

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4810622号  
(P4810622)

(45) 発行日 平成23年11月9日(2011.11.9)

(24) 登録日 平成23年8月26日(2011.8.26)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

請求項の数 1 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2010-540973 (P2010-540973)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成22年1月14日 (2010.1.14)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2010/050352		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02010/122823	(74) 代理人	100089118
(87) 国際公開日	平成22年10月28日 (2010.10.28)		弁理士 酒井 宏明
審査請求日	平成22年10月8日 (2010.10.8)	(72) 発明者	木村 敦志
(31) 優先権主張番号	特願2009-102291 (P2009-102291)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(32) 優先日	平成21年4月20日 (2009.4.20)		リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	瀧澤 寛伸
早期審査対象出願			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 良次
			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】 被検体内検査システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内部を移動する被検体内装置と、該被検体内装置から前記被検体内部の情報を取得する外部装置と、を有する被検体内検査システムであって、

前記外部装置は、

前記被検体内装置の前記被検体内部での複数の第1位置を取得する位置取得部と、

前記複数の第1位置に基づいて前記被検体内装置の前記被検体内部での第1移動軌跡を順序性を持った複数の点を繋ぎ合わせるにより生成する軌跡生成部と、

標準とする被検体内部を前記被検体内装置が移動した場合の標準的な移動軌跡であって、順序性を持った複数の点を繋ぎ合わせるにより生成され予め記憶された標準的な被検体内の管腔を模して、該管腔の中心を結んだ線で定義される第2移動軌跡を格納する軌跡格納部と、

前記第1移動軌跡の縮尺を部分的および/または全体的に縮小または拡大することによって、前記第1移動軌跡を前記第2移動軌跡に合わせ込んで前記第1移動軌跡における現在取得中の移動軌跡上の現在地を、前記第2の移動軌跡上の現在地として取得可能となす縮尺調整部と、

前記第2移動軌跡を示す画像を生成する軌跡画像生成部と、

前記被検体内装置から画像データを取得し、該取得された画像データの平均色を画像データごとに算出し、前記算出された平均色に基づいて各画像データの色彩を単色で視覚的に表現する色彩画像を生成し、生成した前記色彩画像を時系列的に繋ぎ合わせて平均色バ

10

20

ー画像を生成する平均色バー生成部と、

前記位置取得部で取得された前記被検体内装置の現在位置を、前記第2移動軌跡を示す画像に重畳して表示すると共に、前記第2移動軌跡を示す画像と前記平均色バー画像とを同時に表示する表示部と、

前記第2移動軌跡上に設定された1つ以上の第2位置に対応付けて関連情報を格納する関連情報格納部と、

を備え、

前記関連情報は、当該関連情報が対応付けられた前記第2位置における平均色を含み、前記算出された平均色と、前記関連情報として前記関連情報格納部に格納されている平均色との値を比較し、比較結果に基づいて報知を行うことを特徴とする被検体内検査システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内検査システムに関し、特に人や動物などの被検体を診断するための被検体検査システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、人や動物などの被検体の内部を観察する装置には、2つの端部を有し、一方の端部を被検体の内部へ挿入して被検体の内部を観察する内視鏡（以下、単に内視鏡という）やカプセル型の内視鏡（以下、単にカプセル内視鏡という）などが存在する。内視鏡には、先端部にCCD（Charge Coupled Device）センサなどが設けられた電子内視鏡やチューブ状のプロープ内に光ファイバの束が通されたファイバスコープなどが存在し、プロープを被検体の口や肛門等から挿入して被検体内部の画像を取得する（例えば以下に示す特許文献1参照）。一方、カプセル型医療装置は、人や動物などが飲み込める程度の大きさであり、例えば経口で被検体内部に導入され、定期的に被検体内部を撮像する。また、撮像して得られた被検体内部の画像は、無線信号として外部の受信装置へ送信される。観察者は、内視鏡やカプセル内視鏡で得られた複数の画像を表示装置で個別または連続して再生し、これを観察することで被検体の内部を診断する。

20

【0003】

ところで近年では、内視鏡のプロープ先端部の現在位置を検出し、この検出された現在位置を予め他のモダリティを用いて生成しておいた被検体内部の3次元イメージに合成して表示する技術が開示されている（例えば以下に示す特許文献2参照）。この従来技術によれば、作業者が、バーチャル空間として被検体内部を再現する3次元イメージを目視しながら、実空間における内視鏡のプロープ先端部を操作してこれを目的の位置まで誘導することが可能となるため、プロープ先端部をより正確且つ迅速に目的の位置まで誘導することが可能となる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第3898781号公報

【特許文献2】特開2002-200030号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで一般的に、被検体内部における標準的な色または特徴的形状、あるいは、一般的な疫学情報等は、被検体内部の位置によって異なる。このため、従来における内視鏡やカプセル内視鏡を用いた被検体内部の診断では、現在診断している部位が被検体内部におけるどの部位であるかを特定する必要がある。しかしながら、従来の診断方法では、観察部位の特定を診断者の知識や経験やノウハウ等に頼らざるを得ない。このため、観察者ご

40

50

との診断の効率や正確さが異なることがあり得るという問題があった。

【 0 0 0 6 】

そこで本発明は、上記の問題に鑑みてなされたものであり、観察者の知識や経験やノウハウ等に依らずに、正確な観察部位の特定を可能にする被検体内検査システム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 7 】

かかる目的を達成するために、本発明による被検体内検査システムは、被検体内部を移動する被検体内装置と、該被検体内装置から前記被検体内の情報を取得する外部装置と、を有する被検体内検査システムであって、前記外部装置が、前記被検体内装置の前記被検体内での複数の第 1 位置を取得する位置取得部と、前記複数の第 1 位置に基づいて前記被検体内装置の前記被検体内での第 1 移動軌跡を生成する軌跡生成部と、第 2 移動軌跡を格納する軌跡格納部と、前記第 1 移動軌跡を前記第 2 移動軌跡に合わせ込む縮尺調整部と、を備えたことを特徴としている。

10

【 0 0 0 8 】

上記した本発明による被検体内検査システムは、前記第 2 移動軌跡が、標準とする被検体内部を前記被検体内装置が移動した場合の標準的な移動軌跡であることを特徴としている。

【 0 0 0 9 】

上記した本発明による被検体内検査システムは、前記第 2 移動軌跡が、前記被検体内装置と同一または異なる被検体内装置を前記被検体内部で移動させた際に前記位置取得部によって取得された第 1 位置から前記軌跡生成部が生成した移動軌跡であることを特徴としている。

20

【 0 0 1 0 】

上記した本発明による被検体内検査システムは、前記縮尺調整部が、前記第 1 移動軌跡の縮尺を部分的および / または全体的に縮小または拡大することで該第 1 移動軌跡を前記第 2 移動軌跡に合わせ込むことを特徴としている。

【 0 0 1 1 】

上記した本発明による被検体内検査システムは、前記第 2 移動軌跡のイメージを生成するイメージ生成部と、前記位置取得部で取得された前記被検体内装置の現在の位置を前記イメージに重畳して表示する表示部と、を備えたことを特徴としている。

30

【 0 0 1 2 】

上記した本発明による被検体内検査システムは、前記外部装置が、前記第 2 移動軌跡上に設定された 1 つ以上の第 2 位置に対応付けて関連情報を格納する関連情報格納部と、前記被検体内装置の現在の位置付近での前記関連情報を前記第 1 位置と前記第 2 位置とに基づいて特定する関連情報特定部と、を備えたことを特徴としている。

【 0 0 1 3 】

上記した本発明による被検体内検査システムは、前記第 2 移動軌跡のイメージを生成するイメージ生成部と、前記位置取得部で取得された前記被検体内装置の現在位置を前記イメージに重畳して表示すると共に、前記被検体内装置の現在の位置付近での前記関連情報を表示する表示部と、を備えたことを特徴としている。

40

【 0 0 1 4 】

上記した本発明による被検体内検査システムは、前記関連情報が、当該関連情報が対応付けられた第 2 位置における標準的な平均色または特徴的形状、疫学情報、もしくは、当該被検体についての以前の診断によって得られた臨床情報を含むことを特徴としている。

【 0 0 1 5 】

上記した本発明による被検体内検査システムは、前記被検体内装置が、内視鏡であり、前記位置取得部が、前記内視鏡の挿入部分における先端部を含む複数点の位置を前記第 1 位置として取得することを特徴としている。

【 0 0 1 6 】

50

上記した本発明による被検体内検査システムは、前記被検体内装置が、カプセル内視鏡であることを特徴としている。

【0017】

上記した本発明による被検体内検査システムは、前記被検体内装置と異なる前記被検体内装置が、内視鏡またはカプセル内視鏡であることを特徴としている。

【0018】

上記した本発明による被検体内検査システムは、前記被検体内装置が、外部磁界と作用して当該被検体内装置に推進力を発生する磁石を備え、前記外部装置が、前記被検体内装置が配置される空間内に該被検体内装置を目的の位置へ誘導するための前記外部磁界を前記被検体内装置の現在位置と前記第2移動軌跡とに基づいて形成する誘導部と、を備えたことを特徴としている。

10

【0019】

上記した本発明による被検体内検査システムは、前記誘導部が、前記第2移動軌跡上に設定された1つ以上の前記第2位置と前記位置取得部が取得した前記被検体内装置の現在位置とから該被検体内装置が次に通過する第2位置を特定し、該第2位置へ前記被検体内装置を誘導する前記外部磁界を形成することを特徴としている。

【0020】

上記した本発明による被検体内検査システムは、複数の第2移動軌跡のいずれかに切り替え可能とすることを特徴としている。

【0021】

20

上記した本発明による被検体内検査システムは、前記被検体内装置が前記第2移動軌跡上に設定されたチェックポイントに相当する前記被検体内の位置を通過したか否かを判定する判定部と、前記被検体内装置が前記チェックポイントに相当する前記被検体内の位置を通過した場合、該通過したことを操作者へ報知する報知部と、を備えたことを特徴としている。

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、現在取得中の第1移動軌跡を既存の第2移動軌跡に合せ込むことが可能となるため、例えば既存の第2移動軌跡上の所定の箇所に観察部位等の関連情報をリンクさせておくことで、観察者の知識や経験やノウハウ等に依らずに、正確な観察部位の特定を可能にする被検体内検査システムを実現することが可能となる。

30

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1による内視鏡システムの概略構成例を示す模式図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態1の内視鏡システムにおける内視鏡および受信装置のより具体的な構成例を示すブロック図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態1において標準的な被検体の管腔から生成した標準軌跡を示す図である。

【図4】図4は、本発明の実施の形態1における軌跡生成部によって生成された移動軌跡と記憶部に保持されている標準軌跡との例を示す図である。

40

【図5】図5は、本発明の実施の形態1による縮尺調整前の移動軌跡と標準軌跡とのそれぞれにおける特徴部分を示す図である。

【図6】図6は、本発明の実施の形態1による縮尺調整後の移動軌跡と標準軌跡とを示す図である。

【図7】図7は、本発明の実施の形態1による受信装置の動作例を示すフローチャートである。

【図8】図8は、本発明の実施の形態1による表示装置の概略構成例を示すブロック図である。

【図9】図9は、本発明の実施の形態1において画像処理部が生成するGUI画面の一例

50

を示す図である。

【図 1 0】図 1 0 は、本発明の実施の形態 1 による縮尺調整の前後の移動軌跡と標準軌跡との関係を説明するための図である。

【図 1 1】図 1 1 は、本発明の実施の形態 1 による表示装置の動作例を示すフローチャートである。

【図 1 2】図 1 2 は、本発明の実施の形態 2 による内視鏡システムの概略構成例を示す模式図である。

【図 1 3】図 1 3 は、本発明の実施の形態 2 によるカプセル内視鏡および受信装置の概略内部構成を示すブロック図である。

【図 1 4】図 1 4 は、本発明の実施の形態 2 によるカプセル内視鏡の概略外観を示す斜視図である。

10

【図 1 5】図 1 5 は、本発明の実施の形態 3 による内視鏡誘導システムの概略構成を示す模式図である。

【図 1 6】図 1 6 は、本発明の実施の形態 3 による移動軌跡と縮尺調整後の標準軌跡とを示す図である。

【図 1 7】図 1 7 は、本発明の実施の形態 3 による縮尺調整の前後の移動軌跡と標準軌跡との関係を説明するための図である。

【図 1 8】図 1 8 は、本発明の実施の形態 3 による受信装置がカプセル内視鏡を誘導する際の動作例を示すフローチャートである。

【図 1 9】図 1 9 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 3 による表示装置の概略構成例を示すブロック図である。

20

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 4 】

以下、本発明を実施するための最良の形態を図面と共に詳細に説明する。なお、以下の説明において、各図は本発明の内容を理解でき得る程度に形状、大きさ、および位置関係を概略的に示してあるに過ぎず、従って、本発明は各図で例示された形状、大きさ、および位置関係のみに限定されるものではない。

【 0 0 2 5 】

< 実施の形態 1 >

以下、本発明の実施の形態 1 の構成および動作を、図面を用いて詳細に説明する。本実施の形態 1 では、被検体内装置として内視鏡 1 0 0 を用いた被検体内検査システムとしての内視鏡システム 1 を例に挙げて説明する。なお、本実施の形態 1 では、内視鏡 1 0 0 として、先端部 1 0 2 内に C C D ( C h a r g e - C o u p l e d D e v i c e ) アレイ等の撮像素子を備えた、いわゆる電子内視鏡を例に挙げるが、本発明はこれに限定されず、いわゆるファイバ스코ープなど、種々のチューブ型の内視鏡を適用することができる。

30

【 0 0 2 6 】

図 1 は、本実施の形態 1 による内視鏡システム 1 の概略構成例を示す模式図である。図 2 は、本実施の形態 1 の内視鏡システム 1 における内視鏡 1 0 0 および受信装置 2 0 0 のより具体的な構成例を示すブロック図である。

【 0 0 2 7 】

40

図 1 に示すように、内視鏡システム 1 は、先端部 1 0 2 から被検体 9 0 0 内に挿入されるプローブ 1 0 1 およびプローブ 1 0 1 を操作する操作部 1 1 0 を備えた内視鏡 1 0 0 と、1 つ以上のセンスコイル S \_ 1 ~ S \_ 9 ( 以下、任意のセンスコイルの符号を S とする ) およびセンスコイル S を固定する固定板 1 3 0 と、内視鏡 1 0 0 にケーブル 1 0 3 1 を介して接続された受信装置 2 0 0 と、受信装置 2 0 0 とケーブル 1 0 3 2 を介して接続された表示装置 2 8 0 と、被検体 9 0 0 が載置されるベッド 3 0 1 およびベッド 3 0 1 をセンスコイル S に対して水平移動可能に支持する可動台 3 0 2 と、を有する。なお、表示装置 2 8 0 には、パーソナルコンピュータやワークステーション等の情報処理装置または液晶ディスプレイや有機 E L ディスプレイ等のディスプレイなどを用いることが可能である。また、本構成において、受信装置 2 0 0 と表示装置 2 8 0 とは、いわゆる外部装置であ

50

る。そこで、受信装置 200 と表示装置 280 とを単体の情報処理装置を用いて構築してもよい。

#### 【0028】

図2に示すように、受信装置 200 は、発振することで所定周波数の正弦波信号をケーブル 1031 へ出力する発振回路 210 と、プローブ 101 の先端部 102 の位置および向きを取得する位置取得部 220 と、取得した位置および向きの情報のうち位置の情報をを用いて先端部 102 の移動軌跡についての情報を生成する軌跡取得部 230 と、操作部 110 から内視鏡 100 で取得された画像データを入力する画像取得部 240 と、受信装置 200 内部を制御する制御部 201 と、各種プログラムおよび各種データを適宜保持する記憶部 202 と、操作者が受信装置 200 の各種設定や指示等を入力する入力部 203 と、設定情報等の各種情報を表示する表示部 204 と、ケーブル 1032 を介して表示装置 280 と各種データの送受信を行う通信インタフェース (I/F) 205 と、を備える。

10

#### 【0029】

ケーブル 1031 へ出力された正弦波信号は、内視鏡 100 の操作部 110 へ入力され、操作部 110 からプローブ 101 内に挿設された信号線 1031a を介して、この先端部 102 内に実装されたソースコイル 102a へ入力される。これにより、先端部 102 内のソースコイル 102a に所定周波数の交流電流が流れ、その周囲に所定周波数の磁界 FS が出力される。なお、発振回路 210 における発振は、例えば制御部 201 によって制御される。

#### 【0030】

20

ソースコイル 102a が形成する磁界 FS は、センスコイル S によって電圧変化として検出される。すなわち、各センスコイル S には、それぞれの位置に形成された磁界に応じた電圧変化が生じる。本実施の形態 1 では、センスコイル S<sub>1</sub> ~ S<sub>9</sub> の計 9 つのセンスコイル S を用いる。ただし、本発明はこれに限定されず、解を求めたい変数の数に応じてセンスコイル S の数を設定すればよい。例えば、ソースコイル 102a の位置 (x, y, z) と磁気モーメントの方向 (M<sub>x</sub>, M<sub>y</sub>, M<sub>z</sub>) との計 6 つの変数の解を少なくとも求める場合、最低 6 つのセンスコイル S を用いればよい。なお、ソースコイル 102a の磁気モーメントの方向を求めることで、先端部 102 の向きを特定することができる。

#### 【0031】

各センスコイル S は、例えば y 軸方向の磁界強度および方向を検出可能なコイルを含む磁気センサである。ただし、これに限定されず、例えば磁気抵抗素子や磁気インピーダンス素子 (MI 素子) などよりなる磁気センサを用いて各センスコイル S を構成してもよい。また、各センスコイル S を、x 軸、y 軸または z 軸をそれぞれ検出する 3 つのコイルよりなる 3 軸磁気センサなどで構成することも可能である。

30

#### 【0032】

位置取得部 220 は、各センスコイル S に生じた電圧変化を検出信号として読み出し、これに基づいてソースコイル 102a、すなわち先端部 102 の位置を算出する。具体的には、位置取得部 220 は、信号処理部 221 と位置計算部 222 とを含む。信号処理部 221 は、各センスコイル S に生じた電圧変化を検出信号として読み出して、この検出信号に増幅やフィルタリングや A/D 変換等の処理を実行する。位置計算部 222 は、最小二乗法を用いた反復演算による収束計算を行うことで、ソースコイル 102a、すなわち先端部 102 の位置および向きを導出する。具体的には、位置計算部 222 は、ソースコイル 102a と等価的な磁気モーメントを仮定し、この仮定によりシミュレートされる磁気モーメントの位置および向きの理想的な検出信号 (理想電圧) と実際に信号処理部 221 から入力された 9 つの検出信号 (電圧データ) との差分を算出し、この差分が予め定めておいた規定値以下となるまで上記仮定を変更して再度差分を算出する反復計算を実行することで、ソースコイル 102a の位置を推定する。ただし、先端部 102 の位置を取得する方法は、上記方法に限らず、種々の方法を用いることが可能である。

40

#### 【0033】

位置計算部 222 で取得された位置および向きの情報 (以下、単に位置情報という) は

50

、制御部 201 に入力される。制御部 201 は、入力された位置情報を記憶部 202 に蓄積する。また、制御部 201 は、記憶部 202 から蓄積されている位置情報を読み出し、これを軌跡取得部 230 に入力する。

【0034】

軌跡取得部 230 は、軌跡生成部 231 と比較部 232 と縮尺調整部 233 とを含む。制御部 201 から軌跡取得部 230 に入力された位置情報は、軌跡生成部 231 に入力される。軌跡生成部 231 は、入力された位置情報を時系列に沿ってつなげることで先端部 102 の移動軌跡を生成し、この移動軌跡の情報を比較部 232 に入力する。

【0035】

なお、生成された移動軌跡の情報は、時系列に沿って並ぶ位置の情報、すなわち順序性を持った位置の情報を含む。移動軌跡上の位置の情報は、例えば所定間隔（例えば 1 cm）おきとなるように間引かれていてもよい。これは、位置情報が所定間隔おきとなるように生成した移動軌跡から位置の情報を間引く方法や、所定間隔おきの位置情報を用いて移動軌跡を生成する方法など、種々の方法で可能である。このように位置の情報を間引くことで、移動軌跡を用いた処理の負荷を軽減することが可能となる。

【0036】

また、比較部 232 には、記憶部 202 に予め保持されている標準とする移動軌跡（以下、標準軌跡 SP1 という）も制御部 201 を介して入力される。この標準軌跡 SP1 は、特定の被検体 900 のものではなく、例えば図 3 に示すように、標準的な被検体の管腔 SL を模してその管腔 SL の中心を結んだ線である。図 3 は、本実施の形態 1 において標準的な被検体の管腔 SL から生成した標準軌跡 SP1 を示す図である。なお、標準軌跡 SP1 は、例えば所定間隔（例えば 1 cm）おきの順序性を持った位置 P の情報を含んでなる。

【0037】

比較部 232 は、軌跡生成部 231 から入力された移動軌跡に含まれる位置の数の数がある閾値を超えたか否かを判定する。また、移動軌跡に含まれる位置の数の数がある閾値を超えた場合、比較部 232 は、これまでに生成された移動軌跡、すなわち現在位置までの移動経路と標準軌跡とを比較し、その比較結果を移動軌跡および標準軌跡の情報と共に縮尺調整部 233 に入力する。なお、閾値は、例えば現在位置までの位置の情報を用いて生成した移動軌跡が被検体 900 内部の臓器形状の特徴部分を表現する程度の長さとなる程度の位置の情報の数とすることができる。

【0038】

また、移動軌跡と標準軌跡との比較結果は、例えば、移動軌跡の管腔の形状に起因した形状的特徴部分を抽出し、この特徴部分と標準軌跡における形状的特徴部分との位置や大きさを比較することで得ることができる。標準軌跡における形状的特徴部分は、例えば記憶部 202 等に予め記憶しておいてもよい。

【0039】

また、移動軌跡と標準軌跡との比較は、上記したものに限らず、例えば、移動軌跡中のある基準位置からの点と標準軌跡中の同じくある基準位置からの点とで順番通りに対応を取り、これらの点同士の間隔を比較結果として算出するなど、種々の方法を適用することができる。なお、点とは、それぞれの軌跡における位置の情報によって示される点である。

【0040】

縮尺調整部 233 は、比較部 232 から入力された比較結果に基づき、移動軌跡と標準軌跡とが合致するように、移動軌跡の縮尺を全体的および/または部分的に調整する。この処理を、図 4 ~ 図 6 を用いて詳細に説明する。なお、図 4 ~ 図 6 では、説明の都合上、全ての移動軌跡 PP1 が生成された場合を例に挙げる。図 4 は、軌跡生成部 231 によって生成された移動軌跡 PP1 と記憶部 202 に保持されている標準軌跡 SP1 との例を示す図である。図 5 は、縮尺調整前の移動軌跡 PP1 と標準軌跡 SP1 とのそれぞれにおける特徴部分を示す図である。図 6 は、縮尺調整後の移動軌跡 PP1' と標準軌跡 SP1 と

10

20

30

40

50

を示す図である。

【0041】

図4に示すように、標準軌跡SP1は、順序性を持った複数の点pを繋ぎ合わせることで形成される。一方、移動軌跡PP1は、順序性を持った複数の点qを繋ぎ合わせることで形成される。これら標準軌跡SP1と移動軌跡PP1とを重畳した図4を参照すると明らかのように、移動軌跡PP1は、標準軌跡SP1に対して一致しているとは限らない。

【0042】

そこで比較部232は、図5に示すように、移動軌跡PP1における特徴部分（例えば特徴部分b1～b14）を抽出し、この特徴部分b1～b14と標準軌跡SP1における特徴部分（例えば特徴部分a1～a14）との位置や大きさや、ならびに、移動軌跡PP1と標準軌跡SP1とのそれぞれにおける異なる特徴部分間の距離などを比較する。この比較による結果は、縮尺調整部233に入力される。

【0043】

縮尺調整部233は、入力された比較結果に基づいて、各特徴部分b1～b14の縮尺や、各特徴部分b1～b14間の縮尺を決定する。その後、決定した縮尺を用いて移動軌跡PP1の縮尺を部分ごとに調整することで、図6に示すように、移動軌跡PP1を標準軌跡SP1に合せ込む。例えば移動軌跡PP1における2つの特徴部分（b1～b14）間で挟まれた区間が標準軌跡SP1におけるこれに対応する区間と合致するように、移動軌跡PP1におけるこの区間の縮尺を拡大または縮小する。また、例えば移動軌跡PP1における特徴部分b1～b14と標準軌跡SP1におけるこれに対応する特徴部分a1～a14との大きさが合致するように、移動軌跡PP1における特徴部分b1～b14を拡大または縮小する。また、縮尺調整後の移動軌跡PP1'の情報は、制御部201に入力された後、例えば通信インタフェース205を介して表示装置280へ送信されるか、記憶部202等に格納される。

【0044】

ここで、受信装置200の動作を、図面を用いて詳細に説明する。図7は、受信装置200の動作例を示すフローチャートである。

【0045】

図7に示すように、受信装置200は、まず、画像取得部240を動作させることで、内視鏡100の操作部110（図1または図2参照）から画像データを取得し（ステップS101）、取得した画像データを制御部201を介して記憶部202等に蓄積する（ステップS102）。なお、画像データには、この撮像時刻を示すタイムスタンプが付加されている。

【0046】

次に受信装置200は、発振回路210に制御信号を入力し、これに所定周波数の正弦波信号を出力させる（ステップS103）。なお、正弦波信号は、ケーブル1031へ入力され、ケーブル1031から操作部110および信号線1031aを介して先端部102のソースコイル102aに入力される。この結果、ソースコイル102a（すなわち先端部102）を中心とした磁界FSが形成される。

【0047】

次に受信装置200は、位置取得部220の信号処理部221を動作させることで、各センスコイルSから検出信号を読み出す（ステップS104）。続いて、受信装置200は、信号処理部221および位置計算部222を動作させることで、読み出した検出信号からソースコイル102a（すなわち先端部102）の現在の位置についての位置情報（最新の位置情報）を取得する（ステップS105）。また、受信装置200は、取得した位置情報を制御部201を介して記憶部202等に蓄積する（ステップS106）。

【0048】

次に受信装置200は、記憶部202等に蓄積されている位置情報が予め設定しておいた閾値以上に達したか否かを制御部201に判定させる（ステップS107）。この判定の結果、閾値以上の位置情報が蓄積されていない場合（ステップS107のNo）、受信

10

20

30

40

50



装置 200 は、ステップ S 101 へ帰還し、再度、画像データおよび位置情報を取得して保存する。

【0049】

一方、ステップ S 107 の判定の結果、閾値以上の位置情報が蓄積されている場合（ステップ S 107 の Yes）、次に受信装置 200 は、軌跡生成部 231 を動作させることで、記憶部 202 等に蓄積された位置情報から現在までの移動軌跡 PP1 を生成する（ステップ S 108）。続いて受信装置 200 は、生成した移動軌跡 PP1 において時系列的に前後に結びつけられた 2 つの点 q の距離が所定距離以下となる点を、この生成した移動軌跡 PP1 から間引く処理を軌跡生成部 231 に実行させる（ステップ S 109）。この結果、それぞれの間隔が所定距離（例えば 1 cm）以上であって所定距離の 2 倍以下である点よりなる移動軌跡 PP1 を生成することが可能となる。

10

【0050】

次に受信装置 200 は、ステップ S 109 における移動軌跡 PP1 を軌跡生成部 231 と比較部 232 へ入力すると共に、記憶部 202 等に保存されている標準軌跡 SP1 を制御部 201 を介して比較部 232 へ入力し、比較部 232 に標準軌跡 SP1 と移動軌跡 PP1 との比較を実行させる（ステップ S 110）。なお、ステップ S 110 による比較は、上述において図 4～図 6 を用いた説明した方法を用いることが可能である。

【0051】

次に受信装置 200 は、比較部 232 から縮尺調整部 233 に標準軌跡 SP1 と移動軌跡 PP1 との比較結果ならびに移動軌跡 PP1 の情報を入力し、この縮尺調整部 233 に移動軌跡 PP1 と標準軌跡 SP1 とが一致するように移動軌跡の縮尺を部分的および/または全体的に調整する処理を実行させる（ステップ S 111）。なお、縮尺調整後の移動軌跡 PP1' は、例えば制御部 201 を介して記憶部 202 等に保存される（ステップ S 112）。

20

【0052】

次に受信装置 200 は、ステップ S 101 で取得した画像データと、ステップ S 105 で取得した位置情報と、縮尺調整後の移動軌跡 PP1' の情報とを、通信インタフェース 205 を介して表示装置 280 へ送信する（ステップ S 113）。その後、受信装置 200 は、動作を継続するか否か、例えば入力部 203 または通信インタフェース 205 を介して表示装置 280 から動作の終了指示が入力されたか否かを判定し（ステップ S 114）、動作を継続する場合（ステップ S 114 の No）、ステップ S 101 へ帰還する。一方、動作を継続しない場合（ステップ S 114 の Yes）、受信装置 200 は、当該動作を終了する。

30

【0053】

また、以上のように受信装置 200 からケーブル 1032 に送信された画像データ、位置情報および縮尺調整後の移動軌跡 PP1' の情報（以下、これらを入力データという）は、表示装置 280（図 1 または図 2 参照）に入力される。ここで、本実施の形態 1 による表示装置 280 の概略構成例を図 8 に示す。図 8 は、本実施の形態 1 による表示装置 280 の概略構成例を示すブロック図である。また、図 9 は、本実施の形態 1 において画像処理部 284 が生成する GUI 画面 10 の一例を示す図である。

40

【0054】

図 8 に示すように、表示装置 280 は、表示装置 280 内部を制御する制御部 281 と、各種プログラムや各種データを適宜保持するメモリ部 282 と、ケーブル 1032 を介して受信装置 200 と各種データの送受信を行う通信インタフェース 283 と、表示装置 280 や受信装置 200 への各種操作や指示等を操作者に入力させる GUI（Graphical User Interface）機能を実現する入力部 285 および表示部 286 と、操作者に提供する GUI 機能を実現する GUI 画面 10（図 9 参照）を生成する画像処理部 284 と、を備える。

【0055】

ケーブル 1032 を介して表示装置 280 へ送られた入力データは、通信インタフェー

50

ス 2 8 3 より制御部 2 8 1 へ入力される。制御部 2 8 1 は、通信インタフェース 2 8 3 からの入力データを一時メモリ部 2 8 2 等の所定の記憶領域（入力データ蓄積部 2 8 2 a）等に蓄積する。

【 0 0 5 6 】

また、通信インタフェース 2 8 3 からの入力データまたはメモリ部 2 8 2 の入力データ蓄積部 2 8 2 a に蓄積しておいた入力データは、制御部 2 8 1 を介して画像処理部 2 8 4 のデータ入力部 2 8 4 a に入力される。画像処理部 2 8 4 は、このデータ入力部 2 8 4 a の他に、平均色算出部 2 8 4 b と、平均色バー生成部 2 8 4 c と、軌跡イメージ生成部 2 8 4 d と、臓器イメージ生成部 2 8 4 e と、現在地関連情報取得部 2 8 4 f と、画面生成部 2 8 4 g と、を含む。

10

【 0 0 5 7 】

データ入力部 2 8 4 a は、入力データのうちの画像データを、平均色算出部 2 8 4 b および画面生成部 2 8 4 g にそれぞれ入力する。また、データ入力部 2 8 4 a は、入力データのうちの位置情報を、軌跡イメージ生成部 2 8 4 d および現在地関連情報取得部 2 8 4 f にそれぞれ入力する。さらに、データ入力部 2 8 4 a は、入力データのうちの縮尺調整後の移動軌跡の情報を、軌跡イメージ生成部 2 8 4 d に入力する。

【 0 0 5 8 】

平均色算出部 2 8 4 b は、画像データ中の色成分の平均色を画像データごとに算出し、これを平均色バー生成部 2 8 4 c に入力する。なお、平均色算出部 2 8 4 b は、画像データ中の特徴となる部分の色成分の平均色を算出してもよい。さらに、平均色算出部 2 8 4 b は、1 つの画像データ（1 フレーム）を例えば縦方向に複数分割（例えば 4 分割）し、各分割領域の色成分の平均色を算出してもよい。

20

【 0 0 5 9 】

平均色バー生成部 2 8 4 c は、平均色算出部 2 8 4 b より入力された画像データごと（またはその分割領域ごと）の平均色から各画像データ（または分割領域）の色彩を単色で視覚的に表現するイメージを生成し、これを画像データに付加されているタイムスタンプに従って時系列的に繋ぎ合わせることで、取得された全ての画像データに亘る色彩の概略を操作者が一目で認識することを可能にする平均色バー（図 9 の平均色バー 1 8 参照）を生成する。なお、生成された平均色バー 1 8 は、画面生成部 2 8 4 g に入力される。

【 0 0 6 0 】

軌跡イメージ生成部 2 8 4 d は、縮尺調整後の移動軌跡の情報をを用いてこれを可視化するイメージ（図 9 における移動軌跡イメージ p p 1 参照）を生成し、これを臓器イメージ生成部 2 8 4 e に入力する。なお、移動軌跡イメージ p p 1 には、間引き後の点を描画したマーク m p 1 が含まれていてもよい。また、移動軌跡イメージ p p 1 には、現在の先端部 1 0 2 の位置または主表示領域 1 3 に表示中の画像データを取得した際の先端部 1 0 2 の位置を描画するマーク c p 1 が含まれていてもよい。

30

【 0 0 6 1 】

また、メモリ部 2 8 2 には、標準的な被検体の管腔 S L のイメージ（図 9 の標準臓器イメージ s l 1）を格納する標準臓器イメージ保持部 2 8 2 b を含む。臓器イメージ生成部 2 8 4 e は、メモリ部 2 8 2 の標準臓器イメージ保持部 2 8 2 b から読み出した標準臓器イメージ s l 1 と、軌跡イメージ生成部 2 8 4 d から入力した移動軌跡イメージ p p 1 とを用いて、図 9 に示す G U I 画面 1 0 における臓器イメージ表示欄 1 4 を生成し、これを画面生成部 2 8 4 g に入力する。なお、標準臓器イメージ s l 1 には、標準軌跡 S P 1 のイメージである標準軌跡イメージ s p 1 が含まれていてもよい。

40

【 0 0 6 2 】

さらに、メモリ部 2 8 2 には、標準的な管腔内における各特徴部分 a 1 ~ a 1 4 の標準的な平均色（イメージ）、特徴的形状（イメージ）、残渣の特徴を示す色（イメージ）、血液の特徴を示す色（イメージ）、一般的な疫学情報、および、検査対象の被検体 9 0 0 についての以前の診断によって得られた臨床情報等を含む情報（以下、現在地関連情報という）を格納する現在地関連情報保持部 2 8 2 c を含む。現在地関連情報取得部 2 8 4 f

50

は、データ入力部 284 a から入力された先端部 102 の現在地に基づき、この現在地に近接する特徴部分 (a1 ~ a14 の何れか) の現在地関連情報をメモリ部 282 の現在地関連情報保持部 282 c から取得し、これを画面生成部 284 g に入力する。

#### 【0063】

ただし、本実施の形態 1 では、実際に取得された先端部 102 の最新の位置情報と、縮尺調整後の移動軌跡 PP1' における先端部 102 の現在地とが異なる。すなわち、図 10 に示すように、標準軌跡 SP1 における特徴部位 ak1 および ak2 (図 10 (a) 参照) と移動軌跡 PP1 における特徴部位 bk1 および bk2 (図 10 (b) 参照) とをそれぞれ対応する特徴部位としたとき、移動軌跡 PP1 の縮尺を調整して特徴部位 bk1 および bk2 間の距離を標準軌跡 SP1 における特徴部位 ak1 および ak2 間の距離に一致させた場合、図 10 (c) に示すように、縮尺調整後の移動軌跡 PP1' における特徴部位 bk1 および bk2 間の点 q11 ~ q16 の位置は、縮尺調整前の移動軌跡 PP1 における特徴部位 bk1 および bk2 間の点 qk1 ~ qk6 に対してずれが生じることとなる。なお、図 10 は、本実施の形態 1 による縮尺調整の前後の移動軌跡と標準軌跡との関係を説明するための図である。

10

#### 【0064】

このため、そのままの位置情報を基に現在地関連情報を取得した場合、現在地関連情報取得部 284 f によつて的確な現在地関連情報が得られるとは限らない。そこで本実施の形態 1 による現在地関連情報取得部 284 f は、図 10 (d) に示すように、縮尺調整後の移動軌跡 PP1' における先端部 102 の最新の位置を示す点と最も近接する標準軌跡上の点を現在地として特定し、これに対応付けられた現在地関連情報をメモリ部 282 の現在地関連情報保持部 282 c から特定する。これにより、移動軌跡 PP1 の縮尺を変更した場合でも、的確な現在地関連情報を取得することが可能となる。

20

#### 【0065】

画面生成部 284 g は、入力された画像データと、平均色バー 18 と、標準臓器イメージ s11 (移動軌跡イメージ pp1 等を含む) と、現在地関連情報とを用いて、図 9 に示すような GUI 画面 10 を生成し、これを制御部 281 を介して表示部 286 に表示する。これにより、操作者に、GUI 画面 10 と入力部 285 とを用いた GUI 機能が提供される。なお、図 9 に示す GUI 画面 10 には、患者についての情報 (患者情報 11) と、この患者についての診察結果を示す診察情報 12 と、受信装置 200 から入力された最新の画像データまたは操作者に指定された画像データを表示する主表示領域 13 と、臓器イメージ生成部 284 e が生成した標準臓器イメージ s11 (移動軌跡イメージ pp1 (マーク mp1 および cp1 を含む) および標準軌跡イメージ sp1 を含む) を表示する臓器イメージ表示欄 14 と、先端部 102 の標準軌跡 SP1 上の現在地に応じた現在地関連情報を表示する現在地関連情報表示欄 16 と、平均色バー 18 と、が表示される。なお、平均色バー 18 には、主表示領域 13 に表示中の画像データが平均色バー 18 におけるどの位置に対応しているかを示す、操作可能なスライダ 18 a が付されている。

30

#### 【0066】

また、GUI 画面 10 には、上述における標準軌跡 SP1 を切り替える GUI 機能を提供するための標準軌跡選択欄 15 も組み込まれている。標準軌跡選択欄 15 は、例えばプルダウン形式で選択メニューを表示する。操作者は、入力部 285 のマウス等を用いてポインタ 19 を操作し、患者が当てはまる標準軌跡を選択する。なお、選択対象とする標準軌跡としては、例えば、成人であるか子供であるか、男性であるか女性であるか、いずれの人種であるか、など、各臓器等の長さや大きさや形状等に基づいて作成することができる。

40

#### 【0067】

次に、表示装置 280 の動作を、図面を用いて詳細に説明する。図 11 は、表示装置 280 の動作例を示すフローチャートである。

#### 【0068】

図 11 に示すように、表示装置 280 は、まず、受信装置 200 からケーブル 1032

50

を介して画像データ、位置情報、および、縮尺調整後の移動軌跡の情報を入力する（ステップS121）。次に表示装置280は、画像データを画像処理部284のデータ入力部284aから平均色算出部284bに入力し、これに各画像データの平均色を算出させる（ステップS122）。続いて表示装置280は、生成された平均色を平均色バー生成部284cに入力し、これに平均色バー18を生成させる（ステップS123）。

【0069】

次に表示装置280は、縮尺調整後の移動軌跡の情報を画像処理部284のデータ入力部284aから軌跡イメージ生成部284dに入力し、これに縮尺調整後の移動軌跡イメージpp1を生成させる（ステップS124）。続いて表示装置280は、生成した移動軌跡イメージpp1を、臓器イメージ生成部284eに入力すると共に、メモリ部282の標準臓器イメージ保持部282bから臓器イメージ生成部284eへ標準臓器イメージおよび標準軌跡イメージを入力し、臓器イメージ生成部284eにこれらを用いて標準臓器イメージs11を生成させる（ステップS125）。

10

【0070】

次に表示装置280は、位置情報を画像処理部284のデータ入力部284aから現在地関連情報取得部284fに入力し、これに縮尺調整後の先端部102の現在地に対応付けられた現在地関連情報を取得させる（ステップS126）。

【0071】

次に表示装置280は、画像データを画像処理部284のデータ入力部284aから画面生成部284gに入力し、これと、ステップS123で生成した平均色バー18と、ステップS125で生成した標準臓器イメージs11と、ステップS126で取得された現在地関連情報とから、図9に示すGUI画面10を生成し（ステップS127）、これを表示部286に入力して表示する（ステップS128）。これにより、操作者へGUI画面10と入力部285とを用いたGUI機能が提供される。

20

【0072】

その後、表示装置280は、動作を継続するか否か、例えば入力部285から動作の終了指示が入力されたか否かを判定し（ステップS129）、動作を継続する場合（ステップS129のNo）、ステップS121へ帰還する。一方、動作を継続しない場合（ステップS129のYes）、表示装置280は、当該動作を終了する。

【0073】

30

以上のように構成、動作することで、本実施の形態1では、現在取得中の移動軌跡（第1移動軌跡）を既存の標準軌跡（第2移動軌跡）に合せ込むことが可能となるため、例えば既存の標準軌跡（第2移動軌跡）上の所定の箇所（点p）に観察部位等の関連情報（現在地関連情報）をリンクさせておくことで、観察者の知識や経験やノウハウ等に依らずに、正確な観察部位の特定を可能にする内視鏡システム1を実現することが可能となる。

【0074】

<実施の形態2>

次に、本発明の実施の形態2の構成および動作を、図面を用いて詳細に説明する。本実施の形態2では、被検体900内に経口にて導入され、被検体900の食道から肛門にかけて管腔902（図12参照）内を移動する途中で撮像動作を実行することで被検体900内部の画像を取得するカプセル内視鏡20を被検体内装置として用いる場合を例に挙げて説明する。ただし、本発明はこれに限定されず、被検体900の胃や小腸や大腸などに蓄えた液体に浮かぶカプセル内視鏡を用いる場合など、種々変形することが可能である。また、以下の説明において、上記実施の形態1およびその変形例のいずれかと同様の構成については、説明の簡略化のため、同一の符号を付し、その詳細な説明を省略する。

40

【0075】

図12は、本実施の形態2による内視鏡システム2の概略構成例を示す模式図である。図12に示すように、内視鏡システム2は、例えば経口で被検体900内に導入されるカプセル内視鏡20と、このカプセル内視鏡20と無線通信を行なうことでカプセル内視鏡20との間で画像データや制御命令等を送受信する受信装置400と、受信装置400が

50

カプセル内視鏡 20 から受信した画像データに所定の処理を実行して操作者へ表示する表示装置 280 と、を備える。なお、受信装置 400 と表示装置 280 とは、被検体 900 外に配置される外部装置である。また、表示装置 280 は、上記実施の形態 1 と同様とすることができる。

#### 【0076】

また、受信装置 400 には、フラッシュメモリ（登録商標）やスマートカード（登録商標）などの携帯型記録媒体 290 を着脱可能である。携帯型記録媒体 290 には、例えばカプセル内視鏡 20 から受信した画像データ等が蓄積される。操作者は、携帯型記録媒体 290 を受信装置 400 から表示装置 280 に差し替え、携帯型記録媒体 290 に蓄積されている画像データの再生処理や変換処理などの所定の処理を表示装置 280 を用いて実行する。

10

#### 【0077】

ここで、カプセル内視鏡 20 の概略構成例を図 13 および図 14 を用いて説明する。図 13 は、カプセル内視鏡 20 および受信装置 400 の概略内部構成を示すブロック図である。図 14 は、カプセル内視鏡 20 の概略外観を示す斜視図である。

#### 【0078】

図 13 に示すように、カプセル内視鏡 20 は、被検体 900 内部を照明および撮像する撮像ユニット 21 と、撮像ユニット 21 で生成された画像に対する処理やその他の各種処理を実行する処理ユニット 22 と、処理ユニット 22 で処理された画像データ等を格納するメモリユニット 23 と、受信装置 400 との間で信号の送受信を行う送受信ユニット 24 およびアンテナ 25a と、カプセル内視鏡 20 内部へ電力を供給する 1 つ以上のバッテリー 26 と、位置検出用の磁界を発生する発振回路 27 および LC 共振回路 31 と、を備える。なお、LC 共振回路 31 は、L（インダクタ）に置き換えられてもよい。

20

#### 【0079】

撮像ユニット 21、処理ユニット 22、メモリユニット 23、送受信ユニット 24、バッテリー 26、発振回路 27 および LC 共振回路 31 は、容器 28a とキャップ 28b とよりなる水密性の筐体 28 内部に収容される。ここで図 14 に示すように、容器 28a は、一方の端が半球状のドーム形状をしており他方の端が開口された略円筒形状または半楕円球状の形状を有する。一方、キャップ 28b は、半球形状を有し、容器 28a の開口に嵌められることで筐体 28 内を水密に封止する。また、少なくともキャップ 28b は、透明な樹脂等で形成されている。

30

#### 【0080】

撮像ユニット 21 は、被検体 900 内を撮像する撮像手段であり、被検体 900 内部を照明する LED 21c と、受光素子である CCD（Charge Coupled Device）がマトリクス状に配列された CCD アレイ 21a と、LED 21c を駆動する駆動回路（不図示）および CCD アレイ 21a を駆動する駆動回路（不図示）と、を含む。撮像ユニット 21 は、定期的（例えば 1 秒に 2 回）に動作することで、被検体 900 内部を撮像して画像データを生成する。また、生成された画像データは、駆動回路によって読み出され、処理ユニット 22 へ略リアルタイムに入力される。

#### 【0081】

40

処理ユニット 22 は、入力された画像データに対して所定の信号処理を実行し、処理後の画像データを送受信ユニット 24 に入力する。送受信ユニット 24 は、主として、撮像ユニット 21 によって撮像された画像データを外部の受信装置 400 へ出力する出力手段として機能する。したがって、処理ユニット 22 によって所定の信号処理がなされた画像データは、その後、送受信ユニット 24 からアンテナ 25a を介して受信装置 400 へ略リアルタイムに無線送信される。ただし、これに限定されず、所定の画像信号処理がなされた画像データをメモリユニット 23 に蓄積しておき、被検体 900 からカプセル内視鏡 20 を取り出した後に、メモリユニット 23 から画像データを取り出すように構成しても良い。なお、送信 / 蓄積される画像データには、撮像時刻が分かるように、例えば処理ユニット 22 によってタイムスタンプが付加されることが好ましい。

50

## 【 0 0 8 2 】

L E D 2 1 c および C C D アレイ 2 1 a は、図 1 2 ~ 図 1 4 に示すように、照明 / 撮像方向 D r が透明なキャップ 2 8 b を介して筐体 2 8 の外へ向くように、筐体 2 8 内部に配置される。C C D アレイ 2 1 a は、筐体 2 8 の長手方向に対して垂直な断面の略中央に配置される。一方、複数の L E D 2 1 c は、上記断面内で C C D アレイ 2 1 a を取り囲むように配置される。

## 【 0 0 8 3 】

また、カプセル内視鏡 2 0 のアンテナ 2 5 a には、例えば指向性を備えたアンテナが使用される。本実施の形態 2 では、アンテナ 2 5 a としてループアンテナを用いる。この指向性を備えたアンテナ 2 5 a は、筐体 2 8 内部に固定される。

10

## 【 0 0 8 4 】

次に、本実施の形態 2 による受信装置 4 0 0 の概略構成例を、図 1 3 を用いて詳細に説明する。図 1 3 および図 2 を比較すると明らかなように、受信装置 4 0 0 は、上記実施の形態 1 による受信装置 2 0 0 と同様の構成において、発振回路 2 1 0 に代えて、送受信回路 4 2 1 が設けられている。

## 【 0 0 8 5 】

カプセル内視鏡 2 0 から無線送信された画像データは、図 1 2 および図 1 3 に示すように、被検体 9 0 0 の体表に配設された複数のアンテナ A \_ 1 ~ A \_ 2 ( 以下、任意のアンテナの符号を A とする ) によって受信され、被検体 9 0 0 外に配置された受信装置 4 0 0 にケーブル 1 0 3 3 を介して入力される。なお、複数のアンテナ A は、例えばダイポールアンテナやループアンテナ等で構成され、被検体 9 0 0 上に固定される。ただし、アンテナ A の個数および配置パターンならびにアンテナ A の固定先は、種々変形することが可能である。

20

## 【 0 0 8 6 】

カプセル内視鏡 2 0 よりアンテナ A を介して入力された画像データは、送受信回路 4 2 1 に入力され、所定の信号処理がなされた後、制御部 2 0 1 に入力される。また、カプセル内視鏡 2 0 には、発振することで所定周波数の正弦波信号を L C 共振回路 3 1 へ入力する発振回路 2 7 と、所定周波数の正弦波信号に応じてその周囲に所定周波数の磁界 ( 上記実施の形態 1 における磁界 F S に相当 : 以下、共振磁界という ) を形成する L C 共振回路 3 1 とが設けられる。L C 共振回路 3 1 が形成した共振磁界は、例えば被検体 9 0 0 上または被検体の外部に固定されたセンスコイル S \_ 1 ~ S \_ 9 ( 以下、任意のセンスコイルの符号を S とする ) によって検出され、その後、上記した実施の形態 1 と同様に、位置取得部 2 2 0 におけるカプセル内視鏡 2 0 の位置および向きの取得に使用される。なお、このように、位置検出対象が自発的に発生した磁界から位置を取得する方式を、アクティブ方式という。

30

## 【 0 0 8 7 】

以上のようにして、本実施の形態 2 では、受信装置 4 0 0 の制御部 2 0 1 に、カプセル内視鏡 2 0 から取得した画像データと、位置取得部 2 2 0 で取得されたカプセル内視鏡 2 0 の位置情報とが入力される。制御部 2 0 1 は、上記実施の形態 1 において説明した動作と同様の動作を実行することで、カプセル内視鏡 2 0 の移動軌跡を軌跡生成部 2 3 1 において生成する。また、制御部 2 0 1 は、軌跡生成部 2 3 1 において生成した移動軌跡と予め記憶部 2 0 2 等に保持しておいた標準軌跡とを比較し、この比較結果に基づいて移動軌跡の縮尺を部分的または全体的に調整することで、移動軌跡を標準軌跡に合せ込む。その後、制御部 2 0 1 は、画像データと位置情報と縮尺調整後の移動軌跡の情報とを通信インタフェース 2 0 5 よりケーブル 1 0 3 4 または携帯型記録媒体 2 9 0 を介して表示装置 2 8 0 に入力する。

40

## 【 0 0 8 8 】

これに対し、表示装置 2 8 0 は、上記実施の形態 1 で説明した動作と同様の動作を実行することで、図 9 に示すような G U I 画面を生成し、これを表示部 2 8 6 に表示して、操作者へ提供する G U I 機能を実現する。

50

## 【 0 0 8 9 】

以上のように構成、動作することで、本実施の形態 2 では、上記した実施の形態 1 と同様に、現在取得中の移動軌跡（第 1 移動軌跡）を既存の標準軌跡（第 2 移動軌跡）に合せ込むことが可能となるため、例えば既存の標準軌跡（第 2 移動軌跡）上の所定の箇所（点 p）に観察部位等の関連情報（現在地関連情報）をリンクさせておくことで、観察者の知識や経験やノウハウ等に依らずに、正確な観察部位の特定を可能にする内視鏡システム 2 を実現することが可能となる。

## 【 0 0 9 0 】

## &lt; 実施の形態 3 &gt;

次に、本発明の実施の形態 3 の構成および動作を、図面を用いて詳細に説明する。本実施の形態 3 では、例えば上記した実施の形態 2 と同様に、被検体 9 0 0 内に経口にて導入され、被検体 9 0 0 の食道から肛門にかけて管腔 9 0 2 内を移動する途中で撮像動作を実行することで被検体 9 0 0 内部の画像を取得するカプセル内視鏡 3 0 を被検体内装置として用いる場合を例に挙げて説明する。ただし、本実施の形態 3 では、例えばカプセル内視鏡 3 0 内に LC 共振回路を設け、これに所定の共振周波数の外部磁界（以下、駆動磁界という）を与えることで形成された共振磁界を検出して、この検出結果（検出信号）から LC 共振回路（カプセル内視鏡 3 0）の位置を算出する、いわゆるパッシブ方式の位置検出を用いた場合を例に挙げて説明する。加えて、本実施の形態 3 では、カプセル内視鏡 3 0 を自動的に目的の経路に沿って誘導する場合を例に挙げて説明する。ただし、本発明はこれに限定されず、被検体 9 0 0 の胃や小腸や大腸などに蓄えた液体に浮かぶカプセル内視鏡を用いる場合など、種々変形することが可能である。また、以下の説明において、上記実施の形態 1 または 2 と同様の構成については、説明の簡略化のため、同一の符号を付し、その詳細な説明を省略する。

## 【 0 0 9 1 】

図 1 5 は、本実施の形態 3 による内視鏡誘導システム 3 の概略構成を示す模式図である。図 1 5 に示すように、内視鏡誘導システム 3 は、カプセル内視鏡 3 0 が導入された被検体 9 0 0 を収容する検出空間 K と、検出空間 K 内のカプセル内視鏡 3 0 の位置および向き（位置情報）を検出する受信装置 5 0 0 と、を備える。なお、内視鏡誘導システム 3 は、上記した実施の形態 1 または 2 による表示装置 2 8 0 も備えているが、図 1 5 では、簡略化のため、その図示を省略している。

## 【 0 0 9 2 】

カプセル内視鏡 3 0 は、上記実施の形態 2 と同様の構成（図 1 3 および図 1 4 参照）の他に、それぞれ筐体 2 8 に固定された LC 共振回路 3 1 および永久磁石 3 2 を備える。LC 共振回路 3 1 は、検出空間 K 内に形成された略共振周波数の外部磁界（以下、駆動磁界という）によって励起されて、位置検出用の共振磁界を発生する。また、永久磁石 3 2 は、検出空間 K 内に形成された外部磁界（以下、誘導磁界という）と作用して、カプセル内視鏡 3 0 に誘導方向への推進力を発生させる。

## 【 0 0 9 3 】

また、検出空間 K 近傍には、検出空間 K 内にそれぞれ異なる方向の略均一な駆動磁界を形成する駆動コイル D x、D y および D z（以下、任意の駆動コイルの符号を D とする）と、カプセル内視鏡 3 0 の LC 共振回路 3 1 が発生した共振磁界を検出する複数のセンスコイル S と、が配設される。さらに、検出空間 K 近傍には、検出空間 K 内にそれぞれ異なる方向の誘導磁界を形成する誘導コイル G x、G y および G z（以下、任意の誘導コイルの符号を G とする）が配設される。ただし、図 1 5 では、説明の明確化のため、それぞれ対を成す駆動コイル D のうち一方の駆動コイルを省略する。また、図 1 5 では、検出空間 K の天井側に設けられたセンスコイル S を省略する。

## 【 0 0 9 4 】

各駆動コイル D は、それぞれ検出空間 K を挟んで対向する不図示の駆動コイルと対をなし、例えば検出空間 K 内に x、y または z 軸方向に延在する磁力線よりなる略均一な駆動磁界を発生する。したがって、カプセル内視鏡 3 0 の位置や向きに応じて駆動する駆動コ

イルDの対、すなわち駆動磁界の方向を切り替えることで、カプセル内視鏡30のLC共振回路31(特にインダクタ(L))が検出空間K内において如何なる方向を向いたとしても安定した強度の共振磁界をLC共振回路31に発生させることが可能となる。この結果、カプセル内視鏡30の位置検出精度を改善することが可能となる。

【0095】

各誘導コイルGは、それぞれ検出空間Kを挟んで対向する不図示の誘導コイルと対をなし、それぞれカプセル内視鏡30(特に永久磁石32)の位置や向きに応じてカプセル内視鏡30を目標とする位置や向きへ誘導するための誘導磁界を検出空間K内に形成する。なお、以下では、説明の簡略化のため、図示されている方の誘導コイルGに着目する。

【0096】

また、受信装置500は、制御部201と記憶部202と入力部203と表示部204と通信インタフェース205と位置計算部222と軌跡取得部230と送受信回路421との他に、駆動コイル入力信号調整部510と位置取得部520と誘導コイル駆動部540とを備える。

【0097】

駆動コイル入力信号調整部510は、例えば、制御部201から入力された信号に基づいて駆動信号を生成する駆動信号生成部511と、制御部201からの制御に従って駆動信号を入力する駆動コイルDを切り替える駆動コイル切替部512と、を含む。

【0098】

位置取得部520は、例えば、信号処理部221とセンスコイル選択部522と干渉補正部523と位置計算部222とを含む。センスコイル選択部522は、例えば、制御部201からの制御の下、信号処理部221が検出信号の読み出し対象とするセンスコイルSを複数のセンスコイルSの中から選択する。

【0099】

信号処理部221は、上記実施の形態1と同様に、定期的または不定期に、各センスコイルSに生じた電圧変化を検出信号として読み出して、この検出信号に増幅やフィルタリングやA/D変換等の処理を実行する。このような信号処理がなされた検出信号は、センスコイル選択部522を介して位置計算部222に入力される。位置計算部222および干渉補正部523は、センスコイル選択部522を介して入力された検出信号および先に算出したカプセル内視鏡30の位置情報から、より精度の高いカプセル内視鏡30の位置情報を収束計算により算出する。

【0100】

ここで、センスコイルSから読み出された検出信号には、LC共振回路31の共振周波数と略等しい駆動磁界の成分も含まれている。LC共振回路31が発生する共振磁界は、駆動磁界に対して90°の位相差を有する。したがって、干渉補正後の検出信号に含まれる磁界の成分から駆動磁界の成分を除去するためには、検出磁界から駆動磁界に対して90°の位相差を有するベクトル成分を抽出する必要がある。

【0101】

そこで本実施の形態3では、実際に位置検出を実行する前に、検出空間K内にLC共振回路31が導入されていない状態で駆動コイルDを駆動して検出空間K内に駆動磁界を形成し、この状態で実際にセンスコイルSや検出空間K内に配置された不図示の磁界センサで検出された駆動磁界の振幅と位相成分とを計算しておく。その後、LC共振回路31を検出空間K内に導入して得られる検出磁界から、ベクトル演算により、先に計算しておいた磁界成分(ベクトル量)を減算することで、共振磁界の成分を求める(キャリブレーション処理)。本実施の形態では、このようにして得られた共振磁界に基づき、最小二乗法等を用いた収束計算によって、LC共振回路31の位置および方向を求める。

【0102】

ただし、センスコイルSから読み出された検出信号には、例えば駆動コイルD等が検出空間K内に形成された磁界と干渉することで発生した磁界などの不要な磁界の成分が含まれる。この不要な磁界は、LC共振回路31と誘導コイルGなどの検出空間Kに近接して

10

20

30

40

50



配置されているコイルとの干渉により生じるため、共振磁界と略等しい周波数を持つ。

【 0 1 0 3 】

そこで本実施の形態 3 では、位置計算部 2 2 2 において算出された位置情報から検出信号に含まれる不要な磁界の成分による誤差を除去する処理（補正処理）を干渉補正部 5 2 3 において実行する。補正処理には、例えば、位置や向きに応じた補正量をあらかじめ L U T などに登録しておく方法などが存在する。ただし、これに限らず、位置や向きに応じて逐次、不要な磁界の成分を計算するように構成してもよい。

【 0 1 0 4 】

補正量をあらかじめ L U T に登録しておく方法では、例えば各駆動コイル D が発生した不要磁界の成分をあらかじめシミュレーションや実測によって取得しておく。また、シミュレーションを行うために、各駆動コイル D に流れる電流を検出する電流検出部を設け、この電流検出部によって検出された電流値を用いてシミュレーションを行ってもよい。取得しておいた情報は、補正量として、位置や向きに対応付けて L U T などで管理される。干渉補正部 5 2 3 は、先に導出した位置や向きを用いて L U T を参照することで、この位置や向きに応じた補正量を取得し、この補正量を用いて検出信号を補正する。また、干渉補正後の検出信号を位置計算部 2 2 2 に入力する。

【 0 1 0 5 】

位置計算部 2 2 2 は、位置算出時にこの L U T を参照することで、干渉補正後の検出信号に含まれる磁界の成分から除去すべき駆動磁界の位相成分を取得し、この位相に基づいて検出信号を補正することで、共振磁界を抽出する（キャリブレーション処理）。なお、LC 共振回路 3 1（すなわちカプセル内視鏡 3 0）の位置検出には、上記実施の形態 1 と同様に、最小二乗法を用いた収束計算を用いることができる。

【 0 1 0 6 】

誘導コイル駆動部 5 4 0 と誘導コイル G とは、カプセル内視鏡 3 0 に固定された永久磁石 3 2 に作用する誘導磁界を検出空間 K 内に形成して、カプセル内視鏡 3 0 を誘導する。本実施の形態 3 では、カプセル内視鏡 3 0 を標準軌跡に沿って誘導する。そこで本実施の形態 3 では、図 1 6 に示すように、軌跡生成部 2 3 0 において標準軌跡 S P 1 を移動軌跡 P P 1（ただし、現在までの移動軌跡 P P 1）へ合せ込むことで、標準軌跡 P P 1 と移動軌跡 S P 1 とを略一致させる。生成された移動軌跡 P P 1 および縮尺調整後の標準軌跡 S P 1' の情報は、誘導コイル駆動部 5 4 0 に入力される。図 1 6 は、本実施の形態 3 による移動軌跡 P P 1 と縮尺調整後の標準軌跡 S P 1' とを示す図である。

【 0 1 0 7 】

誘導コイル駆動部 5 4 0 は、位置計算部 2 2 2 から入力された最新の位置情報と、軌跡生成部 2 3 0 から入力された移動軌跡および縮尺調整後の標準軌跡の情報とから、移動軌跡 P P 1（標準軌跡 S P 1）上におけるカプセル内視鏡 3 0 の現在位置に対し、縮尺調整後の標準軌跡上で次に存在する点 p（図 3 または図 4 参照）を特定する。

【 0 1 0 8 】

例えば図 1 7 に示すように、標準軌跡 S P 1 における特徴部位 a k 1 および a k 2（図 1 7（a）参照）と移動軌跡 P P 1 における特徴部位 b k 1 および b k 2（図 1 7（b）参照）とをそれぞれ対応する特徴部位としたとき、標準軌跡 S P 1 の縮尺を調整して特徴部位 a k 1 および a k 2 間の距離を図 1 7（c）に示すように移動軌跡 P P 1 における特徴部位 b k 1 および b k 2 間の距離に一致させた場合、移動軌跡 P P 1 と縮尺調整後の標準軌跡 S P 1' の関係は、図 1 7（d）に示すようになる。ここで、移動軌跡 P P 1 上の点 q k 1 ~ q k 6 を順番に切り替わるカプセル内視鏡 3 0 の現在地（最新の位置情報）とすると、各点 q k 1 ~ q k 6 の後に存在する点 p l 1 ~ p l 7 は、カプセル内視鏡 3 0 の移動目標とすることができる。すなわち、例えばカプセル内視鏡 3 0 の現在地が点 q k 1 であったとすると、カプセル内視鏡 3 0 の誘導目標は点 p l 2 ~ p l 7 のいずれかに設定される。その後、カプセル内視鏡 3 0 の現在地が縮尺調整後の標準軌跡 S P 1' 上の点 p l 2 を通過すると（例えば点 q k 2 の位置へ移動）、カプセル内視鏡 3 0 の誘導目標は点 p l 3 ~ p l 7 のいずれかに設定される。以降、カプセル内視鏡 3 0 の移動に応じて誘導

目標を繰り下げ、これに応じてカプセル内視鏡 30 を誘導することで、カプセル内視鏡 30 を縮尺調整後の標準軌跡 S P 1 ' に沿って誘導することが可能となる。なお、次の誘導目標は、現在の点 p に対して直後の点 p である必要はなく、例えば 10 秒後の点 p など、種々変形することができる。

#### 【0109】

また、誘導コイル駆動部 540 は、上記のように特定した誘導目標へカプセル内視鏡 30 を誘導するための情報（誘導情報）を取得または生成し、これに基づいて誘導信号を生成する。また、誘導コイル駆動部 540 は、生成した誘導信号を適宜何れか 1 つ以上の誘導コイル G の組へ入力する。これにより、検出空間 K 内にカプセル内視鏡 30 を誘導目標へ誘導するための誘導磁界が形成される。

10

#### 【0110】

なお、誘導情報は、目標とする位置および向きや、目標とするカプセル内視鏡 30 の速度および角速度や、目標とするカプセル内視鏡 30 の加速度および角加速度など、種々の情報を用いることができる。

#### 【0111】

さらに、誘導情報は、例えば、入力されたカプセル内視鏡 30 の最新（現在）の位置および向きならびに誘導目標に対応づけてルックアップテーブルなどに予め登録されていてもよい。ただし、これに限定されず、例えば入力されたカプセル内視鏡 30 の現在の位置および向きと目標の位置および向きとから求まる、カプセル内視鏡 30 へ要求する移動量および姿勢の変化量をベクトルで表したものに、予め求めておいたガイダンス情報に対応づけて、LUT 等で管理されていてもよい。

20

#### 【0112】

次に、本実施の形態 3 による受信装置 500 がカプセル内視鏡 30 を誘導する際の動作を、図面を用いて詳細に説明する。図 18 は、受信装置 500 がカプセル内視鏡 30 を誘導する際の動作例を示すフローチャートである。

#### 【0113】

図 18 に示すように、受信装置 500 は、まず、軌跡生成部 230 から誘導コイル駆動部 540 へ移動軌跡および縮尺調整後の標準軌跡の情報を入力すると共に、位置計算部 222 から誘導コイル駆動部 540 へ最新の位置情報を入力する（ステップ S301）。次に受信装置 500 は、最新の位置情報からカプセル内視鏡 30 が誘導目標として設定されている縮尺調整後の標準軌跡上の点に到達したか否かを誘導コイル駆動部 540 に判定させ（ステップ S302）、到達していない場合（ステップ S302 の No）、現在の誘導目標へのカプセル内視鏡 30 の誘導を誘導コイル駆動部 540 に継続させ（ステップ S303）、その後、ステップ S307 へ移行する。

30

#### 【0114】

一方、ステップ S302 の判定の結果、誘導目標に到達している（越えている場合を含む）場合（ステップ S302 の Yes）、受信装置 500 は、縮尺調整後の標準軌跡上の点と最新の位置情報とから次の誘導目標とする点を誘導コイル駆動部 540 に取得させ（ステップ S304）、縮尺調整後の標準軌跡上におけるこの点へカプセル内視鏡 30 を誘導するための誘導情報を誘導コイル駆動部 540 に取得させる（ステップ S305）。また、受信装置 500 は、取得した誘導情報に従った誘導磁界を発生させる誘導信号を誘導コイル駆動部 540 に発生させ、これを誘導コイル G に入力させることで、検出空間 K 内に新たな誘導情報に従った誘導磁界を形成する（ステップ S306）。

40

#### 【0115】

その後、受信装置 500 は、動作を継続するか否か、例えば入力部 203 または通信インタフェース 205 を介して表示装置 280 から動作の終了指示が入力されたか否かを判定し（ステップ S307）、動作を継続する場合（ステップ S307 の No）、ステップ S301 へ帰還する。一方、動作を継続しない場合（ステップ S307 の Yes）、受信装置 500 は、当該動作を終了する。

#### 【0116】

50

以上のように構成、動作することで、本実施の形態 3 では、上記した実施の形態 2 と同様の効果の他に、カプセル内視鏡 30 を既存の標準軌跡（第 2 移動軌跡）に沿って自動的に誘導することが可能になるという効果を得ることができる。

【0117】

（変形例 1）

なお、上記した実施の形態 1 または 2 では、移動軌跡の縮尺を部分的または全体的に調整することで、移動軌跡を標準軌跡へ合せ込む場合を例に挙げたが、本発明はこれに限定されず、例えば標準軌跡の縮尺を部分的または全体的に調整することで、標準軌跡を移動軌跡へ合せ込むようにしてもよい。なお、このケースは、上述した標準軌跡への合せ込みのための移動軌跡の部分的または全体的な縮尺の調整量（倍率）の正負を反転させることで容易に可能であるため、ここでは詳細な説明を省略する。

10

【0118】

（変形例 2）

また、上記した本実施の形態 1 ～ 3 では、移動軌跡を標準軌跡に合せ込む場合を例に挙げたが、これとは別に、例えば今回の移動軌跡（第 1 移動軌跡）を前回の検出時に測定された移動軌跡（第 2 移動軌跡）に合せ込むように構成してもよい。なお、この構成は、受信装置 200 / 400 / 500 の記憶部 202 等が、前回分である第 2 移動軌跡の情報を標準軌跡の情報と共にまたは標準軌跡の情報の代わりに保持しておき、比較部 232 が今回分の移動軌跡（第 1 移動軌跡）と前回分の移動軌跡（第 2 移動軌跡）とを比較してこの結果を縮尺調整部 233 に入力するように構成することで、上述した実施の形態 1 または 2 から容易に相当することが可能であるため、ここでは詳細な説明を省略する。

20

【0119】

（変形例 3）

また、移動軌跡を合せ込む標準軌跡に、予めチェックポイントを設定しておき、このチェックポイントをプローブ 101 の先端部 102 またはカプセル内視鏡 20 / 30 が通過したか否かを判定して、通過した場合にこれを操作者へ報知するように構成することも可能である。以下、このように構成した場合を、上記した実施の形態 1 ～ 3 のいずれかの変形例 3 として説明する。ただし、以下では、変形例 3 を上記した実施の形態 1 の変形例として説明する。

【0120】

30

図 19 は、本変形例 3 による表示装置 280 A の概略構成例を示すブロック図である。図 19 に示すように、本変形例 3 による表示装置 280 A は、図 8 に示す表示装置 280 と同様の構成において、メモリ部 282 が標準軌跡上に設定されたチェックポイントを記憶するチェックポイント記憶部 282 d を含み、画像処理部 284 がプローブ 101 の先端部 102 がチェックポイントを通過したか否かを判定するチェックポイント通過判定部 284 h を含むと共に、先端部 102 がチェックポイントを通過したことを使用者へ報知する報知部 287 を備える。

【0121】

チェックポイント通過判定部 284 h には、標準軌跡上に設定されたチェックポイントがチェックポイント記憶部 282 d から入力されると共に、現在地関連情報取得部 284 f から先端部 102 の現在位置の情報および標準軌跡の情報が入力される。チェックポイントは、チェックポイントと先端部 102 の現在位置と標準軌跡とから先端部 102 がチェックポイントに相当する被検体 900 内の位置を通過したか否かを判定し、通過したと判定した場合、この判定結果を報知部 287 へ入力する。報知部 287 は、通過したことが入力された場合、このことを例えば音声等で操作者へ報知する。

40

【0122】

なお、チェックポイントは、例えばあらかじめ操作者等が入力部 285 から入力しておき、これがチェックポイント記憶部 282 d に記憶される。また、操作者への報知は、例えば表示部 286 を用いて行ってもよい。

【0123】

50

このように構成することで、操作者が被検体 900 の検査を未完了のまま終了してしまうという不具合を回避することが可能となる。なお、チェックポイント通過判定部 284 h および報知部 287 は、表示装置 280 A 側に限らず、例えば受信装置 200 / 400 / 500 側に設けてもよい。

#### 【0124】

##### (変形例 4)

さらに、上記した実施の形態 1 ~ 3 のいずれかでは、現在地関連情報として保持している平均色の値と、平均色算出部 284 b が算出した平均色の値とが大きく異なる場合、これを操作者へ報知するように構成することも可能である。これは例えば制御部 281 または画像処理部 284 内に、平均色算出部 284 b が算出した平均色と、現在地関連情報取得部 284 f が取得した現在地関連情報に含まれる平均色とを比較する比較部を設け、この比較部によって平均色算出部 284 b が算出した平均色の値が現在地関連情報に含まれる平均色の値から大きく異なる場合、これを表示部 286 または不図示のスピーカ等から操作者へ報知するように構成することで実現することが可能である。

#### 【0125】

##### (変形例 5)

また、上記した実施の形態 1 ~ 3 のいずれかでは、医療装置として、内視鏡 100 またはカプセル内視鏡 20 / 30 を例に挙げたが、本発明はこれに限定されず、被検体 900 内の患部に所定の処置を施すチューブ型またはカプセル型の医療装置など、種々の医療装置を適用することが可能である。

#### 【0126】

さらに、上述した実施の形態 1 では、プローブ 101 の先端部 102 の位置を取得して、その移動軌跡を生成する場合を例に挙げたが、本発明はこれに限定されず、例えばプローブ 101 の途中に複数のソースコイルを備え、これらが発する磁界からプローブ 101 の被検体 900 内部での形状を取得する医療装置などにも上記実施の形態 1 を適用することは可能である。

#### 【0127】

##### (変形例 6)

また、上記した実施の形態 1 では、プローブ 101 の先端部 102 にソースコイル 102 a を設け、これに正弦波信号を入力することでソースコイル 102 a が自発的に形成した磁界 F S を検出して、この検出結果 (検出信号) からソースコイル 102 a (先端部 102) の位置を算出する、いわゆるアクティブ方式の位置検出を用いたが、本発明はこれに限定されず、例えば先端部 102 内に LC 共振回路を設け、これに所定の共振周波数の外部磁界を与えることで形成された共振磁界を検出して、この検出結果 (検出信号) から LC 共振回路 (先端部 102) の位置を算出する、いわゆるパッシブ方式の位置検出を用いることも可能であることは言うまでもない。

#### 【0128】

同様に、上記した実施の形態 2 では、カプセル内視鏡 20 に指向性を有するアンテナ 25 a を設け、画像データの送信時にこのアンテナ 25 a が形成する電界分布を検出して、この検出結果からアンテナ 25 a (カプセル内視鏡 20) の位置を算出する位置検出を用いたが、本発明はこれに限定されず、例えばカプセル内視鏡 20 内に LC 共振回路を設け、これに所定の共振周波数の外部磁界を与えることで形成された共振磁界を検出して、この検出結果 (検出信号) から LC 共振回路 (カプセル内視鏡 20) の位置を算出するパッシブ方式の位置検出を用いることも、カプセル内視鏡 20 より複数のアンテナ A で受信されたカプセル内視鏡 20 からの無線信号の電波強度からカプセル内視鏡 20 の位置情報を算出する、いわゆる 3 次元測位法を用いることも可能であることは言うまでもない。

#### 【0129】

さらに、上記した実施の形態 3 では、カプセル内視鏡 30 内に LC 共振回路 31 を設け、これに所定の共振周波数の外部磁界を与えることで形成された共振磁界を検出して、この検出結果 (検出信号) から LC 共振回路 (カプセル内視鏡 20) の位置を算出するパッシブ方式の位置検出を用いることも、カプセル内視鏡 30 より複数のアンテナ A で受信されたカプセル内視鏡 30 からの無線信号の電波強度からカプセル内視鏡 30 の位置情報を算出する、いわゆる 3 次元測位法を用いることも可能であることは言うまでもない。

シブ方式の位置検出を用いたが、本発明はこれに限定されず、例えばカプセル内視鏡 20 内に上記実施の形態 1 と同様なソースコイル 102a を設け、これに所定周波数の正弦波信号を入力することでソースコイル 102a が自発的に形成した磁界を検出して、この検出結果（検出信号）からソースコイル（カプセル内視鏡 20）の位置を算出するアクティブ方式の位置検出を用いることも可能であることは言うまでもない。

#### 【0130】

また、上記した各実施の形態（その変形例を含む）は本発明を実施するための例にすぎず、本発明はこれらに限定されるものではなく、仕様等に応じて種々変形することは本発明の範囲内であり、更に本発明の範囲内において、他の様々な実施の形態が可能であることは上記記載から自明である。

10

#### 【符号の説明】

#### 【0131】

- 1、2 内視鏡システム
- 3 内視鏡誘導システム
- 10 GUI 画面
- 14 臓器イメージ表示欄
- 15 標準軌跡選択欄
- 16 現在地関連情報表示欄
- 18 平均色バー
- 18a スライダ
- 19 ポインタ
- 20 カプセル内視鏡
- 21 撮像ユニット
- 21a CCD アレイ
- 21c LED
- 22 処理ユニット
- 23 メモリユニット
- 24 送受信ユニット
- 25a アンテナ
- 26 バッテリ
- 28 筐体
- 28a 容器
- 28b キャップ
- 32 永久磁石
- 30 カプセル内視鏡
- 31 LC 共振回路
- 100 内視鏡
- 101 プローブ
- 102 先端部
- 102a ソースコイル
- 110 操作部
- 130 固定板
- 200 受信装置
- 201 制御部
- 202 記憶部
- 203 入力部
- 204 表示部
- 205 通信インタフェース
- 210 発振回路
- 220 位置取得部

20

30

40

50

2 2 1	信号処理部	
2 2 2	位置計算部	
2 3 0	軌跡取得部	
2 3 1	軌跡生成部	
2 3 2	比較部	
2 3 3	縮尺調整部	
2 4 0	画像取得部	
2 8 0	表示装置	
2 8 1	制御部	
2 8 2	メモリ部	10
2 8 2 a	入力データ蓄積部	
2 8 2 b	標準臓器イメージ保持部	
2 8 2 c	現在地関連情報保持部	
2 8 2 d	チェックポイント記憶部	
2 8 3	通信インタフェース	
2 8 4	画像処理部	
2 8 4 a	データ入力部	
2 8 4 b	平均色算出部	
2 8 4 c	平均色バー生成部	
2 8 4 d	軌跡イメージ生成部	20
2 8 4 e	臓器イメージ生成部	
2 8 4 f	現在地関連情報取得部	
2 8 4 g	画面生成部	
2 8 5	入力部	
2 8 6	表示部	
2 8 7	報知部	
3 0 1	ベッド	
3 0 2	可動台	
4 0 0	受信装置	
4 2 1	送受信回路	30
5 0 0	受信装置	
5 1 0	駆動コイル入力信号調整部	
5 1 1	駆動信号生成部	
5 1 2	駆動コイル切替部	
5 2 0	位置取得部	
5 2 2	センスコイル選択部	
5 2 3	干渉補正部	
5 4 0	誘導コイル駆動部	
9 0 0	被検体	
9 0 2	管腔	40
1 0 3 1 ~ 1 0 3 4	ケーブル	
1 0 3 1 a	信号線	
A __ 1 ~ A __ 2	アンテナ	
a 1 ~ a 1 4、b 1 ~ b 1 4	特徴部分	
a k 1、a k 2、b k 1、b k 2	特徴部位	
c p 1、m p 1	マーク	
D x、D y、D z	駆動コイル	
F S	磁界	
G x、G y、G z	誘導コイル	
K	検出空間	50

P 位置

PP1 移動軌跡

PP1' 縮尺調整後の移動軌跡

p、p11~p17、q、qk1~qk6、q11~q16 点

pp1 移動軌跡イメージ

S\_1~S\_9 センスコイル

SL 管腔

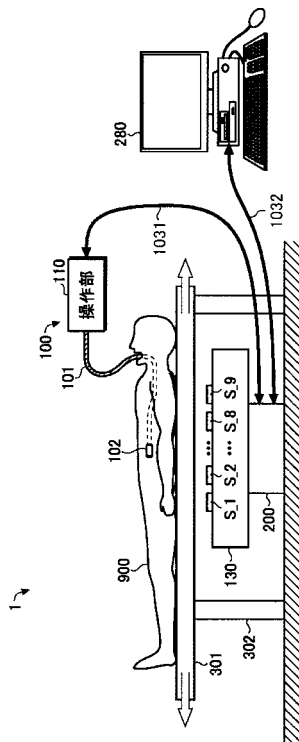
SP1 標準軌跡

SP1' 縮尺調整後の標準軌跡

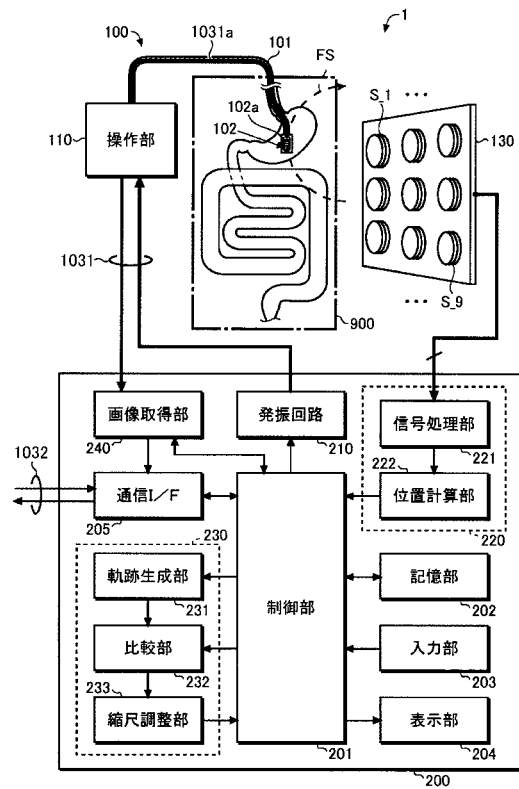
sp1 標準軌跡イメージ

10

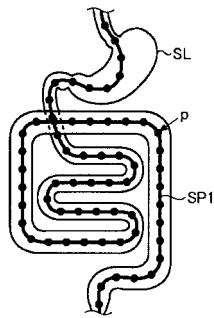
【図1】



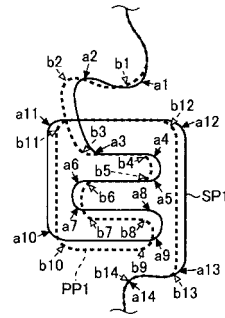
【図2】



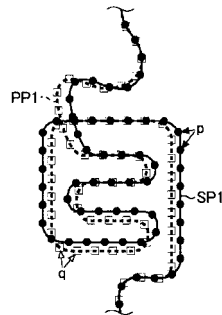
【図 3】



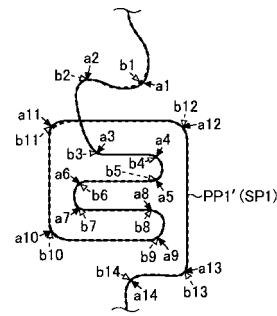
【図 5】



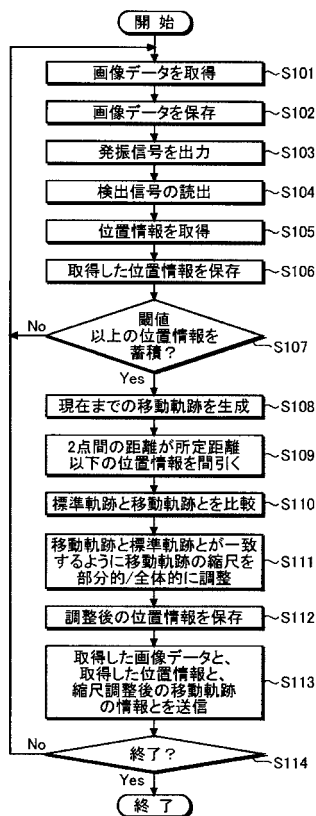
【図 4】



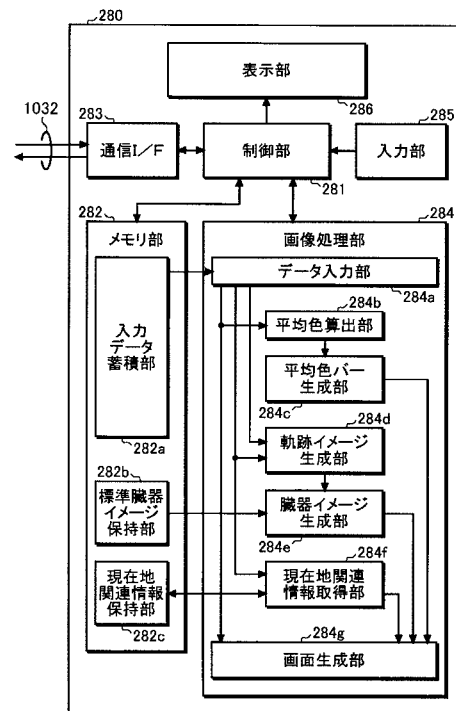
【図 6】



【図 7】

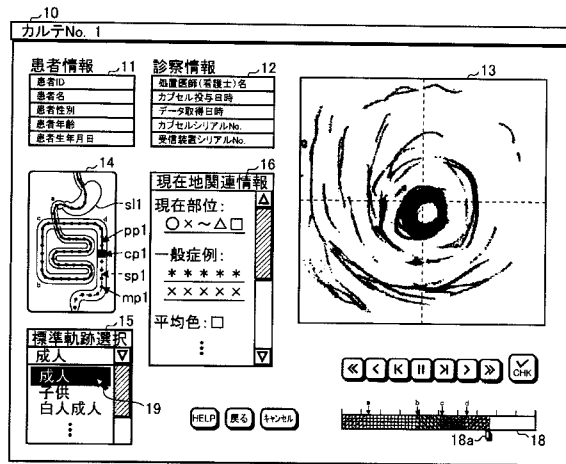


【図 8】

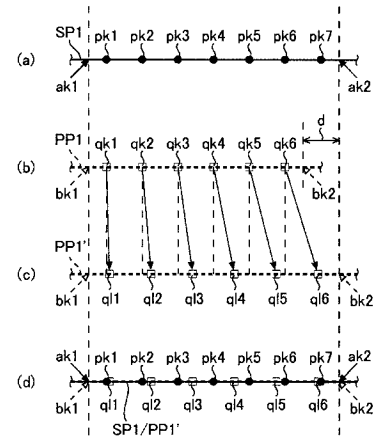




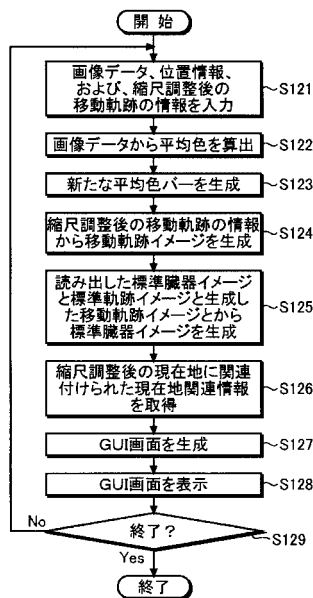
【図 9】



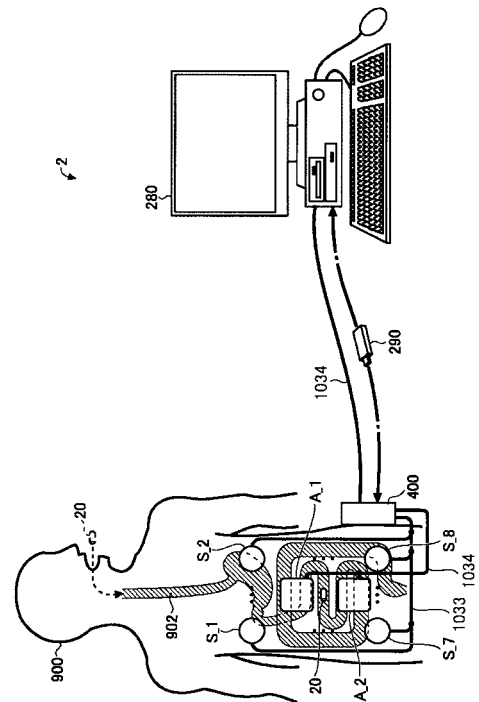
【図 10】



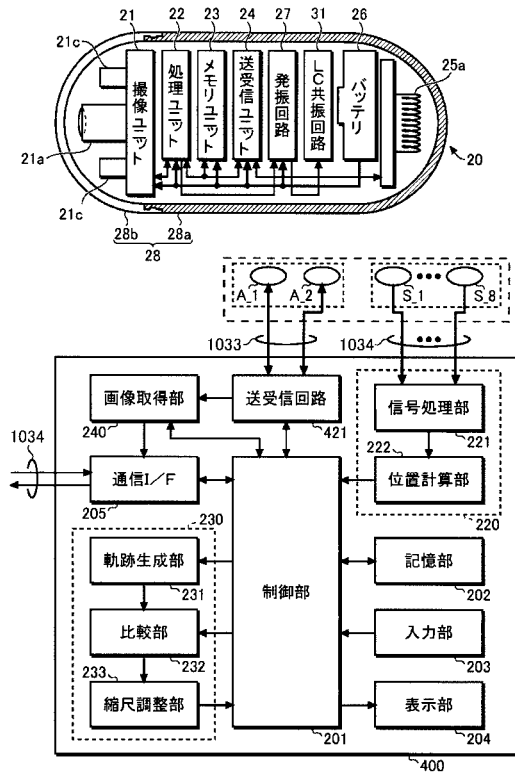
【図 11】



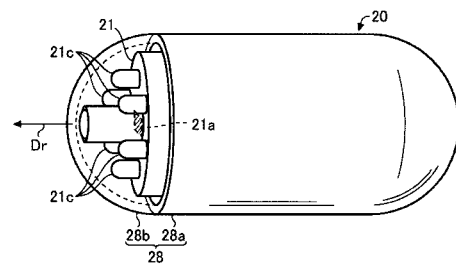
【図 12】



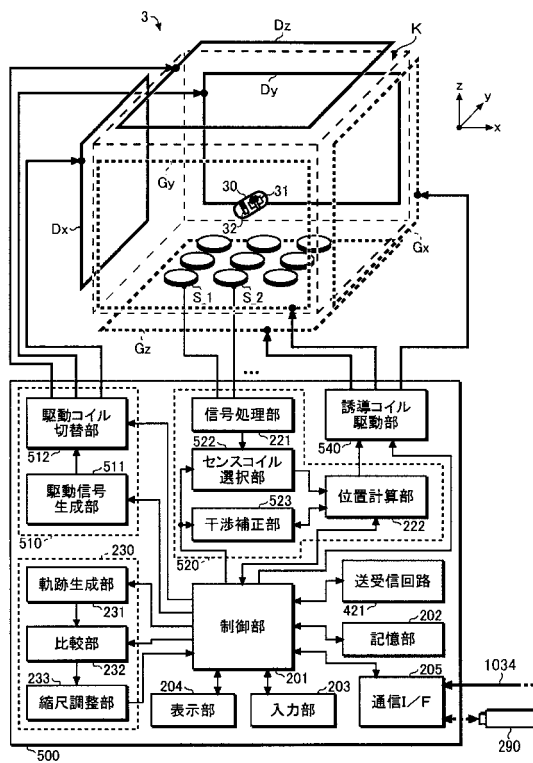
【図 13】



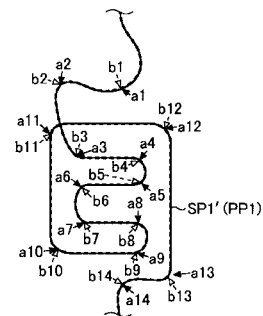
【図 14】



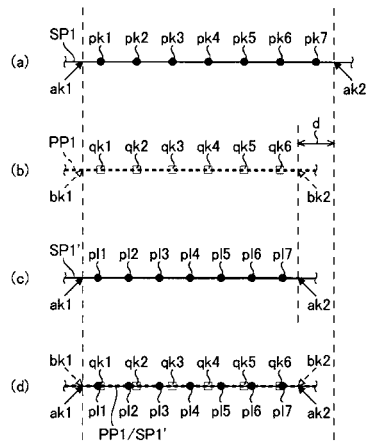
【図 15】



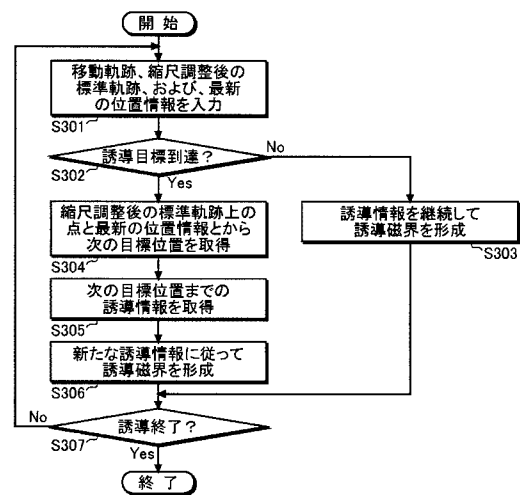
【図 16】



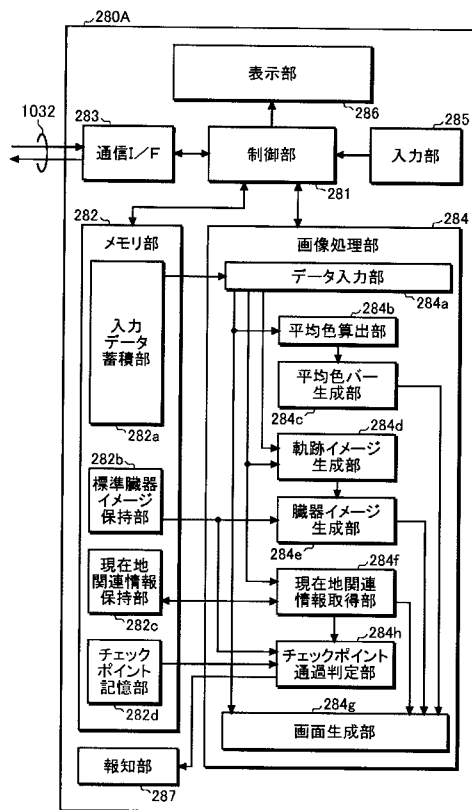
【図 17】



【図 18】



【図 19】



---

フロントページの続き

審査官 小田倉 直人

- (56)参考文献 特開平06-304127(JP,A)  
特開2007-330348(JP,A)  
特開2003-225195(JP,A)  
特開2001-179700(JP,A)  
特開2007-307396(JP,A)  
特表2009-509621(JP,A)  
特開2009-61013(JP,A)  
国際公開第2007/123130(WO,A1)  
国際公開第2005/53518(WO,A1)  
特開2008-100075(JP,A)  
特表2003-524448(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

【圖 2】

Figure 1 is a block diagram of an image processing system 100. The system includes an operation unit 110, a camera unit 101, a display unit 130, and a control unit 201. The camera unit 101 is connected to the operation unit 110 via a cable 1031 and to the control unit 201 via a cable 1032. The display unit 130 is connected to the control unit 201 via a cable 1033. The control unit 201 includes a communication/F unit 240, a track generation unit 231, a comparison unit 232, a scale adjustment unit 233, a signal processing unit 221, a position calculation unit 222, a memory unit 202, an input unit 203, and an output unit 204. The camera unit 101 also includes a lens 102 and a sensor 102a.