

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-334251

(P2005-334251A)

(43) 公開日 平成17年12月8日(2005.12.8)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/07	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 6 1
	A 6 1 B 5/07	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2004-156408 (P2004-156408)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日	平成16年5月26日(2004.5.26)	(74) 代理人	100089118 弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	葉袋 哲夫 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	松井 亮 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
		Fターム(参考)	4C038 CC03 CC09 4C061 AA01 AA03 BB01 CC06 DD10 FF50 HH51 JJ17 JJ19 NN03 UU06

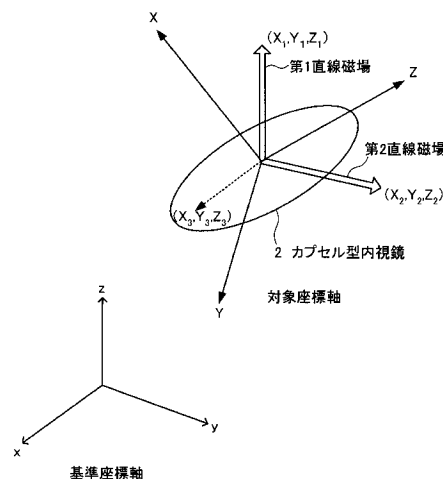
(54) 【発明の名称】 位置関係検出装置および位置関係検出システム

(57) 【要約】

【課題】 検出対象に対して固定された対象座標軸と、検出対象の移動等と無関係に設定された基準座標軸との間の位置関係を導出する技術を実現する。

【解決手段】 基準座標軸上の既知の方向に進行する第1、第2直線磁場を形成し、検出対象たるカプセル型内視鏡2に内蔵された磁場センサによって、第1、第2直線磁場の対象座標軸上における進行方向を検出する。磁場センサによって検出された第1、第2直線磁場の対象座標軸上における進行方向と、基準軸上の既知の方向とを対比することによって、基準座標軸に対する対象座標軸の方位のずれを検出する。また、第1、第2直線磁場とは別に、進行距離に応じて強度が減衰する拡散磁場を形成し、カプセル型内視鏡2に内蔵された磁場センサによって拡散磁場の強度を検出することによって、基準座標軸の原点に対する対象座標軸の原点の位置関係を導出する。

【選択図】 図8



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検出対象に対して固定された対象座標軸と、前記検出対象の運動と無関係に設定される基準座標軸との間の位置関係を検出する位置関係検出装置であって、

所定の進行方向を有する第 1 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、前記第 1 直線磁場と異なる第 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備えたことを特徴とする位置関係検出装置。

【請求項 2】

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、前記検出対象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 に記載の位置関係検出装置。

【請求項 3】

前記第 1 直線磁場は、地磁気によって形成され、

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、

前記基準座標軸における前記第 1 直線磁場の進行方向を検出する磁場センサ手段と、

をさらに備え、

前記方位導出手段は、前記磁場センサ手段によって検出された、前記基準座標軸における前記第 1 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 2 直線磁場の進行方向と、前記検出対象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 に記載の位置関係検出装置。

【請求項 4】

進行方向に関して位置依存性を有する拡散磁場の、前記検出対象の所在位置における進行方向と、前記方位導出手段によって導出された、前記基準座標軸に対する前記対象座標軸のなす方位とに基づいて、前記基準座標軸に対する前記対象座標軸の原点の位置を導出する位置導出手段をさらに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位置関係検出装置。

【請求項 5】

前記第 2 直線磁場は、前記第 2 直線磁場形成手段からの距離に応じて磁場強度が減衰する特性を有し、

前記位置導出手段は、前記検出対象の位置における前記第 2 直線磁場の磁場強度に応じて前記第 2 直線磁場形成手段と前記検出対象との間の距離を導出し、導出した距離をさらに用いて前記基準座標軸に対す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 4 に記載の位置関係検出装置。

【請求項 6】

所定の対象座標軸が設定された検出対象と、前記検出対象の運動と無関係に設定される基準座標軸との間の位置関係を検出する位置関係検出装置とを備えた位置関係検出システムであって、

前記検出対象は、

前記検出対象の存在領域に形成される磁場を検出する磁場センサ手段と、

前記磁場センサ手段によって検出された磁場に関する情報を含む無線信号を送信する無

10

20

30

40

50

線信号送信手段と、
を備え、
前記位置関係検出装置は、
前記検出対象の存在領域に磁場を形成する磁場形成手段と、
前記検出対象から送信された無線信号に基づいて、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、
を備えたことを特徴とする位置関係検出システム。

【請求項7】

前記磁場形成手段は、
前記基準座標軸上の所定の位置に配置され、所定の進行方向を有する第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1直線磁場と異なる第2直線磁場を形成する第2直線磁場形成手段と、
を備え、
前記方位導出手段は、前記第1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、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ことを特徴とする請求項6に記載の位置関係検出システム。

【請求項8】

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、
前記位置関係検出装置は、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位置導出手段をさらに備えたことを特徴とする請求項6または7に記載の位置関係検出システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、検出対象に対して固定された対象座標軸と、検出対象の運動と無関係に設定される基準座標軸との間の位置関係を検出する技術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（例えば、特許文献1参照）。

【0004】

また、従来のカプセル型内視鏡システムにおいては、カプセル型内視鏡が被検体に導入された後にも長時間に渡って駆動することを可能とすることを目的として、外部機器から無線信号を用いた電力供給が行われる構成についても提案されている。すなわち、カプセル型内視鏡は被検体内に導入される関係上軽量かつ小型の構造を採用する必要があること

から、内蔵する電池についても小型・軽量化を図らざるを得ず、長時間駆動に必要な容量を備えた電池を内蔵することは困難である。

【0005】

従って、カプセル型内視鏡は、充電機能を有するバッテリー等と、外部からの無線信号を受信するための受信アンテナ等の受信機構をさらに備えることとしている。そして、カプセル型内視鏡は、外部から送信される無線信号を受信して電力を再生し、駆動電力として使用している。かかる構成を採用することにより、カプセル型内視鏡内に大容量バッテリーを組み込む必要が無くなると共に、被検体内部において長時間に渡って動作するカプセル型内視鏡を実現することが可能である。

【0006】

10

【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】

【0007】

しかしながら、従来のカプセル型内視鏡システムでは、カプセル型内視鏡に対して外部からの無線信号を効率的に送信できないという課題がある。以下、かかる課題について詳細に説明する。

【0008】

外部からの無線信号によって駆動電力を得る構成とした場合には、カプセル型内視鏡内に備わる受信アンテナは、カプセル型内視鏡に対して固定されて配置、換言すればカプセル型内視鏡に対して固定された座標軸（以下、「対象座標軸」と称する）上の所定の位置に配置されている。一方で、カプセル型内視鏡は被検体内部において、通過経路を構成する臓器の内壁との間の摩擦等によって進行方向を軸として回転しつつ、通過経路に沿って進行方向を変化させつつ移動することとなる。

20

【0009】

このため、外部の座標軸、例えば被検体の外表面に対して固定された座標軸（以下、「基準座標軸」と称する）とカプセル型内視鏡に対して固定された対象座標軸との間の位置関係は、カプセル型内視鏡の移動に伴い不規則に変動することとなる。従って、対象座標軸上に固定された受信アンテナが無線信号を最も効率良く受信できる方向は、基準座標軸から見ると不規則に変動することとなり、基準座標軸上に固定された送信アンテナとの位置関係によっては、送信アンテナから送信される無線信号の大部分を受信アンテナが受信することができないという課題が生じることとなる。

30

【0010】

かかる課題を解決するためには、被検体の内部におけるカプセル型内視鏡の指向方向や位置の把握、換言すれば外部の基準座標軸と、被検体内部において不規則に変化するカプセル型内視鏡の対象座標軸との位置関係を把握することが重要となる。しかしながら、現時点においてかかる位置関係を把握する技術で有効なものは、少なくとも公知技術においては知られていない。

【0011】

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検出対象に対して固定された対象座標軸と、検出対象の移動等と無関係に設定された基準座標軸との間の位置関係を導出する技術を実現することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0012】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、請求項1にかかる位置関係検出装置は、検出対象に対して固定された対象座標軸と、前記検出対象の運動と無関係に設定される基準座標軸との間の位置関係を検出する位置関係検出装置であって、所定の進行方向を有する第1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、前記第1直線磁場と異なる第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

50

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備えたことを特徴とする。

【0013】

また、請求項2にかかる位置関係検出装置は、上記の発明において、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、前記検出対象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。

10

【0014】

また、請求項3にかかる位置関係検出装置は、上記の発明において、前記第1直線磁場は、地磁気によって形成され、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、前記基準座標軸における前記第1直線磁場の進行方向を検出する磁場センサ手段とをさらに備え、前記方位導出手段は、前記磁場センサ手段によって検出された、前記基準座標軸における前記第1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2直線磁場の進行方向と、前記検出対象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に基づいて前記方位を導出することを特徴とする。

20

【0015】

また、請求項4にかかる位置関係検出装置は、上記の発明において、進行方向に関して位置依存性を有する拡散磁場の、前記検出対象の所在位置における進行方向と、前記方位導出手段によって導出された、前記基準座標軸に対する前記対象座標軸のなす方位とに基づいて、前記基準座標軸に対する前記対象座標軸の原点の位置を導出する位置導出手段をさらに備えたことを特徴とする。

【0016】

また、請求項5にかかる位置関係検出装置は、上記の発明において、前記第2直線磁場は、前記第2直線磁場形成手段からの距離に応じて磁場強度が減衰する特性を有し、前記位置導出手段は、前記検出対象の位置における前記第2直線磁場の磁場強度に応じて前記第2直線磁場形成手段と前記検出対象との間の距離を導出し、導出した距離をさらに用いて前記基準座標軸に対す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。

30

【0017】

また、請求項6にかかる位置関係検出システムは、所定の対象座標軸が設定された検出対象と、前記検出対象の運動と無関係に設定される基準座標軸との間の位置関係を検出する位置関係検出装置とを備えた位置関係検出システムであって、前記検出対象は、前記検出対象の存在領域に形成される磁場を検出する磁場センサ手段と、前記磁場センサ手段によって検出された磁場に関する情報を含む無線信号を送信する無線信号送信手段とを備え、前記位置関係検出装置は、前記検出対象の存在領域に磁場を形成する磁場形成手段と、前記検出対象から送信された無線信号に基づいて、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を備えたことを特徴とする。

40

【0018】

また、請求項7にかかる位置関係検出システムは、上記の発明において、前記磁場形成手段は、前記基準座標軸上の所定の位置に配置され、所定の進行方向を有する第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1直線磁場と異なる第2直線磁場を形成する第2直線磁場形成手段とを備え、前記方位導出手段は、前記第1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、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ことを特徴とする。

【0019】

50

また、請求項 8 にかかる位置関係検出システムは、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、前記位置関係検出装置は、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位置導出手段をさらに備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0020】

本発明にかかる位置関係検出装置および位置関係検出システムは、複数の直線磁場の進行方向に関する対応関係に基づいて基準座標軸に対する対象座標軸の方位を導出する方位導出手段を備えた構成とすることによって、検出対象の移動に伴い指向方向等の変動が生じた場合であっても、基準座標軸に対する対象座標軸の方位を検出できるという効果を奏する。

10

【0021】

また、本発明にかかる位置関係検出装置および位置関係検出システムは、進行方向に関して位置依存性を有する拡散磁場の検出結果に基づいて基準座標軸に対する対象座標軸の原点の位置を導出する位置導出手段を備えた構成とすることによって、検出対象の移動に伴い対象座標軸の原点が移動した場合であっても、基準座標軸に対する対象座標軸の原点の位置を検出できるという効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

以下、この発明を実施するための最良の形態である位置関係検出装置および位置関係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。

20

【0023】

(実施の形態 1)

まず、実施の形態 1 にかかる位置関係検出システムについて説明する。図 1 は、本実施の形態 1 にかかる位置関係検出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 にかかる位置関係検出システムは、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関係検出装置 3 と、位置関係検出装置 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、位置関係検出装置 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。

30

40

【0024】

表示装置 4 は、位置関係検出装置 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。

【0025】

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

50

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、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に挿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。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内部を移動中であっても、被検体1が自由に行動することが可能となる。

【0026】

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検出対象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。

【0027】

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14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15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16と、出力された電気信号を増幅するための増幅部17と、増幅部17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18とを備える。

【0028】

被検体内情報取得部14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14は、照明部として機能するLED22と、LED22の駆動を制御するLED駆動回路23と、LED22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CCD24と、CCD24の駆動状態を制御するCCD駆動回路25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、LED、CCDを用いることは必須ではなく、例えば撮像部としてCMOS等を用いることとしても良い。

【0029】

磁場センサ16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16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。なお、磁場センサ16は、MIセンサ以外にも、例えばMRE (磁気抵抗効果) 素子、GMR (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。

【0030】

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16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16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19を介して位置関係検出装置3に送信され、位置関係検出装置3は、磁場センサ16によって検

10

20

30

40

50

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。

【0031】

さらに、カプセル型内視鏡2は、送信回路26および送信アンテナ27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19と、無線送信部19に対して出力する信号に関して、信号処理部15から出力されたものとA/D変換部18から出力されたものとの間で適宜切り替える切替部20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14、信号処理部15および切替部20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21を備える。

【0032】

また、カプセル型内視鏡2は、外部からの給電用の無線信号を受信するための機構として、受信アンテナ28と、受信アンテナ28を介して受信された無線信号から電力を再生する電力再生回路29と、電力再生回路29から出力された電力信号の電圧を昇圧する昇圧回路30と、昇圧回路30によって所定の電圧に変化した電力信号を蓄積し、上記した他の構成要素の駆動電力として供給する蓄電器31とを備える。

【0033】

受信アンテナ28は、例えばループアンテナを用いて形成される。かかるループアンテナは、カプセル型内視鏡2内の所定の位置に固定されており、具体的にはカプセル型内視鏡2に固定された対象座標軸における所定の位置および指向方向を有するように配置されている。

【0034】

次に、位置関係検出装置3について説明する。位置関係検出装置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7a~7dと、カプセル型内視鏡2に対して給電用の無線信号を送信するための送信アンテナ8a~8d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10と、拡散磁場を形成する拡散磁場形成部11と、受信アンテナ7a~7d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12とを備える。

【0035】

受信アンテナ7a~7dは、カプセル型内視鏡2に備わる無線送信部19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7a~7dは、ループアンテナ等によって形成され、処理装置12に対して受信した無線信号を伝達する機能を有する。

【0036】

送信アンテナ8a~8dは、処理装置12によって生成された無線信号をカプセル型内視鏡2に対して送信するためのものである。具体的には、送信アンテナ8a~8dは、処理装置12と電氣的に接続されたループアンテナ等によって形成されている。

【0037】

なお、受信アンテナ7a~7d、送信アンテナ8a~8d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。

【0038】

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

10

20

30

40

50

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。

【0039】

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。

10

【0040】

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 10 および拡散磁場形成部 11 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 16 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。

【0041】

図 3 は、第 2 直線磁場形成部 10 および拡散磁場形成部 11 の具体的な構成を示す模式図である。図 3 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。また、拡散磁場形成部 11 は、コイル 34 と、コイル 34 に対して電流供給を行うための電流源 35 とを備える。ここで、コイル 32 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 32 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 34 は、後述する磁力線方位データベース 42 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。

20

【0042】

次に、処理装置 12 について説明する。処理装置 12 は、カプセル型内視鏡 2 との間で無線通信を行う機能を有すると共に、受信した無線信号に基づいてカプセル型内視鏡 2 の指向方向、位置等の検出、すなわち、カプセル型内視鏡 2 に対して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の位置関係を導出する機能を有する。

30

【0043】

図 4 は、処理装置 12 の具体的な構成について示すブロック図である。図 4 に示すように、処理装置 12 は、第 1 にカプセル型内視鏡 2 から送信された無線信号の中から被検体内画像データを抽出する機構を有する。具体的には、処理装置 12 は、複数存在する受信アンテナ 7a ~ 7d の中から無線信号の受信に適したものを選択する受信アンテナ選択部 37 と、受信アンテナ選択部 37 によって選択された受信アンテナ 7 を介して受信された無線信号に対して復調等の処理を行う受信回路 38 と、処理が施された無線信号に対して検出磁場に関する情報および被検体内画像等を抽出するための信号処理部 39 とを備える。

40

【0044】

また、処理装置 12 は、カプセル型内視鏡 2 から送信された、カプセル型内視鏡 2 の存在領域に形成された磁場の検出結果を用いて、被検体 1 に対して固定された基準座標軸に対する対象座標軸の位置関係を導出する機構を有する。具体的には、処理装置 12 は、信号処理部 39 から出力される磁場信号 S1、S2 に基づいて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 40 と、方位導出部 40 から出力された対象座標軸の方位に関する方位情報および信号処理部 39 から出力される磁場信号 S2、S3 等を用いて基準座標軸に対する対象座標軸の原点の位置を導出する位置導出部 41 と、位置導出部

50

4 1における演算処理の際に用いられる磁力線方位に関する情報を記憶する磁力線方位データベース4 2とを備える。

【0045】

また、処理装置1 2は、抽出された被検体内画像と、基準座標軸に対する対象座標軸の位置関係とを記憶するための記憶部4 3を備える。記憶部4 3は、図1にも示した携帯型記録媒体5に対して情報を書き込む機能を有する。

【0046】

さらに、処理装置1 2は、カプセル型内視鏡2に対して無線信号を送信するための機構を有する。具体的には、処理装置1 2は、送信する無線信号の周波数を規定する発振器4 4と、発振器4 4から出力される無線信号の強度を増幅する増幅回路4 6と、無線信号の送信に用いる送信アンテナ選択部4 7とを備える。かかる機構は、カプセル型内視鏡2に対して外部から電力を供給するためのものである。すなわち、本実施の形態1にかかる位置関係検出システムは、カプセル型内視鏡2の駆動電力を外部から供給する構成を採用することによって、カプセル型内視鏡2が被検体1の内部で長時間に渡って駆動することを可能としている。

10

【0047】

また、処理装置1 2は、方位導出部4 0および位置導出部4 1の導出結果に基づいて、受信アンテナ選択部3 7および送信アンテナ選択部4 7のアンテナ選択動作を制御する選択制御部4 8を備える。選択制御部4 8は、具体的には、方位導出部4 0によって導出された対象座標軸の方位と、位置導出部4 1によって導出された対象座標軸の原点の位置に基づき、カプセル型内視鏡2に備わる送信アンテナ2 7および受信アンテナ2 8の基準座標軸における指向方向および位置を導出する。そして、導出した指向方向および位置に対して、最も効率良く無線信号の送信または受信を行うことが可能な送信アンテナ8および受信アンテナ7を選択し、選択したアンテナに切り替えるよう送信アンテナ選択部4 7および受信アンテナ選択部3 7に対して指示する機能を有している。

20

【0048】

さらに、処理装置1 2は、各構成要素の駆動電力を供給するための電力供給部4 9を備える。これらの構成要素によって処理装置1 2は構成され、処理装置1 2は、それぞれの構成要素の機能によって、カプセル型内視鏡2によって撮像された被検体内画像を取得し、カプセル型内視鏡2の駆動電力として再生される無線信号を送信する機能を有するのみならず、カプセル型内視鏡2によって検出された磁場に基づいて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となる。

30

【0049】

次に、カプセル型内視鏡2に固定された対象座標軸の位置関係導出動作の前提として、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によって被検体1を含む空間に形成される磁場について説明する。図5は、第1直線磁場形成部9によって形成される第1直線磁場について示す模式図である。図5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の胸部を内部に含むよう形成されると共に基準座標軸において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、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。従って、第1直線磁場形成部9によって形成される第1直線磁場は、被検体1内部において基準座標軸におけるz軸の方向を示す指標として用いることが可能であり、カプセル型内視鏡2が対象座標軸に基づいて第1直線磁場形成部9によって形成される第1直線磁場を検出することによって、後述するように対象座標軸におけるz軸方向が検出されることとなる。

40

【0050】

図6は、第2直線磁場形成部1 0によって形成される第2直線磁場について示す模式図である。既に説明したように、第2直線磁場形成部1 0は基準座標軸におけるy軸方向に延伸した構成を有することから、形成される第2直線磁場は、図6に示すように磁力線の進行方向がy軸方向と平行な磁場となる。また、第2直線磁場形成部1 0は、第1直線磁

50

場形成部 9 と異なり被検体 1 の外部にコイル 3 2 が配置された構成を有することから、第 2 直線磁場は、被検体 1 内部においては第 2 直線磁場形成部 1 0 から離隔するにつれて磁場強度が徐々に減少することとなる。第 2 直線磁場はかかる特性を有することから、第 2 直線磁場を検出することによって、第 1 直線磁場と同様に対象座標軸における y 軸方向が検出されると共に、磁場強度に基づいて第 2 直線磁場形成部 1 0 とカプセル型内視鏡 2 との間の距離が導出されることとなる。

【 0 0 5 1 】

図 7 は、拡散磁場形成部 1 1 によって形成される拡散磁場について示す模式図である。図 3 にも示したように、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 7 に示すようにコイル 3 4 (図 7 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。かかる拡散磁場は、後述するように、基準座標軸における対象座標軸の原点の位置の導出に用いられることとなる。

10

【 0 0 5 2 】

次に、本実施の形態 1 にかかる位置関係検出システムにおける、カプセル型内視鏡 2 に対して固定された対象座標軸の、基準座標軸に対する位置関係の検出動作について説明する。以下では、処理装置 1 2 内における演算処理を中心に説明を行い、位置関係のうち、基準座標軸に対する対象座標軸の方位の導出と、基準座標軸における対象座標軸の原点の位置の導出とについて順次説明を行うこととする。

20

【 0 0 5 3 】

まず、処理装置 1 2 に備わる方位導出部 4 0 によって行われる方位導出動作について説明する。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 5 4 】

これに対して、第 1 直線磁場形成部 9 および第 2 直線磁場形成部 1 0 は、それぞれ被検体 1 に対して固定された構成を有する。このため、第 1 直線磁場形成部 9 および第 2 直線磁場形成部 1 0 のそれぞれ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 軸方向に進行している。従って、対象座標軸上における第 1、第 2 直線磁場の進行方向は、それぞれ基準座標軸における z 軸方向および y 軸方向に対応したものとなり、本実施の形態 1 ではかかる第 1、第 2 直線磁場を用いて、基準座標軸に対する対象座標軸の方位を導出することとしている。

30

【 0 0 5 5 】

具体的には、方位導出は以下のように行われる。まず、カプセル型内視鏡 2 に備わる磁場センサ 1 6 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。上記したように、磁場センサ 1 6 は、カプセル型内視鏡 2 に対して固定された状態で配置されると共に、内部に備わる 3 軸方向のセンサが、それぞれ 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構成されている。従って、磁場センサ 1 6 によって、第 1、第 2 直線磁場のそれぞれに関して対象座標軸における進行方向が検出され、検出結果は、無線送信部 1 9 を介して位置関係検出装置 3 に対して送信される。

40

【 0 0 5 6 】

一方、位置関係検出装置 3 は、受信アンテナ 7 a ~ 7 d を介して無線信号を受信すると共に、受信回路 3 8 および信号処理部 3 9 のそれぞれによって受信した無線信号に対して所定の処理を行い、信号処理部 3 9 は、図 4 にも示したように方位導出部 4 0 に対して磁場信号 S 1、S 2 を出力する。磁場信号 S 1 は、第 1 直線磁場の検出結果を反映したものであり、磁場信号 S 2 は、第 2 直線磁場の検出結果を反映したものである。例えば、図 8

50

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ととなる。

【0057】

方位導出部 40 は、かかる磁場信号 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。すなわち、上述のように、基準座標軸における z 軸方向に対応した第 1 直線磁場の進行方向は、対象座標軸において (X_1 、 Y_1 、 Z_1) と表され、y 軸方向に対応した第 2 直線磁場の進行方向は、対象座標軸において (X_2 、 Y_2 、 Z_2) と表される。方位導出部 40 は、かかる対応関係に基づいて、対象座標軸上における z 軸および y 軸の方向を把握すると共に、z 軸および y 軸の双方に対して直交する方向である x 軸の方向についても把握する。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。

10

【0058】

この時点で、方位導出部 40 は、x 軸、y 軸および z 軸に関して対象座標軸上における方向を把握することとなる。方位導出としてはかかる対応関係を把握することのみで完了することとしても良いが、本実施の形態 1 では、基準座標軸を基準とした、対象座標軸の方位を導出することとしている。具体的には、本実施の形態 1 において方位導出部 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うこととし、対象座標軸の 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こととしている。かかる座標変換処理を行うことによって、例えば、カプセル型内視鏡 2 の進行方向に対応した Z 軸が、基準座標軸上におけるどの方向に対応するかを判定することが可能となり、被検体 1 に対してカプセル型内視鏡 2 がどの方向に進行しているかを把握することが可能となる。

20

【0059】

次に、位置導出部 41 によって行われる、基準座標軸上における対象座標軸の原点の位置の導出について説明する。カプセル型内視鏡 2 は、被検体 1 内部を移動しつつ被検体内画像の撮像等を行う構成を有することから、カプセル型内視鏡 2 に対して固定された対象座標軸の原点の位置は、被検体 1 に対して固定された基準座標軸上において絶えず変位する。このため、本実施の形態 1 にかかる位置関係検出システムでは、対象座標軸の方位のみならず、対象座標軸の原点の位置の導出についても行うこととしており、以下、原点の位置導出について具体的に説明する。

30

【0060】

まず、位置導出部 41 による位置導出動作の際に使用される情報について簡単に説明する。図 4 にも示したように、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構成を有する。また、位置導出部 41 は、必要に応じて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。ここで、磁場信号 S 2 は、上述したように、磁場センサ 16 によって検出された第 2 直線磁場の進行方向を示す対象座標軸における座標、図 8 の例では座標 (X_2 、 Y_2 、 Z_2) を情報として含む信号であり、磁場信号 S 3 は、磁場センサ 16 によって検出された、拡散磁場形成部 11 によって形成された拡散磁場の進行方向を示す対象座標軸における座標を情報として含む信号である。また、方位導出部 40 から入力される方位情報は、具体的には対象座標軸の X 軸、Y 軸および Z 軸の基準座標軸上における方向を示す情報であり、磁力線方位データベース 42 に記憶されている情報は、第 2 直線磁場形成部 10 に備わるコイル 32 から距離 r だけ離隔した領域において、領域上の位置と拡散磁場の進行方向との関係を記述するものである。

40

【0061】

位置導出部 41 は、これらの情報のうち、まず磁場信号 S 2 に基づいて、カプセル型内視鏡 2 と第 2 直線磁場形成部 10 との間の距離 r を導出する。上記したように、第 2 直線磁場形成部 10 に備わるコイル 32 は、被検体 1 の外部に配置された構成を有することか

50

ら、被検体 1 の内部において、第 2 直線磁場の強度はコイル 3 2 から離隔するにつれて徐々に減少することとなり、磁場強度とコイル 3 2 からの距離とは相関関係を有する。このため、位置導出部 4 1 は、磁場信号 S 2 に基づいてカプセル型内視鏡 2 の位置における第 2 直線磁場の検出強度を導出し、導出した磁場強度に基づいて、第 2 直線磁場形成部 1 0 (正確にはコイル 3 2) とカプセル型内視鏡 2 との間の距離 r を導出する。この結果、図 9 に示すように、カプセル型内視鏡 2 に対して固定された対象座標軸の原点は、第 2 直線磁場形成部 1 0 からの距離が r となる点の集合によって形成される曲面 5 1 上に位置することが明らかになる。

【0062】

そして、位置導出部 4 1 は、曲面 5 1 上における対象座標軸の原点の位置の導出を行う。まず、位置導出部 4 1 は、信号処理部 3 9 から入力された磁場信号 S 3 と、方位導出部 4 0 によって導出された方位情報とに基づいて、カプセル型内視鏡 2 の存在領域における拡散磁場の進行方向を導出する。すなわち、磁場信号 S 3 は、磁場センサ 1 6 による拡散磁場の検出結果を反映したものであり、対象座標軸における拡散磁場の進行方向に関する情報を含む。このため、位置導出部 4 1 は、磁場信号 S 3 から対象座標軸における拡散磁場の進行方向を抽出すると共に、方位情報に基づいて拡散磁場の進行方向について座標変換を行うことによって、カプセル型内視鏡 2 が存在する位置における、基準座標軸上の拡散磁場の進行方向を導出する。

【0063】

その後、位置導出部 4 1 は、導出した拡散磁場の進行方向に基づき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、曲面 5 1 上における対象座標軸の原点の位置の導出を行う。図 1 0 は、磁力線方位データベース 4 2 に記憶された情報を視覚的に表示した模式図である。図 1 0 に示すように、拡散磁場形成部 1 1 によって形成される拡散磁場は、直線磁場とは異なり進行方向に関して位置依存性を有しており、曲面 5 1 上における拡散磁場の進行方向も、曲面 5 1 上の位置ごとに相違することとなる。磁力線方位データベース 4 2 は、曲面 5 1 上において、拡散磁場の進行方向と面上の位置との対応関係を記憶していることから、位置導出部 4 1 は、磁場信号 S 3 等に基づいて導出した拡散磁場の進行方向に基づいて磁力線方位データベース 4 2 を参照することによって、カプセル型内視鏡 2 に対して固定された対象座標軸の原点の基準座標軸上における位置を導出し、導出した位置に関する位置情報を出力する。以上の動作を行うことによって、基準座標軸に対する対象座標軸の位置関係の検出が完了し、方位導出部 4 0 によって導出された方位情報と、位置導出部 4 1 によって導出された位置情報とが記憶部 4 3 に対して出力され、記憶部 4 3 は、被検体内画像に対応した画像信号 S 4 と共に、方位情報および位置情報を画像信号 S 4 と対応づけた形で携帯型記録媒体 5 に記録する。

【0064】

なお、本実施の形態 1 にかかる位置関係検出システムでは、上述したように、検出した位置関係に基づいて、選択制御部 4 8 によって受信アンテナ 7 および送信アンテナ 8 を選択することとしている。以下、選択制御部 4 8 の制御動作について、受信アンテナ選択部 3 7 を用いた受信アンテナ 7 の選択を例に説明する。選択制御部 4 8 は、カプセル型内視鏡 2 に備わる送信アンテナ 2 7 の対象座標軸上における位置および指向方向をあらかじめ記憶すると共に、方位導出部 4 0 および位置導出部 4 1 から、それぞれ方位情報および位置情報が入力される構成を有する。そして、選択制御部 4 8 は、入力された方位情報および位置情報に基づいて、対象座標軸上における送信アンテナ 2 7 の位置および指向方向を基準座標軸上の値に変換し、基準座標軸上における送信アンテナ 2 7 の位置および指向方向を把握する。その後、選択制御部 4 8 は、把握した送信アンテナ 2 7 の位置および指向方向に基づいて、受信アンテナ 7 a ~ 7 h の中から送信アンテナ 2 7 から送信される無線信号の受信に最も適した受信アンテナ 7 を抽出し、かかる受信アンテナ 7 を選択するよう受信アンテナ選択部 3 7 に対して指示を送る。かかる指示に基づいて受信アンテナ選択部 3 7 は、所定の受信アンテナ 7 を選択し、選択した受信アンテナ 7 を介して無線信号の受信が開始されることとなる。

10

20

30

40

50

【0065】

かかる選択メカニズムは、送信アンテナ8の選択に関しても同様である。すなわち、送信アンテナ8の選択に際しては、選択制御部48は、あらかじめ記憶したカプセル型内視鏡2に備わる受信アンテナ28の対象座標軸上における位置および指向方向と、入力される方位情報および位置情報とに基づいて受信アンテナ28の基準座標軸上における位置等を導出する。そして、導出結果に基づき受信アンテナ28に対する無線送信に関して最も適した送信アンテナ8を抽出し、抽出結果に応じた指示を送信アンテナ選択部47に対して出力することによって、送信アンテナ8の選択を行っている。

【0066】

次に、本実施の形態1にかかる位置関係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にかかる位置関係検出システムは、第1直線磁場形成部9等によって形成された磁場をカプセル型内視鏡2に備わる磁場センサ16を用いて検出し、検出結果に基づいて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としている。理論上はカプセル型内視鏡2内の機構によって磁場を形成し、外部に設けた磁場センサによって検出した磁場に基づいて位置関係の導出を行うことも可能であるが、被検体1の外部の機構によって形成された磁場を磁場センサ16によって検出する構成を採用することによって、カプセル型内視鏡2の構成を簡易化できるという利点を有する。

【0067】

すなわち、カプセル型内視鏡2内部の機構によって磁場を形成することとした場合には、磁場形成機構によって形成される強磁場が無線送信部19等の動作に影響を及ぼすことを回避するための磁場遮蔽機構等を設ける必要性が生じることとなる。これに対して、本実施の形態1では、カプセル型内視鏡2の外部に設けた第1直線磁場形成部9等の機構によって磁場を形成することとしたため、カプセル型内視鏡2に備わる無線送信部19等の構成要素の動作が磁場によって悪影響を受けるおそれは実質的に無視することが可能であり、磁場遮蔽機構等の構成要素を別途設ける必要もない。従って、外部機構によって磁場を形成する構成を採用することによって、カプセル型内視鏡2の構成を簡易化することが可能である。

【0068】

また、本実施の形態1にかかる位置関係検出システムは、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のように、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。

【0069】

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にかかる位置関係検出システムは、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。

【0070】

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

10

20

30

40

50

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 1 1 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 3 4 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 1 0 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。

【 0 0 7 1 】

さらに、本実施の形態 1 では、第 2 直線磁場形成部 1 0 および拡散磁場形成部 1 1 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構成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 1 0 の位置と拡散磁場形成部 1 1 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 1 0 と拡散磁場形成部 1 1 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。

【 0 0 7 2 】

(実施の形態 2)

次に、実施の形態 2 にかかる位置関係検出システムについて説明する。本実施の形態 2 にかかる位置関係検出システムは、第 1 直線磁場として地磁気を利用することとし、地磁気を第 1 直線磁場として利用することに対応して第 1 直線磁場形成部を省略した構成を有する。

【 0 0 7 3 】

図 1 1 は、本実施の形態 2 にかかる位置関係検出システムの全体構成を示す模式図である。なお、以下の説明においては、実施の形態 1 と同様の名称・符号を有するものは、以下で特に言及しない限り、実施の形態 1 と同様の構成・機能を有することとする。

【 0 0 7 4 】

図 1 1 に示すように、実施の形態 2 にかかる位置関係検出システムでは、位置関係検出装置 5 3 は、地磁気の進行方向を検出するための地磁気センサ 5 4 を新たに備えると共に、処理装置 5 5 において、地磁気センサ 5 4 による検出結果に基づいて、基準座標軸上における地磁気の進行方向を導出する機能を新たに備えた構成を有する。

【 0 0 7 5 】

地磁気センサ 5 4 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 4 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 4 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 4 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 5 に対して出力する構成を有する。

【 0 0 7 6 】

次に、本実施の形態 2 における処理装置 5 5 について説明する。図 1 2 は、処理装置 5 5 の構成を示すブロック図である。図 1 2 に示すように、処理装置 5 5 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 4 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 6 を備えた構成を有する。

【0077】

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。

【0078】

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リングするために地磁気センサ54および地磁気方位導出部56を備えることとしている。すなわち、地磁気センサ54の検出結果に基づいて、地磁気方位導出部56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40に出力する。これに対して、方位導出部40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。

【0079】

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10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。

【0080】

次に、本実施の形態2にかかる位置関係検出システムの利点について説明する。本実施の形態2にかかる位置関係検出システムは、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54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54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。

【0081】

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。

【0082】

以上、本発明について実施の形態1、2に渡って説明したが、本発明は実施の形態1、2に限定して解釈する必要はなく、当業者であれば、様々な実施例、変形例に想到することが可能である。例えば、対象座標軸の原点の位置を導出する機構としては、実施の形態に記載したもの以外にも、距離に応じて減衰する直線磁場または拡散磁場を形成する複数の磁場形成部を用いることとしても良い。すなわち、かかる複数の磁場形成部の基準座標系における位置をあらかじめ把握すると共に、カプセル型内視鏡2において検出される磁場強度に基づいて、複数の磁場形成部とカプセル型内視鏡2との間の距離を導出すること

10

20

30

40

50

によって、対象座標軸の原点の位置を検出することが可能である。

【0083】

また、実施の形態1、2では、基準座標軸および対象座標軸を直交3次元座標系に基づいて定義しているが、基準座標軸等について直交3次元座標系に限定して解釈する必要はないことはもちろんである。すなわち、基準座標軸等に関して、例えば3次元極座標系によって定義しても良いし、さらには、用途に応じて2次元座標系、1次元座標系によって定義することとしても良い。

【図面の簡単な説明】

【0084】

【図1】実施の形態1にかかる位置関係検出システムの全体構成を示す模式図である。 10

【図2】位置関係検出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】位置関係検出システムに備わる第2直線磁場形成部および拡散磁場形成部の構成を示す模式図である。

【図4】位置関係検出システムに備わる処理装置の構成を示すブロック図である。

【図5】位置関係検出システムに備わる第1直線磁場形成部によって形成される第1直線磁場の進行方向について示す模式図である。

【図6】第2直線磁場形成部によって形成される第2直線磁場の進行方向について示す模式図である。

【図7】拡散磁場形成部によって形成される拡散磁場の進行方向について示す模式図である。 20

【図8】位置関係検出システムによって検出される、基準座標軸に対する対象座標軸の方位検出メカニズムを説明するための模式図である。

【図9】位置関係検出システムによって検出される、基準座標軸に対する対象座標軸の原点の位置の検出メカニズムを説明するための模式図である。

【図10】位置関係検出システムによって検出される、基準座標軸に対する対象座標軸の原点の位置の検出メカニズムを説明するための模式図である。

【図11】実施の形態2にかかる位置関係検出システムの全体構成を示す模式図である。

【図12】実施の形態2にかかる位置関係検出システムに備わる処理装置の構成を示すブロック図である。 30

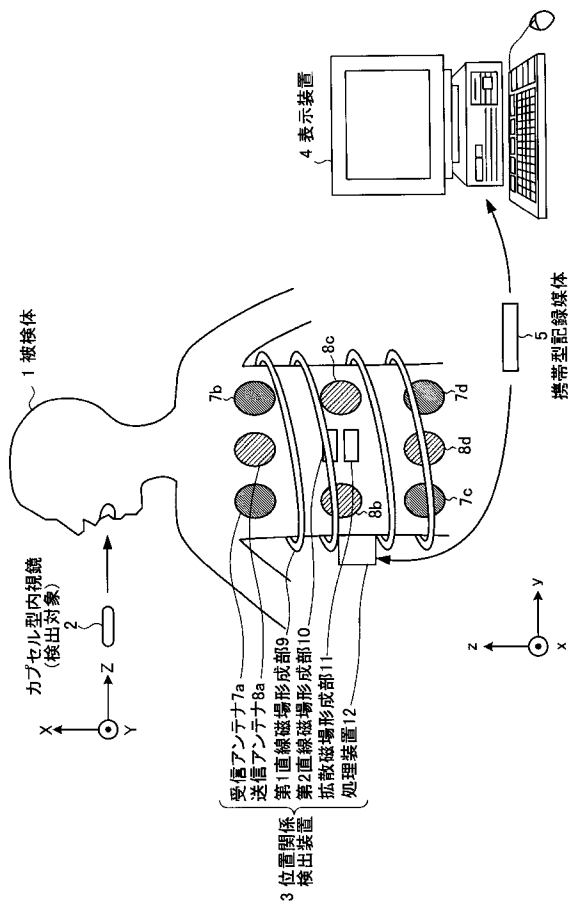
【符号の説明】

【0085】

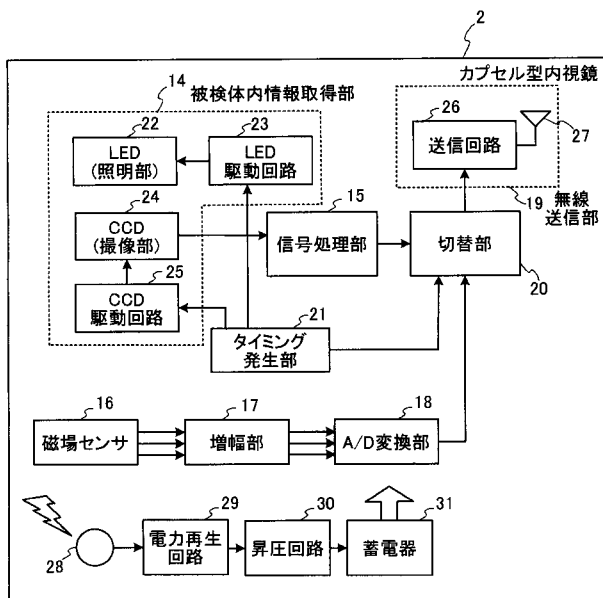
- 1 被検体
- 2 カプセル型内視鏡
- 3 位置関係検出装置
- 4 表示装置
- 5 携帯型記録媒体
- 7 a ~ 7 d 受信アンテナ
- 8 a ~ 8 d 送信アンテナ
- 9 第1直線磁場形成部
- 10 第2直線磁場形成部
- 11 拡散磁場形成部
- 12 処理装置
- 14 被検体内情報取得部
- 15 信号処理部
- 16 磁場センサ
- 17 増幅部
- 18 A/D変換部
- 19 無線送信部
- 20 切替部

2 1	タイミング発生部	
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	
2 8	受信アンテナ	
2 9	電力再生回路	
3 0	昇圧回路	10
3 1	蓄電器	
3 2	コイル	
3 3	電流源	
3 4	コイル	
3 5	電流源	
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	20
4 2	磁力線方位データベース	
4 3	記憶部	
4 4	発振器	
4 6	増幅回路	
4 7	送信アンテナ選択部	
4 8	選択制御部	
4 9	電力供給部	
5 1	曲面	
5 3	位置関係検出装置	
5 4	地磁気センサ	30
5 5	処理装置	
5 6	地磁気方位導出部	

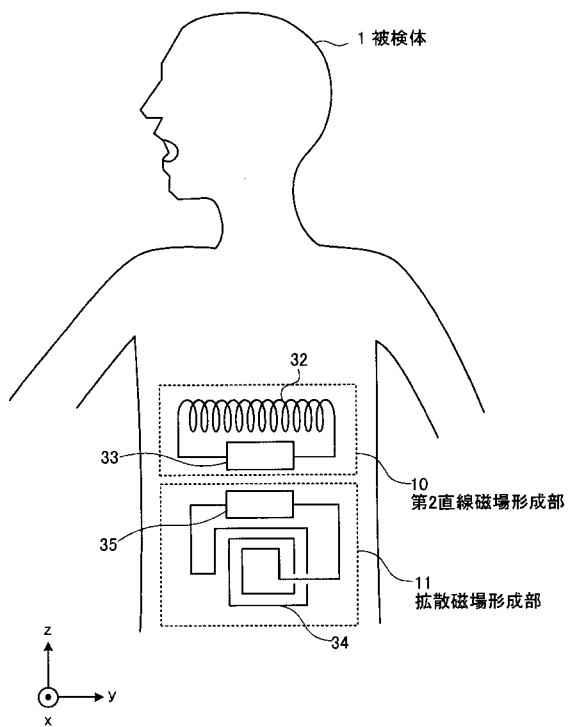
【 図 1 】



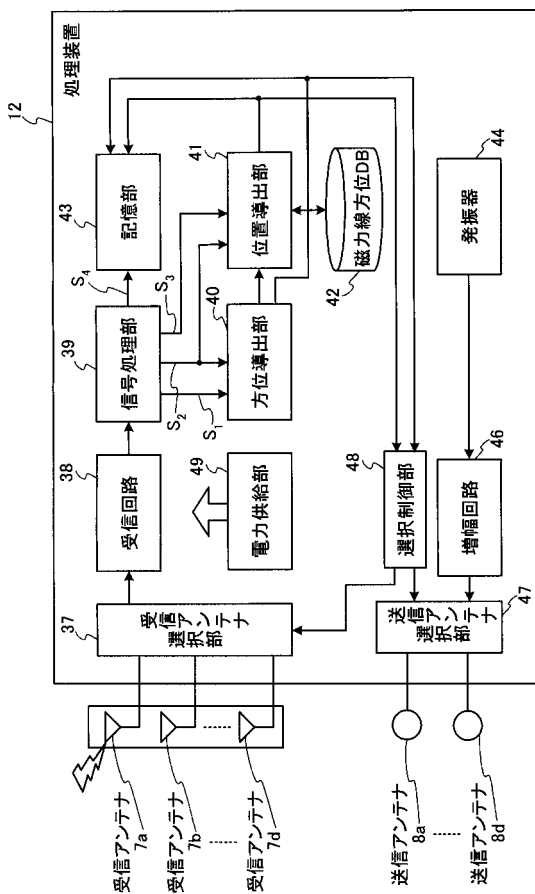
【 図 2 】



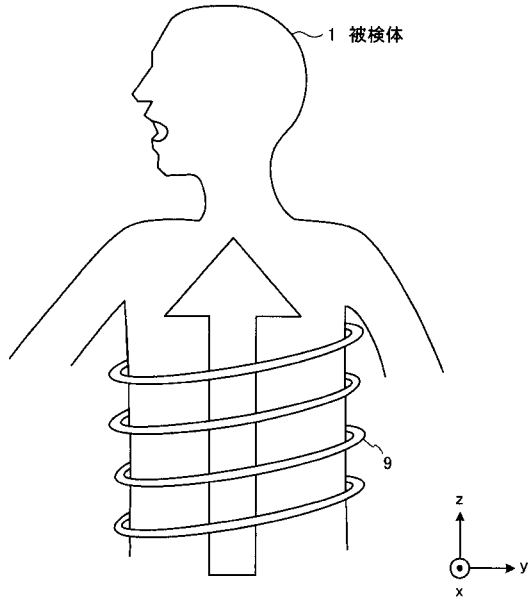
【 図 3 】



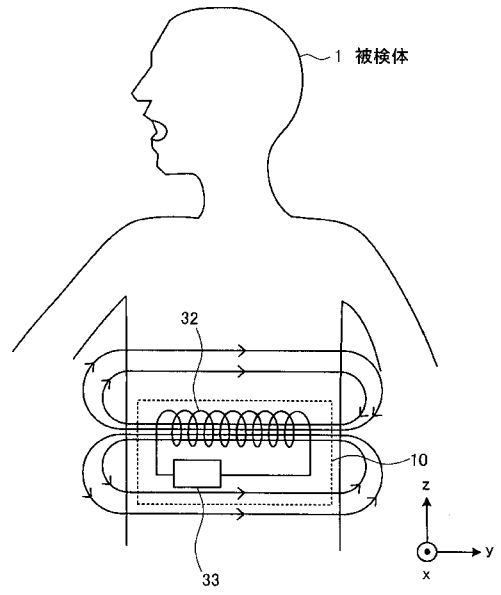
【 図 4 】



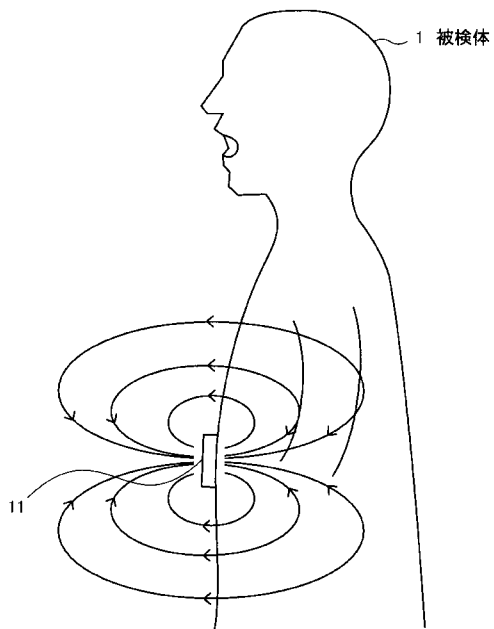
【 図 5 】



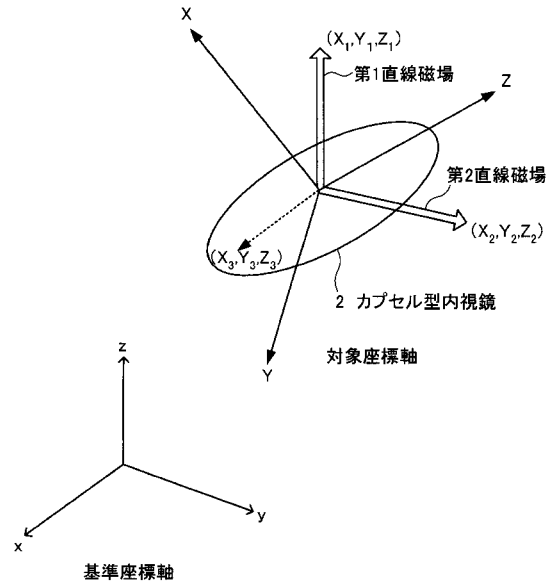
【 図 6 】



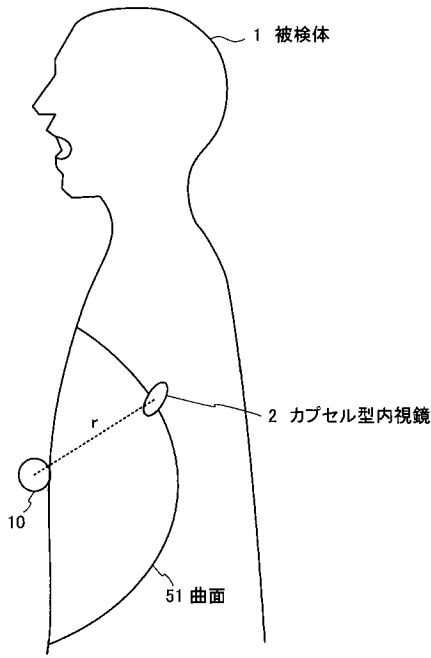
【 図 7 】



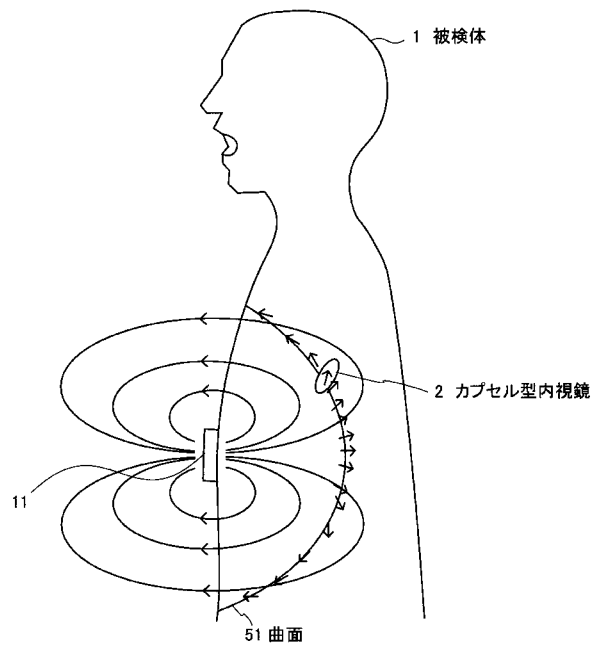
【 図 8 】



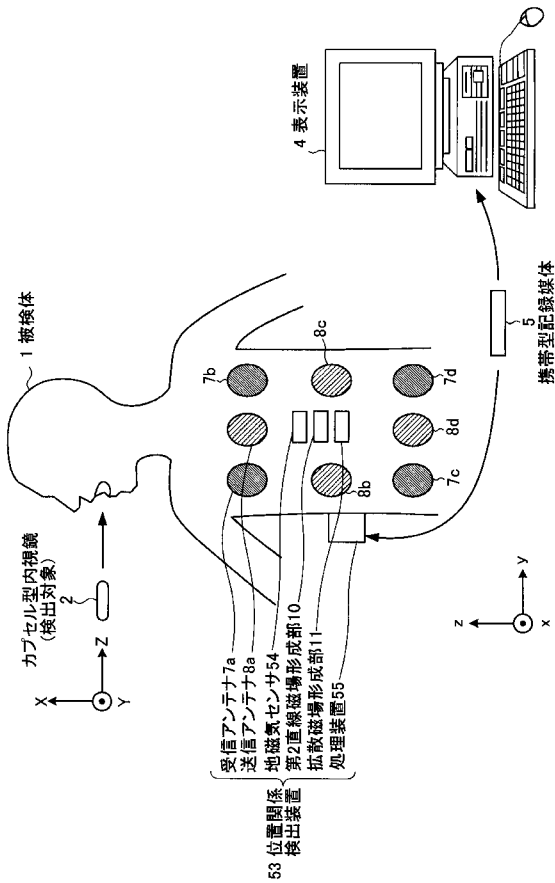
【 図 9 】



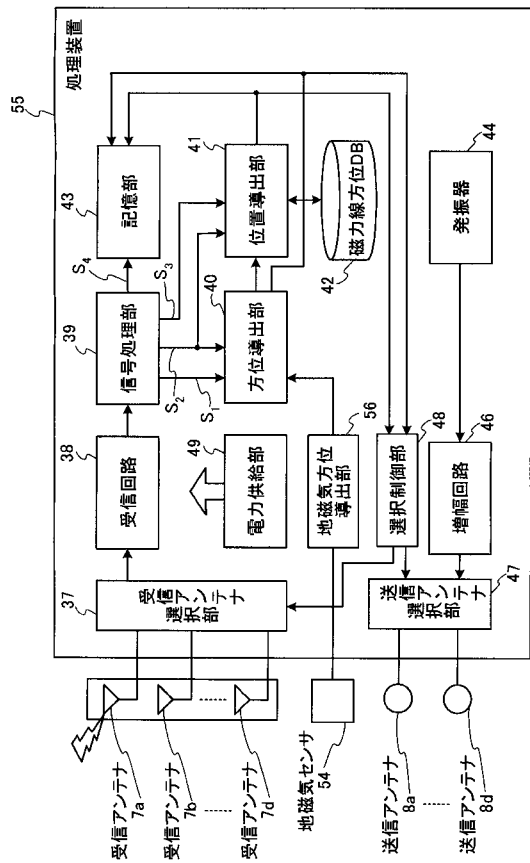
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



专利名称(译)	位置关系检测装置与位置关系检测系统		
公开(公告)号	JP2005334251A	公开(公告)日	2005-12-08
申请号	JP2004156408	申请日	2004-05-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	薬袋 哲夫 松井 亮		
发明人	薬袋 哲夫 松井 亮		
IPC分类号	A61B5/07 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00029 A61B5/062		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.300.D A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.610		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/AA01 4C061/AA03 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/FF50 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/UU06 4C161/AA01 4C161/AA03 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/FF15 4C161/FF50 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/UU06		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP4009617B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：实现一种技术，该技术推导相对于检测目标固定的目标坐标轴与设定的参考坐标轴之间的位置关系，而与检测目标的移动等无关。 解决方案：形成在参考坐标轴上沿已知方向传播的第一和第二线性磁场，内置在胶囊内窥镜2中作为检测目标的磁场传感器检测第一和第二线性磁场。 检测目标坐标轴上的行进方向。 通过将由磁场传感器在目标坐标轴上检测到的第一和第二线性磁场的行进方向与参考轴上的已知方向进行比较，可以检测到目标坐标轴的方位角与参考坐标轴的偏差。 除了第一线性磁场和第二线性磁场之外，还形成了强度随行进距离而衰减的扩散磁场，并且该扩散磁场的强度由内置在胶囊内窥镜2中的磁场传感器检测。 ，导出目标坐标轴的原点相对于基准坐标轴的原点的位置关系。 [选择图]图8

