

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5030392号
(P5030392)

(45) 発行日 平成24年9月19日(2012.9.19)

(24) 登録日 平成24年7月6日(2012.7.6)

(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 19 (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2005-113082 (P2005-113082)
 (22) 出願日 平成17年4月11日(2005.4.11)
 (65) 公開番号 特開2006-26391 (P2006-26391A)
 (43) 公開日 平成18年2月2日(2006.2.2)
 審査請求日 平成20年4月11日(2008.4.11)
 (31) 優先権主張番号 特願2004-175519 (P2004-175519)
 (32) 優先日 平成16年6月14日(2004.6.14)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 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 100118913
 弁理士 上田 邦生
 (74) 代理人 100112737
 弁理士 藤田 考晴
 (72) 発明者 内山 昭夫
 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

審査官 樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療装置の位置検出システムおよび医療装置誘導システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の体内に投入される医療装置の位置検出システムであって、
 前記医療装置に搭載した磁気誘導コイルと、
 前記医療装置の作動範囲の外部に配置され、前記磁気誘導コイルに誘導磁気を発生させる駆動コイルと、

前記医療装置の作動範囲の外部に配置され、前記磁気誘導コイルにより発生された誘導磁気を検出するとともに、該誘導磁気により交流電圧を発生させる複数の磁気センサと、
 を備え、

前記駆動コイルが、前記医療装置の作動範囲の各位置に前記医療装置が配置されたときに、前記磁気誘導コイルに対して異なる3方向以上の方向から磁気を作用させるとともに、前記3方向以上の磁気を作用させる方向のうち、少なくとも1つの方向が、他の2方向から形成される面に対して交差する方向となるように配置され、

前記複数の磁気センサが、前記医療装置の作動範囲に対向して複数方向に向けて配置され、

前記駆動コイルが、前記磁気誘導コイルを含む共振回路の共振周波数近傍の周波数帯域にわたって、前記磁気誘導コイルに誘導磁気を発生させ、

前記複数の磁気センサから得られた前記交流電圧の振幅値の極大値および極小値の振幅差に基づいて前記医療装置の位置と方向とを計算する医療装置の位置検出システム。

【請求項 2】

10

20

前記駆動コイルと前記磁気センサとが、前記医療装置の作動範囲を挟んで対向する位置に配置されている請求項 1 に記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 3】

前記磁気センサが、前記誘導磁気コイルから発生した磁場を繰り返し検出し、
前記磁気センサの出力に基づいて、前記医療装置の位置と方向とを繰り返し計算して求める位置計算装置と、

該位置計算装置における計算において、前記医療装置の位置及び方向を求める際に用いる前記磁気センサを前記複数の磁気センサから選択する磁気センサ選択手段と、を有する請求項 1 または請求項 2 に記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 4】

前記磁気センサが磁界を受けたときに発生する前記交流電圧の前記振幅値を記憶する記憶手段と、

前記磁気センサが発生した前記交流電圧の前記振幅値から前記記憶手段に記憶された前記交流電圧の振幅値を引くことにより、前記磁気センサが発生した前記交流電圧の振幅値の変化量を求める変化量検出手段と、を有し、

前記駆動コイルが、交流磁界を発生させ、

前記誘導磁気コイルが、前記駆動コイルの発生した交流磁界を受けることにより前記誘導磁気としての誘導磁界を発生させ、

前記記憶手段には、前記磁気センサが前記交流磁界のみを受けたときの前記交流電圧の振幅値が記憶され、

前記変化量検出手段が、前記磁気センサが前記交流磁界および前記誘導磁界を受けたときの前記交流電圧の振幅値から前記記憶手段に記憶された前記交流電圧の振幅値を引くことにより、前記磁気誘導コイルが発生した誘導磁界を求める請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 5】

前記位置計算装置が、前記計算により求めた医療装置の位置および方向に基づいて、前記磁気誘導コイルが各前記磁気センサの位置に生成する前記誘導磁界を計算し、算出された誘導磁界から各前記磁気センサの出力を計算し、

前記磁気センサ選択手段が、算出された複数の前記磁気センサの出力の大きさに基づいて、前記次の計算時において前記医療装置の位置および方向を求める際に用いる前記磁気センサを決定する請求項 3 に記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 6】

前記磁気センサ選択手段が、前記磁気センサを、前記算出された複数の磁気センサの出力が大きい順に所定個数選択する請求項 5 に記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 7】

前記磁気センサ選択手段が、前記算出された複数の磁気センサの出力が所定の値より大きな磁気センサを選択する請求項 5 に記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 8】

前記位置計算装置が、前記計算により求めた医療装置の位置および方向に基づいて、前記磁気誘導コイルが各磁気センサの位置において形成する磁界の大きさ及び方向を推定し、

前記磁気センサ選択手段が、前記推定した各磁気センサの出力に基づいて、次の計算時において前記医療装置の位置および方向を求める際に用いる前記磁気センサを決定する請求項 3 に記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 9】

前記磁気センサ選択手段が、前記磁気センサを前記磁気誘導コイルが前記複数の磁気センサの位置において形成する磁界の強度が大きい順に所定個数選択する請求項 8 に記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 10】

前記位置計算装置が、前記計算により求めた医療装置の位置および方向に基づいて、各

10

20

30

40

50

磁気センサと前記磁気誘導コイルとの距離を推定し、

前記磁気センサ選択手段が、前記推定した各磁気センサと磁気誘導コイルとの距離に基づいて、次の計算時において前記医療装置の位置および方向を求める際に用いる前記磁気センサを決定する請求項 3 に記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 1 1】

前記磁気センサ選択手段が、前記推定された前記磁気センサと前記磁気誘導コイルとの距離が所定の値より短い磁気センサを選択する請求項 1 0 に記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 1 2】

前記医療装置がカプセル内視鏡であり、前記カプセル内視鏡の被検体への挿入方向と、前記磁気誘導コイルの中心軸線方向とが略同一になっている請求項 1 から請求項 1 1 のいずれかに記載の医療装置の位置検出システム。

10

【請求項 1 3】

複数の駆動コイルを選択的に使用する駆動コイル選択手段を有する請求項 1 から請求項 1 2 のいずれかに記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 1 4】

複数の駆動コイルが、互いに直交するように配置されている請求項 1 から請求項 1 3 のいずれかに記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 1 5】

請求項 1 から請求項 1 4 のいずれかに記載の位置検出システムと、
前記医療装置に搭載された磁石と、
該医療装置の作動範囲の外部に配置され、前記磁石に対して作用させる磁界を発生する磁界発生手段と、
該磁界発生手段により前記磁石に作用させる磁界の方向を制御する磁界方向制御手段と、
を備える医療装置誘導システム。

20

【請求項 1 6】

前記磁界発生手段が、相互に直交する方向に対向配置される 3 対の棒体状の電磁石を備え、

該電磁石の内側に被検体を配置可能な空間が設けられるとともに、

該被検体を配置可能な空間の周囲に、前記駆動コイルおよび前記磁気センサが配置されている請求項 1 5 に記載の医療装置誘導システム。

30

【請求項 1 7】

前記磁界発生手段が、前記医療装置の周囲に回転磁界を発生させ、

前記医療装置の外面に、該医療装置の長手軸回りの回転力を長手軸方向の推進力に変換する螺旋機構が備えられている請求項 1 5 または請求項 1 6 に記載の医療装置誘導システム。

【請求項 1 8】

前記医療装置に、該医療装置の長手軸に沿う光軸を有する撮像手段を備えるとともに、該撮像手段により撮像された画像を表示する表示手段を備え、

前記磁界方向制御手段による医療装置の長手軸回りの回転情報に基づいて、前記撮像手段により撮像された画像を、逆方向に回転させて前記表示手段に表示させる画像制御手段を備える請求項 1 7 に記載の医療装置誘導システム。

40

【請求項 1 9】

前記医療装置がカプセル内視鏡であり、前記カプセル内視鏡の被検体への挿入方向と、前記磁気誘導コイルの中心軸線方向とが略同一になっている請求項 1 5 から請求項 1 8 のいずれかに記載の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、医療装置の位置検出システムおよび医療装置誘導システムに関する。

50

【背景技術】

【0002】

医療装置のうちのカプセル型内視鏡は、被検者等の被検体に飲み込ませて体腔管路内を通過させ、目的位置の体腔管路内における画像の取得が可能な飲み込み型の医療装置である。上記カプセル型内視鏡は、上記医療行為が可能な例えば、画像取得が可能なCCD (Charge Coupled Device) 等の撮像素子を備えて構成され、体腔管路内の目的部位で画像取得を行うものである。

【0003】

しかしながら、上記カプセル型内視鏡は、体腔管路内を誘導しなければ目的部位まで到達できず、誘導するためにはカプセル型内視鏡が体腔管路内のどの位置にいるかを検出する必要があった。

10

そのため、目視にて位置を確認できない所（体腔管路内など）へ誘導されたカプセル型内視鏡などの位置を検出する技術が提案されている（例えば、特許文献1から3参照。）

【特許文献1】特許第3321235号公報

【特許文献2】特開2001-179700号公報（図1等）

【特許文献3】特開2002-187100号公報（図1等）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

20

上述した特許文献1においては、磁場検出コイルを搭載したカプセル型内視鏡と、磁場検出コイルが検出するための磁場を発生する体外に設けられた発信部（磁場ソース）と、磁場検出コイルと磁場ソースとの相対位置を求める検出装置とによるカプセル型内視鏡の位置検出技術が開示されている。

しかしながら、上述の位置検出技術においては、位置検出を行うために、医用カプセルの電力を消費してしまうという問題があった。また、医用カプセル内に3軸の検知手段が必要になってしまい、医用カプセルを小型化できないという問題があった。

また、上述の位置検出技術においては、カプセル型内視鏡の位置は検出できるのだが、その方向までは検出できないという問題があった。

【0005】

30

上述した特許文献2および3においては、回転磁場を発生する磁場発生部と、前記磁場発生部が発生した回転磁場を受け、回転して推力を得るロボット本体と、前記ロボット本体の位置を検出する位置検出部と、前記位置検出部が検出した前記ロボット本体の位置に基づき、前記ロボット本体を目的地へ到達させる方向へ向けるべく前記磁場発生部による回転磁場の向きを変更する磁場変向手段とからなる移動可能なマイクロマシンの移動制御システムが開示されている。

上述の技術においては、ロボット本体（カプセル型内視鏡）の方向を制御するとともにロボット本体を誘導していた。しかしながら、ロボット本体の実際の方向が、ロボット本体の位置および方向を制御する磁場に追従しているとは限らないため、ロボット本体の誘導精度が低下する恐れがあった。

40

【0006】

また、カプセル型内視鏡の位置を検出しやすくするために、カプセル型内視鏡の作動範囲の外部に多くの駆動コイルおよび磁気センサを配置する方法も提案されている。

しかしながら、上記作動範囲の外部には、駆動コイルや磁気センサの他にカプセル型内視鏡を誘導する電磁石なども配置されているため、駆動コイルや磁気センサを多く配置する空間が確保できず、駆動コイルや磁気センサや電磁石が干渉してしまうという問題があった。また、駆動コイルおよび磁気センサの数を干渉しないように制限すると、カプセル型内視鏡の位置によっては、その位置を検出しにくくなるという問題があった。

また、多くの磁場センサを使用する場合、カプセル内視鏡の位置または方向を検出する計算量が多くなってしまいう問題があった。

50

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記の課題を解決するためになされたものであって、医療装置の構成を少なくし、医療装置の位置と方向とを医療装置の電力を使用することなく検知することができるとともに、医療装置の位置や方向にかかわらず、その位置を検出することができる医療装置の位置検出システムおよび検出された医療装置の位置に基づき医療装置を正確に誘導することができる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】

【 0 0 0 8 】

上記目的を達成するために、本発明は、以下の手段を提供する。

請求項 1 に係る発明は、被検体の体内に投入される医療装置の位置検出システムであって、前記医療装置に搭載した磁気誘導コイルと、前記医療装置の作動範囲の外部に配置され、前記磁気誘導コイルに誘導磁気を発生させる駆動コイルと、前記医療装置の作動範囲の外部に配置され、前記磁気誘導コイルにより発生された誘導磁気を検出するとともに、該誘導磁気により交流電圧を発生させる複数の磁気センサと、を備え、前記駆動コイルが、前記医療装置の作動範囲の各位置に前記医療装置が配置されたときに、前記磁気誘導コイルに対して異なる 3 方向以上の方向から磁気を作用させるとともに、前記 3 方向以上の磁気を作用させる方向のうち、少なくとも 1 つの方向が、他の 2 方向から形成される面に対して交差する方向となるように配置され、前記複数の磁気センサが、前記医療装置の作動範囲に対向して複数方向に向けて配置され、前記駆動コイルが、前記磁気誘導コイルを含む共振回路の共振周波数近傍の周波数帯域にわたって、前記磁気誘導コイルに誘導磁気を発生させ、前記複数の磁気センサから得られた前記交流電圧の振幅値の極大値および極小値の振幅差に基づいて前記医療装置の位置と方向とを計算する医療装置の位置検出システムを提供する。

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、磁気誘導コイルに対して異なる 3 方向以上の方向から駆動コイルにより形成された磁界（交流磁界）を作用させているため、磁気誘導コイルの向いている方向にかかわらず、少なくとも 1 方向からの交流磁界により磁気誘導コイルに誘導磁気を発生させることができる。例えば、異なる 2 方向からの交流磁界の磁力線方向が、磁気誘導コイルの中心軸線に対して略直交する条件であって誘導磁気を発生させられなくても、残りの 1 方向からの交流磁界によって磁気誘導コイルに誘導磁気を発生させることができる。

その結果、医療装置の方向にかかわらず、常に磁気誘導コイルに誘導磁気を発生させることができるため、磁気センサにより誘導磁気を常に検知することができる。

【 0 0 1 0 】

また、例えば、磁気センサを医療装置の外部に複数配置し、複数の磁気センサにより一度に磁気誘導コイルが発生した誘導磁気を検出することにより、磁気誘導コイルが 1 つであっても、医療装置の位置に係る複数の情報を得ることができる。このような構成により、医療装置内に備える磁気誘導コイルの数を減らすことができ、医療装置の構成要素を少なくすることができる。

より望ましくは、誘導磁気を一度に 6 個以上の磁気センサにより検出するように構成することが好ましい。このような構成をとることにより、空間位置、向き、回転などの医療装置の位置および姿勢に係る 6 つの情報を得ることができる。

【 0 0 1 1 】

また、磁気誘導コイルは、医療装置の外部に配置された駆動コイルにより誘導磁気を発生しているため、磁気誘導コイルは、医療装置の電力を用いることがない。そのため、医療装置の電力を用いることなく、医療装置の位置および方向を検出することができる。

【 0 0 1 2 】

また、本発明によれば、医療装置（磁気誘導コイル）の配置位置にかかわらず、上記複数方向に向けて配置された磁気センサの少なくとも 1 方向に配置された磁気センサに、検知可能な強度の誘導磁気が働くことになる。

磁気センサに働く誘導磁気の強度は、医療装置と磁気センサとの距離および医療装置と

10

20

30

40

50

駆動コイルとの距離に影響される。そのため、医療装置の配置位置が、一方向に配置された磁気センサに働く誘導磁気弱くなる配置位置であっても、他の方向に配置された磁気センサにおいては、そこに働く誘導磁気弱くならない配置位置となる。

その結果、医療装置の配置位置にかかわらず、常に磁気センサが誘導磁気を検知することができる。

【 0 0 1 3 】

また、異なる位置に配置された磁気センサ数と同じ数の磁場情報が得られるので、磁場情報の数に応じた医療装置の位置情報などを得ることができる。

医療装置について得られる情報としては、例えば、医療装置の X、Y、Z 座標および磁気誘導コイルの中心軸に対して直交するとともに互いに直交する 2 つの軸回りの回転位相 ϕ 、 θ 、誘導磁気の強度の合計 6 つの情報を挙げることができる。そのため、6 つ以上の磁場情報が得られれば、上述の 6 つの位置情報を求めることができ、医療装置の位置、方向および誘導磁気の強度を求めることができる。

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、交流磁界の周波数を上記共振回路に共振を起こさせる周波数（共振周波数）とすることにより、他の周波数の場合と比較して、振幅の大きな誘導磁気を磁気誘導コイルから発生させることができる。誘導磁気の振幅が大きくなるため、磁気センサが誘導磁気を検知しやすくなり、医療装置の位置を検出しやすくなる。

また、交流磁界の周波数は共振周波数近傍の周波数帯域にわたって変動するため、例えば、環境条件（例えば温度条件）の変化によって共振回路の共振周波数が変化したり、共振回路の個体差による共振周波数のばらつきが存在したりしても、共振回路に共振を起こさせることができる。

【 0 0 1 6 】

上記発明の参考例においては、前記複数の磁気センサにより検出された前記誘導磁気のうち、前記誘導磁気の強度を高く検出した磁気センサからの出力を選択的に使用する磁気センサ選択手段を有することが望ましい。

【 0 0 1 7 】

本発明の参考例によれば、検出された誘導磁気の強度を高く検出した磁気センサからの出力を選択的に使用することにより、演算処理する情報量を少なくすることができ、演算にかかる負荷を低減することができる。また、同時に演算処理量を減らすことができるため、演算に要する時間も短縮することができる。

【 0 0 1 8 】

さらに、上記発明においては、前記駆動コイルと前記磁気センサとが、前記医療装置の作動範囲を挟んで対向する位置に配置されていることが好ましい。

【 0 0 1 9 】

本発明によれば、駆動コイルと磁気センサとが上記作動範囲を挟んで対向する位置に配置されているので、駆動コイルと磁気センサとが構造上干渉しないように配置することができる。

【 0 0 2 0 】

また、上記発明においては、前記磁気センサが、前記誘導磁気コイルから発生した磁場を繰り返し検出し、前記磁気センサの出力に基づいて、前記医療装置の位置と方向とを繰り返し計算して求める位置計算装置と、該位置計算装置における計算において、前記医療装置の位置及び方向を求める際に用いる前記磁気センサを前記複数の磁気センサから選択する磁気センサ選択手段と、を有することが望ましい。

【 0 0 2 1 】

本発明によれば、前記位置計算装置が、磁気センサ選択手段により選択された磁気センサからの出力に基づいて、医療装置の位置と方向とを計算して求めるため、上記計算における計算量を減らすことができる。

また、例えば、磁気センサ選択手段が、磁気誘導コイルが発生した磁場に係る出力をする磁気センサを選択することにより、上記計算における計算量を減らすとともに、医療

10

20

30

40

50

装置の位置および方向の検出精度を維持することができる。

【 0 0 2 2 】

上記発明においては、前記駆動コイルが、交流磁界を発生させ、前記誘導磁気コイルが、前記駆動コイルの発生した交流磁界を受けることにより前記誘導磁気としての誘導磁界を発生させ、前記記憶手段には、前記交流磁界のみを受けたときに前記磁気センサが発生する前記交流電圧の前記振幅値が記憶され、前記変化量検出手段が、前記交流磁界および前記誘導磁界を受けたときに前記磁気センサが発生する前記交流電圧の前記振幅値から前記記憶手段に記憶された出力を引くことにより、前記磁気誘導コイルが発生した誘導磁界を求めることが望ましい。

【 0 0 2 3 】

本発明によれば、変化量検出手段が、交流磁界および誘導磁界を受けた磁気センサの出力と、記憶手段に記憶された交流磁界のみを受けた磁気センサの出力との差分を演算することにより、交流磁界および誘導磁界を受けた磁気センサの出力から誘導磁界のみの出力を容易に求めることができる。

【 0 0 2 4 】

上記発明においては、前記位置計算装置が、前記計算により求めた医療装置の位置および方向に基づいて、前記磁気誘導コイルが各前記磁気センサの位置に生成する前記誘導磁界を計算し、算出された誘導磁界から各前記磁気センサの出力を計算し、前記磁気センサ選択手段が、算出された複数の前記磁気センサの出力の大きさに基づいて、前記次の計算時において前記医療装置の位置および方向を求める際に用いる前記磁気センサを決定する

【 0 0 2 5 】

本発明によれば、位置計算装置が、これまでに計算で求めた医療装置の位置および方向の結果に基づいて、次の計算時における複数の磁気センサの出力を推定し、磁気センサ選択手段が、その推定結果に基づいて、上記次の計算時に用いる磁気センサを選択している。

そのため、上記次の計算時において測定に用いられる磁気センサ数を減らすことができ、測定プロセスを簡略化することができるとともに、医療装置の位置および方向の算出を早くすることができる。また、位置検出システムのハードウェアにかかる負荷を少なくでき、安価にすることができる。

【 0 0 2 6 】

上記発明においては、前記磁気センサ選択手段が、前記磁気センサを、前記算出された複数の磁気センサの出力が大きい順に所定個数選択することが望ましい。

【 0 0 2 7 】

本発明によれば、磁気センサ選択手段が、出力の大きい順に磁気センサを選択することにより、ノイズに対する磁気誘導コイルが発生した磁場に係る信号の出力の割合が大きい磁気センサを用いることができる。そのため、医療装置の位置および方向の検出精度を落とすことなく計算量を減らすことができる。

なお、上記所定個数としては6個以上10個以下であることが望ましい。少なくとも磁気センサの数を6個とすることで、6自由度を有する医療装置の位置および方向を決定することができ、6個より多くすることで、磁気センサの出力に含まれるノイズの影響を排除することができる。また、磁気センサの数を10個以下とすることで位置計算装置における計算量が増えすぎることを防止することができる。

【 0 0 2 8 】

上記発明においては、前記磁気センサ選択手段が、前記算出された複数の磁気センサの出力が所定の値より大きな磁気センサを選択することが望ましい。

【 0 0 2 9 】

本発明によれば、磁気センサ選択手段が、上記所定の値より出力が大きい磁気センサを選択することにより、ノイズの少ない磁気センサを選択できるとともに信頼性のある磁気センサを高い確率で選択することができる。そのため、医療装置の位置および

10

20

30

40

50

方向の検出精度を向上させることができる。

【 0 0 3 0 】

上記発明においては、前記位置計算装置が、前記計算により求めた医療装置の位置および方向に基づいて、前記磁気誘導コイルが各磁気センサの位置において形成する磁界の大きさ及び方向を推定し、前記磁気センサ選択手段が、前記推定した各磁気センサの出力に基づいて、次の計算時において前記医療装置の位置および方向を求める際に用いる前記磁気センサを決定することが望ましい。

【 0 0 3 1 】

本発明によれば、位置計算装置が、これまでに計算で求めた医療装置の位置および方向の結果に基づいて、次の計算時における各磁気センサの位置において形成する磁界の大きさ及び方向を推定し、磁気センサ選択手段が、その推定結果に基づいて、上記次の計算時に用いる磁気センサを選択している。

10

そのため、上記次の計算時において測定に用いられる磁気センサ数を減らすことができ、測定プロセスを簡略化することができるとともに、医療装置の位置および方向の算出を早くすることができる。また、各磁気センサの位置において形成される磁界の大きさ及び方向を推定するため、各磁気センサの出力を推定する方法と比較して、計算プロセスを省略することができ、位置計算装置における計算量を減らすことができる。

【 0 0 3 2 】

上記発明においては、前記磁気センサ選択手段が、前記磁気センサを前記磁気誘導コイルが前記複数の磁気センサの位置において形成する磁界の強度が大きい順に所定個数選択することが望ましい。

20

【 0 0 3 3 】

本発明によれば、磁気センサ選択手段が、磁気誘導コイルにより形成される磁界強度の大きい順に磁気センサを選択することにより、ノイズに対する磁気誘導コイルが発生した磁場に係る信号の出力の割合が大きい磁気センサを用いることができる。そのため、医療装置の位置および方向の検出精度を落とすことなく計算量を減らすことができる。

また、各磁気センサの位置において形成される磁界の大きさ及び方向を推定するため、各磁気センサの出力を推定する方法と比較して、計算プロセスを省略することができ、位置計算装置における計算量を減らすことができる。

【 0 0 3 4 】

30

上記発明においては、前記位置計算装置が、前記計算により求めた医療装置の位置および方向に基づいて、各磁気センサと前記磁気誘導コイルとの距離を推定し、前記磁気センサ選択手段が、前記推定した各磁気センサと磁気誘導コイルとの距離に基づいて、次の計算時において前記医療装置の位置および方向を求める際に用いる前記磁気センサを決定することが望ましい。

【 0 0 3 5 】

本発明によれば、磁気センサ選択手段が、磁気センサと磁気誘導コイルとの距離に基づいて磁気センサを選択することにより、ノイズに対する磁気誘導コイルが発生した磁場に係る信号の出力の割合が大きい磁気センサを用いることができる。そのため、医療装置の位置および方向の検出精度を落とすことなく計算量を減らすことができる。

40

また、各磁気センサと磁気誘導コイルとの距離を推定するため、各磁気センサの出力を推定する方法と比較して、計算プロセスを省略することができ、位置計算装置における計算量を減らすことができる。

【 0 0 3 6 】

上記発明においては、前記磁気センサ選択手段が、前記推定された前記磁気センサと前記磁気誘導コイルとの距離が所定の値より短い磁気センサを選択することが望ましい。

【 0 0 3 7 】

本発明によれば、磁気センサ選択手段が、磁気センサと磁気誘導コイルとの距離が所定の値より短い磁気センサを選択するため、ノイズに対する磁気誘導コイルが発生した磁場に係る信号の出力の割合が大きい磁気センサを用いることができる。そのため、医療装置

50

の位置および方向の検出精度を落とすことなく計算量を減らすことができる。

【0038】

上記発明においては、前記医療装置がカプセル内視鏡であり、前記カプセル内視鏡の被検体への挿入方向と、前記磁気誘導コイルの中心軸線方向とが略同一になっていることが望ましい。

【0039】

本発明によれば、医療装置がカプセル内視鏡であるため、被検体の内部をカプセル内視鏡を用いて観察することができる。

なお、例えば、カプセル内視鏡が略円筒状の場合においては、カプセル内視鏡の長手軸線方向が挿入方向となる。

上記発明においては、複数の駆動コイルを選択的に使用する駆動コイル選択手段を有することが望ましい。

本発明によれば、駆動コイル選択手段が、駆動コイルにより発生する磁力線方向と、磁気誘導コイルの中心軸線方向とが略直行するような駆動コイルを除いて交流磁界を発生させる選択制御を行うことにより、演算処理にかかる負荷および時間を低減することができる。

上記発明においては、複数の駆動コイルが、互いに直交するように配置されていることが望ましい。

本発明によれば、駆動コイル選択手段による駆動コイルの選択制御の処理およびアルゴリズムを簡易にすることができる。

【0040】

また、本発明は、上記位置検出システムと、前記医療装置に搭載された磁石と、該医療装置の作動範囲の外側に配置され、前記磁石に対して作用させる磁界を発生する磁界発生手段と、該磁界発生手段により前記磁石に作用させる磁界の方向を制御する磁界方向制御手段と、を備える医療装置誘導システムを提供する。

【0041】

本発明によれば、医療装置に搭載された磁石に作用させる磁界の方向を制御することにより、磁石に対して作用する力の方向を制御することができ、医療装置の移動方向を制御することができる。

また同時に、医療装置の位置を検出することができるので、医療装置を所定の位置に誘導することができる。

【0042】

上記発明においては、前記磁界発生手段が、相互に直交する方向に対向配置される3対の棒体状の電磁石を備え、該電磁石の内側に被検体を配置可能な空間が設けられるとともに、該被検体を配置可能な空間の周囲に、前記駆動コイルおよび前記磁気センサが配置されていることが好ましい。

【0043】

本発明によれば、相互に直交する方向に対向配置される3対の棒体状の電磁石から発生する磁界の強度をそれぞれ制御することにより、電磁石の内側に発生する平行磁界の方向を所定の方向に制御することができる。そのため、医療装置に対して所定方向の磁界を作用させることができ、医療装置を所定方向に移動させることができる。

また、電磁石の内側の空間は、被検体を配置可能な空間であって、その空間の周囲に、駆動コイルおよび磁気センサが配置されているので、医療装置を被検体の体内の所定位置に誘導することができる。

【0044】

また、上記発明においては、前記磁界発生手段が、前記医療装置の周囲に回転磁界を発生させ、前記医療装置の外側に、該医療装置の長手軸回りの回転力を長手軸方向の推進力に変換する螺旋機構が備えられていることとしてもよい。

【0045】

本発明によれば、磁界発生手段により前記医療装置の周囲に回転磁界を発生させること

10

20

30

40

50

により、医療装置に回転力を作用させることができる。また、医療装置に長手軸回りの回転力を作用させると、螺旋機構の作動により、医療装置をその長手軸方向に推進する力が発生される。螺旋機構が推進力を発生させるため、上記長手軸回りの回転方向を制御することにより、医療装置に作用する推進力の方向を制御することができる。

【0046】

また、上記発明においては、前記医療装置に、該医療装置の長手軸に沿う光軸を有する撮像手段を備えるとともに、該撮像手段により撮像された画像を表示する表示手段を備え、前記磁界方向制御手段による医療装置の長手軸回りの回転情報に基づいて、前記撮像手段により撮像された画像を、逆方向に回転させて前記表示手段に表示させる画像制御手段を備えることとしてもよい。

10

【0047】

本発明によれば、上記回転情報（長手軸回りの回転位相情報）に基づいて、上記撮影された画像を、医療装置の回転方向と逆方向に回転させる処理を行っているので、医療装置の回転位相にかかわらず、常に所定の回転位相で撮影された画像として表示手段に表示することができる。

例えば、表示手段に表示された画像をオペレータが目視しながら医療装置を誘導する場合、上記表示される画像が医療装置の回転とともに回転する画像である場合と比較すると、上述のように、上記表示される画像が所定の回転位相の画像に変換されているほうが、医療装置を所定位置に誘導させやすい。

【0048】

20

上記発明においては、前記医療装置がカプセル内視鏡であり、前記カプセル内視鏡の被検体への挿入方向と、前記コイルの中心軸線方向とが略同一になっていることが望ましい。

【0049】

本発明によれば、医療装置がカプセル内視鏡であるため、被検体の内部をカプセル内視鏡を用いて観察することができる。

なお、例えば、カプセル内視鏡が略円筒状の場合においては、カプセル内視鏡の長手軸線方向が挿入方向となる。

【発明の効果】

【0050】

30

本発明の医療装置の位置検出システムによれば、磁気誘導コイルに対して異なる3方向以上の方向から磁気を作用させることにより、医療装置の方向にかかわらず、常に磁気誘導コイルに誘導磁気を発生させることができたため、常にその位置を正確に検出することができるという効果を奏する。

また、本発明の医療装置誘導システムによれば、上記本発明の医療装置の位置検出システムにより検出された医療装置の位置に基づき、医療装置を正確に誘導することが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】

【0051】

（カプセル型内視鏡誘導システム）

40

〔第1の実施の形態〕

以下、本発明におけるカプセル型内視鏡誘導システムの第1の実施形態について図1から図13を参照して説明する。

図1は、本実施形態におけるカプセル型内視鏡誘導システムの概略を示す図である。図2は、カプセル型内視鏡誘導システムの斜視図である。

カプセル型内視鏡誘導システム（医療装置誘導システム）10は、図1および図2に示すように、被検者（被検体）1の口部または肛門から体腔内に投入され、体腔内管路の内壁面を光学的に撮像し画像信号を無線で送信するカプセル型内視鏡（医療装置）20と、カプセル型内視鏡20の位置を検出する位置検出装置（位置計算装置、変化量検出手段）50と、検出されたカプセル型内視鏡20の位置および施術者の指示に基づきカプセル型

50

内視鏡 20 を誘導する磁気誘導装置 70 と、カプセル型内視鏡 20 から送信された画像信号を表示する画像表示装置 80 と、から概略構成されている。

【0052】

磁気誘導装置 70 は、図 1 に示すように、カプセル型内視鏡 20 を駆動する平行磁界を発生させる 3 軸ヘルムホルツコイルユニット（磁界発生手段、電磁石）71 と、3 軸ヘルムホルツコイルユニット 71 に供給する電流を増幅制御するヘルムホルツコイルドライバ 72 と、カプセル型内視鏡 20 を駆動する平行磁界の方向を制御する回転磁界制御回路（磁界方向制御手段）73 と、施術者が入力したカプセル型内視鏡 20 の進行方向を回転磁界制御回路 73 に出力する入力装置 74 と、から概略構成されている。

【0053】

3 軸ヘルムホルツコイルユニット 71 は、図 1 および図 2 に示すように、略矩形形状に形成されている。また、3 軸ヘルムホルツコイルユニット 71 は、互いに対向する 3 対のヘルムホルツコイル 71X、71Y、71Z を備えるとともに、各対のヘルムホルツコイル 71X、71Y、71Z が図 1 中の X、Y、Z 軸に対して略垂直となるように配置されている。X、Y、Z 軸に対して略垂直に配置されたヘルムホルツコイルを順にそれぞれヘルムホルツコイル 71X、71Y、71Z と表記する。

また、ヘルムホルツコイル 71X、71Y、71Z は、その内部に直方体状の空間を形成するように配置されている。直方体状の空間は、図 1 に示すように、カプセル型内視鏡 20 の作動空間になるとともに、図 2 に示すように、被検者 1 が配置される空間にもなっている。

また、本実施の形態では、ヘルムホルツコイルと表記したが、図 1 および図 2 に示されるように、方形のコイルで構成されていてもよく、厳密にヘルムホルツコイル条件を満たさなければいけないというものではない。

【0054】

ヘルムホルツコイルドライバ 72 は、それぞれヘルムホルツコイル 71X、71Y、71Z を制御するヘルムホルツコイルドライバ 72X、72Y、72Z を備えている。

回転磁界制御回路 73 には、位置検出装置 50 からカプセル型内視鏡 20 の現在向いている方向（カプセル型内視鏡 20 の回転軸（長手軸）R の方向）データが入力されるとともに、施術者が入力装置 74 から入力したカプセル型内視鏡 20 の進行方向指示が入力されるようになっている。そして、回転磁界制御回路 73 からは、ヘルムホルツコイルドライバ 72X、72Y、72Z を制御する信号が出力されるとともに、画像表示装置 80 にカプセル型内視鏡 20 の回転位相データが出力されるようになっている。

また、入力装置 74 としては、ジョイスティックを倒すことによりカプセル型内視鏡 20 の進行方向を指示する入力装置を用いている。

なお、入力装置 74 は、上述のようにジョイスティック方式のものを用いてもよいし、進行方向のボタンを押すことにより進行方向を指示する入力装置など、他の方式の入力装置を用いてもよい。

【0055】

位置検出装置 50 は、図 1 に示すように、カプセル型内視鏡 20 内の後述する磁気誘導コイルに誘導磁気を発生させるドライブコイル（駆動コイル）51 と、磁気誘導コイルで発生した誘導磁気を検知するセンスコイル（磁気センサ）52 と、センスコイル 52 が検知した誘導磁気に基づいてカプセル型内視鏡 20 の位置を演算するとともにドライブコイル 51 により形成される交流磁場を制御する位置検出装置 50 と、から概略構成されている。

【0056】

位置検出装置 50 からドライブコイル 51 までの間には、位置検出装置 50 からの出力に基づき交流電流を発生させる正弦波発生回路 53 と、位置検出装置 50 からの出力に基づき正弦波発生回路 53 から入力された交流電流を増幅するドライブコイルドライバ 54 と、位置検出装置 50 からの出力に基づき選択されたドライブコイル 51 に交流電流を供給するドライブコイルセクタ 55 と、が配置されている。

センスコイル 5 2 から位置検出装置 5 0 までの間には、位置検出装置 5 0 からの出力に基づきセンスコイル 5 2 からのカプセル型内視鏡 2 0 の位置情報などを含んだ交流電流を選択するセンスコイルセクタ（磁気センサ選択手段）5 6 と、センスコイルセクタ 5 6 を通過した上記交流電流から振幅値を抽出し位置検出装置 5 0 へ出力するセンスコイル受信回路 5 7 とが配置されている。

【 0 0 5 7 】

図 3 は、カプセル型内視鏡誘導システムの断面を示す概略図である。

ここで、ドライブコイル 5 1 は、図 1 および図 3 に示すように、ヘルムホルツコイル 7 1 X、7 1 Y、7 1 Z により形成される略直方体形状の作動空間の上方（Z 軸の正方向側）の四隅に斜めに配置されている。またドライブコイル 5 1 は、矩形形状のヘルムホルツコイル 7 1 X、7 1 Y、7 1 Z の角部を結ぶ略三角形形状のコイルとして形成されている。このように、ドライブコイル 5 1 を上方に配置することにより、ドライブコイル 5 1 と被検者 1 との干渉を防止することができる。

なお、ドライブコイル 5 1 は、上述のように略三角形形状のコイルであってもよいし、円形状など、さまざまな形状のコイルを用いることができる。

【 0 0 5 8 】

また、センスコイル 5 2 は空芯コイルとして形成されているとともに、ヘルムホルツコイル 7 1 X、7 1 Y、7 1 Z よりも内側であって、カプセル型内視鏡 2 0 の作動空間を介してドライブコイル 5 1 と対向する位置および Y 軸方向に互いに対向しあう位置に配置された 3 つの平面形状のコイル支持部 5 8 により支持されている。1 つのコイル支持部 5 8 には、9 個のセンスコイル 5 2 がマトリクス状に配置されていて、位置検出装置 5 0 全体には 2 7 個のセンスコイル 5 2 が備えられている。

【 0 0 5 9 】

図 4 は、センスコイル受信回路 5 7 の回路構成を示す概略図である。

センスコイル受信回路 5 7 は、図 4 に示すように、入力されたカプセル型内視鏡 2 0 の位置情報を含む交流電圧の低周波成分を取り除くハイパスフィルタ（HPF）5 9 と、上記交流電圧を増幅するプリアンプ 6 0 と、増幅された上記交流電圧に含まれる高周波を取り除くバンドパスフィルタ（BPF）6 1 と、高周波を取り除いた上記交流電圧を増幅するアンプ（AMP）6 2 と、上記交流電圧の振幅を検出して振幅値を抽出して出力する実効値検出回路（True RMS コンバータ）6 3 と、振幅値をデジタル信号に変換する A/D 変換器 6 4 と、デジタル化された振幅値を一時的に格納するメモリ 6 5 とから構成されている。

【 0 0 6 0 】

ハイパスフィルタ 5 9 は、センスコイル 5 2 から延びる一対の配線 6 6 A にそれぞれ配置された抵抗 6 7 と、一対の配線 6 6 A 間を接続するとともにその略中央で接地されている配線 6 6 B と、配線 6 6 B に接地点を介して対向して配置された一対のコンデンサ 6 8 とから構成されている。プリアンプ 6 0 は一対の配線 6 6 A にそれぞれ配置され、プリアンプ 6 0 から出力された上記交流電圧は、一つのバンドパスフィルタ 6 1 に入力されるようになっている。メモリ 6 5 は、9 つのセンスコイル 5 2 から得られた振幅値を一時的に格納し、格納した振幅値を位置検出装置 5 0 へ出力している。

なお、上述のように、上記交流電圧の振幅値を抽出するのに実効値検出回路 6 3 を用いてもよいし、整流回路を用いて磁気情報を平滑化して電圧を検出することで振幅値を検出してもよいし、上記交流電圧のピークを検出するピーク検出回路を用いて振幅値を検出してもよい。

また、検出される交流電圧の波形は、磁気誘導コイル 4 2 の有無、位置により、ドライブコイル 5 1 に付加される波形に対する位相が変化する。この位相変化をロックインアンプなどで検出してもかまわない。

【 0 0 6 1 】

画像表示装置 8 0 は、図 1 に示すように、カプセル型内視鏡 2 0 から送信された画像を受信する画像受信回路 8 1 と、受信された画像信号および回転磁界制御回路 7 3 からの信

10

20

30

40

50

号に基づいて画像を表示する表示部（表示手段、画像制御手段）８２とから構成されている。

【００６２】

図５は、カプセル型内視鏡の構成を示す概略図である。

カプセル型内視鏡２０は、図５に示すように、その内部に各種の機器を収納する外装２１と、被検者の体腔内管路の内壁面を撮像する撮像部（撮像手段）３０と、撮像部３０を駆動する電池３９と、前述したドライブコイル５１により誘導磁気を発生させる誘導磁気発生部４０と、カプセル型内視鏡２０を駆動する駆動用磁石（磁石）４５と、から概略構成されている。

【００６３】

外装２１は、カプセル型内視鏡２０の回転軸（長手軸）Ｒを中心軸とする赤外線を透過する円筒形状のカプセル本体（以下、単に本体と略記）２２と、本体２２の前端を覆う透明で半球形状の先端部２３と、本体の後端を覆う半球形状の後端部２４とから形成され、水密構造で密閉されたカプセル容器を形成している。

また、外装２１の本体の外周面には、回転軸Ｒを中心として断面円形の線材を螺旋状に巻いた螺旋部（螺旋機構）２５が備えられている。

【００６４】

撮像部３０は、回転軸Ｒに対して略垂直に配置された基板３６Ａと、基板３６Ａの先端部２３側の面に配置されたイメージセンサ３１と、被検者の体腔内管路の内壁面の画像をイメージセンサ３１に結像させるレンズ群３２と、体腔内管路の内壁面を照明するＬＥＤ（Light Emitting Diode）３３と、基板３６Ａの後端部２４側の面に配置された信号処理部３４と、画像信号を画像表示装置８０に発信する無線素子３５とから概略構成されている。

【００６５】

信号処理部３４は、基板３６Ａ、３６Ｂ、３６Ｃ、３６Ｄおよびフレキシブル基板３７Ａ、３７Ｂ、３７Ｃを介して電池３９に電氣的に接続されているとともに、基板３６Ａを介してイメージセンサ３１と電氣的に接続され、基板３６Ａ、フレキシブル基板３７Ａおよび支持部材３８を介してＬＥＤ３３と電氣的に接続されている。また、信号処理部３４は、イメージセンサ３１が取得した画像信号を圧縮して一時的に格納（メモリ）し、圧縮した画像信号を無線素子３５から外部に送信するとともに、後述するスイッチ部４６からの信号に基づきイメージセンサ３１およびＬＥＤ３３のオン・オフを制御している。

【００６６】

イメージセンサ３１は、先端部２３およびレンズ群３２を介して結像された画像を電気信号（画像信号）に変換して信号処理部３４へ出力している。このイメージセンサ３１としては、例えば、ＣＭＯＳ（Complementary Metal Oxide Semiconductor）やＣＣＤを用いることができる。

また、ＬＥＤ３３は基板３６Ａより先端部２３側に配置された支持部材３８に、回転軸Ｒを中心として周方向に間隔をあけて複数配置されている。

【００６７】

駆動用磁石４５は、信号処理部３４の後端部２４側に配置されている。駆動用磁石４５は、回転軸Ｒに対して直交方向（例えば図５中の上下方向）に磁化方向を有するように配置または着磁されている。

駆動用磁石４５の後端部２４側には、基板３６Ｂ上に配置されたスイッチ部４６が備えられている。スイッチ部４６は赤外線センサ４７を有し、基板３６Ｂおよびフレキシブル基板３７Ａを介して信号処理部３４と電氣的に接続されているとともに、基板３６Ｂ、３６Ｃ、３６Ｄおよびフレキシブル基板３７Ｂ、３７Ｃを介して電池３９と電氣的に接続されている。

また、スイッチ部４６は回転軸Ｒを中心として周方向に等間隔に複数配置されるとともに、赤外線センサ４７が直径方向外側に面するように配置されている。本実施形態においては、スイッチ部４６が４つ配置されている例を説明するが、スイッチ部４６の数は４つ

10

20

30

40

50

に限られることなく、その個数がいくつであってもよい。

【0068】

スイッチ部46の後端部24側には、電池39が基板36C、36Dに挟まれて配置されている。

基板36Dの後端部24側の面には無線素子35が配置されている。無線素子35は、基板36A、36B、36C、36Dおよびフレキシブル基板37A、37B、37Cを介して信号処理部34と電氣的に接続されている。

【0069】

無線素子35の後端部24側には誘導磁気発生部40が配置されている。誘導磁気発生部40は、中心軸が回転軸Rと略一致する円柱形状に形成されたフェライトからなる芯部材41と、芯部材41の外周部に配置された誘導磁気コイル(コイル)42と、誘導磁気コイル42と電氣的に接続され、共振回路43を形成するコンデンサ(図示せず)とから形成されている。

【0070】

次に、上記の構成からなるカプセル型内視鏡誘導システム10の作用について説明する。

まず、カプセル型内視鏡誘導システム10の作用の概要について説明する。

カプセル型内視鏡20は、図1および図2に示すように、位置検出装置50および磁気誘導装置70内に横臥した被検者1の口部または肛門から体腔に投入される。投入されたカプセル型内視鏡20は、位置検出装置50によりその位置が検出されるとともに、磁気誘導装置70により被検者1の体腔内管路内を患部近傍まで誘導される。カプセル型内視鏡20は、患部までの誘導中および患部近傍において体腔内管路の内壁面を撮像する。そして、撮像した体腔内管路の内壁面のデータおよび患部近傍のデータを画像表示装置80に送信する。画像表示装置80は送信されてきた画像を表示部82に表示する。

【0071】

次に位置検出装置50の作用について説明する。

位置検出装置50においては、図1に示すように、まず、正弦波発生回路53が位置検出装置50からの出力に基づき交流電流を発生し、交流電流はドライブコイルドライバ54へ出力される。発生される交流電流の周波数は数kHzから100kHzまでの範囲内の周波数であり、後述する共振周波数を含むように、時間に応じて周波数が上述の範囲内で変化(スイープ)している。なお、スイープする範囲は上述する範囲に限られることなく、より狭い範囲であってもよいし、より広い範囲であってもよく、特に限定されるものではない。

【0072】

交流電流は、ドライブコイルドライバ54において位置検出装置50の指示に基づき増幅され、ドライブコイルセクタ55へ出力される。増幅された交流電流は、ドライブコイルセクタ55において位置検出装置50により選択されたドライブコイル51へ供給される。そしてドライブコイル51に供給された交流電流は、カプセル型内視鏡20の作動空間に交流磁場を形成する。

【0073】

交流磁場内に位置するカプセル型内視鏡20の誘導磁気コイル42には、交流磁場により誘導起電力が発生して誘導電流が流れる。誘導磁気コイル42に誘導電流が流れると、誘導電流により誘導磁気形成される。

また、誘導磁気コイル42はコンデンサとともに共振回路43を形成しているので、交流磁場の周期が共振回路43の共振周波数と一致すると、共振回路43(誘導磁気コイル42)に流れる誘導電流は大きくなり、形成される誘導磁気も強くなる。さらに、誘導磁気コイル42の中心には、誘電性のフェライトからなる芯部材41が配置されているので、誘導磁場が芯部材41に集められ易く、形成される誘導磁気はさらに強くなる。

【0074】

上記誘導磁気はセンスコイル52に誘導起電力を発生させ、カプセル型内視鏡20の位

10

20

30

40

50

置情報などを含んだ交流電圧（磁気情報）がセンスコイル 5 2 に発生する。この交流電圧は、センスコイルセクタ 5 6 を介してセンスコイル受信回路 5 7 に入力され、交流電圧の振幅値（振幅情報）が抽出される。

センスコイル受信回路 5 7 に入力された上記交流電圧は、図 4 に示すように、まずハイパスフィルタ 5 9 により、交流電圧に含まれる低周波成分が取り除かれ、プリアンプ 6 0 により増幅される。その後、バンドパスフィルタ 6 1 により高周波が取り除かれ、アンプ 6 2 により増幅される。このようにして不要な成分が取り除かれた交流電圧は、実効値検出回路 6 3 により交流電圧の振幅値が抽出される。抽出された振幅値は A / D 変換器 6 4 によりデジタル信号化され、メモリ 6 5 に格納される。

メモリ 6 5 は、例えば正弦波発生回路 5 3 で発生される正弦波信号を共振回路 4 3 の共振周波数付近でスイープさせた 1 周期分に対応する振幅値を格納し、1 周期分の振幅値をまとめて位置検出装置 5 0 へ出力している。

【 0 0 7 5 】

上述した交流電圧の振幅値は、図 6 に示すように、ドライブコイル 5 1 が形成した交流磁場と共振回路 4 3 の共振周波数との関係により大きく変化する。図 6 は、横軸に交流磁場の周波数を取り、縦軸に共振回路 4 3 に流れる交流電圧のゲイン変化（d B m）および位相変化（d e g r e e）をとっている。ゲイン変化は実線で表されており、共振周波数よりも小さい周波数で極大値を取り、共振周波数においてゲイン変化がゼロとなり、共振周波数よりも大きい周波数で極小値をとることを示している。また、位相変化は破線で表されており、共振周波数において最も遅れることを示している。

なお、測定条件により共振周波数よりも低い周波数で極小値を取り、共振周波数よりも高い周波数で極大値を取り、共振周波数で位相が最も進む場合もある。

【 0 0 7 6 】

抽出された振幅値は位置検出装置 5 0 に出力され、位置検出装置 5 0 は共振周波数の前後における振幅値の極大値および極小値の振幅差をセンスコイル 5 2 からの出力とみなす。そして、位置検出装置 5 0 は、複数のセンスコイル 5 2 から得られた振幅差に基づいて、カプセル型内視鏡 2 0 の位置、方向、磁場の強さに係る連立方程式を解くことによりカプセル型内視鏡 2 0 の位置などを求めることになる。

このように、上記振幅差をセンスコイル 5 2 の出力とすることにより、環境条件（例えば温度）などによる磁場強度の変化に起因する上記振幅の変化をキャンセルすることができる。環境条件に影響されることなく、安定した精度でカプセル型内視鏡 2 0 の位置を求めることができる。

【 0 0 7 7 】

カプセル型内視鏡 2 0 の位置などの情報としては、例えば、X、Y、Z の位置座標と、カプセル型内視鏡 2 0 の長手軸（回転軸）に対して直交するとともに、互いに直交する軸線回りの回転位相 ϕ 、 θ と、誘導磁気コイル 4 2 が形成した誘導磁気の強さと、の 6 つの情報が挙げられる。

これら 6 つの情報を演算により推定するためには、少なくとも 6 つのセンスコイル 5 2 からの出力が必要であるが、カプセル型内視鏡 2 0 の位置の推定には、少なくとも 1 つの面に配置された 9 つのセンスコイル 5 2 からの出力が用いられているので、上記 6 つの情報を演算により求めることができる。

【 0 0 7 8 】

位置検出装置 5 0 は、演算により求めたカプセル型内視鏡 2 0 の位置に基づき、ドライブコイル 5 1 に供給する交流電流の増幅率をドライブコイルドライバ 5 4 に指示する。この増幅率は、誘導磁気コイル 4 2 が発生する誘導磁気をセンスコイル 5 2 により検出できるように設定されるものである。

また、位置検出装置 5 0 は、磁界を形成するドライブコイル 5 1 を選定し、ドライブコイルセクタ 5 5 に対して選定したドライブコイル 5 1 に交流電流を供給するように指示を出力する。このドライブコイル 5 1 の選定方法は、図 7 に示すように、ドライブコイル 5 1 から誘導磁気コイル 4 2 を結ぶ直線（ドライブコイル 5 1 の向き）と誘導磁気コイル

４２の中心軸線（カプセル型内視鏡２０の回転軸Ｒ）とが略直交するドライブコイル５１を除外する方法で行われるとともに、誘導磁気コイル４２において作用する磁界の方向が一次独立となるよう、図８に示すように、３つのドライブコイル５１に交流電流を供給するように選定されている。

より好ましい方法としては、ドライブコイル５１が形成する磁力線の方向と、誘導磁気コイル４２の中心軸線とが略直交するドライブコイル５１を除外する方法が有効である。

【００７９】

なお、上述のように、ドライブコイルセクタ５５を用いて交流磁界を形成するドライブコイル５１の数を制限してもよいし、ドライブコイルセクタ５５を用いなくて、ドライブコイル５１の配置数を最初から３つとしてもよい。

10

なお、上述のように、ドライブコイル５１を３つ選択して交流磁界を形成してもよいし、図９に示すように、全てのドライブコイル５１により交流磁界を発生させてもよい。

【００８０】

次に、位置検出装置によるカプセル型内視鏡２０の位置及び方向の推定に用いるセンスコイル５２の選択方法について説明する。

ここで、説明を容易にするためセンスコイル５２に識別子をつける。上述のようにセンスコイル５２は２７個あるので、各センスコイル５２にｓ１からｓ２７までの識別子をつける。

ここで、センスコイル５２の空間での位置および方向は、識別子ｓ１がつけられたセンスコイル５２の場合、位置を（ $X(s1)$ 、 $Y(s1)$ 、 $Z(s1)$ ）、方向をベクトル $N_v(s1)$ で表記する。また、すでに求められているカプセル内視鏡２０の位置を（ $X(c)$ 、 $Y(c)$ 、 $Z(c)$ ）、および方向をベクトル $N_v(c)$ と表記する。

20

【００８１】

まず、識別子ｓ１がつけられたセンスコイル５２と、上述のように計算ですでに求められたカプセル内視鏡２０との距離を $r(s1)$ で表記すると、 $r(s1)$ は下記の式（１）で表すことができる。

【数１】

$$r_{(s1)} = \sqrt{(X_{(s1)} - X_{(c)})^2 + (Y_{(s1)} - Y_{(c)})^2 + (Z_{(s1)} - Z_{(c)})^2} \quad \dots (1)$$

30

【００８２】

他の識別子がつけられたセンスコイル５２についても、位置検出装置５０が上記の式（１）に基づいた演算を行なうことにより、各センスコイル５２とカプセル型内視鏡２０との距離を求めることができる。

【００８３】

40

したがって位置検出装置５０は、カプセル型内視鏡２０の位置検出を行うたびに、上記演算で求められた距離に基づいてカプセル内視鏡２０に近い順に所定個数のセンスコイル５２を選択する。そして、位置検出装置５０は、センスコイルセクタ５６に対して上記選択したセンスコイル５２からの交流電流をセンスコイル受信回路５７へ出力するように指示を出力する。

【００８４】

なお、このセンスコイル５２の選定方法は、特に限定されるものではなく、例えば、図９に示すように、ドライブコイル５１とカプセル型内視鏡２０を介して対向するセンスコイル５２を選定してもよいし、図１０に示すように、ドライブコイル５１が配置されている面に隣接するとともに互いに対向する面に配置されているセンスコイル５２を選定して

50

もよい。

【 0 0 8 5 】

なお、上述のように、３つのコイル支持部 ５ ８ 上に配置されたセンスコイル ５ ２ に誘導される交流電流をセンスコイルセレクト ５ ６ により選択してもよいし、センスコイルセレクト ５ ６ を用いなくて、図 ９ および図 １ ０ に示すように、コイル支持部 ５ ８ の配置数をあらかじめ １ つ、または ２ つとしてもよい。

【 0 0 8 6 】

次に、磁気誘導装置 ７ ０ の作用について説明する。

磁気誘導装置 ７ ０ においては、図 １ に示すように、まず、施術者が入力装置 ７ ４ を介して回転磁界制御回路 ７ ３ へカプセル型内視鏡 ２ ０ に誘導方向を入力する。回転磁界制御回路 ７ ３ では、入力された誘導方向および位置検出装置 ５ ０ から入力されるカプセル型内視鏡 ２ ０ の方向（回転軸方向）に基づいて、カプセル型内視鏡 ２ ０ にかける平行磁界の方向および回転方向を決定する。

10

そして、上記平行磁界の方向を形成するために必要な各ヘルムホルツコイル ７ １ X、 ７ １ Y、 ７ １ Z の発生磁界強さを算出し、これら磁界を発生させるのに必要な電流値を算出する。

【 0 0 8 7 】

各ヘルムホルツコイル ７ １ X、 ７ １ Y、 ７ １ Z に供給する電流値のデータは、それぞれ対応するヘルムホルツコイルドライバ ７ ２ X、 ７ ２ Y、 ７ ２ Z へ出力され、各ヘルムホルツコイルドライバ ７ ２ X、 ７ ２ Y、 ７ ２ Z は、入力されたデータに基づき電流を増幅制御してそれぞれ対応するヘルムホルツコイル ７ １ X、 ７ １ Y、 ７ １ Z に電流を供給する。

20

電流が供給されたヘルムホルツコイル ７ １ X、 ７ １ Y、 ７ １ Z は、それぞれ電流値に応じた磁界を発生し、これら磁界が合成されることにより、回転磁界制御回路 ７ ３ が決定した磁界方向を有する平行磁界が形成される。

【 0 0 8 8 】

カプセル型内視鏡 ２ ０ には、後述するように、駆動用磁石 ４ ５ が搭載されており、駆動用磁石 ４ ５ と上記平行磁界とに働く力により、カプセル型内視鏡 ２ ０ はその姿勢（回転軸方向）が制御される。また、上記平行磁界の回転周期は ０ H z から数 H z 程度に制御されるとともに、上記平行磁界の回転方向を制御することにより、カプセル型内視鏡 ２ ０ の回転軸回りの回転方向が制御され、カプセル型内視鏡 ２ ０ の進行方向および進行速度が制御される。

30

【 0 0 8 9 】

次に、カプセル型内視鏡 ２ ０ の作用について説明する。

カプセル型内視鏡 ２ ０ は、図 ５ に示すように、まず、スイッチ部 ４ ６ の赤外線センサ ４ ７ に赤外線が照射され、スイッチ部 ４ ６ は信号処理部 ３ ４ に対して信号を出力する。信号処理部 ３ ４ は、スイッチ部 ４ ６ からの信号を受け取ると、カプセル型内視鏡 ２ ０ に搭載されているイメージセンサ ３ １、LED ３ ３、無線素子 ３ ５ および信号処理部 ３ ４ 自身に電池 ３ ９ から電流を供給し、オン状態とする。

【 0 0 9 0 】

イメージセンサ ３ １ は、LED ３ ３ により照明された被検者 １ の体腔内管路内の壁面を撮像し、この画像を電気信号に変換して信号処理部 ３ ４ へ出力する。信号処理部 ３ ４ は、入力された画像信号を圧縮して一時的に格納し、無線素子 ３ ５ へ出力する。無線素子 ３ ５ に入力された圧縮された画像信号は画像表示装置 ８ ０ へ電波として送信される。

40

【 0 0 9 1 】

また、外装 ２ １ の外周に配置された螺旋部 ２ ５ により、カプセル型内視鏡 ２ ０ は回転軸 R 回りに回転することで先端部 ２ ３ 側または後端部 ２ ４ 側へ移動することができる。移動する方向は、回転軸 R 回りの回転方向および螺旋部 ２ ５ の回転方向により決定される。

【 0 0 9 2 】

次に、画像表示装置 ８ ０ の作用について説明する。

画像表示装置 ８ ０ においては、図 １ に示すように、まず、画像受信回路 ８ １ がカプセル

50

型内視鏡 20 から送信された圧縮画像信号を受信し、画像信号は表示部 82 へ出力されている。圧縮画像信号は、画像受信回路 81 または表示部 82 において復元され、表示部 82 により表示される。

また、表示部 82 は、回転磁界制御回路 73 から入力されるカプセル型内視鏡 20 の回転位相データに基づき、カプセル型内視鏡 20 の回転方向と逆方向に上記画像信号を回転処理してから表示している。

【0093】

上記の構成によれば、カプセル型内視鏡 20 の誘導磁気コイル 42 に対して、一次独立であって異なる 3 方向以上の方向から交流磁場を作用させている。そのため、誘導磁気コイル 42 の方向にかかわらず、少なくとも 1 方向からの交流磁場により誘導磁気コイル 42 に誘導磁気を発生させることができる。

10

その結果、カプセル型内視鏡 20 の方向（回転軸 R の軸線方向）にかかわらず、常に誘導磁気コイル 42 に誘導磁気を発生させることができるため、センスコイル 52 により誘導磁気を常に検知することができ、常にその位置を正確に検出することができるという効果を奏する。

【0094】

また、センスコイル 52 がカプセル型内視鏡 20 に対して異なる 3 方向に配置されているため、カプセル型内視鏡 20 の配置位置にかかわらず、3 方向に配置されたセンスコイル 52 の少なくとも 1 方向に配置されたセンスコイル 52 に、検知可能な強度の誘導磁気が働き、常にセンスコイル 52 が誘導磁気を検知することができる。

20

さらに、上記 1 方向に配置されたセンスコイル 52 の数が 9 つであるので、カプセル型内視鏡 20 の X、Y、Z 座標およびカプセル型内視鏡 20 の回転軸 R に対して直交するとともに互いに直交する 2 つの軸回りの回転位相 ϕ 、 θ 、誘導磁気の強度の合計 6 つの情報を演算により求めるのに十分な入力を得ることができる。

【0095】

交流磁界の周波数を共振回路 43 が共振する周波数（共振周波数）とすることにより、他の周波数の場合と比較して、振幅の大きな誘導磁気を発生させることができる。誘導磁気の振幅が大きくなるため、センスコイル 52 が誘導磁気を検知しやすくなり、カプセル型内視鏡 20 の位置を検出しやすくなる。

また、交流磁気の周波数は共振周波数近傍の周波数帯域にわたってスweepされるため、例えば、環境条件（例えば温度条件）の変化によって共振回路 43 の共振周波数が変化したり、共振回路 43 の個体差による共振周波数のばらつきが存在したりしても、変化した共振周波数やばらついた共振周波数が上記周波数帯域内に含まれていれば、共振回路 43 に共振を起こさせることができる。

30

【0096】

位置検出装置 50 が、センスコイルセクタ 56 により強度の強い誘導磁気を検出しているセンスコイル 52 の出力を選択しているため、位置検出装置 50 が演算処理する情報量を少なくすることができ、演算にかかる負荷を低減することができる。また、同時に演算処理量を減らすことができるため、演算に要する時間も短縮することができる。

【0097】

このように上記演算で求められた距離に基づいてセンスコイル 52 を選択することで、精度の良い位置検出を行うことができる。さらに、S/N 比の悪いセンスコイル 52 の出力を排除することができる。また、位置検出装置 50 における計算量を少なくすることができ、ハードウェアを安価に構成できる。

40

【0098】

ドライブコイル 51 とセンスコイル 52 とがカプセル型内視鏡 20 の作動範囲を挟んで対向する位置に配置されているので、ドライブコイル 51 とセンスコイル 52 とが構造上干渉しないように配置することができる。

【0099】

カプセル型内視鏡 20 に搭載された駆動用磁石 45 に作用させる平行磁界の方向を制御

50

することにより、駆動用磁石 45 に対して作用する力の方向を制御することができ、カプセル型内視鏡 20 の移動方向を制御することができる。それと同時に、カプセル型内視鏡 20 の位置を検出することができるので、カプセル型内視鏡 20 を所定の位置に誘導することができるため、検出されたカプセル型内視鏡 20 の位置に基づき、カプセル型内視鏡を正確に誘導することができるという効果を奏する。

【0100】

相互に直交する方向に対向配置される 3 対のヘルムホルツコイル 71 X、71 Y、71 Z から発生する磁界の強度をそれぞれ制御することにより、ヘルムホルツコイル 71 X、71 Y、71 Z の内側に発生する平行磁界の方向を所定の方向に制御することができる。そのため、カプセル型内視鏡 20 に対して所定方向の平行磁界を作用させることができ、カプセル型内視鏡 20 を所定方向に移動させることができる。

10

また、ヘルムホルツコイル 71 X、71 Y、71 Z の内側の空間は、被検者 1 を配置可能な空間であって、その空間の周囲に、ドライブコイル 51 およびセンスコイル 52 が配置されているので、カプセル型内視鏡 20 を被検者 1 の体内の所定位置に誘導することができる。

【0101】

カプセル型内視鏡 20 が回転軸 R 回りに回転することにより、螺旋部 25 がカプセル型内視鏡 20 を回転軸の軸線方向に推進する力を発生させる。螺旋部 25 が推進力を発生させるので、カプセル型内視鏡 20 の回転軸 R 回りの回転方向を制御することにより、カプセル型内視鏡 20 に作用する推進力の方向を制御することができる。

20

【0102】

画像表示装置 80 は、カプセル型内視鏡 20 の回転軸 R 回りの回転位相情報に基づいて、表示される画像を、カプセル型内視鏡 20 の回転方向と逆方向に回転させる処理を行っているので、カプセル型内視鏡 20 の回転位相にかかわらず、常に所定の回転位相に静止した画像として、すなわち、あたかもカプセル型内視鏡 20 が回転軸 R 回りに回転することなく回転軸 R に沿う方向に進行しているような画像を表示部 82 に表示することができる。

そのため、表示部 82 に表示された画像を施術者が目視しながらカプセル型内視鏡 20 を誘導する場合、表示される画像がカプセル型内視鏡 20 の回転とともに回転する画像である場合と比較すると、上述のように表示される画像が所定の回転位相の画像として表示されているほうが、施術者に見易く、カプセル型内視鏡 20 を所定位置に誘導させやすい。

30

【0103】

なお、カプセル型内視鏡の構成は、図 5 に示すような構成に限られることなく、例えば図 11 に示すような構成であってもよい。

図 11 において説明するカプセル型内視鏡 20 A は、誘導磁気発生部の構成が異なるのと、その他の機器の配置が異なるため、この両者について説明し、その他の説明は省略する。

【0104】

カプセル型内視鏡 20 A の外装 21 内部には、先端部 23 側から順に、レンズ群 32、LED 33、イメージセンサ 31、信号処理部 34、電池 39、スイッチ部 46、無線素子 35、駆動用磁石 45 の順に配置されている。

40

誘導磁気発生部 43 A は、外装 21 と電池 39 などとの間に配置されるとともに、LED 33 の支持部材 38 から電池 39 までを覆うように配置されている。

【0105】

誘導磁気発生部 43 A は、図 11 および図 12 に示すように、中心軸が回転軸 R と略一致する円筒形状に形成された芯部材 41 A と、芯部材 41 A の外周部に配置された誘導磁気コイル 42 と、芯部材 41 A および誘導磁気コイル 42 の間に配置されたパーマロイ膜 41 B と、誘導磁気コイル 42 と電氣的に接続され、共振回路 43 を形成するコンデンサ（図示せず）とから形成されている。

50

パーマロイ膜 4 1 B は、図 1 2 に示すように、磁性体材料をシート状の膜に形成したものである。また、パーマロイ膜 4 1 B を芯部材 4 1 A に巻回したときに、隙間 t が形成されるようになっている。

このように、芯部材 4 1 A と誘導磁気コイル 4 2 との間にパーマロイ膜 4 1 B を配置することにより、誘導磁気発生部 4 3 A において発生する誘導磁気の強度を向上させることができる。

【 0 1 0 6 】

また、カプセル型内視鏡の構成は、図 5 および図 1 1 に示した構成のほかにも、図 1 3 に示すような構成であってもよい。

図 1 3 において説明するカプセル型内視鏡 2 0 B は、誘導磁気発生部の構成が異なるのと、その他の機器の配置が異なるため、この両者について説明し、その他の説明は省略する。

【 0 1 0 7 】

カプセル型内視鏡 2 0 B の外装 2 1 内部には、先端部 2 3 側から順に、レンズ群 3 2、LED 3 3、イメージセンサ 3 1、信号処理部 3 4、スイッチ部 4 6、駆動用磁石 4 5、電池 3 9、無線素子 3 5 の順に配置されている。

誘導磁気発生部 4 3 C は、外装 2 1 と電池 3 9 などとの間に配置されるとともに、LED 3 3 の支持部材 3 8 から電池 3 9 までを覆うように配置されている。

誘導磁気発生部 4 3 C は、図 1 2 および図 1 3 に示すように、中心軸が回転軸 R と略一致する円筒形状に形成された芯部材 4 1 A と、芯部材 4 1 A の外周部に配置された誘導磁気コイル 4 2 C と、芯部材 4 1 A および誘導磁気コイル 4 2 C の間に配置されたパーマロイ膜 4 1 B と、誘導磁気コイル 4 2 C と電気的に接続され、共振回路 4 3 を形成するコンデンサ（図示せず）とから形成されている。

誘導磁気コイル 4 2 C は、駆動用磁石 4 5 が配置されている領域は疎に巻かれているとともに、先端部 2 3 側および後端部 2 4 側は密に巻かれている。

【 0 1 0 8 】

なお、上述のように、カプセル型内視鏡 2 0 の位置および方向を検出する際に、センスコイル 5 2 において、ドライブコイル 5 1 が形成した交流磁場および磁気誘導コイル 4 2 が形成した誘導磁界の両者による誘導起電力を発生させ、そこから交流電圧の振幅値を抽出しても良い。また、初めに、センスコイル 5 2 において、上記交流磁場による誘導起電力を発生させ、そこから抽出した交流電圧の振幅値を位置検出装置 5 0 の記憶手段に記憶させ、その後、上記交流磁場および上記誘導磁界の両者による誘導起電力を発生させて交流電圧の振幅値を抽出し、この振幅値から記憶手段に記憶させた振幅値を引くことにより上記誘導磁界に係る振幅値のみを抽出しても良い。

【 0 1 0 9 】

この方法によれば、位置検出装置 5 0 が、交流磁界および誘導磁界を受けたセンスコイル 5 2 の出力と、上記記憶手段に記憶された交流磁界のみを受けたセンスコイル 5 2 の出力との差分を演算することより、交流磁界および誘導磁界を受けたセンスコイル 5 2 の出力から誘導磁界のみの出力を容易に求めることができる。

【 0 1 1 0 】

なお、選択されるセンスコイル 5 2 の所定個数としては、上述のように少なくとも 6 個以上であることが好ましく、6 個よりも多くすることにより、センスコイル 5 2 の出力に含まれるノイズの影響を排除することができる。また、選択されるセンスコイル 5 2 の数を 10 個以下とすることで位置検出装置 5 0 における計算量が増えすぎることを防止できる。

【 0 1 1 1 】

また、上述のように選択するセンスコイル 5 2 の所定個数を予め決めていてもよいし、所定の閾値を予め決めておき、所定の閾値よりも距離の短いセンスコイル 5 2 のみを使用するとしても良い。

このようにすることで、信頼性のあるセンス 5 2 コイルの出力のみを抽出できるため、

10

20

30

40

50

より精度の高い位置計算を実施できる。

【 0 1 1 2 】

〔 第 1 の実施形態の第 1 変形例 〕

次に、本発明の第 1 の実施形態の第 1 変形例について説明する。

本実施形態の変形例におけるカプセル型内視鏡誘導システムの基本構成は、第 1 の実施形態と同様であるが、第 1 の実施形態とは、カプセル型内視鏡の位置検出方法が異なっている。よって、本変形例においては、カプセル型内視鏡の位置検出方法のみを説明し、磁気誘導装置等の説明を省略する。

【 0 1 1 3 】

本変形例における位置検出装置によるカプセル型内視鏡 2 0 の位置及び方向の推定に用いるセンスコイル 5 2 の選択方法について説明する。

本変形例においては、センスコイル 5 2 の位置それぞれについて、カプセル内視鏡 2 0 に内蔵された磁気誘導コイル 4 2 が作り出す磁界の強さを以下の方法で計算し、求められた磁界の強さに基づいてセンスコイル 5 2 を選択している。

なお、磁気誘導コイル 4 2 の位置検出は、第 1 の実施形態と同様であるのでその説明を省略する。

【 0 1 1 4 】

まず、位置検出装置 5 0 が、予め求められているカプセル内視鏡 2 0 (磁気誘導コイル 4 2) の位置に基づいて、ドライブコイル 5 1 により磁気誘導コイル 4 2 の配置位置に形成される磁場の大きさと方向とを算出する。

具体的には、ビオザパールの法則の式より、ドライブコイル 5 1 に流れる電流の経路積分を行なうことで求めている。この演算により、ドライブコイル 5 1 が予め求められているカプセル内視鏡 2 0 (磁気誘導コイル 4 2) の位置に作り出す磁場を求めることができ、この求められた磁場をベクトル $B_{dv}(c)$ と表記する。

【 0 1 1 5 】

磁気誘導コイル 4 2 には上述の磁界 $B_{dv}(c)$ により電流が誘導され、この誘導により誘導磁界が形成される。このとき、磁気誘導コイル 4 2 を双極子能 $M(c)$ を有する磁気双極子とすると、 $M(c)$ は $B_{dv}(c)$ および $N_v(c)$ を用いて、下記の式 (2) で表される。

【 数 2 】

$$M_{(c)} = A1 \times (B_{dv}(c) \cdot N_{v(c)}) \quad \dots (2)$$

ここで、 $A1$ は磁気誘導コイルの特性で決定される定数であり、「 $\cdot$ 」は 2 つのベクトルの内積を表している。

【 0 1 1 6 】

そして、予め求められているカプセル内視鏡 2 0 の位置にあると仮定される磁気誘導コイル 4 2 が各センスコイル 5 2 の位置に生成する磁界 B_v は、下記の式 (3) で表すことができる。なお、下記の式 (3) は識別子 $s1$ がつけられたセンスコイル 5 2 において生成された磁界 $B_v(s1)$ を求める式を表している。

【数 3】

$$Bv_{(1)} = \frac{\mu_0}{4\pi} \times M_{(c)} \times \frac{3rv_{(1)} \times (rv_{(1)} \cdot Nv_{(c)}) - r_{(1)}^2 \times Nv_{(c)}}{r_{(1)}^5} \dots (3)$$

ここで、 μ_0 は真空の透磁率である。

つまり、位置検出装置 50 が、上記の式 (2) および式 (3) の演算を行なうことにより、各センスコイル 52 の位置における磁気誘導コイル 42 が形成する磁界の大きさ (磁界強度) B が算出される。

【0117】

次に、位置検出装置 50 は、各センスコイル 52 において形成される磁界強度 B に基づいて、磁界強度 B の大きなセンスコイル 52 を所定個数選択し、センスコイルセクタ 56 に対して上記選択したセンスコイル 52 からの交流電流をセンスコイル受信回路 57 へ出力するように指示を出力する。そして、次の計算時において位置検出装置 50 は、上記選択されたセンスコイル 52 の出力に基づいて、カプセル内視鏡 20 (磁気誘導コイル 42) の位置及び方向を計算する。

なお、選択されるセンスコイル 52 の所定個数としては、上述のように 6 個以上 10 個以下とすることが望ましい。

【0118】

このように構成することで、全て (本実施形態においては 27 個) のセンスコイル 52 の出力を測定しなくても、磁気誘導コイル 42 の位置および方向の計算に用いるのに適したセンスコイル 52 を選択できるので、位置および方向の計算効率を向上できる。

【0119】

なお、上述のように位置検出装置 50 が、磁界強度 B が大きい順に所定個数のセンスコイル 52 を選択してもよいし、所定の閾値より大きな磁界強度 B の磁界が形成されるセンスコイル 52 のみを選択してもよい。

このようにセンスコイル 52 を選択することで、全てのセンスコイル 52 の出力を測定しなくても、磁気誘導コイル 42 の位置および方向の計算に用いるのに適したセンスコイル 52 を選択でき、また、出力特性のよいセンスコイル 52 の出力のみを用いることができるため、位置および方向の計算効率を更に向上できる。

【0120】

〔第 1 の実施形態の第 2 変形例〕

次に、本発明の第 1 の実施形態の第 2 変形例について説明する。

本実施形態の変形例におけるカプセル型内視鏡誘導システムの基本構成は、第 1 の実施形態と同様であるが、第 1 の実施形態とは、カプセル型内視鏡の位置検出方法が異なっている。よって、本変形例においては、カプセル型内視鏡の位置検出方法のみを説明し、磁気誘導装置等の説明を省略する。

【0121】

本変形例における位置検出装置によるカプセル型内視鏡 20 の位置及び方向の推定に用いるセンスコイル 52 の選択方法について説明する。

本変形例においては、上述の第 2 変形例で求められた、誘導磁気コイル 42 により各センスコイル 52 の位置に形成された磁界に基づいて、各センスコイル 52 の出力を計算し、求められた出力に基づいてセンスコイル 52 を選択している。

【0122】

まず、位置検出装置 50 が、予め求められた誘導磁気コイル 42 により各センスコイル 52 の位置に形成される磁界に基づいて、所定の演算を行いセンスコイル 52 の出力を求める。

具体的には、例えば、識別子 s_1 がつけられたセンスコイル 52 の出力を $V(s_1)$ とすると、 $V(s_1)$ は、下記の式 (4) で表される。

【数 4】

$$V_{(s1)} = A2 \times (Bv_{(s1)} \cdot Nv_{(s1)}) \quad \dots (4)$$

10

ここで、 $A2$ はセンスコイルの特性で決まる比例定数である。

【0123】

位置検出装置 50 は、上述の式 (4) に基づく演算により各センスコイル 52 の出力を推定し、推定された出力 V の大きい順に所定個数のセンスコイル 52 を選択する。位置検出装置 50 は、センスコイルセクタ 56 に対して上記選択したセンスコイル 52 からの交流電流をセンスコイル受信回路 57 へ出力するように指示を出力する。

そして、次の計算時において位置検出装置 50 は、上記選択されたセンスコイル 52 の出力に基づいて、カプセル内視鏡 20 (磁気誘導コイル 42) の位置及び方向を計算する

20

。なお、選択されるセンスコイル 52 の所定個数としては、上述のように 6 個以上 10 個以下とすることが望ましい。

【0124】

このように構成することにより、全てのセンスコイル 52 の出力 V を測定しなくても、磁気誘導コイル 42 の位置および方向の計算に用いるのに適したセンスコイル 52 を選択できるため、位置および方向の計算効率を向上できる。

【0125】

なお、上述のように位置検出装置 50 が、センスコイル 52 の出力 V が大きい順に所定個数のセンスコイル 52 を選択してもよいし、所定の閾値より大きな出力 V のセンスコイル 52 のみを選択してもよい。

30

このようにセンスコイル 52 を選択することで、全てのセンスコイル 52 の出力 V を測定しなくても、磁気誘導コイル 42 の位置および方向の計算に用いるのに適したセンスコイル 52 を選択でき、また、出力特性のよいセンスコイル 52 の出力 V のみを用いることができるので、位置および方向の計算効率を更に向上できる。

【0126】

〔第 2 の実施の形態〕

次に、本発明の第 2 の実施形態について図 14 および図 15 を参照して説明する。

本実施の形態のカプセル型内視鏡誘導システムの基本構成は、第 1 の実施の形態と同様であるが、第 1 の実施の形態とは、位置検出装置の構成が異なっている。よって、本実施の形態においては、図 14 および図 15 を用いて位置検出装置周辺のみを説明し、磁気誘導装置等の説明を省略する。

40

図 14 は、位置検出装置のドライブコイルおよびセンスコイルの配置を示す概略図である。

なお、位置検出装置のドライブコイルおよびセンスコイル以外の構成要素は第 1 の実施の形態と同じであるため、その説明を省略する。

【0127】

位置検出装置 150 のドライブコイル (駆動コイル) 151 およびセンスコイル 52 は、図 14 に示すように、ドライブコイル 151 が 3 つそれぞれ X 、 Y 、 Z 軸に対して垂直に配置され、センスコイル 52 がそれぞれ Y 、 Z 軸に対して垂直な平面形状の 2 つのコイ

50

ル支持部 158 上に配置されている。

ドライブコイル 151 としては、図に示すように、矩形形状のコイルを用いてもよいし、ヘルムホルツコイルを用いてもよい。

【0128】

上記の構成からなる位置検出装置 150 においては、図 14 に示すように、各ドライブコイル 151 が形成する交流磁場の方向が X、Y、Z 軸線方向と平行となり、一次独立であって互いに直交する関係となる。

【0129】

上記の構成によれば、カプセル型内視鏡 20 の誘導磁気コイル 42 に対して、一次独立であって互いに直交する方向から交流磁場を作用させることができるため、第 1 の実施形態と比較して、誘導磁気コイル 42 の方向にかかわらず誘導磁気コイル 42 に誘導磁気を発生させやすい。

また、ドライブコイル 151 が互いに略直交して配置されることになるので、ドライブコイルセクタ 55 によるドライブコイルの選択が容易になる。

【0130】

なお、センスコイル 52 は、上述のように、Y、Z 軸に対して垂直なコイル支持部 158 上に配置されていてもよいし、図 15 に示すように、カプセル型内視鏡 20 の作動範囲の上方に配置された斜めのコイル支持部 159 上に備えられていてもよい。

このような配置とすることにより、被検者 1 と干渉することなくセンスコイル 52 を配置することができる。

【0131】

〔第 3 の実施の形態〕

次に、本発明の第 3 の実施形態について図 16 を参照して説明する。

本実施の形態のカプセル型内視鏡誘導システムの基本構成は、第 1 の実施の形態と同様であるが、第 1 の実施の形態とは、位置検出装置の構成が異なっている。よって、本実施の形態においては、図 16 を用いて位置検出装置周辺のみを説明し、磁気誘導装置等の説明を省略する。

図 16 は、位置検出装置のドライブコイルおよびセンスコイルの配置を示す概略図である。

なお、位置検出装置のドライブコイルおよびセンスコイル以外の構成要素は第 1 の実施の形態と同じであるため、その説明を省略する。

【0132】

位置検出装置 250 のドライブコイル（駆動コイル）251 およびセンスコイル 52 は、図 16 に示すように、4 つのドライブコイル 251 が同一平面上に配置され、センスコイル 52 が、カプセル型内視鏡 20 の作動範囲を介してドライブコイル 251 の配置位置と対向する位置に配置された平面形状のコイル支持部 258 およびドライブコイル 251 の配置位置と同じ側に配置された平面形状のコイル支持部 258 上に配置されている。

ドライブコイル 251 は、形成する交流磁場の方向が図中の矢印で示すように、互いに一次独立となるように配置されている。

【0133】

上記の構成によれば、カプセル型内視鏡 20 がドライブコイル 251 に対して近い領域または遠い領域に位置していても、2 つのコイル支持部 258 のうち一方がカプセル型内視鏡 20 に対して近い位置となる。そのため、センスコイル 52 からカプセル型内視鏡 20 の位置を求めるのに十分な強度の信号を得ることができる。

【0134】

〔第 3 の実施形態の変形例〕

次に、本発明の第 3 の実施形態の変形例について図 17 を参照して説明する。

本変形例のカプセル型内視鏡誘導システムの基本構成は、第 3 の実施の形態と同様であるが、第 3 の実施の形態とは、位置検出装置の構成が異なっている。よって、本実施の形態においては、図 17 を用いて位置検出装置周辺のみを説明し、磁気誘導装置等の説明を

10

20

30

40

50

省略する。

図 17 は、位置検出装置のドライブコイルおよびセンスコイルの配置を示す概略図である。

なお、位置検出装置のドライブコイルおよびセンスコイル以外の構成要素は第 3 の実施の形態と同じであるため、その説明を省略する。

【0135】

位置検出装置 350 のドライブコイル 251 およびセンスコイル 52 は、図 16 に示すように、4 つのドライブコイル 251 が同一平面上に配置され、センスコイル 52 が、カプセル型内視鏡 20 の作動範囲を介してドライブコイル 251 の配置位置と対向する位置に配置された曲面形状のコイル支持部 358 およびドライブコイル 251 の配置位置と同じ側に配置された曲面形状のコイル支持部 358 上に配置されている。

10

コイル支持部 358 は、カプセル型内視鏡 20 の作動範囲に対して外側へ凸なる曲面形状であり、センスコイル 52 は、上記曲面形状に沿うように配置されている。

なお、コイル支持部 52 の形状は、上述のように上記動範囲に対して外側へ凸なる曲面形状であってもよいし、その他の曲面形状であってもよく、特に限定するものではない。

【0136】

上記の構成によれば、センスコイル 52 の配置自由度が向上するので、センスコイル 52 が被検者 1 との干渉するのを防止することができる。

【0137】

(カプセル型内視鏡の位置検出システム)

20

以下、本発明におけるカプセル型内視鏡の位置検出システムについて図 18 を参照して説明する。

図 18 は、本発明におけるカプセル型内視鏡の位置検出システムの概略を示す図である。

なお、本発明におけるカプセル型内視鏡の位置検出システム 410 は、上述したカプセル型内視鏡誘導システム 10 の位置検出装置 50 のみから構成されているものである。そのため、カプセル型内視鏡の位置検出システム 410 の構成要素、作用および効果はカプセル型内視鏡誘導システム 10 と同様なので、図 18 を示してその説明を省略する。

【0138】

なお、本発明の技術範囲は上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において種々の変更を加えることが可能である。

30

例えば、上記の実施の形態においては、医療装置として被験者体腔内の像を撮像するカプセル型内視鏡を用いるもの適用して説明したが、このカプセル型内視鏡を用いるものに限られることなく、被験者体腔内に薬剤を放出する医療装置や、体腔内のデータを取得するセンサを備えた医療装置や、体腔内に所定期間留置される医療装置や、外部と情報等やり取りする配線が接続された医療装置など、その他各種の医療装置に適用することができるものである。

【0139】

[付記項]

(付記項 1)

40

複数の駆動コイルを選択的に使用する駆動コイル選択手段を有するカプセル型内視鏡の位置検出システム。

本発明によれば、駆動コイル選択手段が、駆動コイルにより発生する磁力線の方向と、磁気誘導コイルの中心軸線の方向とが略直行するような駆動コイルを除いて交流磁界を発生させる選択制御を行うことにより、演算処理にかかる負荷および時間を低減することができる。

【0140】

(付記項 2)

複数の駆動コイルが、互いに直交するように配置されているカプセル型内視鏡の位置検出システム。

50

本発明によれば、駆動コイル選択手段による駆動コイルの選択制御の処理およびアルゴリズムを簡易にすることができる。

【 0 1 4 1 】

(付記項 3)

駆動コイルまたは磁気センサの一方が、被検者を配置可能な空間の上部に配置されているカプセル型内視鏡誘導システム。

本発明によれば、被検者は、被験者を配置可能な空間の下部に位置するため、被験者を配置可能な空間の上部に配置された駆動コイルまたは磁気センサが、被検者と干渉することを防止することができる。

【図面の簡単な説明】

10

【 0 1 4 2 】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係るカプセル型内視鏡誘導システムの概略図である。

【図 2】カプセル型内視鏡システムの斜視図である。

【図 3】カプセル型内視鏡誘導システムの断面を示す概略図である。

【図 4】磁気センサ受信回路の回路構成を示す概略図である。

【図 5】カプセル型内視鏡の構成を示す概略図である。

【図 6】共振回路における周波数特性を示すグラフである。

【図 7】ドライブコイルおよび誘導磁気コイルの配置関係を示す図である。

【図 8】ドライブコイルおよびセンスコイルの配置関係を示す図である。

【図 9】ドライブコイルおよびセンスコイルの他の配置関係を示す図である。

20

【図 10】ドライブコイルおよびセンスコイルの他の配置関係を示す図である。

【図 11】カプセル型内視鏡の構成を示す断面図である。

【図 12】誘導磁気発生部の構成を示す部分斜視図である。

【図 13】カプセル型内視鏡の構成の他の例を示す断面図である。

【図 14】本発明の第 2 の実施形態に係るドライブコイルおよびセンスコイルの配置関係を示す図である。

【図 15】カプセル型内視鏡誘導システムの断面を示す概略図である。

【図 16】本発明の第 3 の実施形態に係るドライブコイルおよびセンスコイルの配置関係を示す図である。

【図 17】本発明の第 3 の実施形態の変形例に係るドライブコイルおよびセンスコイルの配置関係を示す図である。

30

【図 18】本発明によるカプセル型内視鏡の位置検出システムの概略を示す図である。

【符号の説明】

【 0 1 4 3 】

1 被検者（被検体）

10 カプセル型内視鏡誘導システム（医療装置誘導システム）

20 カプセル型内視鏡（医療装置）

25 螺旋部（螺旋機構）

30 撮像部（撮像手段）

43 共振回路

40

42、42C 磁気誘導コイル

45 駆動用磁石（磁石）

50 位置検出装置（位置計算装置、変化量検出手段）

51、151、251 ドライブコイル（駆動コイル）

52 センスコイル（磁気センサ）

56 センスコイルセレクタ（磁気センサ選択手段）

71 3軸ヘルムホルツコイルユニット（磁界発生手段、電磁石）

73 回転磁界制御回路（磁界方向制御手段）

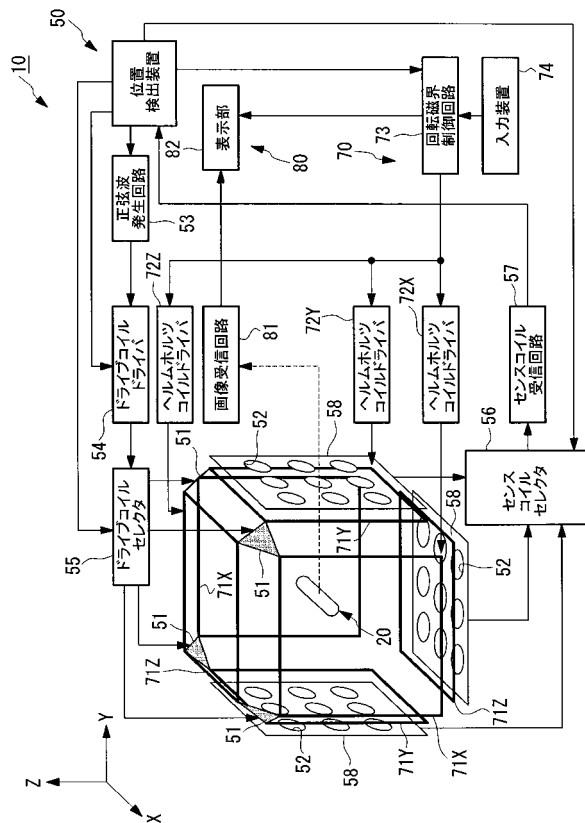
82 表示部（表示手段、画像制御手段）

410 カプセル型内視鏡の位置検出システム

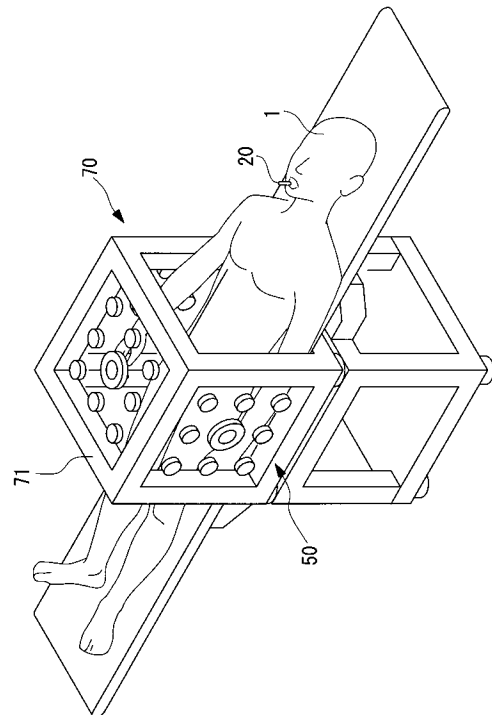
50

R 回転軸（長手軸）

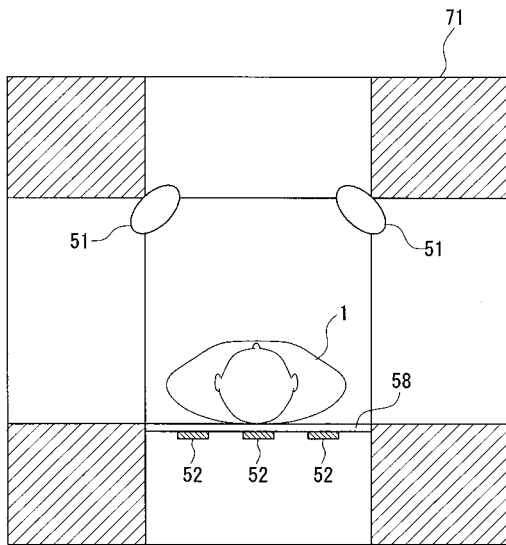
【図 1】



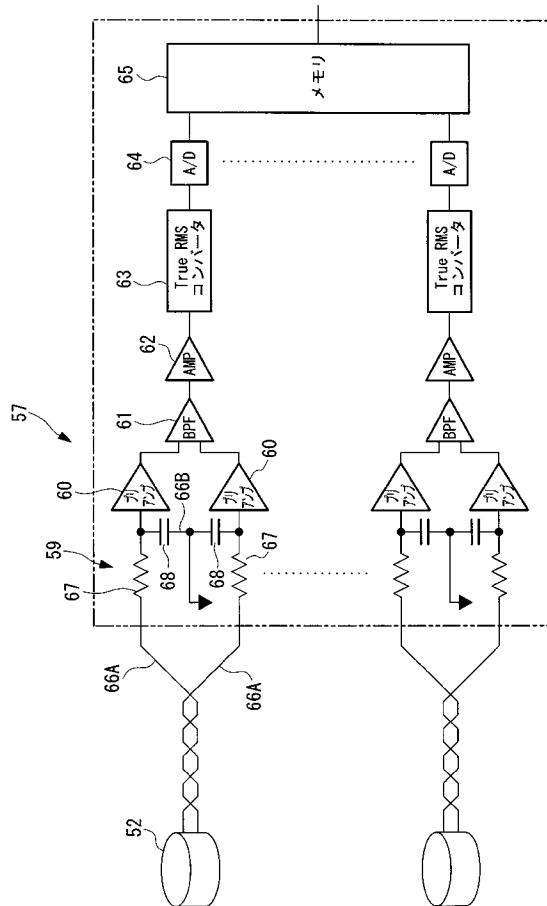
【図 2】



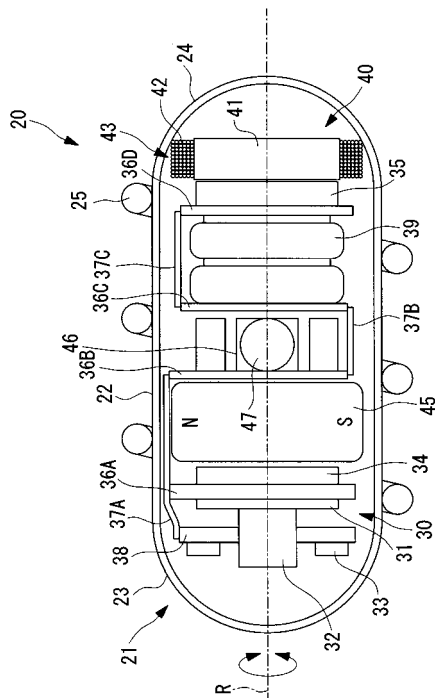
【図 3】



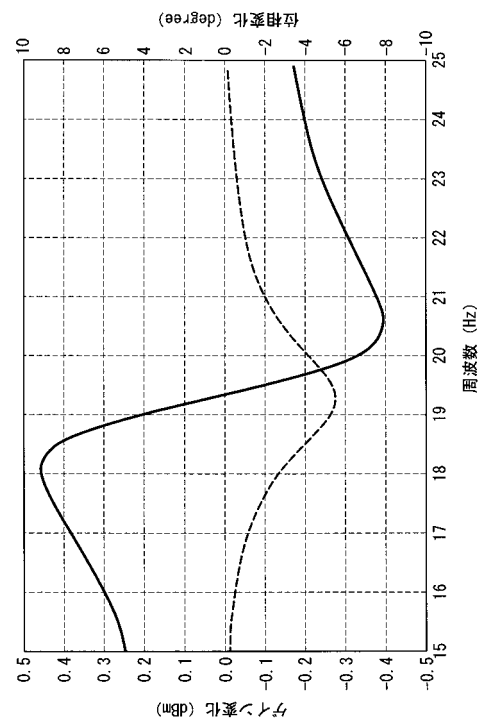
【図 4】



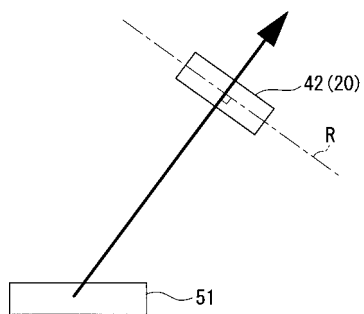
【図 5】



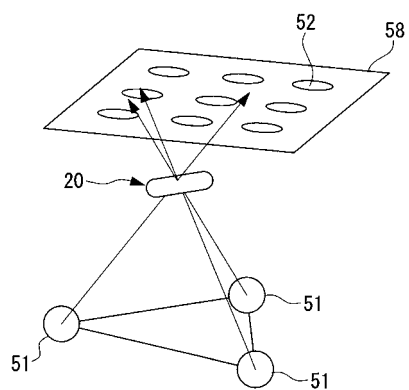
【図 6】



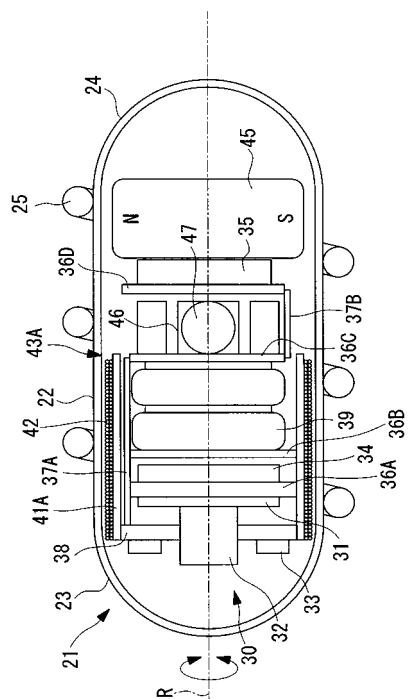
【圖 7】



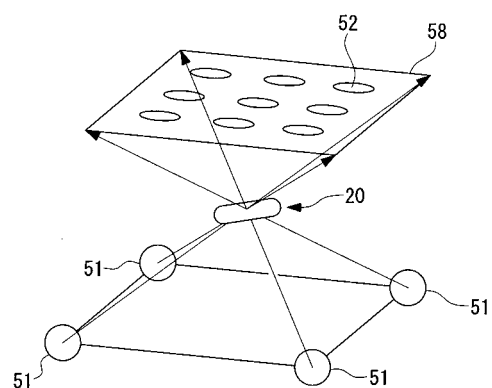
【圖 8】



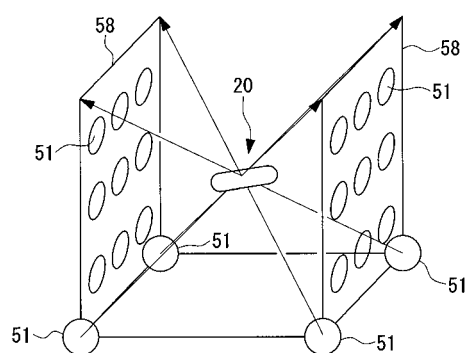
【 图 1 1 】



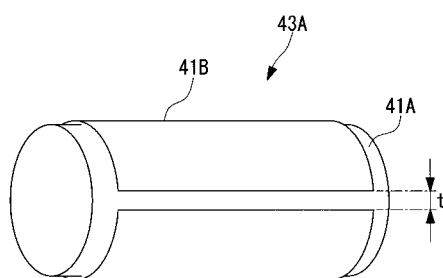
【圖 9】



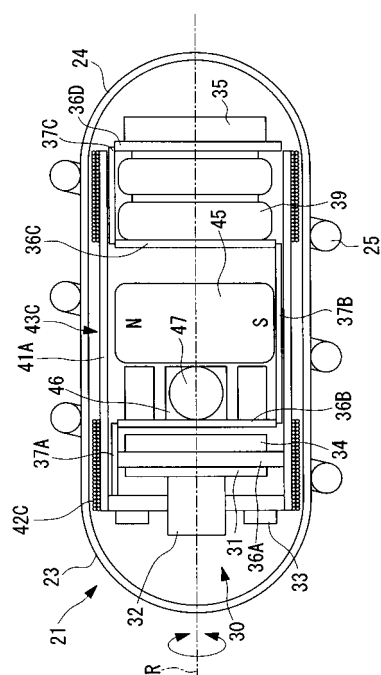
【 図 1 0 】



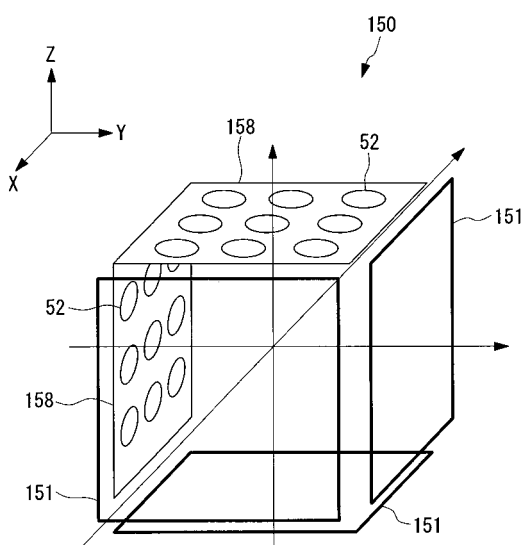
【图 1 2】



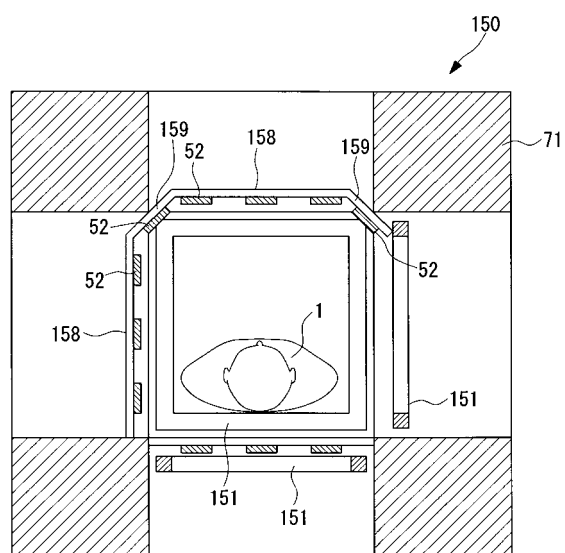
【圖 13】



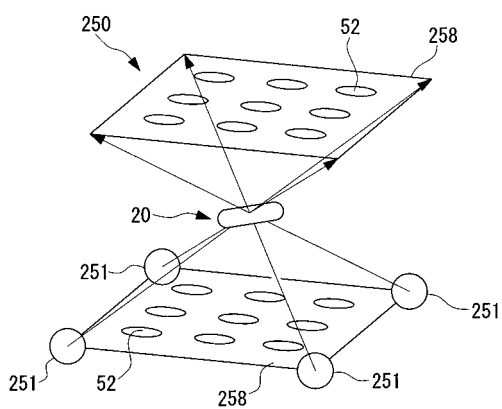
【 図 1 4 】



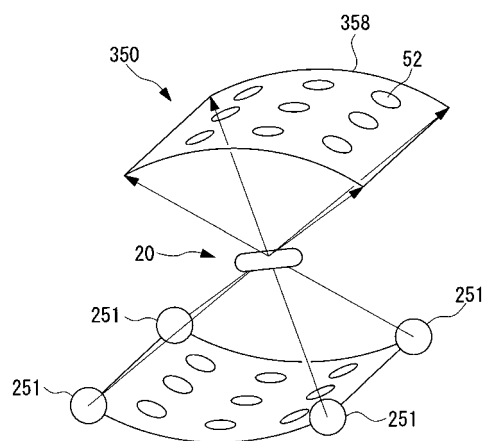
【 図 1 5 】



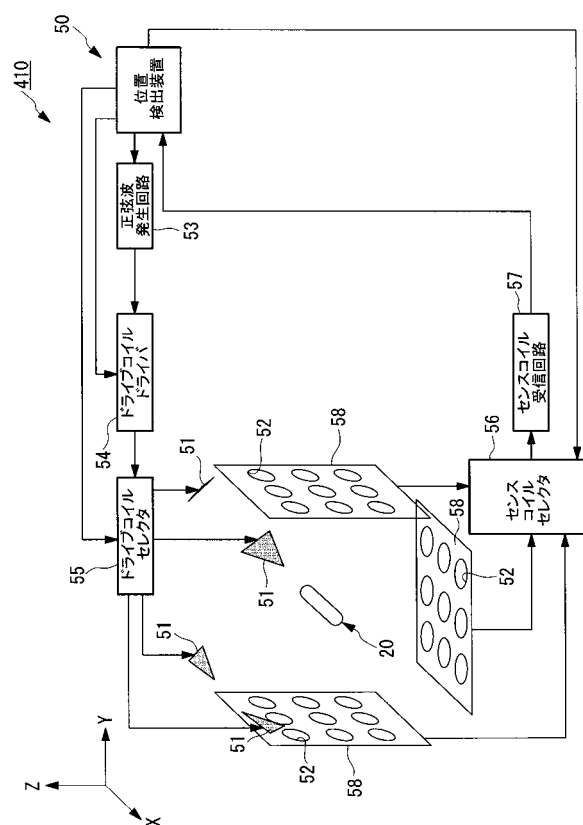
【 图 1 6 】



【图 17】



【 図 18 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特表2001-500749(JP,A)
特表2000-501018(JP,A)
特開平07-064698(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00
A61B 5/07

专利名称(译)	医疗器械位置检测系统和医疗器械引导系统		
公开(公告)号	JP5030392B2	公开(公告)日	2012-09-19
申请号	JP2005113082	申请日	2005-04-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	内山昭夫		
发明人	内山 昭夫		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 A61B1/04 A61B5/06		
CPC分类号	A61B5/06 A61B1/00158 A61B1/04 A61B1/041 A61B5/062 A61B5/7232 A61B34/73 A61B2034/732		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.320.Z A61B5/07 A61B1/00.C A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/00.611 A61B1/01 A61B5/06		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC07 4C038/CC08 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/GG22 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF15 4C161/FF17 4C161/GG22 4C161/GG28 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/LL02		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	2004175519 2004-06-14 JP		
其他公开文献	JP2006026391A5 JP2006026391A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

所述医疗装置的更小的结构，以及在不使用所述医疗设备的电源和所述医疗装置的位置和取向，而不管所述医疗装置的方向的检测，以使得位置的检测。 解决方案：医疗设备20的位置检测系统包括医疗设备20中的磁感应线圈，设置在医疗设备20的操作范围之外的驱动线圈51，以在磁感应线圈中产生感应磁力，并且磁传感器52设置在操作范围之外并且检测感应磁，其中当医疗设备20布置在操作范围中的每个位置时驱动线圈51与磁感应线圈不同沿三个或更多个方向施加磁力并且在三个或更多个方向上施加磁力的至少一个方向布置在与由另外两个方向形成的平面相交的方向上提供了一种用于医疗设备的位置检测系统。 点域1

$$r(s) = \sqrt{(X(s) - X(c))^2 + (Y(s) - Y(c))^2 + (Z(s) - Z(c))^2}$$