

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6429618号
(P6429618)

(45) 発行日 平成30年11月28日(2018.11.28)

(24) 登録日 平成30年11月9日(2018.11.9)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 5 5 2

請求項の数 5 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2014-258919 (P2014-258919)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成26年12月22日(2014.12.22)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2016-116751 (P2016-116751A)		東京都八王子市石川町2951番地
(43) 公開日	平成28年6月30日(2016.6.30)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成29年3月10日(2017.3.10)		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	山下 隆司
			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
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡挿入形状観測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡挿入部に設けられた、前記内視鏡挿入部に所定の間隔で設けられた複数の送信コイルを有する送信信号発生部からの送信信号を受信する受信部と、

前記受信部の受信信号に基づいて被検体に挿入された前記内視鏡挿入部の挿入形状画像を生成する挿入形状画像生成部と、

前記挿入形状画像を表示する表示画面を有し、前記表示画面の裏側に前記受信部が一体的に設けられる表示部と、

を具備し、

前記受信部は、前記複数の送信コイルによって発生する磁界をそれぞれ検出する複数の受信コイルを有し、

前記複数の受信コイルは、所定の平面上に配置され、

前記挿入形状画像生成部は、前記所定の平面を基準として前記挿入形状画像を生成することを特徴とする内視鏡挿入形状観測装置。

【請求項 2】

前記受信部及び表示部が一体的に取り付けられる本体部と、

前記本体部に取り付けられる把持部と

を具備したことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡挿入形状観測装置。

【請求項 3】

前記所定の平面は、前記表示画面に略平行であり、

10

20

前記挿入形状画像生成部は、術者の視点と前記送信信号発生部との間に前記表示画面を配置した場合には、前記術者目線の挿入形状画像を前記表示画面上に表示させる

ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡挿入形状観測装置。

【請求項 4】

前記受信部と前記被検体との間の距離を計測する距離計測部と、

前記距離計測部の計測結果に応じて前記挿入形状画像の拡大縮小率を変化させた画像を前記表示画面上に表示させる画像サイズ変更部と

を具備した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形状観測装置。

【請求項 5】

前記距離計測部は、前記受信部に設けられる

ことを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡挿入形状観測装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡の挿入状態を観測する内視鏡挿入形状観測装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、内視鏡装置が医療分野において広く利用されている。内視鏡装置は、細長い可撓性を有する挿入部を有する医療機器であり、術者は、その挿入部を被検体内に挿入して、被検体内を観察することができる。内視鏡によって撮像された被検体内の内視鏡画像は、モニタに表示可能である。しかしながら、内視鏡画像では、内視鏡挿入部が被検体内にどのように挿入されているかを知ることができない。

【0003】

そこで、内視鏡挿入時において内視鏡の挿入状態を知ることができる装置として、挿入部内に組み込まれた複数のソースコイルと、コイルブロックに配置された複数のセンスコイルから成る受信アンテナと、挿入部の挿入形状が表示されるモニタとを有する内視鏡挿入形状観測装置が開発されている。例えば、本件出願人が先に出願した特許文献 1 乃至 3 等に開示された種々の内視鏡挿入形状観測装置が提案されている。

【0004】

内視鏡挿入形状観測装置の受信アンテナは、挿入部内のソースコイルからの磁界を高精度で検出するために、被検体の近傍に配置する必要がある。このため、スタンドに取り付けてベッドサイドに配置したり、アタッチメントを用いてベッドのレールに取り付けて使用されることが一般的である。いずれの場合にも、受信アンテナは、術者の妨げとならないようベッドを挟んで術者の対面側に配置されることが一般的である。また、内視鏡挿入形状観測装置は、術者と受信アンテナとの位置の相違を考慮して、モニタ上に表示する挿入部の画像を、受信アンテナの受信面に対して所定の角度だけ回転させて表示させることが可能に構成されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2000 - 135198 号公報

【特許文献 2】特開 2005 - 87772 号公報

【特許文献 3】特開 2000 - 83889 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、術者の対面側のベッドサイドには、通常介助者が配置されることが多く、受信アンテナ及び受信アンテナに接続される接続ケーブルによって介助者の動線が妨げられてしまう。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

また、術者は、挿入部の挿入形状を確認する場合には、一旦被検体から目を離し、内視鏡挿入形状表示装置のモニタに目を移さなければならず、挿入形状の確認のために挿入部の挿入作業が妨げられてしまう。さらに、モニタ上に表示する挿入部の画像を受信アンテナの受信面に対して所定の角度だけ回転させて表示させることは可能ではあるが、術者の立ち位置は随時変るため、術者の視点に沿った挿入形状画像を常に表示させることは困難である。従って、術者はモニタ上の画像と自分の視線方向とを考慮して、挿入部が被検体内でどのように湾曲して配置されているかを判断しなければならず、挿入形状を直感的に把握しにくいという問題がある。術者が簡単に挿入形状を把握できないことによって、挿入部の挿入操作や用手圧迫等の処置に手間取ってしまうことも考えられる。

10

【 0 0 0 8 】

本発明は、介助者の動線を妨げることなく、術者が観察しやすく且つ挿入形状を術者に直感的に把握させることができる内視鏡挿入形状観測装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明に係る内視鏡挿入形状観測装置は、内視鏡挿入部に設けられた、前記内視鏡挿入部に所定の間隔で設けられた複数の送信コイルを有する送信信号発生部からの送信信号を受信する受信部と、前記受信部の受信信号に基づいて被検体に挿入された前記内視鏡挿入部の挿入形状画像を生成する挿入形状画像生成部と、前記挿入形状画像を表示する表示画面を有し、前記表示画面の裏側に前記受信部が一体的に設けられる表示部と、を具備し、前記受信部は、前記複数の送信コイルによって発生する磁界をそれぞれ検出する複数の受信コイルを有し、前記複数の受信コイルは、所定の平面上に配置され、前記挿入形状画像生成部は、前記所定の平面を基準として前記挿入形状画像を生成する。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、介助者の動線を妨げることなく、術者が観察しやすく且つ挿入形状を術者に直感的に把握させることができるという効果を有する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

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

30

【図 2】内視鏡挿入形状観測装置の利用方法を説明するための説明図。

【図 3】図 1 中の挿入部 4 b に挿入されたプローブ 2 1 の具体的な構成を示すブロック図。

【図 4】図 1 中の制御ユニット 1 0 の具体的な構成を示すブロック図。

【図 5】図 1 中の受信・表示ユニット 7 の構成を説明するための説明図。

【図 6】検査用のベッド 6 上に側臥位で横たわる被検体 P の肛門から大腸内に挿入されている状態を示す説明図。

【図 7】図 6 に対応して受信・表示ユニット 7 の配置を示す説明図。

【図 8】図 7 に対応して受信・表示ユニット 7 の表示を示す説明図。

40

【図 9】第 2 の実施の形態において採用される受信・表示ユニットを示す説明図。

【図 1 0】第 2 の実施の形態において採用される制御ユニットを示すブロック図。

【図 1 1】離間位置での観察の様子を示す説明図。

【図 1 2】近接位置での観察の様子を示す説明図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

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。

【 0 0 1 3 】

(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形状観測装置を含む医療システムの

50

全体構成を示す構成図である。また、図 2 は内視鏡挿入形状観測装置の利用方法を説明するための説明図である。

【 0 0 1 4 】

医療システム 1 は、内視鏡装置 2 と内視鏡挿入形状観測装置 3 とを含んで構成されている。内視鏡装置 2 は、内視鏡 4 と、光源装置 1 1 と、プロセッサ 1 2 と、モニタ 5 とを含む。内視鏡 4 は、被検体である被検体 P の体腔内に挿入される細長で可撓性を有する挿入部 4 b と、挿入部 4 b の基端に接続され、各種操作器が設けられた操作部 4 a と、操作部 4 a とプロセッサ 1 2 とを接続するためのケーブル 4 c とを有している。

【 0 0 1 5 】

図 1 では、これらの光源装置 1 1 及びプロセッサ 1 2 が医療用トロリー 9 上に載置されている例を示している。また、モニタ 5 は医療用トロリー 9 に設けられた可動式アームに取り付けられている。内視鏡 4 は医療用トロリー 9 のフックに掛止させておくことが可能である。

【 0 0 1 6 】

光源装置 1 1 は、被検体を照明するための照明光を発生する。光源装置 1 1 からの照明光は、内視鏡 4 の挿入部 4 b 内に挿通されたライトガイドによって挿入部 4 b の先端部に導かれて、挿入部 4 b の先端部から被検体に照射される。挿入部 4 b の先端部には図示しない撮像素子が配置されており、撮像素子の受光面には、被検体によって反射された被検体からの反射光（戻り光）が被写体光学像として結像するようになっている。撮像素子は、プロセッサ 1 2 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 1 2 に出力する。プロセッサ 1 2 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 5 に出力する。こうして、モニタ 5 の画面上に被検体の内視鏡画像が表示される。

【 0 0 1 7 】

挿入部 4 b 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 4 a に設けられた図示しない湾曲ノブによって湾曲駆動されるようになっている。術者は、湾曲ノブを操作して湾曲部を湾曲させながら、挿入部 4 b を体腔内へ押し込むことができる。

【 0 0 1 8 】

本実施の形態においては、挿入部 4 b の挿入状態を観測するための内視鏡挿入形状観測装置 3 は、制御ユニット 1 0 と、挿入状態検出用のプローブ 2 1 と、受信・表示ユニット 7 とによって構成される。内視鏡挿入形状観測装置 3 の制御ユニット 1 0 は医療用トロリー 9 上に載置され、挿入状態検出用のプローブ 2 1 は後述するように挿入部 4 b に挿入されている。受信・表示ユニット 7 は、ケーブル 8 c によって制御ユニット 1 0 に接続されており、ケーブル 8 c の長さの範囲内ではいずれの位置にも移動させることが可能である。

【 0 0 1 9 】

図 2 は挿入部 4 b が、検査用のベッド 6 上に横たわる被検体 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。図 2 では、術者 O が医療用トロリー 9 上のプロセッサ 1 2 にケーブル 4 c によって接続された内視鏡 4 の操作部 4 a を把持している様子を示している。また、図 2 では医療用トロリー 9 上の制御ユニット 1 0 にケーブル 8 c によって接続された受信・表示ユニット 7 を術者 O が手で支持している状態を示している。なお、受信・表示ユニット 7 の非使用時には、受信・表示ユニット 7 を医療用トロリー 9 の最上段トレイ 9 a に載置しておいたり、側面の図示しないフックに引っ掛けて保管することができるようになっている。これにより、医療用トロリー 9 を移動させる際にも受信・表示ユニット 7 と制御ユニット 1 0 とをケーブル 8 c によって接続したままでの移動が可能であり、ケーブル 8 c の着脱作業は不要である。なお、受信・表示ユニット 7 は、術者以外の例えば介助者が把持してもよいし、スタンド等に固定して使用してもよい。必要に応じてスタンドは可動式にしてもよい。

【 0 0 2 0 】

本実施の形態においては、受信・表示ユニット7は、アンテナユニット49とモニタ42とを含む。制御ユニット10とプローブ21及び受信・表示ユニット7とは、それぞれケーブル4c, 8cを介して相互に接続されており、プローブ21及び受信・表示ユニット7は、制御ユニット10によって駆動が制御される。プローブ21は、後述するように、挿入部4b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・表示ユニット7はプローブ21が放射した磁界を検出して検出結果を制御ユニット10に送信する。これにより、制御ユニット10は挿入部4b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8cを介して受信・表示ユニット7に出力する。受信・表示ユニット7のモニタ42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。

10

【0021】

本実施の形態においては、後述するように、受信・表示ユニット7には把手8b（図5参照）が設けられており、術者は把手8bを把持して受信・表示ユニット7の配置を適宜変更することができるようになっている。例えば、術者は図2に示すように、受信・表示ユニット7を、自分と被検体Pとの間に被検体Pに対向させて配置することができる。制御ユニット10は、このような受信・表示ユニット7の配置位置及び向きに応じた挿入形状画像を生成することになる。

【0022】

例えば、術者が受信・表示ユニット7をおおよそ自分の目と被検体Pとの間に配置するようにした場合には、術者の視線に対応した挿入形状画像が得られるようになっており、術者の立ち位置に拘わらず、常に術者の視線に対応した挿入形状画像を表示させることができる。これにより、術者は、被検体Pの体内における挿入部4bの形状を直感的に把握することが可能となる。しかも、受信・表示ユニット7のモニタ42は、術者と被検体Pとの間に配置されており、術者は目を被検体Pから殆どそらすことなく、挿入形状画像の観察が可能である。

20

【0023】

次に、図3乃至図5を参照して内視鏡挿入形状観測装置3の各部の具体的な構成について説明する。図3及び図4はそれぞれ図1中の挿入部4bに挿入されたプローブ21及び制御ユニット10の具体的な構成を示すブロック図である。

【0024】

図4に示す制御ユニット10の制御部31は、例えばCPU等のプロセッサによって構成することができ、図示しないメモリに記憶されたプログラムに基づいて動作するものであってもよい。制御部31は、制御ユニット10の全体を制御する。なお、図示しないメモリには、制御部31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。

30

【0025】

制御部31は、ソースコイル制御部32を制御する。ソースコイル制御部32は、例えばFPGA等によって構成されており、制御部31に制御されて、プローブ21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。ソースコイル制御部32は、プローブ21用の波形データ及びクロックをソースコイル駆動部33に与える。ソースコイル駆動部33は、プローブ21を駆動するための信号を発生してI/F34を介して出力するようになっている。

40

【0026】

例えば、ソースコイル駆動部33は、波形データをデジタル/アナログ変換するD/A変換器、ローパスフィルタ（以下、LPFという）や定電流変換回路等によって構成してもよい。例えばソースコイル駆動部33は、ソースコイル制御部32からの波形データに基づく定電流の正弦波をプローブ21に供給するものであってもよい。

【0027】

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。ソースコイル駆動部33は、プローブ21の各コイルに個別に正弦波を供給することができるようになって

50

いる。プローブ 2 1 の各コイルへの正弦波の振り分けは、制御部 3 1 によって制御されるようになっている。即ち、制御部 3 1 において、プローブ 2 1 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。

【 0 0 2 8 】

プローブ 2 1 は、図 3 に示すように、挿入部 4 b 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 2 1 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 2 4 - 1 , 2 4 - 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 2 4 という) が取り付けられている。プローブ 2 1 を処置具挿通チャンネル内に挿通して、プローブ 2 1 の先端或いは後端を固定することにより、挿入部 4 b の軸方向に所定の間隔で複数の送信コイル 2 4 - 1 , 2 4 - 2 , ... が配置されることになる。

10

【 0 0 2 9 】

各送信コイル 2 4 は、I / F 2 5 を介して制御ユニット 1 0 の I / F 3 4 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 2 4 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 1 0 は、適宜の時間間隔、例えば数十 m 秒間隔で、各送信コイル 2 4 - 1 , 2 4 - 2 , ... を順次駆動することができる。また、制御ユニット 1 0 の制御部 3 1 は、各送信コイル 2 4 - 1 , 2 4 - 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。

【 0 0 3 0 】

図 5 は受信・表示ユニット 7 の構成を説明するための説明図である。図 5 (a) は受信・表示ユニット 7 の第 1 の面 4 1 a 側から見た構成を示すものであり、図 5 (b) は受信・表示ユニット 7 の第 2 の面 4 1 b 側から見た構成を示すものである。図 5 において、受信・表示ユニット 7 は、本体部 8 a 及び把手 8 b によって構成されている。本体部 8 a は第 1 の面 4 1 a にモニタ 4 2 の表示画面が配置された筐体である。本体部 8 a の第 2 の面 4 1 b は、第 1 の面 4 1 a に対向する面である。本体部 8 a の底面には把手 8 b が固定されている。把手 8 b は術者の手によって把持可能な形状及びサイズに構成されており、例えば円柱形状を有する。

20

【 0 0 3 1 】

本体部 8 a にはケーブル 8 c に接続される 2 つの端子 4 3 a , 4 3 b が設けられている。端子 4 3 a は I / F 4 4 a に接続されており、ケーブル 8 c を介して伝送された制御ユニット 1 0 の I / F 4 0 からの信号を I / F 4 4 a に与える。また、端子 4 3 b は I / F 4 4 b に接続されており、I / F 4 4 b の出力は、端子 4 3 b 及びケーブル 8 c を介して制御ユニット 1 0 の I / F 3 5 に供給されるようになっている。

30

【 0 0 3 2 】

図 5 に示すように、本体部 8 a には、モニタ 4 2 の表示画面が設けられている第 1 の面 4 1 a に対向する第 2 の面 4 1 b 側、即ち、モニタ 4 2 の表示画面の裏側に、アンテナユニット 4 9 を構成するコイルブロック 4 5 a ~ 4 5 d (以下、個々を区別する必要がない場合には単にコイルブロック 4 5 という) が設けられている。なお、図 5 では 4 個のコイルブロック 4 5 a ~ 4 5 d を用いる例を示しているが、コイルブロック 4 5 の数は適宜変更可能であり、コイルブロック 4 5 の位置を結ぶ線によって平面を形成可能な 3 個以上であればよい。即ち、コイルブロック 4 5 は所定の平面 (以下、受信アンテナ面という) 上に配置される。例えば、複数のコイルブロック 4 5 を正多角形の頂点の位置に配置するようにしてもよい。図 5 では 4 個のコイルブロック 4 5 を用いる例を示しており、この場合には、正四角形の略頂点の位置にコイルブロック 4 5 が配置される。

40

【 0 0 3 3 】

コイルブロック 4 5 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 2 又は 3 個のセンスコイル 4 6 によって構成され、各センスコイル 4 6 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ようになっている。例えば、コイルブロック 4 5 は、所定周期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。コイルブロック 4 5 は、周囲の磁界の大

50

きさの検出結果をI/F44bを介して出力する。I/F44bは、コイルブロック45の検出結果を制御ユニット10のI/F35に出力する。

【0034】

図5の例では4つのコイルブロック45を用いた例を示しており、合計12個のセンスコイル46の出力が制御ユニット10のI/F35から信号検出部36に与えられる。信号検出部36は、入力された信号に対して所定の信号処理を施した後ソースコイル位置解析部37に出力する。コイルブロック45において発生した起電圧は、極めて微弱である。そこで、信号検出部36は、例えばLPF、増幅器、A/D変換器等によって構成して、入力信号から必要な信号以外（外乱ノイズ）を除去し、増幅した後デジタル信号に変換してソースコイル位置解析部37に供給するものであってもよい。

10

【0035】

ソースコイル位置解析部37は、例えばDSP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、I/F35を介して受信した信号から、各送信コイル24のコイルブロック45に対する位置座標を算出する。ソースコイル位置解析部37による位置座標の算出結果は制御部31を介して挿入形状画像生成部38に供給される。挿入形状画像生成部38は、各送信コイル24の位置座標を連結して線状の画像を挿入形状画像として生成する。

【0036】

挿入形状画像生成部38が生成した挿入形状画像は、表示制御部39に与えられる。表示制御部39は、挿入形状画像生成部38によって生成された挿入形状画像をモニタ42に表示させるための表示データを生成してI/F40を介して受信・表示ユニット7に出力するようになっている。

20

【0037】

I/F40からの表示データは、受信・表示ユニット7の端子43aを介してI/F44aに与えられる。I/F44aは、入力された表示データをモニタ42に与える。モニタ42は、例えば、LCD等によって構成することができ、表示データに基づいて、送信コイル24とコイルブロック45との相対的な位置関係に基づく挿入形状画像を表示する。図5(a)はモニタ42の表示画面上に、挿入形状画像47が表示されていることを示している。

【0038】

30

ソースコイル位置解析部37は、受信・表示ユニット7の1つのコイルブロック45によって、当該コイルブロック45に対する各送信コイル24-1, 24-2, ...の相対的な3次元位置を求めることができ、これにより挿入形状画像を生成することが可能である。即ち、ソースコイル位置解析部37によって、当該コイルブロック45を座標原点として、各送信コイル24-1, 24-2, ...の各3次元位置座標が算出されることになる。更に、コイルブロック45を正多角形の頂点に配置することで、ソースコイル位置解析部37は、当該正多角形によって形成される受信アンテナ面を基準として、各送信コイル24-1, 24-2, ...の各3次元位置座標を算出することができる。

【0039】

例えば、コイルブロック45を受信・表示ユニット7の第2の面41bに平行な面を形成する四角形の頂点の位置に配置してもよい。この場合には、受信・表示ユニット7の第2の面41bを基準として、各送信コイル24-1, 24-2, ...の各3次元位置座標が算出されて、挿入形状画像が生成されることになる。なお、受信・表示ユニット7の第1及び第2の面41a, 41bとモニタ42の表示画面とは相互に比較的近接した位置において略平行に設けられており、受信アンテナ面もこれらの面と近接して平行であるので、挿入形状画像は、第1及び第2の面41a, 41b及びモニタ42の表示画面を基準に生成されているとも言える。

40

【0040】

本実施の形態においては、術者は、把手8bを把持して、受信・表示ユニット7を、第1及び第2の面41a, 41bが視線に垂直な面に平行となるように配置することができ

50

る。従って、この場合には、ソースコイル位置解析部 37 は、術者の視線に垂直な面を基準に各送信コイル 24 - 1, 24 - 2, ... の各 3 次元位置座標を算出して挿入形状画像を生成することになる。即ち、挿入部 4b が挿入されている被検体 P の腹部に第 2 の面 41b が向かうように術者が受信・表示ユニット 7 を支持している場合には、モニタ 42 の表示画面には、術者目線の挿入形状画像がモニタ 42 の表示画面に表示されることになる。

【0041】

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 6 乃至図 8 を参照して説明する。図 6 は検査用のベッド 6 上に側臥位で横たわる被検体 P の肛門から大腸内に挿入部 4b が挿入されている状態を示す説明図であり、図 6 (a) は上方から見た平面を示し、図 6 (b) は被検体 P の背中側から見た側面を示し、図 6 (c) は被検体 P の頭部側から見た正面を示している。図 7 は図 6 に対応して受信・表示ユニット 7 の配置を示す説明図であり、図 7 (a) ~ (c) はそれぞれ図 6 (a) ~ (c) に対応する。また、図 8 は図 7 に対応して受信・表示ユニット 7 の表示を示す説明図であり、図 8 (a) ~ (c) はそれぞれ図 7 (a) ~ (c) に対応する。

【0042】

術者等は、ベッド 6 に横たわった被検体 P の肛門から内視鏡 4 の挿入部 4b を挿入する。内視鏡挿入形状観測装置 3 は、所定の時間間隔で、挿入部 4b に内蔵されたプローブ 21 の複数個の送信コイル 24 の 3 次元位置座標を求める。即ち、制御ユニット 10 の制御部 31 は、ソースコイル制御部 32 を制御して、プローブ 21 の送信コイル 24 - 1, 24 - 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。ソースコイル駆動部 33 は、ソースコイル制御部 32 に制御されて高周波信号を発生して、I/F 34 を介してプローブ 21 の各送信コイル 24 - 1, 24 - 2, ... に所定のタイミングで高周波信号を供給する。高周波信号が供給された送信コイル 24 - 1, 24 - 2, ... は、磁界を伴う電磁波を発生する。この磁界は、受信・表示ユニット 7 の各コイルブロック 45 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 10 の I/F 35 を介して信号検出部 36 に取り込まれる。

【0043】

本実施の形態においては、術者は、図 2 に示すように、受信・表示ユニット 7 の把手 8b を把持し、受信・表示ユニット 7 の第 1 の面 41a 側、即ち、モニタ 42 の表示画面側を手前に向け、受信・表示ユニット 7 の第 2 の面 41b を、挿入形状を観察したい部位に対向させるように支持する。

【0044】

ソースコイル位置解析部 37 は、制御部 31 から各送信コイル 24 - 1, 24 - 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 24 - 1, 24 - 2, ... 毎にコイルブロック 45 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 24 - 1, 24 - 2, ... の 3 次元位置座標を求める。

【0045】

この位置座標は挿入形状画像生成部 38 に供給され、挿入形状画像生成部 38 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 21 は挿入部 4b 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 24 は挿入部 4b 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 24 の位置は挿入部 4b の離散的な位置を示している。挿入形状画像生成部 38 は、この離散的な位置を補間することで、挿入部 4b 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。

【0046】

ソースコイル位置解析部 37 は、挿入形状画像の生成に際して、コイルブロック 45 の配置位置を頂点とする正多角形によって形成される受信アンテナ面を基準として、各送信コイル 24 - 1, 24 - 2, ... の各 3 次元位置座標を算出する。従って、挿入形状画像は、受信・表示ユニット 7 の第 1 及び第 2 の面 41a, 41b、即ち、略モニタ 42 の表示画面の位置及び向きを基準とした形状に生成される。

【0047】

10

20

30

40

50

挿入形状画像生成部 38 は、生成した挿入形状画像を表示制御部 39 に与える。表示制御部 39 は、挿入形状画像に基づく表示データを生成して、I/F 40 を介して受信・表示ユニット 7 に出力する。受信・表示ユニット 7 のモニタ 42 は、I/F 44 a を介して表示データを取り込み、画面上に挿入形状画像を表示する。

【0048】

術者は、図 2 に示すように、挿入形状を観察したい部位に向けた視線に近傍の位置で、受信・表示ユニット 7 の第 1 及び第 2 の面 41 a, 41 b が視線に略垂直な面となるように受信・表示ユニット 7 を支持することができる。従って、この場合には、受信・表示ユニット 7 のモニタ 42 の表示画面上には、およそ術者の視点から見た挿入部 4 b の挿入形状が表示される。

10

【0049】

受信・表示ユニット 7 はケーブル 8 c によって制御ユニット 10 に接続されているだけであり、術者は、自分の位置を変える場合でも、挿入形状を観察したい部位に向けた視線に近傍の位置で、第 1 及び第 2 の面 41 a, 41 b が視線に略垂直な面となるように受信・表示ユニット 7 を支持することができる。従って、受信・表示ユニット 7 のモニタ 42 の表示画面上には、常におおよそ術者の視点から見た挿入部 4 b の挿入形状を表示させることができる。

【0050】

図 6 乃至図 8 は受信・表示ユニット 7 の配置とモニタ 42 に表示される挿入形状画像との関係を説明するためのものである。図 7 (a) ~ (c) の符号 7 a ~ 7 e は、それぞれ相互に異なる位置及び向きに配置された受信・表示ユニット 7 を示している。

20

【0051】

図 7 (a) ~ (c) の符号 7 a は被検体 P の腹部の真上において第 1 及び第 2 の面 41 a, 41 b が水平となるように受信・表示ユニット 7 を配置したことを示している。この場合には、被検体 P に挿入された挿入部 4 b を、図 6 (a) に示すように上方から見た場合と同様の表示が行われることになる。図 8 (a) はこの場合の表示を示しており、モニタ 42 の表示画面上には、挿入部 4 b に対応する挿入形状画像 47 a が表示される。

【0052】

図 7 (a) ~ (c) の符号 7 b は被検体 P の背中側において第 1 及び第 2 の面 41 a, 41 b が垂直となるように受信・表示ユニット 7 を配置したことを示している。この場合には、被検体 P に挿入された挿入部 4 b を、図 6 (b) に示すように側方から見た場合と同様の表示が行われることになる。図 8 (b) はこの場合の表示を示しており、モニタ 42 の表示画面上には、挿入部 4 b に対応する挿入形状画像 47 b が表示される。

30

【0053】

図 7 (a) ~ (c) の符号 7 c は被検体 P の背中側上方の斜め 45 度の位置において第 1 及び第 2 の面 41 a, 41 b が斜め 45 度に傾斜するように受信・表示ユニット 7 を配置したことを示している。この場合には、被検体 P に挿入された挿入部 4 b を、被検体 P の背中側斜め 45 度上方の位置から見た場合と同様の表示が行われることになる。図 8 (c) はこの場合の表示を示しており、モニタ 42 の表示画面上には、当該視点から見た場合の挿入部 4 b に対応する挿入形状画像 47 c が表示される。

40

【0054】

図 7 (a) ~ (c) の符号 7 d は被検体 P の足元のベッド 6 上に第 1 及び第 2 の面 41 a, 41 b を水平にして受信・表示ユニット 7 を載置したことを示している。この場合には、コイルブロック 45 による正多角形によって形成される受信アンテナ面は被検体 P に挿入された挿入部 4 b 側を全く向いていないので、挿入形状画像は生成されない。なお、この場合には、図 8 (d) に示すように、挿入形状画像生成部 38 は、有効な挿入形状画像を生成することができなかったことを示す表示 48 を表示させてもよい。

【0055】

また、図 7 (a) ~ (c) の符号 7 e は被検体 P の頭部側において第 1 及び第 2 の面 41 a, 41 b が被検体 P 側を向いて水平となるように受信・表示ユニット 7 を配置したこ

50

とを示している。この場合にも、挿入形状画像生成部 38 は、有効な挿入形状画像を生成することができないので、図 8 (e) に示すように、有効な挿入形状画像を生成することができなかったことを示す表示 48 を表示させてもよい。

【 0 0 5 6 】

なお、挿入形状画像生成部 38 は、1つのコイルブロック 45 の検出結果に基づいて挿入形状画像を生成することができるので、受信・表示ユニット 7 の第 1 及び第 2 の面 41 a , 41 b の向き (法線方向) が被検体 P の観測したい部位を向いていない場合でも、第 1 及び第 2 の面 41 a , 41 b の向きによっては、有効な挿入形状画像を生成することができる場合がある。従って、術者は、第 1 及び第 2 の面 41 a , 41 b の向き (法線方向) を被検体 P の観測したい部位に正確に向ける必要はなく、おおよそ自分の視線に沿っ

10

【 0 0 5 7 】

このように本実施の形態においては、受信用のアンテナとモニタとを備えた受信・表示ユニットは、移動自在であって、自由な位置及び向きに配置することができる。例えば、挿入形状の観測時には、受信・表示ユニットを、術者と被検体との間に配置すれば、受信アンテナやモニタ等によって術者の対面側のベッドサイドに通常位置する介助者等の動線が妨げることはない。また、例えば、被検体の観測したい部位を見る術者の視線に沿った位置であって、受信・表示ユニット中のアンテナブロックによる正多角形により形成される受信アンテナ面が観測したい部位に向くように配置した場合には、術者目線の挿入形状画像を表示させることができる。これにより、術者は挿入形状を直感的に把握することが可能である。しかも、受信アンテナ面に略平行に表示画面が設けられており、術者は挿入形状の確認に際し、殆ど被検体から目を離す必要はなく、挿入部の挿入作業の作業性を向上させることができる。さらに、受信・表示ユニットの位置及び方向は術者が自由に変更できるので、より立体的な情報も容易に得ることができる。また、例えば用手圧迫の際には、圧迫が必要な箇所と方向の特定が容易になると共に、圧迫中の内視鏡挿入形状の変化も様々な方向から観察できるため、スムーズかつ効率的な用手圧迫が可能になる。

20

【 0 0 5 8 】

(第 2 の実施の形態)

図 9 及び図 10 は本発明の第 2 の実施の形態に係り、図 9 は第 2 の実施の形態において採用される受信・表示ユニットを示す説明図であり、図 10 は第 2 の実施の形態において採用される制御ユニットを示すブロック図である。図 9 及び図 10 においてそれぞれ図 5 及び図 4 と同一の構成要素には同一符号を付して説明を省略する。また、本実施の形態においては、医療システムの全体構成及びプローブ 21 の構成は、図 1 及び図 3 と同様であり、説明を省略する。

30

【 0 0 5 9 】

本実施の形態は、受信・表示ユニット 50 と挿入部 4 b との距離に応じて挿入形状画像を拡大又は縮小させて表示するものである。

【 0 0 6 0 】

図 9 において、受信・表示ユニット 50 は、距離を測定する距離センサ 52 及びスイッチ 53 を付加した本体部 51 を備えた点が図 5 の受信・表示ユニット 7 と異なる。受信・表示ユニット 50 の第 2 の面 41 b、即ち、モニタ 42 の表示画面が配置される第 1 の面 41 a の反対側の面には、距離センサ 52 が設けられている。距離センサ 52 は、例えば、赤外線距離センサー等によって構成されており、第 2 の面 41 b を被検体 P に向けることによって、被検体 P の体表面との間の距離を計測可能である。距離センサ 52 は、被検体 P との間の距離を計測し、計測結果を I / F 44 b を介して制御ユニット 60 の I / F 35 に出力するようになっている。なお、受信・表示ユニット 50 と被検体 P との間の距離を計測可能であれば、距離センサ 52 はいずれの位置に設けられていてもよい。

40

【 0 0 6 1 】

なお、図 9 の例では、各コイルブロック 45 の近傍に計 4 個の距離センサ 52 を取り付けた構成を示しているが、例えば第 2 の面 41 b の中央に 1 個の距離センサ 52 を配置す

50

る構成でもよく、また、第2の面41bの上下に各1個ずつの計2個配置する構成でもよく、また、第2の面41bの対角に各1個ずつの計2個配置する構成でもよい。なお、3個以上の距離センサ52を用いる場合には、全ての距離センサ52がその数に応じた略正多角形の頂点に位置するように配置した方がよい。

【0062】

図10において、制御ユニット60は、距離センサ距離解析部61及び挿入形状画像サイズ調整部62を付加した点が図4の制御ユニット10と異なる。信号検出部36は、I/F35によって取り込まれた信号のうちセンスコイル46の出力に基づく信号をソースコイル位置解析部37に与え、距離センサ52の出力に基づく信号を距離センサ距離解析部61に与えるようになっている。

10

【0063】

距離センサ距離解析部61は、距離センサ52の出力に基づいて、被検体Pと距離センサ52までの距離(第2の面41bとの間の距離)を解析して、解析結果を制御部31を介して挿入形状画像サイズ調整部62に出力する。挿入形状画像サイズ調整部62は、距離センサ距離解析部61の解析結果に基づいて、挿入形状画像生成部38が生成した挿入形状画像の拡大縮小倍率を決定して、決定した倍率を表示制御部39に出力する。表示制御部39は、挿入形状画像生成部38が生成した挿入形状画像を、挿入形状画像サイズ調整部62が決定した倍率に従って拡大又は縮小表示するための表示データを生成して、I/F40を介してモニタ42に出力する。

【0064】

20

なお、図10の例では、挿入形状画像サイズ調整部62が被検体Pまでの距離に応じて拡大縮小倍率を決定する例を説明したが、拡大縮小倍率は所定の倍率に固定しておいてもよく、例えば制御ユニット60の製造時に予め設定しておいてもよい。また、ユーザ操作によって拡大縮小倍率を制御ユニット60に登録できるようにしてもよい。この場合には、挿入形状画像サイズ調整部62は、被検体との距離が所定の範囲になった場合に、予め定められた拡大縮小倍率を表示制御部39に与えるようにすればよい。

【0065】

また、図9に示すように、受信・表示ユニット50にスイッチ53を設けて、挿入形状画像生成部38が生成した挿入形状画像をそのまま表示するモードと、距離の解析結果に応じて倍率変更された画像を表示するモードとをスイッチ53によって切換え可能に構成してもよい。

30

【0066】

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11及び図12を参照して説明する。図11及び図12は第2の実施の形態の動作を説明するための説明図であり、図11は離間位置での観察の様子を示し、図12は近接位置での観察の様子を示している。

【0067】

本実施の形態においても、制御ユニット60において高周波信号を発生し、プローブ21の送信コイル24-1, 24-2, ...が高周波信号に基づく磁界を発生し、受信・表示ユニット50のアンテナユニット49において送信コイル24の磁界を検出し、検出結果に基づいて制御ユニット60が挿入形状画像を生成する動作は第1の実施の形態と同様である。

40

【0068】

本実施の形態においては、受信・表示ユニット50の第2の面41bに設けられた距離センサ52は、第2の面41bに対向している被検体Pまでの距離を計測し、計測結果をI/F44bを介して制御ユニット60のI/F35に出力する。信号検出部36は、I/F35の出力から距離センサ52の計測結果を抽出して距離センサ距離解析部61に出力する。距離センサ距離解析部61は、被検体Pと距離センサ52までの距離を解析して、解析結果を制御部31を介して挿入形状画像サイズ調整部62に出力する。

【0069】

挿入形状画像サイズ調整部62は、距離センサ距離解析部61の解析結果に基づく拡大

50

縮小倍率を表示制御部 39 に指示する。これにより、表示制御部 39 は、挿入形状画像生成部 38 が生成した挿入形状画像を、指示された倍率に従って拡大又は縮小表示するための表示データを生成する。この表示データは、I/F 40、I/F 44a を介してモニタ 42 に供給される。

【0070】

こうして、モニタ 42 の表示画面上には、被検体 P と距離センサ 52 との間の距離、即ち、被検体 P から受信・表示ユニット 50 の第 2 の面 41b までの距離に応じた拡大縮小倍率で挿入形状画像が拡大縮小されて表示される。例えば、挿入形状画像サイズ調整部 62 は、被検体 P と第 2 の面 41b との間の距離が所定の距離以上の場合には、挿入形状画像生成部 38 が生成した挿入形状画像の全域を表示する拡大縮小率 1 に設定することもできる。この場合には、挿入形状画像の全域が、モニタ 42 の表示画面上に表示される。

10

【0071】

図 11 はこの場合の例を示しており、術者 O が受信・表示ユニット 50 を把持して、破線にて示す近接位置から、被検体 P との距離が比較的遠い離間位置に位置させた場合の受信・表示ユニット 50 を符号 50a にて示している。この場合には、受信・表示ユニット 50 のモニタ 42 には、挿入形状画像の全域の画像 55a が表示されている。

【0072】

ところで、術者 O は、挿入部 4b の一部における挿入状態の確認を容易とするために、挿入形状画像の一部の領域を拡大表示させたい場合がある。この場合には、術者 O は、図 12 に示すように、受信・表示ユニット 50 を把持して、破線にて示す離間位置から、被検体 P との距離が比較的近い近接位置に位置させる。図 12 の符号 50b は近接位置における受信・表示ユニット 50 を示している。この場合には、受信・表示ユニット 50 のモニタ 42 には、挿入形状画像の一部が拡大された画像 55b が表示される。

20

【0073】

なお、この場合における拡大倍率は、挿入形状画像サイズ調整部 62 が、距離センサ距離解析部 61 の解析結果に基づいて決定する。また、拡大表示する領域は、送信コイル 24 とセンサコイル 46 との相対的な位置関係に応じて決定される。術者 O が第 2 の面 41b に平行な方向に受信・表示ユニット 50 を移動させることで、拡大表示する領域を変化させることができ、術者は任意の位置の挿入形状をモニタ 42 の表示画面に表示させることができる。なお、画面中央を基準に挿入形状画像を拡大するようにしてもよい。

30

【0074】

このように本実施の形態においては、距離センサを設け、距離センサの計測結果に応じて表示する挿入形状画像を拡大縮小しており、術者は受信・表示ユニットを被検体に近づけたり離したりする操作によって、観察したい部位を拡大縮小表示させることができる。これにより、術者は、観察したい部位における内視鏡挿入形状を、より詳細に把握することができる。例えば、被検体の体腔内で挿入部がたわんで先進しなくなった場合、術者は受信・表示ユニットを被検体に近接させるという簡単な操作によって挿入部の特定位置を拡大することができる。これにより、たわみが生じている挿入部の位置の特定が容易となり、例えば用手圧迫等の手技を効率的に行うことが可能となる。

【0075】

40

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。

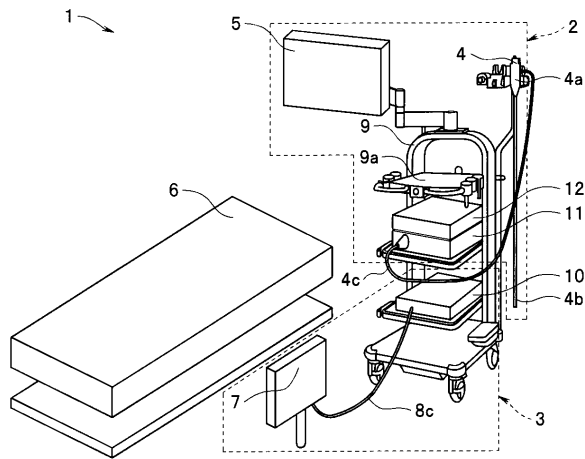
【符号の説明】

【0076】

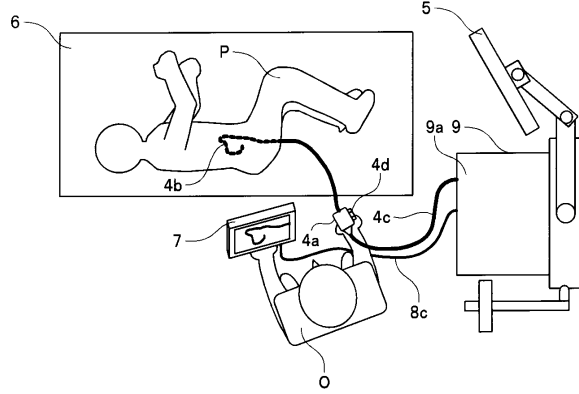
1 ... 医療システム、2 ... 内視鏡装置、3 ... 内視鏡挿入形状観測装置、4 ... 内視鏡、4b ... 挿入部、5, 42 ... モニタ、6 ... ベッド、7 ... 受信・表示ユニット、8a ... 本体部、8b ... 把手、10 ... 制御ユニット、12 ... プロセッサ、49 ... アンテナユニット。

50

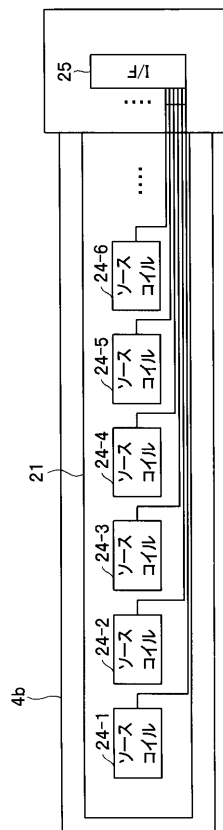
【図 1】



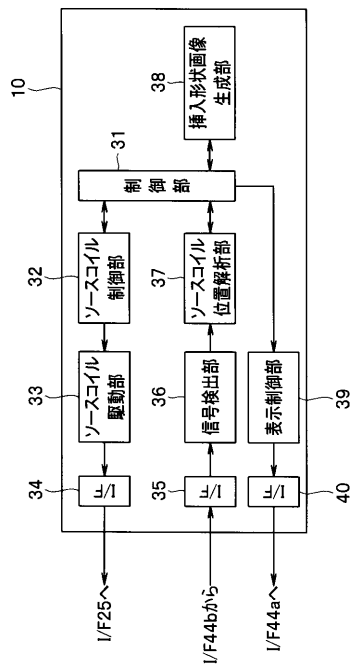
【図 2】



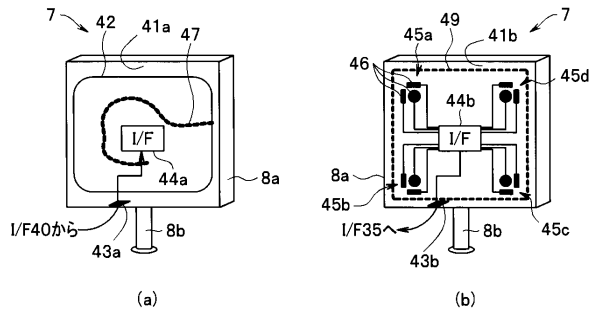
【図 3】



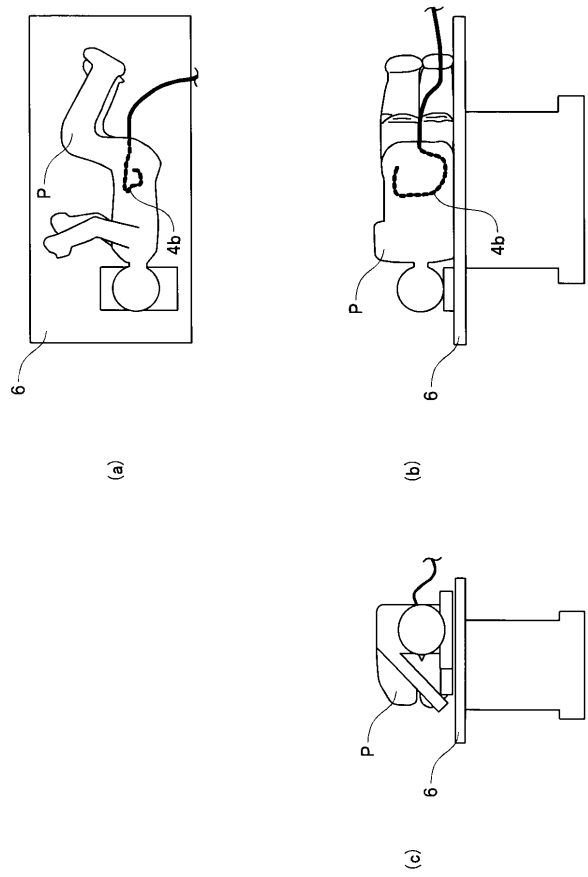
【図 4】



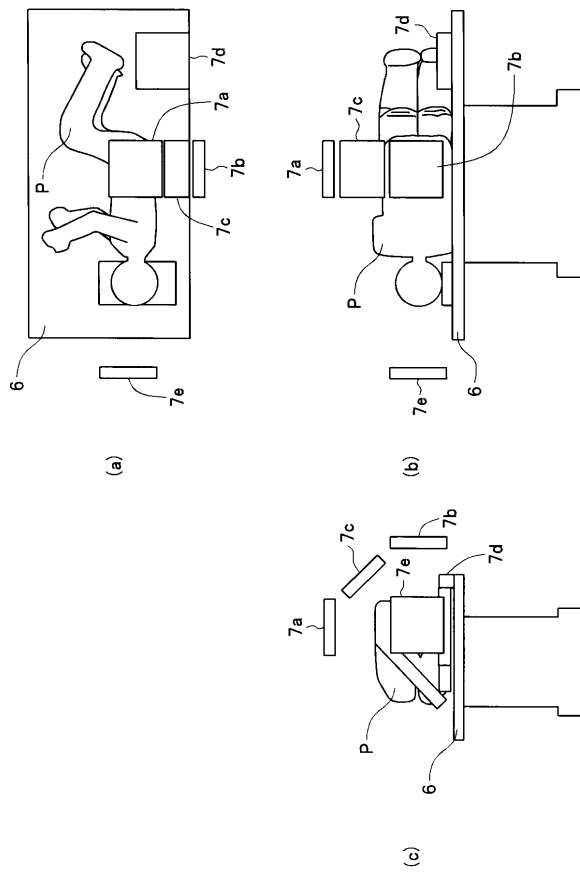
【図 5】



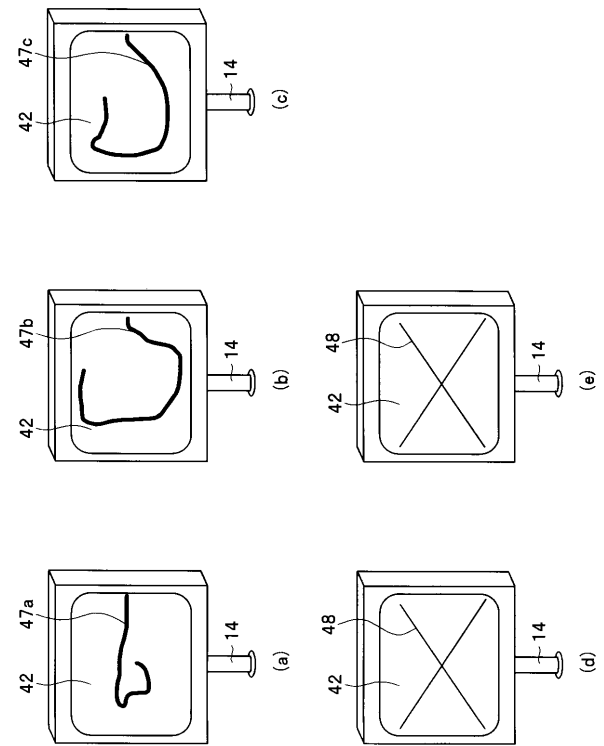
【図 6】



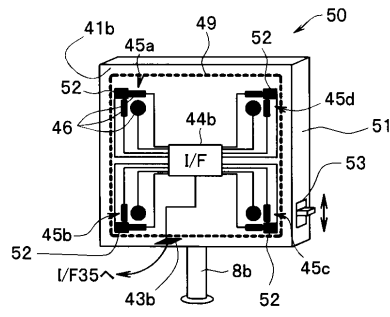
【図 7】



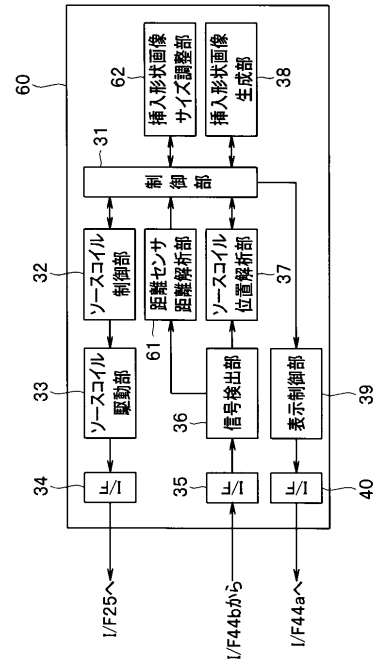
【図 8】



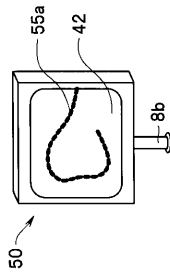
【図 9】



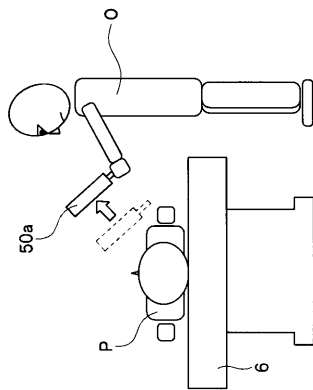
【図 10】



【図 11】

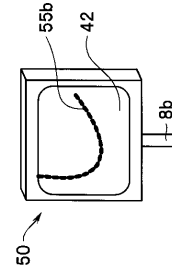


(b)

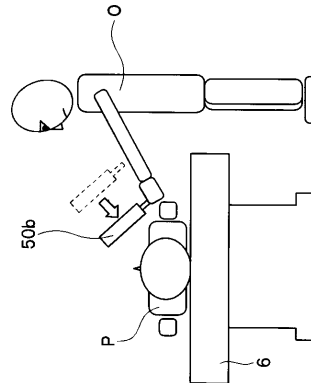


(a)

【図 12】



(b)



(a)

フロントページの続き

- (72)発明者 尾本 恵二郎
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 秦 一裕
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

審査官 佐藤 高之

- (56)参考文献 特開2004-154548(JP,A)
特開2013-106752(JP,A)
特開2006-271688(JP,A)
特開2006-136412(JP,A)
特開2006-314711(JP,A)
国際公開第2012/132638(WO,A1)
特開2000-135193(JP,A)
特開2009-207895(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内窥镜插入形状观察装置		
公开(公告)号	JP6429618B2	公开(公告)日	2018-11-28
申请号	JP2014258919	申请日	2014-12-22
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	山下隆司 三宅憲輔 尾本恵二郎 秦一裕 小野田文幸		
发明人	山下 隆司 三宅 憲輔 尾本 恵二郎 秦 一裕 小野田 文幸		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.552 A61B1/00.320.Z A61B1/01 A61B1/04.510 A61B1/045.610 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	4C161/DD03 4C161/FF21 4C161/FF41 4C161/GG22 4C161/HH52 4C161/HH55 4C161/NN10		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
其他公开文献	JP2016116751A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种插入形状观察装置，其允许操作者容易地观察并且不干扰护理者的流线并且直观地可以掌握操作者的插入形状。内窥镜插入形状观察装置（3）包括：接收单元（7），用于接收来自设置在
内窥镜插入单元（4b）中的发送信号发生单元的发送信号;接收单元
（7），用于接收来自发送单元的发送信号插入形状图像生成单元，用于
生成插入到插入形状图像中的内窥镜插入部分的插入形状图像以及显示
单元7，其中接收单元一体地设置在显示屏的后侧。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6429618号 (P6429618)
(45) 発行日 平成30年11月28日 (2018. 11. 28)		(24) 登録日 平成30年11月9日 (2018. 11. 9)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	F I A 6 1 B 1/00 5 5 2		
請求項の数 5 (全 16 頁)			
(21) 出願番号 特願2014-258919 (P2014-258919) (22) 出願日 平成26年12月22日 (2014. 12. 22) (65) 公開番号 特開2016-116751 (P2016-116751A) (43) 公開日 平成28年6月30日 (2016. 6. 30) 審査請求日 平成29年3月10日 (2017. 3. 10)		(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 (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 藤浦 治 (72) 発明者 山下 隆司 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 最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 内視鏡挿入形状観測装置			