

(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2006-75533

(P2006-75533A)

(43) 公開日 平成18年3月23日(2006.3.23)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 0 2 7
A 6 1 B 5/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 R	4 C 0 6 1
	A 6 1 B 5/07	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2004-266064 (P2004-266064)
 (22) 出願日 平成16年9月13日 (2004.9.13)

(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
 (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
 Fターム(参考) 4C027 BB05 JJ03
 4C038 CC03 CC09
 4C061 AA01 AA04 BB02 CC06 HH51
 JJ17 NN03 UU06 UU08

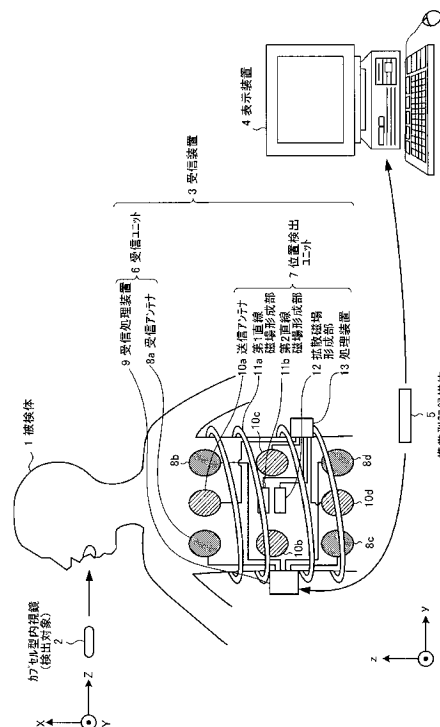
(54) 【発明の名称】 被検体内導入システム、受信装置および被検体内導入装置

(57) 【要約】

【課題】 使用コストの増大を抑制しつつ使用の際に被検体が負う負担の程度を、使用目的に応じた最小限のものに限定することが可能な被検体内導入システムを実現する。

【解決手段】 被検体内導入システムの構成要素たる受信装置3は、受信アンテナ8a~8dおよび受信処理装置9によって構成される受信ユニット6と、送信アンテナ10a~10d、第1直線磁場形成部11a、第2直線磁場形成部11b、拡散磁場形成部12および処理装置13によって構成される位置検出ユニット7とが別個独立に形成された構成を有する。従って、カプセル型内視鏡2によって取得される被検体内情報の取得およびカプセル型内視鏡2の位置検出を目的として被検体内導入システムを使用する場合には受信ユニット6と位置検出ユニット7の双方を使用し、被検体内情報の取得のみを目的とする場合には受信ユニット6のみを使用することが可能である。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の内部に導入され、該被検体に関する情報として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送信する被検体内導入装置と、該被検体内導入装置によって送信された無線信号の受信処理を行う受信装置とによって構成され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が位置する領域における磁場を検出する磁場センサ手段と、

少なくとも前記被検体内情報を含む無線信号を送信する無線送信手段と、

を備え、

前記受信装置は、

前記被検体内導入装置によって送信された無線信号を受信する受信アンテナと、該受信アンテナによって受信された無線信号に対する受信処理を行う受信回路とを少なくとも備えた受信ユニットと、

前記被検体内導入装置が存在しうる領域に所定の位置検出用磁場を形成する磁場形成手段と、前記磁場センサ手段によって取得された前記位置検出用磁場の検出結果に基づき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、前記受信ユニットと別個独立に形成された位置検出ユニットと、

を備えたことを特徴とする被検体内導入システム。

10

20

【請求項 2】

前記無線送信手段は、前記被検体内情報に加えて前記磁場センサ手段によって取得される検出結果を含む無線信号を送信し、

前記位置検出ユニットは、前記受信ユニットを介して前記磁場センサ手段によって取得された検出結果を取得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。

【請求項 3】

前記位置検出ユニットは、使用の際に前記被検体に対して固定された状態で配置され、前記受信ユニットは、使用の際に前記被検体に対する位置が可変な状態で配置され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】

所定の検出対象によって送信される無線信号の受信処理を行う受信装置であって、

前記検出対象によって送信された無線信号を受信する受信アンテナと、該受信アンテナによって受信された無線信号に対する受信処理を行う受信回路とを少なくとも備えた受信ユニットと、

前記検出対象が存在しうる領域に所定の位置検出用磁場を形成する磁場形成手段と、前記検出対象が存在する領域における前記位置検出用磁場の検出結果に基づき前記検出対象の位置を導出する位置導出手段とを備え、前記受信ユニットと別個独立に形成された位置検出ユニットと、

を備えたことを特徴とする受信装置。

30

【請求項 5】

被検体の内部に導入され、該被検体に関する情報として被検体内情報を取得する被検体内導入装置であって、

前記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が位置する領域における磁場を検出する磁場センサ手段と、

少なくとも前記被検体内情報を含む無線信号を送信する無線送信手段と、

前記磁場センサ手段の駆動状態を制御する磁場検出制御手段と、

を備えたことを特徴とする被検体内導入装置。

40

【請求項 6】

外部から送信される無線信号を受信する無線受信手段をさらに備え、

前記磁場検出制御手段は、前記無線受信手段によって受信された制御信号に基づき前記

50

磁場センサ手段の駆動状態を制御することを特徴とする請求項 5 に記載の被検体内導入装置。

【請求項 7】

前記磁場センサ手段は、前記位置検出用磁場が当該被検体内導入装置の位置する領域に形成されていない場合には、通常モードよりも検出間隔が長周期となる待機モードの磁場検出を行い、前記待機モードにおいて前記位置検出用磁場が検出された場合に前記待機モードから前記通常モードに移行することを特徴とする請求項 5 に記載の被検体内導入装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、被検体の内部に導入され、該被検体に関する情報として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送信する被検体内導入装置と、該被検体内導入装置によって送信された無線信号の受信処理を行う受信装置と、被検体内導入装置および受信装置によって構成され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】

近年、内視鏡の分野においては、飲み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み込まれた後、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。

20

【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装置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）。

30

【0004】

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。

【0005】

このように受信装置内に位置検出機構をさらに備えることによって、従来のカプセル型内視鏡システムでは、例えばカプセル型内視鏡が被検体の小腸に到達した時点から撮像機構による撮像動作を開始させる等の工夫を行うことが可能となる。従って、医師にとって必要な部分についてのみ画像データを取得することが可能になる等の利点を有することとなる。

40

【0006】

【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、位置検出機構が所定の大きさを

50

有することから、位置検出を行わない場合における患者の負担が不必要に増大する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。

【0008】

カプセル型内視鏡を用いた検査では、常に位置検出を行う必要性を有するというのではなく、被検体の口腔から大腸にかけて一様に画像取得を行う検査等の場合には、位置検出を伴わずに検査が行われることとなる。かかる検査の場合には、受信装置に備わる位置検出機構は不要であり、被検体は不要な位置検出機構を含む受信装置を検査が終了するまで携帯することとなり、被検体に対する負荷が不必要に増大することとなり、妥当ではない。

【0009】

かかる課題の解決策としては、位置検出機構を備えた受信装置と、位置検出機構を備えない受信装置とをそれぞれ用意し、検査の目的に応じて使い分けることが挙げられる。しかしながら、かかる構成を採用した場合、複数種類の受信装置が必要となることを意味し、カプセル型内視鏡を用いた検査に要するコストが増大することとなるという新たな課題が生じることとなる。

10

【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を備えた被検体内導入システムに関して、使用コストの増大を抑制しつつ使用の際に被検体が負う負担の程度を、使用目的に応じた最小限のものに限定することが可能な被検体内導入システムを実現することを目的とする。

20

【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、請求項1にかかる被検体内導入システムは、被検体の内部に導入され、該被検体に関する情報として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送信する被検体内導入装置と、該被検体内導入装置によって送信された無線信号の受信処理を行う受信装置とによって構成され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が位置する領域における磁場を検出する磁場センサ手段と、少なくとも前記被検体内情報を含む無線信号を送信する無線送信手段とを備え、前記受信装置は、前記被検体内導入装置によって送信された無線信号を受信する受信アンテナと、該受信アンテナによって受信された無線信号に対する受信処理を行う受信回路とを少なくとも備えた受信ユニットと、前記被検体内導入装置が存在しうる領域に所定の位置検出用磁場を形成する磁場形成手段と、前記磁場センサ手段によって取得された前記位置検出用磁場の検出結果に基づき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、前記受信ユニットと別個独立に形成された位置検出ユニットとを備えたことを特徴とする。

30

【0012】

この請求項1の発明によれば、受信ユニットと位置検出ユニットとを別個独立に形成することとしたため、被検体の負担を使用目的に応じた最小限度のものとするのが可能である。すなわち、被検体内情報の取得のみを目的とする場合には、受信装置に関して位置検出ユニットを取り外して受信ユニットのみを使用することが可能となり、被検体の負担を低減することが可能である。

40

【0013】

また、請求項2にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記無線送信手段は、前記被検体内情報に加えて前記磁場センサ手段によって取得される検出結果を含む無線信号を送信し、前記位置検出ユニットは、前記受信ユニットを介して前記磁場センサ手段によって取得された検出結果を取得することを特徴とする。

【0014】

また、請求項3にかかる被検体内導入システムは、上記の発明において、前記位置検出ユニットは、使用の際に前記被検体に対して固定された状態で配置され、前記受信ユニッ

50

トは、使用の際に前記被検体に対する位置が可変な状態で配置されることを特徴とする。

【0015】

また、請求項4にかかる受信装置は、所定の検出対象によって送信される無線信号の受信処理を行う受信装置であって、前記検出対象によって送信された無線信号を受信する受信アンテナと、該受信アンテナによって受信された無線信号に対する受信処理を行う受信回路とを少なくとも備えた受信ユニットと、前記検出対象が存在しうる領域に所定の位置検出用磁場を形成する磁場形成手段と、前記検出対象が存在する領域における前記位置検出用磁場の検出結果に基づき前記検出対象の位置を導出する位置導出手段とを備え、前記受信ユニットと別個独立に形成された位置検出ユニットとを備えたことを特徴とする。

【0016】

また、請求項5にかかる被検体内導入装置は、被検体の内部に導入され、該被検体に関する情報として被検体内情報を取得する被検体内導入装置であって、前記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が位置する領域における磁場を検出する磁場センサ手段と、少なくとも前記被検体内情報を含む無線信号を送信する無線送信手段と、前記磁場センサ手段の駆動状態を制御する磁場検出制御手段とを備えたことを特徴とする。

【0017】

この請求項5の発明によれば、被検体内情報のみの取得を目的とした場合および被検体内情報および位置検出用磁場を利用した位置検出を目的とした場合の双方に関して用いることが可能である。

【0018】

また、請求項6にかかる被検体内導入装置は、上記の発明において、外部から送信される無線信号を受信する無線受信手段をさらに備え、前記磁場検出制御手段は、前記無線受信手段によって受信された制御信号に基づき前記磁場センサ手段の駆動状態を制御することを特徴とする。

【0019】

また、請求項7にかかる被検体内導入装置は、上記の発明において、前記磁場センサ手段は、前記位置検出用磁場が当該被検体内導入装置の位置する領域に形成されていない場合には、通常モードよりも検出間隔が長周期となる待機モードの磁場検出を行い、前記待機モードにおいて前記位置検出用磁場が検出された場合に前記待機モードから前記通常モードに移行することを特徴とする。

【発明の効果】

【0020】

本発明にかかる被検体内導入システムおよび受信装置は、受信ユニットと位置検出ユニットとを別個独立に形成することとしたため、被検体の負担を使用目的に応じた最小限度のものとするのが可能であるという効果を奏する。すなわち、被検体内情報の取得のみを目的とする場合には、受信装置に関して位置検出ユニットを取り外して受信ユニットのみを使用することが可能となり、被検体の負荷を低減できるという効果を奏する。

【0021】

また、本発明にかかる被検体内導入装置は、被検体内情報のみの取得を目的とした場合および被検体内情報および位置検出用磁場を利用した位置検出を目的とした場合の双方に関して用いることが可能であ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（以下では、単に「実施の形態」と称する）である被検体内導入装置、受信装置および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。

【0023】

10

20

30

40

50

(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。図 1 は、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 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 の内部に導入されるカプセル型内視鏡 2 と、カプセル型内視鏡 2 によって送信される無線信号の受信処理等を行う受信装置 3 と、受信装置 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、受信装置 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、後述する位置検出ユニット 7 は、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。

10

【0024】

表示装置 4 は、受信装置 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。

20

【0025】

携帯型記録媒体 5 は、後述する受信処理装置 9 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成を有する。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受信処理装置 9 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、受信処理装置 9 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。受信処理装置 9 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、受信処理装置 9 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。

30

【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および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。

【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。

40

【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

50

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。

10

【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を介して受信装置3に送信され、受信装置3は、磁場センサ16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。

20

【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。

30

【0032】

また、カプセル型内視鏡2は、外部から送信される無線信号に基づき磁場センサ16等の駆動状態を制御する機能を有する。具体的には、カプセル型内視鏡2は、後述する位置検出ユニット7から送信される無線信号を受信する無線受信部33と、受信された無線信号に対して所定の処理を行うことによって所定の制御信号を抽出する信号処理部30と、制御信号に基づき磁場センサ16および切替部20の駆動状態を制御する磁場検出制御部31とを備える。

【0033】

無線受信部33は、受信アンテナ28および受信アンテナ28を介して受信された無線信号に対して復調処理等の所定の処理を行う受信回路29とを備える。また、磁場検出制御部31は、制御信号の内容に応じて磁場センサ16等の駆動状態を制御する機能を有し、最も簡易な構成としては、制御信号が入力されない状態では磁場センサ16等の駆動を停止し、制御信号の入力を受けて磁場センサ16等を駆動させる制御を行う。

40

【0034】

次に、受信装置3について説明する。図1にも示したように、受信装置3は、互いに別個独立に形成された受信ユニット6および位置検出ユニット7によって構成され、受信ユニット6と位置検出ユニット7とを組み合わせた状態で動作するのみならず、受信ユニット6のみが単独で動作することが可能な構成を有する。図3は、受信装置3の全体構成について示す模式的なブロック図である。以下では、まず受信ユニット6の構成を説明した後、位置検出ユニット7の構成を説明することとする。

50

【0035】

受信ユニット6は、図1および図3に示すように、カプセル型内視鏡2によって送信された無線信号を受信するための受信アンテナ8a~8dと、受信アンテナ8a~8dのいずれかを介して受信された無線信号に対する受信処理等を行う受信処理装置9とによって構成される。

【0036】

受信アンテナ8a~8d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8a~8dは、ループアンテナ等によって形成され、被検体1の外表面上に配置された状態で使用される。

【0037】

受信処理装置9は、受信アンテナ8a~8dのいずれかを介して受信された無線信号に対して受信処理等を行うためのものである。具体的には、受信処理装置9は、受信アンテナ8a~8dのいずれかを選択する受信アンテナ選択部35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36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37とを有する。

【0038】

具体的には、信号処理部37は、抽出された原信号に基づき磁場信号 $S_1 \sim S_3$ および画像信号 S_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 $S_1 \sim S_3$ は、それぞれ磁場センサ16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り、後述するように受信ユニット6に対して位置検出ユニット7が組み合わされた状態で使用された場合に再構成される。また、画像信号 S_4 は、被検体内情報取得部14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 $S_1 \sim S_3$ 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。

【0039】

また、受信処理装置9は、信号処理部37によって再構成された画像信号 S_4 等を携帯型記録媒体5に記録する機能を有する記録部38と、受信回路36によって出力される磁場強度信号等に基づき受信アンテナ選択部35におけるアンテナ選択の態様を制御する選択制御部39と、位置検出ユニット7に対して情報の入出力を行うための入出力インタフェース41と、受信処理装置9に備わる構成要素に対して駆動電力を供給する電力供給部42とを備える。

【0040】

記録部38は、入力されたデータを携帯型記録媒体5に記録する機能を有する。記録部38に対しては、上述の画像信号 S_4 の他に、入出力インタフェース41を介して位置検出ユニット7によって導出されたカプセル型内視鏡2の位置情報も入力される構成を有する。

【0041】

選択制御部39は、受信アンテナ8a~8dの中から受信に適した受信アンテナを選択するためのものである。具体的には、選択制御部39は、受信回路36によって生成された受信強度に関する情報(例えば、RSSI(Received Signal Strength Indicator :受信信号強度表示信号)に基づき、最も受信強度の高い受信アンテナ8を決定し、決定した受信アンテナ8を選択するよう受信アンテナ選択部35を制御する機能を有する。

【0042】

入出力インタフェース41は、位置検出ユニット7との間で情報のやりとりを行うためのものである。具体的には、本実施の形態1においては、入出力インタフェース41は、少なくとも位置検出ユニット7に対して磁場信号 $S_1 \sim S_3$ を出力すると共に、位置検出ユニット7側からカプセル型内視鏡2の位置に関する情報を入力する。入出力インタフェース41の具体的な構成としては、情報の入出力を行うことが可能なものであれば任意の構

10

20

30

40

50

成を採用することとして良い。すなわち、例えば位置検出ユニット7に備わる入出力インタフェース44(後述)との間で有線接続を行う構成としても良いし、無線接続する構成としても良い。

【0043】

次に、位置検出ユニット7について説明する。図1および図3に示すように、位置検出ユニット7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送信アンテナ10a~10dと、位置検出用磁場としてそれぞれ第1直線磁場、第2直線磁場および拡散磁場を形成する第1直線磁場形成部11a、第2直線磁場形成部11bおよび拡散磁場形成部12と、所定の情報処理を行う処理装置13とを備える。以下では、処理装置13の構成を説明した後に第1直線磁場形成部11a、第2直線磁場形成部11bおよび拡散磁場形成部12について説明を行うこととする。

10

【0044】

処理装置13は、図3にも示すように、受信ユニット6に備わる入出力インタフェース41との間で情報のやりとりを行うための入出力インタフェース44と、受信ユニット6から出力された情報のうち、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_1 、 S_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45と、拡散磁場の検出強度に対応した磁場信号 S_3 および磁場信号 S_2 と、方位導出部45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46と、位置導出部46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47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。

20

【0045】

また、処理装置13は、カプセル型内視鏡2に対して制御信号を無線送信すると共に、第1直線磁場形成部11a等に対する駆動制御を行う機能を有する。具体的には、処理装置13は、制御信号を生成する制御信号生成部48と、生成された制御信号を含む無線信号に基づき所定の無線信号を生成する送信回路49と、生成された無線信号を送信するアンテナを送信アンテナ10a~10dの中から選択する送信アンテナ選択部50と、送信アンテナの選択態様を制御する選択制御部51とを備える。また、処理装置13は、第1直線磁場形成部11a、第2直線磁場形成部11bおよび拡散磁場形成部12および制御信号生成部48の駆動状態を制御する磁場形成制御部52とを備える。

30

【0046】

制御信号生成部48は、カプセル型内視鏡2に備わる磁場検出制御部31に対して供給する制御信号を生成する機能を有する。制御信号の内容としては任意のものを用いることが可能であって、例えば磁場検出制御部31が、何らかの信号が入力された際に磁場センサ16等を駆動させる機能を有する場合には、制御信号としては例えば単一パルスによって構成されることとしても良い。

【0047】

選択制御部51は、制御信号を含む無線信号の送信に使用する送信アンテナ10の選択態様を決定するためのものである。具体的には、選択制御部51は、方位導出部45および位置導出部46による導出結果に基づき、カプセル型内視鏡2に対して最も効率的に無線信号を送信可能な送信アンテナ10を決定する機能を有する。すなわち、選択制御部51は、あらかじめカプセル型内視鏡2に備わる受信アンテナ28の対象座標軸における位置を把握すると共に、方位導出部45および位置導出部46の導出結果に応じて対象座標軸と基準座標軸との位置関係を取得する。そして、選択制御部51は、取得した位置関係に基づき送信アンテナ10a~10dと、カプセル型内視鏡2に備わる受信アンテナ28との間の位置関係を把握し、送信に最も適した送信アンテナ10を決定し、決定したアンテナを選択するよう送信アンテナ選択部50を制御する機能を有する。

40

【0048】

磁場形成制御部52は、第1直線磁場形成部11a等の磁場形成手段の駆動状態を制御するとともに、制御信号生成部48の駆動状態を制御するためのものである。具体的には

50

、磁場形成制御部 5 2 は、位置検出ユニット 7 が受信ユニット 6 と組み合わされた状態で使用されない状態では、第 1 直線磁場形成部 1 1 a 等の駆動を停止し、受信ユニット 6 と組み合わされた状態においては、第 1 直線磁場形成部 1 1 a 等の駆動を開始させるよう制御する機能を有する。具体的には、本実施の形態 1 においては、磁場形成制御部 5 2 は、入出力インタフェース 4 4 が受信ユニット 6 に備わる入出力インタフェース 4 1 に対して情報の入出力が可能となったことを検出する機能を有する。そして、磁場形成制御部 5 2 は、情報の入出力が可能となった場合に位置検出ユニット 7 が受信ユニット 6 と組み合わされたものと判断し、第 1 直線磁場形成部 1 1 a 等の駆動を開始する機能を有する。

【0049】

また、処理装置 1 3 は、上述した構成要素に対して駆動電力を供給するための機構を有する。具体的には、処理装置 1 3 は、電力供給部 5 3 を備え、電力供給部 5 3 に保持された電力を各構成要素に供給する構成を有する。

【0050】

次に、位置検出ユニット 7 の他の構成要素である第 1 直線磁場形成部 1 1 a、第 2 直線磁場形成部 1 1 b および拡散磁場形成部 1 2 について説明する。なお、第 1 直線磁場形成部 1 1 a、第 2 直線磁場形成部 1 1 b および拡散磁場形成部 1 2 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、それぞれによって形成される第 1 直線磁場、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例として機能するものである。

【0051】

第 1 直線磁場形成部 1 1 a 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 1 1 a は、具体的には、図 1 にも示したように、被検体 1 の胴部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。

【0052】

図 4 は、第 1 直線磁場形成部 1 1 a 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 4 に示すように、第 1 直線磁場形成部 1 1 a 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 1 1 a によって被検体 1 内部に形成される第 1 直線磁場は、図 4 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。

【0053】

次に、第 2 直線磁場形成部 1 1 b および拡散磁場形成部 1 2 について説明する。第 2 直線磁場形成部 1 1 b および拡散磁場形成部 1 2 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 1 1 b 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 1 2 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。

【0054】

第 2 直線磁場形成部 1 1 b 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 1 2 は、第 1 直線磁場形成部 1 1 a、第 2 直線磁場形成部 1 1 b 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 1 2 から離隔するにつれて拡散する磁場を形

10

20

30

40

50

成するためのものである。

【0055】

図5は、第2直線磁場形成部11bおよび拡散磁場形成部12の構成を示すと共に、第2直線磁場形成部11b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に示すように、第2直線磁場形成部11b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56と、コイル56に対して電流供給を行うための電流源57とを備える。このため、コイル56によって形成される第2直線磁場は、図5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56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。

10

【0056】

また、拡散磁場形成部12は、コイル58と、コイル58に対して電流供給を行うための電流源59とを備える。ここで、コイル56は、あらかじめ定められ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56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58は、磁力線方位データベース47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。

【0057】

図6は、拡散磁場形成部12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に示すように、拡散磁場形成部12に備わるコイル58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12によって形成される拡散磁場は、コイル58(図6にて図示省略)によって形成された磁場において、図6に示すように磁力線が放射状に一旦拡散し、再びコイル58に入射するよう形成されている。

20

【0058】

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。本実施の形態1では、受信ユニット6と位置検出ユニット7とによって受信装置3が構成されており、使用態様としては、受信ユニット6が単独で動作する場合と、受信ユニット6に対して位置検出ユニット7が組み合わされた状態で動作する場合とがある。

【0059】

図7は、被検体内導入システムに備わるカプセル型内視鏡2の動作について説明するためのフローチャートである。カプセル型内視鏡2は、被検体1内に導入された後に、まず被検体内情報のみを取得し、被検体内情報を含む無線信号の送信を行う(ステップS101)。この時点では、磁場検出制御部31は、磁場センサ16の駆動を停止するよう制御すると共に、切替部20に対して、信号処理部15から出力された被検体内情報(本実施の形態1では画像データ)のみを送信回路26に対して出力するよう制御を行う。

30

【0060】

そして、磁場検出制御部31は、無線受信部33によって位置検出ユニット7からの制御信号を受信したか否かの判定を行い(ステップS102)、受信した場合には(ステップS102, Yes)、磁場センサ16に対して磁場検出を開始するよう制御を行い(ステップS103)、被検体内情報取得部14が被検体内情報の取得を行うと共に磁場センサ16が磁場検出を行い、取得された被検体内情報および磁場検出結果を無線送信部19を介して送信する(ステップS104)。

40

【0061】

なお、制御信号を受信しない場合には(ステップS102, No)、ステップS101、S102の動作を繰り返し行うこととしている。制御信号を受信しない場合とは、後述するように位置検出ユニット7が組み合わされることなく受信ユニット6のみを使用する場合であり、かかる場合には、カプセル型内視鏡2は、ステップS101の動作を繰り返し行うこととなる。

【0062】

次に、受信装置3の動作について説明する。図8は、受信装置3に備わる位置検出ユニ

50

ット7の動作について示すフローチャートである。なお、受信ユニット6は、位置検出ユニット7との組み合わせの有無にかかわらずカプセル型内視鏡2から送信される無線信号の受信処理等の処理を行うという従来と同様の処理を行うことから、以下では位置検出ユニット7の動作についてのみ説明することとする。

【0063】

まず、位置検出ユニット7は、磁場形成制御部52によって、受信ユニット6と接続されているか否かの判定を行う(ステップS201)。本ステップにおける「接続」とは、入出力インタフェース44、41を介した情報のやりとりが可能な状態であることを意味し、磁場形成制御部52は、かかる状態の有無を検出することによって判定を行う。接続されていない場合には(ステップS201, No)ステップS201を繰り返し、受信ユニット6と接続されている場合には(ステップS201, Yes)、磁場形成制御部52は、制御信号生成部48に対して制御信号の生成を指示し、生成された制御信号は、送信部54を介して無線送信される(ステップS202)。また、磁場形成制御部52は、第1直線磁場形成部11a等に対して駆動開始するよう制御し、第1直線磁場形成部11a等は所定の位置検出用磁場を形成する(ステップS203)。ステップS202において送信された制御信号を受信することによってカプセル型内視鏡2は位置検出用磁場の検出を開始し、検出結果を含む無線信号を送信する。これに対して、位置検出ユニット7は、送信された無線信号に含まれる磁場信号について、受信ユニット6を経由して取得し(ステップS204)、取得した磁場信号に基づきカプセル型内視鏡2の位置検出処理を行い(ステップS205)、検出した位置について受信ユニット6に出力する(ステップS206)。以後、ステップS203~S206の動作を繰り返すことによって、異なる時刻におけるカプセル型内視鏡2の位置を検出する。

【0064】

位置検出ユニット7の処理のうち、ステップS205における位置検出処理について説明する。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。

【0065】

方位導出部45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9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9に示すような方位のずれを生じることとなる。

【0066】

一方で、第1直線磁場形成部11aおよび第2直線磁場形成部11b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11aおよび第2直線磁場形成部11b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。

【0067】

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を介して受信装置3に対して送信される。

【0068】

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37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9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45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45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45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45による方位導出メカニズムである。

10

【0069】

次に、位置導出部46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46は、信号処理部37から磁場信号 S_2 、 S_3 が入力され、方位導出部45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47に記憶された情報を入力する構成を有する。位置導出部46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。

20

【0070】

まず、位置導出部46は、磁場信号 S_2 を用いて、第2直線磁場形成部11b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11b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11b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46は、第2直線磁場形成部11b近傍における第2直線磁場の強度(第2直線磁場形成部11b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11b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10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11bから距離 r だけ離れた点の集合である曲面61上に位置することが明らかとなる。

30

【0071】

そして、位置導出部46は、磁場信号 S_3 、方位導出部45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47に記憶された情報に基づきカプセル型内視鏡2の曲面61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47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46は、図11に示すように、磁力線方位データベース47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46による位置導出メカニズムである。

40

【0072】

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。まず、本実施の形態1にかかる被検体内導入システムは、図1および図3にも示したように、受信装置3において、受信ユニット6と位置検出ユニット7とが別個独立に形成されており

50

、使用目的に応じて被検体 1 に対して配置する構成を調節することが可能である。例えば、被検体内情報の取得および位置検出の双方を目的とした検査を行う場合には、受信ユニット 6 と位置検出ユニット 7 とを組み合わせた状態で受信装置 3 を使用することによって目的を達成することが可能である。一方で、位置検出を必要とせず、被検体内情報のみの取得を目的として使用する場合には、位置検出ユニット 7 を被検体 1 から外し、受信ユニット 6 のみを用いることによって、カプセル型内視鏡 2 によって取得された被検体内情報を携帯型記録媒体 5 に記録することが可能である。

【 0 0 7 3 】

従って、本実施の形態 1 にかかる被検体内導入システムは、使用の際において被検体 1 が負う負担の程度を、使用目的に応じた最小限のものに限定できるという利点を有する。すなわち、本実施の形態 1 では、位置検出を行わない場合には、位置検出に使用される第 1 直線磁場形成部 1 1 a、第 2 直線磁場形成部 1 1 b、拡散磁場形成部 1 2 および処理装置 1 3 について被検体 1 が携帯する必要はなく、使用時における被検体 1 の負担を軽減することが可能となる。

10

【 0 0 7 4 】

また、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 の負担を使用目的に応じた最小限のものに抑制しつつ、使用コストの増加を抑制できるという利点を有する。すなわち、本実施の形態 1 にかかる被検体内導入システム単体によって被検体内情報のみの取得を目的とした使用および被検体内情報の取得および位置検出を目的とした使用の双方を満たすことが可能であり、別途異なるシステムを用いた場合と比較して、使用コスト

20

【 0 0 7 5 】

また、被検体内導入システムの構成要素たるカプセル型内視鏡 2 に関しても、使用コストの低減が図られている。すなわち、本実施の形態 1 では、図 7 のフローチャートにも示したように、位置検出ユニット 7 からの制御信号を受信しない限り、位置検出に関係した磁場検出動作を行わない構成を採用している。従って、受信装置 3 について受信ユニット 6 のみが使用されている場合には、磁場センサ 1 6 等は駆動しないこととなり、磁場センサ 1 6 等の駆動に要する電力の分だけ消費電力が低減されるという点でシステム全体の使用コストを低減することが可能である。

【 0 0 7 6 】

さらに、本実施の形態 1 にかかる被検体内導入システムは、位置検出を伴う使用の際において、被検体 1 の負担を低減しつつ正確な位置検出を行うことができるという利点を有する。図 9 ~ 図 1 1 を用いた説明からも明らかなように、位置検出は位置検出用磁場の進行方向および強度に基づき行われることから、位置検出用磁場を形成する第 1 直線磁場形成部 1 1 a、第 2 直線磁場形成部 1 1 b および拡散磁場形成部 1 2 は、被検体内導入システムの使用を終了するまで被検体 1 に対して一定の位置に固定される必要がある。このため第 1 直線磁場形成部 1 1 a 等を被検体 1 に対して密着固定した状態で配置することはもちろんであるが、図 1 等にも示したように、第 1 直線磁場形成部 1 1 a 等は位置検出機構に対して有線接続されるのが通常である。

30

【 0 0 7 7 】

従って、被検体 1 の姿勢の変化等が生じて第 1 直線磁場形成部 1 1 a 等の位置の変動を万全に防止するためには、第 1 直線磁場形成部 1 1 a 等と有線接続された位置検出機構についても被検体 1 に対して固定する必要がある。従って、従来のように受信ユニットと位置検出ユニットとを一体化した受信装置を用いたシステムの場合には、使用の際には受信装置についても被検体 1 に対して固定した状態となるよう配置していた。しかしながら、受信ユニットと位置検出ユニットとを一体化した分だけ従来の受信装置は大型化および重量化することから、かかる受信装置を被検体 1 に対して固定した状態で十数時間に渡って使用した場合には被検体 1 の負担は深刻なものとなる。

40

【 0 0 7 8 】

これに対して、本実施の形態 1 では上述のように、受信装置 3 は受信ユニット 6 と位置

50

検出ユニット7とが互いに別個独立に形成されており、図1および図3に示すように、第1直線磁場形成部11aと有線接続されるのは位置検出ユニット7のみである。従って、本実施の形態1にかかる被検体内導入システムの場合には、受信装置3のうち被検体1に対して固定することが必要となるのは第1直線磁場形成部11a等の他に位置検出ユニット7のみとなる。位置検出ユニット7は、受信ユニット6と一体化した従来の受信装置と比較して当然のことながら小型化・軽量化するため、本実施の形態1では、従来と比較して被検体1の負担を軽減しつつ正確な位置検出を行うことが可能である。

【0079】

具体的には、例えば位置検出ユニット7に関してはベルト状の保持部材によって被検体1に対して固定することとし、受信ユニット6に関しては肩掛け紐状の保持部材によって被検体1に対する位置が可変な状態で配置することが好ましい。かかる配置態様とすることによって、位置検出精度の低下を防止しつつ、受信ユニット6に関しては数時間ごとに被検体1に対する位置を変化させることで、被検体1の疲労を低減することが可能である。

10

【0080】

(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。本実施の形態2では、実施の形態1と同様に受信装置を互いに別個独立に形成された受信ユニットと位置検出ユニットによって構成すると共に、位置検出ユニットによる位置検出用磁場の形成に応じてカプセル型内視鏡2が磁場検出を開始する構成を採用する。

20

【0081】

図12は、本実施の形態2にかかる被検体内導入システムを構成するカプセル型内視鏡63の構成を示す模式的なブロック図である。なお、図12以下による図示は省略するものの、本実施の形態2にかかる被検体内導入システムにおいても実施の形態1と同様に、表示装置4および携帯型記録媒体5を備えることとする。また、図12以下に示す構成要素について、実施の形態1と同様の符号・名称を付したものは、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。

【0082】

図12に示すように、カプセル型内視鏡63は、実施の形態1にかかるカプセル型内視鏡2と同様に被検体内情報取得部14、信号処理部15、磁場センサ16、増幅部17、A/D変換部18、無線送信部19、切替部20、タイミング発生部21および蓄電器32を備える一方で、新たにA/D変換部18からの出力に基づき検出磁場の強度を導出する磁場強度導出部64と、磁場強度導出部64によって導出された磁場強度に基づき磁場センサ16および切替部20の駆動状態を制御する磁場検出制御部65を備えた構成を有する。

30

【0083】

磁場強度導出部64は、磁場センサ16によって検出された磁場の強度を導出するためのものである。具体的には、磁場センサ16によって検出された磁場に対応した電気信号は、増幅部17によって増幅された後、A/D変換部18によってデジタル信号に変換される。磁場強度導出部64は、A/D変換部18によって変換されたデジタル信号に基づき磁場強度を導出し、磁場検出制御部65に対して出力する機能を有する。

40

【0084】

磁場検出制御部65は、磁場強度導出部64によって導出された磁場強度に基づき磁場センサ16によって行われる磁場検出の周期を制御する機能を有する。具体的には、磁場検出制御部65は、磁場強度導出部64によって導出された磁場強度に基づき第1直線磁場形成部11a等による位置検出用磁場が形成されたか否かを判定し、磁場センサ16における磁場検出動作の周期を、長周期と、長周期よりも短い周期である短周期との間で切り替える機能を有する。

【0085】

次に、本実施の形態2にかかる被検体内導入システムを構成する受信装置について説明

50

する。図 1 3 は、受信装置の構成を示す模式的なブロック図である。図 1 3 に示すように、本実施の形態 2 における受信装置は、実施の形態 1 と同様の構成を有する受信ユニット 6 と、受信ユニット 6 と別個独立に形成され、実施の形態 1 における位置検出ユニット 7 とは異なる構成を有する位置検出ユニット 6 7 を備える。

【 0 0 8 6 】

位置検出ユニット 6 7 は、第 1 直線磁場形成部 1 1 a、第 2 直線磁場形成部 1 1 b、拡散磁場形成部 1 2 および処理装置 6 8 によって構成される。処理装置 6 8 は、実施の形態 1 における処理装置 1 3 と同様に入出力インタフェース 4 4、方位導出部 4 5、位置導出部 4 6、磁力線方位データベース 4 7 および電力供給部 5 3 を備える一方で、制御信号生成部 4 8、送信回路 4 9、送信アンテナ選択部 5 0 および選択制御部 5 1 を省略した構成を有する。かかる構成に対応して、磁場形成制御部 5 2 は、第 1 直線磁場形成部 1 1 a、第 2 直線磁場形成部 1 1 b および拡散磁場形成部 1 2 の駆動状態のみを制御し、実施の形態 1 において制御信号を含む無線信号を送信するための送信アンテナ 1 0 a ~ 1 0 d は省略されている。

10

【 0 0 8 7 】

次に、本実施の形態 2 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。図 1 4 は、被検体内導入システムを構成する位置検出ユニット 6 7 の動作について示すフローチャートである。図 1 4 に示すように位置検出ユニット 6 7 は、磁場形成制御部 5 2 によって受信ユニット 6 と接続したか否かを判定し（ステップ S 3 0 1）、接続している場合には（ステップ S 3 0 1, Yes）、制御信号の生成等を行うことなく位置検出用磁場の形成を行う（ステップ S 3 0 2）。以下、実施の形態 1 の場合と同様に磁場信号を取得し（ステップ S 3 0 3）、カプセル型内視鏡 2 の位置検出処理を行い（ステップ S 3 0 4）、位置に関する検出結果を受信ユニット 6 に対して出力する（ステップ S 3 0 5）という動作を繰り返す。

20

【 0 0 8 8 】

カプセル型内視鏡 2 は以下の通りに動作する。具体的には、図 1 5 のフローチャートに示すように、カプセル型内視鏡 2 は、初期状態として長周期すなわち長い間隔で磁場検出動作を行う（ステップ S 4 0 1）。そして、カプセル型内視鏡 2 は、被検体内情報取得部 1 4 によって被検体内情報を取得すると共に、取得した被検体内情報を含む無線信号を無線送信部 1 9 を介して送信する（ステップ S 4 0 2）。なお、本ステップでは、ステップ S 4 0 1 における磁場検出結果については送信しないこととする。その後、磁場検出制御部 6 5 は、検出磁場強度に基づき磁場センサ 1 6 が位置検出用磁場を検出したか否かを判定し（ステップ S 4 0 3）、検出していない場合には（ステップ S 4 0 3, No）、位置検出用磁場が形成されていないものとして再びステップ S 4 0 1 以下の動作を繰り返す。一方で、磁場センサ 1 6 が位置検出用磁場を検出した場合には、検出周期を上述の長周期よりも短い周期である短周期に変更した磁場検出動作を開始し（ステップ S 4 0 4）、被検体内情報取得部 1 4 によって取得された被検体内情報と共に磁場センサ 1 6 によって取得された磁場検出結果を含む無線信号の送信を繰り返す（ステップ S 4 0 5）。

30

【 0 0 8 9 】

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。まず、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 の場合と同様に、受信ユニット 6 と位置検出ユニット 6 7 とが別個独立に形成されるために、使用コストの上昇を回避しつつ被検体 1 が負う負担の程度を使用目的に応じた最小限のものに限定できるという利点を有する。

40

【 0 0 9 0 】

また、本実施の形態 2 では、カプセル型内視鏡 6 3 に備わる磁場センサ 1 6 を活用することによって位置検出ユニット 6 7 の使用を検知する構成を有する。具体的には、上述したように、磁場センサ 1 6 は、位置検出ユニット 6 7 が組み合わされたか否か不明の段階において、磁場検出制御部 6 5 の制御に従って長周期で繰り返し検出動作を行うことによって、磁場検出動作を行う構成を有し、検出された磁場強度に応じて磁場検出制御部 6 5

50

が位置検出用磁場の形成の有無を判定することによって、位置検出ユニット67が組み合わされていることを認識する構成を有する。従って、本実施の形態2では、カプセル型内視鏡63が無線受信部、信号処理部等を備える必要が無く、構成が単純化することによってカプセル型内視鏡63を小型化することが可能となると共に、消費電力を低減することが可能である。なお、本実施の形態2では位置検出用磁場の形成の有無にかかわらず磁場センサ16が継続的に駆動することとなるが、上述のように位置検出用磁場が検出されるまでは磁場センサ16は長周期駆動を行うこととなるため、実質的な消費電力の増加が問題となることはない。

【0091】

なお、構成が単純化する点については位置検出ユニット67に関しても同様である。すなわち、制御信号の生成・送信を行う必要がなくなることから、位置検出ユニット67は制御信号生成部および送信部を省略することが可能となり、小型・軽量化かつ低消費電力化が可能となる。特に、実施の形態1でも説明したように位置検出精度の低下を抑制する観点からは位置検出ユニット67に関しては被検体1に対して固定された状態で配置されることが好ましいことから、位置検出ユニット67が小型・軽量化することで、被検体1の負担をさらに低減することが可能であるという利点を有する。また、送信部を構成する送信アンテナについても省略可能なことから、被検体1の外表面に固着する部材が低減されることとなり、かかる観点からも被検体1の負担を軽減することが可能である。

【0092】

(実施の形態3)

次に、実施の形態3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3にかかる被検体内導入システムは、位置検出ユニットにおいて、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構成を有する。なお、以下の説明では実施の形態1をベースとした構成を例に説明するが、例えば実施の形態2の構成に関して、第1直線磁場の代わりに地磁気を用いた構成を採用することとしても良いことはもちろんである。

【0093】

図16は、実施の形態3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16に示すように、本実施の形態3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、受信装置70を形成する位置検出ユニット71の構成が異なるものとなる。具体的には、実施の形態1等で位置検出装置に備わっていた第1直線磁場形成部11aが省略され、新たに地磁気センサ73を備えた構成を有する。また、処理装置72についても、実施の形態1等とは異なる構成を有する。

【0094】

地磁気センサ73は、基本的にはカプセル型内視鏡2に備わる磁場センサ16と同様の構成を有する。すなわち、地磁気センサ73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73は、磁場センサ16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73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72に対して出力する構成を有する。

【0095】

次に、本実施の形態3における処理装置72について説明する。図17は、処理装置72の構成を示すブロック図である。図17に示すように、処理装置72は、基本的には実施の形態1における処理装置13と同様の構成を有する一方で、地磁気センサ73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45に対して出力する地磁気方位導出部74を備えた構成を有する。

10

20

30

40

50

【0096】

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。

【0097】

従って、本実施の形態3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73および地磁気方位導出部74を備えることとしている。すなわち、地磁気センサ73の検出結果に基づいて、地磁気方位導出部74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45に出力する。これに対して、方位導出部45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。

【0098】

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11b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11b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。

【0099】

次に、本実施の形態3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3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73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73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。

【0100】

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。

【0101】

以上、実施の形態1～3を用いて本発明について説明したが、本発明は上記の実施の形態に限定して解釈するべきではなく、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、実施の形態1～3において、被検体内導入装置たるカプセル型内視鏡は、単一の構造で被検体内情報の取得および必要に応じた位置検出用磁場の検出機能を備えた構成としたが、より単純な構成として、被検体内情報の取得のみが可能な被検体内導入装置と、被検体内情報を取得する機能および位置検出用磁場の検出機能を備えた被検体内導入装置とを別々に用意することとしても良い。また、受信装置において、各構

10

20

30

40

50

成要素に対応して電力供給部または電流源を備えることとしたが、例えば受信ユニットに備わる電力供給部によって各構成要素に対して駆動電力を供給する構成としても良いし、受信ユニット等とは別個独立に形成されたバッテリーパックのようなものを用いて受信ユニット等に対して駆動電力を供給する構成としても良い。

【図面の簡単な説明】

【0102】

【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模式的なブロック図である。

【図3】被検体内導入システムに備わる受信装置の構成を示す模式的なブロック図である。 10

【図4】受信装置を構成する位置検出ユニットに備わる第1直線磁場形成部によって形成される第1直線磁場の態様を示す模式図である。

【図5】位置検出ユニットに備わる第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6】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7】カプセル型内視鏡の動作を説明するためのフローチャートである。

【図8】位置検出ユニットの動作を説明するためのフローチャートである。

【図9】基準座標軸と対象座標軸との関係を示す模式図である。 20

【図10】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11】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12】実施の形態2にかかる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模式的なブロック図である。

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

【図14】受信装置を構成する位置検出ユニットの動作を説明するためのフローチャートである。

【図15】カプセル型内視鏡の動作を説明するためのフローチャートである。

【図16】実施の形態3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。 30

【図17】被検体内導入システムを構成する受信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。

【符号の説明】

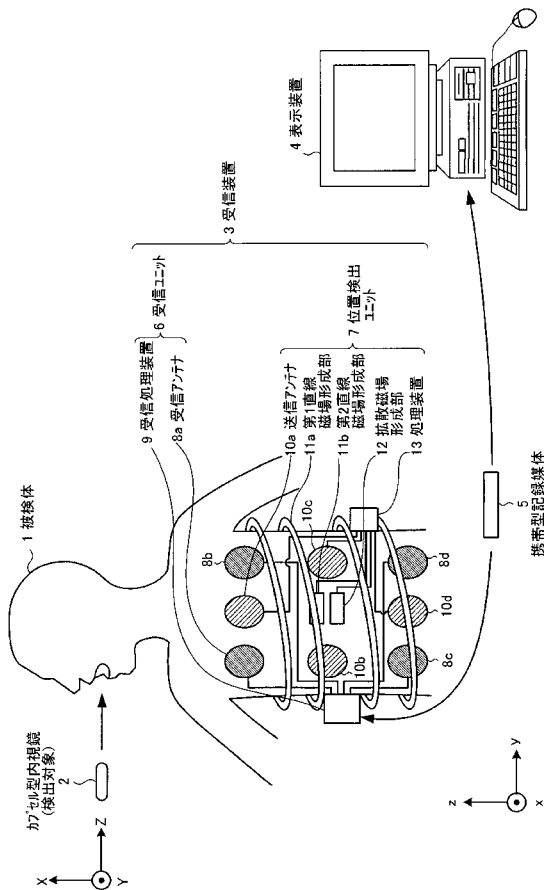
【0103】

- 1 被検体
- 2 カプセル型内視鏡
- 3 受信装置
- 4 表示装置
- 5 携帯型記録媒体
- 6 受信ユニット 40
- 7 位置検出ユニット
- 8 a ~ 8 d 受信アンテナ
- 9 受信処理装置
- 10 a ~ 10 d 送信アンテナ
- 11 a 第1直線磁場形成部
- 11 b 第2直線磁場形成部
- 12 拡散磁場形成部
- 13 処理装置
- 14 被検体内情報取得部
- 15 信号処理部 50

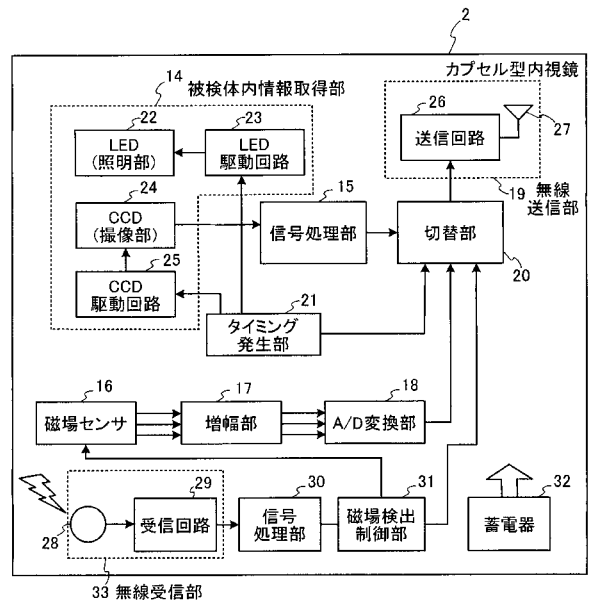
1 6	磁場センサ	
1 7	増幅部	
1 8	A / D 変換部	
1 9	無線送信部	
2 0	切替部	
2 1	タイミング発生部	
2 2	L E D	
2 3	L E D 駆動回路	
2 4	C C D	
2 5	C C D 駆動回路	10
2 6	送信回路	
2 7	送信アンテナ	
2 8	受信アンテナ	
2 9	受信回路	
3 0	信号処理部	
3 1	磁場検出制御部	
3 2	蓄電器	
3 3	無線受信部	
3 4	コイル	
3 5	受信アンテナ選択部	20
3 6	受信回路	
3 7	信号処理部	
3 8	記録部	
3 9	選択制御部	
4 1	入出力インタフェース	
4 2	電力供給部	
4 4	入出力インタフェース	
4 5	方位導出部	
4 6	位置導出部	
4 7	磁力線方位データベース	30
4 8	制御信号生成部	
4 9	送信回路	
5 0	送信アンテナ選択部	
5 1	選択制御部	
5 2	磁場形成制御部	
5 3	電力供給部	
5 4	送信部	
5 6	コイル	
5 7	電流源	
5 8	コイル	40
5 9	電流源	
6 1	曲面	
6 3	カプセル型内視鏡	
6 4	磁場強度導出部	
6 5	磁場検出制御部	
6 7	位置検出ユニット	
6 8	処理装置	
7 0	受信装置	
7 1	位置検出ユニット	
7 2	処理装置	50

- 7 3 地磁気センサ
- 7 4 地磁気方位導出部

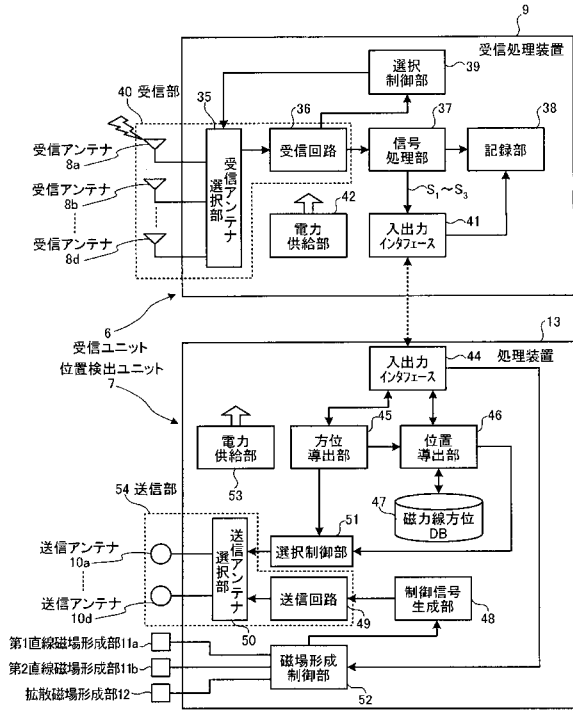
【 図 1 】



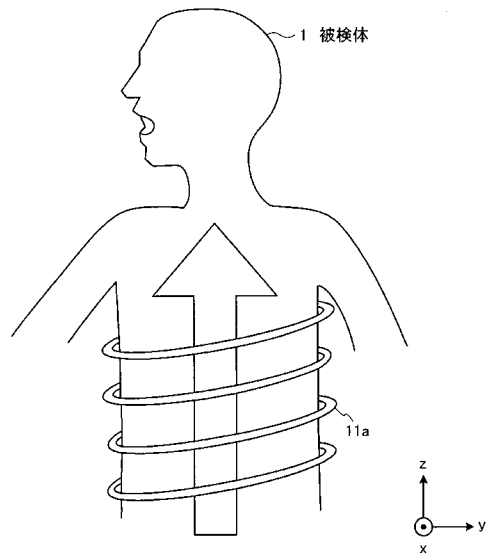
【 図 2 】



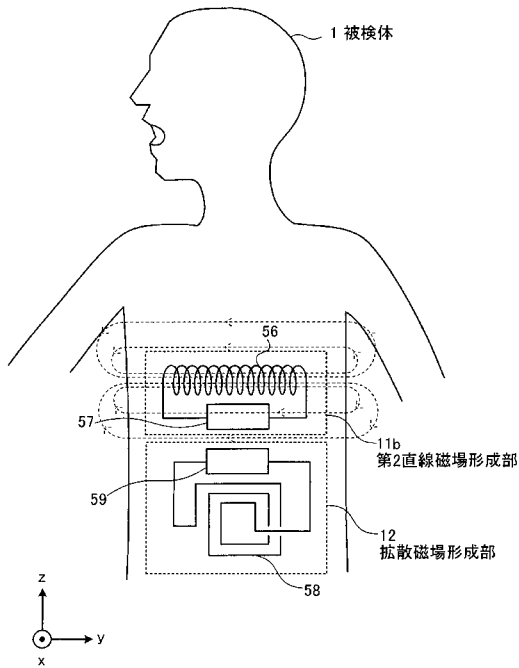
【 図 3 】



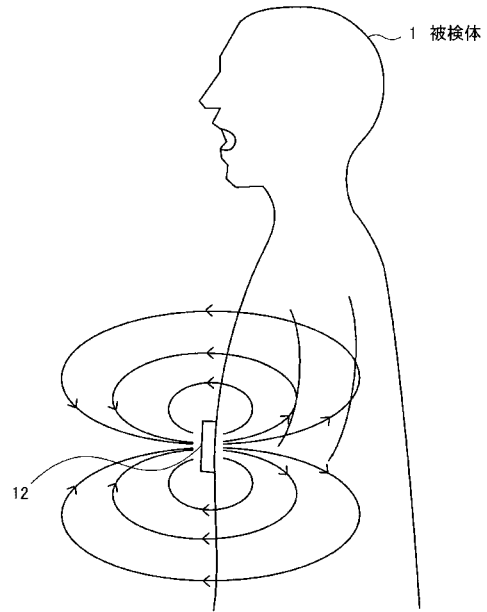
【 図 4 】



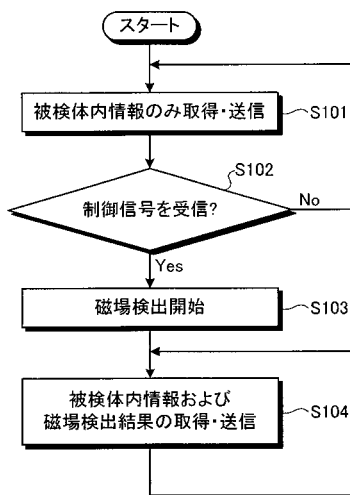
【 図 5 】



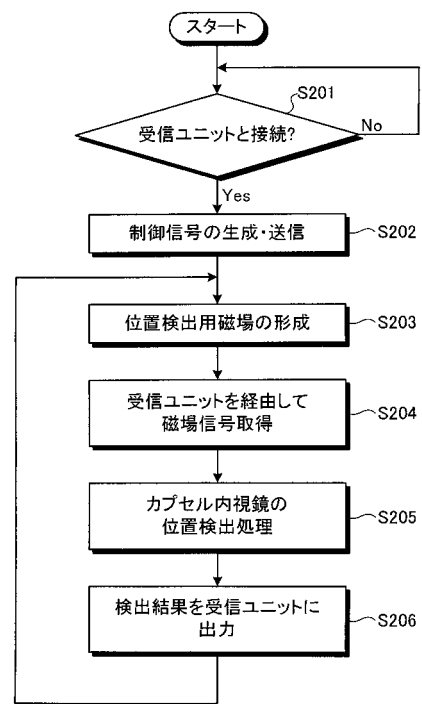
【 図 6 】



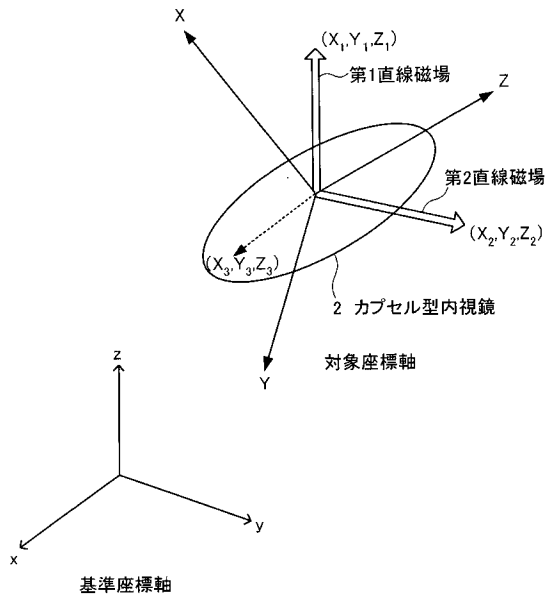
【 図 7 】



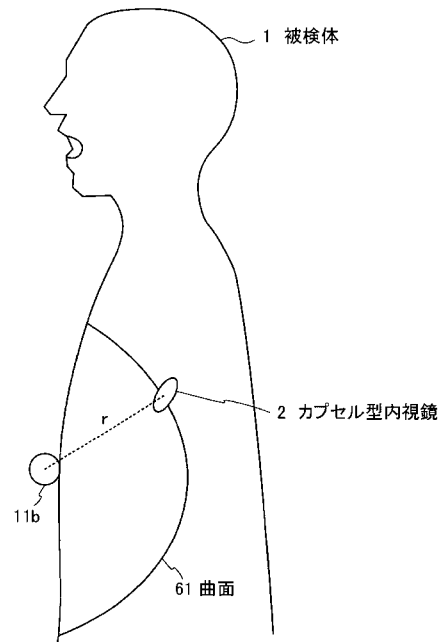
【 図 8 】



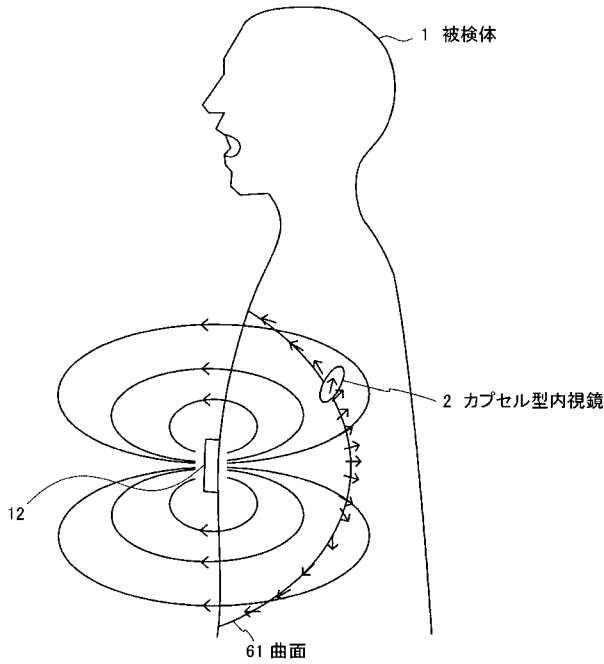
【 図 9 】



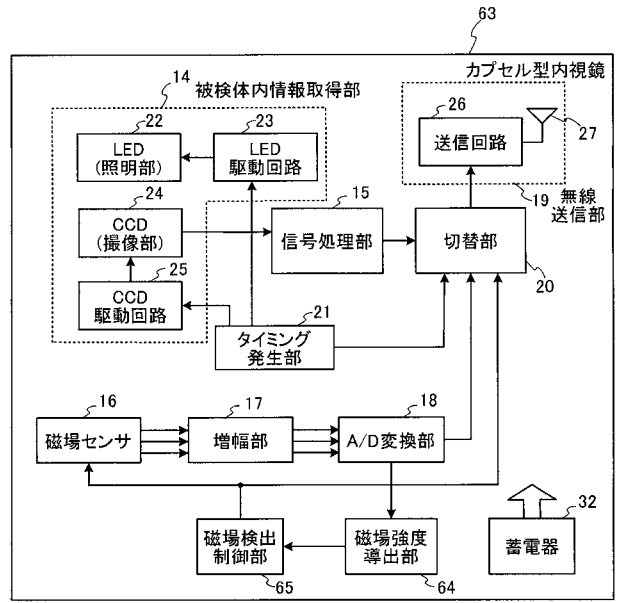
【 図 10 】



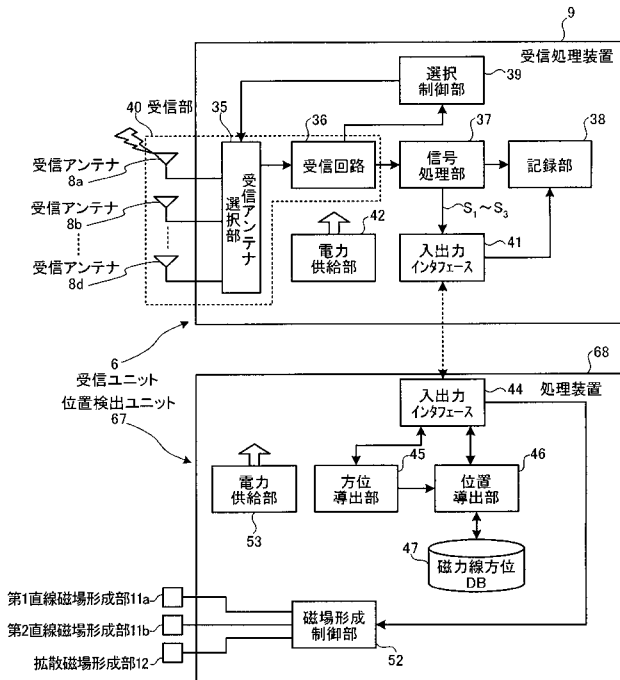
【 図 1 1 】



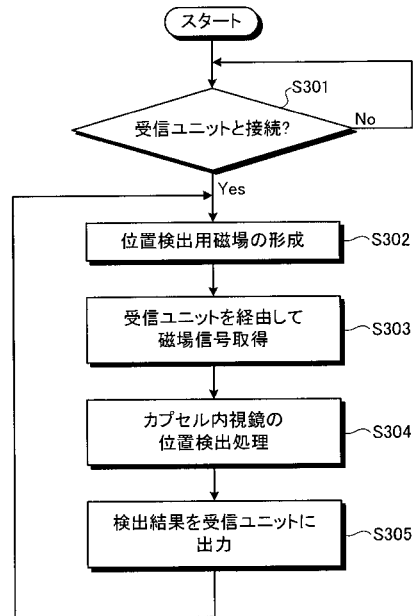
【 図 1 2 】



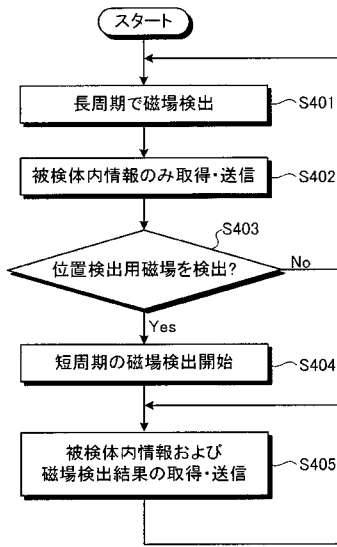
【 図 1 3 】



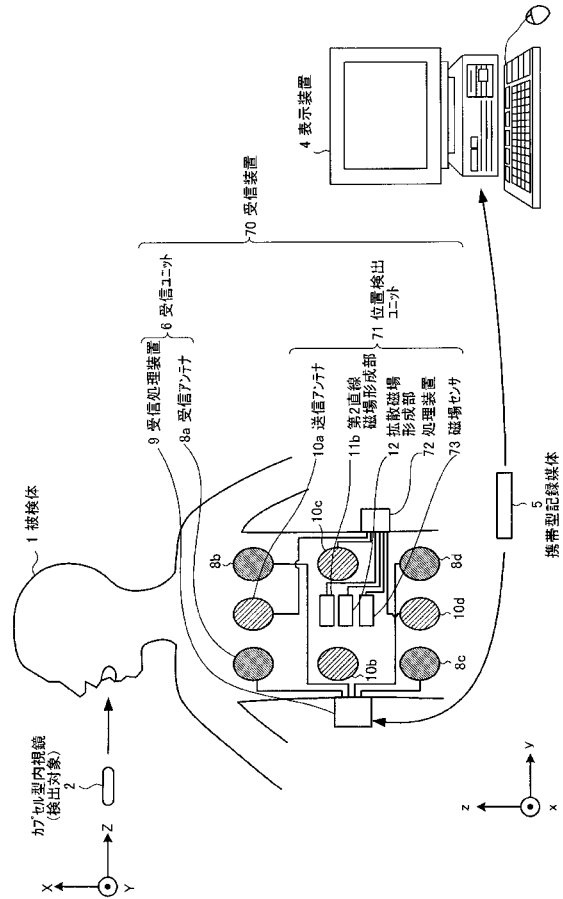
【 図 1 4 】



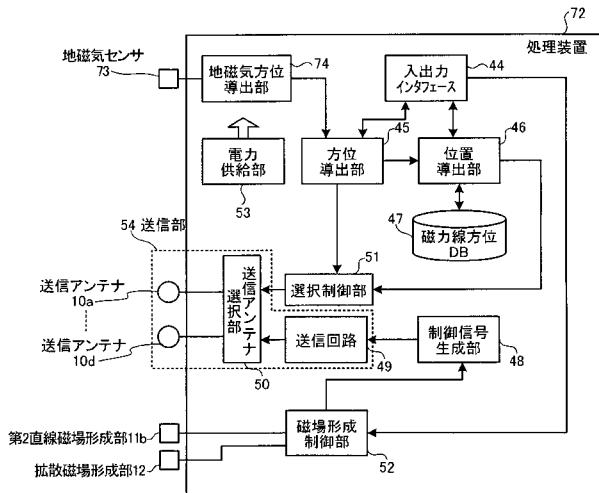
【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



【 図 1 7 】



专利名称(译)	体内引入系统，接收装置和被检体内引入装置		
公开(公告)号	JP2006075533A	公开(公告)日	2006-03-23
申请号	JP2004266064	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		
[标]发明人	薬袋哲夫		
发明人	薬袋 哲夫		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/04 A61B5/07		
CPC分类号	A61B5/06 A61B1/00016 A61B1/00036 A61B1/00158 A61B1/041 A61B5/062 A61B5/065 A61B5/07		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.300.D A61B5/04.R A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/00.682		
F-TERM分类号	4C027/BB05 4C027/JJ03 4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/NN03 4C061/UU06 4C061/UU08 4C127/BB05 4C127/JJ03 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF15 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/NN03 4C161/UU06 4C161/UU08		
代理人(译)	酒井宏明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：实现一种受试者内导入系统，该系统能够根据使用目的将使用时对受试者的负担程度限制到最小，同时抑制使用成本的增加。作为体内导入系统的组成部分的接收装置（3）包括：具有接收天线（8a-8d）和接收处理装置（9）的接收单元（6）；发送天线（10a-10d）；以及第一线性磁场形成单元（11a）。包括第二线性磁场形成单元11b，扩散磁场形成单元12和处理装置13的位置检测单元7被分别且独立地形成。因此，在将被检体内导入系统用于获取由胶囊型内窥镜2获取的体内信息并检测胶囊型内窥镜2的位置的情况下，使用接收部6和位置检测部7。在同时使用以上两种情况的情况下，并且仅出于获取体内信息的目的，可以仅使用接收单元6。 [选型图]图1

