

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5042037号
(P5042037)

(45) 発行日 平成24年10月3日 (2012. 10. 3)

(24) 登録日 平成24年7月20日 (2012. 7. 20)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

A 6 1 B 5/07 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

A 6 1 B 5/07

請求項の数 15 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2007-552018 (P2007-552018)
 (86) (22) 出願日 平成18年12月27日 (2006. 12. 27)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2006/326148
 (87) 国際公開番号 W02007/074888
 (87) 国際公開日 平成19年7月5日 (2007. 7. 5)
 審査請求日 平成21年12月8日 (2009. 12. 8)
 (31) 優先権主張番号 特願2005-376277 (P2005-376277)
 (32) 優先日 平成17年12月27日 (2005. 12. 27)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 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 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100084618
 弁理士 村松 貞男
 (74) 代理人 100092196
 弁理士 橋本 良郎
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100109830
 弁理士 福原 淑弘
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司

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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体内情報を取得する体内情報取得部と、取得した体内情報を出力信号として外部に出力する通信部と、磁性体を有するカプセル型医療装置と、

前記磁性体に作用させ、前記カプセル型医療装置の位置と姿勢の少なくともいずれか一方を制御するための磁界を発生する磁界発生部と、

前記磁界発生部を制御する制御部と、を有し、

前記制御部が、前記カプセル型医療装置の目標姿勢における前記カプセル型医療装置に作用する力学的トルクを推定する力学トルク推定部を有し、前記磁界発生部が発生する磁界が前記磁性体に作用して発生する磁気トルクが前記力学トルク推定部が推定した力学トルクと略つり合うように、前記磁界発生部から発生する磁界を制御するカプセル型医療装置誘導システム。

【請求項 2】

前記力学トルク推定部は、前記カプセル型医療装置に作用する重力によりカプセル型医療装置に作用する力学トルクを推定する請求項 1 に記載のカプセル型医療装置誘導システム。

【請求項 3】

前記力学トルク推定部は、前記カプセル型医療装置に作用する重力と前記カプセル型医療装置に作用する浮力によりカプセル型医療装置に作用する力学トルクを推定する請求項 1 に記載のカプセル型医療装置誘導システム。

【請求項 4】

前記力学トルク推定部は、前記カプセル型医療装置に作用する浮力によりカプセル型医療装置に作用する力学トルクを推定する請求項 1 に記載のカプセル型医療装置誘導システム。

【請求項 5】

前記磁性体が磁石である請求項 1 に記載のカプセル型医療装置誘導システム。

【請求項 6】

前記磁性体が電池である請求項 1 に記載のカプセル型医療装置誘導システム。

【請求項 7】

前記力学トルク推定部が、前記カプセル型医療装置の重心情報、前記カプセル型医療装置の重さ情報、前記カプセル型医療装置の回転中心となる支点情報、前記支点に対する浮力の作用点の距離情報及び、前記カプセル型医療装置の浮力の大きさ情報のうちの少なくとも 1 つの情報を有する請求項 1 に記載のカプセル型医療装置誘導システム。

10

【請求項 8】

前記力学トルク推定部が、前記カプセル型医療装置の浮力の作用点の支点との距離情報および、前記カプセル型医療装置の浮力の大きさ情報と、前記カプセル型医療装置の回転中心となる支点情報の少なくとも 1 つ、前記カプセル型医療装置の姿勢に対する変化量として有する請求項 7 に記載のカプセル型医療装置誘導システム。

【請求項 9】

前記力学トルク推定部が、前記カプセル型医療装置の回転中心となる支点を前記カプセル型医療装置の一方の端部近傍として力学トルクを求める請求項 7 に記載のカプセル型医療装置誘導システム。

20

【請求項 10】

前記力学トルク推定部が、前記カプセル型医療装置の回転中心となる支点を前記カプセル型医療装置の重心位置として力学トルクを求める請求項 7 のカプセル型医療装置誘導システム。

【請求項 11】

前記制御装置が、前記磁石の磁化の大きさと、前記磁石の前記カプセル型医療装置内での姿勢の少なくともいずれかの情報を有する請求項 5 のカプセル型医療装置誘導システム。

【請求項 12】

前記磁界発生部が、前記カプセル型医療装置に対して異なる方向の磁界を発生する少なくとも 2 つの誘導コイルを有する請求項 1 に記載のカプセル型医療装置誘導システム。

30

【請求項 13】

前記磁界発生装置が、カプセル型医療装置を牽引する磁界を合わせて発生する請求項 1 に記載のカプセル型医療装置誘導システム。

【請求項 14】

前記カプセル型医療装置において、

前記制御部が、前記磁界発生部が磁石に作用する前記カプセル型医療装置の所望の方向と異なる方向の磁界を発生させ、前記力学トルク推定部により推定された前記カプセル型医療装置に働く力学的トルクと、磁気トルクとをつり合わせることで重力の影響によらず、前記カプセル型医療装置が所望する方向を向くように、前記磁界発生部から発生する磁界を制御する請求項 1 に記載のカプセル型医療装置誘導システム。

40

【請求項 15】

前記磁界発生装置が、カプセル型医療装置を牽引する磁界を合わせて発生する請求項 14 に記載のカプセル型医療装置誘導システム。

【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及びその制御方法に関する。

50

【背景技術】

【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、定期的に画像情報を送信するカプセル型医療装置が知られている。

【0003】

このカプセル型医療装置としては、特開2004-255174号公報に開示されるような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。この提案においては、医療装置誘導システムが体腔内に挿入され、外周面に螺旋状突起が設けられたカプセル本体が、その長手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の進行方向を円滑に変化させることができる。カプセル本体の進行方向を自由に变化させることにより、撮像時にカプセル本体の向きを換えて、所望する部位を撮像することが可能である。

10

【0004】

また、特開2003-111720号公報には、測定器具や検体採取器具等を搭載して、直線状磁石を備え、自由に移動する体内ロボットとなるキャリアヘッドを体内において遠隔制御で移動させて位置を決定するために3D勾配磁界を発生させて患者の検査領域を撮像する装置が提案されている。

【発明の開示】

【0005】

20

本発明の実施形態に従う第1のカプセル型医療装置誘導システムは、体内情報を取得する体内情報取得部と、取得した体内情報を出力信号として外部に出力する通信部と、磁性体を有するカプセル型医療装置と、前記磁性体に作用させ、前記カプセル型医療装置の位置と姿勢の少なくともいずれか一方を制御するための磁界を発生する磁界発生部と、前記磁界発生部を制御する制御部と、を有し、前記制御部が、前記カプセル型医療装置の目標姿勢における前記カプセル型医療装置に作用する力学的トルクを推定する力学トルク推定部を有し、前記磁界発生部が発生する磁界が前記磁性体に作用して発生する磁気トルクが前記力学トルク推定部が推定した力学トルクと略つり合うように、前記磁界発生部から発生する磁界を制御する。

【図面の簡単な説明】

30

【0008】

【図1】図1は、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】図2は、本実施形態における第1のカプセル内視鏡の断面構成を示す図である。

【図3】図3は、本実施形態における第2のカプセル内視鏡の断面構成を示す図である。

【図4】図4は、本実施形態における第3のカプセル内視鏡の断面構成を示す図である。

【図5】図5は、本実施形態における第4のカプセル内視鏡の断面構成を示す図である。

【図6】図6は、本実施形態における第5のカプセル内視鏡の断面構成を示す図である。

【図7】図7は、第1のカプセル内視鏡に対して、誘導に関するY軸方向から見た磁界の一例を示す図である。

40

【図8】図8は、カプセル型医療装置誘導システムの第1の制御方法について説明するためのタイミングチャートである。

【図9】図9は、カプセル型医療装置誘導システムの第2の制御方法について説明するためのタイミングチャートである。

【図10】図10は、カプセル型医療装置誘導システムの第3の制御方法について説明するための誘導に関するY軸方向から見た磁界の一例を示す図である。

【図11】図11は、カプセル内視鏡における重力を考慮した姿勢制御について説明するための図である。

【図12】図12は、カプセル内視鏡における浮力を考慮した姿勢制御について説明するための図である。

50

【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。このカプセル型医療装置誘導システムは、図2乃至図6に示す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。本実施形態におけるカプセル型医療装置としては、カプセル内視鏡21を一例として説明する。

【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。

【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。また、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。

【0013】

また、誘導コイルY1、Y2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Y1の内側には面を2分割するように2つの誘導コイルD3、D7が配置され、他方の対向面で誘導コイルY2の内側には面を2分割するように2つの誘導コイルD1、D5が配置される。

【0014】

同様に、誘導コイルZ1、Z2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Z1の内側には面を2分割するように2つの誘導コイルD4、D8が配置され、対向する下面で誘導コイルZ2の内側には面を2分割するように2つの誘導コイルD2、D6が配置される。以下の方向では、誘導コイルZ1側を上方とし、誘導コイルZ2側を下方とする。また、誘導コイルZ2から誘導コイルZ1に向かい移動することを上昇とし、その反対を下降とする。

【0015】

また、ドライブコイル11で形成した交番磁界は、磁気誘導コイル31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。この交番磁界は、カプセル内視鏡21内に設けられた後述するコイル(磁気誘導コイル31)とコンデンサ33で形成される共振周波数近傍の周波数成分を1つまたは複数含んでいる。

【0016】

この発生した誘導磁界は複数のセンスコイル5a~5i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に送信される。位置検出装置ではこの信号に基づき、カプセル内視鏡21における位置及び姿勢情報を算出する。この位置及び姿勢情報は、誘導制御装置3に送られ、誘導コイル群で生成すべき磁界を求める計算に使用される。

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

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、D 1 ~ 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。

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

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。

【 0 0 2 2 】

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磁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。

【 0 0 2 3 】

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

10

20

30

40

50

スコイルの数量もある程度、多い方が好ましい。

【 0 0 2 4 】

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。

10

【 0 0 2 5 】

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。

20

【 0 0 2 6 】

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。

【 0 0 2 7 】

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。

30

【 0 0 2 8 】

3 つの受信アンテナ 7 は、選択動作を行うアンテナセクタ 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（画像データを含む体内情報）を受信する受信アンテナ 7 a（A X）と、Y 軸方向から体内情報を受信する受信アンテナ 7 b（A Y）と、Z 軸方向から体内情報を受信する受信アンテナ 7 c（A Z）とで構成され、3 軸方向における体内情報を検出することができる。

【 0 0 2 9 】

アンテナセクタ 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。

40

【 0 0 3 0 】

受信装置 9 は、カプセル内視鏡 2 1 からの体内情報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、体内情報（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 から体内情報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、誘導磁界による体内情報へのノイズや誘導磁界の

50

受信アンテナへの影響を排除できる。

【 0 0 3 1 】

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。

【 0 0 3 2 】

表示装置 1 0 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 における第 1 乃至第 5 の構成例について説明する。

図 2 は、本実施形態における第 1 のカプセル内視鏡の断面構成を示している。

この第 1 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、赤外線を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。

【 0 0 3 3 】

カプセル内視鏡本体について説明する。

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体内情報を受信アンテナ 7 に送信する送信部により構成される。

【 0 0 3 4 】

まず、撮像部として、固定焦点レンズを有する撮影光学系 2 6 と、撮像側基板 2 4 a 上に実装される C M O S 又は C C D 等からなる撮像素子 2 5 と、撮影光学系 2 6 の近傍に設けられた調光可能な L E D から成る照明部 3 9 と、撮像素子 2 5 に対して裏面側の撮像側基板 2 4 a に実装される撮像素子 2 5 からの画像信号に所定の画像処理を施す画像処理回路 2 7 とを備えている。また、撮像側基板 2 4 a 及び電源側基板 2 4 b 及び前方の電池用基板 4 3 a は、接着固定部 2 9 として接着剤で封止して一体的に固定される。

【 0 0 3 5 】

さらに電源部として、ボタン電池等からなる小型電池 3 2 と、小型電池 3 2 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 4 3 (4 3 a 、 4 3 b) と、小型電池 3 2 を電池用基板で挟むように固定する熱収縮チューブ 3 4 と、撮像側基板 2 4 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 2 4 b と、電源側基板 2 4 b 上に設けられ小型電池 3 2 の電源が供給される電源回路 2 8 とを備えている。

【 0 0 3 6 】

磁界発生部としては、接着固定部 2 9 の外周上に設けられる磁性体 3 0 と、磁性体 3 0 を介して設けられる誘導コイル 3 1 と、前端側の電池用基板上に設けられ、誘導コイル 3 1 と C L 共振回路を構成するコンデンサ 3 3 とを備えている。

【 0 0 3 7 】

この誘導コイル 3 1 は、カプセル容器 2 3 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 3 0 は、外部からの磁界を誘導コイル 3 1 内に収束させる役割を持つ。磁性体 3 0 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。

【 0 0 3 8 】

さらに、後方の電池用基板 4 3 b に円盤形状の駆動用磁石 4 2 が配置される。磁石 4 2 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 4 2 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 2 1 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。

【 0 0 3 9 】

送信部として、送信用基板 4 0 の裏面側（磁石 4 2 側）に実装される通信回路 3 6 と、その表面側（後端容器 2 3 b）に配置されるアンテナ 3 7 と、露出している通信回路 3 6 を覆い磁石 4 2 の磁力を遮蔽するシールド部 3 5 と、アンテナ 3 7 が設けられた側の送信用基板 4 0 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 3 8 とを備えている。

10

【 0 0 4 0 】

このような配置において、磁石 4 2 の着磁方向と、送信回路 3 6 に接続されたアンテナ 3 7 の向きは、90 度角度を変えて配置されている。これは、磁石 4 2 から発生する磁界がアンテナ 3 7 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 4 2 からの磁界によるアンテナ 3 7 への影響を小さく抑えている。

【 0 0 4 1 】

シールド部 3 5 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 3 7 近傍の磁界を吸い寄せる効果を有する。従って、アンテナ 3 7 に入射される磁界の強度を軽減することができ、送信回路 3 6 及びアンテナ 3 7 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。

20

【 0 0 4 2 】

また、光スイッチ 3 8 は、赤外線等に感度を有する。カプセル容器 2 3 の後端容器 2 3 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 3 8 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 3 8 がオンして、小型電池 3 2 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 3 8 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、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。

30

【 0 0 4 3 】

このシールド部 3 5 により通信回路 3 6 を覆う構成により磁石 4 2 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。

【 0 0 4 4 】

図 3 は、本実施形態における第 2 のカプセル内視鏡の断面構成を示している。

この第 2 のカプセル内視鏡は、前述した第 1 のカプセル内視鏡に対して、カプセル容器 2 3 の外周上に、断面円形の線材を螺旋状に巻いた螺旋部 2 5 が備えられている。これ以外の構成部位は、第 1 のカプセル内視鏡と同等であり、同じ参照符号を付して説明を省略する。

40

【 0 0 4 5 】

この構成により、誘導コイル用電源 2 から誘導コイル群に対して、第 2 のカプセル内視鏡に対する回転磁界を形成して、第 2 のカプセル内視鏡 2 1 を図 3 に示す軸 C 回り R 方向に回転させる。第 2 のカプセル内視鏡 2 1 は、螺旋部 2 5 の回転する方向により、軸 C 方向に沿って、前進又は後進を行う。さらに、誘導コイル群を制御して、第 2 のカプセル内視鏡 2 1 が傾いた姿勢を取らせた状態で回転させることもできるため、斜め方向に対しても前進又は後進を行うことができる。このように構成された第 2 のカプセル内視鏡は、前

50

述した第 1 のカプセル内視鏡が得られる作用効果と同等のものを得ることができる。

【 0 0 4 6 】

図 4 は、本実施形態における第 3 のカプセル内視鏡の断面構成を示している。

この第 3 のカプセル内視鏡は、前述した第 1 のカプセル内視鏡の構成における磁石 4 2 と、誘導コイル 3 1 の配置を入れ替えた構成である。これ以外の構成部位は、第 1 のカプセル内視鏡と同等であり、同じ参照符号を付して説明を省略する。

【 0 0 4 7 】

第 3 のカプセル内視鏡において、第 1 のカプセル内視鏡では、リング形状であった誘導コイル 3 1 に対して、2 本の直線的な棒状の誘導コイル 5 2、5 3 を交差するように配置している。図 4 は、Z 軸方向と Y 軸方向にそれぞれ誘導コイル 5 2、5 3 を配置した構成例を示している。また、これらの誘導コイル 5 2、5 3 の近傍には、それぞれのコイル両端に接続して LC 共振回路を形成するためのコンデンサ 5 4、5 5 が配置されており、異なる共振周波数になるように調整されている。この交差する誘導コイル 5 2、5 3 は、ドライブコイル 1 1 により形成される磁界により誘導磁界を発生させる。この様に誘導コイル 5 2、5 3 が共に軸 C に対して垂直で、それぞれ異なる方向を向いているため、それぞれの共振周波数でそれぞれの誘導コイルの向きを求めることにより軸 C の方向（つまり、カプセル内視鏡の推進方向）を検出できる。また、第 3 のカプセル内視鏡は、磁石 5 1 がカプセル内視鏡の円筒軸（軸 C 方向）に沿って磁極（N 極を前方、S 極を後方）を向けて配置されている。また、前述した第 1 のカプセル内視鏡における円盤形状の磁石 4 2 に換わって、例えば、リング形状又は、棒状の磁石を樽状に並べた構成を成し、接着固定部 2 9 の外周上に設けられている。このように構成された第 3 のカプセル内視鏡は、前述した第 1 のカプセル内視鏡が得られる作用効果と同等のものを得ることができる。

【 0 0 4 8 】

図 5 は、本実施形態における第 4 のカプセル内視鏡の断面構成を示している。

この第 4 のカプセル内視鏡は、前述した第 1 のカプセル内視鏡の構成における磁石 4 2 と、送信回路 3 6 及びアンテナ 3 7 を入れ替えた配置となっている。これ以外の構成部位は、第 1 のカプセル内視鏡と同等であり、同じ参照符号を付して説明を省略する。

【 0 0 4 9 】

第 4 のカプセル内視鏡は、送信回路 3 6 及びアンテナ 3 7 をシールド部 6 2 によりアンテナ 3 7 の電磁波放射方向を除いて包囲し、一部に光スイッチ窓を開口して、光スイッチ 3 8 を配置している。光スイッチ 3 8 は、異なる方向に複数設けてもよい。このシールド部 6 2 は、電池用基板 4 3 b に接して設けられており、その後方に第 1 のカプセル内視鏡の磁石 4 2 と同等な磁石 6 3 が設けられている。カプセル容器 2 3 の後端容器 6 1 は、後端が半球形状ではなく、平坦面に形成されている。但し、後端が半球形状であっても問題はない。

【 0 0 5 0 】

このように構成された第 4 のカプセル内視鏡は、前述した第 1 のカプセル内視鏡が得られる作用効果と同等のものを得ることができる。さらに、この構成によれば、アンテナ 3 7 近傍の磁力線は、シールド部 6 2 内を貫くことになり、強度を低下させることができる。従って、アンテナ 3 7 に与える磁石 6 3 の生成する磁界による影響を減少させて、送信性能の低下を防止することができる。

【 0 0 5 1 】

また、シールド部材となる磁性体を蒸着又は、スパッタリング等の薄膜形成技術を用いて、基板上に形成することで、基板内に入る磁束の量を減少することができる。従って、カプセル内視鏡 2 1 に形成される回路が磁石の磁界及び誘導コイルの磁界による悪い影響を受けて、誤動作することを防止することができる。

【 0 0 5 2 】

図 6 は、本実施形態における第 5 のカプセル内視鏡の断面構成を示している。

前述した第 1 のカプセル内視鏡の構成における体内情報（画像データ）を通信回路 3 6 及びアンテナ 3 7 を用いて無線（電波を用いた無線）により送信していたが、この第 5 の

10

20

30

40

50

カプセル内視鏡は、カプセル容器表面に露出する電極 6 4、6 5 を設けて、間に被検体となる体腔組織を通して体内情報となる電流信号を流し、生体内に電界を発生させる。受信アンテナに代わって、患者の体表面に取り付けた電界センサにより、その体内情報を受け取る所謂、電界通信方式を用いた構成である。これ以外の構成部位は、第 1 のカプセル内視鏡と同等であり、同じ参照符号を付して説明を省略する。

【 0 0 5 3 】

この構成によれば、前述した第 1 のカプセル内視鏡が得られる作用効果に加えて、無線を通信媒体として用いていないため、受信装置及びそれらの間の伝送路にかかる影響をなくすことができ、ノイズが重畳しにくく、安定したクリアな画像を取得することができる。通信回路及びアンテナが省略できるため、簡易な構成となり、カプセル容器のさらなる小型化が実現できる。また、送信回路にスピーカを設けることにより、受信装置側にマイククロフォンを接続すれば、音波による通信でも同様の作用効果を得ることができる。

【 0 0 5 4 】

次に、このように構成されたカプセル型医療装置誘導システムの第 1 の制御方法について説明する。

図 7 は、図 2 に示した第 1 のカプセル内視鏡に対して、誘導する際の Y 軸方向から見た磁界における磁力線の一例を示している。この磁界は、誘導コイル Z 1、Z 2、D 2、D 4、D 6 及び D 8 で囲まれた空間内に形成され、その空間内にカプセル内視鏡が図 6 に示す誘導コイル X 2 から誘導コイル X 1 の方向 (X 軸方向) に先端を向けている。

【 0 0 5 5 】

この磁界内で誘導コイル Z 1 に、図示するような Z 軸方向で上に向かう磁力を発生させる。カプセル内視鏡 2 1 は、下方 (誘導コイル Z 2 側) では、磁界強度が弱く、上方が強くなる磁界強度が発生する。このように磁気勾配が存在する空間内では、カプセル内視鏡 2 1 内の磁石 4 2 は磁界の強い方向、即ち上方に引き寄せる引力 (ここでは、上昇引力と称する) が働く。

【 0 0 5 6 】

この上昇引力を受けると、カプセル内視鏡 2 1 は空間内で上昇する。この上昇引力の強さを誘導制御装置 3 で制御することによって、カプセル内視鏡 2 1 に働く重力をキャンセルした状態を作り出すことができる。この時、例えば、誘導コイル D 2、D 4 に図 7 に示すような磁界を形成して前進する牽引力を発生させる。よって、誘導コイル Z 1 の磁界に誘導コイル D 2、D 4 の磁界を重畳すると、カプセル内視鏡 2 1 は、内視鏡自体に働く重力をキャンセルしつつ前進する。

【 0 0 5 7 】

つまり、従来では、カプセル内視鏡 2 1 は体腔組織に自己の重さ (カプセル内視鏡の質量 \times 重力加速度) を掛けた状態で移動していた。これに対して本実施形態では、カプセル内視鏡 2 1 は自己の重さを軽減させて、粘性による反力が弱まった状態で移動することとなるため、従来よりも弱い磁界強度でも同等の移動が可能となる。但し、この上昇引力は、強く働かせ過ぎると、カプセル内視鏡 2 1 を体腔組織から必要以上に浮き上がる。カプセル内視鏡 2 1 が体腔組織から一旦浮かんでしまうと、誘導コイル Z 1 に近づくため引力がさらに強まり、今度は急激に誘導コイル Z 1 に吸い寄せられ、ユーザが所望した以上に浮き上がってしまう虞がある。

【 0 0 5 8 】

図 8 のタイミングチャートに示すような制御を行い、この浮き上がり状態を防止しつつ移動して、且つ体内情報の通信が安定して行う。図 8 (a) は、誘導コイル Z 1 による Z 軸方向に上昇引力を発生する磁場強度の大きさと発生タイミングを示し、図 8 (b) は、誘導コイル D 2、D 4 による X 軸方向に牽引する力を発生する磁場強度の大きさと発生タイミングを示している。さらに、図 8 (c) は、位置検出装置 6 がセンスコイル群 5 の各センスコイルから誘導磁界に基づく信号 (位置及び姿勢情報信号) を取得するタイミングを示し、図 8 (d) は、カプセル内視鏡 2 1 から受信装置 9 に体内情報の送信と休止又は撮影を行うタイミングを示し、図 8 (e) は、体腔表面と内視鏡の Z 方向の位置関係を示

10

20

30

40

50

している。

【 0 0 5 9 】

本実施形態において、図 8 における各動作のタイミングは、カプセル内視鏡 2 1 による撮像と画像データの送信を行うタイミングを基準として設定されている。勿論、このような送信タイミングに限定されるものではなく、適宜を基準となるタイミングを設定してもよい。

【 0 0 6 0 】

まず、カプセル内視鏡 2 1 の位置検出を行い、カプセル内視鏡 2 1 の位置が体腔表面に沈み込んで（図 8（e）における n 1）、磁界強度が目標値より低い場合には、次のタイミングで誘導コイル Z 1 の磁界強度を強めて上昇させる（n 2）。この時、カプセル内視鏡 2 1 が上昇し過ぎている場合には、次のタイミングで発生する磁界強度を弱くする（n 3）。尚、図 8（e）に示す体腔表面とカプセル内視鏡 2 1 の Z 方向の位置関係は、概念的に示しているものであり、実際には、カプセル内視鏡 2 1 は体腔表面にほぼ接触している状態であり、体腔表面に重みが掛からない状態（又は重さで沈み込んでいない状態）である。

【 0 0 6 1 】

この時に、誘導コイル D 2、D 4 に対して、図 7 に示すような Z 方向の上向きの磁界を発生させる。この磁界は、誘導コイル X 2 から誘導コイル X 1 に向かう方向に磁気勾配が大きくなり、カプセル内視鏡 2 1 に対しては、X 軸方向に沿って前方に牽引される引力となる。従って、カプセル内視鏡 2 1 は、誘導コイル Z 1 の電界により重力がキャンセルされた状態で誘導コイル D 2、D 4 により前方に牽引され、体腔表面とは少ない摩擦でスムーズに移動する。

【 0 0 6 2 】

このカプセル内視鏡 2 1 が前進するにつれて、誘導コイル D 2、D 4 によるカプセル内視鏡の位置での磁界の勾配は大きくなり、牽引力が増大する。即ち、移動する速度が速まる。カプセル内視鏡 2 1 を一定の速度で移動させるには、推進力を一定に保つ必要があるため、図 8（b）に示すように、誘導コイル D 2、D 4 に発生する磁界強度を徐々に小さくする。

【 0 0 6 3 】

以上説明したように、カプセル内視鏡 2 1 の位置情報に基づき磁界強度を制御して、掛かる重力をキャンセルした状態を維持させて、カプセル内視鏡 2 1 と体腔内組織の間に作用する摩擦力を軽減する。その重力のキャンセル状態で、カプセル内視鏡 2 1 を移動させたい方向に傾斜した勾配磁界を発生させることにより、移動に伴う抵抗力を減少させて誘導する操作を容易なものにすることができ、さらに従来よりも弱い磁界強度でも同等に移動させることができる。

【 0 0 6 4 】

次に、カプセル型医療装置誘導システムの第 2 の制御方法について説明する。

この第 2 の制御方法は、図 9（a）、（b）に示すように誘導コイル Z 1、D 2 及び D 4 に印加する駆動信号に予め定めた短時間のパルス幅のオン信号を 1 つの磁界形成期間内で印加する回数により、磁界強度が制御する方法である。この方法によって、それぞれの誘導コイルでパルスの磁界を発生させて、その発生する磁界の間隔を制御することにより磁界強度が制御される。誘導コイル用電源 2 に対して、公知なスイッチング回路を付加することにより、実現できる。

【 0 0 6 5 】

このような構成により、各誘導コイル Z 1、D 2 及び D 4 は、それぞれパルスの磁界を発生し、その発生する磁界の間隔を制御することにより磁界強度が制御される。この制御により、誘導コイル用電源の構成を単純にすることができる。また、同等な制御方式として、オン時間（パルス幅）を制御する PWM（Pulse Width Modulation）制御方式を適用しても同様に実現できる。

【 0 0 6 6 】

次に、カプセル型医療装置誘導システムの第3の制御方法について説明する。

図10に示す第3の制御方法は、前述した第1の制御方法に対して、異なる誘導コイルの組み合わせをそれぞれ駆動して、同様なカプセル内視鏡21の移動を実現するものである。図4に示した第3のカプセル内視鏡が第3の制御方法に好適する。

【0067】

前述した第3のカプセル内視鏡は、磁石51がカプセル内視鏡の円筒軸(X軸方向)に沿って磁極(N極を前方、S極を後方)を向けて配置されている。磁気誘導コイル52、53は、交差(ここでは、直交)し、磁石51の磁力線の方角に対しても、それぞれが直交するように配置されている。また、本実施形態における誘導コイル52、53は、針状の磁性体で形成されたコアに巻き線が巻回され、さらにコンデンサ54、55がそれぞれ接続されている。この2つの誘導コイル52、53は異なる共振周波数を有するように、L成分又はC成分が調整されている。

【0068】

このように構成することにより、磁石51からの磁力線の方角を誘導コイル52、53の長手方向の方角と垂直になるように配置できるため、磁石51からの磁界の影響を最小に抑えることができると共に、2つの磁気誘導コイル52、53の方角をそれぞれ検出することでカプセル内視鏡の方角を求めることができる。

【0069】

また、図10に示すカプセル内視鏡21に内蔵される磁石の方角は、カプセル内視鏡21の推進方向(図10に示すX方向)を向いているが、図10に示すような磁界を付加することで、図7に示す状態と同様の制御を行うことができる。つまり、誘導コイルD4、D8によりZ方向(上向き)に向かうほど磁界強度が強くなる勾配磁界を発生させることで、重力に逆らう引力を形成し、誘導コイルX1よりX方向(紙面左方向)に行くに従い、磁界強度が強くなる勾配磁界を発生させ、カプセル内視鏡21をX方向に重力を軽減した状態で推進させることができる。

【0070】

次に、図11を参照して、カプセル内視鏡21における姿勢制御について説明する。前述した図1における磁気誘導装置1と、図4に示した第3のカプセル内視鏡21を用いて説明する。

【0071】

カプセル内視鏡21の姿勢を水平方向から斜めに傾いた姿勢、例えば、カプセル内視鏡先端部が立ち上がり、後端部が消化管内壁に接するような斜め姿勢の場合について説明する。

【0072】

この姿勢をとるためには、14個の誘導コイル群X1、X2、Y1、Y2、Z1、Z2及び、D1乃至D8のうち、例えば、誘導コイルZ1、Z2の組を用いてZ軸方向の上方向に向かう第1の磁界と、誘導コイルX1、X2によるX軸方向の紙面左方向(図11)に向かう第2の磁界と、を形成する。尚、誘導コイルZ1、Z2による第1の磁界のみでも傾かせることは可能である。ここで、第1の磁界と第2の磁界で合成された磁界が図11に示す外部磁界Hとなる。しかしながら、カプセル内視鏡21には重力が作用するため、カプセル内視鏡21は、外部磁界Hと平行にはならず、カプセル内視鏡21の方角の方角を向くこととなる。この時、磁石42の磁化をM、外部磁界をH、MとHのなす角を、カプセル内視鏡21の質量をm、重力加速度をg、Z方向とカプセル内視鏡21の方角とのなす角を、カプセル内視鏡21の重力をG、カプセル内視鏡21が上方向を向きを変化させたときの回転中心となる支点をP、支点Pとの距離をlとする。この時、簡単のために支点Pは、カプセル内視鏡21内の撮像光学系Z5が設置されていない側の外装端部の半球形状の中心とすることができる。

【0073】

以上の定義した事項を用いることにより、

【数 1】

$$\delta = \sin^{-1} \left(\frac{mgl \sin \theta}{H \cdot M} \right)$$

【0074】

と表すことができる。

【0075】

これにより、カプセル内視鏡 21 を 方向に向ける（目標姿勢をとる）ためには、
- 方向に磁界を付加すればよいことになる。この様に、誘導コイル群で発生させる磁
界を制御する。具体的には、目標姿勢を設定したのち、その目標姿勢におけるカプセル内
視鏡 21 に掛かる重力の大きさに基づき、カプセル内視鏡 21 に発生するトルク（力学ト
ルク）を制御装置に設けられた力学トルク推定部で推定を行う。そして、カプセル内視鏡
21 が目標姿勢をとったときに、推定された力学トルクとつり合う磁気トルクを発生させ
る磁界を制御装置は計算する。（この磁界が 方向となる。）

10

この 方向の磁界を加えることによりカプセル内視鏡 21 に内蔵された磁石 42 に磁気
トルクを発生させ、カプセル内視鏡 21 に掛かる重力によりカプセル内視鏡 21 に発生す
るトルク（力学トルク）と前記磁気トルクとをカプセル内視鏡 21 が 方向を向いたとき
につり合わせる。カプセル内視鏡 21 に掛かる重力の影響を受けず、所望する方向（ 方
向）に向けることができる。

20

【0076】

このような磁界中に斜め姿勢でカプセル内視鏡 21 が存在する場合に、例えば、誘導コ
イル X1 に前方に牽引する引力を発生する磁界または電界を形成すると、カプセル内視鏡
21 はカプセル容器 23 の後端部のみを消化管内壁に接して、斜め姿勢を保持した状態で前
方に移動する。このような移動は、消化管内上の壁移動経路に多少の凹凸があったとして
も、容易に乗り越えて移動することができる。さらに、前述した誘導コイル Z1 を用いて
重力をキャンセルする磁界または電界を重畳させることにより、さらに摩擦力を減少させ
て移動することができる。

【0077】

一方、体腔内に水等が残存していた場合には、重力と同等の浮力が発生する場合がある
。このような状態になると、水に対して比重が重い側が下方を向いた斜め姿勢となり、所
望する箇所の撮像が困難になる虞がある。これに対して、本実施形態では、誘導コイル群
による磁界を形成して、所望する姿勢を実現する。

30

【0078】

先の条件と異なる部分は、カプセル内視鏡 21 が水の上に浮いている状態となっている
ことである。この場合、カプセル内視鏡 21 に働く力は、重力の他に浮力が存在する。こ
の浮力は重力と同様にカプセル内視鏡に作用するトルク（力学トルク）を発生させる。

【0079】

よって、前述した力学トルク推定部が重力によりカプセル内視鏡 21 に発生するトルク
とともに、浮力によって発生するトルクも求め、制御装置がこれら 2 つのトルクとつりあ
う磁気トルクを発生する磁界を計算し、その磁界を発生させることで、カプセル内視鏡 2
1 が水に浮いた状態であってもカプセル内視鏡 21 を目的の姿勢に制御することができる
。例えば、消化管内壁上に水が残存し、カプセル内視鏡 21 の先端部が浮き上がった場合
には、誘導コイル X1、X2 と誘導コイル Z1、Z2 の組を用いて、図 12 に示すような
斜め姿勢を作り出す。即ち、これらの誘導コイルを用いて、誘導コイル Z1、Z2 による
Z 軸下方向に向かう第 3 の磁界と、誘導コイル X1、X2 による X 軸方向に向かう第 4 の
磁界とを形成する。

40

【0080】

このような磁界により、浮力でカプセル内視鏡 21 の先端部又は後端部が浮き上がった
姿勢になったとしても容易に姿勢を制御して所望する箇所を撮像することができる。また

50

、本実施形態では、カプセル内視鏡 2 1 は、磁石を内蔵しているが、これが磁石ではなく磁化容易軸を有する磁性体であってもかまわない。この場合磁性体は棒状、板上の物が考えられる。さらに、この磁性体はカプセル内視鏡 2 1 に電源を供給する電池であってもよい。また、この磁性体はカプセル内視鏡 2 1 に内蔵された電気回路を保護するシールドであってもよい。

【 0 0 8 1 】

また、カプセル内視鏡 2 1 が水に浮かぶのではなく水の中に存在した場合でも、カプセル内視鏡 2 1 には浮力が作用することから本方式を用いて、より正確な姿勢制御を行うことができる。ここで、より具体的に力学トルク推定部の構成について説明する。

【 0 0 8 2 】

力学トルク推定部は、カプセル内視鏡 2 1 の基本的な特徴量として、カプセル内視鏡 2 1 の重さ $m \times g$ 、カプセル内視鏡 2 1 の重心、カプセル内視鏡 2 1 の回転中心となる支点の位置 P (図 1 1, 1 2 参照)、重心の位置に対するカプセル内視鏡 2 1 の回転中心となる支点との距離 l (図 1 1 参照)、浮力 F_f (図 1 2 を参照)、カプセル内視鏡 2 1 の回転中心となる支点の位置 P に対する浮力の作用点との距離 l_f (図 1 2 参照) のうち必要なものを記憶している。

【 0 0 8 3 】

さらに、カプセル内視鏡 2 1 が水に浮いている状態では、カプセル内視鏡 2 1 が水等の液体の水面から飛び出している状態となり、さらにカプセル内視鏡 2 1 の姿勢を変化させると液面より上に存在するカプセル内視鏡 2 1 の部分も変化することになる。これは、先に力学トルク推定部に記憶するとした浮力、カプセル内視鏡 2 1 の回転中心となる支点の位置 P に対する浮力の作用点との距離、カプセル内視鏡 2 1 の姿勢により変化することを意味する。

【 0 0 8 4 】

よって、これらの浮力の大きさ情報、カプセル内視鏡 2 1 の回転中心となる支点の位置 P に対する浮力の作用点との距離情報、カプセル内視鏡 2 1 の回転中心となる支点の位置の情報は、カプセル内視鏡 2 1 の姿勢の関数またはカプセル内視鏡 2 1 の姿勢に対応したルックアップテーブルとして保持することが望ましい。そして、力学トルク推定部は、これら情報とカプセル内視鏡 2 1 の目標姿勢情報からカプセル内視鏡 2 1 が目標姿勢をとったときにカプセル内視鏡 2 1 に作用している力学的トルクを計算する。この計算は、以下の計算等によって求めることができる。

図 1 1 の場合：重力によるトルク $m g l \times \cos (\quad)$

浮力によるトルク 0

図 1 2 の場合：重力によるトルク $m g l \times \cos (\quad)$

浮力によるトルク $- F_f l_f \sin (\quad)$

但し、この場合において、カプセル内視鏡 2 1 の回転中心となる支点の位置と、カプセル内視鏡 2 1 の重心位置の差が非常に小さい (例えば、2 mm 以下の差しかない場合、さらに好ましくは 1 mm 程度の差しかない場合) といえる場合には、重力によるトルクを 0 と見なしてもよい。この場合、カプセル内視鏡 2 1 の回転中心となる支点をカプセル内視鏡の重心と考えてよく、計算の簡略化ができる。

【 0 0 8 5 】

図 1 1 に示すように、カプセル内視鏡 2 1 が水深下である場合

：重力によるトルク $m g l \times \cos (\quad)$

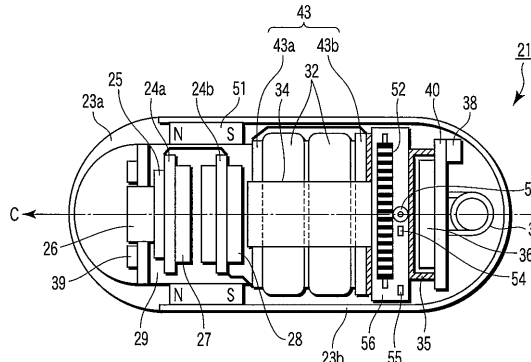
浮力によるトルク $- F_f \times l_f \times \sin (\quad)$

このような計算で求めたトルクの値を制御装置に伝送する。そして、カプセル内視鏡 2 1 が目標姿勢をとったときに、推定された力学トルクとつり合う磁気トルクを発生させる磁界を制御装置は計算する。

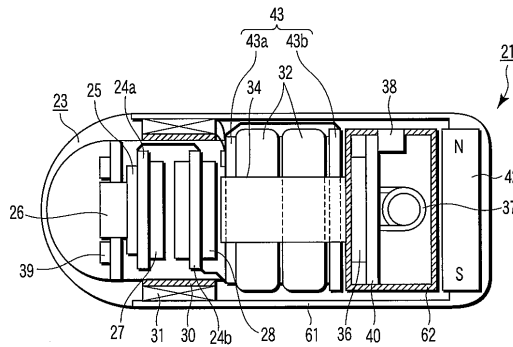
【 0 0 8 6 】

制御装置がその磁界を発生させることでカプセル内視鏡を目的の姿勢に制御することができる。これらカプセル内視鏡 2 1 の回りの環境の条件は、制御装置へ入力する選択装置

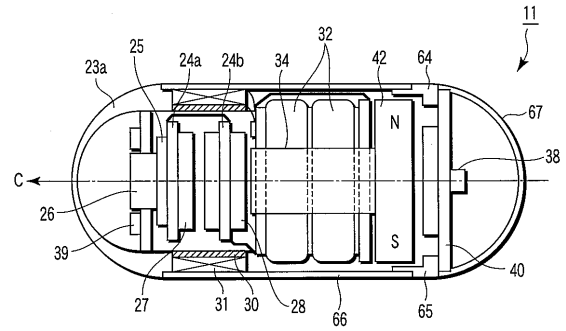
【図 4】



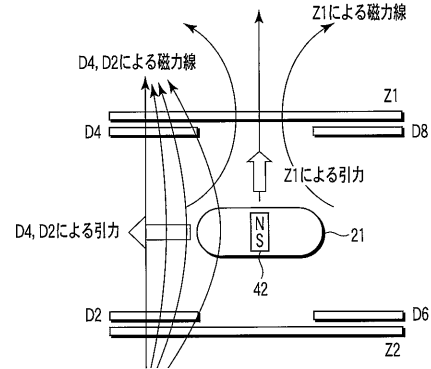
【図 5】



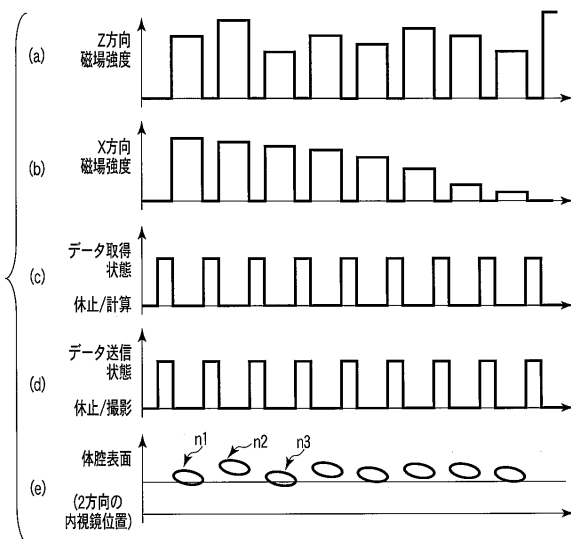
【図 6】



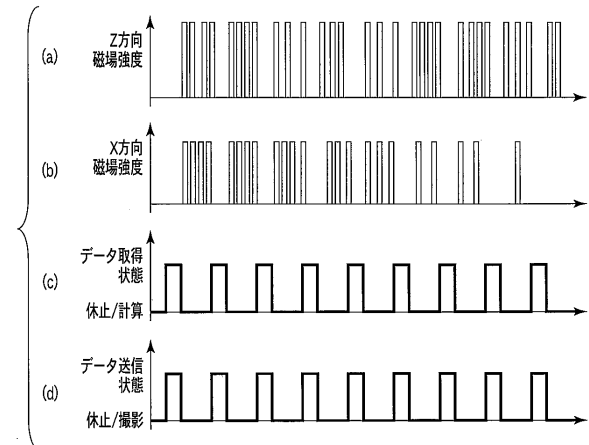
【図 7】



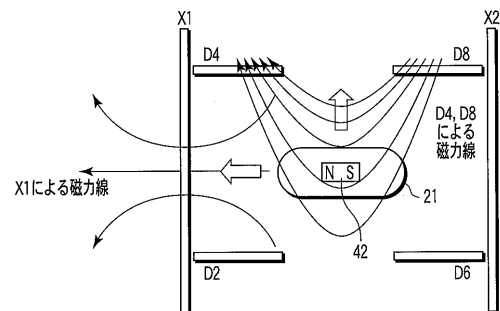
【図 8】



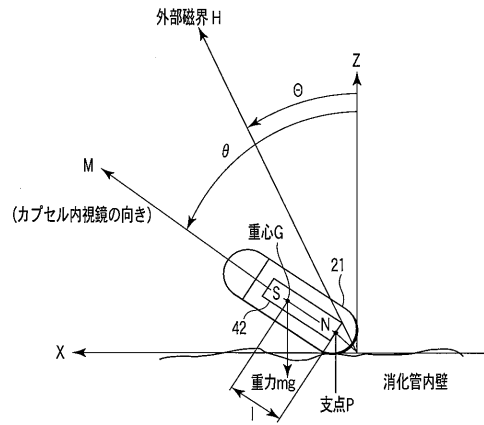
【図 9】



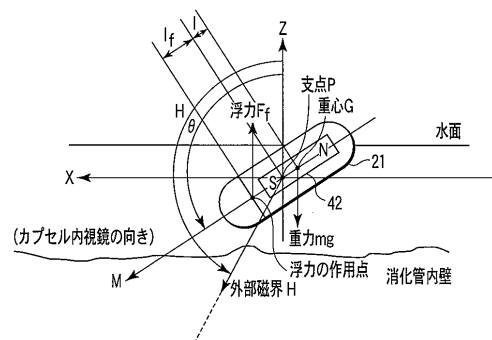
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 内山 昭夫
日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 木村 敦志
日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 青木 勲
日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開2005-087737(JP,A)
特開2004-289560(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., D B名)
A61B 1/00-1/32
A61B 5/07

专利名称(译)	胶囊型医疗器械引导系统		
公开(公告)号	JP5042037B2	公开(公告)日	2012-10-03
申请号	JP2007552018	申请日	2006-12-27
[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)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	内山昭夫 木村敦志 青木勲		
发明人	内山 昭夫 木村 敦志 青木 勲		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00158 A61B34/70 A61B34/73		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.320.Z A61B5/07		
代理人(译)	中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
优先权	2005376277 2005-12-27 JP		
其他公开文献	JPWO2007074888A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种封装的医疗设备引导系统，以及控制该系统的方法，其中磁发生器作用于内置于封装的医疗设备中的磁体，并产生用于控制封装的医疗设备的位置和/或姿势的磁场，控制单元具有动态扭矩估计单元，用于估计以目标姿势施加到封装医疗装置的动态扭矩，控制从磁场发生器产生的磁场，使得由磁场发生器产生的磁扭矩变为与由动态扭矩估计单元估计的动态扭矩成比例，并且通过考虑施加到胶囊内窥镜自身的重力来控制胶囊内窥镜的姿势。

【图 3】

