

(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2007-175188

(P2007-175188A)

(43) 公開日 平成19年7月12日(2007.7.12)

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

審査請求 未請求 請求項の数 1 〇 L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2005-375538 (P2005-375538)
 (22) 出願日 平成17年12月27日 (2005.12.27)

(71) 出願人 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100058479
 弁理士 鈴江 武彦
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司
 (74) 代理人 100109830
 弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

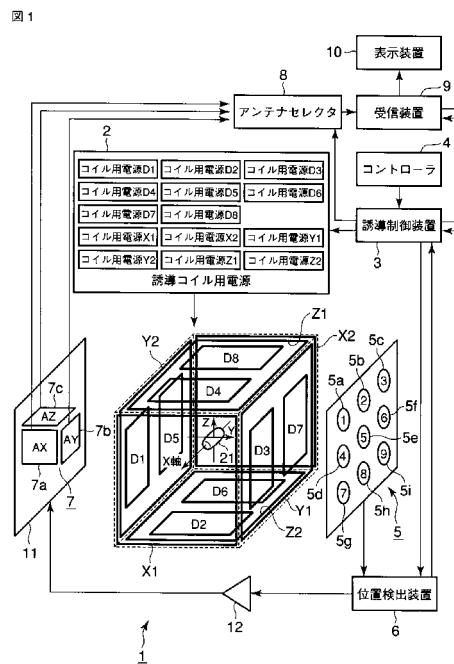
(54) 【発明の名称】 カプセル型医療装置誘導システム

(57) 【要約】

【課題】カプセル型医療装置を誘導するための磁界強度又は磁気勾配が、送信する画像データを含む通信データの電波よりも非常に強力であり、通信データが取得できない可能性があり、また受信回路の素子における入力可能範囲を超える信号として印加される可能性がある。

【解決手段】本発明は、磁気誘導装置1の受信装置9と複数の指向性をそれぞれに持つ複数の受信アンテナ7との間にアンテナセレクタ8を設けて、カプセル内視鏡21を誘導するための磁界の影響を受けている受信アンテナ7を選択して切り離し、選択された適正な受信アンテナにより通信データを取得する。また、誘導起電力による受信装置への過負荷電流の印加を防止し、カプセル内視鏡21の送信回路36及び、磁界発生装置1の受信装置36に対して、カプセル内視鏡21の急峻な動きから発生する又は、磁界の磁気勾配に急峻な変化から発生する誘導起電力による過負荷電流の印加防止機能を備えたカプセル内視鏡システムである。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像データを含む情報を外部に送信する無線通信手段及び、移動に用いられる磁石を有するカプセル型医療装置と、

それぞれに異なる方向に磁界を発生し、前記磁石に作用して前記カプセル型医療装置を目的位置に誘導する複数の磁界発生手段と、

前記複数の磁界発生手段の少なくとも 1 つを駆動制御する磁界制御装置と、

それぞれの指向性における受信感度が最も高い方向、配置位置の少なくとも一方が互いに異なり、前記無線通信手段からの前記情報を受信する複数の受信アンテナと、

前記複数の磁界発生手段によって生成される磁界の方向と、互いに異なる複数の受信アンテナの前記指向性の向きと、前記配置位置の情報に基づき、磁界と非平行となる指向性を持つ受信アンテナを特定して選択するセレクタと、

前記セレクタで選択されたアンテナが受信した信号を取得する受信装置と、を具備することを特徴とするカプセル型医療装置誘導システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内に挿入されて体内情報を得るカプセル型医療装置に対する誘導システムに関する。

【背景技術】

20

【0002】

従来、体内情報を得る医療装置の中に体腔内を移動しつつ、内壁などを撮像した画像データを含む情報を定期的送信するカプセル型医療装置が知られている。

このカプセル型医療装置としては、特許文献 1 には、カプセル内視鏡を磁氣的に誘導することができる医療装置誘導システムが提案されている。この医療装置誘導システムは、外周面に螺旋状突起が設けられたカプセル内視鏡本体が、その長手（円筒軸）方向に直交する方向に着磁された磁石を内蔵し、操作指示に基づく磁界制御装置及び回転磁界発生装置により発生された磁界によりカプセル本体を回転させつつ、進行方向を円滑に変化させて移動し、所望する箇所の撮像を行っている。撮像された画像データは、カプセル内視鏡内の無線回路（アンテナ）から、医療装置本体側の無線回路（アンテナ）に無線により送

30

【特許文献 1】特開 2004 - 255174

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

前述した特許文献 1 では、アンテナを用いて無線により画像データの通信を行うシステムであった。カプセル内視鏡は、姿勢の向きを変更される又は、目的とする位置に誘導され際に、複数の誘導コイルにより発生される磁気勾配を有する磁界内に存在している。

【0004】

これらのカプセル内視鏡を誘導するための磁界強度または磁気勾配は、カプセル内視鏡が送信する通信データの電波（電磁波）と比べると、非常に強力であり、受信回路に設けられた受信素子（例えば、プリアンプ）の入力可能範囲を超える信号として、この誘導電流が印加される場合がある。

40

【0005】

また、何らかの理由で、例えば、複数の誘導コイルが形成した磁界が重畳されるため、磁気勾配の変化が急峻な領域が存在している場合があり、この領域を通過する際に、牽引力が変化し、カプセル内視鏡の移動速度が一瞬速くなる可能性がある。この一瞬速く移動すると、カプセル内視鏡の送信アンテナを構成するコイルに大きな誘導起電力が発生する。その起電力により発生した電流は、送信回路に直接的に印加されるため、送信回路に大きな電氣的な負担を掛ける虞がある。従って、このような状況を想定して送信回路の耐性

50

を上げようとする、個々の構成部品に対する耐性を向上させなければならないため、装置全体が大型化したり重量が増大して動作性が悪くなる。また、構成部品の電氣的耐性を越えない場合でも無線通信自体ができなくなる可能性がある。

【0006】

そこで本発明は、指向性の方向が異なる複数の受信アンテナを備え、カプセル型医療装置から送信された通信データを好適に受信する受信アンテナを選択するカプセル型医療装置誘導システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、前述した課題を解決するために、画像データを含む情報を外部に送信する無線通信手段及び、移動に用いられる磁石を有するカプセル型医療装置と、それぞれに異なる方向に磁界を発生し、前記磁石に作用して前記カプセル型医療装置を目的位置に誘導する複数の磁界発生手段と、前記複数の磁界発生手段の少なくとも1つを駆動制御する磁界制御装置と、それぞれの指向性における受信感度が最も高い方向、配置位置の少なくとも一方が互いに異なり、前記無線通信手段からの前記情報を受信する複数の受信アンテナと、前記複数の磁界発生手段によって生成される磁界の方向と、互いに異なる複数の受信アンテナの前記指向性の向きと、前記配置位置の情報に基づき、磁界と非平行となる指向性を持つ受信アンテナを特定して選択するセレクタと、前記セレクタで選択されたアンテナが受信した信号を取得する受信装置と、
を備えるカプセル型医療装置誘導システムを提供する。

10

20

【発明の効果】

【0008】

本発明は、指向性の方向が異なる複数の受信アンテナを備え、カプセル型医療装置から送信された通信データを好適に受信する受信アンテナを選択するカプセル型医療装置誘導システムを提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について詳細に説明する。

図1に示す本発明の一実施形態に係るカプセル型医療装置誘導システムについて説明する。図2は、本実施形態におけるカプセル内視鏡の断面構成を示している。

30

このカプセル型医療装置誘導システムは、カプセル型医療装置21と、カプセル内視鏡を誘導するための磁界を発生する磁気誘導装置1とに大別される。

【0010】

磁気誘導装置1は、主として、誘導コイル群(X1、X2、Y1、Y2、Z1、Z2、D1、D2、D3、D4、D5、D6、D7、D8)と、誘導コイル用電源2と、誘導制御装置3と、コントローラ4と、センスコイル部5(5a~5i)と、位置検出装置6と、受信アンテナ部7(7a、7b、7c)と、アンテナセレクタ8と、受信装置9と、表示装置10と、ドライブコイル11と、ドライブコイル駆動部12とで構成される。

【0011】

また、14個の誘導コイル群X1、X2、Y1、Y2、Z1、Z2、D1乃至D8は、それぞれ空芯電磁石を有し、誘導磁界発生部を形成する。本実施形態における誘導コイルの配置は、直方体の各面に配置される。ここで、図1の矢印で示すように、カプセル内視鏡21が前進後進する方向(又は被検体となる人体が移動する方向)をX軸方向とし、このX軸方向と水平に直交する方向をY軸方向、及びX軸方向と垂直に直交する上下方向(重力方向)をZ軸方向とする。

40

【0012】

これらの軸方向において、誘導コイルX1、X2は対向し、X軸方向に磁力線を形成してこのX軸方向に対して垂直となる前面の周囲にそれぞれ配置される。以下の方向では、誘導コイルX1側を前方とし、誘導コイルX2側を後方とする。ここでは、誘導コイルX2から誘導コイルX1に向かい移動することを前進とし、その反対を後進とする。また

50

誘導コイル Y 1、Y 2 は対向し、Y 軸方向に磁力線を形成し、Y 軸方向に対して垂直となる両側面の周囲にそれぞれ配置される。これらの両側面の一方の面で、誘導コイル Y 1 の内側には面を 2 分割するように 2 つの誘導コイル D 3、D 7 が配置され、他方の対向面で誘導コイル Y 2 の内側には面を 2 分割するように 2 つの誘導コイル D 1、D 5 が配置される。

【0013】

同様に、誘導コイル Z 1、Z 2 は対向し、Z 軸方向に磁力線を形成し、この Z 軸方向に対して上下面の周囲にそれぞれ配置される。これらのうち上面で誘導コイル Z 1 の内側には面を 2 分割するように 2 つの誘導コイル D 4、D 8 が配置され、対向する下面で誘導コイル Z 2 の内側には面を 2 分割するように 2 つの誘導コイル D 2、D 6 が配置される。以下
10 10

【0014】

誘導コイル群は、例えば、交流電流が供給されて交番磁界が形成される。この交番磁界は、カプセル内視鏡 2 1 内に設けられた後述するコイル（磁気誘導コイル 3 1）とコンデンサ 3 3 で形成される共振周波数近傍の周波数成分を 1 つ又は、複数含んでいる。また、ドライブコイル 1 1 で形成した交番磁界は、磁気誘導コイル 3 1 に作用して誘導電流を生成させて、磁気誘導コイルから磁界が発生する。この発生した誘導磁界は複数のセンスコイル 5 a ~ 5 i により検出されて位置情報を含む信号が生成され、位置検出装置 6 に送信
20 20

【0015】

誘導コイル群 X 1、X 2、Y 1、Y 2、Z 1、Z 2 及び、D 1 乃至 D 8 は、カプセル内視鏡 2 1 内の磁石に作用する磁気勾配（第 1 の磁気勾配）を発生して、前進後進、上昇下降及び左右移動させることにより、所望する方向に牽引する第 1 の磁気勾配発生手段である。

【0016】

また、誘導コイル Z 1 は、前述した誘導コイル群によりカプセル内視鏡 2 1 を上昇させて所望する方向に牽引する際に、重力によって働くカプセル内視鏡 2 1 を下降させようとする力をキャンセルするようにカプセル内視鏡 2 1 内の磁石に作用する磁気勾配（第 2 の磁気勾配）を発生して、重力による影響を排除する。尚、誘導コイル D 4、D 8 においても誘導コイル Z 1 と同じ作用を発生させることもできる。この誘導コイル Z 1 は、所望する方向に移動させる際に働く重力による影響を排除する第 2 の磁気勾配発生手段である。一方、誘導コイル Z 2 は、前述した誘導コイル群によりカプセル内視鏡 2 1 を下降させて所望する方向に牽引する際に、浮力によって働くカプセル内視鏡 2 1 を浮き上がらせようとする浮力をキャンセルするようにカプセル内視鏡 2 1 内の磁石に作用する磁気勾配を発生して、浮力による影響を排除する。尚、誘導コイル D 2、D 6 においても誘導コイル Z 1 と同じ作用を発生させることもできる。
30 30
40 40

【0017】

具体的には、対向配置される誘導コイル X 1 と X 2、Y 1 と Y 2、Z 1 と Z 2 は、これらの誘導コイルで囲まれた空間内に、同一方向に磁界を発生させた場合には均一磁界を形成し、それぞれに反対方向に発生させた場合には傾斜磁界を形成することができる。また、誘導コイル D 1 乃至 D 8 のコイルは、同様に適宜駆動することにより均一性の高い磁界又は、傾斜磁界等を形成することができる。従って、これらの 1 4 個の誘導コイルを個々に制御することにより、所望の空間位置に所望の磁界強度、所望の磁気勾配を有する磁界を発生させることができる。

【0018】

このような誘導コイル群の配置によれば、カプセル内視鏡 2 1 に対して、前進後進、上
50 50

昇下降及び左右移動だけではなく、誘導コイル群 X 1、X 2、Y 1、Y 2、Z 1、Z 2 及び、D 1 乃至 D 8 の組み合わせにより、カプセル内視鏡 2 1 を傾ける、例えば、先端側を上方及び後端側を下方になるように磁界を発生して、前方に立ち上がった斜め姿勢を取らせることもできる。

【0019】

これらの誘導コイルは、個々に駆動する誘導コイル用電源 2 に接続されている。この誘導コイル用電源 2 は、誘導制御装置 3 からの指令に制御され、磁界の形成上必要とされる誘導コイルに適宜通電して、所望の空間に所望の磁界を生成する。

【0020】

本実施形態において、カプセル内視鏡 2 1 の位置情報（空間位置）を検出するための位置検出システム（位置検出手段）は、カプセル内視鏡 2 1 内に設けたコイルに誘導磁界を発生させるための電界を形成するドライブコイル 1 1 と、カプセル内視鏡 2 1 が発生した誘導磁界を検出するためのセンスコイル群 5 と、センスコイル群 5 で得られた誘導磁界に基づく信号からカプセル内視鏡 2 1 の位置情報（3次元空間での位置とカプセル内視鏡の向き）を生成する位置検出装置 6 と、位置検出装置 6 の指示によりドライブコイル 1 1 を駆動するドライブコイル駆動部 1 2 とで構成する。

10

【0021】

センスコイル群 5 を構成する 9 個のセンスアンブ 5 a ~ 5 i は、カプセル内視鏡 2 1 の正確な位置及び姿勢が求められるように、誘導コイル Y 1 が設けられている側面に対して、平行で面内に均一となるように配置されている。尚、本実施形態では、対向配置される一対のセンスコイル群 5 とドライブコイル 1 1 を設けて、Z 軸に関する位置を検出する例を示しているが、3次元的に位置及び姿勢を検出するためには、交差する 2 面、例えば上面と側面にそれぞれ一対を設けた方が好ましい。さらに検出精度を高めるためには、センスコイルの数量もある程度、多い方が好ましい。

20

【0022】

位置検出装置 6 は、誘導制御装置 3 から位置情報を検出するタイミングを指示され、その指示に基づき、ドライブコイル駆動部 1 2 を駆動する。ドライブコイル駆動部 1 2 は、ドライブコイル 1 1 に交流電流を供給して磁界を形成させて、磁界内のカプセル内視鏡 2 1 から誘導磁界を発生させる。センスコイル群 5 の各センスコイルは、カプセル内視鏡 2 1 が発生した誘導磁界に基づく信号を検出して位置検出装置 6 に出力する。位置検出装置 6 は、誘導磁界に基づく信号からカプセル型内視鏡 2 1 の位置及び姿勢情報を生成し、誘導制御装置 3 に出力する。誘導制御装置 3 は、位置検出装置 3 によるカプセル内視鏡 2 1 の位置及び姿勢情報を考慮して所望する移動方向を決定し、その移動に好適する磁界を生成するように誘導コイル用電源 2 へ指示する。誘導コイル用電源 2 は、誘導制御装置 3 の指示に従い誘導コイル群 X 1、X 2、Y 1、Y 2、Z 1、Z 2 及び、D 1 乃至 D 8 に電流を流す。これにより、その移動に好適する磁界が誘導コイル群により生成されて、カプセル内視鏡 2 1 をスムーズに誘導することができる。

30

【0023】

コントローラ 4 は、操作者が操作する入力操作部例えば、ジョイスティックを任意の方向に倒すことにより、カプセル型内視鏡 2 1 の進行方向や傾きを指示する入力装置である。コントローラ 4 の入力用操作部としては、ジョイスティックの他には、全方位の進行方向に指示できるように配置されたボタン、タッチパネル、視線入力装置等種々の部材を適用することができる。

40

【0024】

誘導制御装置 3 は、コントローラ 4 からの指示信号、位置検出装置 6 からの位置及び姿勢情報及び、受信装置 9 からの誘導コイルのそれぞれの駆動状況に関する信号を受け、カプセル内視鏡 2 1 を所望する位置に移動させるための磁力（磁界）を算出し、その磁力を発生させるために、それぞれの誘導コイル X 1、X 2、Y 1、Y 2、Z 1、Z 2 及び、D 1 乃至 D 8 が負担する磁力を求め、各誘導コイル用電源に指令を送信する。

【0025】

50

また、誘導制御装置 3 は、カプセル内視鏡 2 1 が撮影した画像データを受信装置 9 へ送信している通信期間は、磁界の発生を停止する処置を行う。同時に通信期間には、誘導制御装置の指示に基づき、位置検出装置 6 は、ドライブコイル 1 1 を駆動して、センスコイル群 5 からの位置情報を取得する。

【0026】

3つの受信アンテナ 7 は、選択動作を行うアンテナセレクタ 8 を介して受信装置に接続されている。これらの受信アンテナ 7 は、X 軸方向から通信データ（画像データを含む）を受信する受信アンテナ 7 a（AX）と、Y 軸方向から通信データを受信する受信アンテナ 7 b（AY）と、Z 軸方向から通信データを受信する受信アンテナ 7 c（AZ）とで構成され、3 軸方向における通信データを検出することができる。

10

【0027】

アンテナセレクタ 8 は、通信に使用するアンテナ 7 a、7 b、7 c を選択する。このアンテナセレクタ 8 は、それぞれの受信アンテナの位置に誘導コイル群が発生している磁界の強度、方向及び磁界傾斜の量を受けて、最も磁界の影響を受けていない受信アンテナを識別し、その受信アンテナを選択する。この受信アンテナ 7 を選択することにより、カプセル内視鏡 2 1 と受信装置 9 との通信を安定させることができる。

【0028】

受信装置 9 は、カプセル内視鏡 2 1 からの通信データを受信するタイミングを誘導制御装置 3 に送信している。前述したように、誘導制御装置 3 は、通信データ（画像データ）が通信される通信期間は、誘導コイル群及びドライブコイル 1 1 による誘導磁界の発生を停止させている。この停止処置により、誘導磁界の影響を受けずに、カプセル内視鏡 2 1 から通信データを受信装置で受けることができる。この停止処置により、通信期間と、移動動作及び位置検出期間とが重ならないため、誘導磁界による通信データへのノイズや誘導磁界の受信アンテナへの影響を排除できる。

20

【0029】

従って、この停止処置は、カプセル内視鏡 2 1 近傍に生成される磁界の強度、磁界傾斜の量が大きい場合、又は受信アンテナ 7 の近傍に生成される磁界の強度、磁界傾斜の量が大きい場合において、画像データにノイズの影響を与えない点や誘導磁界の受信アンテナへの影響を排除できる点で有用である。また、誘導コイルから発生する磁界強度が高い場合であっても、位置検出装置 6 を正常に動作させることができる。

30

【0030】

表示装置 10 は、例えば、液晶ディスプレイ等からなり、受信装置 9 により生成されたカプセル型内視鏡 2 1 で撮像された画像を画面表示する。この画像表示の際に、表示される画像に関するデータ例えば、撮影状況等を表示画面に画像と併せて表示してもよい。次に図 2 乃至図 5 を参照して、本実施形態のカプセル内視鏡 2 1 における構成例について説明する。

【0031】

図 2 は、本実施形態におけるカプセル内視鏡の断面構成を示している。

【0032】

このカプセル内視鏡 2 1 のカプセル容器 2 3 は、前端側に配置される透明で半球形状の先端容器 2 3 a と、赤外線透過する正円筒形状で後端が半球形状を成す後端容器 2 3 b とから構成される。このカプセル容器 2 3 は、後述するカプセル内視鏡本体を収納し、水密構造で密閉されている。このカプセル内視鏡 2 1 の推進方向は、例えば図 2 の C で示す円筒軸方向とする。

40

【0033】

カプセル内視鏡本体について説明する。

【0034】

カプセル内視鏡本体は、大別して、被検者の体腔内管路の内壁面を撮像する撮像部、撮像部を駆動する電源部、前述したドライブコイル 1 1 により誘導磁場を発生させる誘導磁界発生部、カプセル型内視鏡 2 1 を駆動する駆動用磁石及び撮像された画像データを含む

50

通信データを受信アンテナ 7 に送信する送信部により構成される。

まず、撮像部として、固定焦点レンズを有する撮影光学系 26 と、撮像側基板 24 a 上に実装される CMOS 又は CCD 等からなる撮像素子 25 と、撮影光学系 26 の近傍に設けられた調光可能な LED から成る照明部 39 と、撮像素子 25 に対して裏面側の撮像側基板 24 a に実装される撮像素子 25 からの画像信号に所定の画像処理を施す画像処理回路 27 とを備えている。また、撮像側基板 24 a 及び電源側基板 24 b 及び前方の電池用基板 43 a は、接着固定部 29 として接着剤で封止して一体的に固定される。

【0035】

さらに電源部として、ボタン電池等からなる小型電池 32 と、小型電池 32 から電源を取り出す図示しない電源端子が設けられる一対の電池用基板 43 (43 a、43 b) と、小型電池 32 を電池用基板で挟むように固定する熱収縮チューブ 34 と、撮像側基板 24 a の回路配線とフレキシブル基板等により回路配線が電氣的に接続される電源側基板 24 b と、電源側基板 24 b 上に設けられ小型電池 32 の電源が供給される電源回路 28 とを備えている。

10

【0036】

磁界発生部としては、接着固定部 29 の外周上に設けられる磁性体 30 と、磁性体 30 を介して設けられる誘導コイル 31 と、前端側の電池用基板上に設けられ、誘導コイル 31 と CL 共振回路を構成するコンデンサ 33 とを備えている。

【0037】

この誘導コイル 31 は、カプセル容器 23 の内径より僅かに小さい最大外形を持つリング形状に形成される。磁性体 30 は、外部からの磁界を誘導コイル 31 内に収束させる役割を持つ。磁性体 30 は、アモルファス磁性体、ファインメッド (日立金属) など飽和磁束密度、透磁率の共に高い素材が適している。また、薄膜に整形されている素材を用いると、カプセル内視鏡内に配置する上で磁性体の体積を小さくすることができるという効果が得られる。

20

【0038】

さらに、後方の電池用基板 43 b に円盤形状の駆動用磁石 42 が配置される。磁石 42 の材質としては、ネオジウムコバルト等が好適するが、これに限定されるものではない。この磁石 42 は、磁力線の方向が Z 軸方向に沿うように、上方に N 極が着磁され下方に S 極が着磁されている。このように極性を設定することにより、カプセル内視鏡 21 が磁気誘導装置 1 の誘導コイル群に対して常に一定方向を向くこととなる。従って、撮像された画像における絶対的な天地を決定することができる。

30

【0039】

送信部として、送信用基板 40 の裏面側 (磁石 42 側) に実装される通信回路 36 と、その表面側 (後端容器 23 b) に配置されるアンテナ 37 と、露出している通信回路 36 を覆い磁石 42 の磁力を遮蔽するシールド部 35 と、アンテナ 37 が設けられた側の送信用基板 40 上に実装され、カプセル内視鏡駆動のオンオフを行う光スイッチ 38 とを備えている。

【0040】

このような配置において、磁石 42 の着磁方向と、通信回路 36 に接続されたアンテナ 37 の向きは、90 度角度を変えて配置されている。これは、磁石 42 から発生する磁界がアンテナ 37 の向きと 90 度ずれて入射する条件を成立するためである。これにより、磁石 42 からの磁界によるアンテナ 37 への影響を小さく抑えている。

40

【0041】

シールド部 35 は、その材料としては磁性材料で構成されており、アンテナ 37 近傍の磁界を吸い寄せ効果をもつ。従って、アンテナ 37 に入射される磁界の強度を軽減することができ、通信回路 36 及びアンテナ 37 間の無線通信への磁界の影響を低く抑えることができ、安定した無線通信が実現する。

【0042】

また、光スイッチ 38 は、赤外線等に感度を有する。カプセル容器 23 の後端容器 23

50

bは少なくとも光スイッチ近傍においては、赤外線（光スイッチが感度を有する波長において）を透過する材料で構成されている。光スイッチ38に図示しない赤外線発光装置から赤外線を照射すると、光スイッチ38がオンして、小型電池32から電源回路を介して通電して起動し、撮像処理及び送信処理が開始される。この光スイッチ38は、トグル動作するように回路が構成されており、一度赤外線を照射されるとカプセル内視鏡はオン状態を維持する。また、オン状態の時に、一度赤外線が照射されると、オフする構成を追加してもよい。

【0043】

このシールド部35により通信回路36を覆う構成により磁石42における強力な磁界による送信回路、無線回路への影響（例えば、ノイズが重畳する又は、通信可能距離が短くなる等）を低く抑えることができる。これにより受信装置9には、ノイズの少ない鮮明な画像データを送信できる。

【0044】

次に、本実施形態におけるカプセル型医療装置誘導システムにおけるカプセル内視鏡21及び磁気誘導装置1の動作について説明する。

前述したように、同時に複数の誘導コイルにより発生した磁気勾配を有する磁界が重畳されて1つの電界を形成し、カプセル内視鏡21を移動させている。このカプセル内視鏡21を誘導するための磁界強度または磁気勾配は、カプセル内視鏡21が送信する通信データの電波（電磁波）と比べると、非常に強力であり、受信装置9に設けられた受信素子（例えば、プリアンプ）の入力可能範囲を超える信号として、この誘導電流が印加され、それらの受信素子に損傷を与える場合がある。また、複数の誘導コイルに発生される磁力線の磁気勾配の重なり方により、磁界（磁力線）が極めて急峻に変化していた場合には、カプセル内視鏡21に急峻な動きが起こり、カプセル内視鏡21の送信アンテナ37を形成するコイルに大きな誘導起電力を発生させて送信回路に対して大きな過負荷を与えることとなる。また、構成部品の電気的耐性を越えない場合でも無線通信自体ができなくなる可能性がある。

【0045】

そこで本実施形態では、磁気誘導装置1の受信アンテナに対しては、複数設けられた受信アンテナのうち、カプセル内視鏡21を誘導するための磁界の影響を受けている、即ち、誘導起電力による過負荷電流が発生している受信アンテナを選択して切り離し、誘導起電力による受信装置への過負荷電流の印加を防止する。また、カプセル内視鏡21の送信回路36及び、磁界発生装置1の受信装置36に対して、カプセル内視鏡21の急峻な動きから発生する又は、磁界の磁気勾配に急峻な変化から発生する誘導起電力による過負荷電流の印加防止機能を備えた回路構成について説明する。

【0046】

本実施形態の磁気誘導装置1は、図1に示したように、X、Y、Z軸方向にそれぞれ指向性を持つ3つの受信アンテナ7（AX、AY、AZ）を備えている。ここでは、誘導コイルY2と、受信アンテナ7（AX、AY、AZ）とを一例として説明する。

【0047】

まず、第1の制御方法として、複数設けられた受信アンテナから好適な受信アンテナを選択して、誘導起電力による過負荷電流の受信防止について説明する。

受信アンテナAX、AY、AZは、通電された誘導コイルY2が発生した磁力線が図3に示すように通過している。これらのうち、受信アンテナAYは、磁力線が受信アンテナの向き（受信アンテナの指向性の向き）と平行になっている。この受信状態においては、受信アンテナAYには、誘導コイルY2が発生した磁界により、誘導起電力による過負荷電流が流れる可能性がある。他方の受信アンテナAX、AZについては、図3に示すように磁力線が、各受信アンテナの指向性の向きに対して、共に90度近い角度で進入しているために、誘導コイルY2で生成された磁界による誘導起電力による過負荷電流はほとんど流れることはなく、カプセル内視鏡21からの通信データを正常に取得することができる。以上のことから、受信アンテナAYが最も強い誘導起電力による過負荷電流が流れ

10

20

30

40

50

て、本来取得しなくてはならないカプセル内視鏡 2 1 からの通信データが取得できない可能性がある。

【 0 0 4 8 】

従って、受信アンテナの指向性により最も強く磁界による誘導起電力が発生する受信アンテナを除外し、正常に受信できる受信アンテナを選択すればよい。本実施形態では、アンテナセクタ 8 を設けて、アンテナ選択を行っている。前述した条件であれば、受信アンテナ A X、A Z のいずれかを選択することで、正常な画像データを含む通信データをカプセル内視鏡 2 1 から受信することができる。また、本実施形態では、互いに直交する 3 軸方向に指向性を持つように 3 つの受信アンテナを配置したが、これに限定されず、同一方向を向いた複数の受信アンテナの構成であっても磁力線の方向を考慮すると同様な制御を行うこともできる。

10

【 0 0 4 9 】

図 4 は、同軸方向に 3 つの受信アンテナ 7 (A Y 1、A Y 2、A Y 3) を配列した変形例を示している。

これらのうち、受信アンテナ A Y 2 は、3 つのうちの中央に配置されて誘導コイル Y 2 の中央と正対する。この位置関係により、受信アンテナ A Y 2 における受信感度が最も高くなる指向性と、誘導コイル Y 2 で生成された磁界の磁力線の方向が一致する。

従って、受信アンテナ A Y 2 は、誘導コイル Y 2 の誘導起電力による過負荷電流が多く流れてしまい、カプセル内視鏡 2 1 との通信に障害が生じる可能性がある。これに対して、受信アンテナ A Y 1、A Y 3 は、共に斜め方向から磁力線が入射するため、誘導起電力による過負荷電流が低く抑えられ、カプセル内視鏡 2 1 からの通信データの受信を正常に行うことができる。

20

【 0 0 5 0 】

このように同軸方向に任意の間隔をあけて、複数の受信アンテナ 7 の配置し、好適するものを選択して使用することにより、常にカプセル内視鏡 2 1 から送信される通信データを適正に受信することが可能となる。

【 0 0 5 1 】

尚、前述したように複数の誘導コイルにより同時に発生された磁力線が重畳して形成される磁界においても、その磁界の方向、強度で評価を行う。磁力線の入射方向が最も受信アンテナの指向性の方向に対して、90 度に近い方向から入射する受信アンテナを選択することで、正常な通信状態維持することができる。好ましい受信アンテナを選択する方法としては、受信アンテナの位置に生成される磁界の強度および変化率も、その入射方向を考慮して評価することが望ましい。

30

【 0 0 5 2 】

誘導起電力による過負荷電流 I は、 $I = (dH/dt) \cdot \cos(\theta)$ の関係がある。尚、 H : 複数の磁界発生装置で生成された受信アンテナの位置の磁界強度、 θ : 磁界と受信アンテナの指向性の向きの成す角とする。よって、 dH/dt は、磁界の変化率を表すが、これの代わりに H を利用しても、有限の空間に磁界を生成する装置の生成する磁界であるため、 H が大きければ dH/dt も大きくなるという関係があり、略等価に扱うことができる。

40

【 0 0 5 3 】

具体的な受信アンテナ 7 の選択方法について説明する。

1) 誘導制御装置 3 により磁界を計算等で求めた後、各誘導コイル用電源 2 (又は誘導コイル) で発生する磁界の強度を決定する。2) 各受信アンテナ 7 の位置に形成される磁界の強度 (磁界の変化率) とその方向を求める。3) 各受信アンテナ 7 に流れる誘導電流に比例する係数を求める。又は、各受信アンテナの指向性の向きと磁界のなす角を求める。4) 誘導電流 (誘導起電力による過負荷電流) に比例する係数が最も小さい受信アンテナをアンテナセクタ 8 で選択する。又は、指向性の向きと磁界のなす角が最も 90 度に近い受信アンテナをアンテナセクタ 8 で選択する。

以上のように、カプセル内視鏡の位置誘導や姿勢制御を行うための誘導コイルが形成す

50

る誘導起電力による過負荷電流が最も印加されていない受信アンテナを選択する。

【0054】

次に、カプセル内視鏡21の送信回路36及び、磁界発生装置1の受信装置36に対して、誘導起電力による過負荷電流の印加防止機能を備えた回路構成について説明する。まず、カプセル内視鏡21の送信回路36について説明する。

図5は、第1の例として、カプセル内視鏡21の送信アンテナ37を形成するコイルの両端間にツェナーダイオード列41を挿入した例である。このツェナーダイオード列41は、交流信号に対応できるように2つのツェナーダイオードのアノードどうしが接続され、各カソードがコイル37の両端にそれぞれ接続されている。

この構成によれば、規定以上の誘導起電力による過負荷電流が発生した場合には、これらのツェナーダイオードを通して電流が流れるため送信回路36側に流れ込む電流を制限することができ、回路に与える損傷を防止することができる。

【0055】

図6は、第2の例として、カプセル内視鏡21の送信アンテナ37を形成するコイルの両端間にリードスイッチ42を挿入した例である。この構成により、規定以上の誘導起電力による過負荷電流が発生した場合には、リードスイッチ42がオンされて電流が流れるため、送信回路36側に流れ込む電流を制限することができ、回路に与える損傷を防止することができる。この第2の例では、誘導起電力を直接モニターしていないが大きな誘導起電力が発生したときは大きな磁界がかかっている場合が多いため同様の効果を得ることができる。

【0056】

次に、磁界発生装置1の受信装置36について説明する。

図7は、第3の例として、受信装置6の受信アンテナ7(A Y 1、A Y 2、A Y 3)の両端間にツェナーダイオード列44を挿入した例である。受信アンテナ7は、トランス43を介して受信装置6の入力端子に接続されている。ツェナーダイオード列44は、2つのツェナーダイオードのアノードどうしが接続され、各カソードが受信アンテナ7の両端にそれぞれ接続されている。

このような構成により、規定以上の誘導起電力が発生した場合には、ツェナーダイオードを通して電流が流れるため受信装置9に流れ込む電流を制限し、受信装置9に与える損傷を防止することができる。

【0057】

図8は、第4の例として、受信装置6の受信アンテナ7(A Y 1、A Y 2、A Y 3)の両端間にリードスイッチ44を挿入した例である。規定以上の磁界が発生した場合には、リードスイッチがオンされ、リードスイッチ45を通して誘導起電力による過負荷電流が流れるため、受信装置9に流れ込む電流を制限し、受信装置9に与える損傷を防止することができる。この第4の例では、誘導起電力を直接モニターしていないが大きな誘導起電力が発生したときは大きな磁界がかかっている場合が多いため同様の効果を得ることができる。

【0058】

図9は、第5の例として、受信アンテナ7(A Y 1、A Y 2、A Y 3)とトランス46を介して接続される受信装置6の入力ラインに / 4スタブ線路51を設けた例である。

【0059】

この / 4スタブ線路51は、無線回路の使用波長 λ に対して、伝送線路の / 4スタブで一端を短絡(接地電位)すると、この波長近傍において、他端では開放状態と見なすことができる。このようなショートスタブのインピーダンスは、 $Z = j * Z_0 * \tan(l)$ となる。但し、 Z_0 :スタブ線路51の特性インピーダンス、 θ :位相定数 $2\pi/\lambda$ 、 l :スタブ線路51の長さである。 $l = \lambda/4$ の場合のインピーダンス Z は、 $j * Z_0 * \tan(\pi/2) = \infty$ (無限大)となる。

【0060】

従って、 $\lambda/4$ で動作する無線回路には何も影響を与えず、それ以外の周波数は短絡される

10

20

30

40

50

。急峻な磁界変化の周波数成分が無線通信の周波数ほど高くなければ、この / 4 スタブ線路 5 1 によりサージ電圧を回避することができる。よって、誘導起電力が発生した場合には、入力ラインに流れる過負荷電流を設置に流し込み、受信装置 9 に与える損傷を防止する。

【 0 0 6 1 】

図 1 0 は、第 6 の例として、送信回路 3 6 の送信アンテナ 3 7 の両端間に / 4 スタブ線路 5 2 を設けた例である。第 5 の例と同様な / 4 スタブ線路 5 2 を設けたことにより、誘導起電力による過負荷電流が短絡されるため、送信回路 3 6 に流れ込む電流を制限し、送信回路 3 6 に与える損傷を防止することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 2 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態に係るカプセル型医療装置誘導システムの構成を示す図である。

【 図 2 】 本実施形態におけるカプセル内視鏡の断面構成を示す図である。

【 図 3 】 本実施形態における受信アンテナと誘導コイルにおける磁力線の関係を示す図である。

【 図 4 】 本実施形態における変形された受信アンテナと誘導コイルにおける磁力線の関係を示す図である。

【 図 5 】 本実施形態における誘導起電力による過負荷電流の印加防止機能を備えた第 1 の例の回路構成を示す図である。

【 図 6 】 本実施形態における誘導起電力による過負荷電流の印加防止機能を備えた第 2 の例の回路構成を示す図である。

【 図 7 】 本実施形態における誘導起電力による過負荷電流の印加防止機能を備えた第 3 の例の回路構成を示す図である。

【 図 8 】 本実施形態における誘導起電力による過負荷電流の印加防止機能を備えた第 4 の例の回路構成を示す図である。

【 図 9 】 本実施形態における誘導起電力による過負荷電流の印加防止機能を備えた第 5 の例の回路構成を示す図である。

【 図 1 0 】 本実施形態における誘導起電力による過負荷電流の印加防止機能を備えた第 6 の例の回路構成を示す図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 3 】

1 ... 磁気誘導装置、 2 ... 誘導コイル用電源、 3 ... 誘導制御装置、 4 ... コントローラ、 5 (5 a ~ 5 i) ... センスコイル部、 6 ... 位置検出装置、 7 (7 a、 7 b、 7 c) ... 受信アンテナ部、 8 ... アンテナセクタ、 9 ... 受信装置、 1 0 ... 表示装置、 1 1 ... ドライブコイル、 1 2 ... ドライブコイル駆動部、 X 1、 X 2、 Y 1、 Y 2、 Z 1、 Z 2、 D 1、 D 2、 D 3、 D 4、 D 5、 D 6、 D 7、 D 8 ... 誘導コイル (誘導コイル群) 。

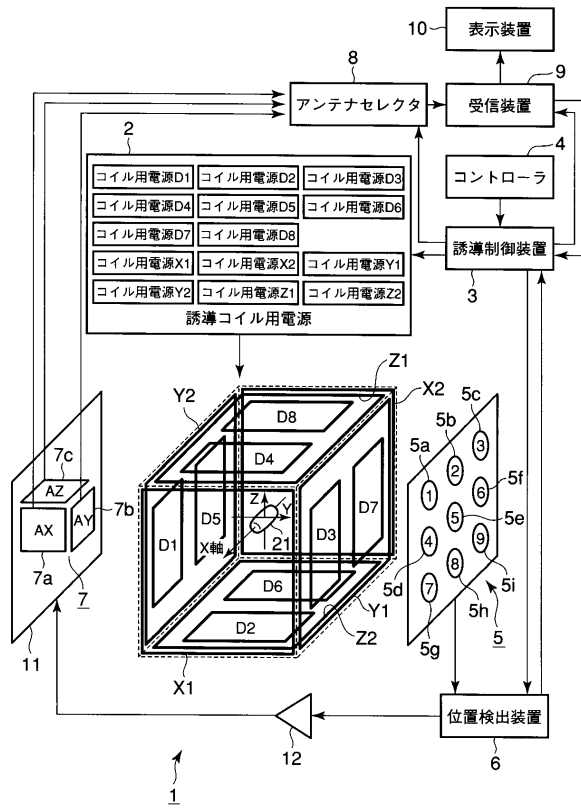
10

20

30

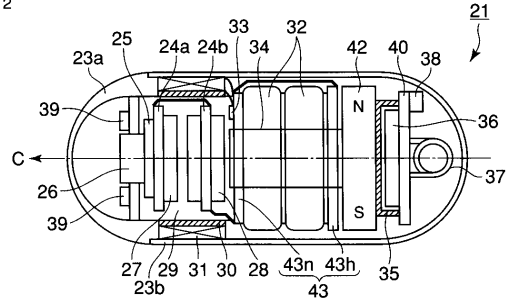
【 図 1 】

図 1



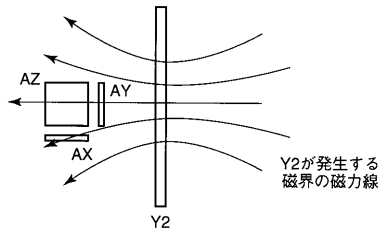
【 図 2 】

図 2



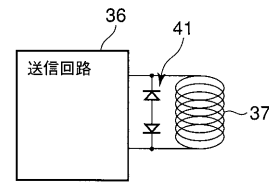
【 図 3 】

図 3



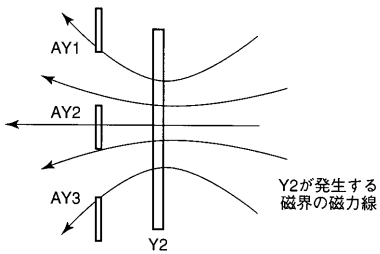
【 図 5 】

図 5



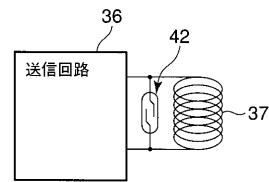
【 図 4 】

図 4



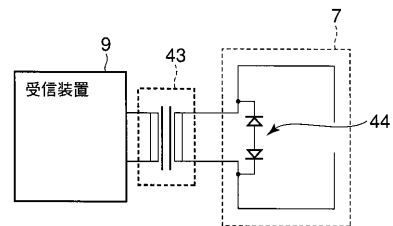
【 図 6 】

図 6



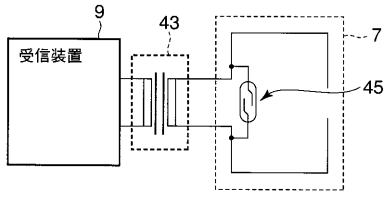
【 図 7 】

図 7



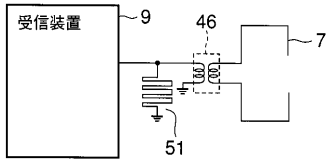
【 図 8 】

図 8



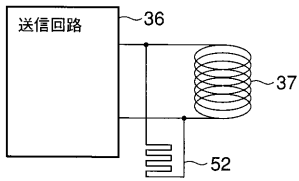
【 図 9 】

図 9



【 図 10 】

図 10



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 木村 敦志

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 内山 昭夫

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 穂満 政敏

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C038 CC03 CC07 CC09

4C061 CC06 DD10 HH51 JJ19 JJ20 NN03 UU06

专利名称(译)	胶囊型医疗器械引导系统		
公开(公告)号	JP2007175188A5	公开(公告)日	2009-02-12
申请号	JP2005375538	申请日	2005-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	木村敦志 内山昭夫 穗満政敏		
发明人	木村 敦志 内山 昭夫 穗満 政敏		
IPC分类号	A61B5/07 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00016 A61B1/00147 A61B1/00156 A61B1/00158 A61B1/041 A61B1/045 A61B5/0031 A61B5/061 A61B5/073 A61B2034/732		
FI分类号	A61B5/07.100 A61B1/00.320.B		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC07 4C038/CC09 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/HH51 4C061/JJ19 4C061/JJ20 4C061/NN03 4C061/UU06 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF15 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/JJ19 4C161/JJ20 4C161/NN03 4C161/UU06		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP4827525B2 JP2007175188A		

摘要(译)

引导胶囊型医疗装置的磁场强度或磁梯度比包含要发送的图像数据的通信数据的电波强得多，存在无法获取通信数据和接收电路的可能性。可用作超出元素可输入范围的信号。根据本发明，天线选择器8设置在磁性引导装置1的接收装置9与具有多个指向性的多个接收天线7之间，以引导胶囊型内窥镜21。选择并分离受磁场影响的接收天线7，并通过选择的适当接收天线获取通信数据。此外，防止了由于感应电动势而向接收装置施加过载电流，并且提高了胶囊型内窥镜21相对于胶囊型内窥镜21的发送电路36和磁场产生器1的接收装置36的清晰度。胶囊型内窥镜系统具有防止由于磁场的磁梯度的移动或急剧变化而产生的感应电动势引起的过载电流的施加的功能。[选型图]图1