

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-49353

(P2016-49353A)

(43) 公開日 平成28年4月11日(2016.4.11)

(51) Int.Cl.
A61B 1/00 (2006.01)F I
A61B 1/00 320Zテーマコード (参考)
4C161

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2014-177414 (P2014-177414)
(22) 出願日 平成26年9月1日(2014.9.1)(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
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
(74) 代理人 100101661
弁理士 長谷川 靖
(74) 代理人 100135932
弁理士 篠浦 治
(72) 発明者 秋葉 博剛
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 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
最終頁に続く

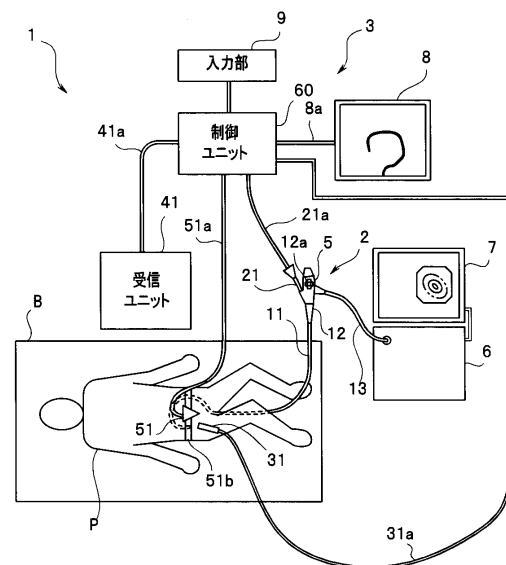
(54) 【発明の名称】 内視鏡挿入状態観測装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】簡単な構成で且つ容易に内視鏡挿入部の位置を確認できる装置を提供する。

【解決手段】被検体に挿入される内視鏡挿入部に設けられて送信信号を発生する送信信号発生部51と、送信信号を受信する受信部41を有し、被検体外部に移動自在に配置される位置検出部31と、受信部の受信結果に基づいて送信信号発生部と受信部との間の位置関係を求め、求めた位置関係に基づいて送信信号発生部と受信部との間の距離を算出する距離算出部と、距離算出部が算出した距離に関する情報を提示する提示部7, 8とを具備する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に挿入される内視鏡挿入部に設けられて送信信号を発生する送信信号発生部と、前記送信信号を受信する受信部を有し、前記被検体外部に移動自在に配置される位置検出部と、

前記受信部の受信結果に基づいて前記送信信号発生部と前記受信部との間の位置関係を求め、求めた位置関係に基づいて前記送信信号発生部と前記受信部との間の距離を算出する距離算出部と、

前記距離算出部が算出した距離に関する情報を提示する提示部とを具備したことを特徴とする内視鏡挿入状態観測装置。

10

【請求項 2】

前記提示部は、前記位置検出部に設けられることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡挿入状態観測装置。

【請求項 3】

前記提示部は、前記距離算出部が算出した距離がいずれの距離範囲の中にあるかを示す表示を行う

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡挿入状態観測装置。

【請求項 4】

前記提示部は、前記距離算出部が算出した距離が所定の閾値よりも小さくなったことを示す情報を提示する

ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 つに記載の内視鏡挿入状態観測装置。

20

【請求項 5】

前記内視鏡挿入部には複数の送信信号発生部が設けられており、

前記距離算出部は、前記複数の送信信号発生部のうち指定された送信信号発生部について、前記受信部との間の距離を算出する

ことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 つに記載の内視鏡挿入状態観測装置。

【請求項 6】

前記位置検出部は、前記距離算出部に、前記複数の送信信号発生部のうちの 1 つの送信信号発生部を指定するための操作部を有する

ことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡挿入状態観測装置。

30

【請求項 7】

前記複数の送信信号発生部のうち指定された送信信号発生部について、前記内視鏡挿入部内における位置を示す表示を行う表示部

を具備したことを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の内視鏡挿入状態観測装置。

【請求項 8】

前記提示部は、前記距離算出部が求めた前記送信信号発生部と前記受信部との間の位置関係に基づいて前記内視鏡挿入部の挿入形状を示す画像を表示する

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡挿入状態観測装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

40

【0001】

本発明は、内視鏡の挿入状態を観測する内視鏡挿入状態観測装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来より、細長の挿入部を屈曲した体腔内に挿入することにより、体表面を切開することなく体腔内深部の臓器などを観察したり、必要に応じて内視鏡挿入部の処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種の治療や処置などを実現した医療用の内視鏡が広く利用されている。

【0003】

被検体となる体腔内の管腔は、例えば大腸や小腸等のように曲がっていることから、内

50

視鏡挿入部が管腔のどの位置まで挿入されているか、また内視鏡挿入部がどのような形状になっているかが判明すると、内視鏡による観察処置の操作性が向上する。

【0004】

そこで、内視鏡挿入時において屈曲状態等を知ることができる装置として、ソースコイル等を用いて内視鏡の挿入形状を検出する内視鏡形状検出装置が提案されている。例えば、特許文献1においては、内視鏡挿入部のいずれの箇所において挿入が阻害されているかをディスプレイの画面上に表示する技術が提案されている。

【0005】

ところで、術者又は介助者（以下、術者等という）は、内視鏡挿入部を手によって体腔内へと押し込むようにして前進させる作業を行う。しかし、内視鏡挿入部が挿入される体腔内の管路は弾力性を有しており、管路の屈曲部分等において、内視鏡挿入部を押し込む力によって管路が撓み、内視鏡挿入部が円滑に前進しないことがある。

10

【0006】

このような場合に内視鏡挿入部を円滑に進行させる手技として、用手圧迫法が採用されることがある。用手圧迫法は、例えば術者等が被検者の体外から腹壁を圧迫することで、管路内の内視鏡挿入部の進行方向を変化させて、内視鏡挿入部を円滑に前進し得るよう補助する挿入支援方法である。

【0007】

この用手圧迫法による手技を行う場合には、内視鏡挿入部の位置に応じた適切な部位を圧迫する必要がある。そこで、術者等は、特許文献1の装置等を利用して、ディスプレイの画面上に表示された内視鏡の挿入形状を観察することで、用手圧迫法の効果を得るために必要な圧迫位置を認識する。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2006-288752号公報

【特許文献2】特開2006-314711号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、用手圧迫法による手技の実行時に、特許文献1の技術を利用して内視鏡挿入部の挿入形状等を認識するためには、ディスプレイの表示画面と被検体とを交互に見る必要があり、手技の進行が円滑に行われない。なお、特許文献2においては、内視鏡挿入部の位置情報を検出可能にしたコルセットを被検体に装着することで、用手圧迫法等の手技を容易にした技術が開示されている。

30

【0010】

しかしながら、特許文献2の装置は、被検体にコルセットを巻回する必要がある、コルセットによって手技の自由度が損なわれると共に、装置規模が増大するという問題がある。

【0011】

本発明は、簡単な構成で且つ容易に内視鏡挿入部の位置を確認することができる内視鏡挿入状態観測装置を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明に係る内視鏡挿入状態観測装置は、被検体に挿入される内視鏡挿入部に設けられて送信信号を発生する送信信号発生部と、前記送信信号を受信する受信部を有し、前記被検体外部に移動自在に配置される位置検出部と、前記受信部の受信結果に基づいて前記送信信号発生部と前記受信部との間の位置関係を求め、求めた位置関係に基づいて前記送信信号発生部と前記受信部との間の距離を算出する距離算出部と、前記距離算出部が算出した距離に関する情報を提示する提示部とを具備する。

50

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、簡単な構成で且つ容易に内視鏡挿入部の位置を確認することができるという効果を有する。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡挿入状態観測装置を含む医療システムの全体構成を示す構成図。

【図2】図1中のプローブ21の具体的な構成を示すブロック図。

【図3】図1中の受信ユニット41の具体的な構成を示すブロック図。

10

【図4】図1中のプレート51の具体的な構成を示すブロック図。

【図5】図1中のマーカー31の具体的な構成を示すブロック図。

【図6】図1中の制御ユニット60の具体的な構成を示すブロック図。

【図7】位置推定アルゴリズムを説明するためのフローチャート。

【図8】モニタ8の画面上に表示される挿入形状画像を示す説明図。

【図9】表示部33として4個のLEDランプ35aを採用した場合におけるマーカー31の外観を示す説明図。

【図10】本発明の第2の実施の形態において採用される動作フローを示すフローチャート。

【図11】表示部33としてLCDを採用した場合におけるマーカー31の外観を示す説明図。

20

【図12】第3の実施の形態において採用されるマーカーを示すブロック図。

【図13】第3の実施の形態の動作を説明するための説明図。

【図14】第3の実施の形態の動作を説明するための説明図。

【図15】本発明の第4の実施の形態を示す説明図。

【図16】第4の実施の形態の変形例を示す説明図。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。

【0016】

30

(第1の実施の形態)

図1は本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡挿入状態観測装置を含む医療システムの全体構成を示す構成図である。また、図2乃至図6はそれぞれ図1中のプローブ21、受信ユニット41、プレート51、マーカー31及び制御ユニット60の具体的な構成を示すブロック図である。

【0017】

医療システム1は、内視鏡装置2と内視鏡挿入状態観測装置3とを含んで構成されている。内視鏡装置2は、内視鏡5と、プロセッサ6と、モニタ7とを含む。内視鏡5は、被検体である患者Pの体腔内に挿入される細長で可撓性を有する挿入部11と、挿入部11の基端に接続され、各種操作器が設けられた操作部12と、プロセッサ6と接続するための操作部12から延出するケーブル13とを有している。図1は、挿入部11が、検査用のベッドB上に横たわる患者Pの肛門から大腸内に挿入されている状態を示している。

40

【0018】

プロセッサ6は、内視鏡5の挿入部11の先端部から照明光を出射するための図示しない光源を有している。光源からの照明光は、挿入部11の先端部から被検体に照射され、被検体からの戻り光が、挿入部11の先端部に配置された撮像素子によって受光される。撮像素子は、プロセッサ6によって駆動制御されて、被写体光学像を画像信号に変換してプロセッサ6に出力する。プロセッサ6は図示しない画像信号処理部を有しており、この画像信号処理部は撮像素子からの画像信号を受信して信号処理を行い、信号処理後の内視鏡画像をモニタ7に出力する。こうして、モニタ7の画面上に内視鏡画像が表示される。

50

【 0 0 1 9 】

挿入部 1 1 の先端には湾曲部が設けられており、この湾曲部は、操作部 1 2 に設けられた湾曲ノブ 1 2 a によって湾曲駆動されるようになっている。術者は、湾曲ノブ 1 2 a を操作して湾曲部を湾曲させながら、挿入部 1 1 を体腔内へ押し込むことができる。

【 0 0 2 0 】

本実施の形態においては、挿入部 1 1 の挿入状態を観測するための内視鏡挿入状態観測装置 3 は、制御ユニット 6 0 と、挿入状態検出用のプローブ 2 1 とマーカー 3 1 とによって構成される。また、内視鏡挿入状態観測装置 3 は、挿入部 1 1 の挿入形状を検出するための受信ユニット 4 1 及びプレート 5 1 を更に備えていてもよい。

【 0 0 2 1 】

制御ユニット 6 0 とプローブ 2 1、マーカー 3 1、受信ユニット 4 1 及びプレート 5 1 とは、それぞれケーブル 2 1 a、3 1 a、4 1 a、5 1 a を介して相互に接続されており、プローブ 2 1、マーカー 3 1、受信ユニット 4 1 及びプレート 5 1 は、制御ユニット 6 0 によって駆動が制御される。プローブ 2 1 は、後述するように、挿入部 1 1 の体内における挿入位置に応じた磁界を伴う電磁波を周囲に放射し、受信ユニット 4 1 はプローブ 2 1 が放射した磁界を検出して検出結果を制御ユニット 6 0 に送信する。これにより、制御ユニット 6 0 は挿入部 1 1 の挿入形状を求めて、挿入形状に応じた画像（挿入形状画像）生成してケーブル 8 a を介してモニター 8 に出力する。モニター 8 は入力された挿入形状画像を画面上に表示するようになっている。

【 0 0 2 2 】

挿入形状画像は、挿入部 1 1 の挿入形状に相似した形状を有するが、患者 B と挿入部 1 1 との位置関係は不明である。内視鏡挿入時には、挿入部 1 1 の挿入を容易とするために、患者 B は「側臥位」や「仰臥位」等に体位を変える。そうすると、受信ユニット 4 1 と患者 B との位置関係がずれ表示方向が変化するので、モニター 8 に表示される挿入形状画像の向きを把握しにくくなる。そこで、モニター 8 の画面上に一定の向きの挿入形状画像を表示するために、患者 P に対して位置が固定されたプレート 5 1 が採用される。患者 P の腹部にはベルト 5 1 b が巻かれており、このベルト 5 1 b にプレート 5 1 を装着することで、患者 P に対して固定した位置にプレート 5 1 が配置されるようになっている。

【 0 0 2 3 】

プレート 5 1 は、プレート 5 1 の位置及び向きに応じた磁界を伴う電磁波を周囲に放射しており、受信ユニット 4 1 はプレート 5 1 からの磁界も検出して検出結果を制御ユニット 6 0 に送信するようになっている。制御ユニット 6 0 は、プローブ 2 1 の放射磁界の検出結果とプレート 5 1 の放射磁界の検出結果に基づいて、患者 B の向きに拘わらず患者 B を一定の方向から見た挿入形状画像をモニター 8 の画面上に表示させる。これにより、術者等は、モニター 8 に表示された挿入形状画像によって、患者 P の体内における挿入部 1 1 の進行を容易に把握することが可能となる。

【 0 0 2 4 】

本実施の形態においては、マーカー 3 1 は、術者等が例えば把持可能な形状及びサイズに構成されており、患者 P の体外において術者等の手の動きに応じて移動自在である。マーカー 3 1 は、プローブ 2 1 が放射した磁界を検出して検出結果を制御ユニット 6 0 に送信することができるようになっている。制御ユニット 6 0 は、マーカー 3 1 の検出結果に基づいて、挿入部 1 1 の体内における挿入位置とマーカー 3 1 の配置位置との位置関係を相対的に求めると共に、求めた位置関係に基づいて挿入部 1 1 とマーカー 3 1 との間の距離を算出する。制御ユニット 6 0 は、算出した距離に関する情報をマーカー 3 1 に出力する。

【 0 0 2 5 】

本実施の形態におけるマーカー 3 1 には、後述するように、表示部 3 3 が設けられており、制御ユニット 6 0 から挿入部 1 1 との距離に関する情報が与えられて、この情報に基づく表示（距離表示）を表示することができるようになっている。この距離表示によって、術者等は挿入部 1 1 の各部（例えば先端部）のだいたいの位置を認識することができる

10

20

30

40

50

ようになっている。従って、例えば用手圧迫法の手技の途中において術者等はモニタ 8 によって挿入部 11 の位置確認を行う必要はなく、被検体の例えば腹部の所定位置に近接させたマーカー 31 に設けられた表示部 33 の距離表示によって挿入部 11 の位置を推測することができ、手技を円滑に進めることができる。

【0026】

次に、図 2 乃至図 6 を参照して内視鏡挿入状態観測装置 3 の各部の具体的な構成について説明する。

【0027】

図 6 に示す制御ユニット 60 は、駆動及び処理部 61、送信部 71 並びに受信部 81 によって構成されている。駆動及び処理部 61 の制御部 62 は、例えば CPU 等のプロセッサによって構成されており、記憶部 69 に記憶されたプログラムに基づいて、制御ユニット 60 の全体を制御する。なお、記憶部 69 には、制御部 62 の処理を記述したプログラムだけでなく後述する位置推定アルゴリズムにおいて用いるデータ等も記憶されている。

【0028】

制御部 62 は、バス 65 を介してコイル駆動制御部 63 に接続されており、コイル駆動制御部 63 を制御する。コイル駆動制御部 63 は、例えば FPG A 等によって構成されており、制御部 62 に制御されて、プローブ 21、マーカー 31 及びプレート 51 において発生させる磁界の元となる波形データ及びクロックを生成する。

【0029】

コイル駆動制御部 63 は、プローブ 21 用の波形データ及びクロックをデジタル/アナログ変換器（以下、DAC という）及びローパスフィルタ（以下、LPF という）を介して定電流変換回路 73a に与える。同様に、コイル駆動制御部 63 は、プレート 51 用の波形データ及びクロックを DAC 及び LPF を介して定電流変換回路 73b に与え、マーカー 31 用の波形データ及びクロックを DAC 及び LPF を介して定電流変換回路 73c に与える。

【0030】

このように、コイル駆動制御部 63 からの波形データは、DAC によってアナログ信号に変換された後、LPF によって高域成分が除去された後定電流変換回路 73a ~ 73c に供給される。DAC の分解能によっては DAC の出力に波形歪が生じていることがあり、LPF はこの波形歪を除去するために用いられる。波形歪を除去することで、位置推定に際して位置推定精度を向上させることができる。

【0031】

定電流変換回路 71a ~ 73c は、入力された信号に基づいて、例えば 9 ~ 12 KHz で約 300 mA の定電流の正弦波を生成する。定電流変換回路 73a、73b からの正弦波はそれぞれ駆動コイル切り替え部 74、75 に供給される。また、定電流変換回路 73c からの正弦波はインタフェース（以下、I/F という）76c を介してマーカー 31 に供給される。

【0032】

後述するように、プローブ 21 には複数のコイルが設けられている。駆動コイル切り替え部 74 は、プローブ 21 の各コイルに個別に正弦波を供給するように、定電流変換回路 73a の出力を各コイル用の信号線に振り分け、I/F 76a を介してプローブ 21 に出力する。駆動コイル切り替え部 74 による振り分けは、コイル駆動制御部 63 によって制御されるようになっている。即ち、制御部 62 において、プローブ 21 のいずれのコイルに正弦波を供給するかを制御することができる。

【0033】

プローブ 21 は、図 2 に示すように、挿入部 11 内の図示しない処置具挿通チャンネル内に挿入される。プローブ 21 にはそのプローブ軸に沿って例えば所定の間隔で複数の送信コイル 22-1、22-2、...（以下、個々を区別する必要がない場合には単に送信コイル 22 という）が取り付けられている。プローブ 21 を処置具挿通チャンネル内に挿通して、プローブ 21 の先端或いは後端を固定することにより、挿入部 11 の軸方向に所定

10

20

30

40

50

の間隔で複数の送信コイル 22 - 1, 22 - 2, ... が配置されることになる。

【0034】

各送信コイル 22 は、I / F 23 を介して制御ユニット 60 の I / F 76 a から高周波の正弦波がそれぞれ供給されるようになっている。各送信コイル 22 は高周波正弦波が印加されることで、磁界を伴う電磁波を周囲に放射する。なお、制御ユニット 60 は、適宜の時間間隔、例えば数十 m 秒間隔で、各送信コイル 22 - 1, 22 - 2, ... を順次駆動することができる。また、制御ユニット 60 の制御部 62 は、各送信コイル 22 - 1, 22 - 2, ... が磁界を発生するタイミングを個別に指定することができる。

【0035】

また、後述するように、プレート 51 にも複数のコイルが設けられている。駆動コイル切り替え部 75 は、プレート 51 の各コイルに個別に正弦波を供給するように、定電流変換回路 73 b の出力を各コイル用の信号線に振り分け、I / F 76 b を介してプレート 51 に出力する。駆動コイル切り替え部 75 による振り分けは、コイル駆動制御部 63 によって制御されるようになっている。即ち、制御部 62 において、プレート 51 のいずれのコイルに正弦波を供給するかを制御することができる。

【0036】

図 4 に示すプレート 51 には、3 つの送信コイル 52 a, 52 b, 52 c (以下、個々を区別する必要がない場合には単に送信コイル 52 という) が設けられている。各送信コイル 52 は、制御ユニット 60 の I / F 76 b から高周波の正弦波が供給されるようになっている。各送信コイル 52 は高周波正弦波が印加されることで、磁界を伴う電磁波を周囲に放射する。制御ユニット 60 の制御部 62 は、各送信コイル 52 a ~ 52 c が磁界を発生するタイミングを個別に指定することができる。

【0037】

図 5 に示すマーカー 31 には、送信コイル 34 が設けられている。送信コイル 34 は、制御ユニット 60 の I / F 76 c から高周波の正弦波が印加されることで、磁界を伴う電磁波を周囲に放射する。制御ユニット 60 の制御部 62 は、送信コイル 34 が磁界を発生するタイミングを指定することができる。なお、マーカー 31 には送信コイル 34 が設けられている例を示したが、送信コイル 34 は本実施の形態において必須の構成ではない。

【0038】

図 3 に示す受信ユニット 41 は、患者 P の体外における所定の位置に配置され、受信 3 軸コイル 42 a ~ 42 d (以下、個々を区別する必要がない場合には単に受信 3 軸コイル 42 という) を有する。なお、図 3 では 4 個の受信 3 軸コイル 42 a ~ 42 d を用いる例を示しているが、受信 3 軸コイル 42 の数は適宜変更可能である。受信 3 軸コイル 42 は、周囲の磁界の大きさを検出し検出結果を I / F 43 を介して出力する。I / F 43 は、受信 3 軸コイル 42 の検出結果を制御ユニット 60 の受信部 81 の I / F 82 a に出力する。

【0039】

なお、受信 3 軸コイルは、それぞれのコイル面が直交するように 3 方向にそれぞれ巻回された 3 つのコイルによって構成され、各コイルはそのコイル面に直交する軸方向成分の磁界の強度に比例した信号を検出するものである。

【0040】

受信 3 軸コイル 42 は、9 ~ 12 KHz で変化する磁界を減衰なく受信するために最適な巻き数及びインピーダンスに構成されており、発生している磁界を受信して電圧信号に変換し、検出結果として出力するようになっている。

【0041】

図 3 の例では 4 つの受信 3 軸コイル 42 を用いた例を示しており、合計 12 個のコイルの出力が制御ユニット 60 の I / F 82 a からそれぞれ L P F 群 83 a、増幅器 (以下、AMP という) 群 84 a 及びアナログ / デジタル変換器 (以下、ADC という) 群 85 a の各 L P F, AMP, ADC を介して位置推定演算処理部 64 に供給される。

【0042】

10

20

30

40

50

受信 3 軸コイル 4 2 において発生した起電圧は、極めて微弱である。このため、受信部 8 1 においては、L P F 群 8 3 a によって必要な信号以外（外乱ノイズ）を除去し、A M P 群によって約 1 0 0 0 倍に増幅した後、A D C 群においてデジタル信号に変換するようになっている。

【 0 0 4 3 】

図 5 に示すマーカー 3 1 は、2 つの受信 3 軸コイル 3 2 a , 3 2 b（以下、個々を区別する必要がない場合には単に受信 3 軸コイル 3 2 という）を有する。なお、図 3 では 2 個の受信 3 軸コイル 3 2 a , 3 2 b を用いる例を示しているが、受信 3 軸コイル 3 2 の数は 2 個以上であればよく、また、3 軸コイルでなくてもよい。受信 3 軸コイル 3 2 は、互いに直交する 3 方向について周囲の磁界の大きさを検出し検出結果を、制御ユニット 6 0 の受信部 8 1 の I / F 8 2 b に出力する。

【 0 0 4 4 】

なお、受信 3 軸コイル 3 2 においても、9 ~ 1 2 K H z で変化する磁界を減衰なく受信するために最適な巻き数及びインピーダンスに構成されており、発生している磁界を受信して電圧信号に変換し、検出結果として出力するようになっている。

【 0 0 4 5 】

図 5 の例では 2 つの受信 3 軸コイル 3 2 a , 3 2 b を用いた例を示しており、2 つの受信 3 軸コイル 3 2 の各 3 個ずつのコイルの出力が I / F 8 2 b からそれぞれ L P F 群 8 3 b、A M P 群 8 4 b 及び A D C 群 8 5 b の各 L P F , A M P , A D C を介して位置推定演算処理部 6 4 に供給される。

【 0 0 4 6 】

コイル駆動制御部 6 3 は、制御部 6 2 に制御されて、プローブ 2 1 の送信コイル 2 2、マーカー 3 1 の送信コイル 3 4 及びプレート 5 1 の送信コイル 5 2 の駆動順番及び駆動タイミングを制御しており、駆動順番及び駆動タイミングの情報を位置推定演算処理部 6 4 に通知するようになっている。これにより、位置推定演算処理部 6 4 は、受信部 8 1 によって受信した信号が、いずれの送信コイルの放射磁界に基づくものかを認識することができる。

【 0 0 4 7 】

位置推定演算処理部 6 4 は、例えば D S P によって構成されており、公知の位置推定アルゴリズムに基づいて、受信部 8 1 の I / F 8 2 a を介して受信した信号から、各送信コイル 2 2 , 5 2 の受信 3 軸コイル 3 2 に対する位置座標を算出する。位置推定演算処理部 6 4 による位置座標の算出結果は描画処理部 6 6 に供給される。描画処理部 6 6 は、各送信コイル 2 2 の位置座標を連結して線状の画像を生成し、挿入形状画像としてモニタ 8 に出力する。また、描画処理部 6 6 は、送信コイル 5 2 の位置座標に対応する画像を生成し、マーカー 3 1 の位置画像としてモニタ 8 に出力する。

【 0 0 4 8 】

同様に、位置推定演算処理部 6 4 は、公知の位置推定アルゴリズムに基づいて、受信部 8 1 の I / F 8 2 b を介して受信した信号から、各送信コイル 2 2 の受信 3 軸コイル 3 2 に対する位置座標を算出する。位置推定演算処理部 6 4 による位置座標の算出結果は制御部 6 2 に供給される。制御部 6 2 は、各送信コイル 2 2 の位置と受信 3 軸コイル 3 2 の位置との位置関係を求める。制御部 6 2 は、この位置関係に基づいて送信コイル 2 2 と受信 3 軸コイル 3 2 との間の距離を算出する。

【 0 0 4 9 】

なお、制御部 6 2 は、位置推定演算処理部 6 4 によって求められた受信ユニット 4 1 を基準とした送信コイル 2 2 , 5 2 の位置座標から、送信コイル 2 2 , 5 2 間の距離を算出することも可能である。

【 0 0 5 0 】

制御部 6 2 は、算出して得た距離の情報を表示制御部 6 7 に出力する。表示制御部 6 7 は、制御部 6 2 から与えられた距離情報を表示するための表示データを生成して I / F 6 8 を介してマーカー 3 1 に出力するようになっている。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 1 】

I / F 6 8 からの表示データは、マーカー 3 1 の表示部 3 3 に与えられる。表示部 3 3 は、表示データに基づいて、送信コイル 2 2 と受信 3 軸コイル 3 2 との間の距離又は送信コイル 2 2 , 5 2 間の距離を表示する。例えば、表示部 3 3 は、L C D や L E D 等によって構成することができる。表示部 3 3 を L C D によって構成した場合には、表示部 3 3 は、例えば距離を示す数値を L C D の画面上に表示してもよい。また、表示部 3 3 を L E D によって構成した場合には、表示部 3 3 は、例えば距離に応じて明るさ、色、点灯個数、点滅時間等を変化させることで、術者に距離を提示してもよい。

【 0 0 5 2 】

なお、マーカー 3 1 は距離を表示する表示部 3 3 を有するものとして説明したが、マーカー 3 1 又は術野内スピーカを設けて、術者に音又は音声によって距離を提示するようにしてもよい。例えば、距離に応じて、音の音量、音色、長短、和音やこれらの組み合わせを変更することで、距離を術者に提示するようにしてもよく、距離の数字を音声によって提示するようにしてもよい。

【 0 0 5 3 】

次に、このように構成された実施の形態の動作について図 7 乃至図 9 を参照して説明する。図 7 は位置推定アルゴリズムを説明するためのフローチャートであり、図 8 はモニタ 8 の画面上に表示される挿入形状画像を示す説明図である。

【 0 0 5 4 】

術者等は、ベッド B に横たわった患者 P の肛門から内視鏡 5 の挿入部 1 1 を挿入する。内視鏡挿入状態観測装置 3 は、所定の時間間隔で、挿入部 1 1 に内蔵されたプローブ 2 1 の複数の送信コイル 2 2 の 3 次元位置座標を求める。即ち、制御ユニット 6 0 の駆動及び処理部 6 1 は、送信部 7 1 を制御して、プローブ 2 1 の送信コイル 2 2 - 1 , 2 2 - 2 , ... に対して、それぞれ所定のタイミングで高周波信号を供給させる。

【 0 0 5 5 】

高周波信号が供給された送信コイル 2 2 - 1 , 2 2 - 2 , ... は、磁界を伴う電磁波を発生する。この磁界は、受信ユニット 4 1 の各受信 3 軸コイル 3 2 において受信され、磁界強度に応じた検出結果が制御ユニット 6 0 の受信部 8 1 を介して取り込まれる。位置推定演算処理部 6 4 は、コイル駆動制御部 6 3 から各送信コイル 2 2 - 1 , 2 2 - 2 , ... の駆動タイミングの情報が与えられており、各送信コイル 2 2 - 1 , 2 2 - 2 , ... 毎に受信 3 軸コイル 3 2 の検出結果から、公知の位置推定アルゴリズムに従って、各送信コイル 2 2 - 1 , 2 2 - 2 , ... の 3 次元位置座標を求める。

【 0 0 5 6 】

この位置座標は描画処理部 6 6 に供給され、描画処理部 6 6 は、位置座標に基づいて挿入形状画像を生成する。プローブ 2 1 は挿入部 1 1 の処置具挿通チャンネルに挿入されており、各送信コイル 2 2 は挿入部 1 1 の形状に沿って所定間隔の既知の位置に配置される。即ち、各送信コイル 2 2 の位置は挿入部 1 1 の離散的な位置を示している。描画処理部 6 6 は、この離散的な位置を補間することで、挿入部 1 1 の概略形状に対応する挿入形状画像を生成することができる。描画処理部 6 6 は、生成した挿入形状画像をモニタ 8 に与えて表示させる。

【 0 0 5 7 】

図 8 はモニタ 8 の画面 8 b 上に、挿入形状画像 8 c が表示されていることを示している。術者等はモニタ 8 の挿入形状画像 8 c を観察することによって、挿入部 1 1 の挿入状態を把握することができる。

【 0 0 5 8 】

ここで、術者等は、挿入部 1 1 を円滑に進行させるために、用手圧迫法による手技を行うものとする。この手技の場合には、術者等は、患者 P の腹部に対して処置を行うので、なるべくならば視線を腹部から離さずに手技を行った方がよい。そこで、このような場合には、術者等は、マーカー 3 1 を把持して、挿入部 1 1 が挿入されていると考えられる位置近傍に配置する。本実施の形態における内視鏡挿入状態観測装置 3 は、マーカー 3 1 の

10

20

30

40

50

受信 3 軸コイル 3 2 の位置とプローブ 2 1 の送信コイル 2 2 の位置との関係を求めて、受信 3 軸コイル 3 2 と送信コイル 2 2 との間の距離を算出し、マーカー 3 1 によって距離に応じた提示を行うことができる。即ち、本実施の形態においては、術者等は、腹部近傍に配置したマーカー 3 1 によって送信コイル 2 2 までの距離を認識することができ、マーカー 3 1 を適宜移動させることで、挿入部 1 1 の挿入状態を把握することが可能である。従って、術者等は、視線を大きく移動させることなく、挿入部 1 1 の挿入位置を把握して、手技を行うことができる。

【0059】

次に、図 7 を参照して、マーカー 3 1 の受信 3 軸コイル 3 2 の位置とプローブ 2 1 の送信コイル 2 2 の位置との位置関係を求める位置推定アルゴリズムについて説明する。なお、図 7 の位置推定アルゴリズムは、特許第 5 2 3 1 6 8 1 号において開示された発明に基づくものであり、受信ユニット 4 1 の受信 3 軸コイル 4 2 とプローブ 2 1 の送信コイル 2 2 との位置関係を求める位置推定アルゴリズムにも用いることができる。

10

【0060】

位置推定演算処理部 6 4 は、制御部 6 2 に制御されて、図 7 のフローに従って位置推定演算を行う。受信 3 軸コイル 3 2 に発生する起電力は、送信コイル 2 2 の位置座標と向きに基づくものとなる。図 7 に示す位置推定アルゴリズムは、予め送信コイル 2 2 が取り得る位置の複数の候補（以下、探索点という）を設定し、各探索点に送信コイル 2 2 が位置すると仮定した場合に受信 3 軸コイル 3 2 に発生する起電圧を推定し、実際の受信 3 軸コイル 3 2 に生じる起電圧との比較によって、送信コイル 2 2 が位置する探索点を推定するものである。言い換えると、この位置推定アルゴリズムの目的は、探索点の座標及び各探索点に送信コイル 2 2 が位置する場合の送信コイルの向きを示すベクトルを未知数とする非線形連立方程式を解くことである。

20

【0061】

まず、位置推定演算処理部 6 4 は、図 7 のステップ S 1 においてアルゴリズムの解の候補である探索点の生成を行う。探索点は、受信 3 軸コイル 3 2 の磁界の検出範囲内において、複数の座標位置に設定される。この座標位置に関する情報は、記憶部 6 9 に記憶される。

【0062】

次に、位置推定演算処理部 6 4 は、ステップ S 2 において、各探索点の座標にそれぞれ対応した各係数行列を求める。各係数行列は、各探索点上に送信コイル 2 2 が位置すると仮定した場合において、送信コイル 2 2 の向きを示すベクトルと係数行列との積が、受信 3 軸コイル 3 2 に発生する起電力に相当するように設定される。

30

【0063】

次に、位置推定演算処理部 6 4 は、ステップ S 3 においてベクトル推定値を求める。ベクトル推定値は、探索点上に送信コイル 2 2 が位置すると仮定した場合における送信コイル 2 2 の向きを示すものであり、各探索点におけるベクトル推定値は、各探索点に対応した係数行列と受信コイルの起電圧とに基づいて算出される。受信コイルの起電圧は、実測によって求める。即ち、制御部 6 2 は、プローブ 2 1 の送信コイル 2 2 に高周波信号を与えて磁界を発生させる。この磁界をマーカー 3 1 の受信 3 軸コイル 3 2 によって検出する。受信 3 軸コイル 3 2 は、磁界に応じた起電圧を発生し、この起電圧を磁界の検出結果としてケーブル 3 1 a を介して制御ユニット 6 0 の I / F 8 2 b に供給する。

40

【0064】

制御ユニット 6 0 の受信部 8 1 は、受信 3 軸コイル 3 2 の検出結果を位置推定演算処理部 6 4 に与え、位置推定演算処理部 6 4 は、各探索点におけるベクトル推定値を、係数行列と受信 3 軸コイル 3 2 の実際の検出結果とに基づいて求める。各探索点のベクトル推定値のうち、送信コイル 2 2 の近傍の探索点のベクトル推定値は、送信コイル 2 2 の実際の向きを示すベクトルに近似した値になるものと考えられる。

【0065】

送信コイル 2 2 のベクトルと受信 3 軸コイルの各コイルの起電圧とは対応関係にあるの

50

で、各探索点におけるベクトル推定値を用いて、各探索点に送信コイル 2 2 が位置するものと仮定した場合において受信 3 軸コイル 3 2 の各コイルの起電圧をそれぞれ算出することができる。位置推定演算処理部 6 4 は、この起電圧（以下、推定起電圧という）を各探索点毎に算出すると（ステップ S 4）、推定起電圧を記憶部 6 9 に記憶させる。

【 0 0 6 6 】

次に、位置推定演算処理部 6 4 は、受信 3 軸コイル 3 2 の検出結果によって与えられる各軸の起電圧と、1つの目の探索点について求めた推定起電圧との比較を行い、起電圧と推定起電圧との誤差（以下、起電圧誤差という）を求め（ステップ S 5）、起電圧誤差が最小であるか否かを判定する（ステップ S 6）。誤差が最小となった場合には、この誤差を与える探索点を最尤位置として記憶部 6 9 に登録更新する（ステップ S 7）。 10

【 0 0 6 7 】

位置推定演算処理部 6 4 はステップ S 8 において規定の探索回数に到達したか否かを判定し、到達していない場合には処理をステップ S 1 に戻して、ステップ S 1 ~ S 8 を繰り返す。各探索点を順次検査する。こうして、位置推定演算処理部 6 4 は、起電圧誤差が最小となる探索点を最尤位置として求める。位置推定演算処理部 6 4 は、最尤位置として求められた探索点の位置に、送信コイル 2 2 が位置するものと推定する。

【 0 0 6 8 】

なお、位置推定演算処理部 6 4 は、このような位置推定アルゴリズムを用いることで、送信コイル 2 2 の位置座標を、受信ユニット 4 1 及びマーカー 3 1 の両方によって求めることが可能である。受信ユニット 4 1 はベッド B の傍らに配置されるのに対し、マーカー 3 1 は患者 P の腹部近傍に配置される。従って、送信コイル 2 2 との間の距離は、マーカー 3 1 の方が極めて近く、マーカー 3 1 の受信 3 軸コイル 3 2 の位置の磁界強度の方が受信ユニット 4 1 の受信 3 軸コイル 4 2 の位置における磁界強度よりも十分に大きい。従って、マーカー 3 1 を用いた方が受信ユニット 4 1 を用いた場合よりも、送信コイル 2 2 の位置座標を高精度に求めることができることになる。 20

【 0 0 6 9 】

位置推定演算処理部 6 4 は、推定した送信コイル 2 2 の位置座標と受信 3 軸コイル 3 2 の位置座標の情報を制御部 6 2 に与える。制御部 6 2 は、これらの位置座標に基づいて、送信コイル 2 2 と受信 3 軸コイル 3 2 との間の距離を算出する。

【 0 0 7 0 】

制御部 6 2 は、コイル駆動制御部 6 3 及び位置推定演算処理部 6 4 を制御しており、プローブ 2 1 中の各送信コイル 2 2 中の所定の送信コイルの駆動タイミングにおいて、位置推定演算処理部 6 4 による位置座標の推定演算を実行させることができる。即ち、制御部 6 2 は、位置推定演算処理部 6 4 にプローブ 2 1 中のいずれの送信コイル 2 2 の位置座標を求めるかを指定することができる。例えば、制御部 6 2 は、挿入部 1 1 の先端に配置された送信コイル 2 2 - 1 の位置座標をマーカー 3 1 の受信 3 軸コイル 3 2 の出力を用いて算出させることができ、この場合には、制御部 6 2 は、マーカー 3 1 と挿入部 1 1 の先端とのだいたいの距離を求めることができる。なお、入力部 9 によって、送信コイル 2 2 - 1, 2 2 - 2, ... のうちのいずれの送信コイル 2 2 とマーカー 3 1 との距離を求めさせるかを制御部 6 2 に指定することも可能である。 30 40

【 0 0 7 1 】

制御部 6 2 は、算出した距離の情報を表示制御部 6 7 に出力する。表示制御部 6 7 は、マーカー 3 1 において距離の情報を表示するための表示データを生成して、I/F 6 8 を介してマーカー 3 1 に送信する。マーカー 3 1 の表示部 3 3 は、表示データに基づいて、術者にマーカー 3 1 から送信コイル 2 2 までの距離を示す提示を行う。

【 0 0 7 2 】

図 9 は表示部 3 3 として 4 個の LED ランプ 3 5 a を採用した場合におけるマーカー 3 1 の外観を示す説明図である。マーカー 3 1 の表面には、4 個の LED ランプ 3 5 a が設けられており、これらの LED ランプ 3 5 a は、表示データに応じて個々に点灯が制御されるようになっている。例えば、送信コイル 2 2 とマーカー 3 1 との間の距離を 5 段階に 50

分け、最も遠い距離の場合には全てのＬＥＤランプ３５ａを消灯させ、距離が近くなるほどＬＥＤランプ３５ａの点灯個数を増やし、最も近い距離の場合には全てのＬＥＤランプ３５ａを点灯させるようにしてもよい。この場合には、術者等は、マーカー３１を腹部近傍で移動させ、全てのＬＥＤランプ３５ａが点灯したマーカー３１の位置近傍に、例えば挿入部１１の先端が位置すると認識することができる。

【００７３】

腹部近傍に位置させるマーカー３１の表示部３３によって例えば挿入部１１の先端近傍までの距離が分かるので、術者等は、腹部から目を離すことなく挿入部の位置を認識することができ、例えば用手圧迫法等の手技を円滑に行うことができる。

【００７４】

なお、表示部３３において距離に応じてＬＥＤランプの点灯個数を増やす例を説明したが、表示部３３として１個のＬＥＤランプを採用し、距離が所定の閾値よりも小さくなった場合にのみ、ＬＥＤランプを点灯させるように制御してもよい。

【００７５】

このように本実施の形態においては、体外で移動自在なマーカーに受信コイルを設けて、挿入部内の送信コイルとの間の位置関係からマーカーと挿入部の各部との距離を求め、求めた距離をマーカーに表示させるようになっている。このように、術者等は、患者の近くに配置したマーカーによって挿入部の位置を確認することができ、挿入部の位置の確認のためにモニタの画面に視線を移動させる必要がないので、用手圧迫法等の手技を円滑に進めることができる。

【００７６】

また、マーカーはベッドの近傍に配置した受信ユニットに比べて、挿入部内の送信コイルとの距離が十分に近いことから、マーカー内の受信コイルを用いることにより位置座標の推定精度を向上させることができる。

【００７７】

(第２の実施の形態)

図１０は本発明の第２の実施の形態において採用される動作フローを示すフローチャートである。本実施の形態のハードウェア構成は第１の実施の形態と同様である。

【００７８】

図７の位置推定アルゴリズムにおいてはプローブ２１中の送信コイル２２－１，２２－，…のうちの１つの送信コイルの位置座標のみを求めたが、同様の方法によって全ての送信コイル２２の位置座標を求めることにより、挿入部１１の挿入形状画像を得ることが可能である。本実施の形態は、マーカー３１の受信３軸コイル３２を用いて各送信コイル２２の位置座標を求め、マーカー３１の表示部３３に挿入形状画像を表示させるものである。

【００７９】

位置推定演算処理部６４は、図１０のステップＳ８において規定探索回数終了し、送信コイル２２－１，２２－，…のうちの１つの送信コイルの位置座標の推定が終了すると、ステップＳ９において全ての送信コイル２２についての位置推定が終了したか否か判定する。全ての送信コイル２２についての位置推定が終了していない場合には、処理をステップＳ１０に移行して位置推定を行う送信コイル２２を切換えて処理をステップＳ１に戻す。なお、駆動する送信コイル２２の切り換えは、制御部６２に制御されたコイル駆動制御部６３によって行われ、位置推定演算処理部６４は、コイル駆動制御部６３からの情報に基づいて、位置推定演算を行う送信コイル２２を切り換える。こうして、位置推定演算処理部６４は、全ての送信コイル２２についての位置座標を求める。

【００８０】

位置推定演算処理部６４は、制御部６２に制御されて、全ての送信コイル２２の位置座標及びマーカー３１の受信３軸コイル３２の位置座標を描画処理部６６に出力する。描画処理部６６は、全送信コイル２２の位置座標に基づいて挿入形状画像を生成する。更に、描画処理部６６は、挿入形状画像に対するマーカー３１の位置を示すマーカー位置画像を

10

20

30

40

50

生成する。制御部 6 2 は、描画処理部 6 6 が生成したマーカー位置画像を含む挿入形状画像を表示制御部 6 7 に与える。表示制御部 6 7 は、描画処理部 6 6 が生成した挿入形状画像をマーカー 3 1 の表示部 3 3 に表示するための表示データを生成して、I/F 6 8 を介してマーカー 3 1 に出力する。マーカー 3 1 の表示部 3 3 は、表示データに基づいて、マーカー位置画像を含む挿入形状画像の提示を行う。

【0081】

図 1 1 は表示部 3 3 として LCD を採用した場合におけるマーカー 3 1 の外観を示す説明図である。マーカー 3 1 の表面には、LCD の画面 3 6 が設けられており、画面 3 6 上には、挿入部形状画像 3 7 a が表示されている。また、画面 3 6 上には、マーカー 3 1 の挿入部 1 1 に対する位置を示すマーカー位置画像 3 7 b も表示されている。

10

【0082】

画面 3 6 上の表示によって、術者等は、マーカー 3 1 が挿入部 1 1 に対してどのような位置に位置するかを容易に認識することができる。

【0083】

このように本実施の形態においては、体外で移動自在なマーカーに受信コイルを設けて、挿入部内の各送信コイルとの間の位置関係から挿入部の挿入形状及び挿入部の位置に対するマーカーの位置を求めて、これらの形状及び位置を示す画像をマーカーに表示させるようになっている。このように、術者等は、患者の近くに配置したマーカーによって挿入部の形状及び位置を確認することができ、挿入部の位置の確認のためにモニタの画面に視線を移動させる必要がないので、用手圧迫法等の手技を円滑に進めることができる。

20

【0084】

なお、上記実施の形態においては、マーカーに挿入形状画像を表示する例を示したが、挿入形状画像だけでなく、挿入部内の送信コイルとマーカーとの距離についても表示するようにしてもよい。

【0085】

(第 3 の実施の形態)

図 1 2 乃至図 1 4 は本発明の第 3 の実施の形態に係り、図 1 2 は第 3 の実施の形態において採用されるマーカーを示すブロック図、図 1 3 及び図 1 4 は第 3 の実施の形態の動作を説明するための説明図である。本実施の形態はマーカー 3 1 に代えてマーカー 9 1 を採用した点が第 1 の実施の形態と異なる。他の構成は第 1 の実施の形態と同様である。

30

【0086】

本実施の形態は、マーカー 9 1 の表示部 3 3 に挿入部 1 1 内の 1 つの送信コイル 2 2 との間の距離を表示すると共に、距離を表示する送信コイル 2 2 をマーカー 9 1 によって変更可能に構成したものである。

【0087】

図 1 2 において、マーカー 9 1 は切換えボタン 9 2 を追加した点が図 5 のマーカー 3 1 と異なる。切換えボタン 9 2 は、術者等の操作部 9 2 a (図 1 4 参照) の押下操作によって切換え信号を発生する。この切換え信号は、ケーブル 3 1 a によって伝送されて、図示しないインタフェースを介して制御ユニット 6 0 の制御部 6 2 に供給されるようになっている。

40

【0088】

上述したように、制御部 6 2 は、位置推定演算処理部 6 4 にプローブ 2 1 中のいずれの送信コイル 2 2 の位置座標を求めるかを指定することができる。制御部 6 2 は、切換え信号を受信すると、コイル駆動制御部 6 3 及び位置推定演算処理部 6 4 を制御して、位置座標を求める送信コイル 2 2 を変更させるようになっている。例えば、制御部 6 2 は、切換え信号の受信毎に、挿入部 1 1 の先端側の送信コイル 2 2 - 1 から基端側の送信コイルに向かって順次位置座標を求める送信コイル 2 2 を切換えるように制御してもよい。

【0089】

制御部 6 2 は、位置推定演算処理部 6 4 から位置座標の情報を受け取り、指定した送信コイル 2 2 と受信 3 軸コイル 3 2 との間の距離を算出する。即ち、制御部 6 2 は、切換え

50

ボタン 9 2 の操作によって発生した切換え信号を受信する毎に位置座標を求める送信コイル 2 2 の指定を変更し、指定した送信コイル 2 2 と受信 3 軸コイル 3 2 との間の距離を求める。制御部 6 2 は、求めた距離の情報を表示制御部 6 7 に出力する。表示制御部 6 7 は、制御部 6 2 からの距離情報に基づいて、マーカー 9 1 において距離を表示するための表示データを生成して、I / F 6 8 を介してマーカー 9 1 に出力する。こうして、マーカー 9 1 の表示部 3 3 において、マーカー 9 1 によって指定した送信コイル 2 2 までの距離が表示される。

【 0 0 9 0 】

なお、制御部 6 2 は、切換え信号の発生毎に、位置推定演算処理部 6 4 に位置座標を算出させ、算出した位置座標に基づいて距離を求めるものと説明したが、位置推定演算処理部 6 4 による位置座標の算出結果を記憶部 6 9 に記憶させておき、切換え信号の発生毎に、記憶部 6 9 に記憶させた位置座標の情報をを用いて、距離の算出を行うようにしてもよい。

10

【 0 0 9 1 】

また、制御部 6 2 は、描画処理部 6 6 を制御して、挿入形状画像中に、各送信コイル 2 2 の位置及び例えば挿入部 1 1 の先端からの順番等による送信コイル 2 2 の区別を示す画像（以下、送信コイル画像という）を表示させると共に、現在距離を求めている送信コイル 2 2 に対応する送信コイル画像を他の送信コイル画像と区別するための表示を表示させる。

【 0 0 9 2 】

20

このように構成された実施の形態においては、例えば、モニタ 8 の画面 8 b 上には、図 1 3 に示す挿入形状画像を表示させることができる。図 1 3 (a) ~ (f) は、相互に異なるタイミングにおいて画面 8 b 上に表示されている挿入形状画像 9 6 を示している。図 1 3 (a) は初期状態における挿入形状画像 9 6 を示しており、丸数字によって挿入部 1 1 中の各送信コイル 2 2 の位置及び挿入部 1 1 の先頭からの順番を示している。即ち、図 1 3 の例では、丸数字 1 から丸数字 1 4 までの表示によって挿入部 1 1 に挿入された 1 4 個の送信コイル 2 2 - 1 ~ 2 2 - 1 4 の位置が示されている。

【 0 0 9 3 】

ここで、術者等が、マーカー 9 1 を患者 P の腹部近傍に配置し、切換えボタン 9 2 を 1 回押すものとする。切換えボタン 9 2 の操作によって、マーカー 9 1 は切換え信号を制御ユニット 6 0 に送信する。制御部 6 2 は、切換え信号が入力されると、マーカー 9 1 の受信 3 軸コイル 3 2 と挿入部 1 1 の先頭から 1 番目の送信コイル 2 2 との間の距離を求めて、距離情報を表示制御部 6 7 に出力する。

30

【 0 0 9 4 】

表示制御部 6 7 は、距離情報に基づいて、マーカー 9 1 の表示部 3 3 に距離を表示させるための表示データを生成して、I / F 6 8 を介してマーカー 9 1 に出力する。

【 0 0 9 5 】

図 1 4 は表示部 3 3 として L C D を採用した場合におけるマーカー 9 1 の外観を示す説明図である。マーカー 9 1 の表面には、L C D の画面 9 3 が設けられており、また、先端には切換えボタン 9 2 の操作部 9 2 a が設けられている。図 1 4 (a) に示すように、画面 9 3 上には、距離表示の対象となっている送信コイル 2 2 を特定するナンバー (N o . 1) と、マーカー 9 1 からこの送信コイル 2 2 - 1 までの距離 (2 0 c m) が表示されている。

40

【 0 0 9 6 】

術者等は、画面 9 3 上の表示によって、マーカー 9 1 からコイル N o . 1 の送信コイルまでの距離が 2 0 c m であることを、簡単に認識することができる。また、術者等は、コイル N o . 1 の送信コイルが、挿入部 1 1 のいずれの位置に配置されたものであるかを、図 1 3 (b) に示すモニタ 8 の画面 8 b 上で確認することができる。図 1 3 (b) では、送信コイル 2 2 の画像 9 7 のうち挿入部 1 1 の先頭位置の丸数字を塗り潰して他と区別可能な画像 9 8 を表示していることを示している。この画像 9 8 によって、術者等は、現在

50

、マーカー 91 の画面 93 上に距離を表示しているコイル No. 1 の送信コイルの挿入部 11 中におけるだいたいの位置を認識することができる。

【0097】

ここで、術者等が、切換えボタン 92 をもう一度押すものとする。この操作に基づく切換え信号によって、制御部 62 は、マーカー 91 の受信 3 軸コイル 32 と挿入部 11 の先頭から 2 番目の送信コイル 22 との間の距離を求めて、距離情報を表示制御部 67 に出力する。表示制御部 67 は、距離情報に基づいて、マーカー 91 の表示部 33 に距離を表示させるための表示データを生成して、I/F 68 を介してマーカー 91 に出力する。

【0098】

これにより、マーカー 91 の画面 93 上には、図 14 (b) に示すように、距離表示の対象となっている送信コイル 22 を特定するナンバー (No. 2) と、マーカー 91 からこの送信コイル 22 - 2 までの距離 (10 cm) が表示される。また、モニタ 8 の画面 8b 上には、図 13 (c) に示すように、送信コイル 22 の画像 97 のうち挿入部 11 の先頭から 2 番目の位置に塗り潰した画像 98 が表示されており、術者等は、現在、マーカー 91 の画面 93 上に距離を表示しているコイル No. 2 の送信コイルの挿入部 11 中におけるだいたいの位置を認識することができる。

10

【0099】

以後、同様に、術者等が切換えボタン 92 の操作を行う毎に、距離表示の対象となる送信コイル 22 が変更され、マーカー 91 の表示部には、距離表示の対象となる送信コイルの番号とマーカー 91 との間の距離が表示されると共に、モニタ 8 の画面 8b 上において、距離表示の対象となっている送信コイル 22 の挿入部 11 におけるだいたいの位置が分かるように表示される。なお、図 13 (d) ~ (f) の表示は、図 14 (c) ~ (e) の表示に対応している。

20

【0100】

このように本実施の形態においても、体外で移動自在なマーカーと挿入部内の各送信コイルとの間の距離をマーカーの表示部において表示することにより、第 1 の実施の形態と同様の効果が得られると共に、術者等の操作によって、距離表示の対象となる送信コイルを容易に切換えることができ、距離対象の送信コイルの挿入部中の位置を表示することもできる。これにより、用手圧迫法等の手技を一層円滑に進めることができる。

【0101】

30

(第 4 の実施の形態)

図 15 は本発明の第 4 の実施の形態を示す説明図である。本実施の形態はマーカー 31 に代えて用手圧迫ツール 101 を採用した点が第 1 の実施の形態と異なる。他の構成は第 1 の実施の形態と同様である。

【0102】

用手圧迫ツール 101 は、術者等が手 110 を挿入可能な例えば樹脂製の筒状部材である。術者は、用手圧迫ツール 101 の開口部 101a 内に手 110 を挿入した状態で、用手圧迫ツール 101 により患者 P の体外から腹部等を圧迫することができるようになって

40

いる。

【0103】

用手圧迫ツール 101 は、マーカー 31 の受信 3 軸コイル 32a, 32b と同様の構成の 2 つの受信 3 軸コイル 102 を有する。また、用手圧迫ツール 101 は、マーカー 31 の表示部 33 と同様の構成の表示部 103 を有している。

【0104】

用手圧迫ツール 101 は、受信 3 軸コイル 102 によって挿入部 11 内の送信コイル 22 からの磁界を検出し、検出結果を制御ユニット 60 に送信する。また、制御ユニット 60 から距離に関する情報が与えられて、表示部 103 に表示することができるようになっている。なお、図 15 では表示部 103 として 3 個の LED 104 を配置した構成を示しているが、表示部 103 として LCD を採用してもよい。

【0105】

50

つまり、図 15 の用手圧迫ツール 101 は、外形が異なるのみで、送信コイル 22 との間の距離を求めて表示する点では、マーカー 31 と同様の構成を有している。また、上記第 2 の実施の形態と同様に、表示部 103 として LCD を用いて、受信 3 軸コイル 102 によって求めた送信コイル 22 との位置関係に基づく挿入形状画像を表示させるようにすることも可能である。また、上記第 3 の実施の形態と同様に、切換えボタンを設けて、距離表示の対象となる送信コイル 22 を指定可能に構成してもよい。

【0106】

他の作用及び効果は第 1 の実施の形態と同様である。また、本実施の形態においては、用手圧迫ツールに送信コイルとの距離を表示する機能を設けたので、用手圧迫法による手技を一層円滑に実施することができるという効果を有する。

10

【0107】

(変形例)

図 16 は変形例を示す説明図である。本変形例は、手袋の形状をした用手圧迫ツール 121 を採用する。用手圧迫ツール 121 は手袋の形状を有しており、術者等が手を用手圧迫ツール 121 内に挿入して用手圧迫法による手技を実施することができるようになっている。図 16 (a) は手のひら側を示しており、手のひら側には、2 つの受信 3 軸コイル 122 が配置されている。また、手の甲側には、表示部 123 が設けられている。本変形例は、外形状が第 4 の実施の形態における用手圧迫ツール 101 と異なるのみである。他の作用及び効果は、第 4 の実施の形態と同様である。

20

【0108】

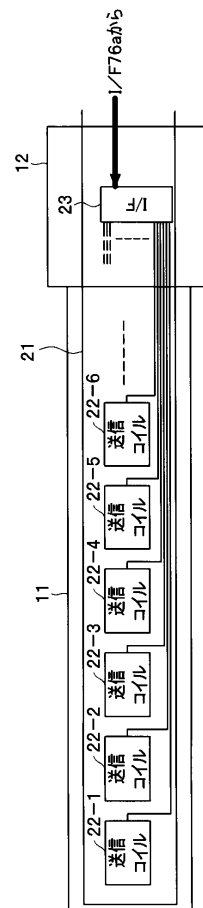
本発明は、上記各実施形態にそのまま限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記各実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素の幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【符号の説明】

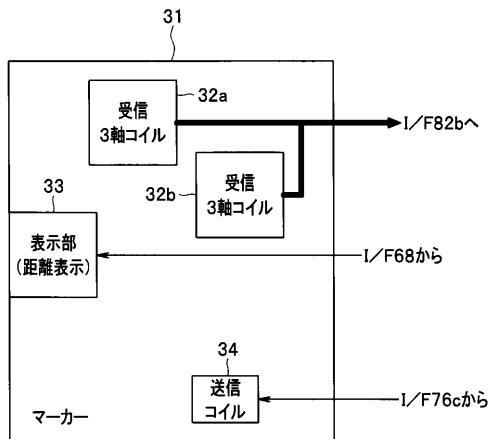
【0109】

B ... 手術台、P ... 患者、2 ... 内視鏡装置、3 ... 内視鏡挿入状態観測装置、5 ... 内視鏡、8 ... モニタ、31 ... マーカー、41 ... 受信ユニット、60 ... 制御ユニット。

【 図 2 】



【 図 5 】



51

52a 送信コイル

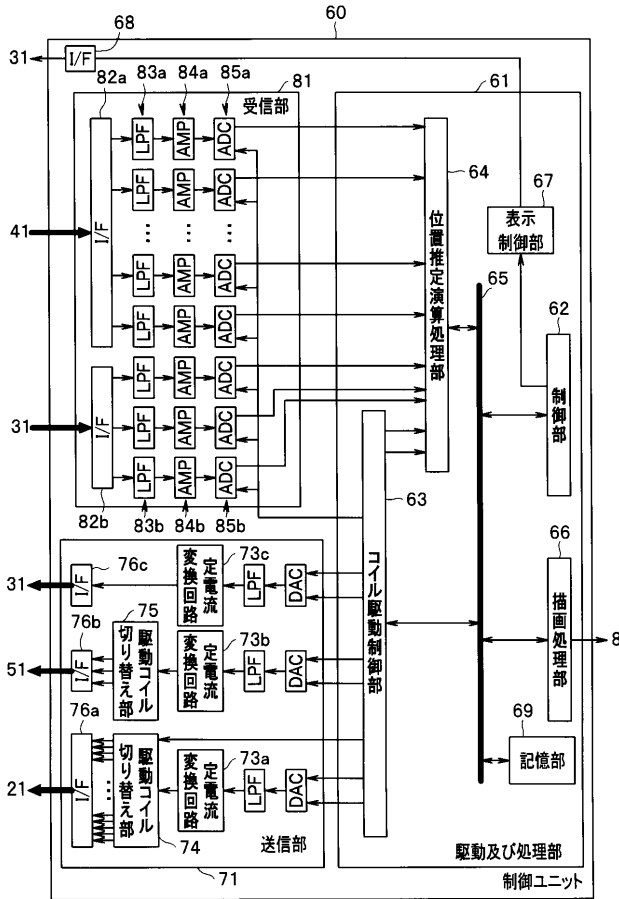
52b 送信コイル

52c 送信コイル

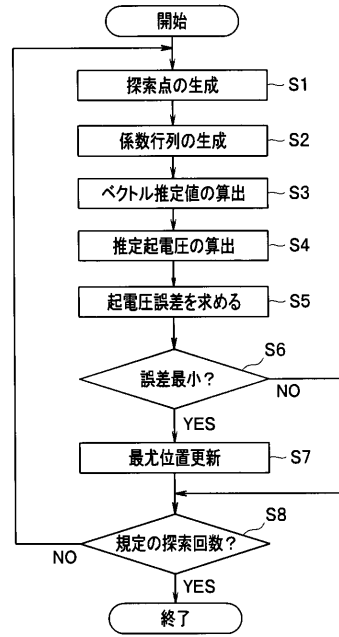
プレート

I/F76bから

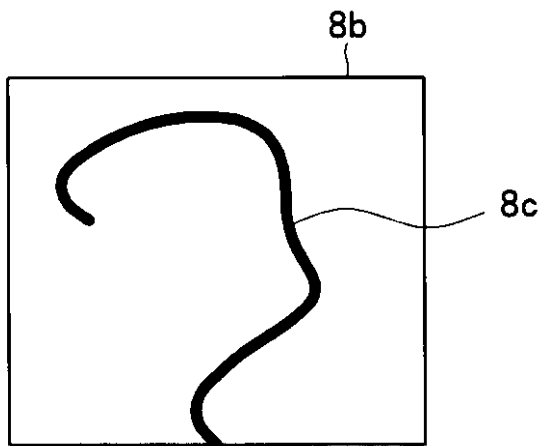
【 図 6 】



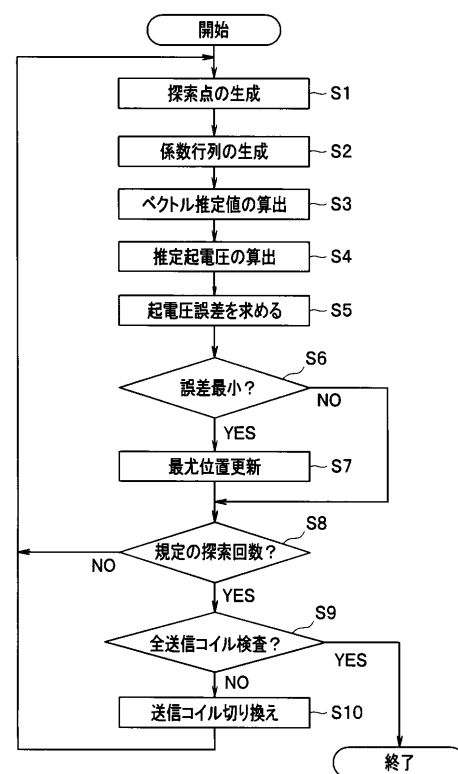
【 図 7 】



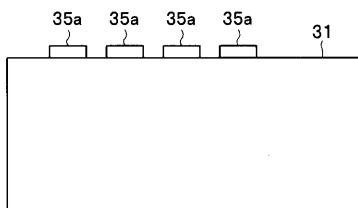
【 圖 8 】



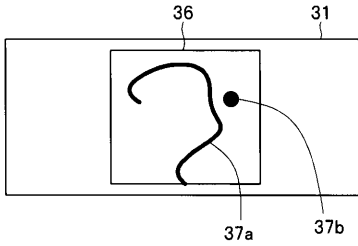
【 図 1 0 】



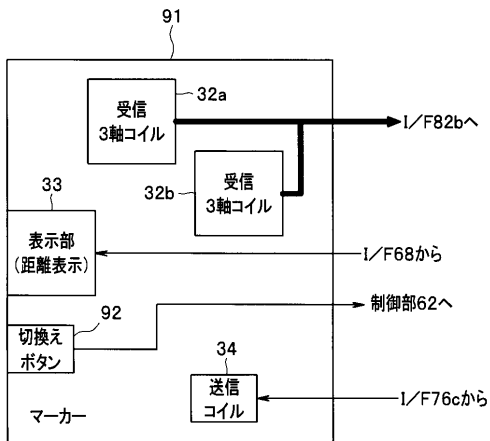
【 図 9 】



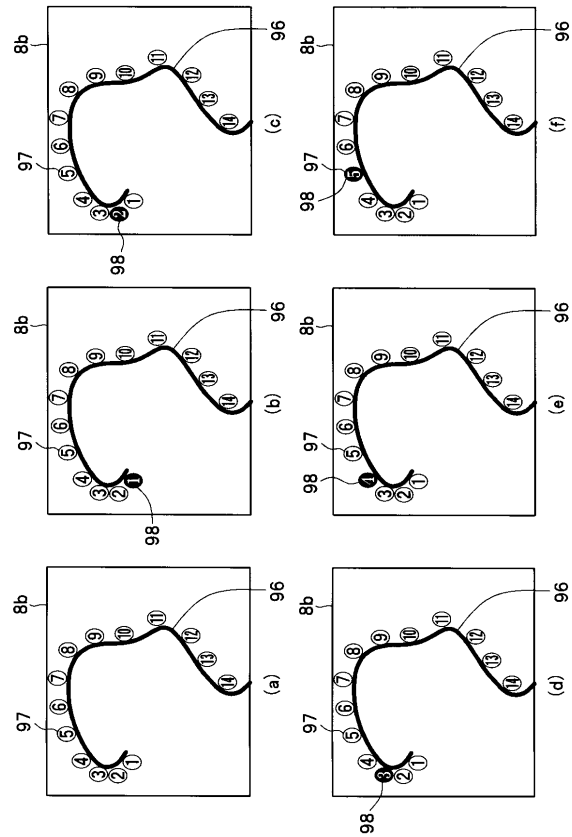
【図 1 1】



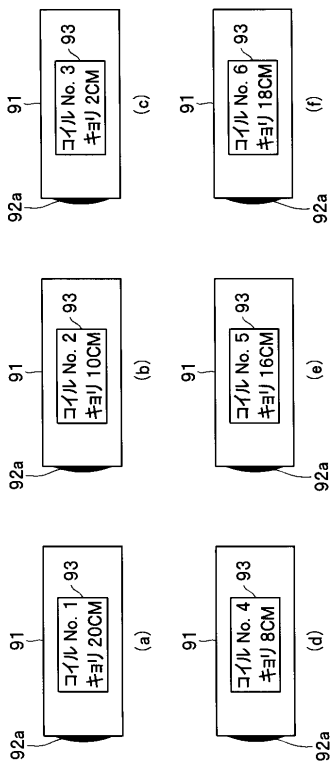
【図 1 2】



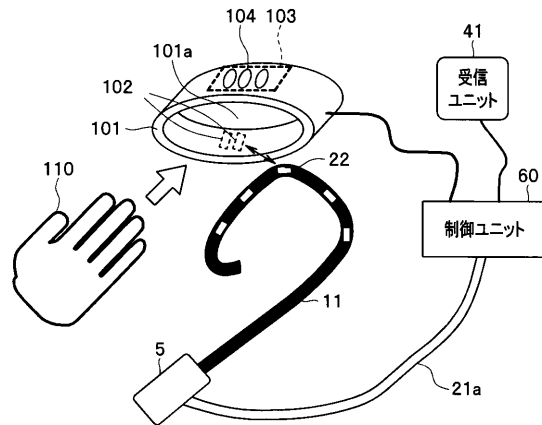
【図 1 3】



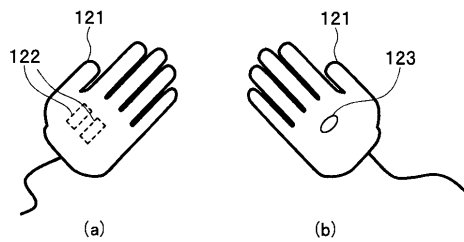
【図 1 4】



【図 1 5】



【図 1 6】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 AA03 AA04 DD03 FF21 FF41 GG22

专利名称(译)	内窥镜插入状态观察装置		
公开(公告)号	JP2016049353A	公开(公告)日	2016-04-11
申请号	JP2014177414	申请日	2014-09-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	秋葉博剛 小野田文幸		
发明人	秋葉 博剛 小野田 文幸		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/00.552 A61B1/01		
F-TERM分类号	4C161/AA03 4C161/AA04 4C161/DD03 4C161/FF21 4C161/FF41 4C161/GG22		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
其他公开文献	JP6562442B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号 (22) 出願日	特願2014-177414 (P2014-177414) 平成26年9月1日 (2014.9.1)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 (74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進 (74) 代理人 100101661 弁理士 長谷川 靖 (74) 代理人 100135932 弁理士 篠瀬 治 (72) 発明者 秋葉 博剛 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4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 小野田 文幸 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4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
-------	-----------------------	--	---