔臓器形状検出装置の作用を説明するフローチャート

【図 22】図 21 の処理を説明する説明図

【図 23】本発明の実施例 5 に係る手術システムの構成を示す構成図

【図 24】図 23 の管腔臓器形状検出装置の作用を説明する説明図

【図 25】本発明の実施例 6 に係る手術システムの構成を示す構成図

【図 26】図 25 の管腔臓器形状検出装置の作用を説明する説明図

【図 27】本発明の実施例 7 に係わる外科用ツールの構成を示す図

【図 28】図 27 の A - A 線断面を示す断面図

30

【符号の説明】

## 【 0 0 9 7 】

1 ...手術システム

2 ...手術装置

3 ...管腔臓器形状検出装置

1 4 i、1 4 0 ...ソースコイル

1 5 ...プローブ

2 1 ...検出装置

2 3 ...コイルユニット

2 2 j ...センスコイル

2 4 ...操作パネル

2 6 ...送信ブロック

2 7 ...受信ブロック

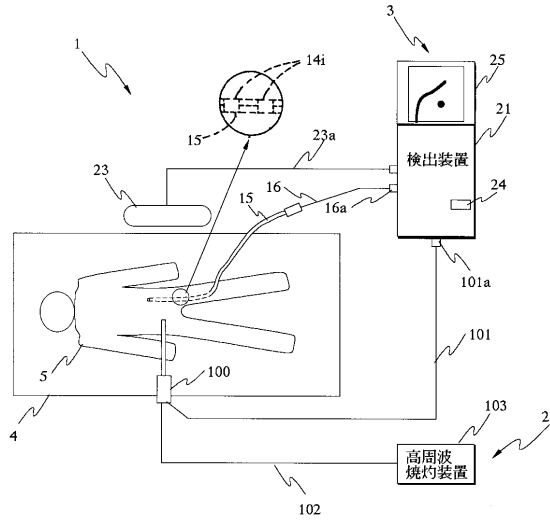
2 8 ...制御ブロック

1 0 0 ...外科用ツール

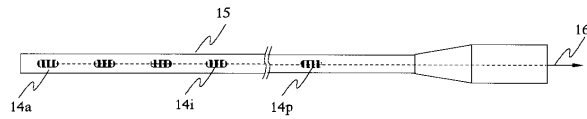
代理人 弁理士 伊藤 進

40

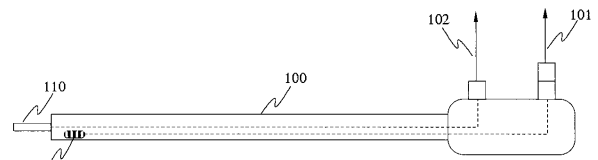
【 図 1 】



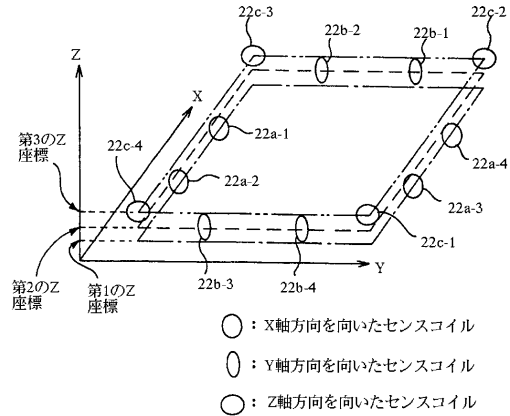
【圖 2】



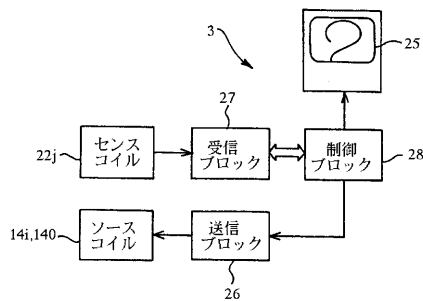
【 図 3 】



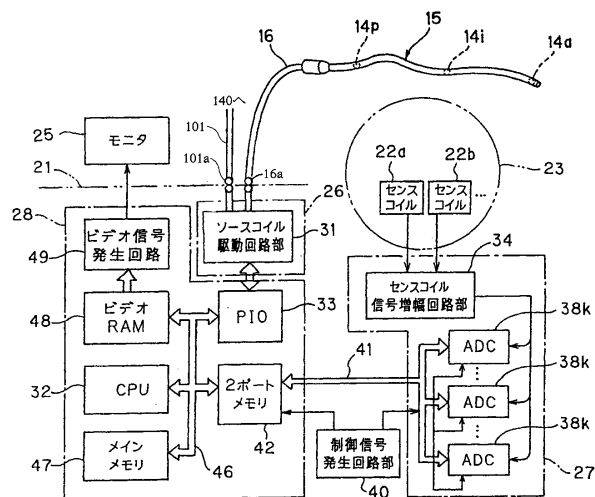
【 図 4 】



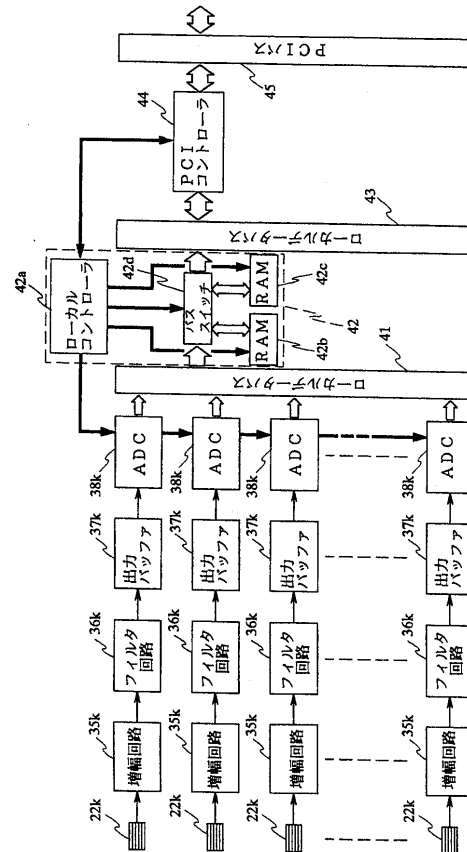
【圖 5】



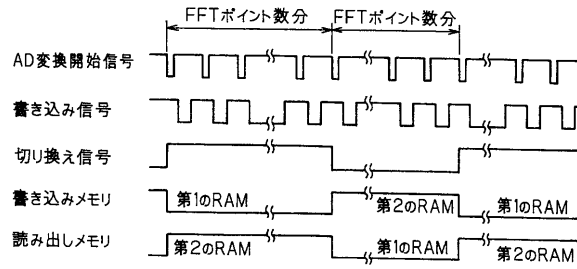
【 図 6 】



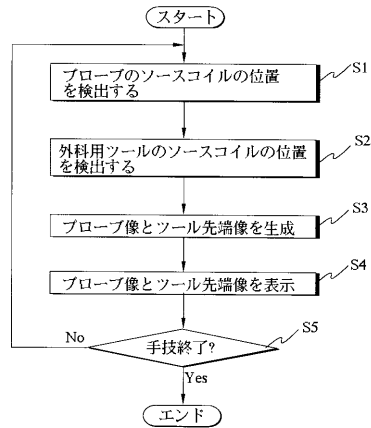
【圖 7】



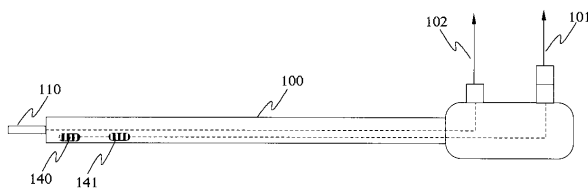
【図 8】



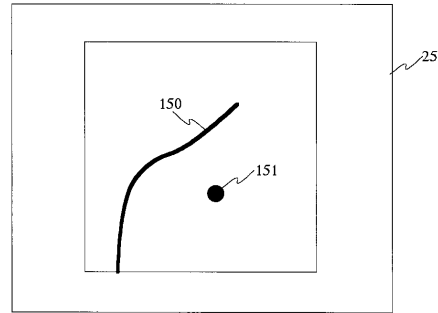
【図 9】



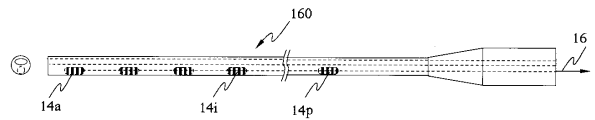
【図 13】



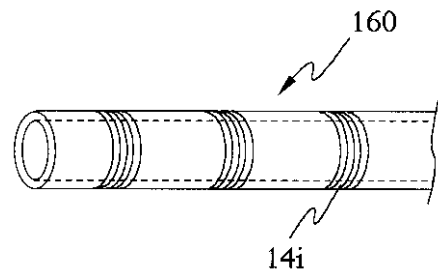
【図 10】



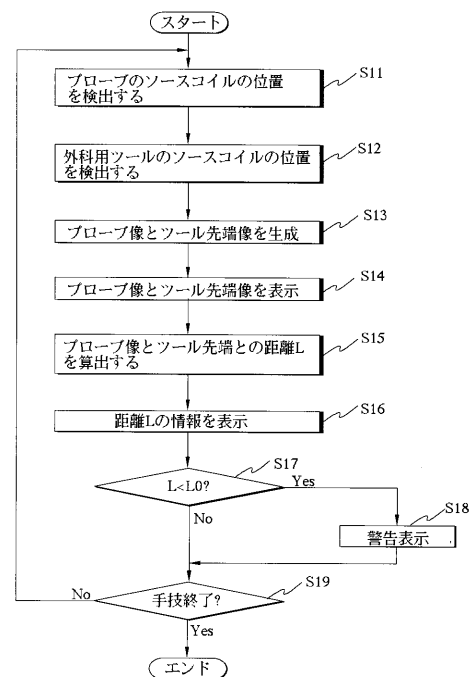
【図 11】



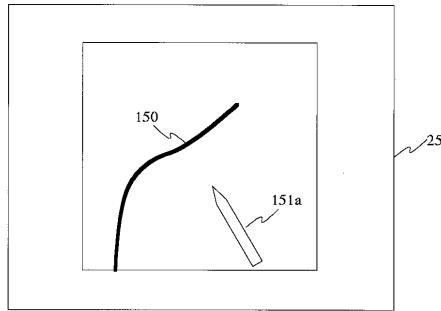
【図 12】



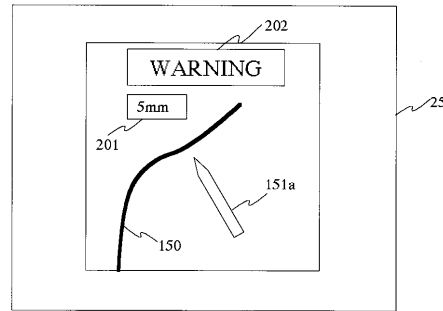
【図 14】



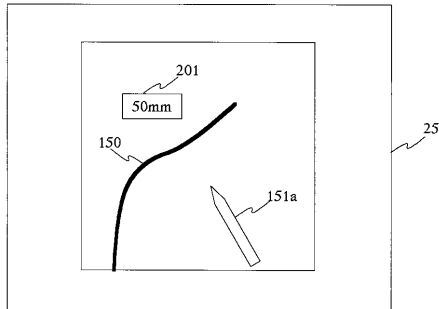
【図 15】



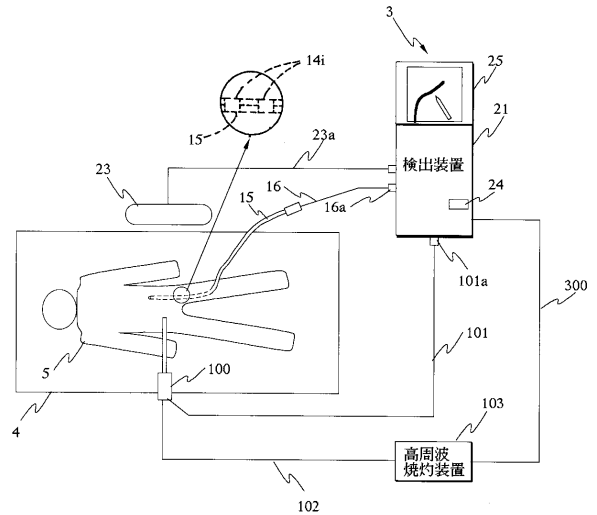
【図 17】



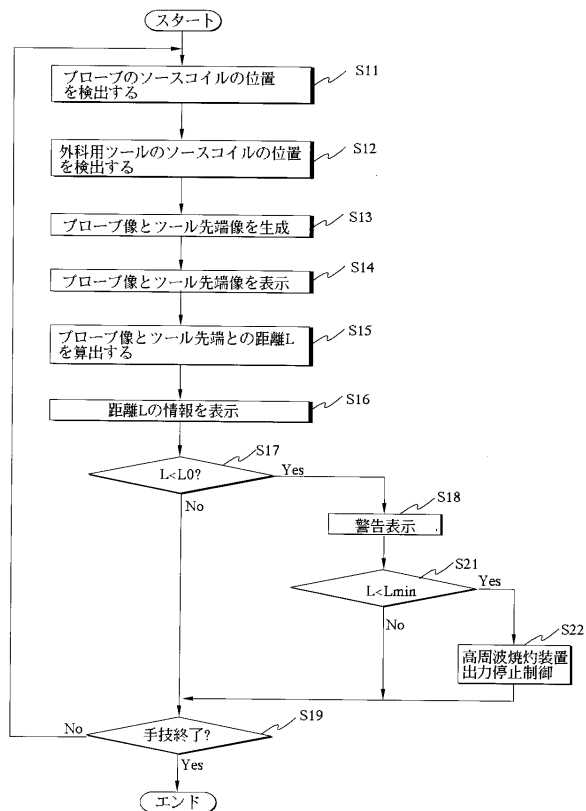
【図 16】



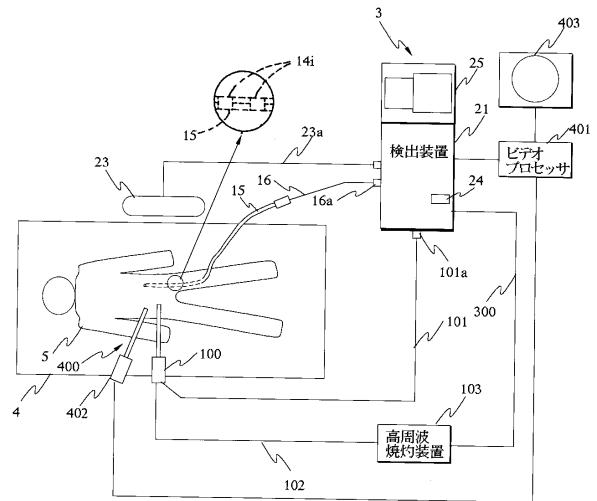
【図 18】



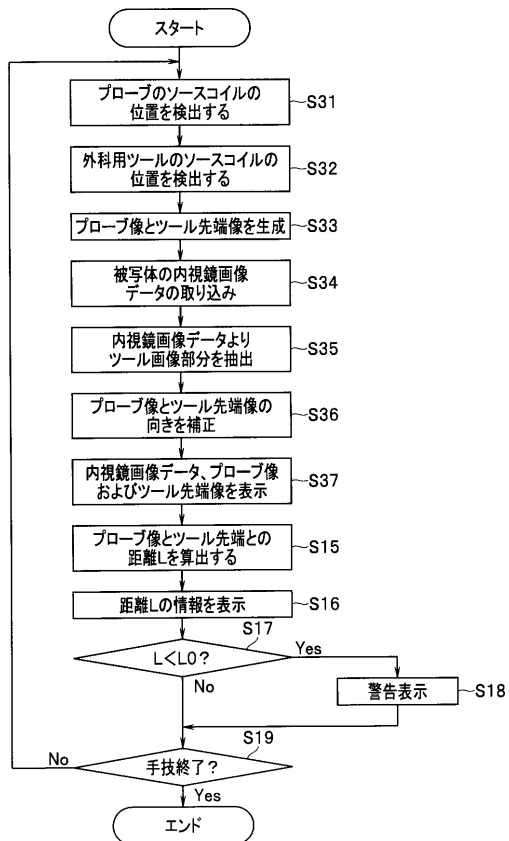
【図 19】



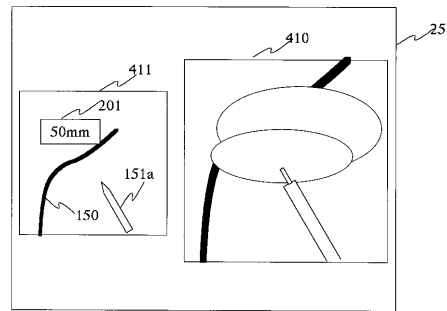
【図 20】



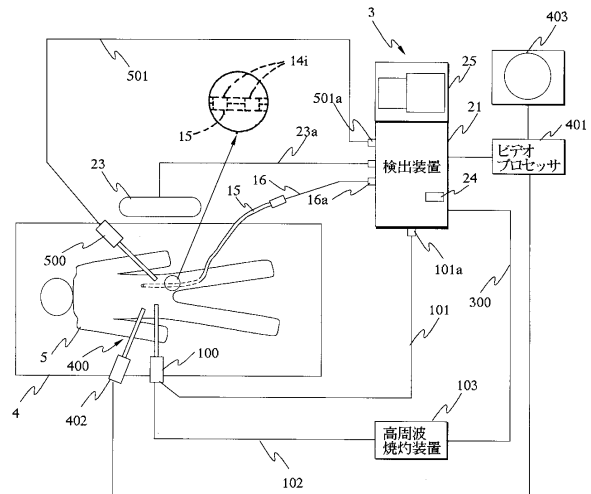
【 図 2 1 】



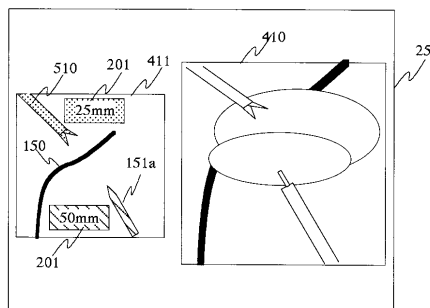
【 図 2 2 】



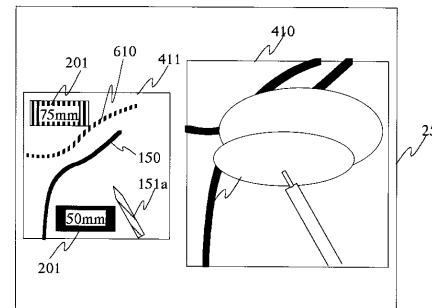
【 図 2 3 】



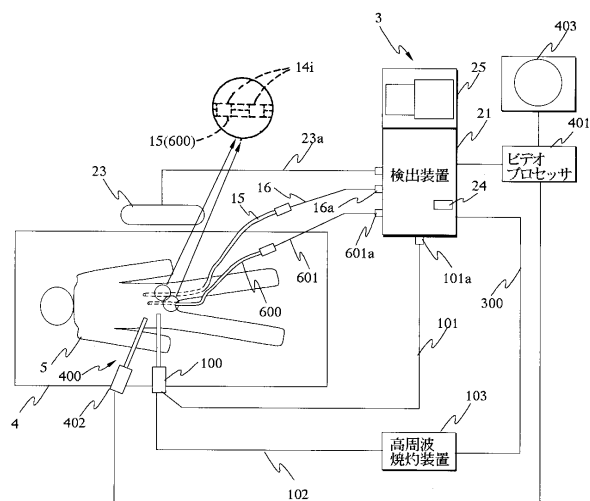
【 図 2 4 】



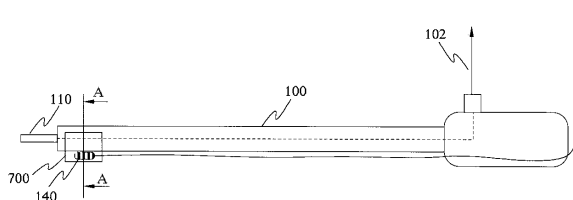
【 図 2 6 】



【 図 2 5 】

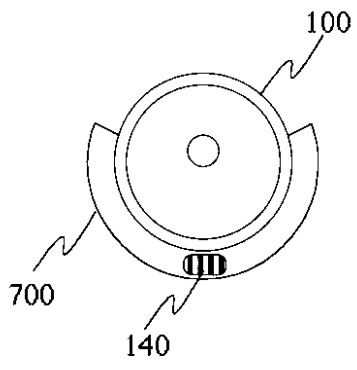


【圖 27】





【図 28】



---

 フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 18/12 (2006.01)** A 6 1 M 25/00  
 A 6 1 B 17/39

(72)発明者 相沢 千恵子  
 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内  
 (72)発明者 佐藤 稔  
 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内  
 (72)発明者 織田 朋彦  
 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内  
 (72)発明者 三宅 憲輔  
 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 井上 哲男

(56)参考文献 特開 2 0 0 2 - 2 5 3 4 8 0 ( J P , A )  
 特表 2 0 0 8 - 5 0 0 1 3 8 ( J P , A )  
 特開 2 0 0 4 - 3 5 1 2 3 0 ( J P , A )  
 特開 2 0 0 3 - 2 9 0 1 2 9 ( J P , A )  
 特表 2 0 0 1 - 5 2 2 2 8 8 ( J P , A )  
 特表 2 0 0 1 - 5 0 0 7 4 9 ( J P , A )  
 特表 2 0 0 0 - 5 1 2 1 8 9 ( J P , A )  
 特開平 0 8 - 1 0 7 8 7 5 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
 A 6 1 B 1 9 / 0 0  
 A 6 1 B 1 / 0 0  
 A 6 1 B 1 8 / 1 2

专利名称(译)	手术支援装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4766902B2</a>	公开(公告)日	2011-09-07
申请号	JP2005104125	申请日	2005-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	小野田文幸 丹羽寛 三好義孝 相沢千恵子 佐藤稔 織田朋彦 三宅憲輔		
发明人	小野田 文幸 丹羽 寛 三好 義孝 相沢 千恵子 佐藤 稔 織田 朋彦 三宅 憲輔		
IPC分类号	A61B19/00 A61B1/00 A61B5/06 A61M25/01 A61M25/00 A61B18/12		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B1/00.300.B A61B1/00.300.D A61B5/06 A61M25/00.450.B A61M25/00 A61B17/39 A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.622 A61B1/00.650 A61B1/018.515 A61B1/045.622 A61B18/12 A61B18/14 A61B34/20 A61M25/09.514		
F-TERM分类号	4C060/KK06 4C060/KK07 4C060/KK25 4C060/MM24 4C061/AA03 4C061/AA04 4C061/AA05 4C061/AA06 4C061/AA15 4C061/AA22 4C061/DD03 4C061/FF41 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/NN05 4C061/WW15 4C160/KK06 4C160/KK07 4C160/KK13 4C160/KK25 4C160/KK35 4C160/KK36 4C160/KL07 4C160/MM33 4C160/MM43 4C160/MM53 4C161/AA03 4C161/AA04 4C161/AA05 4C161/AA06 4C161/AA15 4C161/AA22 4C161/DD03 4C161/FF41 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/WW15 4C167/AA01 4C167/AA28 4C267/AA01 4C267/AA28		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	井上哲夫		
其他公开文献	JP2006280591A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：检测与手术无关且与手术无关的中空器官，并支持顺利手术的实施。 解决方案：作为手术辅助装置的内窥镜系统1包括外科手术装置2，该外科手术装置2用于通过开放式腹腔镜技术对患者体内的治疗部位进行治疗，管腔器官形状检测用于检测中空器官形状的装置3通过插入探针15作为用于将管腔器官插入躺在床4上的患者5的血管中的探针形成，例如，血管位置通知装置。它是用来作为一个。 点域1

