

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号  
特許第4520258号  
(P4520258)

(45) 発行日 平成22年8月4日(2010.8.4)

(24) 登録日 平成22年5月28日(2010.5.28)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/07 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

A 6 1 B 5/07

請求項の数 5 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2004-266068 (P2004-266068)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成16年9月13日 (2004. 9. 13)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2006-75537 (P2006-75537A)		東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号
(43) 公開日	平成18年3月23日 (2006. 3. 23)	(74) 代理人	100089118
審査請求日	平成19年7月24日 (2007. 7. 24)		弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	薬袋 哲夫
			東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オ
			リンパス株式会社内
		(72) 発明者	森 健
			東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オ
			リンパス株式会社内
		審査官	谷垣 圭二
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被検体内導入システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に導入され、該被検体の内部を移動する被検体内導入装置と、所定の位置検出用磁場を用いて前記被検体の内部における前記被検体内導入装置の位置を検出する位置検出装置とを備えた被検体内導入システムであって、

前記被検体内導入装置は、

前記被検体の内部に関する情報として被検体内情報を取得する被検体内情報取得手段と、

所定の進行方向を有する第 1 直線磁場および前記第 1 直線磁場と異なる進行方向を有する第 2 直線磁場からなる位置検出用磁場が当該被検体内導入装置の位置で有する方位および強度を検出する磁場センサと、

前記被検体内情報に基づく被検体内情報信号と前記磁場センサの検出結果に基づく磁場信号とを重畳することによって重畳信号を生成する重畳回路と、

前記重畳回路によって生成された重畳信号を含む無線信号を送信する無線送信手段と、を備え、

前記位置検出装置は、

前記位置検出用磁場を形成する磁場形成手段と、

前記磁場センサによる検出結果を含む無線信号の受信処理を行う受信手段と、

前記受信手段によって受信処理された前記無線信号から抽出された磁場信号をもとに、前記被検体内導入装置に対して固定された対象座標軸上および前記被検体に対して固定さ

10

20

れた基準座標軸上における前記第 1 直線磁場の進行方向の対応関係と、前記第 2 直線磁場の前記対象座標軸上における進行方向と前記基準座標軸上における進行方向との対応関係とに基づいて、前記基準座標軸に対する前記対象座標軸のなす方位を導出する方位導出手段と、

前記磁場信号、および前記方位導出手段の導出結果に基づき前記被検体の内部における前記被検体内導入装置の位置を導出する位置導出手段と、

を備えたことを特徴とする被検体内導入システム。

【請求項 2】

前記重畳回路は、同一時刻に取得された前記被検体内情報と前記磁場センサの検出結果が互いに対応するよう前記重畳信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内導入システム。

10

【請求項 3】

前記重畳回路は、前記重畳信号として、所定の被検体内情報信号と、該被検体内情報信号と対応する磁場信号とを連続的に出力することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の被検体内導入システム。

【請求項 4】

前記位置検出装置は、

前記基準座標軸上の所定の位置に配置され、前記第 1 直線磁場を形成する第 1 直線磁場形成手段と、

前記基準座標軸上の所定の位置に配置され、前記第 2 直線磁場を形成する第 2 直線磁場形成手段と、

20

をさらに備え、

前記方位導出手段は、前記被検体内導入装置によって検出された前記対象座標軸における前記第 1、第 2 直線磁場の進行方向と、あらかじめ定められた前記基準座標軸における前記第 1、第 2 直線磁場の進行方向とに基づいて前記方位を導出する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導入システム。

【請求項 5】

前記磁場形成手段は、進行方向に関して位置依存性を有する拡散磁場を形成する拡散磁場形成手段をさらに備え、

前記位置導出手段は、前記拡散磁場の進行方向の位置依存性を用いて前記基準座標軸における前記対象座標軸の原点の位置を導出することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の被検体内導入システム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に導入され、被検体の内部を移動する被検体内導入装置と、強度に関して位置依存性を有する位置検出用磁場を用いて被検体の内部における被検体内導入装置の位置を検出する位置検出装置とを備えた被検体内導入システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

40

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、撮像機構と無線通信機構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。無線通信機構とメモリ機構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

50

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（例えば、特許文献 1 参照。）。

【 0 0 0 4 】

さらに、従来のカプセル型内視鏡システムにおいては、体腔内におけるカプセル型内視鏡の位置を検出する機構を備えたものも提案されている。例えば、カプセル型内視鏡を導入する被検体の内部に強度に関して位置依存性を有する磁場を形成し、カプセル型内視鏡に内蔵した磁場センサによって検出された磁場の強度に基づき被検体内におけるカプセル型内視鏡の位置を検出することが可能である。かかるカプセル型内視鏡システムでは、磁場を形成するために、所定のコイルを被検体外部に配置した構成を採用しており、かかるコイルに所定の電流を流すことによって、被検体内部に磁場を形成することとしている。かかるシステムでは、例えば、画像データを取得すると共に画像データが取得された位置を検出することが可能となり、医師等の診断において、画像データと被検体内の位置との対応関係の理解が容易になる等の利点を有する。

【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 3 - 1 9 1 1 1 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、位置検出機能を備えたカプセル型内視鏡システムでは、カプセルによって取得される 2 種類の情報をそれぞれ別個独立の無線信号として送信することとしており、消費電力の増大という点で課題を有する。すなわち、従来のカプセル型内視鏡システムでは、画像データを取得した際に無線機構を起動して無線信号を送信する一方で、磁場検出結果が得られた際に別途無線機構の起動・無線送信を行うこととなり、無線機構における処理が煩雑となるのみならず、消費電力の観点からも問題が生じることとなる。

【 0 0 0 7 】

また、カプセル型内視鏡システムにおいて、位置検出機構を利用して画像データが取得された位置を明らかにする構成を採用した場合には、新たな課題が生じる。すなわち、このような場合には画像データと磁場信号との間の対応関係を記述するデータを新たに生成・送信する必要性が生じ、処理のさらなる煩雑化・送信データ量の増加に伴う消費電力の増加等の課題が生じることとなる。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、位置検出に使用される磁場信号と、画像データ等の被検体内情報信号との双方を無線送信するカプセル型内視鏡等の被検体内導入装置に関して、データ送信に伴う消費電力の増加を抑制した被検体内導入装置を用いた被検体内導入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】

【 0 0 0 9 】

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導入システムは、被検体に導入され、該被検体の内部を移動する被検体内導入装置と、所定の位置検出用磁場を用いて前記被検体の内部における前記被検体内導入装置の位置を検出する位置検出装置とを備えた被検体内導入システムであって、前記被検体内導入装置は、前記被検体の内部に関する情報として被検体内情報を取得する被検体内情報取得手段と、当該被検体内導入装置の位置における前記位置検出用磁場を検出する磁場センサと、前記被検体内情報に基づく被検体内情報信号と前記磁場センサの検出結果に基づく磁場信号とを重畳することによって重畳信号を生成する重畳回路と、前記重畳回路によって生成された重畳信号を含む無線信号を送信する無線送信手段とを備え、前記位置検出装置は、前記位置検出用磁場を形成する磁場形成手段と、前記磁場センサによる検出結果を含む無線信号の受信処理を行う受信手段と、前記受信手段によって受信処理がなされた前記無線信号から抽出された磁場信号に基づき前記被検体の内部における前記被検体内導入装置の位置を導出する

位置導出手段とを備えたことを特徴とする。

【0010】

本発明によれば、磁場信号と被検体内情報信号とを重畳して重畳信号を生成する重畳回路を備えることとしたため、単一の無線送信手段によって磁場信号および被検体内情報信号を送信することが可能となり、被検体内導入装置の小型化および消費電力の低下を実現することが可能である。

【0011】

また、本発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記重畳回路は、同一時刻に取得された前記被検体内情報と前記磁場センサの検出結果が互いに対応するよう前記重畳信号を生成することを特徴とする。

10

【0012】

また、本発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記重畳回路は、前記重畳信号として、所定の被検体内情報信号と、該被検体内情報信号と対応する磁場信号とを連続的に出力することを特徴とする。

【0013】

また、本発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記位置検出用磁場は、所定の進行方向を有する第1直線磁場および前記第1直線磁場と異なる進行方向を有する第2直線磁場とによって形成され、前記位置検出装置は、前記被検体内導入装置に対して固定された対象座標軸上および前記被検体に対して固定された基準座標軸上における前記第1直線磁場の進行方向の対応関係と、前記第2直線磁場の前記対象座標軸上における進行方向と前記基準座標軸上における進行方向との対応関係とに基づいて、前記基準座標軸に対する前記対象座標軸のなす方位を導出する方位導出手段をさらに備えたことを特徴とする。

20

【0014】

また、本発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記位置検出装置は、前記基準座標軸上の所定の位置に配置され、前記第1直線磁場を形成する第1直線磁場形成手段と、前記基準座標軸上の所定の位置に配置され、前記第2直線磁場を形成する第2直線磁場形成手段とをさらに備え、前記方位導出手段は、前記被検体内導入装置によって検出された前記対象座標軸における前記第1、第2直線磁場の進行方向と、あらかじめ定められた前記基準座標軸における前記第1、第2直線磁場の進行方向とに基づいて前記方位を導出することを特徴とする。

30

【0015】

また、本発明にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記磁場形成手段は、進行方向に関して位置依存性を有する拡散磁場を形成する拡散磁場形成手段をさらに備え、前記位置導出手段は、前記拡散磁場の進行方向の位置依存性を用いて前記基準座標軸における前記対象座標軸の原点の位置を導出することを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明にかかる被検体内導入システムは、磁場信号と被検体内情報信号とを重畳して重畳信号を生成する重畳回路を備えることとしたため、単一の無線送信手段によって磁場信号および被検体内情報信号を送信することが可能となり、被検体内導入装置の小型化および消費電力の低下を実現することが可能であるという効果を奏する。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、この発明を実施するための最良の形態（以下では、単に「実施の形態」と称する）である被検体内導入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。なお、以下の説明では、位置検出のメカニズムとして、第1直線磁場、第2直線磁場および拡散磁場を用いた技術を例として説明するが、かか

50

る構成に限定して解釈すべきではないことはもちろんであり、位置依存性を有する位置検出用磁場を用いて複数の時刻に渡って検出対象の位置検出を行うものであれば、本発明を適用することが可能である。

#### 【0018】

(実施の形態1)

まず、実施の形態1にかかる被検体内導入システムについて説明する。本実施の形態1では、被検体内導入システムの全体構成および各構成要素に関して説明すると共に位置検出メカニズムに関して説明した後、位置検出に使用される位置検出用磁場の強度に関する制御メカニズムに関する説明を行うこととする。

#### 【0019】

図1は、本実施の形態1にかかる被検体内導入システムの全体構成について示す模式図である。図1に示すように、本実施の形態1にかかる被検体内導入システムは、被検体1の内部に導入されて通過経路に沿って移動するカプセル型内視鏡2と、カプセル型内視鏡2との間で無線通信を行うと共に、カプセル型内視鏡2に固定された対象座標軸と、被検体1に対して固定された基準座標軸との間の位置関係を検出する位置検出装置3と、位置検出装置3によって受信された、カプセル型内視鏡2から送信された無線信号の内容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。また、図1に示すように、本実施の形態1では、X軸、Y軸およびZ軸によって形成され、カプセル型内視鏡2に対して固定された座標軸である対象座標軸と、x軸、y軸およびz軸によって形成され、カプセル型内視鏡2の運動とは無関係に定められ、具体的には被検体1に対して固定された座標軸である基準座標軸とを設定しており、以下に説明する機構を用いて基準座標軸に対する対象座標軸の位置関係を検出することとしている。

#### 【0020】

表示装置4は、位置検出装置3によって受信された、カプセル型内視鏡2によって撮像された被検体内画像等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等を表示する構成としても良いし、プリンタ等のように、他の媒体に画像等を出力する構成としても良い。

#### 【0021】

携帯型記録媒体5は、後述する処理装置12および表示装置4に対して着脱可能であって、両者に対する装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、カプセル型内視鏡2が被検体1の体腔内を移動している間は処理装置12に装着されて被検体内画像および基準座標軸に対する対象座標軸の位置関係を記憶する。そして、カプセル型内視鏡2が被検体1から排出された後に、処理装置12から取り出されて表示装置4に装着され、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。処理装置12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(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、処理装置12と表示装置4との間が有線接続された場合と異なり、カプセル型内視鏡2が被検体1内部を移動中であつても、被検体1が自由に行動することが可能となる。

#### 【0022】

次に、カプセル型内視鏡2について説明する。カプセル型内視鏡2は、特許請求の範囲における被検体内導入装置の一例として機能するものである。具体的には、カプセル型内視鏡2は、被検体1の内部に導入され、被検体1内を移動しつつ被検体内情報を取得し、取得した被検体内情報を含む無線信号を外部に送信する機能を有する。また、カプセル型内視鏡2は、後述する位置関係の検出のための磁場検出機能を有すると共に駆動電力が外部から供給される構成を有し、具体的には外部から送信された無線信号を受信し、受信した無線信号を駆動電力として再生する機能を有する。

#### 【0023】

10

20

30

40

50

図 2 は、カプセル型内視鏡 2 の構成を示すブロック図である。図 2 に示すように、カプセル型内視鏡 2 は、被検体内情報を取得する機構として、被検体内情報を取得する被検体内情報取得部 1 4 と、取得された被検体内情報に対して所定の処理を行う信号処理部 1 5 とを備える。また、カプセル型内視鏡 2 は、磁場検出機構として磁場を検出し、検出磁場に対応した電気信号を出力する磁場センサ 1 6 と、出力された電気信号を増幅するための増幅部 1 7 と、増幅部 1 7 から出力された電気信号をデジタル信号に変換する A / D 変換部 1 8 とを備える。

#### 【 0 0 2 4 】

被検体内情報取得部 1 4 は、被検体内情報、本実施の形態 1 においては被検体内の画像データたる被検体内画像を取得するためのものである。具体的には、被検体内情報取得部 1 4 は、照明部として機能する L E D 2 2 と、L E D 2 2 の駆動を制御する L E D 駆動回路 2 3 と、L E D 2 2 によって照明された領域の少なくとも一部を撮像する撮像部として機能する C C D 2 4 と、C C D 2 4 の駆動状態を制御する C C D 駆動回路 2 5 とを備える。なお、照明部および撮像部の具体的な構成としては、L E D、C C D を用いることは必須ではなく、例えば撮像部として C M O S 等を用いることとしても良い。

#### 【 0 0 2 5 】

磁場センサ 1 6 は、カプセル型内視鏡 2 の存在領域に形成されている磁場の方位および強度を検出するためのものである。具体的には、磁場センサ 1 6 は、例えば、M I (Magneto Impedance) センサを用いて形成されている。M I 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 M I 効果を利用して磁場強度の検出を行っている。なお、磁場センサ 1 6 は、M I センサ以外にも、例えば M R E (磁気抵抗効果) 素子、G M R (巨大磁気抵抗効果) 磁気センサ等を用いて構成することとしても良い。

#### 【 0 0 2 6 】

図 1 にも示したように、本実施の形態 1 では、検出対象たるカプセル型内視鏡 2 の座標軸として、X 軸、Y 軸および Z 軸によって規定された対象座標軸を想定している。かかる対象座標軸に対応して、磁場センサ 1 6 は、カプセル型内視鏡 2 が位置する領域に形成された磁場について、X 方向成分、Y 方向成分および Z 方向成分の磁場強度を検出し、それぞれの方向における磁場強度に対応した電気信号を出力する機能を有する。磁場センサ 1 6 によって検出された、対象座標軸における磁場強度成分は、後述の無線送信部 1 9 を介して位置検出装置 3 に送信され、位置検出装置 3 は、磁場センサ 1 6 によって検出された磁場成分の値に基づいて対象座標軸と基準座標軸の位置関係を導出することとなる。

#### 【 0 0 2 7 】

さらに、カプセル型内視鏡 2 は、送信回路 2 6 および送信アンテナ 2 7 を備えると共に外部に対して無線送信を行うための無線送信部 1 9 と、無線送信部 1 9 に対して出力する信号に関して、信号処理部 1 5 から出力されたものと A / D 変換部 1 8 から出力されたものとを重畳する重畳回路 2 0 とを備える。また、カプセル型内視鏡 2 は、被検体内情報取得部 1 4、信号処理部 1 5 および重畳回路 2 0 の駆動タイミングを同期させるためのタイミング発生部 2 1 を備える。

#### 【 0 0 2 8 】

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、図 1 に示すように、カプセル型内視鏡 2 から送信される無線信号を受信するための受信アンテナ 7 a ~ 7 d と、第 1 直線磁場を形成する第 1 直線磁場形成部 9 と、第 2 直線磁場を形成する第 2 直線磁場形成部 1 0 と、拡散磁場を形成する拡散磁場形成部 1 1 と、受信アンテナ 7 a ~ 7 d を介して受信された無線信号等に対して所定の処理を行う処理装置 1 2 とを備える。

#### 【 0 0 2 9 】

受信アンテナ 7 a ~ 7 d は、カプセル型内視鏡 2 に備わる無線送信部 1 9 から送信された無線信号を受信するためのものである。具体的には、受信アンテナ 7 a ~ 7 d は、ループアンテナ等によって形成され、処理装置 1 2 に対して受信した無線信号を伝達する機能

10

20

30

40

50

を有する。

【0030】

なお、受信アンテナ7a～7dおよび以下に述べる第1直線磁場形成部9等の具体的な構成としては、図1に示したものに限定されないことに注意が必要である。すなわち、図1はこれらの構成要素についてあくまで模式的に示すものであって、受信アンテナ7a～7d等の個数は図1に示した個数に限定されることはなく、配置される位置、具体的な形状等についても、図1に示したものに限定されることなく任意の構成を採用することが可能である。

【0031】

次に、特許請求の範囲における磁場形成手段の一例として機能する第1直線磁場形成部9、第2直線磁場形成部10および拡散磁場形成部11について説明する。第1直線磁場形成部9は、被検体1内において所定方向の第1直線磁場を形成するためのものである。ここで、「直線磁場」とは、少なくとも所定の空間領域、本実施の形態1では被検体1内部のカプセル型内視鏡2が位置しうる空間領域において、実質上1方向のみの磁場成分からなる磁場のことをいう。第1直線磁場形成部9は、具体的には、図1にも示すように、被検体1の胴体部分を覆うように形成されたコイルと、かかるコイルに対して所定の電流を供給する電流源（図示省略）とを備え、かかるコイルに所定の電流を流すことによって、被検体1内部の空間領域内に直線磁場を形成する機能を有する。ここで、第1直線磁場の進行方向としては任意の方向を選択することとして良いが、本実施の形態1においては、第1直線磁場は、被検体1に対して固定された基準座標軸におけるz軸方向に進行する直線磁場であることとする。

【0032】

図3は、第1直線磁場形成部9によって形成される第1直線磁場を示す模式図である。図3に示すように、第1直線磁場形成部9を形成するコイルは、被検体1の胴部を内部に含むよう形成されると共に基準座標軸におけるz軸方向に延伸した構成を有する。従って、第1直線磁場形成部9によって被検体1内部に形成される第1直線磁場は、図3に示すように、基準座標軸におけるz軸方向に進行する磁力線が形成されることとなる。

【0033】

次に、第2直線磁場形成部10および拡散磁場形成部11について説明する。第2直線磁場形成部10および拡散磁場形成部11は、それぞれ特許請求の範囲における磁場形成手段の一例として機能するものであり、形成される第2直線磁場および拡散磁場は、特許請求の範囲における位置検出用磁場の一例として機能するものである。なお、以下の説明においては、特に具体例に関して第2直線磁場形成部10を磁場形成手段の例として説明するが、説明からも明らかなように、磁場形成手段の例として拡散磁場形成部11を用いた場合であっても同様に成立することはもちろんである。

【0034】

第2直線磁場形成部10は、第1直線磁場とは異なる方向に進行する直線磁場である第2直線磁場を形成するためのものである。また、拡散磁場形成部11は、第1直線磁場形成部9、第2直線磁場形成部10とは異なり、磁場方向が位置依存性を有する拡散磁場、本実施の形態1では拡散磁場形成部11から離隔するにつれて拡散する磁場を形成するためのものである。

【0035】

図4は、第2直線磁場形成部10および拡散磁場形成部11の構成を示すと共に、第2直線磁場形成部10によって形成される第2直線磁場の態様を示す模式図である。図4に示すように、第2直線磁場形成部10は、基準座標軸におけるy軸方向に延伸し、コイル断面がxz平面と平行となるよう形成されたコイル32と、コイル32に対して電流供給を行うための電流源33とを備える。このため、コイル32によって形成される第2直線磁場は、図4に示すように、少なくとも被検体1内部においては直線磁場となると共に、コイル32から離れるにつれて徐々に強度が減衰する特性、すなわち強度に関して位置依存性を有することとなる。

## 【 0 0 3 6 】

また、拡散磁場形成部 1 1 は、コイル 3 4 と、コイル 3 4 に対して電流供給を行うための電流源 3 5 とを備える。ここで、コイル 3 2 は、あらかじめ定めた方向に進行方向を有する磁場を形成するよう配置されており、本実施の形態 1 の場合には、コイル 3 2 によって形成される直線磁場の進行方向が基準座標軸における y 軸方向となるよう配置されている。また、コイル 3 4 は、後述する磁力線方位データベース 4 2 に記憶された磁場方向と同一の拡散磁場を形成する位置に固定されている。

## 【 0 0 3 7 】

図 5 は、拡散磁場形成部 1 1 によって形成される拡散磁場の態様を示す模式図である。図 5 に示すように、拡散磁場形成部 1 1 に備わるコイル 3 4 は、被検体 1 の表面上に渦巻き状に形成されており、拡散磁場形成部 1 1 によって形成される拡散磁場は、図 5 に示すようにコイル 3 4 (図 5 にて図示省略) によって形成された磁場において、磁力線が放射状に一旦拡散し、再びコイル 3 4 に入射するよう形成されている。

## 【 0 0 3 8 】

なお、本実施の形態 1 において、第 1 直線磁場形成部 9、第 2 直線磁場形成部 1 0 および拡散磁場形成部 1 1 は、それぞれ異なる時刻に磁場を形成することとする。すなわち、本実施の形態 1 では、第 1 直線磁場形成部 9 等は、同時に磁場を形成するのではなく、所定の順序に従って磁場を形成する構成とし、カプセル型内視鏡 2 に備わる磁場センサ 1 6 は、第 1 直線磁場、第 2 直線磁場および拡散磁場を別個独立に検出することとする。

## 【 0 0 3 9 】

次に、処理装置 1 2 の構成について説明する。図 6 は、処理装置 1 2 の具体的な構成を模式的に示すブロック図である。まず、処理装置 1 2 は、カプセル型内視鏡 2 によって送信された無線信号の受信処理を行う機能を有し、かかる機能に対応して、受信アンテナ 7 a ~ 7 d のいずれかを選択する受信アンテナ選択部 3 7 と、選択した受信アンテナを介して受信された無線信号に対して復調処理等を行うことによって、無線信号に含まれる原信号を抽出する受信回路 3 8 と、抽出された原信号を処理することによって画像信号等を再構成する信号処理部 3 9 とを有する。

## 【 0 0 4 0 】

具体的には、信号処理部 3 9 は、抽出された原信号に基づき磁場信号  $S_{\underline{1}}$  ~  $S_{\underline{3}}$  および画像信号  $S_{\underline{4}}$  を再構成し、それぞれ適切な構成要素に対して出力する機能を有する。ここで、磁場信号  $S_{\underline{1}}$  ~  $S_{\underline{3}}$  は、それぞれ磁場センサ 1 6 によって検出された第 1 直線磁場、第 2 直線磁場および拡散磁場に対応する磁場信号である。また、画像信号  $S_{\underline{4}}$  は、被検体内情報取得部 1 4 によって取得された被検体内画像に対応するものである。なお、磁場信号  $S_{\underline{1}}$  ~  $S_{\underline{3}}$  の具体的な形態としては、カプセル型内視鏡 2 に対して固定された対象座標軸における検出磁場強度に対応した方向ベクトルによって表現され、対象座標軸における磁場進行方向および磁場強度に関する情報を含むものとする。また、画像信号  $S_{\underline{4}}$  は、記録部 4 3 に対して出力される。記録部 4 3 は、入力されたデータを携帯型記録媒体 5 に対して出力するためのものであり、画像信号  $S_{\underline{4}}$  以外にも、後述する位置検出の結果等についても携帯型記録媒体 5 に記録する機能を有する。

## 【 0 0 4 1 】

また、処理装置 1 2 は、カプセル型内視鏡 2 によって検出された磁場強度等に基づき、被検体 1 内部におけるカプセル型内視鏡 2 の位置を検出する機能と、被検体 1 に対して固定された基準座標軸に対してカプセル型内視鏡 2 に対して固定された対象座標軸のなす方位とを検出する機能を有する。具体的には、カプセル型内視鏡 2 によって送信され、信号処理部 3 9 によって出力される信号のうち、第 1 直線磁場および第 2 直線磁場の検出強度に対応した磁場信号  $S_{\underline{1}}$ 、 $S_{\underline{2}}$  に基づき基準座標軸に対する対象座標軸のなす方位を導出する方位導出部 4 0 と、拡散磁場の検出強度に対応した磁場信号  $S_{\underline{3}}$  および磁場信号  $S_{\underline{2}}$  と、方位導出部 4 0 の導出結果とを用いてカプセル型内視鏡 2 の位置を導出する位置導出部 4 1 と、位置導出部 4 1 による位置導出の際に、拡散磁場を構成する磁力線の進行方向と位置との対応関係を記録した磁力線方位データベース 4 2 とを備える。これらの構成要素に



よる方位導出および位置導出に関しては、後に詳細に説明する。

【 0 0 4 2 】

また、処理装置 1 2 は、受信アンテナ選択部 3 7 によるアンテナ選択態様を制御する選択制御部 4 4 を備える。選択制御部 4 4 は、方位導出部 4 0 および位置導出部 4 1 によってそれぞれ導出されたカプセル型内視鏡 2 の方位および位置に基づき、カプセル型内視鏡 2 に対する受信に最も適した受信アンテナ 7 を選択する機能を有する。

【 0 0 4 3 】

次に、本実施の形態 1 にかかる被検体内導入システムの動作について説明する。以下では、最初にカプセル型内視鏡 2 側の処理のうち、重畳信号を生成する処理について説明し、その後、被検体 1 内部におけるカプセル型内視鏡 2 の位置検出メカニズムについて説明する。

10

【 0 0 4 4 】

まず、重畳信号の生成処理について説明する。図 2 にも示したようにカプセル型内視鏡 2 は、被検体内情報取得部 1 4 によって取得された情報に基づく被検体内情報信号と、磁場センサ 1 6 の検出結果に基づく磁場信号とを生成する機能を有する。これらのデータを別個独立の処理によって無線送信した場合には処理が煩雑となる等の問題が生じることから、本実施の形態 1 では、重畳回路 2 0 によって、これらのデータを重畳した重畳信号を生成し、生成した重畳信号に基づき無線信号を送信することとしている。

【 0 0 4 5 】

具体的には、重畳回路 2 0 は、被検体内情報信号と磁場信号とをそれぞれ信号処理部 1 5 および A / D 変換部 1 8 を介して取得し、それぞれの信号を重畳することによって生成された重畳信号を無線送信部 1 9 に対して出力する機能を有する。図 7 は、重畳回路 2 0 によって形成される重畳信号の内容を模式的に示す概念図である。図 7 に示すように、重畳信号は、複数撮像される被検体内画像のそれぞれに対応したフレーム期間（フレーム周期）が設定されており、フレーム期間は、処理装置 1 2 との間で同期をとるための同期期間 4 6、画像信号を出力するための画像信号（被検体内情報信号）期間 4 7 および磁場信号を出力するための磁場信号期間 4 8 とによって構成される。なお、同期期間 4 6 には所定の同期信号が出力されるものとする。

20

【 0 0 4 6 】

ここで、同一フレーム期間における画像信号期間 4 7 および磁場信号期間 4 8 においては、時間的に互いに対応する画像信号および磁場信号がそれぞれ出力されることが好ましい。具体的には、磁場信号期間 4 8 に出力される磁場信号は、画像信号を構成する被検体内画像の取得時刻と対応する時刻、例えば同一時刻に取得された磁場検出結果に基づく磁場信号とする。このように、同一のフレーム期間中に出力される画像信号と磁場信号とが互いに対応するものとすることによって、処理装置 1 2 における処理が簡便なものとなる。

30

【 0 0 4 7 】

次に、カプセル型内視鏡 2 の位置検出メカニズムについて説明する。本実施の形態 1 にかかる被検体内導入システムでは、被検体 1 に対して固定された基準座標軸と、カプセル型内視鏡 2 に対して固定された対象座標軸との間で位置関係を導出する構成を有し、具体的には、基準座標軸に対する対象座標軸の方位を導出した上で、導出した方位を利用しつつ基準座標軸上における対象座標軸の原点の位置、すなわち被検体 1 内部におけるカプセル型内視鏡 2 の位置を導出することとしている。従って、以下ではまず方位導出メカニズムについて説明した後、導出した方位を用いた位置導出メカニズムについて説明することとなるが、本発明の適用対象がかかる位置検出メカニズムを有するシステムに限定されないことはもちろんである。

40

【 0 0 4 8 】

方位導出部 4 0 によって行われる方位導出メカニズムについて説明する。図 8 は、被検体 1 中をカプセル型内視鏡 2 が移動している際における基準座標軸と対象座標軸との関係を示す模式図である。既に説明したように、カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 内部を通過

50

経路に沿って進行しつつ、進行方向を軸として所定角度だけ回転している。従って、カプセル型内視鏡 2 に対して固定された対象座標軸は、被検体 1 に固定された基準座標軸に対して、図 8 に示すような方位のずれを生じることとなる。

#### 【 0 0 4 9 】

一方で、第 1 直線磁場形成部 9 および第 2 直線磁場形成部 10 は、それぞれ被検体 1 に対して固定される。従って、第 1 直線磁場形成部 9 および第 2 直線磁場形成部 10 によって形成される第 1、第 2 直線磁場は、基準座標軸に対して一定の方向、具体的には第 1 直線磁場は基準座標軸における  $z$  軸方向、第 2 直線磁場は  $y$  軸方向に進行する。

#### 【 0 0 5 0 】

本実施の形態 1 における方位導出は、かかる第 1 直線磁場および第 2 直線磁場を利用して行われる。具体的には、まず、カプセル型内視鏡 2 に備わる磁場センサ 16 によって、時分割に供給される第 1 直線磁場および第 2 直線磁場の進行方向が検出される。磁場センサ 16 は、対象座標軸における  $X$  軸方向、 $Y$  軸方向および  $Z$  軸方向の磁場成分を検出するように構成されており、検出された第 1、第 2 直線磁場の対象座標軸における進行方向に関する情報は、無線送信部 19 を介して位置検出装置 3 に対して送信される。

#### 【 0 0 5 1 】

カプセル型内視鏡 2 によって送信された無線信号は、信号処理部 39 等による処理を経て、磁場信号  $S_1$ 、 $S_2$  として出力される。例えば、図 8 の例においては、磁場信号  $S_1$  には、第 1 直線磁場の進行方向として座標  $(X_1, Y_1, Z_1)$  に関する情報が含まれ、磁場信号  $S_2$  には、第 2 直線磁場の進行方向として座標  $(X_2, Y_2, Z_2)$  に関する情報が含まれる。これに対して、方位導出部 40 は、磁場信号  $S_1$ 、 $S_2$  の入力を受けて基準座標軸に対する対象座標軸の方位の導出を行う。具体的には、方位導出部 40 は、対象座標軸において、 $(X_1, Y_1, Z_1)$  および  $(X_2, Y_2, Z_2)$  の双方に対する内積の値が 0 となる座標  $(X_3, Y_3, Z_3)$  を基準座標軸における  $z$  軸の方向に対応するものとして把握する。そして、方位導出部 40 は、上記の対応関係に基づいて所定の座標変換処理を行い、対象座標軸における  $X$  軸、 $Y$  軸および  $Z$  軸の、基準座標軸における座標を導出し、かかる座標を方位情報として出力する。以上が方位導出部 40 による方位導出メカニズムである。

#### 【 0 0 5 2 】

次に、位置導出部 41 によるカプセル型内視鏡 2 の位置導出メカニズムを説明する。位置導出部 41 は、信号処理部 39 から磁場信号  $S_2$ 、 $S_3$  が入力され、方位導出部 40 から方位情報が入力されると共に、磁力線方位データベース 42 に記憶された情報を入力する構成を有する。位置導出部 41 は、入力されるこれらの情報に基づき、以下の通りにカプセル型内視鏡 2 の位置導出を行う。

#### 【 0 0 5 3 】

まず、位置導出部 41 は、磁場信号  $S_2$  を用いて、第 2 直線磁場形成部 10 とカプセル型内視鏡 2 との間の距離の導出を行う。磁場信号  $S_2$  は、カプセル型内視鏡 2 の存在領域における第 2 直線磁場の検出結果に対応するものであり、第 2 直線磁場は、第 2 直線磁場形成部 10 が被検体 1 外部に配置されたことに対応して、第 2 直線磁場形成部 10 から離隔するにつれてその強度が減衰する特性を有する。かかる特性を利用して、位置導出部 41 は、第 2 直線磁場形成部 10 近傍における第 2 直線磁場の強度（第 2 直線磁場形成部 10 に流す電流値より求まる）と、磁場信号  $S_2$  から求まるカプセル型内視鏡 2 の存在領域における第 2 直線磁場の強度とを比較し、第 2 直線磁場形成部 10 とカプセル型内視鏡 2 との間の距離  $r$  を導出する。かかる距離  $r$  を導出した結果、図 9 に示すように、カプセル型内視鏡 2 は、第 2 直線磁場形成部 10 から距離  $r$  だけ離れた点の集合である曲面 52 上に位置することが明らかとなる。

#### 【 0 0 5 4 】

そして、位置導出部 41 は、磁場信号  $S_3$ 、方位導出部 40 によって導出された方位情報および磁力線方位データベース 42 に記憶された情報に基づきカプセル型内視鏡 2 の曲面 52 上における位置を導出する。具体的には、磁場信号  $S_3$  および方位情報に基づき、カプセル型内視鏡 2 の存在位置における拡散磁場の進行方向を導出する。磁場信号  $S_3$  は

、拡散磁場を対象座標軸に基づき検出した結果に対応する信号であるから、かかる磁場信号  $S_3$  に基づく拡散磁場の進行方向に関して、方位情報を用いて対象座標軸から基準座標軸へ座標変換処理を施すことによって、カプセル型内視鏡 2 の存在位置における、基準座標軸における拡散磁場の進行方向が導出される。そして、磁力線方位データベース 4 2 は、基準座標軸における拡散磁場の進行方向と位置との対応関係を記録していることから、位置導出部 4 1 は、図 10 に示すように、磁力線方位データベース 4 2 に記憶された情報を参照することによって導出した拡散磁場の進行方向に対応した位置を導出し、導出した位置をカプセル型内視鏡 2 の位置として特定する。以上が位置導出部 4 1 による位置導出メカニズムである。

【0055】

10

次に、本実施の形態 1 にかかる被検体内導入システムの利点について説明する。本実施の形態 1 では、カプセル型内視鏡 2 に備わる無線送信部 1 9 によって送信される無線信号に関して、被検体内情報信号の一例たる画像信号と、磁場検出結果に対応した磁場信号とを重畳した重畳信号を含む形態とすることを特徴とする。かかる構成を採用することによって、単一の無線送信部 1 9 によって画像信号および磁場信号の双方を無線送信することが可能となり、カプセル型内視鏡 2 の構成を単純化できるという利点を有すると共に、消費電力を低減できるという利点を有することとなる。

【0056】

また、本実施の形態 1 では、処理装置 1 2 における同期処理を簡易に行うことが可能であるという利点を有する。すなわち、重畳信号を用いた場合であっても、画像信号と磁場信号とについてそれぞれ同期処理を行うこととした場合には、処理装置 1 2 の処理が煩雑となり、消費電力も増加することとなり、妥当ではない。これに対して、本実施の形態 1 では、単一の同期期間に対応して画像信号期間および磁場信号期間が定められた構成を採用しており、処理装置 1 2 は、同期期間に同期処理を行った後、あらかじめ定められたタイミングに従って画像信号および磁場信号を入力することが可能である。従って、本実施の形態 1 では、処理装置 1 2 は、画像信号および磁場信号のそれぞれに関して同期処理を行う必要が無く、受信処理を単純化できるという利点を有する。

20

【0057】

さらに、本実施の形態 1 では、同一のフレーム期間内に互いに取得時刻が対応する画像信号および磁場信号が含まれるよう重畳信号が生成される。重畳信号がかかる構成を有することによって、本実施の形態 1 では、画像信号と磁場信号との対応関係を記述するデータ、例えば識別 ID 信号等を別途送信する必要がないという利点を有する。すなわち、受信処理を行う処理装置 1 2 側においては、同期信号に引き続き受信される画像信号と磁場信号とが互に対応するものと認識することが可能であり、信号処理部 3 9 等の処理を経て生成された画像データおよび位置データに関して、対応関係を明らかにした状態で記録することが容易になるという利点を有する。

30

【0058】

また、本実施の形態 1 にかかる被検体内導入システムは、位置検出メカニズムに関して利点を有する。具体的には、本実施の形態 1 にかかる被検体内導入システムは、複数の直線磁場の基準座標軸および対象座標軸の双方における進行方向に基づき、位置関係の導出を行うこととしている。例えば単一の直線磁場によって対象座標軸の方位を導出する構成とした場合には、対象座標軸の方位を一意に定めることが困難であるが、上述の説明からも明らかなように、複数の直線磁場を用いて方位検出を行う構成を採用することによって、対象座標軸の方位を正確に検出することが可能である。

40

【0059】

さらに、本実施の形態 1 では、拡散磁場の磁場進行方向の位置依存性を利用して対象座標軸の原点の位置を導出することとしている。原点の位置を導出する構成としては、例えば距離に応じて減衰する磁場を形成する機能を有し、基準座標軸上に固定された磁場形成源を複数、例えば 3 個設けることによって、基準座標軸上における対象座標軸の原点の位置を導出する構成を採用しても良い。しかしながら、本実施の形態 1 のように拡散磁場形

50

成部 11 を用いる構成を採用することによって、磁場形成源の個数を低減することが可能である。すなわち、少なくとも理論上は磁場進行方向に関して位置依存性を有する拡散磁場を形成する単一の拡散磁場形成部 11 を設けることによってある程度の精度を有する位置導出を行うことが可能であり、本実施の形態 1 にかかる被検体内導入システムは、位置検出に必要な磁場形成機構の個数を低減できるという利点を有する。

#### 【0060】

また、本実施の形態 1 では、第 2 直線磁場形成部 10 によって形成される磁場が距離に応じて減衰する特性を有することを利用して対象座標軸の原点の位置を検出する構成を採用することによって、より正確な位置検出が可能であるという利点を有する。すなわち、進行方向が完全な位置依存性を有する拡散磁場を形成する機構を実現することは実際には容易ではないという問題が存在する。例えば本実施の形態 1 における拡散磁場形成部 11 は、基準座標軸上における y z 平面と平行であって、コイル 34 を含む平面領域における拡散磁場の進行方向は、いずれの位置においても x 軸と平行な方向となり、かかる場合には拡散磁場の進行方向のみによっては正確な位置検出を行うことが困難である。このため、本実施の形態 1 では、第 2 直線磁場形成部 10 とカプセル型内視鏡 2 との間の距離についても位置検出の際に用いる構成を採用し、かかる構成を採用することによって、より正確な位置検出を可能としている。

#### 【0061】

さらに、本実施の形態 1 では、第 2 直線磁場形成部 10 および拡散磁場形成部 11 を互いに近接した位置に配置することが可能である。例えば上記のように距離に応じて減衰する磁場を形成する 3 個の磁場形成機構を用いて対象座標軸の原点の位置検出を行う機構を採用した場合には、位置検出の精度を向上させる観点からは、それぞれの磁場形成機構は互いに所定の距離だけ離隔した構成を採用することが好ましい。これに対して、本実施の形態 1 の構成では、第 2 直線磁場および拡散磁場は、それぞれ異なる観点に基づいて位置検出に使用されていることから、第 2 直線磁場形成部 10 の位置と拡散磁場形成部 11 の位置との間の距離と、対象座標軸の原点の位置検出精度との間の相関性はきわめて低いものとなる。従って、本実施の形態 1 においては、例えば第 2 直線磁場形成部 10 と拡散磁場形成部 11 とは、例えば同一基板上に形成することが可能であり、システムの構成が簡易化される等の利点を有することとなる。

#### 【0062】

##### (変形例)

次に、本実施の形態 1 にかかる被検体内導入システムの変形例について説明する。実施の形態 1 では、無線信号に含まれる重畳信号について、画像信号期間と別個独立の磁場信号期間を設定することとしたが、本変形例では、画像信号期間の間に磁場信号をあわせて出力する構成を採用する。

#### 【0063】

図 11 は、本変形例における重畳信号の内容を示す概念図である。図 11 に示すように、本変形例では、実施の形態 1 と同様の同期期間が設定される一方で、画像信号期間の水平ブランキング期間  $T_h$  に磁場信号成分  $P$  を出力する構成を有する。すなわち、一般に画像信号は、1 画像を複数のライン（図 11 における画像信号成分  $S$ ）に分割し、分割したそれぞれのラインに対応した画像ライン期間  $T_H$  間に水平ブランキング期間が設けられた状態で形成されている。従って、本変形例では、かかる水平ブランキング期間  $T_h$  に磁場信号成分  $P$  を挿入することとし、別途磁場信号期間を設定した場合と比較して、フレーム期間を短縮することを可能としている。これにより、例えば無線送信部 19 による送信時間を短縮化することが可能となるなどの利点が新たに生じる。

#### 【0064】

なお、本変形例では、実施の形態 1 と同様に被検体内情報として被検体内画像を例とした説明を行ったが、本変形例に関してもかかる構成に限定されるものではない。すなわち、画像信号以外の被検体内信号であっても、所定の空隙期間があらかじめ設定されている場合等があり、かかる空隙期間に磁場信号を挿入することによって本変形例における重畳

信号を構成することが可能である。

【 0 0 6 5 】

( 実施の形態 2 )

次に、実施の形態 2 にかかる被検体内導入システムについて説明する。実施の形態 2 にかかる被検体内導入システムは、第 1 直線磁場の代わりに、地磁気を用いることによって位置検出を行う機能を有する。

【 0 0 6 6 】

図 1 2 は、実施の形態 2 にかかる被検体内導入システムの全体構成を示す模式図である。図 1 2 に示すように、本実施の形態 2 にかかる被検体内導入システムは、実施の形態 1 と同様にカプセル型内視鏡 2、表示装置 4 および携帯型記録媒体 5 を備える一方、位置検出装置 5 4 の構成が異なるものとなる。具体的には、実施の形態 1 で位置検出装置に備わっていた第 1 直線磁場形成部 9 が省略され、新たに地磁気センサ 5 5 を備えた構成を有する。また、処理装置 5 6 についても、実施の形態 1 等とは異なる構成を有する。

【 0 0 6 7 】

地磁気センサ 5 5 は、基本的にはカプセル型内視鏡 2 に備わる磁場センサ 1 6 と同様の構成を有する。すなわち、地磁気センサ 5 5 は、配置された領域において、所定の 3 軸方向の磁場成分の強度を検出し、検出した磁場強度に対応した電気信号を出力する機能を有する。一方で、地磁気センサ 5 5 は、磁場センサ 1 6 とは異なり、被検体 1 の体表面上に配置され、被検体 1 に対して固定された基準座標軸における x 軸、y 軸および z 軸の方向にそれぞれ対応した磁場成分の強度を検出する機能を有する。すなわち、地磁気センサ 5 5 は、地磁気の進行方向を検出する機能を有し、x 軸方向、y 軸方向および z 軸方向に関して検出した磁場強度に対応した電気信号を処理装置 5 6 に対して出力する構成を有する。

【 0 0 6 8 】

次に、本実施の形態 2 における処理装置 5 6 について説明する。図 1 3 は、処理装置 5 6 の構成を示すブロック図である。図 1 3 に示すように、処理装置 5 6 は、基本的には実施の形態 1 における処理装置 1 2 と同様の構成を有する一方で、地磁気センサ 5 5 から入力される電気信号に基づいて基準座標軸上における地磁気の進行方向を導出し、導出結果を方位導出部 4 0 に対して出力する地磁気方位導出部 5 7 を備えた構成を有する。

【 0 0 6 9 】

第 1 直線磁場として地磁気を利用した場合に問題となるのは、被検体 1 に対して固定された基準座標軸上における地磁気の進行方向の導出である。すなわち、被検体 1 はカプセル型内視鏡 2 が体内を移動する間も自由に行動することが可能であることから、被検体 1 に対して固定された基準座標軸と地磁気との間の位置関係は、被検体 1 の移動に伴い変動することが予想される。一方、基準座標軸に対する対象座標軸の位置関係を導出する観点からは、基準座標軸における第 1 直線磁場の進行方向が不明となった場合には、第 1 直線磁場の進行方向に関して基準座標軸と対象座標軸の対応関係を明らかにすることができないという問題を生じることとなる。

【 0 0 7 0 】

従って、本実施の形態 2 では、被検体 1 の移動等によって基準座標軸上において変動することとなる地磁気の進行方向をモニタするために地磁気センサ 5 5 および地磁気方位導出部 5 7 を備えることとしている。すなわち、地磁気センサ 5 5 の検出結果に基づいて、地磁気方位導出部 5 7 は、基準座標軸上における地磁気の進行方向を導出し、導出結果を方位導出部 4 0 に出力する。これに対して、方位導出部 4 0 は、入力された地磁気の進行方向を用いることによって、地磁気の進行方向に関して基準座標軸と対象座標軸との対応関係を導出し、第 2 直線磁場における対応関係とあわせて方位情報を導出することを可能としている。

【 0 0 7 1 】

なお、被検体 1 の方向によっては地磁気の進行方向と第 2 直線磁場形成部 1 0 によって形成される第 2 直線磁場とが互いに平行となる場合がある。かかる場合には、直前の時刻

における対象座標軸の方位および原点の位置に関するデータも用いることによって、位置関係の検出を行うことが可能である。また、地磁気と第2直線磁場とが互いに平行となることを回避するために、第2直線磁場形成部10を構成するコイル34の延伸方向を図3に示したように基準座標軸におけるy軸方向とするのではなく、例えばz軸方向に延伸する構成とすることも有効である。

#### 【0072】

次に、本実施の形態2にかかる被検体内導入システムの利点について説明する。本実施の形態2にかかる被検体内導入システムは、実施の形態1における利点に加え、地磁気を利用したことによるさらなる利点を有している。すなわち、第1直線磁場として地磁気を利用する構成を採用することによって、第1直線磁場を形成する機構を省略した構成とすることが可能であり、カプセル型内視鏡2の導入時における被検体1の負担を軽減しつつ基準座標軸に対する対象座標軸の位置関係を導出することが可能である。なお、地磁気センサ55は、MIセンサ等を用いて構成することが可能であることから小型化が十分可能であり、地磁気センサ55を新たに設けることによって被検体1の負担が増加することはない。

#### 【0073】

また、地磁気を第1直線磁場として利用する構成を採用することにより、消費電力低減の観点からも利点を有することとなる。すなわち、コイル等を用いて第1直線磁場を形成した場合には、コイルに流す電流等に起因して電力消費量が増加することとなるが、地磁気を利用することによって、かかる電力消費の必要が無くなることから、低消費電力のシステムを実現することが可能である。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0074】

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

【図2】被検体内導入システムに備わるカプセル型内視鏡の構成を示すブロック図である。

【図3】第1直線磁場形成部によって形成される第1直線磁場の態様を示す模式図である。

【図4】位置検出装置に備わる第2直線磁場形成部および拡散磁場形成部の構成を示すと共に、第2直線磁場形成部によって形成される第2直線磁場の態様を示す模式図である。

【図5】拡散磁場形成部によって形成される拡散磁場の態様を示す模式図である。

【図6】位置検出装置に備わる処理装置の構成を示す模式的なブロック図である。

【図7】重畳信号の内容を示す模式的な概念図である。

【図8】基準座標軸と対象座標軸との関係を示す模式図である。

【図9】位置導出の際における第2直線磁場の利用態様を示す模式図である。

【図10】位置導出の際における拡散磁場の利用態様を示す模式図である。

【図11】変形例における重畳信号の内容を示す模式的な概念図である。

【図12】実施の形態2にかかる被検体内導入システムの全体構成を示す模式図である。

【図13】被検体内導入システムに備わる処理装置の構成を示す模式的なブロック図である。

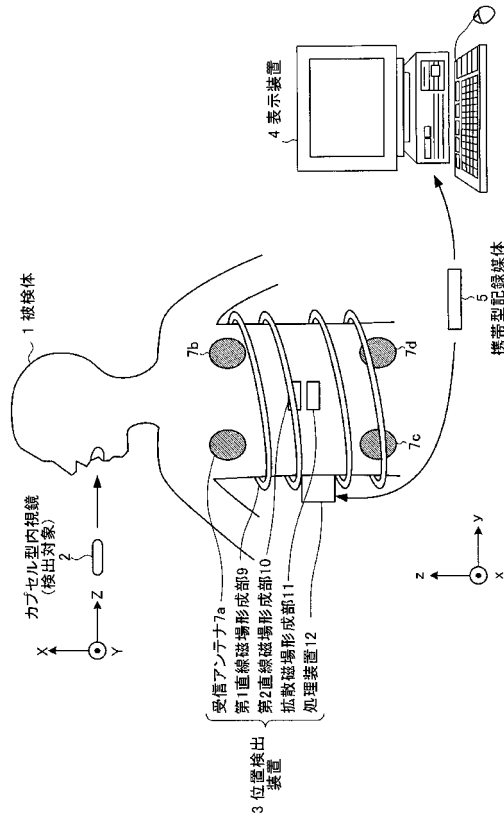
#### 【符号の説明】

#### 【0075】

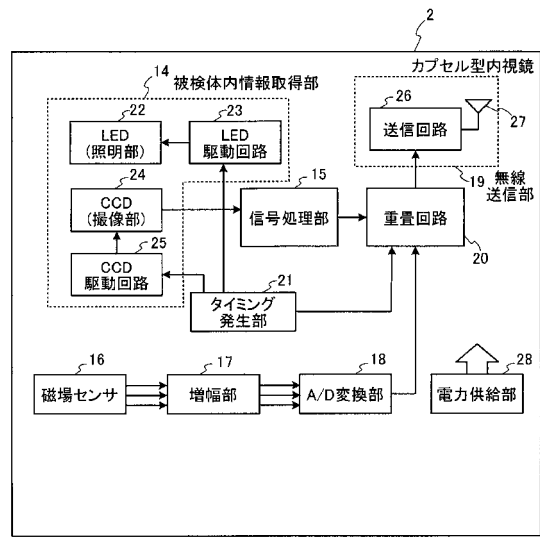
- 1 被検体
- 2 カプセル型内視鏡
- 3 位置検出装置
- 4 表示装置
- 5 携帯型記録媒体
- 7a～7d 受信アンテナ
- 9 第1直線磁場形成部
- 10 第2直線磁場形成部

1 1	拡散磁場形成部	
1 2	処理装置	
1 4	被検体内情報取得部	
1 5	信号処理部	
1 6	磁場センサ	
1 7	増幅部	
1 8	A / D 変換部	
1 9	無線送信部	
2 0	重畳回路	
2 1	タイミング発生部	10
2 2	L E D	
2 3	L E D 駆動回路	
2 4	C C D	
2 5	C C D 駆動回路	
2 6	送信回路	
2 7	送信アンテナ	
3 2	コイル	
3 3	電流源	
3 4	コイル	
3 5	電流源	20
3 7	受信アンテナ選択部	
3 8	受信回路	
3 9	信号処理部	
4 0	方位導出部	
4 1	位置導出部	
4 2	磁力線方位データベース	
4 3	記録部	
4 4	選択制御部	
4 6	同期期間	
4 7	画像信号期間	30
4 8	磁場信号期間	
5 2	曲面	
5 4	位置検出装置	
5 5	地磁気センサ	
5 6	処理装置	
5 7	地磁気方位導出部	

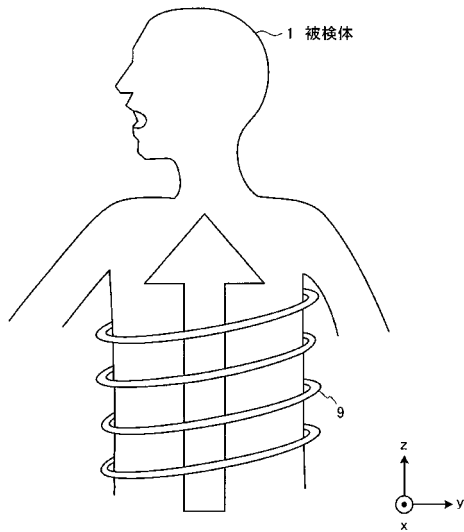
【図 1】



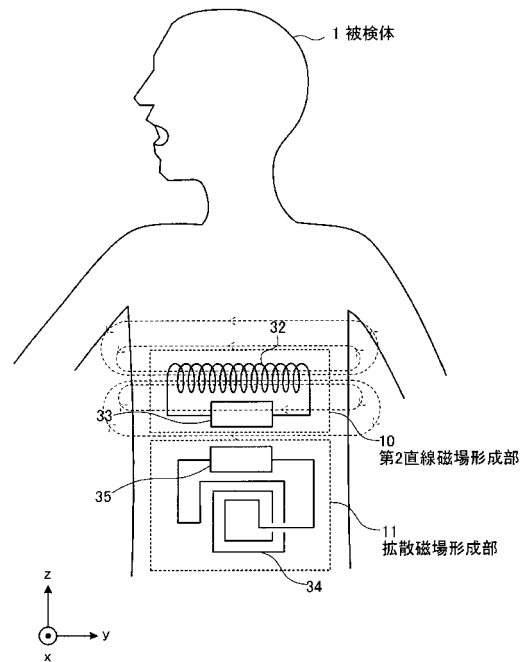
【図 2】



【図 3】

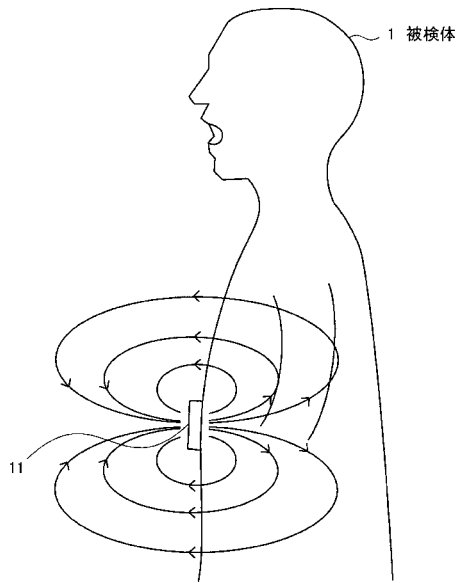


【図 4】

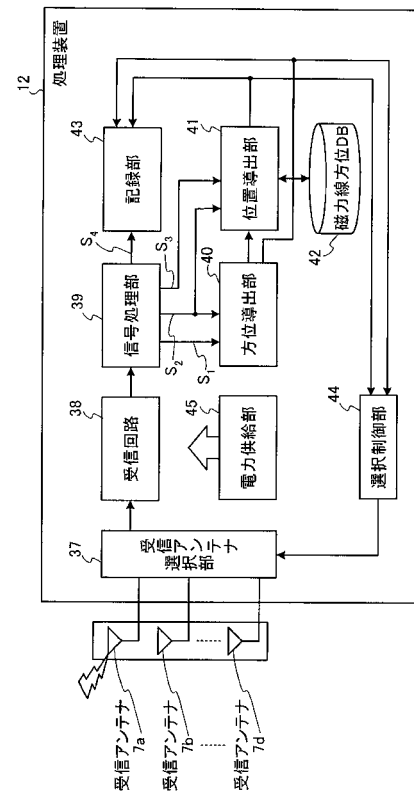




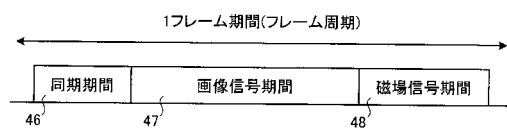
【図 5】



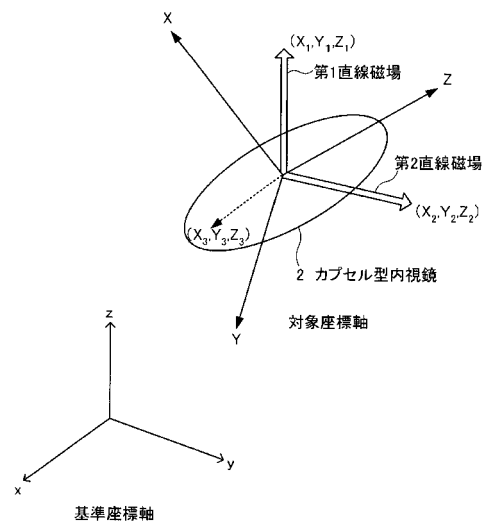
【図 6】



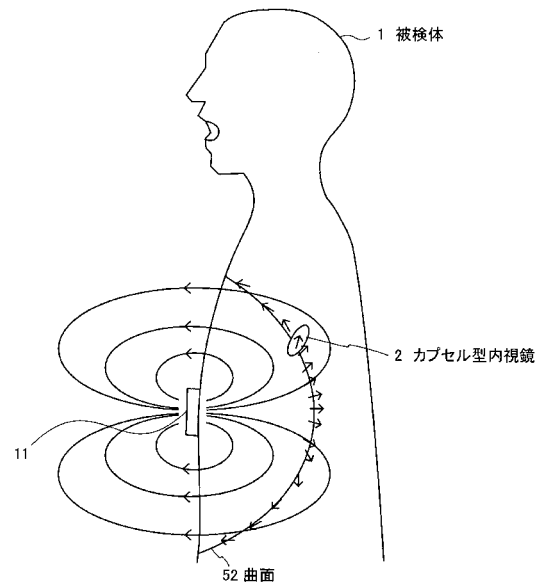
【図 7】



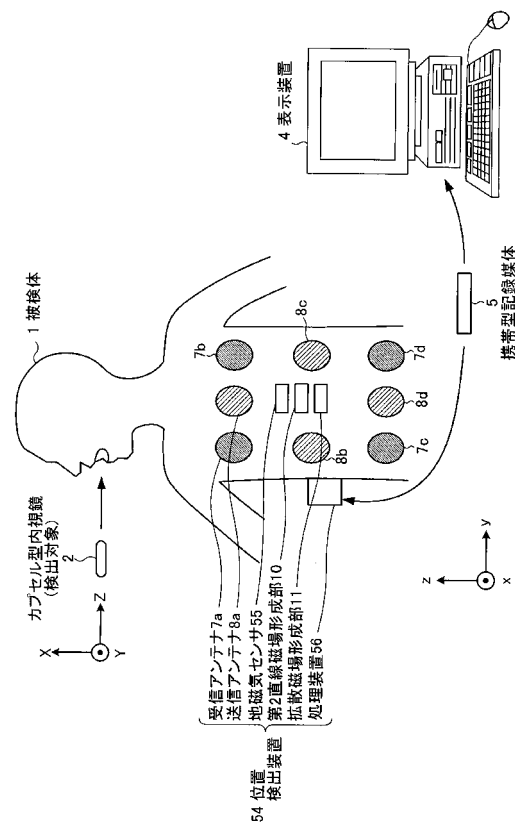
【図 8】



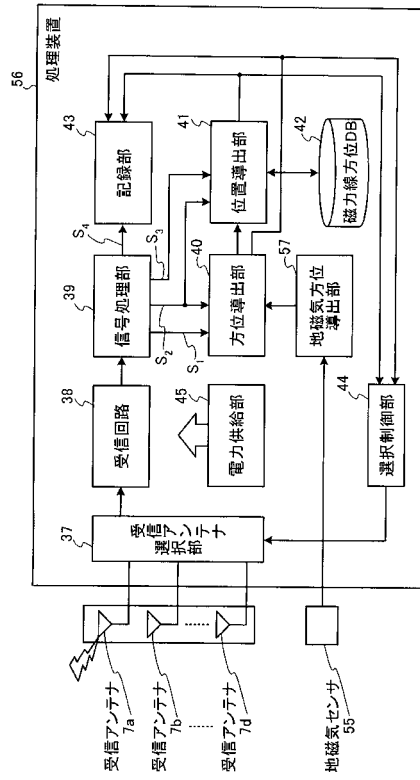
【 図 1 0 】



【 図 1 2 】



【図 13】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平06-285044(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 5/07

专利名称(译)	科目内介绍系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP4520258B2</a>	公开(公告)日	2010-08-04
申请号	JP2004266068	申请日	2004-09-13
[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	薬袋哲夫 森健		
发明人	薬袋 哲夫 森 健		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/00.682		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/UU06 4C061/UU08 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF15 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/UU06 4C161/UU07 4C161/UU08		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2006075537A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

要解决的问题：实现一种可插入身体的装置，该装置抑制伴随数据传输的功耗增加和使用可插入身体的装置的可插入身体的系统。胶囊内窥镜2包括获取被检体内信息的被检体内信息获取单元14，进行磁场检测的磁场传感器16，无线信号发送无线发送单元19，叠加电路和20。叠加电路20叠加基于由被检体内信息基于所述磁场传感器16的检测结果取得部14，以及磁场信号中获取的被检体内信息的体内信息信号来产生叠加信号，并将其输出到无线传输单元19。通过叠加和发送体内信息信号和磁场信号，与分别独立地发送体内信息信号等的情况相比，可以抑制功耗的增加。 .The

【 图 1 】

