

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4547181号
(P4547181)

(45) 発行日 平成22年9月22日(2010.9.22)

(24) 登録日 平成22年7月9日(2010.7.9)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 5/06 (2006.01)	A 6 1 B 5/06
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07

請求項の数 12 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2004-109049 (P2004-109049)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成16年4月1日(2004.4.1)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2005-287888 (P2005-287888A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成17年10月20日(2005.10.20)	(74) 代理人	100089118
審査請求日	平成19年3月30日(2007.3.30)		弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	本多 武道
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	平川 克己
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	木許 誠一郎
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被検体内位置検出システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内に導入され、該被検体内を移動する被検体内導入装置と、前記被検体外部に配置され、前記被検体内部における前記被検体内導入装置の位置情報を取得する位置検出装置とを備えた被検体内位置検出システムであって、

前記被検体内導入装置は、静磁場を形成する静磁場形成手段を備え、

前記位置検出装置は、

磁場強度を検出する磁場検出手段と、

前記被検体に対して所定の位置に固定され、前記磁場検出手段の位置導出に用いる交流磁場を出力する交流磁場発生手段と、

前記磁場検出手段によって検出された磁場の交流磁場成分に基づいて前記磁場検出手段の位置座標を導出する座標導出手段と、

前記磁場検出手段によって検出された磁場の直流磁場成分に基づいて前記磁場検出手段と前記被検体内導入装置との間の距離を導出する距離導出手段と、

前記座標導出手段の導出結果と、前記距離導出手段の導出結果とに基づいて前記被検体内における前記被検体内導入装置の位置を導出する位置情報導出手段と、

を備えたことを特徴とする被検体内位置検出システム。

【請求項2】

前記磁場検出手段によって検出された磁場から交流磁場成分を抽出し、抽出した交流磁場成分を前記座標導出手段に対して出力する交流磁場抽出手段と、

前記磁場検出手段によって検出された磁場から直流磁場成分を抽出し、抽出した直流磁場成分を前記距離導出手段に対して出力する直流磁場抽出手段と、

をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内位置検出システム。

【請求項 3】

前記座標導出手段は、前記磁場検出手段によって検出された磁場の交流磁場成分と、前記交流磁場発生手段から出力される交流磁場に対応した参照交流信号との差分値に基づいて前記磁場検出手段の位置座標を導出することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の被検体内位置検出システム。

【請求項 4】

前記静磁場形成手段は、前記被検体内導入装置に対して磁力線の進行方向が固定された状態で配置され、

前記位置検出装置は、

前記磁場検出手段が前記静磁場形成手段によって形成される静磁場における前記磁力線の進行方向を検出する機能をさらに有し、

前記磁場検出手段によって検出された磁場方向に基づいて、前記被検体内における前記被検体内導入装置の指向方向を検出する指向方向検出手段と、

を備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の被検体内位置検出システム。

【請求項 5】

前記位置検出装置は、前記静磁場形成手段からの距離、前記磁力線の進行方向および前記被検体内導入装置の指向方向の相互間の関係をあらかじめ記録した指向方向データベースをさらに備え、

前記指向方向検出手段は、前記指向方向データベースを用いて前記被検体内導入装置の指向方向を検出することを特徴とする請求項 4 に記載の被検体内位置検出システム。

【請求項 6】

前記被検体内導入装置は、

前記被検体内情報を取得する所定の被検体内情報取得手段と、

前記被検体内情報取得手段によって取得された前記被検体内情報を無線送信する無線送信手段とをさらに備え、

前記位置検出装置は、

前記無線送信手段から送信された前記被検体内情報を含む無線信号を受信する受信手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の被検体内位置検出システム。

【請求項 7】

前記受信手段は複数設けられ、

前記位置検出装置は、前記位置情報導出手段によって導出された前記被検体内導入装置の位置および指向方向に基づいて、無線信号の受信に使用する前記受信手段を選択する選択手段をさらに備えることを特徴とする請求項 6 に記載の被検体内位置検出システム。

【請求項 8】

前記被検体内情報取得手段は、

前記被検体内を照射する照明手段と、

前記照明手段によって照射された前記被検体内の画像を取得する撮像手段と、

を備えたことを特徴とする請求項 6 または 7 に記載の被検体内位置検出システム。

【請求項 9】

前記位置検出装置は、前記撮像手段によって取得された画像と、該画像の取得時における前記被検体内導入装置の位置とを対応づけて記憶する記憶手段をさらに備えることを特徴とする請求項 8 に記載の被検体内位置検出システム。

【請求項 10】

筐体内部に磁場発生部を固定配置したテストカプセルまたはカプセル型内視鏡を被検体内部に導入し、該被検体内部における前記テストカプセルまたは前記カプセル型内視鏡の

10

20

30

40

50

位置を検出する被検体内位置検出方法において、

前記被検体に対して固定配置され、前記被検体内部に導入された前記テストカプセルまたは前記カプセル型内視鏡の前記磁場発生部によって発生した磁場を検出する1以上の磁場検出装置の位置座標を導出する位置座標導出ステップと、

1以上の前記磁場検出装置によって検出された磁場の直流磁場成分の磁場強度を取得し、取得した前記直流磁場成分の磁場強度に基づいて、1以上の前記磁場検出装置と前記テストカプセルまたは前記カプセル型内視鏡との距離を導出する距離導出ステップと、

前記位置座標導出ステップによって導出した前記位置座標と前記距離導出ステップによって導出した前記距離とに基づいて、前記被検体内部における前記テストカプセルまたは前記カプセル型内視鏡の位置を導出する被検体内位置導出ステップと

を含むことを特徴とする被検体内位置検出方法。

【請求項11】

前記被検体に対して固定配置された複数の前記磁場検出装置の中から、検出した前記磁場の直流磁場成分の磁場強度が高い3つの磁場検出装置を選択する選択ステップをさらに含み、

前記距離導出ステップは、前記選択ステップによって選択された3つの前記磁場検出装置によって検出された磁場の直流磁場成分の各磁場強度を取得し、取得した前記直流磁場成分の各磁場強度に基づいて、3つの前記磁場検出装置と前記テストカプセルまたは前記カプセル型内視鏡との各距離を導出することを特徴とする請求項10に記載の被検体内位置検出方法。

【請求項12】

前記被検体内位置導出ステップによって導出された前記被検体内部における前記テストカプセルまたは前記カプセル型内視鏡の位置を記憶する記憶ステップをさらに含み、

前記位置座標導出ステップ、前記距離導出ステップ、前記被検体内位置導出ステップ、および前記記憶ステップは、所定時間間隔ごとに繰り返し行われることを特徴とする請求項10に記載の被検体内位置検出方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内に導入され、該被検体内を移動する被検体内導入装置と、前記被検体外部に配置され、前記被検体内部における前記被検体内導入装置の位置情報を取得する位置検出装置とを備えた被検体内位置検出システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡の分野においては、飲込み型のカプセル型内視鏡が提案されている。このカプセル型内視鏡には、撮像機能と無線通信機能とが設けられている。カプセル型内視鏡は、観察（検査）のために被検体の口から飲込まれた後、自然排出されるまでの間、体腔内、例えば胃、小腸などの臓器の内部をその蠕動運動に従って移動し、順次撮像する機能を有する。

【0003】

体腔内を移動する間、カプセル型内視鏡によって体内で撮像された画像データは、順次無線通信により外部に送信され、外部に設けられたメモリに蓄積される。無線通信機能とメモリ機能とを備えた受信機を携帯することにより、被検体は、カプセル型内視鏡を飲み込んだ後、排出されるまでの間に渡って、自由に行動できる。カプセル型内視鏡が排出された後、医者もしくは看護師においては、メモリに蓄積された画像データに基づいて臓器の画像をディスプレイに表示させて診断を行うことができる。

【0004】

かかるカプセル型内視鏡に関して、例えば被検体内部の特定臓器の内視鏡画像を撮像するために、受信機側にカプセル型内視鏡の被検体内における位置検出を行う機能を持たせたものが提案されている。かかる位置検出機能を備えたカプセル型内視鏡システムの一例

10

20

30

40

50

としては、カプセル型内視鏡に内蔵された無線通信機能を流用したものが知られている。すなわち、被検体外部に設けられた受信機が複数のアンテナ素子を備えた構成を有し、カプセル型内視鏡から送信された無線信号を個々のアンテナ素子で受信し、それぞれのアンテナ素子における受信強度の違いに基づいて被検体内におけるカプセル型内視鏡の位置を検出する機構を有する（例えば、特許文献1参照。）。

【0005】

【特許文献1】特開2003-19111号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、従来のカプセル型内視鏡システムは、被検体内におけるカプセル型内視鏡の位置検出の精度が低いという課題を有する。以下、かかる課題について詳細に説明する。

【0007】

従来技術にかかるカプセル型内視鏡システムは、上記したように受信機が備える複数のアンテナ素子における受信強度分布に基づいてカプセル型内視鏡の被検体内における位置検出を行っている。かかる位置検出メカニズムは、特許文献1の[0018]段落にも記載されているように、カプセル型内視鏡から送信される無線信号の強度の減衰が、カプセル型内視鏡からの距離に応じて一意に定まることを前提として行われている。

【0008】

しかしながら、現実にはカプセル型内視鏡とアンテナ素子との間に存在する臓器等の構成物は、それぞれ比誘電率、導電率等の値が異なることから、構成物の種類等に応じて無線信号強度の減衰率は大きく異なる値となる。例えば、カプセル型内視鏡とアンテナ素子との間に肝臓、血管等が存在している場合には、かかる臓器等によって無線信号が大量に吸収されることから、これらの臓器等が存在しない場合と比較して無線信号強度の減衰率が大きくなり、正確な位置検出の妨げとなる。

【0009】

また、カプセル型内視鏡の位置検出を正確に行うためには、被検体の姿勢の変動等による位置検出精度の低下を抑制する必要がある。例えば、被検体の外表面上にアンテナ等の受信機を複数設けた構成の場合、被検体の姿勢が変化することによって、複数の受信機の位置関係に変動が生じる可能性がある。複数の受信機の位置関係が変動することによって、カプセル型内視鏡の正確な位置検出はさらに困難なものとなる。

【0010】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、カプセル型内視鏡等の被検体内導入装置が被検体内部に導入された状態において、臓器等の存在にかかわらず被検体内導入装置の位置検出を正確に行うことのできる被検体内位置検出システムを実現することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる被検体内位置検出システムは、被検体内に導入され、該被検体内を移動する被検体内導入装置と、前記被検体外部に配置され、前記被検体内部における前記被検体内導入装置の位置情報を取得する位置検出装置とを備えた被検体内位置検出システムであって、前記被検体内導入装置は、静磁場を前記被検体外部に出力する静磁場形成手段を備え、前記位置検出装置は、磁場強度を検出する磁場検出手段と、前記被検体に対して所定の位置に固定され、前記磁場検出手段の位置導出に用いる交流磁場を出力する交流磁場発生手段と、前記磁場検出手段によって検出された磁場の交流磁場成分に基づいて前記磁場検出手段の位置座標を導出する座標導出手段と、前記磁場検出手段によって検出された磁場の直流磁場成分に基づいて前記磁場検出手段と前記被検体内導入装置との間の距離を導出する距離導出手段と、前記座標導出手段の導出結果と、前記距離導出手段の導出結果とに基づいて前記被検体内における前記

10

20

30

40

50

被検体内導入装置の位置を導出する位置情報導出手段とを備えたことを特徴とする。

【0012】

本発明によれば、磁場検出手段の位置の導出に用いられる交流磁場を出力する交流磁場発生手段と、磁場検出手段によって検出された磁場の交流磁場成分に基づいて磁場検出手段の位置座標を導出する座標導出手段と、検出された磁場の直流磁場成分に基づいて磁場検出手段と被検体内導入装置との間の距離を導出する距離導出手段とを備える。従って、被検体の姿勢変化等に起因した磁場検出手段の位置ずれ等が生じた場合であっても被検体内導入装置の位置検出を正確に行うことが可能である。

【0013】

また、本発明にかかる被検体内位置検出システムは、上記の発明において、前記磁場検出手段によって検出された磁場から交流磁場成分を抽出し、抽出した交流磁場成分を前記座標導出手段に対して出力する交流磁場抽出手段と、前記磁場検出手段によって検出された磁場から直流磁場成分を抽出し、抽出した直流磁場成分を前記距離導出手段に対して出力する直流磁場抽出手段とをさらに備えたことを特徴とする。

10

【0014】

また、本発明にかかる被検体内位置検出システムは、上記の発明において、前記座標導出手段は、前記磁場検出手段によって検出された磁場の交流磁場成分と、前記交流磁場発生手段から出力される交流磁場に対応した参照交流信号との差分値に基づいて前記磁場検出手段の位置座標を導出することを特徴とする。

【0015】

また、本発明にかかる被検体内位置検出システムは、上記の発明において、前記静磁場形成手段は、前記被検体内導入装置に磁場出力方向が固定された状態で配置され、前記位置検出装置は、前記静磁場形成手段から出力される静磁場の進行方向を検出する磁場方向検出手段と、前記磁場方向検出手段によって検出された磁場方向に基づいて、前記被検体内における前記被検体内導入装置の指向方向を検出する指向方向検出手段とを備えたことを特徴とする。

20

【0016】

本発明によれば、静磁場形成手段から生じる静磁場の方向を検出する磁場方向検出手段を有し、検出された磁場方向に基づいて被検体内導入装置の指向方向を検出することとしている。静磁場形成手段から出力される静磁場の方向と、静磁場形成手段の指向方向とは相関関係を有することから、静磁場の方向を検出することによって静磁場形成手段を備える被検体内導入装置の指向方向を性格に検出することができる。

30

【0017】

また、本発明にかかる被検体内位置検出システムは、上記の発明において、前記位置検出装置は、前記静磁場形成手段からの距離、前記磁場方向および前記被検体内導入装置の指向方向の相互間の関係をあらかじめ記録した指向方向データベースをさらに備え、前記指向方向検出手段は、前記指向方向データベースを用いて前記被検体内導入装置の指向方向を検出することを特徴とする。

【0018】

また、本発明にかかる被検体内位置検出システムは、上記の発明において、前記被検体内導入装置は、前記被検体内情報を取得する所定の被検体内情報取得手段と、前記被検体内情報取得手段によって取得された前記被検体内情報を無線送信する無線送信手段とをさらに備え、前記位置検出装置は、前記無線送信手段から送信された無線信号を受信する受信手段をさらに備えたことを特徴とする。

40

【0019】

また、本発明にかかる被検体内位置検出システムは、上記の発明において、前記受信手段は複数配置され、前記位置検出装置は、前記位置情報導出手段によって導出された前記被検体内導入装置の位置および指向方向に基づいて、無線信号の受信に使用する前記受信手段を選択する選択手段をさらに備えることを特徴とする。

【0020】

50

また、本発明にかかる被検体内位置検出システムは、上記の発明において、前記被検体内情報取得手段は、前記被検体内を照射する照明手段と、前記照明手段によって照射された領域の画像を取得する撮像手段とを備えたことを特徴とする。

【0021】

また、本発明にかかる被検体内位置検出システムは、上記の発明において、前記位置検出装置は、前記撮像手段によって取得された画像と、該画像の取得時における前記被検体内導入装置の位置とを対応づけて記憶する記憶手段をさらに備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0022】

本発明にかかる被検体内位置検出システムは、磁場検出手段の位置の導出に用いられる交流磁場を出力する交流磁場発生手段と、磁場検出手段によって検出された磁場の交流磁場成分に基づいて磁場検出手段の位置座標を導出する座標導出手段と、検出された磁場の直流磁場成分に基づいて磁場検出手段と被検体内導入装置との間の距離を導出する距離導出手段とを備える。従って、被検体の姿勢変化等に起因した磁場検出手段の位置ずれ等が生じた場合であっても被検体内導入装置の位置検出を正確に行えるという効果を奏する。

10

【0023】

また、本発明にかかる被検体内位置検出システムは、静磁場形成手段から生じる静磁場の方向を検出する磁場方向検出手段を有し、検出された磁場方向に基づいて被検体内導入装置の指向方向を検出することとしている。静磁場形成手段から出力される静磁場の方向と、静磁場形成手段の指向方向とは相関関係を有することから、静磁場の方向を検出することによって静磁場形成手段を備える被検体内導入装置の指向方向を性格に検出できるという効果を奏する。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

以下、この発明を実施するための最良の形態である被検体内位置検出システムについて説明する。なお、図面は模式的なものであり、各部分の厚みと幅との関係、それぞれの部分の厚みの比率などは現実のものとは異なることに留意すべきであり、図面の相互間においても互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれていることはもちろんである。

【0025】

(実施の形態1)

30

まず、実施の形態1にかかる被検体内位置検出システムについて説明する。本実施の形態1にかかる被検体内位置検出システムは、被検体1の内部に導入され、被検体内導入装置の一例として機能するテストカプセル2と、テストカプセル2の被検体1内部における位置の検出を行う位置検出装置3と、位置検出装置3によって検出されたテストカプセル2の位置情報を表示する表示装置4と、位置検出装置3と表示装置4との間の情報の受け渡しを行うための携帯型記録媒体5とを備える。

【0026】

表示装置4は、位置検出装置3によって取得されたテストカプセル2の位置情報を表示するためのものであり、携帯型記録媒体5によって得られるデータに基づいて画像表示を行うワークステーション等のような構成を有する。具体的には、表示装置4は、CRTディスプレイ、液晶ディスプレイ等によって直接画像を表示する構成としても良いし、プリンタ等のように、他の媒体に画像を出力する構成としても良い。

40

【0027】

携帯型記録媒体5は、後述する位置情報導出装置8および表示装置4に対して着脱可能であって、両者に対する挿着時に情報の出力および記録が可能な構造を有する。具体的には、携帯型記録媒体5は、テストカプセル2が被検体1の体腔内を移動している間は位置情報導出装置8に挿着されてテストカプセル2の位置に関する情報を記録する。そして、テストカプセル2が被検体1から排出された後に、位置情報導出装置8から取り出されて表示装置4に挿着され、記録したデータが表示装置4によって読み出される構成を有する。位置情報導出装置8と表示装置4との間のデータの受け渡しをコンパクトフラッシュ(

50

登録商標)メモリ等の携帯型記録媒体5によって行うことで、位置情報導出装置8と表示装置4との間が有線接続された場合と異なり、テストカプセル2が被検体1内部を移動中であっても、被検体1が自由に行動することが可能となる。

【0028】

テストカプセル2は、カプセル型内視鏡等を被検体1内に導入するに先立って、被検体1内にカプセル型内視鏡の通過が困難な狭窄部等が存在するか否か等の事前検査を行う際に用いられるものである。すなわち、本実施の形態1にかかる被検体内位置検出システムは、かかるテストカプセル2が被検体1内でどのように移動するのかを調べるためのものであり、かかる目的を達成するために高精度の位置検出機構を設けている。

【0029】

図2は、テストカプセル2の構造を示す模式図である。図2に示すように、テストカプセル2は、カプセル型内視鏡の筐体と同様のカプセル形状を有する筐体10と、筐体10内部に配置された永久磁石11と、筐体10内面と永久磁石11との間の隙間を埋める部材として機能する充填部材12とを備える。

【0030】

筐体10は、例えば、生体適合性材料によって形成されており、被検体1内に数日間に渡って留まった場合ににも生体である被検体1に害を及ぼすことがないように形成されている。

【0031】

永久磁石11は、特許請求の範囲における磁場発生手段として機能するものであり、筐体10内に収容可能なサイズの永久磁石によって構成され、磁場強度の時間変動が無視しうる静磁場を出力するためのものである。磁場発生手段を備えたテストカプセル2の移動に伴い周辺の磁場は変化するが、本実施の形態中では、磁場の強度を検出する時間内で磁場発生手段の位置はほとんど変化しないため、磁場発生手段は定磁場を出力することとしている。なお、永久磁石11の代わりに、例えば定電流が供給されることによって静磁場を発生するコイル等を磁場発生手段として用いることとしても良いが、永久磁石11を用いることとした場合には駆動電力が不要等の利点を有することから、永久磁石11を用いて磁場発生手段を構成することが好ましい。

【0032】

永久磁石11から生じる静磁場は、図2に示すように、N極側から出力されて永久磁石11外部を進行した後に再びS極側に入力する閉曲線状の磁力線によって表現される。ここで、図2に示すように磁力線の進行方向は場所依存性を有するが、磁力線の密度によって表される静磁場の強度は、テストカプセル2からの距離のみに応じて定まるものとみなすことが可能である。すなわち、テストカプセル2に内蔵される永久磁石11のサイズは、テストカプセル2と磁場検出装置6a~6hとの間の距離と比較して無視できる程度に微小であることから、テストカプセル2から距離rだけ離れた地点における磁場強度Pは、比例係数を用いて、

$$P = \frac{1}{r^3} \cdot \dots \cdot (1)$$

と表される。本実施の形態1にかかる被検体内位置検出システムは、後述するように(1)式に示す関係に基づいてテストカプセル2の位置を検出することとしている。

【0033】

充填部材12は、筐体10の内面と永久磁石11との間を充填し、永久磁石11の位置を固定するためのものである。なお、充填部材12を形成する材料は被検体1に対して悪影響を与えないものであって、例えば、硫酸バリウムによって充填部材12は形成される。硫酸バリウムは、X線検査における造影剤として利用することが可能であるため、本実施の形態1における位置検出に加えてX線検査による位置検出が可能となり、両者による検出結果を対比することによって、より正確な位置検出を行うことが可能である。なお、本実施の形態1において充填部材12として硫酸バリウムを用いることは必須ではなく、

10

20

30

40

50

充填部材として機能するものであれば任意のものを用いることが可能なのはいうまでもない。

【0034】

次に、位置検出装置3について説明する。位置検出装置3は、テストカプセル2から出力される静磁場に基づいて、被検体1内部におけるテストカプセル2の位置を検出するためのものである。具体的には、位置検出装置3は、図1に示すように、テストカプセル2から出力される静磁場の強度を検出する磁場検出装置6a～6hと、磁場検出装置6a～6dを被検体1に対して固定する固定部材7aと、磁場検出装置6e～6hを被検体1に対して固定する固定部材7bと、磁場検出装置6a～6hによって検出された磁場強度に基づいてテストカプセル2の位置を導出する位置情報導出装置8と、磁場検出装置6a～6hの位置を導出するための交流磁場を出力する交流磁場発生装置9とを備える。

10

【0035】

磁場検出装置6a～6hは、それぞれが配置された場所における磁場強度を検出するためのものである。具体的には、磁場検出装置6a～6hは、例えば、MI (Magneto Impedance) センサを用いて形成されている。MI センサは、例えばFeCoSiB系アモルファスワイヤを感磁媒体として用いた構成を有し、感磁媒体に高周波電流を通電した際に、外部磁界に起因して感磁媒体の磁気インピーダンスが大きく変化するMI効果を利用して磁場強度の検出を行っている。磁場検出装置6a～6hとして他の磁場センサを用いることとしても良いが、MI センサを用いた場合には、特に高い感度で磁場強度検出が行えるという利点を有する。

20

【0036】

固定部材7a、7bは、磁場検出装置6a～6hを被検体1に対して固定するためのものである。具体的には、固定部材7a、7bは、被検体1の胴部の外周を覆うよう環状に形成されており、被検体1の胴部に密着した状態で固定される構成を有する。

【0037】

交流磁場発生装置9は、被検体1の運動に応じて変動する磁場検出装置6a～6hの位置の導出を行うための交流磁場を出力するためのものである。なお、かかる交流磁場は磁場検出装置6a～6hの位置の導出のために用いられることから、被検体1の運動に応じて交流磁場発生装置9の位置が大幅に変動することは好ましくない。従って、本実施の形態1においては、交流磁場発生装置9は、位置変動が実用上無視しうる腰部近傍に固定することとしている。なお、交流磁場発生装置9の配置場所としては腰部近傍に限定する必要はもちろん無く、例えば、被検体1の首の近傍に配置することとしても良い。

30

【0038】

また、交流磁場発生装置9は、後述する減算部18に対して、自身の出力する交流磁場に対応した参照交流信号を出力する機能を有する。参照交流信号は、具体的には、交流磁場発生装置9から出力される交流磁場と等しい周波数を有すると共に、出力される交流磁場の強度に対応した振幅を備えた信号として定義される。

【0039】

位置情報導出装置8は、被検体1の運動等により変動する磁場検出装置6a～6hの位置の導出を行う機能を有すると共に、導出した磁場検出装置6a～6hの位置および磁場検出装置6a～6hにおいて検出されたテストカプセル2による静磁場に基づいてテストカプセル2の位置の導出を行う機能を有する。かかる両者の機能を実現するために、本実施の形態1においては、磁場検出装置6a～6hによって検出される磁場を2系統に分岐し、それぞれの系統において所定の処理を行う構成を有する。

40

【0040】

具体的には、位置情報導出装置8は、一方の系統において、検出磁場の直流磁場成分を抽出してテストカプセル2と磁場検出装置6a～6hとの間の距離を導出する構成要素を有し、他方の系統において、検出磁場の交流磁場成分を抽出して磁場検出装置6a～6hの位置の導出を行う構成要素を有する。さらに、位置情報導出装置8は、両系統において得られた結果に基づいて、テストカプセル2の位置を導出する構成要素を有する。以下、

50

位置情報導出装置 8 におけるかかる 3 態様の構成要素について順に説明する。

【 0 0 4 1 】

まず、位置情報導出装置 8 は、磁場検出装置 6 a ~ 6 h とテストカプセル 2 との間の距離を導出する構成要素として、入力される検出磁場に対して低周波数成分のみを通過させる L P F (Low Pass Filter) 1 3 と、L P F 1 3 を通過した磁場の強度を比較する強度比較部 1 4 と、強度比較部 1 4 による比較結果に基づいて磁場検出装置 6 a ~ 6 h の一部において検出された磁場を選択するセレクタ 1 5 と、セレクタ 1 5 によって選択された磁場検出装置 6 とテストカプセル 2 との間の距離を導出する距離導出部 1 6 とを備える。

【 0 0 4 2 】

L P F 1 3 は、特許請求の範囲における直流磁場抽出手段の一例として機能するものであり、磁場検出装置 6 a ~ 6 h によって検出された磁場のうち、低周波数成分のみを通過させるためのものである。より具体的には、L P F 1 3 は、検出された磁場のうち、静磁場成分、すなわち直流磁場成分のみを通過させることを意図して設けられている。上記のように、テストカプセル 2 に備わる永久磁石 1 1 は静磁場を出力する機能を有し、本実施の形態 1 にかかる被検体内位置検出システムでは、かかる静磁場の検出強度に基づいて、(1) 式に示す演算を行うことによってテストカプセル 2 と磁場検出装置 6 a ~ 6 h との間の距離の導出を行う構成を有する。従って、距離導出を行うにあたっては検出された磁場のうち交流磁場成分を除去する必要がある、距離導出部 1 6 の前段に L P F 1 3 を配置することとしている。

【 0 0 4 3 】

強度比較部 1 4 は、磁場検出装置 6 a ~ 6 h において検出された磁場の直流磁場成分の強度の比較を行うためのものである。具体的には、強度比較部 1 4 は、磁場検出装置 6 a ~ 6 h のうち、検出した磁場の直流磁場成分の強度が大きいものを 3 個選択し、選択した結果をセレクタ 1 5 に出力する。これに対して、セレクタ 1 5 は、かかる選択結果に対応する直流磁場成分を距離導出部 1 6 に対して出力している。

【 0 0 4 4 】

距離導出部 1 6 は、セレクタ 1 5 を介して入力された磁場強度に基づいて、基準装置および被選択装置とテストカプセル 2 との間の距離を導出するためのものである。具体的には、距離導出部 1 6 は、入力された磁場強度に対して、(1) 式に示す演算処理を行うことによって、磁場強度が検出された磁場検出装置とテストカプセル 2 との間の距離を導出する機能を有する。

【 0 0 4 5 】

また、位置情報導出装置 8 は、磁場検出装置 6 a ~ 6 h の位置の導出を行う構成要素として、検出磁場における直流磁場成分を除去する D C 成分除去部 1 7 と、直流磁場成分が除去された磁場成分に対して所定の減算処理を行う減算部 1 8 と、減算結果に基づいて磁場検出装置 6 a ~ 6 h の位置座標の導出を行う装置座標導出部 1 9 とを備える。

【 0 0 4 6 】

D C 成分除去部 1 7 は、特許請求の範囲における交流磁場抽出手段の一例として機能するものであり、磁場検出装置 6 a ~ 6 h において検出された磁場のうち、直流磁場成分を除去するためのものである。本実施の形態において、交流磁場発生装置 9 から出力される、磁場検出装置 6 a ~ 6 h の位置導出のための磁場は交流磁場であることから、位置導出と無関係な直流磁場成分を除去することが好ましいためである。D C 成分除去部 1 7 は、具体的には例えば直流磁場成分を除去するコンデンサ等を備えた構造を有する。

【 0 0 4 7 】

減算部 1 8 は、D C 成分除去部 1 7 によって直流磁場成分が除去された、すなわち交流磁場成分のみを抽出した検出磁場について、交流磁場発生装置 9 から出力された参照交流信号との間で差分演算を行うためのものである。ここで、参照交流信号は、交流磁場発生装置 9 から出力される交流磁場に対応した信号であって、交流磁場と等しい周波数を有すると共に出力される交流磁場の強度に対応した振幅を有する。従って、減算部 1 8 によって導出される差分演算結果は、磁場検出装置 6 a ~ 6 h が配置されたそれぞれの位置にお

10

20

30

40

50

ける交流磁場の減衰の程度を示す値となり、装置座標導出部 19 は、かかる値を用いて磁場検出装置 6 a ~ 6 h のそれぞれの位置座標を導出することとしている。

【0048】

装置座標導出部 19 は、特許請求の範囲における座標導出手段の一例として機能するものである。具体的には、装置座標導出部 19 は、磁場検出装置 6 a ~ 6 d によって検出された交流磁場の強度に基づいて磁場検出装置 6 a ~ 6 d のそれぞれと交流磁場発生装置 9 との間の距離を導出し、導出した距離と、磁場検出装置 6 a ~ 6 d の相互間の位置関係に基づいて磁場検出装置 6 a ~ 6 d の位置の導出を行う機能を有する。より具体的には、装置座標導出部 19 は、交流磁場の強度値と、交流磁場発生装置 9 から出力された参照交流信号との差分値を用いて座標導出処理を行っている。

10

【0049】

また、位置情報導出装置 8 は、テストカプセル 2 の位置の導出を行う構成要素として、距離導出部 16 における導出結果と、装置座標導出部 19 における導出結果とを用いた所定の演算処理を行うことによってテストカプセル 2 の位置の導出を行う位置演算部 20 と、演算処理によって得られたテストカプセル 2 の位置を記憶する記憶部 21 とを備える。

【0050】

位置演算部 20 は、磁場検出装置 6 a ~ 6 h とテストカプセル 2 との間の距離に基づいて所定の演算処理を行うことによって、テストカプセル 2 の位置を導出するためのものである。また、位置演算部 20 は、テストカプセル 2 の位置を導出した後、導出結果を記憶部 21 に出力する機能を有する。

20

【0051】

次に、本実施の形態 1 における位置情報導出装置 8 の動作について説明する。図 4 は、位置情報導出装置 8 の動作を示すフローチャートであり、図 5 は、位置導出動作のアルゴリズムを説明するための模式図である。なお、図 5 において、磁場検出装置 6 a ~ 6 h によって構成される立方体の 1 辺の長さを a とする。また、後述するように基準装置として選択される磁場検出装置 6 e の位置を原点とし、磁場検出装置 6 e から磁場検出装置 6 f に向かう方向を x 方向、磁場検出装置 6 e から磁場検出装置 6 h に向かう方向を y 方向、磁場検出装置 6 e から磁場検出装置 6 a に向かう方向を z 方向とする。かかる $x y z$ 座標系に基づいて磁場検出装置 6 a ~ 6 h の位置を定めると共に、 $x y z$ 座標系におけるテストカプセル 2 の位置を (x, y, z) とする。以下、図 4 および図 5 を適宜参照して位置情報導出装置 8 の動作について説明を行う。

30

【0052】

まず、位置情報導出装置 8 は、装置座標導出部 19 によって、磁場検出装置 6 a ~ 6 h の位置座標の導出を行う (ステップ S 101)。具体的には、最初に装置座標導出部 19 は、磁場検出装置 6 a ~ 6 h において検出された磁場のうち、DC 成分除去部 17 によって直流磁場成分が除去された、交流磁場成分に対して減算部 18 による減算処理を行い、交流磁場発生装置 9 から出力された交流磁場の減衰程度を導出する。そして、装置座標導出部 19 は、減衰程度に基づいて交流磁場発生装置 9 と磁場検出装置 6 a ~ 6 h との間の距離を導出し、導出結果から磁場検出装置 6 a ~ 6 h の位置を導出している。図 5 の例では、位置座標の導出を行うことにより、磁場検出装置 6 a ~ 6 h の位置について、それぞれ (x_a, y_a, z_a) 、 (x_b, y_b, z_b) 、 \dots と導出されることとなる。

40

【0053】

その後、位置情報導出装置 8 は、強度比較部 14 によって、磁場検出装置 6 a ~ 6 h の中で受信した磁場のうち、直流磁場成分の磁場強度が高い磁場検出装置を 3 個選択する (ステップ S 102)。図 5 の例では、かかる磁場検出装置として磁場検出装置 6 b、6 e、6 f が選択されている。

【0054】

その後、位置情報導出装置 8 は、距離導出部 16 によって、選択された磁場検出装置 6 における直流磁場成分 (静磁場) の強度の具体的な値を取得し (ステップ S 103)、取得した値に基づいて選択された磁場検出装置 6 とテストカプセル 2 との間の距離を導出す

50

る（ステップS104）。具体的には、距離導出部16は、選択された磁場検出装置6において検出された直流磁場成分の磁場強度を用いて（1）式の演算を行うことによって距離の導出を行う。図5の例では、距離導出部16は、基準装置および被選択装置において検出された磁場強度に基づいて、テストカプセル2と磁場検出装置6e、6f、6bとの距離 r_1 、 r_2 、 r_3 を導出している。

【0055】

そして、位置情報導出装置8は、位置演算部20における演算処理によってテストカプセル2の位置の導出を行う（ステップS105）。具体的には、装置座標導出部19によって導出された磁場検出装置6a～6hの位置座標と、距離導出部16によって導出された磁場検出装置とテストカプセル2との間の距離とを用いて、位置演算部20は演算処理を行う。

10

【0056】

例えば、テストカプセル2の位置座標（ x 、 y 、 z ）は、図5に示す位置関係から幾何的に導出することが可能であって、具体的には以下の方程式を解くことによって導出される。

$$(x - x_e)^2 + (y - y_e)^2 + (z - z_e)^2 = r_1^2 \quad \dots (2)$$

$$(x - x_f)^2 + (y - y_f)^2 + (z - z_f)^2 = r_2^2 \quad \dots (3)$$

$$(x - x_b)^2 + (y - y_b)^2 + (z - z_b)^2 = r_3^2 \quad \dots (4)$$

【0057】

（2）式～（4）式において、 x_e 、 y_e 、 z_e 、 x_f 、 y_f 、 z_f 、 x_b 、 y_b 、 z_b は、ステップS101において導出された値であり、 r_1 、 r_2 、 r_3 は、ステップS104において導出された値である。従って、（2）式～（4）式における未知数はテストカプセル2の位置座標を示す x 、 y 、 z のみとなり、位置演算部20が（2）式～（4）式を演算することによって、これらの値は導出されることとなる。

20

【0058】

最後に、位置情報導出装置8は、記憶部21によって、ステップS105において導出されたテストカプセル2の位置を記憶する（ステップS106）。具体的には、テストカプセル2が被検体1内に導入されている間は、記憶部21には携帯型記録媒体5が装着されていることから、記憶部21は、携帯型記録媒体5に対してステップS105において得られた位置情報を記録させる。

30

【0059】

かかるステップS101～S106の工程は、所定時間間隔ごとに繰り返し行われ、この結果、携帯型記録媒体5は、テストカプセル2が被検体1内をどのように移動したかについての正確な情報を記録することとなる。そして、テストカプセル2が被検体1の外部に排出された後、携帯型記録媒体5は表示装置4に装着され、使用者は、表示装置4に表示された記録結果に基づいて、テストカプセル2が被検体1内でどのように移動したかを把握し、把握した結果により、被検体1内のいかなる場所に狭窄部位が存在するか等の判断を行う。

【0060】

次に、本実施の形態1にかかる被検体内位置検出システムの利点について説明する。まず、本実施の形態1にかかる被検体内位置検出システムは、テストカプセル2内に備わる永久磁石11によって出力される静磁場に基づいてテストカプセル2の位置を導出することとしている。電磁波等と異なり、静磁場は、伝播領域における比誘電率および透磁率等の物理的パラメータの変動にかかわらずほぼ一意に強度が減衰する特性を有することから、（1）式の関係が良好に成立するという特徴を有する。従って、人体内部のように、物理的パラメータが互いに異なる臓器等が存在する空間内における位置検出であっても、電磁波等による位置検出の場合と比較して高い精度で位置検出を行うことが可能という利点を有する。

40

【0061】

50

かかる静磁場による利点としては、テストカプセル2を被検体1内に導入する際に、被検体1の負担を軽減することも挙げられる。すなわち、上述の理由により、本実施の形態1にかかる被検体内位置検出システムでは、テストカプセル2の周囲環境の相違による位置検出精度の低下が抑制されるという利点があるため、例えば、テストカプセル2を被検体1内に導入する際に、他の検査方法のように飲食を控える等の制限を行う必要がない。従って、被検体1はテストカプセル2を用いた検査時においても通常生活を営むことが可能となり、検査における被検体1の負担を低減することが可能である。

【0062】

さらに、本実施の形態1にかかる被検体内位置検出システムは、磁場検出装置6a～6hの位置の導出を行う構成を有する。かかる構成を有することで、本実施の形態1にかかる被検体内位置検出システムでは、被検体1の姿勢変化等の運動によって固定部材7bに対する固定部材7aの位置関係が変動し、磁場検出装置6a～6hの位置が変動した場合であってもテストカプセル2の位置を正確に導出することが可能である。

10

【0063】

また、本実施の形態1では、磁場検出装置6a～6hの位置導出を行うために交流磁場発生装置9を設け、交流磁場発生装置9から交流磁場を出力し、かかる交流磁場の検出強度に基づいて磁場検出装置6a～6hの位置導出を行うこととしている。磁場検出装置6a～6hは、テストカプセル2の位置検出のために磁場検出機能をあらかじめ備えていることから、本実施の形態1にかかる被検体内位置検出システムは、位置導出を行うために磁場検出装置6a～6hに対して特別な機構を追加する必要がないという利点を有する。従って、本実施の形態1にかかる被検体内位置検出システムは、低い製造コストでテストカプセル2のさらなる正確な位置検出を行うことが可能である。

20

【0064】

さらに、本実施の形態1では、磁場検出装置6a～6hの位置導出に関して交流磁場を用いることとしている。上記したように、本実施の形態1では、テストカプセルの位置検出を行うために、テストカプセル2には静磁場を出力する永久磁石11が配置された構成を有する。これに対して、磁場検出装置6a～6hの位置導出に交流磁場のみを用いることとしたために、磁場検出装置6a～6hの位置導出の際に永久磁石11から出力される静磁場の影響を排除することが可能である。

【0065】

なお、磁場検出装置6a～6hの位置導出に交流磁場を用いることとしたが、テストカプセル2の位置検出の場合と異なり、被検体1の内蔵物に起因した減衰率の相違等の問題は実用上ほぼ問題となることはない。すなわち、食道から大腸に渡って広い範囲を移動するテストカプセル2とは異なり、磁場検出装置6a～6hは、被検体1の姿勢変化等によって位置変化が行われるとはいっても位置の変動幅はさほど大きくない。しかも、交流磁場発生装置9との間に存在する内蔵物についても位置変動に伴って大きく変化することはなく、例えば初期状態における磁場検出装置6a～6hから送信される無線信号の強度と、位置検出時における無線信号の強度とを比較するような構成を採用することによって、減衰率の相違による位置の導出誤差を低減する等の対処が可能である。

30

【0066】

(実施の形態2)

次に、実施の形態2にかかる被検体内位置検出システムについて説明する。本実施の形態2にかかる被検体内位置検出システムは、被検体内導入装置として静磁場形成手段のみならず所定の機能実行部および無線部を備えたカプセル型内視鏡と、静磁場形成手段より生じる静磁場に基づいて、被検体内におけるカプセル型内視鏡の位置検出のみならず、カプセル型内視鏡の長軸の向き、すなわち指向方向をも検出し、検出結果に基づいてカプセル型内視鏡から送信された無線信号を受信する複数のアンテナを切り替える位置情報導出装置とを備えた構成を有する。

40

【0067】

図6は、本実施の形態2にかかる被検体内位置検出システムの全体構成を示す模式図で

50

ある。図 6 に示すように、本実施の形態 2 にかかる被検体内位置検出システムは、被検体内導入装置の一例たるカプセル型内視鏡 2 2 と、位置検出装置 2 3 とを備える。なお、図 6 には実施の形態 1 における表示装置 4 および携帯型記録媒体 5 に相当する構成要素を明示していないが、このことは本実施の形態 2 においてこれらを除外する趣旨ではない。また、本実施の形態 2 にかかる被検体内位置検出システムにおいて、実施の形態 1 と同様の符号、名称を付した構成要素については、以下で特に言及しない限り、実施の形態 1 と同様の構成・作用を有するものとする。

【 0 0 6 8 】

位置検出装置 2 3 は、図 6 に示すように、磁場検出装置 2 4 a ~ 2 4 h と、磁場検出装置 2 4 a ~ 2 4 h を被検体 1 に対して固定する固定部材 7 a、7 b と、カプセル型内視鏡 2 2 から送信される無線信号を受信するための受信用アンテナ A 1 ~ A n と、磁場検出装置 2 4 a ~ 2 4 h および受信用アンテナ A 1 ~ A n によって得られた情報を処理し、カプセル型内視鏡 2 2 の被検体 1 内における位置情報を取得する位置情報導出装置 2 5 とを備える。

10

【 0 0 6 9 】

磁場検出装置 2 4 a ~ 2 4 h は、それぞれが配置された位置における磁場強度および磁場方向を検出するためのものである。具体的には、磁場検出装置 2 4 a ~ 2 4 h は、磁場強度および磁場方向の検出機能を備えた M I センサ等によって構成される。実施の形態 1 における磁場検出装置 6 a ~ 6 h は磁場強度のみを検出する構成を採用したが、本実施の形態 2 では、被検体内導入装置（カプセル型内視鏡 2 2）の位置のみならず指向方向をも検出する構成を採用するため、磁場強度のみならず磁場方向も検出する構成を採用している。

20

【 0 0 7 0 】

受信用アンテナ A 1 ~ A n は、カプセル型内視鏡 2 2 から送信される無線信号を受信するためのものである。後述するように本実施の形態 2 におけるカプセル型内視鏡 2 2 は、被検体 1 内部の画像を撮像して外部に無線送信する機能を有し、受信用アンテナ A 1 ~ A n は、カプセル型内視鏡 2 2 から送信される無線信号を受信し、位置情報導出装置 2 5 に出力する構成を有している。受信用アンテナ A 1 ~ A n は、具体的には例えば、ループアンテナと、ループアンテナを被検体 1 に固定するための固着手段とによって構成されている。なお、カプセル型内視鏡 2 2 から無線信号が送信された際に受信用アンテナ A 1 ~ A n のすべてによって受信する構成としても良い。しかしながら、本実施の形態 2 では、複数存在する受信用アンテナ A 1 ~ A n のうち、後述するアンテナ選択部 4 9 によって受信に最も適していると判断される受信用アンテナを用いて受信することとしている。

30

【 0 0 7 1 】

図 7 は、カプセル型内視鏡 2 2 の構成を示すブロック図である。カプセル型内視鏡 2 2 は、実施の形態 1 におけるテストカプセル 2 と同様に、静磁場形成手段としての永久磁石 1 1 を備える。さらに、カプセル型内視鏡 2 2 は、被検体 1 の内部を撮影する際に撮像領域を照射するための照明手段として機能する L E D 2 6 と、L E D 2 6 の駆動状態を制御する L E D 駆動回路 2 7 と、L E D 2 6 によって照射された領域からの反射光像の撮像を行う撮像手段として機能する C C D 2 8 と、C C D 2 8 の駆動状態を制御する C C D 駆動回路 2 9 とを備える。なお、L E D 2 6、L E D 駆動回路 2 7、C C D 2 8 および C C D 駆動回路 2 9 は、全体として、被検体 1 の内部の所定の情報を取得するための被検体内情報取得手段として所定の機能を果たす機能実行部 3 9 として定義される。

40

【 0 0 7 2 】

また、カプセル型内視鏡 2 2 は、C C D 2 8 によって撮像された画像データを変調して R F 信号を生成する送信回路 3 0 と、送信回路 3 0 から出力された R F 信号を無線送信する無線手段としての送信アンテナ部 3 1 と、L E D 駆動回路 2 7、C C D 駆動回路 2 9 および送信回路 3 0 の動作を制御するシステムコントロール回路 3 2 とを備える。

【 0 0 7 3 】

これらの機構を備えることにより、カプセル型内視鏡 2 2 は、被検体 1 内に導入されて

50

いる間、LED 26 によって照明された被検部位の画像データを CCD 28 によって取得する。そして、取得された画像データは、送信回路 30 において RF 信号に変換された後、送信アンテナ部 31 を介して外部に送信される。

【0074】

また、カプセル型内視鏡 22 は、位置検出装置 23 側から送られてきた無線信号を受信する受信アンテナ部 33 と、受信アンテナ部 33 で受信した信号から給電用信号を分離する分離回路 34 とを備える。さらに、カプセル型内視鏡 22 は、分離された給電用信号から電力を再生する電力再生回路 35 と、再生された電力を昇圧する昇圧回路 36 と、昇圧された電力を蓄積する蓄電器 37 とを備える。また、カプセル型内視鏡 22 は、分離回路 34 で給電用信号と分離された成分からコントロール情報信号の内容を検出し、検出した

10

【0075】

これらの機構を備えることにより、カプセル型内視鏡 22 は、まず、位置検出装置 23 側から送られてきた無線信号を受信アンテナ部 33 において受信し、分離回路 34 によって、受信した無線信号から給電用信号およびコントロール情報信号を分離する。分離回路 34 によって分離されたコントロール情報信号は、コントロール情報検出回路 38 を経てシステムコントロール回路 32 に出力され、LED 26、CCD 28 および送信回路 30

20

【0076】

次に、位置情報導出装置 25 の構成について説明する。図 8 は、位置情報導出装置 25 の構成を示すブロック図である。本実施の形態 2 における位置情報導出装置 25 は、カプセル型内視鏡 22 の被検体 1 内における位置を検出する構成要素として、LPF 58、強度比較部 40、セクタ 41、距離導出部 42 および位置演算部 43 を備えた構成を有する。ここで、本実施の形態 2 では磁場検出装置 24 a ~ 24 h が磁場強度のみならず磁場方向についても位置情報導出装置 25 に対して出力する構成を有するため、強度比較部 40 は、磁場検出装置 24 a ~ 24 h から出力された情報のうち、磁場強度を抽出して基準

30

【0077】

装置の選択を行うこととし、距離導出部 42 は、セクタ 41 から入力された情報のうち、基準装置および被選択装置において受信された磁場強度を抽出して距離の導出を行う機能を有する点で実施の形態 1 と相違する。なお、本実施の形態 2 におけるカプセル型内視鏡 22 の位置の検出動作については実施の形態 1 とほぼ同様であることとし、詳細な説明については省略する。

40

【0078】

さらに、位置情報導出装置 25 は、後述するようにカプセル型内視鏡 22 の指向方向を検出する際に使用される指向方向データベース 44 と、セクタ 41 から出力された、所定の磁場検出装置 24 における磁場方向とに基づいてカプセル型内視鏡 22 の指向方向を検出する指向方向検出部 45 とを備える。指向方向データベース 44 は、磁場検出装置 24 において検出される磁場の強度および磁場検出装置 24 とカプセル型内視鏡 22 の位置関係に対するカプセル型内視鏡 22 の指向方向に関するデータをあらかじめ記憶したものである。なお、指向方向データベース 44 および指向方向検出部 45 の動作の具体的内容については、後に詳細に説明する。

50

【 0 0 7 9 】

また、位置情報導出装置 2 5 は、カプセル型内視鏡 2 2 から無線送信された、被検体 1 内部の画像データを受信する受信装置としての機能も有する。具体的には、位置情報導出装置 2 5 は、受信用アンテナ A 1 ~ A n の中からデータ受信に使用するものを選択するアンテナ選択部 4 9 と、選択した受信用アンテナ受信された無線信号に対して復調等の所定の処理を行い、無線信号の中からカプセル型内視鏡 2 2 によって取得された画像データを抽出し、出力する受信回路 5 0 と、出力された画像データに必要な処理を行う信号処理部 5 1 と、画像処理が施された画像データを記録するための記憶部 5 2 とを備える。

【 0 0 8 0 】

アンテナ選択部 4 9 は、カプセル型内視鏡 2 2 から送信される無線信号を受信するのに最も適した受信用アンテナを選択するためのものである。具体的には、アンテナ選択部 4 9 は、あらかじめ受信用アンテナ A 1 ~ A n の位置を把握していると共に、位置演算部 4 3 によって導出されたカプセル型内視鏡 2 2 の位置に関する情報と、指向方向検出部 4 5 によって導出されたカプセル型内視鏡 2 2 の指向方向に関する情報とが入力される構成を有する。このため、アンテナ選択部 4 9 は、カプセル型内視鏡 2 2 の位置および指向方向との関係において、最も良好な受信感度を有するものと推定される受信用アンテナを選択し、選択した受信用アンテナにおいて受信された無線信号を受信回路 5 0 に出力する機能を有する。

【 0 0 8 1 】

記憶部 5 2 は、信号処理部 5 1 から出力される画像データと、出力される画像データが撮像された時点におけるカプセル型内視鏡 2 2 の位置および指向方向とを対応づけて記憶する機能を有する。すなわち、位置情報導出装置 2 5 は、図 8 にも示すように記憶部 5 2 に位置演算部 4 3、指向方向検出部 4 5 および信号処理部 5 1 において得られた情報が出力される構成を有しており、記憶部 5 2 は、これらの情報を対応づけた状態で記憶する機能を有する。この結果、記憶部 5 2 は、被検体 1 内部の所定領域の画像データと、かかる画像データを撮像した時点におけるカプセル型内視鏡 2 2 の位置および指向方向とが対応づけられた状態で記憶されている。

【 0 0 8 2 】

また、位置情報導出装置 2 5 は、カプセル型内視鏡 2 2 に対して送信する給電用信号等を生成し、給電用アンテナ B 1 ~ B m に対して出力する機能を有する。具体的には、位置情報導出装置 2 5 は、給電用信号を生成する機能および発振周波数を規定する機能を有する発振器 5 3 と、カプセル型内視鏡 2 2 の駆動状態の制御のためのコントロール情報信号を生成するコントロール情報入力部 5 4 と、給電用信号とコントロール情報信号とを合成する重畳回路 5 5 と、合成された信号の強度を増幅する増幅回路 5 6 とを備える。増幅回路 5 6 で増幅された信号は、給電用アンテナ B 1 ~ B m に送られ、カプセル型内視鏡 2 2 に対して送信される。なお、位置情報導出装置 2 5 は、所定の蓄電装置または A C 電源アダプタ等を備えた電力供給部 5 7 を備え、位置情報導出装置 2 5 の各構成要素は、電力供給部 5 7 から供給される電力を駆動エネルギーとしている。

【 0 0 8 3 】

次に、本実施の形態 2 にかかる被検体内位置検出システムにおける、カプセル型内視鏡 2 2 の指向方向を検出することの意義および指向方向検出動作の内容について説明する。上述したように、本実施の形態 2 にかかる被検体内位置検出システムは、カプセル型内視鏡 2 2 が所定の被検体内情報取得手段を備え、かかる被検体内情報取得手段によって取得された情報を位置検出装置 2 3 側に無線送信する構成を有する。そのため、位置検出装置 2 3 は、送信された無線信号を受信するための複数の受信用アンテナ A 1 ~ A n を備え、アンテナ選択部 4 9 によってかかる複数の受信用アンテナ A 1 ~ A n の中から受信に最適な受信用アンテナを選択する構成を有する。

【 0 0 8 4 】

複数の受信用アンテナ A 1 ~ A n の中から最適な受信用アンテナを選択するアルゴリズムとしては、第 1 にカプセル型内視鏡 2 2 との位置関係によって決定することが挙げられ

10

20

30

40

50

る。例えば、カプセル型内視鏡 22 から送信される無線信号は、距離に応じて減衰するとの過程のもとで、実施の形態 1 と同様の位置検出機構を用いてカプセル型内視鏡 22 の位置を導出し、導出された位置に最も近い受信用アンテナを使用することが考えられる。

【 0 0 8 5 】

しかしながら、カプセル型内視鏡からの無線信号を受信する場合には、アンテナとの位置関係のみによって受信用アンテナを選択することは必ずしも適切ではない。すなわち、カプセル型内視鏡 22 からの無線送信に用いられる送信アンテナ部 31 は、例えばループアンテナ等によって構成されること等に起因して、あらゆる方向に均等な強度で無線信号を送信するのではなく、ある程度の指向性を持って無線信号を送信する構成を有する。従って、カプセル型内視鏡からの無線信号を受信するのに最も適した受信用アンテナは、カプセル型内視鏡との位置関係のみによって決定されるのではなく、送信アンテナ部 31 から送信される無線信号の指向性をも考慮して決定されることが好ましい。そして、送信アンテナ部 31 は、カプセル型内視鏡 22 内に固定されていることから、送信される無線信号の指向方向を検出するためには、被検体 1 内におけるカプセル型内視鏡 22 の指向方向を把握することが重要となる。かかる事情に基づいて、本実施の形態 2 では、実施の形態 1 と同様にカプセル型内視鏡 22 の被検体 1 内における位置を検出する機構を備えるのみならず、指向方向データベース 44 および指向方向検出部 45 を新たに備えることによって、カプセル型内視鏡 22 の指向方向を検出することとしている。

【 0 0 8 6 】

図 9 は、本実施の形態 2 において、指向方向検出部 45 におけるカプセル型内視鏡 22 の指向方向の検出動作を説明するためのフローチャートである。また、図 10 は、カプセル型内視鏡の指向方向と磁場検出装置 24 との関係について示す模式図である。以下図 9 および図 10 を適宜参照しつつ指向方向検出部 45 の動作を説明する。

【 0 0 8 7 】

まず、指向方向検出部 45 は、カプセル型内視鏡 22 の位置と、複数存在する磁場検出装置 24 a ~ 24 h の中から選択された磁場検出装置 24 によって受信された磁場の方向とを入力する（ステップ S 201）。磁場検出装置 24 の選択アルゴリズムは任意のものとして良いが、本実施の形態 2 では、例えば最も検出磁場強度の大きい磁場検出装置 24 を選択するものとする。図 10 の例では、指向方向検出部 45 によって、選択された磁場検出装置 24 の座標（ a_1 、 a_2 、 a_3 ）および矢印で示す方向ベクトルによって表現される磁場方向が把握される。

【 0 0 8 8 】

そして、指向方向検出部 45 は、ステップ S 201 において選択された磁場検出装置 24 のカプセル型内視鏡 22 に対する相対位置を導出する（ステップ S 202）。具体的には、指向方向検出部 45 は、位置演算部 43 によって導出されたカプセル型内視鏡 22 の位置を入力され、ステップ S 201 において選択された磁場検出装置 24 についてカプセル型内視鏡 22 に対する相対座標を導出する。図 10 の例では、磁場検出装置 24 の座標（ a_1 、 a_2 、 a_3 ）と、カプセル型内視鏡 22 の座標（ x 、 y 、 z ）に基づいて、カプセル型内視鏡 22 の位置を原点とした磁場検出装置 24 の相対位置座標（ $a_1 - x$ 、 $a_2 - y$ 、 $a_3 - z$ ）が導出される。

【 0 0 8 9 】

その後、指向方向検出部 45 は、ステップ S 201 において入力された磁場方向と、ステップ S 202 において選択された磁場検出装置 24 の相対位置とを指向方向データベース 44 に入力し、カプセル型内視鏡 22 の指向方向に関するデータを取得する（ステップ S 203）。図 10 に示すように、カプセル型内視鏡 22 内に備わる永久磁石 11 から出力される静磁場の方向は、カプセル型内視鏡 22 の指向方向およびカプセル型内視鏡 22 に対する位置によって一意に定まる性質を有することから、指向方向データベース 44 には、あらかじめカプセル型内視鏡 22 の指向方向、カプセル型内視鏡 22 に対する相対座標および相対座標における静磁場の方向が対応づけられた状態で記憶されている。このため、指向方向データベース 44 に対して磁場検出装置 24 の相対座標および検出された静

磁場の方向を入力することによって、カプセル型内視鏡 2 2 の指向方向を抽出することが可能である。図 10 の例では、指向方向データベース 4 4 の出力結果に基づいて、カプセル型内視鏡 2 2 の指向方向が (x_1, y_1, z_1) であることが導出される。

【 0 0 9 0 】

最後に、指向方向検出部 4 5 は、取得したカプセル型内視鏡 2 2 の指向方向に関するデータをアンテナ選択部 4 9 および記憶部 5 2 に出力する (ステップ S 2 0 4)。アンテナ選択部 4 9 は、指向方向に関するデータと、位置演算部 4 3 から出力された位置に関する情報とに基づいて受信に最適な受信用アンテナを選択し、記憶部 5 2 は、所定時刻におけるカプセル型内視鏡 2 2 の指向方向を、画像データおよびカプセル型内視鏡 2 2 の位置情報と対応づけて記憶する。

10

【 0 0 9 1 】

次に、本実施の形態 2 にかかる被検体内位置検出システムの利点について説明する。まず、本実施の形態 2 にかかる被検体内位置検出システムでは、実施の形態 1 と同様にカプセル型内視鏡 2 2 内に永久磁石 1 1 を備え、永久磁石 1 1 から出力される静磁場に基づいてカプセル型内視鏡 2 2 の位置検出を行っている。既に述べたように静磁場は、被検体 1 内の臓器等における比誘電率、導電率等の値の違いに関わらず距離に応じてほぼ一様に減衰する特性を有することから、無線信号を用いて位置検出を行った場合と比較して、カプセル型内視鏡 2 2 の位置を正確に検出できるという利点を有する。

【 0 0 9 2 】

また、本実施の形態 2 にかかる被検体内位置検出システムは、永久磁石 1 1 から出力される静磁場に基づいてカプセル型内視鏡 2 2 の指向方向を検出する構成を有する。位置検出の場合と同様に、永久磁石 1 1 から出力される静磁場は、被検体 1 内の構成物による影響を受けにくいと共に、所定の位置における磁場方向は、カプセル型内視鏡 2 2 の指向方向およびカプセル型内視鏡 2 2 に対する相対位置に基づいてほぼ一意に定まるという特性を有する。従って、あらかじめ永久磁石 1 1 によって出力される静磁場の方位分布を導出して指向方向データベース 4 4 に記憶し、磁場検出装置 2 4 によって得られた情報に基づいて指向方向データベース 4 4 を参照することによって、カプセル型内視鏡 2 2 の指向方向を正確に検出することが可能である。

20

【 0 0 9 3 】

さらに、本実施の形態 2 にかかる被検体内位置検出システムは、位置検出の場合と同様に静磁場に基づいてカプセル型内視鏡 2 2 の指向方向を検出する構成を有することから、簡易な構成でシステムを実現できるという利点を有する。すなわち、本実施の形態 2 にかかる被検体内位置検出システムは、カプセル型内視鏡 2 2 の指向方向を検出する機能を備えるにあたってカプセル型内視鏡 2 2 内に新たな構成要素を追加する必要がなく、小型かつ低コストの位置情報検出システムを構築することが可能である。

30

【 0 0 9 4 】

また、本実施の形態 2 にかかる被検体内位置検出システムでは、導出されたカプセル型内視鏡 2 2 の位置および指向方向に基づいて、アンテナ選択部 4 9 が受信用アンテナを選択する構成を有する。受信用アンテナにおける無線信号の受信感度は、カプセル型内視鏡 2 2 からの距離およびカプセル型内視鏡 2 2 内に備わる送信アンテナ部 3 1 の指向性に依存する。従って、カプセル型内視鏡 2 2 の位置および指向方向に基づいて使用する受信用アンテナを的確に選択することが可能となり、カプセル型内視鏡 2 2 から送信される無線信号を常に高感度で受信可能な位置情報検出システムを実現することが可能である。

40

【 0 0 9 5 】

さらに、本実施の形態 2 にかかる被検体内位置検出システムでは、撮像された被検体 1 内の画像データと、導出されたカプセル型内視鏡 2 2 の位置および指向方向とを、記憶部 5 2 に出力する構成を有する。従って、カプセル型内視鏡 2 2 によって取得された画像データと、導出されたカプセル型内視鏡 2 2 の撮像時における位置および指向方向とを対応づけて記憶することが可能であり、表示装置 4 によって画像データを表示する際に、所定の範囲に位置する画像データのみを表示するよう指定することが可能である。すなわち、

50

表示装置 4 においてあらゆる画像データを表示するのではなく、使用者にとって関心のあ
る領域、例えば小腸のみの画像データを表示させることが可能となり、医師等にとって利
便性を有する位置情報検出システムを実現することが可能である。

【 0 0 9 6 】

以上、実施の形態 1、2 に渡って本発明を説明したが、本発明は上記のものに限定され
ず、当業者であれば様々な実施例、変形例および応用例に想到することが可能である。例
えば、実施の形態 1 にかかる被検体内位置検出システムにおいて、実施の形態 2 と同様に
テストカプセル 2 の指向方向を導出する構成を備えることとしても良い。

【 0 0 9 7 】

また、実施の形態 1、2 において、磁場検出装置 6 等の個数を個に限定する必要はなく
、最も簡易な構成としては単一の磁場検出装置 6 等を用いたシステムを構築することが可
能である。すなわち、被検体内導入装置たるテストカプセル 2 またはカプセル型内視鏡 2
2 は、被検体 1 内を任意に移動するのではなく、食道、胃、小腸および大腸等の所定臓器
内のある程度定まった経路に従って移動する構成を有する。従って、あらかじめ被検体内
導入装置の移動経路を前もってある程度把握しておくことは可能であり、事前に把握した
経路情報と、単一の磁場検出装置によって検出された静磁場の強度とを用いて被検体内導
入装置の位置検出を行うこととしても良い。

【 0 0 9 8 】

同様に、例えば実施の形態 2 において、複数の磁場検出装置 2 4 を用いてカプセル型内
視鏡 2 2 の指向方向を導出することとしても良い。すなわち、上記した手法による指向方
向の導出を複数の磁場検出装置 2 4 について行い、それぞれによって得られた指向方向の
平均を導出する等の手法を用いることで、より正確な指向方向の導出を行う構成とするこ
とも好ましい。このことは被検体内導入装置の位置検出についても同様であって、異なる
組み合わせの磁場検出装置 6 等を用いて複数回の位置検出を行い、それぞれによって得ら
れた位置を平均化する構成を採用しても良い。

【 0 0 9 9 】

また、実施の形態 2 において、撮像手段たる CCD 2 8 等および照明手段たる LED 2
6 等を備えた機能実行部 3 9 について説明したが、機能実行部としてはこれらの他に、被
検体 1 内における pH、温度に関する情報を取得する構成としても良い。また、被検体内
導入装置が振動子を備える構成として、被検体 1 内の超音波画像を取得する構成として
も良い。さらに、これらの被検体内情報の中から複数の情報を取得する構成としても良い。

【 0 1 0 0 】

また、給電用アンテナ B 1 ~ B m から出力される無線信号としては、必ずしもコントロ
ール情報信号と給電用信号とを重畳したものとする必要はないし、さらには位置検出装置
からカプセル型内視鏡に対して無線送信を行わない構成としても良い。また、給電用信号
と、コントロール情報信号以外の信号とを重畳して送信する構成としても良い。さらに、
位置検出装置 2 3 は、カプセル型内視鏡から出力される無線信号の受信のみを行う構成と
しても良いし、カプセル型内視鏡内に記憶部を設け、被検体 1 外部に排出された後に記憶
部から情報を取り出す構成としても良い。

【 0 1 0 1 】

また、実施の形態 2 では、給電用アンテナ B 1 ~ B m の選択に関して特に言及していな
いが、受信アンテナ A 1 ~ A n の場合と同様に、カプセル型内視鏡 2 2 の位置および指
向方向に基づいて最適なものを選択して無線送信を行う構成としても良い。すなわち、給
電用信号等の供給効率を向上させるために、すべての給電用アンテナから一様に無線信号
を送信するのではなく、カプセル型内視鏡 2 2 の指向方向等を用いることで、カプセル型
内視鏡 2 2 内に備わる受信アンテナ部 3 3 の指向方向等に対応したアンテナ選択を行うこ
とも可能である。

【 0 1 0 2 】

また、実施の形態 1、2 に関して、複数の交流磁場発生装置を備える構成も有効である
。かかる構成を採用した場合、テストカプセル 2、カプセル型内視鏡 2 2 の位置検出と同

10

20

30

40

50

様に、交流磁場発生装置からの距離のみに基づいて磁場検出装置 6 a 等の位置の導出が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0103】

【図1】実施の形態1にかかる被検体内位置検出システムの全体構成を示す模式図である。

【図2】実施の形態1にかかる被検体内位置検出システムを形成するテストカプセルの構成を示す模式図である。

【図3】実施の形態1にかかる被検体内位置検出システムを形成する位置情報導出装置の構成を示す模式図である。

10

【図4】位置情報導出装置の動作を説明するためのフローチャートである。

【図5】位置情報導出装置によるテストカプセルの位置導出の態様を示す模式図である。

【図6】実施の形態2にかかる被検体内位置検出システムの全体構成を示す模式図である。

【図7】実施の形態2にかかる被検体内位置検出システムを形成するカプセル型内視鏡の構成を示す模式図である。

【図8】実施の形態2にかかる被検体内位置検出システムを形成する位置情報導出装置の構成を示す模式図である。

【図9】位置情報導出装置の動作を説明するためのフローチャートである。

【図10】位置情報導出装置によるカプセル型内視鏡の指向方向導出の態様を示す模式図である。

20

【符号の説明】

【0104】

- 1 被検体
- 2 テストカプセル
- 3 位置検出装置
- 4 表示装置
- 5 携帯型記録媒体
- 6 a ~ 6 h 磁場検出装置
- 7 a、7 b 固定部材
- 8 位置情報導出装置
- 9 交流磁場発生装置
- 10 筐体
- 11 永久磁石
- 12 充填部材
- 13 L P F
- 14 強度比較部
- 15 セレクタ
- 16 距離導出部
- 17 D C 成分除去部
- 18 減算部
- 19 装置座標導出部
- 20 位置演算部
- 21 記憶部
- 22 カプセル型内視鏡
- 23 位置検出装置
- 24 a ~ 24 h 磁場検出装置
- 25 位置情報導出装置
- 26 L E D
- 27 L E D 駆動回路

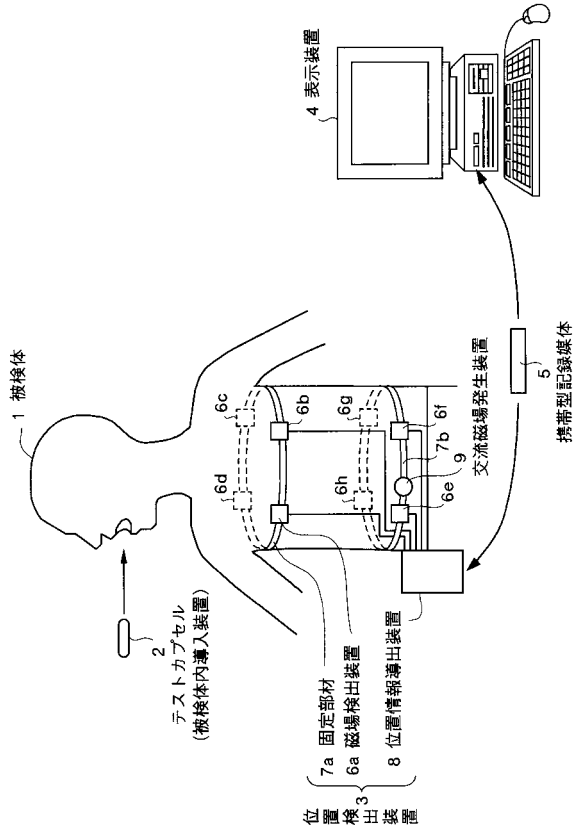
30

40

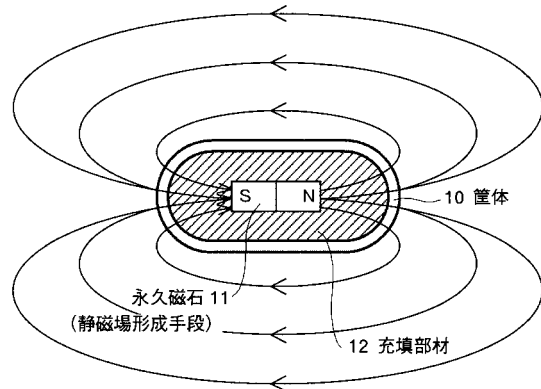
50

2 8	C C D	
2 9	C C D 駆動回路	
3 0	送信回路	
3 1	送信アンテナ部	
3 2	システムコントロール回路	
3 3	受信アンテナ部	
3 4	分離回路	
3 5	電力再生回路	
3 6	昇圧回路	
3 7	蓄電器	10
3 8	コントロール情報検出回路	
3 9	機能実行部	
4 0	強度比較部	
4 1	セレクタ	
4 2	距離導出部	
4 3	位置演算部	
4 4	指向方向データベース	
4 5	指向方向検出部	
4 6	D C 成分除去部	
4 7	減算部	20
4 8	装置座標導出部	
4 9	アンテナ選択部	
5 0	受信回路	
5 1	信号処理部	
5 2	記憶部	
5 3	発振器	
5 4	コントロール情報入力部	
5 5	重畳回路	
5 6	増幅回路	
5 7	電力供給部	30
5 8	L P F	

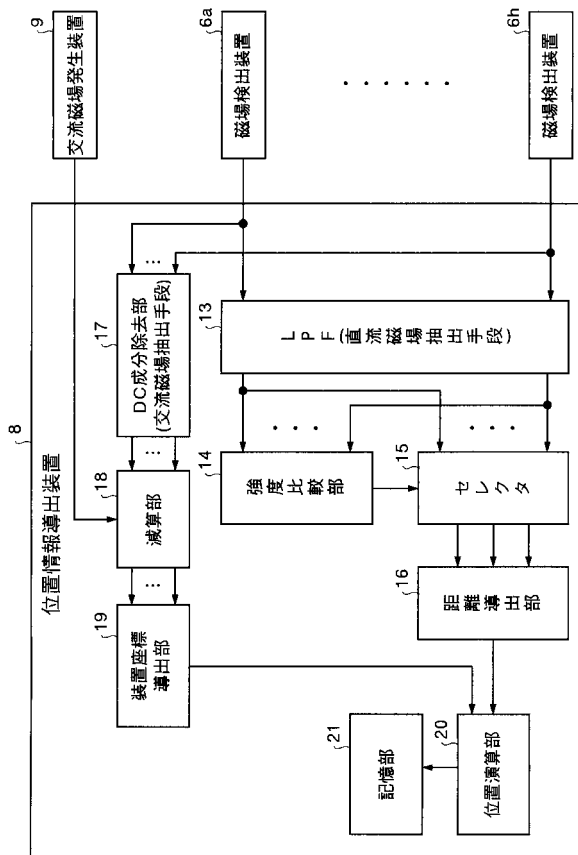
【図1】



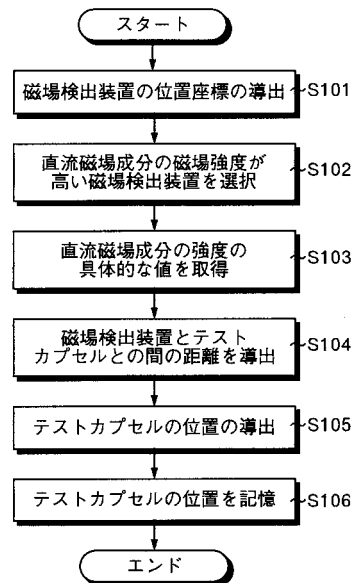
【図2】



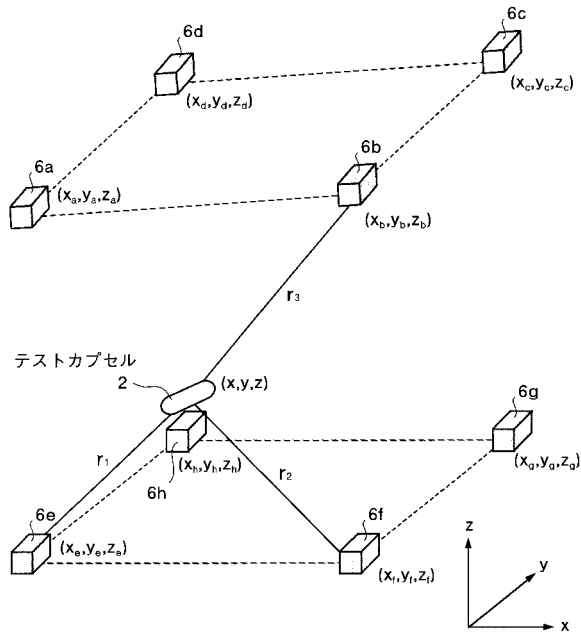
【図3】



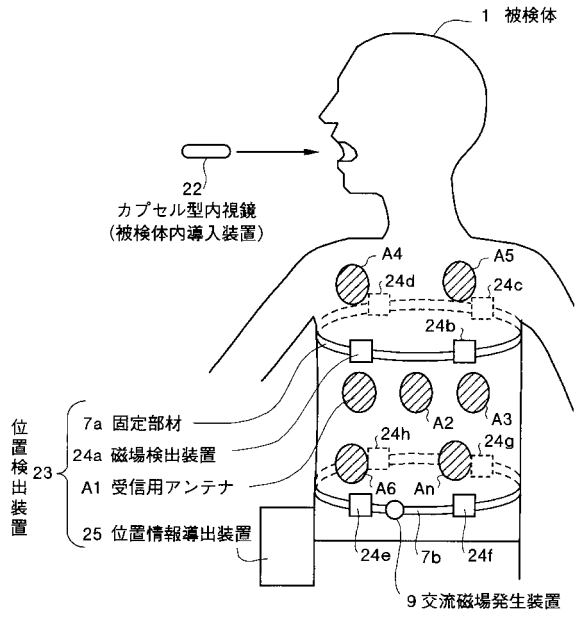
【図4】



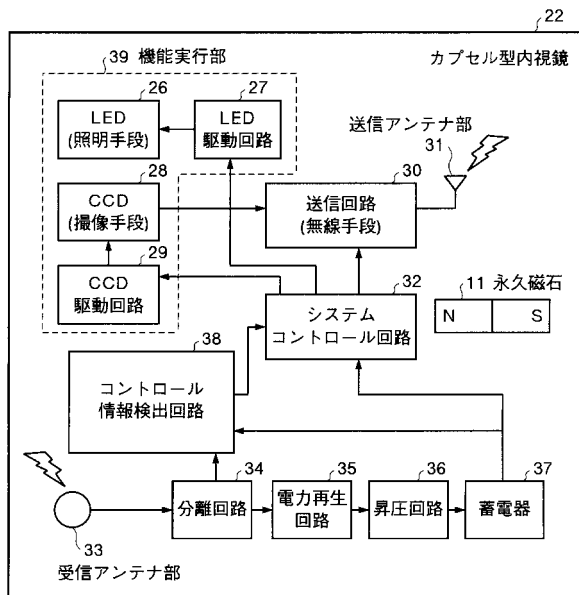
【図5】



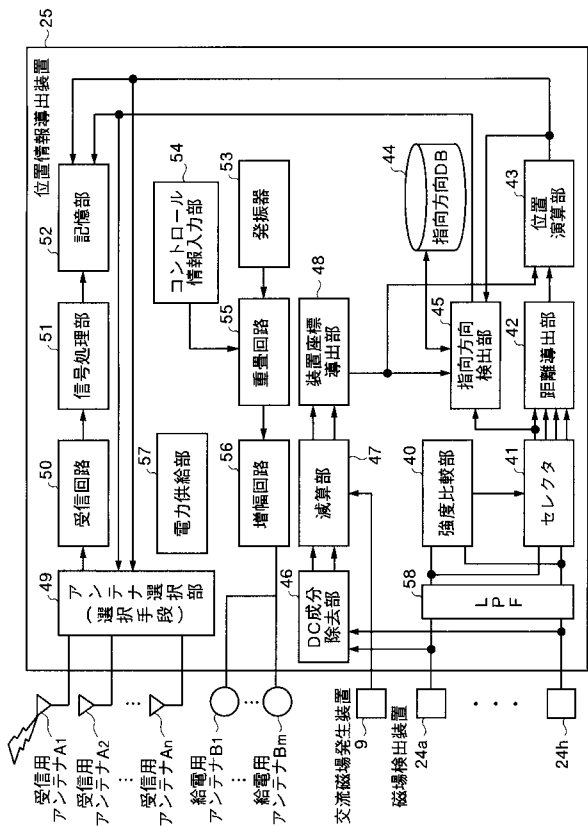
【図6】



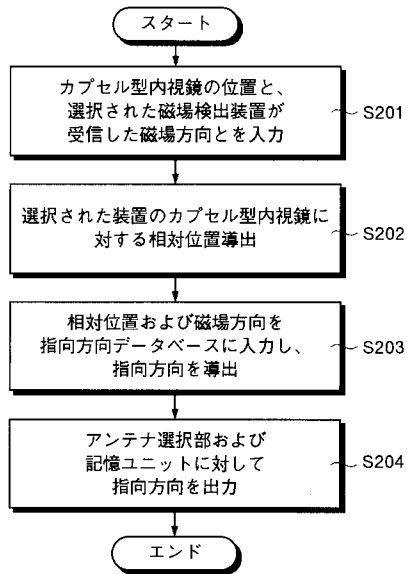
【図7】



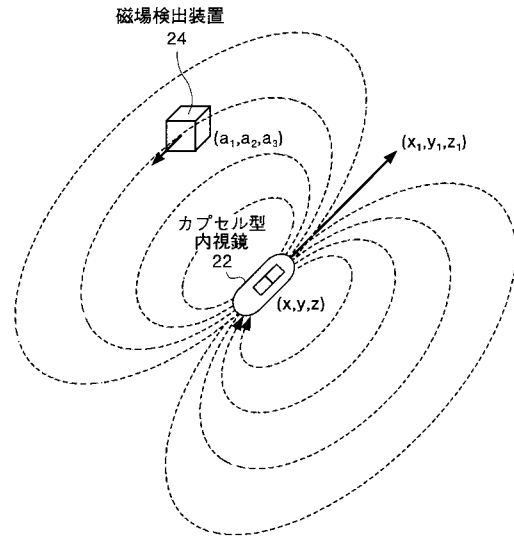
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

- (72)発明者 永瀬 綾子
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 笹川 克義
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 鈴木 克哉
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 中土 一孝
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開2004-041709(JP,A)
特開2003-299612(JP,A)
特開2003-111720(JP,A)
特表2004-536298(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/06
A61B 1/00
A61B 5/07

专利名称(译)	体内位置检测系统		
公开(公告)号	JP4547181B2	公开(公告)日	2010-09-22
申请号	JP2004109049	申请日	2004-04-01
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	本多武道 平川克己 木許誠一郎 永瀬綾子 笹川克義 鈴木克哉 中土一孝		
发明人	本多 武道 平川 克己 木許 誠一郎 永瀬 綾子 笹川 克義 鈴木 克哉 中土 一孝		
IPC分类号	A61B5/06 A61B1/00 A61B5/07		
FI分类号	A61B5/06 A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.320.Z A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/00.682 A61B1/01		
F-TERM分类号	4C038/CC07 4C038/CC09 4C061/HH52 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF15 4C161/GG28 4C161/HH52		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2005287888A5 JP2005287888A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实现能够精确地检测可插入身体的装置的位置的被检体内位置检测系统，而不管是否存在器官等。测试胶囊包括永磁体和位置检测装置，该位置检测装置基于结合在测试胶囊中的永磁体产生的静磁场的强度来检测测试胶囊的位置。位置检测装置3基于由磁场检测装置6a至6h，交变磁场产生装置9和磁场检测装置6a至6h检测的磁场强度的交变磁场分量导出磁场检测装置6a至6h的位置。，根据磁场强度的直流磁场分量，得到测试胶囊2与磁场检测装置6a至6h之间的距离，并根据导出的距离等导出测试胶囊2的位置。设置有门。点域1

