

(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.CI.

F 1

A 6 1 B 19/00	(2006.01)	A 6 1 B 19/00	502
A 6 1 B 1/00	(2006.01)	A 6 1 B 1/00	300B
A 6 1 B 5/06	(2006.01)	A 6 1 B 1/00	300D
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	450B

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)

(22) 出願日

平成17年3月31日 (2005.3.31)

(65) 公開番号

特開2006-280591 (P2006-280591A)

(43) 公開日

平成18年10月19日 (2006.10.19)

審査請求日

平成20年1月24日 (2008.1.24)

(73) 特許権者 304050923

オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100076233

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、

10

20

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】

10

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】

20

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】

30

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。

40

【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】

50

【0002】

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。

【0003】

例えば、特開2003-290129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

【0004】

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。

【0005】

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2003-290129号公報**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

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。

【0007】

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】**【0008】**

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のプローブの構成を示す図、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のプローブの第1の変形例の構成を示す図、図12は図1のプローブの第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ブとしてのプローブ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】

プローブ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、プローブ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22a-1、22a-2、22a-3、22a-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22b-1、22b-2、22b-3、22b-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22c-1、22c-2、22c-3、22c-4の12個のセンスコイル（以下、符号22jで代表する）が配置されている。

【0019】

センスコイル22jは、コイルユニット23からのケーブル23aを介して検出装置21に接続されている。この検出装置21には使用者が装置を操作するための操作パネル24が設けられている。また、この検出装置21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100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25がその上部に配置されている。10

【0020】

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14i、14oを駆動する送信ブロック26と、コイルユニット23内のセンスコイル22jが受信した信号を受信する受信ブロック27と、受信ブロック27で検出した信号を信号処理する制御ブロック28とから構成される。

【0021】

図6に示すように、プローブ15には、上述したように、磁界を生成するための16個のソースコイル14iが所定の間隔で配置されており、これらソースコイル14i及びソースコイル14oは、送信ブロック26を構成する17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31に接続されている。20

【0022】

ソースコイル駆動回路部31は、プローブ15の各ソースコイル14i及び外科用ツール100のソースコイル14o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31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28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）32によりPIO（パラレル入出力回路）33を介してソースコイル駆動回路部31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

【0023】

一方、コイルユニット23内の12個のセンスコイル22jは、受信ブロック27を構成するセンスコイル信号增幅回路部34に接続されている。

【0024】

センスコイル信号增幅回路部34では、図7に示すようにセンスコイル22jを構成する12個の单心コイル22kがそれぞれ增幅回路35kに接続されて12系統の処理系が設けられており、各单心コイル22kで検出された微小な信号が增幅回路35kにより増幅されフィルタ回路36k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37kに出力された後、ADC（アナログ・デジタル・コンバータ）38kで制御ブロック28が読み込み可能なデジタル信号に変換される。40

【0025】

なお、受信ブロック27は、センスコイル信号增幅回路部34及びADC38kより構成され、センスコイル信号增幅回路部34は増幅回路35k、フィルタ回路36k及び出力バッファ37kより構成される。

【0026】

図6に戻り、このセンスコイル信号增幅回路部34の12系統の出力は、12個の前記ADC38kに伝送され、制御ブロック28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40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。

【 0 0 2 7 】

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 42a、第 1 の RAM 42b、第 2 の RAM 42c 及びバススイッチ 42d 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 42a からの A / D 変換開始信号により ADC 38k が A / D 変換を開始し、ローカルコントローラ 42a からの切り替え信号によりバススイッチ 42d が RAM 42b、42c を切り替えながら第 1 RAM 42b、42c 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

【 0 0 2 8 】

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 14i 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 14i 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

【 0 0 2 9 】

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。

【 0 0 3 0 】

CPU 32 において、各ソースコイル 14i 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 22j を構成する单心コイル 22k 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 ± を示す。30

【 0 0 3 1 】

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 3 2 】

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处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 14i 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

【 0 0 3 3 】

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。

【 0 0 3 4 】

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。

【 0 0 3 5 】

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、術者は処置部位に处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 14i 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 14i 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 14i 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 14i 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 151a 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 151a 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

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。 10

【 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。 20

【 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。 30

【 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。 40

【 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

構成図、図21は図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は図21の処理を説明する説明図である。

【0060】

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。

【0061】

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。

【0062】

図20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400を備えている。なお、本実施例では外科用ツール100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

【0063】

腹腔鏡400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401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402が着脱自在に設けられ、カメラヘッド402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

【0064】

光電変換された信号はビデオプロセッサ401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401に接続された画像観察用モニタ403に表示される。また、ビデオプロセッサ401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21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。

【0065】

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。

【0066】

患者5の血管内にプローブ15を挿入し、腹腔鏡400及び外科用ツール100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21に示すように、ステップS31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14iの位置を検出する。続いて、ステップS32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。30

【0067】

次に、ステップS33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する。

【0068】

続いて、検出装置21は、ステップS34にてカメラヘッド402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S35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100の画像部分を抽出する。40

【0069】

続いて、検出装置21は、ステップS36にてツール先端像が抽出した外科用ツール100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。

【0070】

そして、検出装置21は、ステップS37にて図22に示すように、モニタ25のライブ画像表示エリア410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25の形状表示エリア411にプローブ像150とツール先端像151aを表示する。このとき、形状表示エリア411に表示されるツール先端像151aは、ステップS36の補正に50

よりライブ画像表示エリア 410 に表示される外科用ツール 100 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 411 に表示されるプローブ像 150 とツール先端像 151a の配置がライブ画像表示エリア 410 に表示される内視鏡画像データと一致している。

【0071】

その後のステップ S15 以降の処理は実施例 3 と同じである。

【0072】

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。

【0073】

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】

【0074】

図 23 及び図 24 は本発明の実施例 5 に係わり、図 23 は手術システムの構成を示す構成図、図 24 は図 23 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。

【0075】

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。

【0076】

図 23 に示すように、本実施例では、外科用ツール 100 の他に、第 2 の外科用ツール 500 を図示しないトラカルを介して腹腔内に挿入する例である。

【0077】

この第 2 の外科用ツール 500 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 100 と同様に、先端の把持部の近傍にソースコイル 140、141 が設けられ、該ソースコイル 140、141 は、外科用ツール 500 の後端から伸出されたソースケーブル 501 のコネクタ 501a により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、外科用ツール 100 のソースコイル 140、141 と同様に駆動される。

【0078】

その他の構成は実施例 4 と同じである。

【0079】

本実施例では、実施例 4 と同じ処理（図 21 参照）がなされるが、図 24 に示すように、モニタ 25 の形状表示エリア 411 には、プローブ像 150 と外科用ツール 100 のツール先端像 151a の他に第 2 の外科用ツール 500 のツール先端像 510 が表示される。このとき、ツール先端像 151a とツール先端像 510 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。

【0080】

また、ツール先端像 151a とツール先端像 510 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 201 をツール先端像の色に合わせて表示する。なお、警告情報 202（図 17 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。

【0081】

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】

【0082】

図 25 及び図 26 は本発明の実施例 6 に係わり、図 25 は手術システムの構成を示す構成図、図 26 は図 25 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。

10

20

30

40

50

【0083】

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。

【0084】

図25に示すように、本実施例では、プローブ15の他に、プローブ15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600を用いた例である。

【0085】

第2のプローブ600はプローブ15と同様に構成され、第2のプローブ600のソースコイル14iは、プローブ600の後端から延出されたソースケーブル601のコネクタ601aにより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、プローブ15のソースコイル14iと同様に駆動される。10

【0086】

その他の構成は実施例4と同じである。

【0087】

本実施例では、実施例4と同じ処理(図21参照)がなされるが、図26に示すように、モニタ25の形状表示エリア411には、プローブ15のプローブ像150と外科用ツール100のツール先端像151aの他に、第2のプローブ600のプローブ像610が表示される。このとき、プローブ像150aとプローブ像610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201をツール先端像の色に合わせて表示する。なお、警告情報202(図17参照)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

【0088】

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14i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】**【0089】**

図27及びないし図28は本発明の実施例7に係わり、図27は外科用ツールの構成を示す図、図28は図27のA-A線断面を示す断面図である。30

【0090】

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。

【0091】

本実施例では、外科用ツール100の先端部に、図27及び図28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140を内蔵させた磁気コイルユニット700が装着可能に構成される。

【0092】

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

【0093】

なお、外科用ツール100への磁気コイルユニット700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140部分が磁気コイルユニット700から分離できるようになっていてもよい。

【0094】

また、複数の磁気コイルユニット700を外科用ツール100にセットしてもよい。

【0095】

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】

10

20

30

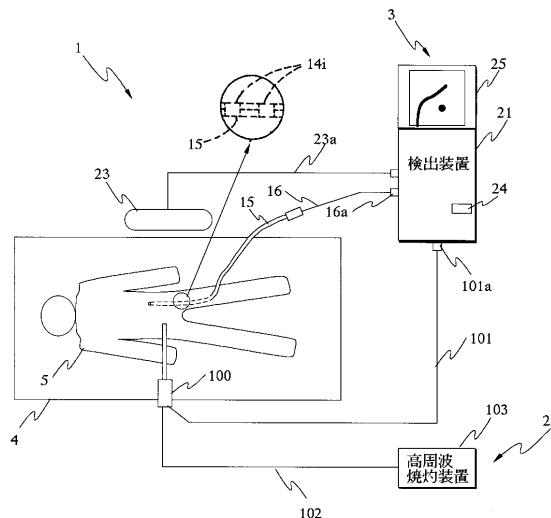
40

50

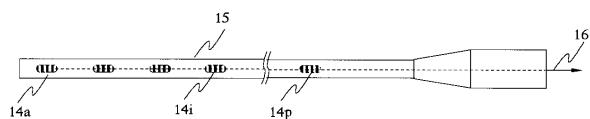
【0096】

- 【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】
 【0097】
 1...手術システム
 2...手術装置
 3...管腔臓器形状検出装置
 14i、14o...ソースコイル
 15...プローブ
 21...検出装置
 23...コイルユニット
 22j...センスコイル
 24...操作パネル
 26...送信ブロック
 27...受信ブロック
 28...制御ブロック
 100...外科用ツール 40
 代理人 弁理士 伊藤 進

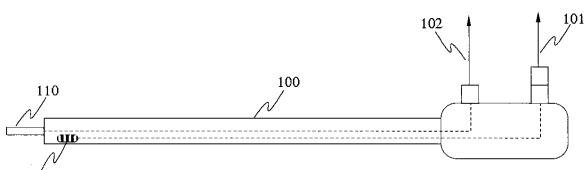
【 図 1 】



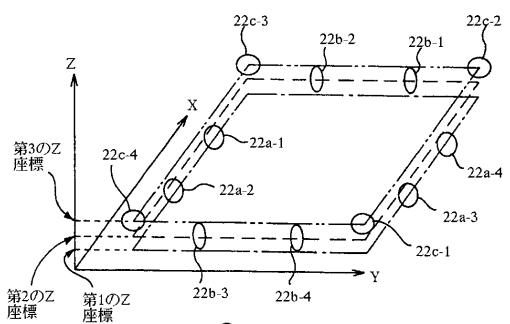
【 四 2 】



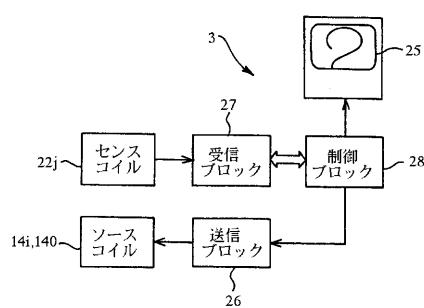
【 図 3 】



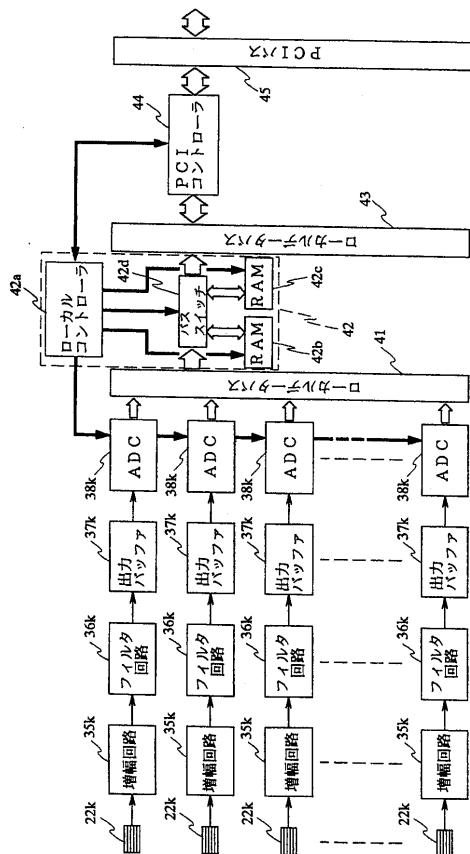
【図4】



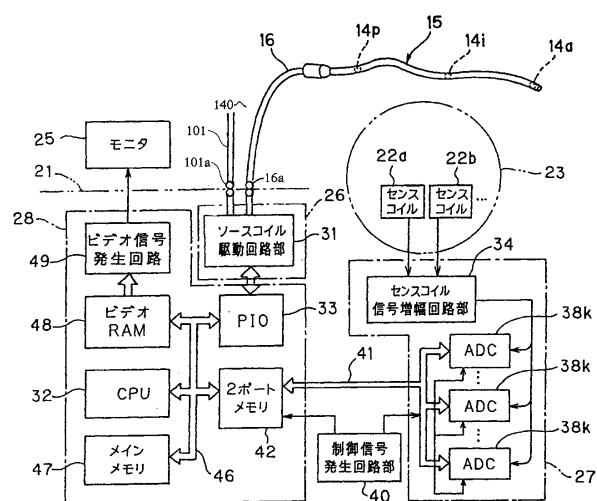
(5)



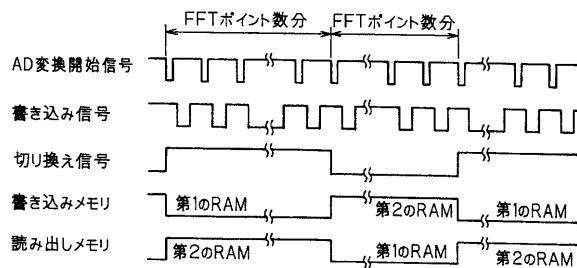
(义 7)



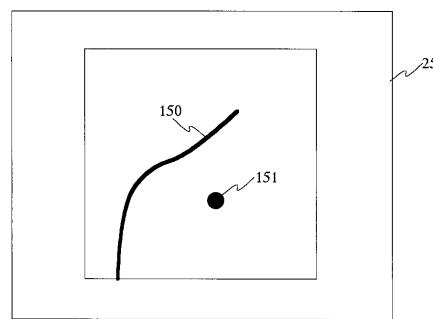
【図6】



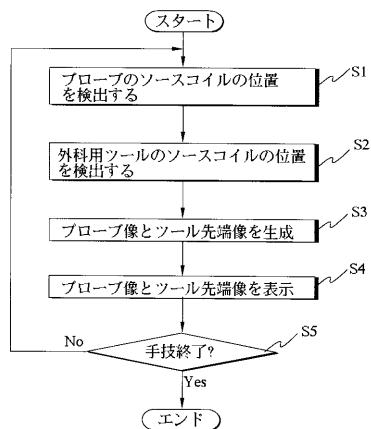
【図 8】



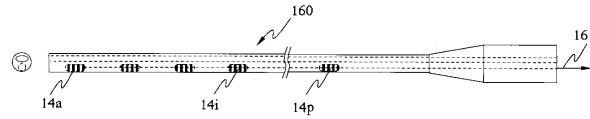
【図 10】



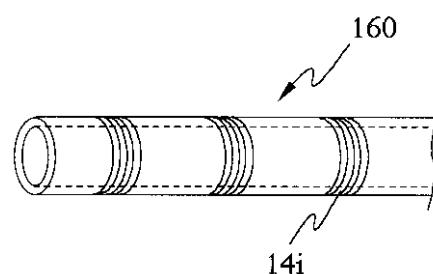
【図 9】



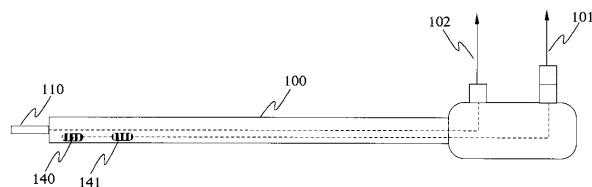
【図 11】



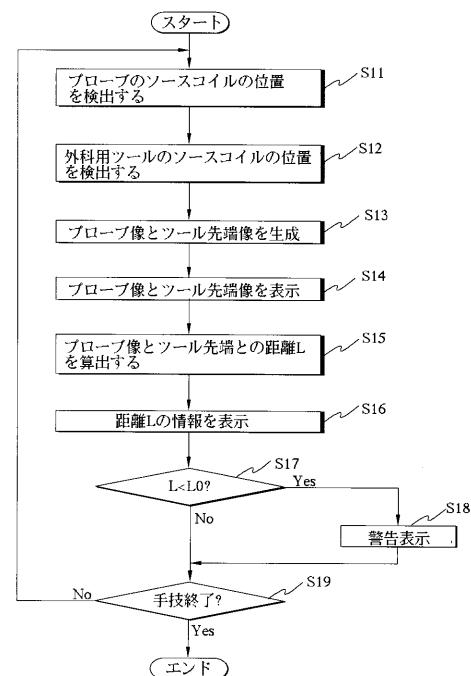
【図 12】



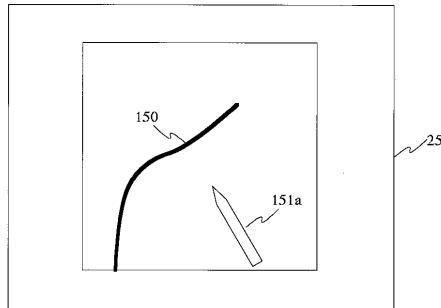
【図 13】



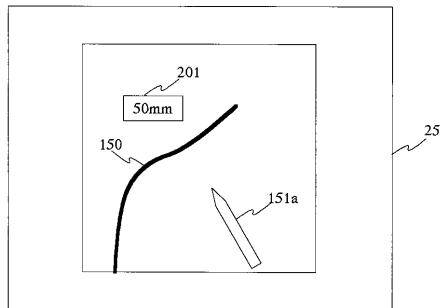
【図 14】



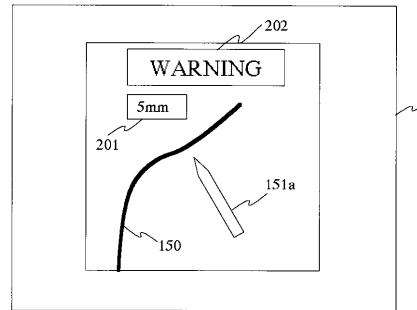
【図15】



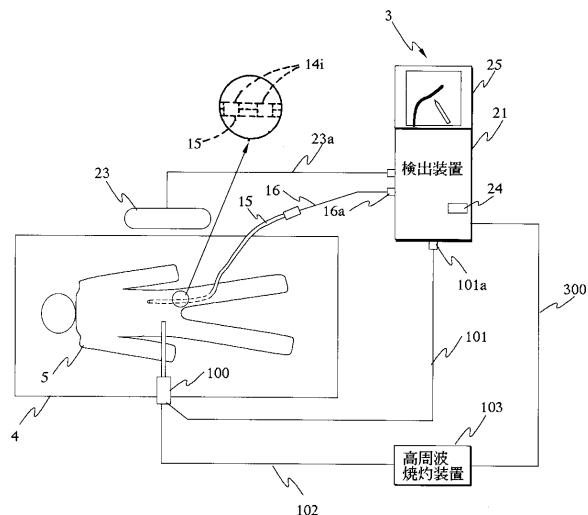
【図16】



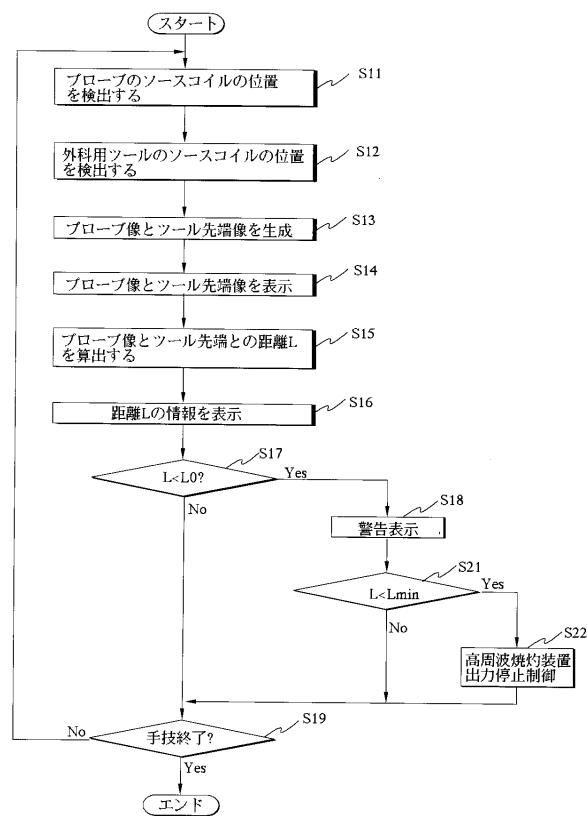
【図17】



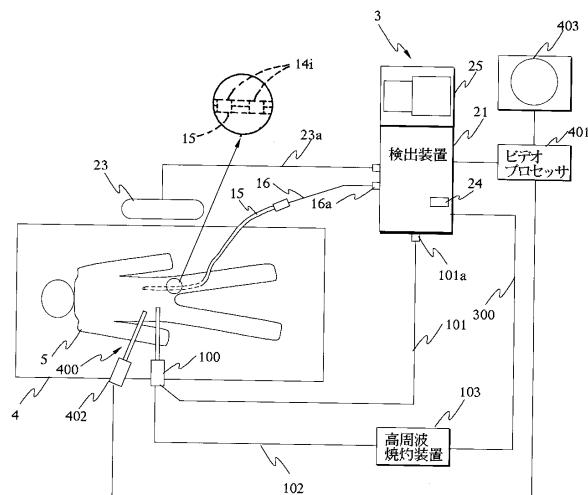
【図18】



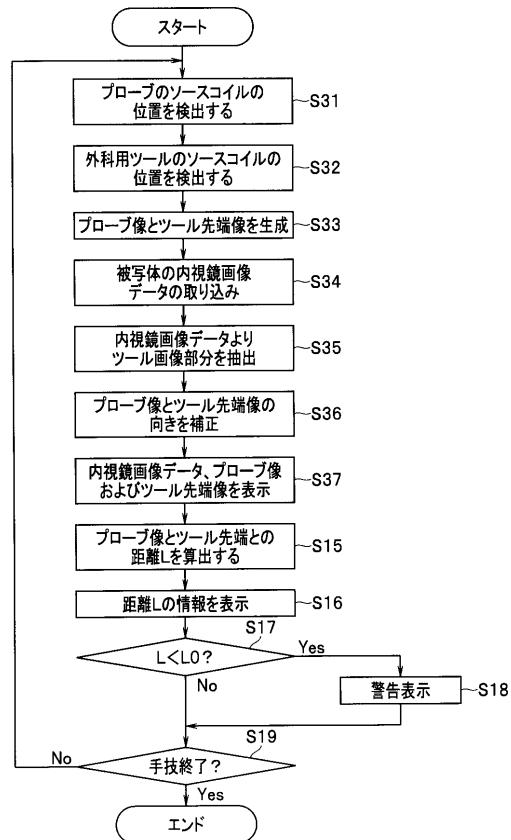
【図19】



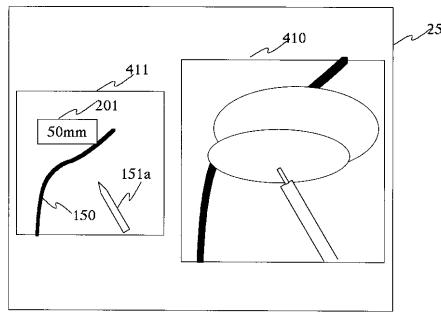
【図20】



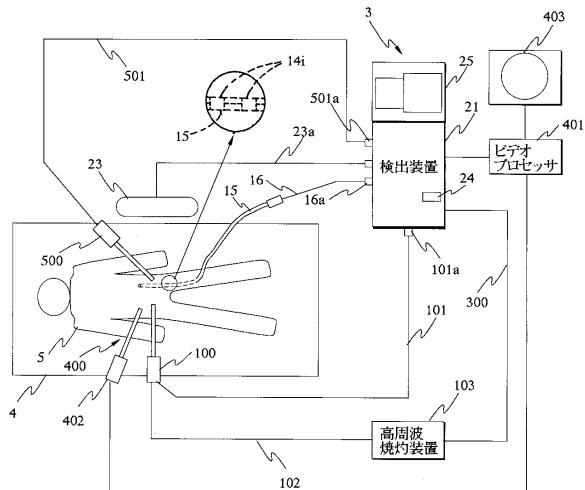
【図21】



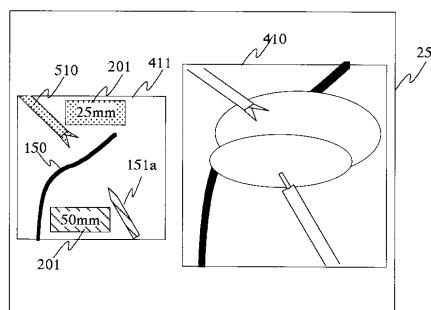
【図22】



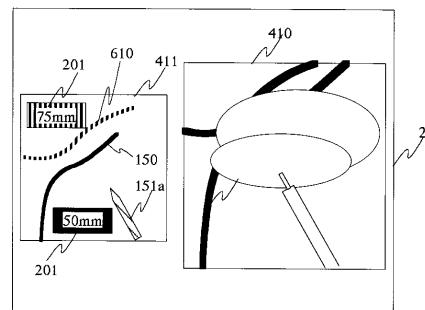
【図23】



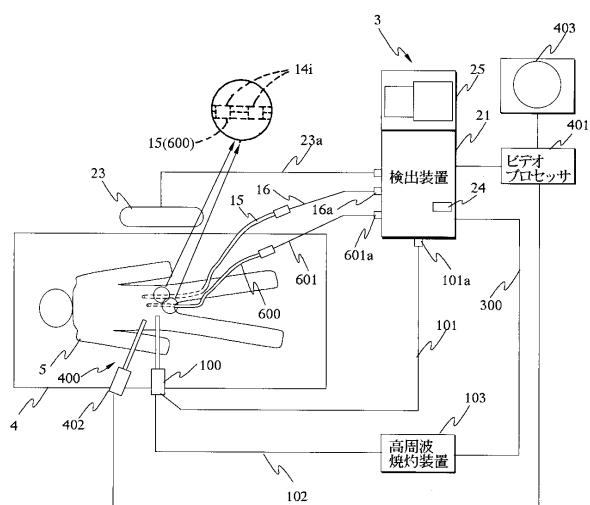
【図24】



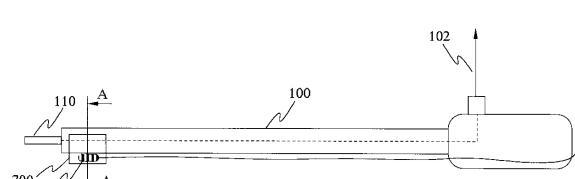
【図26】



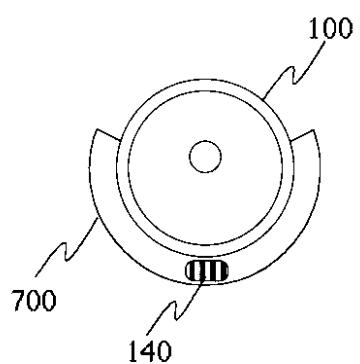
【図25】



【図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 佐藤 稔
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 織田 朋彦
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 三宅 憲輔
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

審査官 井上 哲男

(56)参考文献 特開2002-253480(JP,A)
特表2008-500138(JP,A)
特開2004-351230(JP,A)
特開2003-290129(JP,A)
特表2001-522288(JP,A)
特表2001-500749(JP,A)
特表2000-512189(JP,A)
特開平08-107875(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 19 / 0 0
A 6 1 B 1 / 0 0
A 6 1 B 18 / 1 2

专利名称(译)	手术支援装置		
公开(公告)号	JP4766902B2	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	Espacenet		

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

