

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2007/064013

発行日 平成21年5月7日 (2009.5.7)

(43) 国際公開日 平成19年6月7日 (2007.6.7)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/06 (2006.01)	A 6 1 B 5/06	4 C 0 6 1
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 45 頁)

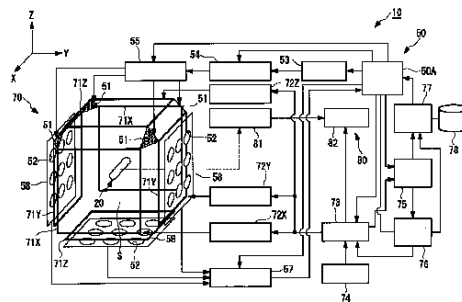
出願番号	特願2007-548034 (P2007-548034)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2006/324191	(74) 代理人	100118913 弁理士 上田 邦生
(22) 国際出願日	平成18年12月4日 (2006.12.4)	(74) 代理人	100112737 弁理士 藤田 考晴
(31) 優先権主張番号	特願2005-349178 (P2005-349178)	(72) 発明者	内山 昭夫 神奈川県横浜市港北区大曽根3-15-2 2-3-303
(32) 優先日	平成17年12月2日 (2005.12.2)	(72) 発明者	木村 敦志 東京都あきる野市秋留2-1-14
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	佐藤 良次 東京都日野市日野本町3-5-12-703

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、医療装置誘導システムおよび医療装置の位置検出方法

(57) 【要約】

磁気誘導コイルの周波数特性が、医療装置の誘導用の外部磁界の状態によって変動しても、医療装置の位置検出不能となることを防止する。医療装置位置検出システム10は、被検者の体内に導入され外部磁界により誘導される医療装置位置検出システム50であって、医療装置20に搭載され、磁性体を内部に有する磁気誘導コイル42Aを含み交番磁界を発生する共振回路43と、医療装置20の作動範囲の外部に配置され、磁気誘導コイル42Aにより発生された交番磁界を検出する交番磁界検出装置52と、これにより検出された交番磁界に基づいて医療装置20の位置情報を算出する位置情報算出部50Aと、磁気誘導コイル42Aの位置における外部磁界の強度と方向の少なくとも一方に基づいて、交番磁界検出装置52により検出する交番磁界の周波数と、磁気誘導コイル42Aが発生する交番磁界の周波数の少なくとも一方を設定する周波数設定部77とを備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検者の体内に導入され外部磁界により誘導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され、磁性体を内部に有する磁気誘導コイルを含み交番磁界を発生する共振回路と、

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交番磁界を検出する交番磁界検出装置と、

該交番磁界検出装置により検出された交番磁界に基づいて前記医療装置の位置情報を算出する位置情報算出部と、

10

前記磁気誘導コイルの位置における外部磁界の強度と方向の少なくとも一方に基づいて、前記交番磁界検出装置により検出する交番磁界の周波数と、前記磁気誘導コイルが発生する交番磁界の周波数の少なくとも一方を設定する周波数設定部と

を備える医療装置の位置検出システム。

【請求項 2】

前記医療装置の作動空間に外部磁界を発生させる外部磁界発生装置と、該外部磁界発生装置を制御する磁界制御装置とを有し、

前記周波数設定部が、前記磁界制御装置からの情報に基づき前記磁気誘導コイルの位置における外部磁界の強度と方向の少なくとも一方をもとめ、前記交番磁界検出装置により検出する交番磁界の周波数と、前記磁気誘導コイルが発生する交番磁界の周波数の少なくとも一方を設定する請求項 1 に記載の医療装置の位置検出システム。

20

【請求項 3】

前記周波数設定部が、前記磁気誘導コイルの位置における前記外部磁界の強度と方向の少なくとも一方を算出する外部磁界情報算出部を有し、

該外部磁界情報算出部からの情報に基づき、前記磁気誘導コイルの位置における外部磁界の強度と方向の少なくとも一方をもとめ、前記交番磁界検出装置により検出する交番磁界の周波数と、前記磁気誘導コイルが発生する交番磁界の周波数の少なくとも一方を設定する請求項 1 に記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 4】

前記医療装置の作動空間に外部磁界を発生させる外部磁界発生装置と、該外部磁界発生装置を制御する磁界制御装置とを有し、

30

前記外部磁界情報算出部が、前記磁界制御装置からの情報に基づき前記磁気誘導コイルの位置における外部磁界の強度と方向の少なくとも一方をもとめる請求項 3 に記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 5】

前記周波数設定部が、前記医療装置の位置に前記外部磁界発生装置が発生する外部磁界の強度と検出周波数とを対応づけて記憶する記憶部を備え、前記交番磁界検出装置により検出する交番磁界の周波数と前記磁気誘導コイルが発生する交番磁界の周波数の少なくとも一方を、前記外部磁界の強度に基づいて前記記憶部から選択した検出周波数に設定する請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の医療装置の位置検出システム。

40

【請求項 6】

前記周波数設定部が、前記磁気誘導コイルの位置における外部磁界の方向と前記位置情報算出部が算出した前記医療装置の方向のなす角である磁界角度を算出する磁界角度算出部と、前記磁界角度と検出周波数とを対応付けて記憶する記憶部とを備え、前記交番磁界検出部により検出する交番磁界の周波数と前記磁気誘導コイルが発生する交番磁界の周波数の少なくとも一方を、前記磁界角度に基づいて前記記憶部から選択した検出周波数に設定する請求項 1 から請求項 4 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 7】

前記周波数設定部により設定された周波数近傍の外部交番磁界を前記医療装置の作動空間に発生する外部交番磁界発生装置を備え、前記磁気誘導コイルが前記外部交番磁界を受

50

け、前記交番磁界を誘導する請求項 1 に記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 8】

前記共振回路が、前記周波数設定部により設定された周波数近傍の交流信号により駆動され、前記磁気誘導コイルが前記交番磁界を発生する請求項 1 に記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 9】

前記共振回路が自励発振回路を構成し、前記磁気誘導コイルが前記交番磁界を発生する請求項 1 に記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 10】

前記磁性体が、前記磁気誘導コイルのコアを形成する請求項 1 に記載の医療装置の位置検出システム。 10

【請求項 11】

前記磁性体が、前記磁気誘導コイルの内部に設けられた前記医療装置の回路の少なくとも一部である請求項 1 に記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 12】

前記磁性体が、前記回路の内部の電池である請求項 11 に記載の医療装置の位置検出システム。

【請求項 13】

前記医療装置が、カプセル型医療装置、カテーテル型医療装置、内視鏡装置のいずれかである請求項 1 に記載の医療装置の位置検出システム。 20

【請求項 14】

請求項 2 に記載の位置検出システムと、前記外部磁界発生装置が発生した外部磁界に作用する前記医療装置に設けられた磁石とを有し、前記医療装置の位置および方向の少なくとも一方の制御を前記磁界制御装置が行う医療装置誘導システム。

【請求項 15】

請求項 4 に記載の位置検出システムと、前記外部磁界発生装置が発生した外部磁界に作用する前記医療装置に設けられた磁石とを有し、前記医療装置の位置および方向の少なくとも一方の制御を前記磁界制御装置が行う医療装置誘導システムにおいて、

前記周波数設定部は、前記磁石が前記磁気誘導コイルの位置に生成する磁界と、前記磁界発生装置が前記磁気誘導コイルの位置に生成する外部磁界との合成磁界に基づいて、前記交番磁界検出装置により検出する交番磁界の周波数と、前記磁気誘導コイルが発生する交番磁界の周波数の少なくとも一方を設定する医療装置誘導システム。 30

【請求項 16】

前記外部磁界発生装置が、少なくとも 1 組の前記医療装置の作動空間を挟むように対向配置された電磁石を有し、該電磁石が前記医療装置の作動範囲に平行磁界を発生する請求項 15 に記載の医療装置誘導システム。

【請求項 17】

前記対向電磁石を 3 組有し、それぞれの該対向電磁石がそれぞれ異なる方向に磁界を発生する請求項 16 に記載の医療装置誘導システム。

【請求項 18】

前記磁界制御装置が、前記外部磁界の方向を回転させる制御を行う請求項 15 に記載の医療装置誘導システム。 40

【請求項 19】

前記医療装置が、細長い挿入部と、該挿入部の外周面に配置され長手軸回りの回転運動を長手軸方向の推進運動に変換する螺旋機構とを備え、

前記磁石が、前記長手軸に直交する方向に磁極を向けて配置されている請求項 15 に記載の医療装置誘導システム。

【請求項 20】

前記磁界制御装置は、前記医療装置の方向と前記外部磁界の方向とのなす角が所定の角度より小さい場合に、前記外部磁界を停止するよう制御する請求項 15 に記載の医療装置 50

誘導システム。

【請求項 2 1】

前記外部磁界発生装置が、任意方向の外部磁界を発生し、
前記医療装置が、細長い挿入部を備え、
前記磁石が、挿入部の長手軸に沿う方向に磁極を向けて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。

【請求項 2 2】

前記磁界発生装置が、勾配磁界を発生する請求項 1 5 に記載の医療装置誘導システム。

【請求項 2 3】

前記周波数設定部により設定された周波数近傍の外部交番磁界を前記医療装置の作動空間に発生する外部交番磁界発生装置を備え、前記磁気誘導コイルが前記外部交番磁界を受け、前記交番磁界を誘導する請求項 1 5 に記載の医療装置誘導システム。 10

【請求項 2 4】

前記共振回路が、前記周波数設定部により設定された周波数近傍の交流信号により駆動され、前記磁気誘導コイルが前記交番磁界を発生する請求項 1 5 に記載の医療装置誘導システム。

【請求項 2 5】

前記共振回路が自励発振回路を構成し、前記磁気誘導コイルが前記交番磁界を発生する請求項 1 5 に記載の医療装置誘導システム。

【請求項 2 6】

前記磁性体が、前記磁気誘導コイルのコアを形成する請求項 1 5 に記載の医療装置誘導システム。 20

【請求項 2 7】

前記磁性体が、前記磁気誘導コイルの内部に設けられた前記医療装置の回路の少なくとも一部である請求項 1 5 に記載の医療装置誘導システム。

【請求項 2 8】

前記磁性体が、前記回路の内部の電池である請求項 1 5 に記載の医療装置誘導システム。

【請求項 2 9】

前記医療装置が、カプセル型医療装置、カテーテル型医療装置、内視鏡装置のいずれかである請求項 1 5 に記載の医療装置誘導システム。 30

【請求項 3 0】

被検者の体内に導入される医療装置の位置検出方法であって、
前記医療装置に搭載された磁性体を有する磁気誘導コイルから交番磁界を発生するステップと、

前記医療装置の作動空間の外部に配置された前記磁気誘導コイルにより発生された交番磁界を検出するステップと、

該交番磁界を検出するステップにより検出された交番磁界に基づいて前記磁気誘導コイルの位置と方向の少なくとも一方の情報を含む位置情報を算出するステップと、

前記磁気誘導コイルの位置における外部磁界の強度と方向の少なくとも一方に基づいて、前記交番磁界を検出するステップにより検出する交番磁界の周波数と、前記磁気誘導コイルが発生する交番磁界の周波数の少なくとも一方を設定するステップとを備える医療装置の位置検出方法。 40

【請求項 3 1】

被検者の体内に導入され、磁気誘導コイルを含み交番磁界信号を発生する共振回路と、誘導用の磁石とを備える医療装置に対し、外部磁界を作用させて誘導する際に医療装置の位置を検出する位置検出方法であって、

前記医療装置の作動空間の外部に、前記磁気誘導コイルにより発生された交番磁界を検出し、検出された交番磁界に基づいて前記医療装置の位置情報を算出し、算出された医療装置の位置情報に基づいて、前記医療装置の位置における外部磁界の強度を算出し、算出 50

された外部磁界の強度に基づいて、検出する交番磁界の周波数を設定する医療装置の位置検出方法。

【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、医療装置誘導システムおよび医療装置の位置検出方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、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カプセル内視鏡等に代表される医療装置が実用化に向けて研究開発されている。カプセル内視鏡等の医療装置は、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】

カプセル内視鏡は、体腔管路内の目的部位への確実な到達、あるいは、時間を要する詳細な検査等を行う目的部位への留置などのために、体腔管路の蠕動によらず、誘導制御される必要がある。このカプセル内視鏡の誘導には、カプセル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る、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内視鏡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1参照。）。また、ワイヤレス磁気マーカの位置および方向の検出方法については特許文献2に開示されている。

【0004】

特許文献1には、LC共振回路に交流電源が接続された磁界発生回路を備えたカプセル内視鏡から発せられる電磁気を、外部の複数の検出装置により検出することでカプセル内視鏡の位置を検出する技術が公開されている。

また、特許文献2には、ワイヤレス磁気マーカとして磁性体コアを有する磁気誘導コイルを含む共振回路が開示されている。この特許文献2の方法によれば、予め与えた外部磁界がワイヤレス磁気マーカ内に内蔵した磁気誘導コイルを含む共振回路の存在により変化することを利用してワイヤレス磁気マーカの位置および方向を検出することができる。

【特許文献1】 国際公開第2004/014225号パンフレット

【特許文献2】 特開2005-121573号公報

【発明の開示】

【0005】

しかしながら、外部磁界を用いて医療装置の誘導を行う場合には、医療装置内に配置した位置検出用の磁気誘導コイルの特性が外部磁界の状態によって変化するという不都合がある。その結果、医療装置の位置検出精度が急激に低下し、正しい方向への誘導が困難になるという不都合がある。

【0006】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、カプセル内視鏡等の医療装置の位置検出に用いる磁気誘導コイルの周波数特性が、医療装置の誘導用の外部磁界の状態によって変動しても、それによって医療装置の位置検出不能となることを防止することができる医療装置の位置検出システムおよび位置検出方法を提供する。また、本発明は、医療装置の誘導用の外部磁界の状態によって磁気誘導コイルの周波数特性が変動しても、精度よく医療装置を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している。

【0007】

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。

本発明の第1の態様は、被検者の体内に導入され外部磁界により誘導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され、磁性体コアを有する磁気誘導コ

ルを含み交番磁界を発生可能な共振回路と、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交番磁界を検出する交番磁界検出装置と、該交番磁界検出装置により検出された交番磁界に基づいて前記医療装置の位置情報を算出する位置情報算出部と、該位置情報算出部により算出された位置情報に基づいて、前記医療装置の位置における外部磁界の強度を算出する外部磁界情報算出部と、該外部磁界情報算出部により算出された外部磁界の強度に基づいて、前記交番磁界検出装置により検出する交番磁界の周波数を設定する周波数設定部とを備える医療装置の位置検出システムである。

【0008】

本態様によれば、医療装置を被検者の体内に導入し、外部磁界により誘導する際に、医療装置内に備えられた共振回路の磁気誘導コイルの作動により交番磁界を発生させると、
10 その交番磁界が、医療装置の作動範囲の外部に配置された交番磁界検出装置の作動により検出される。交番磁界が検出されると、位置情報算出部の作動により、医療装置の位置検出が行われる。また、外部磁界情報算出部の作動により、医療装置の位置における外部磁界の強度が算出され、周波数設定部の作動により、外部磁界の強度に基づいて交番磁界検出装置により検出する交番磁界の周波数が設定される。

【0009】

磁気誘導コイルに作用する外部磁界の強度が変化すると、磁気誘導コイルの周波数特性が変化する。このため、交番磁界検出装置により検出される交番磁界の周波数を固定しておいたのでは、交番磁界の検出感度が急激に低下し、その結果位置情報算出部により算出される医療装置の位置情報の精度が低下する。本発明によれば、外部磁界の強度が変化するとこれに合わせて周波数設定部の作動により、交番磁界検出装置により検出する交番磁界の周波数が設定されるので、外部磁界の強度に合わせて適正な交番磁界の周波数を設定することができ、位置検出の精度が急激に低下することにより誘導不能の状態となることを防止できる。
20

【0010】

上記態様においては、前記周波数設定部により設定された周波数近傍の交番磁界を前記磁気誘導コイルの位置に発生する交番磁界発生装置を備えることとしてもよい。

このようにすることで、磁気誘導コイルにより発生する交番磁界の周波数と、交番磁界検出装置により検出する交番磁界の周波数とをほぼ一致させることができ、検出感度をより向上することができる。
30

【0011】

また、上記態様においては、前記共振回路が、前記周波数設定部により設定された周波数近傍で駆動されることが好ましい。

このようにすることで、磁気誘導コイルの位置に交番磁界を供給し、磁気誘導コイルを含む共振回路の共振により大きな交番磁界を発生させる場合の他、共振回路自身を設定周波数で駆動することにより、同様にして、磁気誘導コイルにより発生する交番磁界の周波数と、交番磁界検出装置により検出する交番磁界の周波数とをほぼ一致させることができる。

【0012】

また、上記態様においては、前記共振回路が、自励発振回路を構成していることとしてもよい。
40

このようにすることで、共振回路は、該共振回路を構成する素子により定まる共振周波数の交番磁界を発生し、その共振周波数が外部磁界の状態によって変化するが、交番磁界検出装置により検出する交番磁界の周波数が周波数設定部により設定されるので、位置検出の精度が急激に低下することにより誘導不能の状態となることを防止できる。

【0013】

また、上記態様においては、前記周波数設定部が、医療装置の位置に発生する外部磁界の強度と検出周波数とを対応づけて記憶する記憶部を備え、前記交番磁界検出部により検出する交番磁界の周波数を、前記外部磁界の強度に基づいて前記記憶部から選択した検出周波数に設定することとしてもよい。
50

このようにすることで、外部磁界に対応する検出周波数を記憶部から読み出して、迅速に高い感度で交番磁界を検出し、位置検出の精度の急激な低下を防止することができる。

【0014】

また、上記態様においては、前記位置情報算出部により算出される位置情報が、医療装置の位置と方向とを含み、前記医療装置の位置における外部磁界の方向と医療装置の方向とに基づいて、前記外部磁界の方向と前記磁気誘導コイルにより発生される交番磁界の方向とのなす角である磁界角度を算出する磁界角度算出部を備え、前記周波数設定部が、前記磁界角度と検出周波数とを対応づけて記憶する記憶部を備え、前記交番磁界検出部により検出する交番磁界の周波数を、前記磁界角度に基づいて前記記憶部から選択した検出周波数に設定することとしてもよい。

10

【0015】

このようにすることで、磁界角度算出部の作動により外部磁界の方向と磁気誘導コイルにより発生される交番磁界の方向とのなす角である磁界角度が算出される。

磁界角度が変化すると、磁気誘導コイルの周波数特性が変化する。このため、交番磁界検出装置により検出される交番磁界の周波数を固定しておいたのでは、交番磁界の検出感度が急激に低下し、その結果、位置情報算出部により算出される医療装置の位置情報の精度が低下する。本態様によれば、磁界角度が変化するとこれに合わせて周波数設定部の作動により、交番磁界検出装置により検出する交番磁界の周波数が予め記憶されていた検出周波数に設定されるので、磁界角度に合わせて、迅速に高い感度で、交番磁界を検出でき、位置検出の精度が急激に低下することにより誘導不能の状態となることを防止できる。

20

上記態様においては、前記医療装置が、カプセル型医療装置、カテーテル型医療装置、内視鏡装置のいずれかであることとしてもよい。

【0016】

また、上記態様においては、前記医療装置が、外部磁界により該医療装置を誘導する磁石を内蔵し、前記周波数設定部は、前記磁石が前記磁気誘導コイルの位置に生成する磁界と、前記磁界発生装置が前記磁気誘導コイルの位置に生成する外部磁界との合成磁界に基づいて、前記交番磁界検出装置により検出する交番磁界の周波数を設定することとしてもよい。

このようにすることで、外部磁界を磁石に作用させ、該磁石を内蔵した医療装置を誘導することができる。この場合、磁気誘導コイルには外部磁界と磁石による磁界の両方が作用するため、これらの合成磁界に基づいて、磁気誘導コイルに作用させる交番磁界の周波数を設定することで、より適正に交番磁界の周波数を設定することができる。

30

【0017】

本発明の第2の態様は、上記位置検出システムと、前記医療装置の作動範囲の外部に配置され、前記医療装置内の前記磁石に対して作用させる外部磁界を発生する磁界発生装置と、該磁界発生装置により前記磁石に作用させる外部磁界を制御する磁界制御装置とを備える医療装置誘導システムである。

【0018】

本態様によれば、磁界発生装置の作動により医療装置の位置に外部磁界が発生され、該外部磁界が医療装置内の磁石に作用することにより、医療装置が外部磁界に従って誘導される。磁界発生装置は磁界制御装置により制御されるので、医療装置が、磁界制御装置により制御された外部磁界の方向に従って、誘導されることになる。この場合に、医療装置の位置に発生する外部磁界の状態によって医療装置内の共振回路の共振周波数が変動しても、上記位置検出システムの作動により、交番磁界検出装置による交番磁界の検出周波数が適正に設定されるので、医療装置の位置情報の検出精度を低下させることがなく、所望の位置および方向に誘導することができる。

40

【0019】

上記態様においては、前記磁界制御装置が、前記外部磁界の方向を回転させるよう磁界発生装置を制御することとしてもよい。

このようにすることで、磁界制御装置により外部磁界が回転磁界として医療装置に作用

50

し、医療装置が回転駆動される。

【0020】

また、上記態様においては、前記医療装置が、細長い挿入部と、該挿入部の外周面に配置され長手軸回りの回転運動を長手軸方向の推進運動に変換する螺旋機構とを備え、前記磁石が、前記長手軸に直交する方向に磁極を向けて配置されていることとしてもよい。

このようにすることで、長手軸回りに形成される回転磁界の作用により、医療装置が長手軸回りに回転運動させられ、螺旋機構の作用により医療装置の回転運動が推進運動に変換されて、医療装置を長手方向に誘導することができる。

【0021】

また、上記態様においては、前記磁界制御装置は、前記医療装置の方向と前記外部磁界の方向とのなす角が所定の角度より小さい場合に、前記外部磁界を停止するよう制御することとしてもよい。

医療装置の方向と外部磁界の方向とのなす角が所定角度より小さい場合には、外部磁界による医療装置の長手軸回りの回転が困難となるため、外部磁界を停止することで、不安定な誘導が行われることを防止できる。また、医療装置の方向と外部磁界の方向とのなす角が所定角度より小さい場合には、磁気誘導コイルの周波数特性が大きく変化している。このため、一旦、外部磁界を停止することにより、より正確な医療装置の位置および方向の検出ができ、安定した誘導へと復帰させることができる。

【0022】

また、上記態様においては、前記磁界発生装置が、任意方向の外部磁界を発生し、前記医療装置が、細長い挿入部を備え、前記磁石が、挿入部の長手軸に沿う方向に磁極を向けて配置されていることとしてもよい。

このようにすることで、外部磁界の方向に向かうように医療装置を制御することができ、その場合に、位置検出精度の急激な低下により不安定な誘導が行われることを防止することができる。

【0023】

また、上記態様においては、前記磁界発生装置が、勾配磁界を発生することとしてもよい。

勾配磁界内に配される磁気誘導コイルにおいては、その配置される位置に応じて外部磁界の強度が変化するため、外部磁界の強度に応じて周波数特性が変動する。本発明によれば、外部磁界の強度に応じて交番磁界の検出周波数が適正に設定されるので、医療装置の位置情報の検出精度の低下を防止することができる。

【0024】

本発明の第3の態様は、被検者の体内に導入され、磁性体コアを有する磁気誘導コイルを含み交番磁界信号を発生可能な共振回路と、誘導用の磁石とを備える医療装置に対し、外部磁界を作用させて誘導する際に医療装置の位置を検出する位置検出方法であって、前記医療装置の作動範囲の外部に、前記磁気誘導コイルにより発生された交番磁界を検出し、検出された交番磁界に基づいて前記医療装置の位置情報を算出し、算出された医療装置の位置情報に基づいて、前記医療装置の位置における外部磁界の強度を算出し、算出された外部磁界の強度に基づいて、検出する交番磁界の周波数を設定する医療装置の位置検出方法である。

【0025】

磁気誘導コイルに作用する外部磁界の強度が変化すると、磁気誘導コイルの周波数特性が変化する。このため、検出される交番磁界の周波数を固定しておいたのでは、交番磁界の検出感度が急激に低下し、その結果、算出される医療装置の位置情報の精度が低下する。本発明によれば、外部磁界の強度が変化するとこれに合わせて、検出する交番磁界の周波数が設定されるので、外部磁界の強度に合わせて適正な交番磁界の周波数を設定ことができ、位置検出の精度が急激に低下することにより誘導不能の状態となることを防止できる。

【0026】

本発明の医療装置の位置検出システム、医療装置誘導システムおよび医療装置の位置検出方法によれば、外部磁界の状況によって医療装置内の位置検出用の磁気誘導コイルの周波数特性が変動しても、その変動に合わせて、医療装置の作動範囲外における位置検出用の周波数を変更するので、検出精度を低下させることなく、正確な位置情報を検出することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】 本発明の第1の実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システムを示す概略図である。

。

【図2】 図1のカプセル内視鏡誘導システムの斜視図である。

10

【図3】 図1のカプセル内視鏡誘導システムのカプセル内視鏡に収容される共振回路の周波数特性を測定するための測定方法の一例を示す図である。

【図4】 図3の測定方法により測定された外部磁界の強度をパラメータとする周波数特性を示すグラフである。

【図5】 図3の測定方法により測定された外部磁界の強度をパラメータとする他の周波数特性を示すグラフである。

【図6】 図3の測定方法により測定された磁界角度をパラメータとする周波数特性を示すグラフである。

【図7】 図4および図5の周波数特性のピーク周波数をプロットして、プロット間を直線により接続したグラフである。

20

【図8】 図6の周波数特性のピーク周波数をプロットして、プロット間を直線により接続したグラフである。

【図9】 図1のカプセル内視鏡誘導システムの断面を示す概略図である。

【図10】 図1のカプセル内視鏡誘導システムのセンスコイル受信回路の回路構成を示す概略図である。

【図11】 図1のカプセル内視鏡誘導システムのカプセル内視鏡の構成を示す概略図である。

【図12A】 本発明の一実施形態に係るカプセル内視鏡の位置検出方法を説明するフローチャートである。

【図12B】 本発明の一実施形態に係るカプセル内視鏡の位置検出方法を説明するフローチャートである。

30

【図13】 ドライブコイルおよび磁気誘導コイルの配置関係を示す図である。

【図14】 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】 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16】 図11のカプセル内視鏡の変形例を示す概略図である。

【図17】 図11のカプセル内視鏡ないの誘導磁気発生部の構成を示す部分斜視図である。

。

【図18】 本発明の第2の実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システムを示す概略図である。

【図19】 図18のカプセル内視鏡誘導システムに用いられるカプセル内視鏡内の共振回路を示す図である。

40

【図20】 本発明の第3の実施形態に係る医療装置誘導システムを示す概略図である。

【図21】 図20の医療装置誘導システムの内視鏡装置の挿入部先端の構造を示す概略図である。

【図22】 図20の医療装置誘導システムの変形例を示す概略図である。

【図23】 図22の医療装置誘導システムの内視鏡装置の挿入部先端の構造を示す概略図である。

【図24】 本発明の第4の実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システムを示す概略図である。

【図25】 本発明の他の変形例を説明する共振回路の周波数特性を示すグラフである。

50

【図 2 6】本発明のカプセル内視鏡誘導システムに用いられるカプセル内視鏡の他の変形例を示す図である。

【符号の説明】

【0 0 2 8】

M 外部磁界

S 作動空間（作動範囲）

R 長手軸

θ 磁界角

1 0, 1 0 0, 1 2 0 カプセル内視鏡誘導システム（医療装置誘導システム）

2 0, 2 0' カプセル内視鏡（医療装置）

10

2 0" 挿入部（医療装置）

2 5 螺旋部（螺旋機構）

4 1, 4 1 A 芯部材（磁性体コア）

4 2 A 磁気誘導コイル

4 3 共振回路

4 3' 自励発振回路（共振回路）

4 5 永久磁石（磁石）

5 0, 5 0' 位置検出システム

5 0 A 位置検出装置（位置情報算出部）

20

5 1 ドライブコイル（交番磁界発生装置）

5 2 センスコイル（交番磁界検出装置）

7 0 磁気誘導装置（磁界発生装置）

7 3 磁界制御回路（磁界制御装置）

7 5 磁界決定部（外部磁界情報算出部）

7 6 磁界角度決定部（磁界角度算出部）

7 7 周波数設定部

7 8 記憶部

1 1 0 医療装置誘導システム

【発明を実施するための最良の形態】

30

【0 0 2 9】

（カプセル内視鏡誘導システム）

〔第 1 の実施形態〕

以下、本発明の第 1 の実施形態に係る医療装置の位置検出システム、検出方法および医療装置誘導システムについて図 1～図 1 4 を参照して説明する。

本実施形態における医療装置は、カプセル内視鏡 2 0 である。

【0 0 3 0】

図 1 は、本実施形態におけるカプセル内視鏡誘導システム（医療装置誘導システム） 1 0 の概略を示す図である。図 2 は、カプセル内視鏡誘導システム 1 0 の斜視図である。

カプセル内視鏡誘導システム 1 0 は、図 1 および図 2 に示すように、被検者 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内視鏡（カプセル型医療装置） 2 0 と、カプセル内視鏡 2 0 の位置を検出する位置検出システム 5 0 と、検出されたカプセル内視鏡 2 0 の位置および施術者の指示に基づきカプセル内視鏡 2 0 を誘導する磁気誘導装置 7 0 と、カプセル内視鏡 2 0 から送信された画像信号を表示する画像表示装置 8 0 とを備えている。

40

【0 0 3 1】

磁気誘導装置 7 0 は、図 1 に示すように、カプセル内視鏡 2 0 を駆動する平行な外部磁界（回転磁界）M を発生させる 3 軸ヘルムホルツコイルユニット（磁界発生装置、または、外部磁界発生装置） 7 1 と、3 軸ヘルムホルツコイルユニット 7 1 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 7 2 と、カプセル内視鏡 2 0 を駆動する外部磁界 M の方向を制御する磁界制御回路（磁界制御装置、または、外部磁界発生装置） 7 3 と、

50

施術者が入力したカプセル内視鏡 20 の進行方向を磁界制御回路 73 に出力する入力装置 74 とを備えている。

【0032】

本実施形態では、3 軸ヘルムホルツコイルユニット 71 と表記したが、ヘルムホルツコイルの条件を厳密に満たすものでなくてもよい。例えば、コイルは円形でなく、図 1 に示すように略四角をしていてもよく、対向するコイルの間隔も本実施形態の機能を満たす範囲でヘルムホルツコイルの条件から外れていても構わない。

【0033】

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（電磁石）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。

【0034】

また、ヘルムホルツコイル 71X, 71Y, 71Z は、その内部に略直方体状の空間 S を形成するように配置されている。空間 S は、図 1 に示すように、カプセル内視鏡 20 の作動空間（作動空間 S とも言う。）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。

【0035】

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。

磁界制御回路 73 には、後述する位置検出装置 50A（位置情報算出部）からカプセル内視鏡 20 の現在向いている方向（カプセル内視鏡 20 の長手軸 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内視鏡 20 の進行方向指示が入力されるようになっていいる。そして、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 にカプセル内視鏡 20 の回転位相データが出力され、また、各ヘルムホルツコイルドライバ 72X, 72Y, 72Z に供給する電流データが出力されるようになっていいる。

【0036】

また、本実施形態においては磁界制御回路 73 は、後述する磁界角度算出部 76 からの磁界角度 θ を受信して、磁界角度 θ が所定の角度よりも小さくなった場合に、ヘルムホルツコイルドライバ 72X, 72Y, 72Z への制御信号を停止し、外部磁界 M を消滅させるように設定されている。

【0037】

また、入力装置 74 としては、例えば、ジョイスティック（図示略）を備え、ジョイスティックを倒すことによりカプセル内視鏡 20 の進行方向を指示するようになっていいる。

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。

【0038】

本実施形態に係る位置検出システム 50 は、図 1 に示すように、カプセル内視鏡 20 内の後述する磁気誘導コイル 42A（図 11 参照。）に誘導磁界を発生させるための外部交番磁界を発生するドライブコイル 51（外部交番磁界発生装置）と、磁気誘導コイル 42A で発生した誘導磁界（交番磁界）を検知するセンスコイル（交番磁界検出装置）52 と、センスコイル 52 が検知した誘導磁界に基づいてカプセル内視鏡 20 の位置情報（位置および方向）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番磁界を制御する位置検出装置 50A とを備えている。

【0039】

位置検出システム 50 は、磁界制御回路 73 から出力されるヘルムホルツコイルドライ

バ7 2 X, 7 2 Y, 7 2 Zへの電流データと、前記位置検出装置5 0 Aから出力されるカプセル内視鏡2 0の位置データとに基づいて、カプセル内視鏡2 0の位置における外部磁界Mの強度および方向を算出する磁界決定部7 5（外部磁界情報算出部）と、該磁界決定部7 5により算出されたカプセル内視鏡2 0の位置における外部磁界Mの方向と、前記位置検出装置5 0 Aにより算出されたカプセル内視鏡2 0の方向とに基づいて、外部磁界Mの方向と磁気誘導コイル4 2 Aの方向（磁気誘導コイル4 2 Aにより発生される交番磁界の方向）とのなす角である磁界角度 θ を算出する磁界角度算出部7 6と、該磁界角度算出部7 6により算出された磁界角度 θ と前記磁界決定部7 5により算出された外部磁界Mの強度とに基づいて、カプセル内視鏡2 0内の共振回路4 3の共振周波数を推定するとともに検出周波数を決定する周波数設定部7 7とを備えている。前記磁界角度算出部7 6からは、前記磁界制御回路7 3に向けて、磁界角度 θ が逐次出力されている。 10

【0 0 4 0】

なお、本実施形態では位置検出システム5 0に磁界決定部7 5を設けたが、磁界制御回路7 3からカプセル内視鏡2 0の位置の外部磁界Mの強度および方向を位置検出システム5 0が直接受け取るように構成してもかまわない。このように構成することで、磁界決定部を省略することができる。

また、本実施形態では、外部磁界Mの方向と、カプセル内視鏡2 0の方向である磁気誘導コイル4 2 Aの方向のなす角を求める磁界角度 θ を求める磁界角度算出部7 6を設け、磁界角度と外部磁界Mの強度に基づいてドライブコイル5 1から発生する外部交番磁界の周波数を決定しているが、次のように周波数設定部7 7での動作を行ってもかまわない。 20
変形例としては、3軸ヘルムホルツコイルユニット7 1から発生する磁界強度を一定になるように制御する。このように制御すれば、磁界角度に基づいてドライブコイル5 1から発生する外部交番磁界の周波数を決定することができる。このように制御することで周波数設定部7 7の動作を単純化することができる。また、カプセル内視鏡2 0が生体による拘束が弱い場合には、磁界角度は常時9 0°に近い値に維持される。このような条件下では、磁界角度の情報は使わず外部磁界Mの強度のみに基づいてドライブコイル5 1から発生する外部交番磁界の周波数を決定することができる。このように制御することで周波数設定7 7部の動作を単純化することができる。

【0 0 4 1】

磁界決定部7 5にはビオザパールの法則に従い記述された各ヘルムホルツコイル7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Zが空間S内の点(X, Y, Z)に作る磁界の強度と方向を計算する式が格納されており、各ヘルムホルツコイル7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Zに流す電流値と、カプセル内視鏡2 0の座標とが入力されると、カプセル内視鏡2 0の位置に各ヘルムホルツコイル7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Zが生成する磁界の強度および方向を算出するようになっている。そして、各ヘルムホルツコイル7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Zが作る磁界を加算することにより、カプセル内視鏡2 0の位置に生成される外部磁界Mの強度および方向を求めることができるようになっている。 30

【0 0 4 2】

本実施形態においては、各ヘルムホルツコイル7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Zは対向コイルを形成しているため、カプセル内視鏡2 0の存在する空間Sでは略均一な強度の略平行な外部磁界Mが形成されるようになっている。このため、各ヘルムホルツコイル7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Zに流す電流と各ヘルムホルツコイル7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Zが生成する磁界との関係を表す関係式だけを磁界決定部7 5に格納しておき、磁界制御回路7 3から各ヘルムホルツコイル7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Zに流れる電流値を取得し、各ヘルムホルツコイル7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Zが生成している磁界の強度を求め（平行な外部磁界Mであるため各ヘルムホルツコイル7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Zの生成する磁界の方向は一定）、その値から現在生成されている外部磁界Mの強度および方向を求めるようにしてもよい。磁界制御回路から各ヘルムホルツコイル7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Zに流れる電流値を取得するタイミングは、位置検出装置5 0 Aが位置検出を行うタイミングとすると、より正確な外部磁界Mの強度と方向とを求めることができる。 40 50

【0043】

また、磁界制御回路73では、カプセル内視鏡20の過去の位置情報に基づいて、カプセル内視鏡20に作用させる外部磁界Mの強度および方向の時間との関係を求め、各ヘルムホルツコイルドライバ72X、72Y、72Zを制御して各ヘルムホルツコイル71X、71Y、71Zに磁界を発生させている。このため、僅かに過去のデータに基づいているが、カプセル内視鏡20の位置に生成する外部磁界Mの強度と方向を保有している。この方向情報を磁界制御回路73から磁界角度算出部76に直接送り、外部磁界Mの強度情報を磁界制御回路73から周波数設定部77に直接送ることで、磁界決定部75の機能を磁界制御回路73に持たせるように構成してもよい。このようにすることで、周波数設定部77で決定される周波数の誤差が僅かに増加する可能性はあるが、装置の小型化、計算の簡略化等の効果を得ることができる。

10

【0044】

ここで、外部磁界Mの状態とカプセル内視鏡20内の共振回路43の周波数特性の変化との関係について説明する。

図3に示されるように、ドライブコイル51からセンスコイル52に向かう方向にカプセル内視鏡20の方向（共振回路43の磁気誘導コイル42Aの方向）を整列させ、さらに、外部磁界Mの方向を同一方向に配置した状態（磁界角度 $\theta = 0^\circ$ ）で、外部磁界Mの強度を変化させ、ネットワークアナライザおよびアンプにより周波数をスイープさせて、外部磁界Mの強度を変化させたときのセンスコイル52における出力を測定した。その結果を図4に示す。

20

同様に、外部磁界Mの方向を直交させた状態（磁界角度 $\theta = 90^\circ$ ）で同様の測定を行ったときの、センスコイル52の出力の測定結果を図5に示す。

【0045】

また、図5の測定と同じ条件において、外部磁界Mの強度を（80Aに）固定して、カプセル内視鏡20の角度を磁界角度 $\theta = 0^\circ$ に向かって変化させたときのセンスコイル52の出力の測定結果を図6に示す。

これら図4～図6は、いずれも、センスコイル52において検出した共振回路43の周波数特性である。共振回路43の共振周波数においてセンスコイル52の出力がゼロになり、その前後に少し離れた周波数（ピーク周波数）において出力がピークとなっている。そして、センスコイル52の出力がゼロとなる共振回路43の共振周波数は、外部磁界Mの強度および磁界角度 θ に応じてシフトしていることがわかる。

30

【0046】

これらの結果から明らかなように、外部磁界Mに対するカプセル内視鏡20の方向を一定の方向に保持していても、外部磁界Mの強度が変動することにより、共振回路43の周波数特性が変動し、その共振周波数がシフトする。また、外部磁界Mの強度を一定に保持していても、磁界角度 θ が変動することにより、共振回路43の周波数特性が変動し、その共振周波数がシフトする。図6において出力が急激に低下しているのは、ドライブコイル51が発生する交番磁界に対して磁気誘導コイル42Aが角度を持ってしまい、磁気誘導コイル42Aを貫く磁束が減少し、磁気誘導コイル42Aが発生する誘導磁界が減少するためである。

40

【0047】

図7に、図4～図6の周波数特性におけるピーク周波数と外部磁界Mの強度との関係をプロットしたグラフを示す。また、図8に、図6の周波数特性のピーク周波数と磁界角度 θ との関係をプロットしたグラフを示す。

【0048】

次に、該周波数設定部77における周波数の設定方法について以下に説明する。

本実施形態においては、周波数設定部77が図4～図6に示される共振回路43の共振周波数および図7および図8に示すピーク周波数（検出周波数）を、外部磁界Mの強度および磁界角度 θ と対応づけて記憶する記憶部78を備えている。磁界決定部75により決定された外部磁界Mの強度および磁界角度算出部76により決定された磁界角度 θ が入力

50

されると、外部磁界Mの強度と磁界角度 θ とに基づいて、記憶部78に記憶されているデータが参照され、対応する共振周波数およびピーク周波数が読み出されるようになっている。

【0049】

データの記憶方法としては、第1に、例えば、マトリクス状に記憶する方法がある。すなわち、外部磁界Mの強度と磁界角度 θ とを2つのパラメータとして、各パラメータに対応する共振周波数およびピーク周波数を記憶する。これにより、外部磁界Mの強度と磁界角度 θ とが入力されると、それらに対応する最も近い共振周波数およびピーク周波数が選択される。この方法は簡単に周波数を求めることができる点で好ましいが、データ量が増えてしまう。

10

【0050】

第2の方法として、一定の磁界角度 θ 間隔ごとに外部磁界Mの強度と共振周波数およびピーク周波数との関係を表す近似式をデータとして記憶しておく方法がある。例えば、数1のように、磁界角度 θ の間隔を 5° として、外部磁界Mの強度と周波数との関係を示す関係式を作成する。

【0051】

【数1】

$$f(H) \big|_{\text{at}=0^\circ} = A_0 \times H^4 + B_0 \times H^3 + C_0 \times H^2 + D_0 \times H + E_0$$

20

$$f(H) \big|_{\text{at}=5^\circ} = A_5 \times H^4 + B_5 \times H^3 + C_5 \times H^2 + D_5 \times H + E_5$$

⋮

$$f(H) \big|_{\text{at}=90^\circ} = A_{90} \times H^4 + B_{90} \times H^3 + C_{90} \times H^2 + D_{90} \times H + E_{90}$$

30

【0052】

ここで、 A_0 、 B_0 、 C_0 、 D_0 、 E_0 、 A_5 、 B_5 、 C_5 、 D_5 、 E_5 、……、 A_{90} 、 B_{90} 、 C_{90} 、 D_{90} 、 E_{90} は定数、添え字は角度を示している。Hは外部磁界Mの強度、fは共振周波数またはピーク周波数を示す。この近似式は最小2乗法を使用して作成した多項式近似式である。この式を記憶部78に記憶した周波数設定部77は、入力された磁界角度 θ に最も近い角度において作成された近似式を使用することを決定し、そして、入力された外部磁界Mの強度を選択した式に代入することにより、共振周波数およびピーク周波数を求めることができる。

40

【0053】

さらに、第3の方法として、共振周波数またはピーク周波数と外部磁界Mの強度および磁界角度 θ との関係を表す近似式として、以下の近似式を作成してもよい。

【数 2】

$$f(\theta, H) = (A_{\theta} \times \theta^4 + B_{\theta} \times \theta^3 + C_{\theta} \times \theta^2 + D_{\theta} \times \theta + E_{\theta}) \times (A_H \times H^4 + B_H \times H^3 + C_H \times H^2 + D_H \times H + E_H)$$

10

【0054】

ここで、 A_{θ} 、 B_{θ} 、 C_{θ} 、 D_{θ} 、 E_{θ} 、 A_H 、 B_H 、 C_H 、 D_H 、 E_H は定数で、添字 θ は磁界角度算出部から得られる磁界角度 θ であり、添字 H は磁界決定部 75 から得られる外部磁界 M の強度を表している。磁界角度 θ および外部磁界 M の強度 H を代入すれば、共振周波数（またはピーク周波数） f を得ることができるようになっている。この式の決定方法の一例を以下に示す。

【0055】

実験で求められた磁界角度 θ_{mn} 、外部磁界 M の強度 H_{mn} 、共振周波数（またはピーク周波数） f_{mn} を用いて、下式に従い G を求める。添字 m は測定を表し、 n は測定回数（番号）を表す。

20

【数 3】

$$G = \sum (f_{mn} - f(\theta_{mn}, H_{mn}))^2$$

【0056】

この式を A_{θ} 、 B_{θ} 、 C_{θ} 、 D_{θ} 、 E_{θ} 、 A_H 、 B_H 、 C_H 、 D_H 、 E_H で偏微分することにより微分方程式を求め、その連立方程式を解くことで、これら定数 A_{θ} 、 B_{θ} 、 C_{θ} 、 D_{θ} 、 E_{θ} 、 A_H 、 B_H 、 C_H 、 D_H 、 E_H を決定することができる。また、クロスタームを含む 2 次偏微分まで求め、Newton 法などの繰り返し収束計算を行わせることにより各定数 A_{θ} 、 B_{θ} 、 C_{θ} 、 D_{θ} 、 E_{θ} 、 A_H 、 B_H 、 C_H 、 D_H 、 E_H を決定してもよい。

30

【0057】

位置検出装置 50 A からドライブコイル 51 までの間には、図 1 に示されるように、位置検出装置 50 A からの出力に基づき交流電流を発生させる信号発生回路 53 と、位置検出装置 50 A からの出力に基づき信号発生回路 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 A 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。

40

信号発生回路 53 は、設定された周波数の正弦波信号または設定された複数の周波数の正弦波信号を重ね合わせて波形の信号を発生するようになっている。

【0058】

センスコイル 52 から位置検出装置 50 A までの間には、位置検出装置 50 A からの出力に基づきセンスコイル 52 からのカプセル内視鏡 20 の位置情報などを含んだ交流電流から振幅値を抽出し位置検出装置 50 A へ出力するセンスコイル受信回路 57 が配置されている。

【0059】

前記周波数設定部 77 により設定された共振周波数は、位置検出装置 50 A に送られて

50

、信号発生回路 5 3 から出力する交番磁界の周波数を共振周波数に一致させるようになっている。また周波数設定部 7 7 により決定されたピーク周波数は、センスコイル受信回路 5 7 にも送られ、センスコイル 5 2 により受信する交番磁界の周波数をピーク周波数に設定するようになっている。

【0060】

共振回路 4 3 の磁気誘導コイル 4 2 A が一種類で、個体差が小さい場合には、プリセットデータとして記憶部 7 8 に記憶しておけばよい。また、磁気誘導コイル 4 2 A が複数種類存在し、個体差が小さい場合には、プリセットデータとして記憶部 7 8 に複数種類のデータを記憶しておき、磁気誘導コイル 4 2 A の種類を示す識別データを手動またはコード読み取り装置により読み取ることで、適切なプリセットデータを選択してもよい。

10

また、磁気誘導コイル 4 2 A の個体差が大きいときは、データをカプセル内視鏡のパッケージに記載された識別コードとして保持させておき、使用時にパッケージのコードを読み取り装置で読み取ることでよい。さらに、データはコードとして記録される以外に、RFID やカプセル内視鏡に格納されているメモリ内に記載しておいてもよい。

【0061】

図 9 は、カプセル内視鏡誘導システム 1 0 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 9 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。

20

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。

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。

【0062】

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、カプセル内視鏡 2 0 の作動空間 S 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合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、位置検出システム 5 0

30

全体には 2 7 個のセンスコイル 5 2 が備えられている。

センスコイル 5 2 の位置は、ヘルムホルツコイル 7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Z と同一平面上にあってもよいし、外側にあってもよく、自由に配置して構わない。

【0063】

図 1 0 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 1 0 に示すように、センスコイル 5 2 に入力されたカプセル内視鏡 2 0 の位置情報を含む誘導磁界に基づく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、帯域制限部) 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。

40

【0064】

ここで、ハイパスフィルタ (HPF) 5 9 は、ヘルムホルツコイル 7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Z で発生する回転磁界によりセンスコイル 5 2 に誘導される低周波信号を除去する役割も兼ねている。これにより、磁気誘導装置 7 0 を動作させた状態で位置検出システム 5 0 を正常に動作できる状態にしている。

【0065】

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

50

置された抵抗67と、一対の配線66A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66Bと、配線66B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68とから構成されている。プリアンプ60は一対の配線66Aにそれぞれ配置され、プリアンプ60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61に入力されるようになっている。メモリ65は、9つのセンスコイル52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50Aへ出力している。

【0066】

また、これとは別に、コモンモードのノイズを除去できるコモンモードフィルタを設けても構わない。

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63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。

また、検出される交流電圧の波形は、磁気誘導コイル42Aの有無、位置により、ドライブコイル51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。

【0067】

画像表示装置80は、図1に示すように、カプセル内視鏡20から送信された画像情報を受信する画像受信回路81と、受信された画像情報および磁界制御回路73からの信号に基づいて画像を表示する表示部82とを備えている。

画像表示装置80においては、図1に示すように、画像受信回路81がカプセル内視鏡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により表示されるようになっている。

また、表示部82は、磁界制御回路73から入力されるカプセル内視鏡20の回転位相データに基づき、カプセル内視鏡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するようになっている。

【0068】

図11は、カプセル内視鏡20の構成を示す概略図である。

カプセル内視鏡20は、図11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1の体腔内管路の内壁面を撮像する撮像部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により交番磁界を発生させる誘導磁界発生部40と、磁気誘導装置70で発生する外部磁界Mを受け、カプセル内視鏡20を駆動する永久磁石（磁石）45とを備えている。

【0069】

外装21は、カプセル内視鏡20の長手軸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。

【0070】

また、外装21の本体の外周面には、長手軸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。

磁気誘導装置70で発生させた回転する外部磁界Mを受け、永久磁石45が回転させられると、本体22とともに螺旋部25が長手軸R回りに回転させられる結果、螺旋部25により本体22の長手軸R回りの回転運動が長手軸Rに沿う方向の直線運動に変換され、管腔内でカプセル内視鏡20を長手軸R方向に誘導することができるようになっている。

【0071】

撮像部30は、長手軸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1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 3 4 と、画像信号を画像表示装置 8 0 に発信する無線素子 3 5 とを備えている。

【0072】

信号処理部 3 4 は、基板 3 6 A、3 6 B、3 6 C、3 6 D およびフレキシブル基板 3 7 A、3 7 B、3 7 C を介して電池 3 9 に電氣的に接続されているとともに、基板 3 6 A を介してイメージセンサ 3 1 と電氣的に接続され、基板 3 6 A、フレキシブル基板 3 7 A および支持部材 3 8 を介して LED 3 3 と電氣的に接続されている。また、信号処理部 3 4 は、イメージセンサ 3 1 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 3 5 から外部に送信するとともに、後述するスイッチ部 4 6 から 10

【0073】

イメージセンサ 3 1 は、先端部 2 3 およびレンズ群 3 2 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 3 4 へ出力している。このイメージセンサ 3 1 としては、例えば、CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）や CCD を用いることができる。

LED 3 3 は基板 3 6 A より先端部 2 3 側に配置された支持部材 3 8 に、長手軸 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。

【0074】

永久磁石 4 5 は、信号処理部 3 4 の後端部 2 4 側に配置されている。永久磁石 4 5 は、長手軸 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（磁極）を有するよう 20

に配置または着磁されている。永久磁石 4 5 の後端部 2 4 側には、基板 3 6 B 上に配置されたスイッチ部 4 6 が備えられている。スイッチ部 4 6 は赤外線センサ 4 7 を有し、基板 3 6 B およびフレキシブル基板 3 7 A を介して信号処理部 3 4 と電氣的に接続されているとともに、基板 3 6 B、3 6 C、3 6 D およびフレキシブル基板 3 7 B、3 7 C を介して電池 3 9 と電氣的に接続されている。

【0075】

また、スイッチ部 4 6 は長手軸 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 4 7 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 4 6 が 4 つ配置されている例を説明するが、スイッチ部 4 6 の数は 4 つ 30

【0076】

スイッチ部 4 6 の後端部 2 4 側には、電池 3 9 が基板 3 6 C、3 6 D に挟まれて配置されている。

基板 3 6 D の後端部 2 4 側の面には無線素子 3 5 が配置されている。無線素子 3 5 は、基板 3 6 A、3 6 B、3 6 C、3 6 D およびフレキシブル基板 3 7 A、3 7 B、3 7 C を介して信号処理部 3 4 と電氣的に接続されている。

【0077】

無線素子 3 5 の後端部 2 4 側に配置された誘導磁界発生部 4 0 は、中心軸が長手軸 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（磁性体コア）4 1 と、芯部材 4 1 の外周部に配置された磁気誘導コイル 4 2 A と、磁気誘導コイル 4 2 A と電氣的に接続され、共振回路 4 3 を形成するコンデンサ 4 2 B（図 1 1 に図示せず）とから形成されている。 40

芯部材 4 1 はフェライトの他、磁性材料が適しており、鉄、ニッケル、パーマロイ、コバルトなどを使用することもできる。

【0078】

このように構成された本実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム 1 0 の作用について、図 1 2 A および図 1 2 B を参照して以下に説明する。

本実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム 1 0 を用いて被件者の体腔内においてカプセル内視鏡 2 0 を誘導し、体腔内の画像を取得するには、まず、図 2 に示されるように 50

、被検者1を位置検出システム50および磁気誘導装置70内部の空間Sに横臥した状態に配置する（ステップS1）。次いで、カプセル内視鏡20の赤外線センサ47に図示されない赤外線発生装置で赤外線を当て、カプセル内視鏡20の電源を入れる（図12Aでは省略）。そして、カプセル内視鏡20を被検者1の口部または肛門から体腔内に投入する（ステップS2）。

【0079】

この状態で、位置検出システム50の作動により、投入されたカプセル内視鏡20の位置および方向が検出される（ステップS3）。次いで、磁界制御回路73の作動により、カプセル内視鏡20の長手軸Rに直交する方向に外部磁界Mが発生するように、ヘルムホルツコイルドライバ72X、72Y、72Zが制御される（ステップS4）。 10

【0080】

そして、施術者が入力装置74を操作の有無が判定され（ステップS5）、操作されない場合には、上記ステップS3～S5が繰り返される。一方、入力操作された場合には、それが終了を指示する入力であるか否かが判定された後（ステップS6）、終了指示ではない場合には、入力装置74による入力に従って、カプセル内視鏡20の方向を変更し、あるいは、カプセル内視鏡20をその長手軸R回りに回転させる外部磁界Mが発生するように、磁界制御回路73によりヘルムホルツコイルドライバ72X、72Y、72Zが制御される（ステップS7）。

【0081】

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たカプセル内視鏡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。 20

【0082】

この場合において、本実施形態によれば、位置検出装置50Aによりカプセル内視鏡20の位置および方向が算出され（ステップS9）、位置検出システム50に設けられた磁界決定部75により、位置検出装置50Aから送られてくるカプセル内視鏡20の位置データと、磁界制御回路73から送られてくる外部磁界Mを生成するための各ヘルムホルツコイル71X、71Y、71Zに流す電流データとに基づいて、外部磁界Mの強度および方向が決定される。 30

【0083】

また、位置検出装置50Aから送られてくるカプセル内視鏡20の方向データと、磁界決定部75から送られてくる外部磁界Mの方向データとに基づいて、磁界角度算出部76により、外部磁界Mと磁気誘導コイル42Aにより誘導される交番磁界とのなす角である磁界角度 θ が算出される（ステップS10）。

【0084】

この場合において、磁界角度 θ が所定の角度より小さいか否かが判断され（ステップS11）、小さい場合、すなわち、外部磁界Mと交番磁界とのなす角が 90° から大きく減少している場合には、外部磁界Mの発生が停止される（ステップS12）。これにより、外部磁界Mの回転軸とカプセル内視鏡20の長手軸Rとが大きくずれた状態でカプセル内視鏡20が回転駆動されることを未然に防止することができる。 40

【0085】

すなわち、外部磁界Mを停止することで、共振回路43は、本来の（外部磁界Mのない状態での）共振周波数またはピーク周波数により位置検出させることができるようになるので、正確な位置検出が可能となる。そこで、再度入力装置74からの入力があったときに発生させる外部磁界Mの方向をカプセル内視鏡の長手軸Rに直交する方向に配されるように設定し（ステップS4）、入力装置74からの入力を確認（ステップS5、S6）した後、外部磁界Mを回転させる（ステップS8）。これにより、外部磁界Mの回転軸とカプセル内視鏡20の長手軸Rとがほぼ一致する状態で回転駆動されるので、カプセル内視鏡20をブレなく安定して回転駆動し、適正に推進することができる。 50

【0086】

そして、入力装置74からカプセル内視鏡20の方向を変更する入力を行うと、外部磁界Mの方向が変更される。カプセル内視鏡20の拘束が弱いときには、外部磁界Mの方向に永久磁石45の方向が一致するようにカプセル内視鏡20の方向が変更される。体腔内壁等によるカプセル内視鏡20の拘束が強いときには、外部磁界Mの方向とカプセル内視鏡20の長手軸Rの方向とが直交状態からずれ、磁界角度 $\theta < 90^\circ$ となるため、このずれに従って、カプセル内視鏡20が方向を変更するためのトルクが発生する。そして、拘束力よりもトルクが大きくなったところで、カプセル内視鏡20が方向を変更する。拘束力が大きく、カプセル内視鏡20が方向を変更できないときは、磁界角度 θ が所定角度よりも小さくなるので、再度ステップS11に進行して、動作を再度リセットすることになる。 10

【0087】

磁界角度 θ が所定の角度より大きく 90° に近い場合には、磁界決定部75から出力される外部磁界Mの強度と、磁界角度算出部76から出力される磁界角度 θ とに基づいて、記憶部78に記憶されている共振周波数および／またはピーク周波数が読み出され、位置検出装置50Aおよびセンスコイル受信回路57に送られる（ステップS13）。 20

位置検出装置50Aは、信号発生回路53に対して、発生すべき交流信号の周波数として上記により送られてきた共振周波数を出力する。そして、信号発生回路53は、位置検出装置50Aから送られてきた共振周波数に一致する周波数の交流信号をドライブコイルドライバ54に出力する。ドライブコイルドライバ54が発生する交流信号がわずかに共振周波数からずれたとしてもある程度の効果は得ることができる。例えば、共振周波数が20.04kHzであり、信号発生回路53が発生できる周波数が、19.9kHz、20kHz、20.1kHzと100Hz刻みであった場合、信号発生回路53が発生する周波数を20kHzに設定すればよい。この場合、正確に共振周波数に合わせこんだ場合と略同じ効果を得ることができる。 30

【0088】

交流信号は、ドライブコイルドライバ54において増幅され、交流電流として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50A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、カプセル内視鏡20の作動空間Sに交番磁界を形成する。 30

【0089】

形成された交番磁界は、センスコイル52およびカプセル内視鏡20内の磁気誘導コイル42Aに誘導起電力を発生させる。この場合に、センスコイル52には、ドライブコイル51による交番磁界と磁気誘導コイル42Aに誘導された交番磁界の両方が作用し、対応する交流電圧がセンスコイル52に発生する。

【0090】

磁気誘導コイル42Aはコンデンサ42Bとともに共振回路43を形成しているので、交番磁界の周波数が共振回路43の共振周波数と一致すると、共振回路43（磁気誘導コイル42A）に発生する誘導起電力は大きくなり、形成される交番磁界も強くなる。さらに、磁気誘導コイル42A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、磁場が芯部材41に集められ易く、誘導される交番磁界はさらに強くなる。 40

【0091】

センスコイル52に発生した交流電圧は、センスコイル受信回路57に入力され、交流電圧の振幅値が抽出される。

センスコイル受信回路57に入力された上記交流電圧は、まずハイパスフィルタ59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60により増幅される。その後、バンドパスフィルタ61により高周波が取り除かれ、アンプ62により増幅される。 50

【0092】

この場合において、本実施形態においては、バンドパスフィルタ61の透過周波数が、上記位置検出装置50Aから送られてきたピーク周波数となるように調整される。

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63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64によりデジタル信号化され、メモリ65に格納された後に、位置検出装置50Aに送られる。

【0093】

そして、位置検出装置50Aは、センスコイル受信回路57から送られてきた各センスコイル52の出力に基づいてカプセル内視鏡20の位置および向きを演算する。

具体的には、位置検出装置50Aは、選定されたセンスコイル52から得られた交番磁界の振幅に基づいて、カプセル内視鏡20の位置、方向および磁界の強度に係る連立方程式を解くことによりカプセル内視鏡20の位置および方向を算出する。 10

【0094】

そして、施術者により入力装置74から終了指示が入力されたか否かが判定され（ステップS14）、入力されない場合には、上記ステップS8～S14が繰り返され、終了指示が入力された場合には、動作を中断して位置検出動作および誘導動作が終了される。

【0095】

カプセル内視鏡20の位置および方向の情報としては、例えば、X、Y、Zの位置座標、カプセル内視鏡20の長手軸の方向（2つの角度）、および、磁気誘導コイル42Aが形成した誘導磁気の強さの6つの情報が挙げられる。 20

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52からの出力が必要となる。

【0096】

センスコイル52の個数は、本実施形態では6個以上あればよいが、10個から15個程度とすると、位置計算誤差を小さく抑えられる。また、センスコイル52の選定方法は、カプセル内視鏡20の位置および向きに基づいて、磁気誘導コイル42Aから発生した交番磁界による全てのセンスコイル52の出力を計算で求め、出力の大きなセンスコイル52を必要な数だけ選定するようにしてもよい。

【0097】

また、算出されたカプセル内視鏡20の位置および向きのデータを他の装置や、表示部82に出力してもよい。 30

また、位置検出装置50Aは、上述の制御と並行して、交番磁界を形成するドライブコイル51を選定し、ドライブコイルセクタ55に対して選定したドライブコイル51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51の選定方法は、図13に示すように、ドライブコイル51から磁気誘導コイル42Aを結ぶ直線（ドライブコイル51の向き）と磁気誘導コイル42Aの中心軸線（カプセル内視鏡20の長手軸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、磁気誘導コイル42Aにおいて作用する磁界の方向が一次独立となるよう配置され、図14に示すように、3つのドライブコイル51のいずれか、または複数に交流電流を供給するように選定されている。 40

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角と、磁気誘導コイル42A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。

【0098】

上述のように、ドライブコイルセクタ55を用いて交番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、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。

また、上述のように、ドライブコイル51を3つ選択して交番磁界を形成してもよいし、図15に示すように、全てのドライブコイル51により交番磁界を発生させてもよい。

【0099】

ここで、ドライブコイル51を切り替える動作について、より具体的に説明する。

ドライブコイル51を切り替える動作は、ドライブコイル51が発生した交番磁界の方向と、磁気誘導コイル42Aの向きが、カプセル内視鏡20の位置で垂直になってしまうと、磁気誘導コイル42Aにより誘導される交番磁界が小さくなってしまい位置検出の精度が落ちるなどの問題が発生する可能性が生じることの対策として行われる。

【0100】

磁気誘導コイル42Aの方向、すなわちカプセル内視鏡20の方向は、位置検出装置50Aの出力から知ることができる。また、ドライブコイル51がカプセル内視鏡20の位置に作る交番磁界の方向は計算により求めることができる。

よって、カプセル内視鏡20の向きと、ドライブコイル51がカプセル内視鏡20の位置に作る交番磁界の方向のなす角度は計算で求めることができる。 10

【0101】

同様に異なる位置および向きに配置されたそれぞれのドライブコイル51の発生する交番磁界のカプセル内視鏡20の位置における方向もそれぞれ計算で求めることができ、同様に、カプセル内視鏡20の向きと、それぞれのドライブコイル51がカプセル内視鏡20の位置に作る交番磁界の方向とのなす角度は計算で求めることができる。

これにより、カプセル内視鏡20の向きと、ドライブコイル51がカプセル内視鏡20の位置に作る交番磁界の方向とのなす角度が鋭角な関係にあるドライブコイル51を選択することで、磁気誘導コイル42Aから発生する交番磁界を大きく保つことができ、位置検出を行うにあたり良好な状態を保つことができる。 20

【0102】

ドライブコイル51を選択するには、まず、ドライブコイル51がカプセル内視鏡20の位置に作る交番磁界の方向を計算により求める。次に、カプセル内視鏡20の向きと、ドライブコイル51がカプセル内視鏡20の位置に作る交番磁界の方向のなす角度を計算する。

同様に異なる位置および向きに配置されたそれぞれのドライブコイル51の発生する交番磁界のカプセル内視鏡20の位置における方向をそれぞれ計算する。同様に、カプセル内視鏡20の向きと、それぞれのドライブコイル51がカプセル内視鏡20の位置に作る交番磁界の方向のなす角度を計算する。 30

【0103】

これらの計算結果より、カプセル内視鏡20の向きと、ドライブコイル51がカプセル内視鏡20の位置に作る交番磁界の方向のなす角度が最も鋭角な関係にあるドライブコイル51を選択する。このようにドライブコイル51を選択することで、磁気誘導コイル42Aから発生する交番磁界を大きく保つことができ、位置検出を行うにあたり良好な状態を保つことができる。

【0104】

以上のようにドライブコイル51を選択することで、常に、磁気誘導コイル42Aよりできるだけ大きな交番磁界が発生する条件で、磁気誘導コイル42Aが発生した交番磁界を効率よくセンスコイルで52で検出することができるため、カプセル内視鏡20（磁気誘導コイル42A）の位置計算に使用するデータ量を精度を損なわず少なくすることができる。よって、計算量を少なくすることができ、システムの安価に構成できる。システムを高速化できるなどの効果が発生する。 40

【0105】

また、ドライブコイル51の選択において、2つ以上のドライブコイル51を選択するようにしても構わない。その場合は、選択された全てのドライブコイル51が、カプセル内視鏡20（磁気誘導コイル42A）の位置に作り出す交番磁界を計算し、その合成された交番磁界の方向と、カプセル内視鏡20（磁気誘導コイル42A）の方向とが、鋭角の関係になるようにそれぞれのドライブコイル51の出力を調整する。

【0106】

また、ドライブコイル51の作り出すカプセル内視鏡20（磁気誘導コイル42A）の 50

位置の交番磁界の強度が、一定もしくは、ある範囲に収まるように、ドライブコイル 5 1 の出力を調整してもよい。

このようにすれば、磁気誘導コイル 4 2 A から発生する交番磁界をより安定して出力できるようにする。これにより、より正確でより効率的な位置検出を実現することができる。

【0107】

また、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 を介して磁界制御回路 7 3 へカプセル内視鏡 2 0 に誘導方向を入力する。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 A から入力されるカプセル内視鏡 2 0 の方向（長手軸方向）に基づいて、カプセル内視鏡 2 0 にかかる外部磁界 M 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。

【0108】

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。

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、磁界制御回路 7 3 が決定した平行な磁界方向を有する外部磁界 M が形成される。 20

【0109】

カプセル内視鏡 2 0 には、永久磁石 4 5 が搭載されており、該永久磁石 4 5 に外部磁界 M が作用して生ずる力およびトルクにより、カプセル内視鏡 2 0 の姿勢（長手軸 R 方向）が制御される。また、外部磁界 M の回転周期は 0 Hz から数 Hz 程度に制御されるとともに、外部磁界 M の回転方向を制御することにより、カプセル内視鏡 2 0 の長手軸 R 回りの回転方向が制御され、カプセル内視鏡 2 0 の進行方向および進行速度が制御される。

【0110】

カプセル内視鏡 2 0 は、図 1 1 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。 30

【0111】

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。

【0112】

また、外装 2 1 の外周に配置された螺旋部 2 5 により、カプセル内視鏡 2 0 は長手軸 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、長手軸 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。したがって、カプセル内視鏡 2 0 の長手軸 R 回りの回転方向を制御することにより、カプセル内視鏡 2 0 に作用する推進力の方向を制御することができる。 40

【0113】

このように、本実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム 1 0 によれば、カプセル内視鏡 2 0 に作用する外部磁界 M である回転磁界の強度および方向が変化し、それに伴って、カプセル内視鏡 2 0 内の共振回路 4 3 の周波数特性が変動しても、外部磁界 M の強度および磁界角度 θ に基づいて予め記憶部 7 8 に記憶されている共振周波数およびピーク周波 50

数が逐次呼び出され、センスコイル52により検出する周波数として呼び出されたピーク周波数が設定されるので、検出感度の低下を防止することができる。また、ドライブコイル51により発生される交番磁界の周波数も上記により呼び出された共振周波数に設定されるので、外部磁界Mの強度等の状態にかかわらず、カプセル内視鏡20内の共振回路43を共振状態に維持することができ、より大きな交番磁界を発生させて、検出感度を向上することができる。

【0114】

その結果、カプセル磁気誘導コイル42Aの共振周波数を調節する素子等を搭載する必要がなくなり、カプセル型医療装置20を小型化できる。あるいは、共振周波数を調節するために、磁気誘導コイル42Aとともに共振回路43を構成するコンデンサ42B等の素子を選択、あるいは調節する必要がなくなり、カプセル型医療装置20の生産コストの増大を防止できる。

【0115】

また、バンドパスフィルタ61が、位置検出装置50Aから送られてきたピーク周波数に基づいて、センスコイル52の出力周波数の帯域を制限できるため、共振周波数帯域のセンスコイル52の出力に基づいて、カプセル型医療装置20の位置および向きを算出することができ、算出に要する時間を短縮できる。

【0116】

カプセル内視鏡20の磁気誘導コイル42A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番磁界を作用させている。そのため、磁気誘導コイル42Aの方向にかかわらず、少なくとも1方向からの交番磁界により磁気誘導コイル42Aに交番磁界を誘導することができる。

その結果、カプセル内視鏡20の方向（長手軸R方向）にかかわらず、常に磁気誘導コイル42Aに交番磁界を発生させることができ、センスコイル52により交番磁界を常に検知することができ、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。

【0117】

また、センスコイル52がカプセル内視鏡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、検知可能な強度の交番磁界が働き、常にセンスコイル52が交番磁界を検知することができる。

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、カプセル内視鏡20のX、Y、Z座標、カプセル内視鏡20の長手軸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、および、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。

【0118】

ドライブコイル51とセンスコイル52とがカプセル内視鏡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。

【0119】

カプセル内視鏡20に搭載された永久磁石45に作用させる外部磁界Mの方向を制御することにより、永久磁石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、カプセル内視鏡20の位置を検出することができ、カプセル内視鏡20を所定の位置に誘導することができる。したがって、検出されたカプセル内視鏡20の位置に基づき、カプセル内視鏡20を正確に誘導することができるという効果を奏する。

【0120】

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71X、71Y、71Zから発生する外部磁界M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71X、71Y、71Zの内側に発生する外部磁界Mの方向を所定の方向に制御することができる。そのため、カプセル内視鏡20に対して所定方向の平行な外部磁界Mを作用させ

ることができ、カプセル内視鏡 20 を所定方向に移動させることができる。

また、ヘルムホルツコイル 71 X, 71 Y, 71 Z の内側の空間 S は、被検者 1 を配置可能な空間であって、その空間 S 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。

【0121】

また、画像表示装置 80 は、カプセル内視鏡 20 の長手軸 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、あたかもカプセル内視鏡 20 が長手軸 R 回りに回転することなく長手軸 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。

10

【0122】

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内視鏡 20 を誘導する場合、表示される画像がカプセル内視鏡 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方が、施術者に見易く、カプセル内視鏡 20 を所定位置に誘導させ易い。

【0123】

本実施形態においては、図 11 に示される構造のカプセル内視鏡装置を例示したが、これに代えて、図 16 および図 17 に示されるように、カプセル内視鏡 20 A の外装 21 内部に、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、永久磁石 45 の順に配置してもよい。

20

図 16 において、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。

【0124】

誘導磁気発生部 43 A は、図 16 および図 17 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磁気誘導コイル 42 A と、芯部材 41 A および磁気誘導コイル 42 A の間に配置されたパーマロイ膜 41 B と、磁気誘導コイル 42 A と電氣的に接続され、共振回路 43 を形成するコンデンサ 42 B (図示せず) とから形成されている。

30

【0125】

パーマロイ膜 41 B は、図 16 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 41 B を芯部材 41 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 41 A と磁気誘導コイル 42 A との間にパーマロイ膜 41 B を配置することにより、誘導磁気発生部 43 A において発生する交番磁界の強度を向上させることができる。

【0126】

また、本実施形態においては、共振回路 43 の共振周波数およびピーク周波数を記憶部 78 に記憶することとしたが、これに代えて、共振周波数のみを記憶し、ピーク周波数は共振周波数から求めることにしてもよい。

40

さらに、本実施形態では磁気誘導コイル 42 A に磁性体コア 41 を用いた実施例を示した。共振回路 43 の共振周波数の変化は磁性体コア 41 の外部磁界による特性の変化が 1 つの原因になっているが、磁性体コア 41 を用いずに空芯コイルを用いた場合にも同様に共振周波数が変化する現象が発生する可能性がある。これは、カプセル型医療装置 20 の電気回路がありそれに含まれる磁性体が外部磁界の影響を受けそれにより共振回路の共振周波数が変化するために起こる。このような場合でも、本実施形態で示したように、磁界角度と外部磁界 M の強度に基づき周波数設定部 77 で位置検出システム 50 で使用する周波数を決定すれば同様の効果を得ることができる。また、カプセル内視鏡 20 の部品の中

50

で磁性体としては電池を例にすることができる。

【0127】

また、本実施形態では、カプセル内視鏡20が磁石を搭載し外部磁界により誘導される例を示したが、カプセル内視鏡20には磁石を搭載しておらず、第2のカプセル内視鏡が磁石を搭載され第2のカプセル内視鏡のみが誘導される構成としてもカプセル内視鏡の共振回路の共振周波数に基づき周波数設定部77が位置検出システム50で使用する周波数を決定することができるので、本実施形態は動作可能である。この場合でも、カプセル内視鏡の位置を正確に検出できるという効果を同様に得ることができる。この場合、本システムは医療装置の位置検出システムとして動作する。

【0128】

10

〔第2の実施形態〕

次に、本発明の第2の実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム100について、図18および図19を参照して説明する。

本実施形態の説明において、上述した第1の実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム10と構成を共通とする箇所には同一符号を付して説明を省略する。

【0129】

本実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム100の基本構成は、第1の実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム10と同様であるが、カプセル内視鏡20'内の共振回路43'および位置検出システム50'の構成において相違している。

図17は、本実施形態におけるカプセル内視鏡誘導システム100の概略を示す図である。 20

【0130】

本実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム100においては、カプセル内視鏡20'内に備えられている共振回路43'が、図18に示されるように電源に接続されたアンプ42Cを備える自励発振回路を構成している。したがって、本実施形態においては、共振回路43'は電源のエネルギーを使用して、磁気誘導コイル42Aのインダクタンスおよびコンデンサ42Bのキャパシタンスによって定まる共振周波数で自ら交番磁界を発生するようになっている。

【0131】

また、本実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム100においては、上述したように、カプセル内視鏡の共振回路43'が自励発振回路により構成されているため、第1の実施形態におけるように、共振回路43'を共振させるための交番磁界を外部から供給する必要がない。したがって、図17に示されるように、位置検出システム50'が、位置検出装置50Aに接続するドライブコイル51、信号発生回路53、ドライブコイルドライバ54およびドライブコイルセクタ55を備えていない。 30

【0132】

本実施形態に係るカプセル内視鏡の位置検出システム50'によれば、カプセル内視鏡20'の位置における外部磁界Mの強度および磁界角度 θ に応じて、予め記憶されていた周波数が読み出され、位置検出装置50Aからセンスコイル受信回路57にフィードバックされるので、外部磁界Mの強度および磁界角度 θ に応じてカプセル内視鏡20'内の自励発振回路の共振周波数が変動しても、その変動後の共振周波数で共振回路43'が共振して発生する交番磁界を検出することができる。したがって、検出感度の低下を防止することができる。そして、このような位置検出システム50'を備えるカプセル内視鏡誘導システム100によれば、カプセル内視鏡20'の位置および方向を精度よく検出でき、したがって、カプセル内視鏡20'の動作を不安定にすることなく、適正に誘導することができる。 40

【0133】

また、本実施形態によれば、共振回路43'が発生する交番磁界は磁気誘導コイル42Aのインダクタンスおよびコンデンサ42Bキャパシタンスに依存しているので、第1の実施形態と比較すると、検出感度においては劣るが、ドライブコイル51等を設けなくて 50

済むので誘導システム 100 を簡易に構築することができるという利点がある。

【0134】

〔第3の実施形態〕

次に、本発明の第3の実施形態に係る医療装置誘導システム 110 について、図 20 および図 21 を参照して説明する。

本実施形態に係る医療装置誘導システム 110 は、図 20 に示されるように、第1の実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム 10 のカプセル内視鏡 20 に代えて、体腔内に導入される細長い挿入部 20'' を有する内視鏡装置を誘導するシステムである。

【0135】

内視鏡装置の挿入部 20'' 先端には、図 21 に示されるように、第1の実施形態と同様の共振回路 43 を構成する磁気誘導コイル 42A およびコンデンサ 42B と、永久磁石 45 とが配置されている。磁気誘導コイル 42A には、その内側に磁性体コア 41 が配置されている。また、永久磁石 45 は、挿入部 20'' の長手軸に沿う方向に磁極を配置している。

【0136】

本実施形態に係る医療装置誘導システム 110 は、第1の実施形態に係る誘導システム 10 とほぼ同様の構成を備えているが、磁界制御回路 73 に代えて、入力装置 74 からの入力に基づいて所望の方向に向かう外部磁界 M を形成するよう制御する磁界制御回路 73' を備えている点で相違している。なお、挿入部 20'' の先端に配置された図示しないイメージセンサにより取得された画像情報は、有線で画像受信回路 81 に送られるようになっている。

【0137】

このように構成された本実施形態に係る医療装置誘導システム 110 によれば、入力装置 74 を操作して磁界制御回路 73' により所望の方向に向かう外部磁界 M を、内視鏡装置の挿入部 20'' 先端の位置に発生させると、発生した外部磁界 M が挿入部 20'' 先端に配置されている永久磁石 45 に作用し、挿入部 20'' 先端が外部磁界 M に沿う方向に誘導される。これにより、内視鏡装置の挿入部 20'' 先端を所望の方向に向けることができる。

【0138】

また、ドライブコイル 51 を介して内視鏡装置の挿入部 20'' 先端の位置に交番磁界を発生させると、挿入部 20'' 先端に配置されている磁気誘導コイル 42A に交番磁界が作用して、共振回路 43 が共振状態となり、磁気誘導コイル 42A により強い交番磁界が発生する。この場合において、磁気誘導コイル 42A を貫く外部磁界 M の強度および方向に依存して、磁気誘導コイル 42A の周波数特性が変動するが、本実施形態によれば、外部磁界 M の強度および磁界角度 θ に基づいて読み出した共振周波数の交番磁界をドライブコイル 51 によって発生し、かつ、同じく読み出したピーク周波数の交番磁界をセンスコイル 52 によって検出することとしているので、検出感度を低下させることなく、挿入部 20'' 先端の位置を検出することができる。

本実施形態においては、医療装置として内視鏡装置を例示したが、これに代えて、カテーテルに適用することとしてもよい。

【0139】

また、上記実施形態においては、内視鏡装置の挿入部 20'' 先端に閉じた共振回路 43 を配置する例を示したが、これに代えて、図 22 および図 23 に示されるように、挿入部 20'' に沿って導いた配線 42D に、磁気誘導コイル 42A およびコンデンサ 42B を並列に接続した共振回路 43 を採用することにしてもよい。この場合には、ドライブコイル セレクタ 55 およびドライブコイル 51 を不要とすることができる。符号 54' は、共振回路 43 を駆動するコイルドライバである。また、挿入部 20'' 先端に配置した共振回路 43 によって、検出周波数の交番磁界を磁気誘導によることなく確実に発生させることができる。

【0140】

[第4の実施形態]

次に、本発明の第4の実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム120について、図24を参照して以下に説明する。

本実施形態の説明において、上述した第1の実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム10と構成を共通とする箇所には同一符号を付して説明を省略する。

【0141】

本実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム120は、ヘルムホルツコイル71X, 71Y, 71Zからなる磁界発生装置71に代えて、平面配置された複数の誘導コイル121~125からなる平面型磁界発生装置71'を備えている。また、カプセル内視鏡20を挟んで誘導コイル121~125に対向する位置には、ドライブコイル51とセンスコイル52とが配置されている。 10

【0142】

このように構成された本実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム120によれば、平面型磁界発生装置71'の作動により、第1の実施形態と同様にして、カプセル内視鏡20の位置に所望の強度および方向の外部磁界Mを発生させることができる。しかし、ヘルムホルツコイル71X, 71Y, 71Zからなる磁界発生装置71が空間S内のいずれの位置においても一様な外部磁界Mを形成していたのに対し、平面型磁界発生装置71'は、誘導コイル121~125からの距離に応じて強度および方向が変化する勾配磁界（外部磁界）Mを構成する。 20

【0143】

したがって、本実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム120においては、第1の実施形態におけるよりも、カプセル内視鏡20の位置に依存して、共振回路43が周波数特性の変動を受け易い。しかしながら、本実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム120によれば、共振回路43の周波数特性が変動しても、センスコイル52により検出する交番磁界の周波数がピーク周波数に一致させるように設定されるので、検出感度の低下を防止して、精度よくカプセル内視鏡20の位置を検出し、体腔内におけるカプセル内視鏡20の安定した誘導を行うことができる。 30

【0144】

上記各実施形態に係る医療装置の位置検出システム50, 50'においては、外部磁界Mの状態に応じて変化する周波数特性を常時追尾することで、検出感度の低下を防止することとしたが、これに代えて、図25に示されるよう周波数特性に従って、予め設定された検出周波数を位置検出用の周波数として設定することにしてもよい。 30

【0145】

すなわち、図25に示されるように、外部磁界Mが作用していないときの共振回路43の周波数特性をA、外部磁界Mを最大とし、磁界角度 $\theta = 90^\circ$ のときの周波数特性をB、外部磁界Mを最大とし、磁界角度 $\theta = \theta_a < 90^\circ$ のときの周波数特性をCとする。 θ_a は、例えば、図12BのステップS10における外部磁界Mの発生停止を判断するための所定の角度である。 30

【0146】

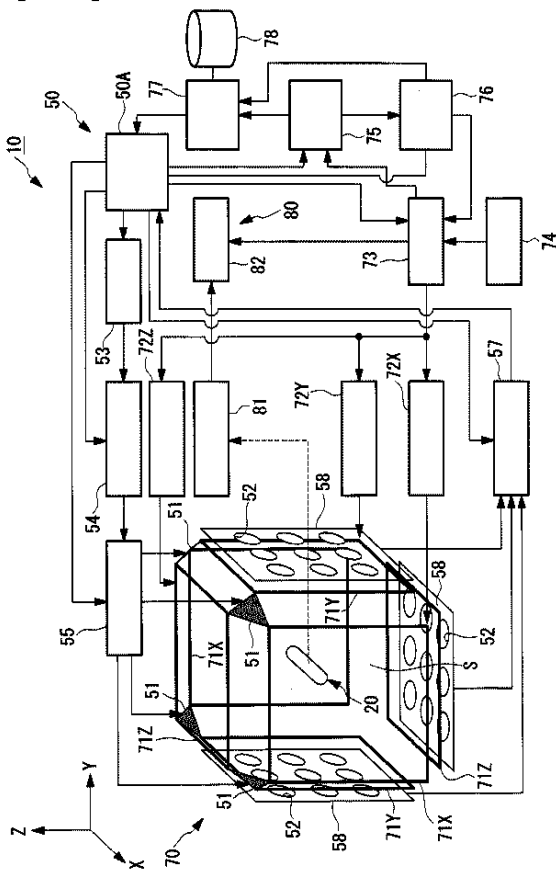
この場合において、例えば、周波数特性Aの出力変化がピークとなる2つの周波数の内、低周波側の周波数近傍を第1の測定周波数 f_1 とし、周波数特性Cの出力変化がピークとなる2つの周波数の内、高周波側の周波数近傍を第2の測定周波数 f_2 として設定する。このようにすることで、外部磁界Mの状態を監視して検出用の周波数を変更しながら測定を行わなくても、磁界角度 $\theta = \theta_a$ となるまでは、比較的安定して共振回路43の発生する交番磁界を検出することができる。共振周波数が周波数特性Cの条件よりも高周波側にシフトした場合（例えば、周波数特性Dの場合）には、センスコイル52で検出される出力が急激に低下するので、図12BのフローチャートのステップS11に進行させることとすればよい。 40

【0147】

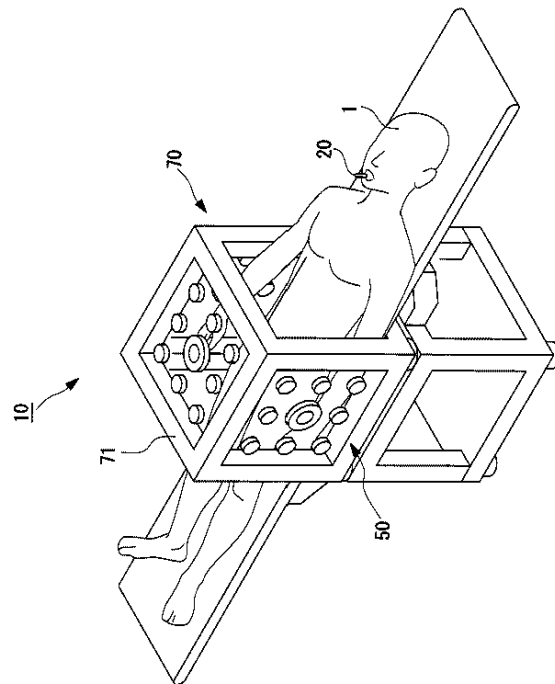
また、上記実施形態においては、カプセル内視鏡20, 20'として、永久磁石45が 50

その長手軸Rに対して直交する方向に磁極を配置したものを採用し、回転する外部磁界Mに永久磁石45を沿わせるように移動させることで、カプセル内視鏡20、20'を長手軸R回りに回転させる方式のものとした。しかしながら、これに代えて、永久磁石45の磁極を長手軸方向に配置したカプセル内視鏡20Aを採用してもよい。このようにすることで、カプセル内視鏡20Aの長手軸Rを外部磁界Mに沿う方向に移動させることができ、これによって、外部磁界Mをカプセル内視鏡20Aの方向転換に使用することができる。この場合には、カプセル内視鏡20Aの推進は行われず、生体の蠕動運動等に任せられることになる。

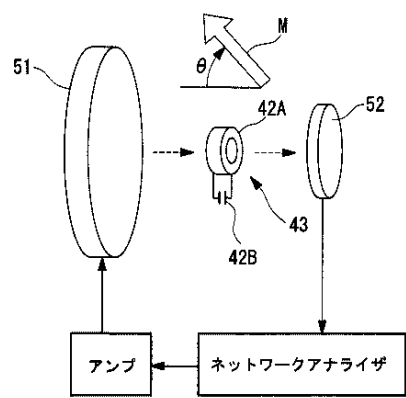
【図1】



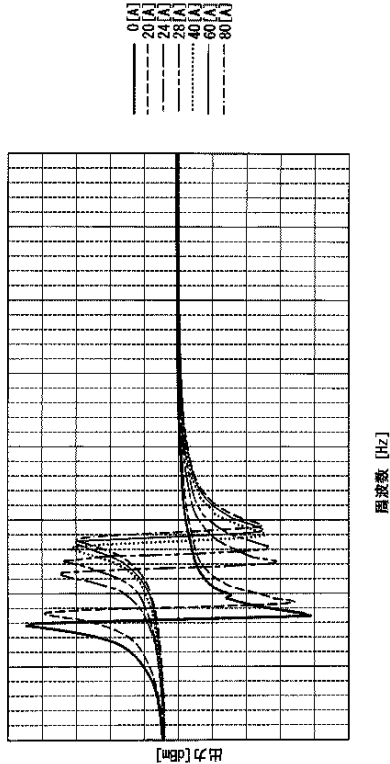
【図2】



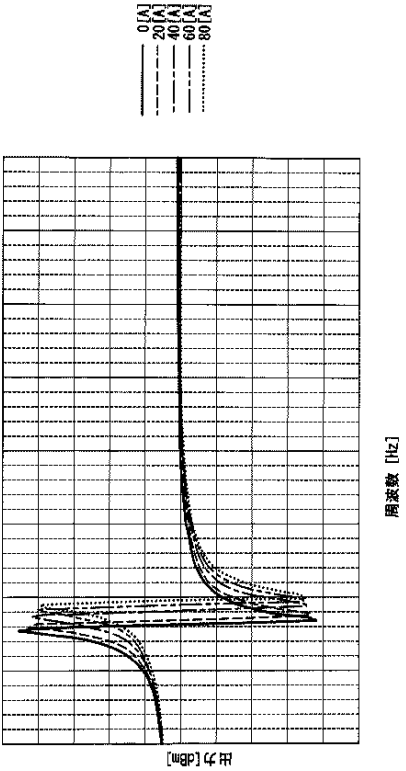
【図 3】



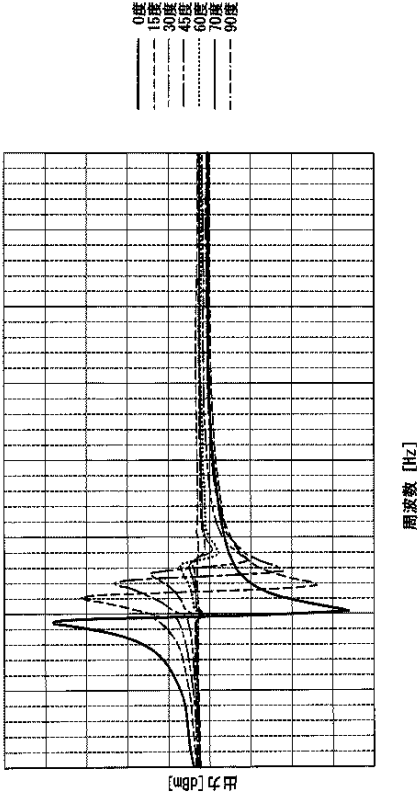
【図 4】



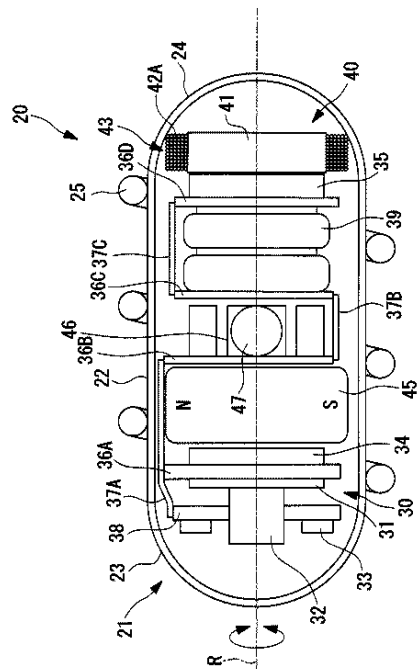
【図 5】



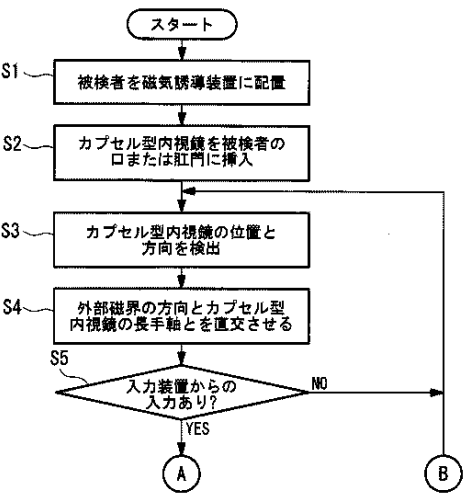
【図 6】



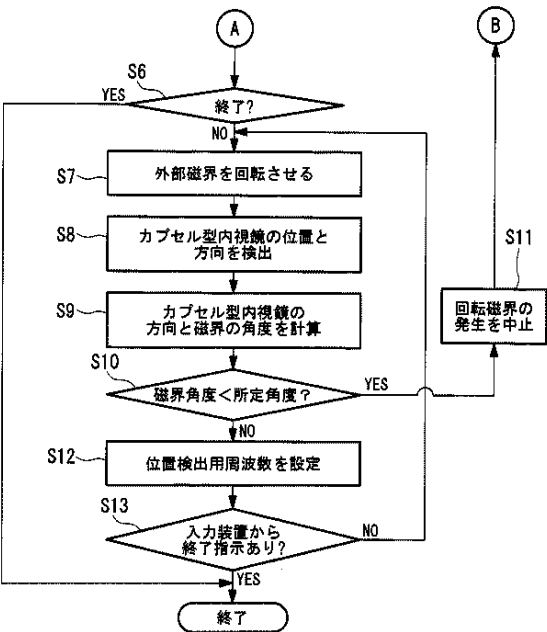
【図 1 1】



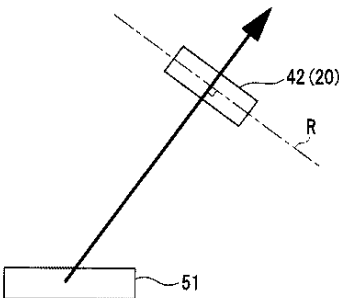
【図 1 2 A】



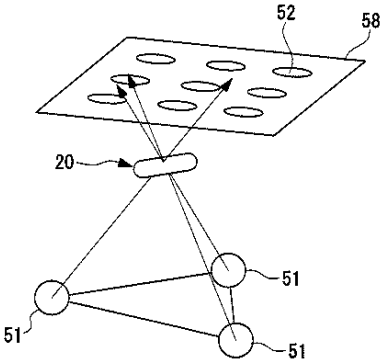
【図 1 2 B】



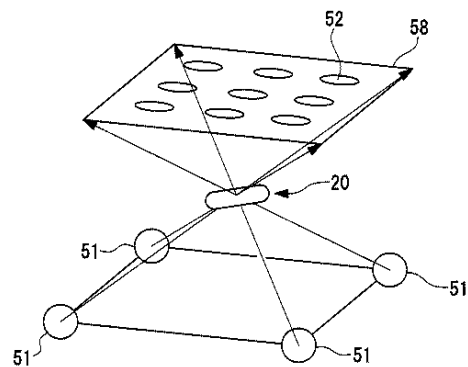
【図 1 3】



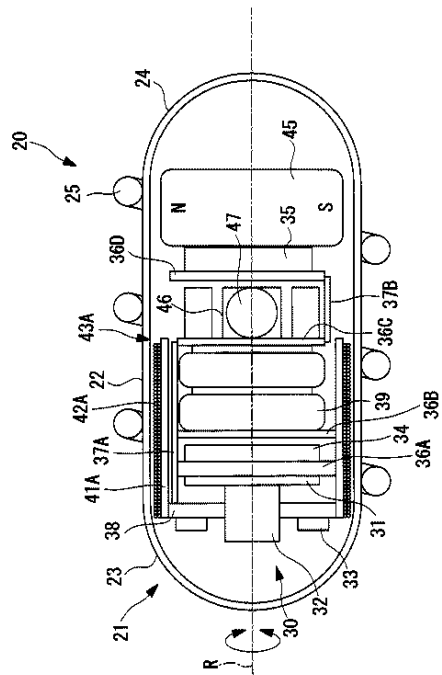
【図 1 4】



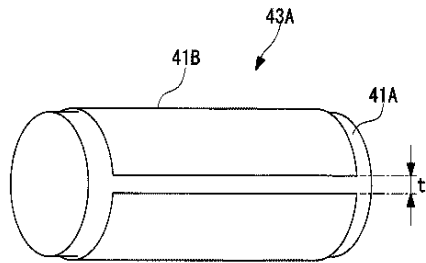
【図 1 5】



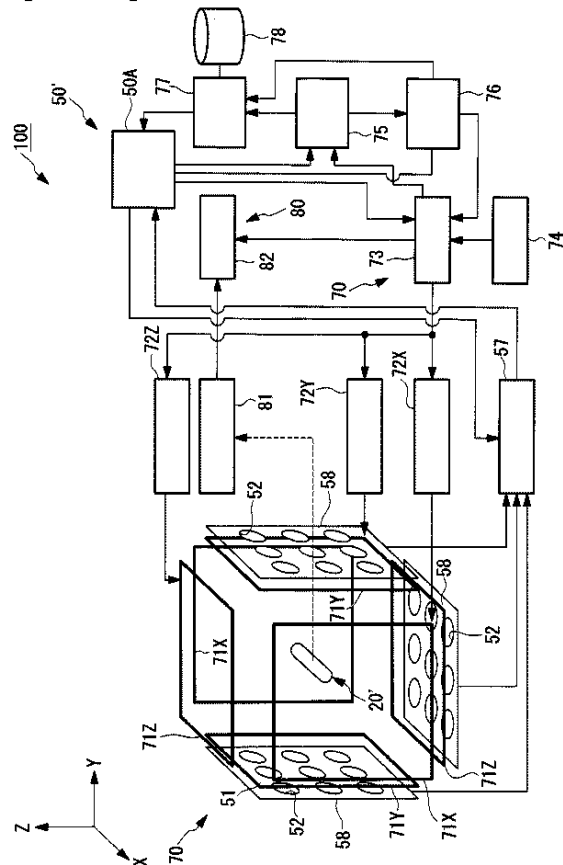
【図 1 6】



【図 1 7】



【図 1 8】



【手続補正書】

【提出日】平成20年6月2日(2008.6.2)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】請求項5

【補正方法】変更

【補正の内容】

【請求項5】

前記周波数設定部が、前記医療装置の位置に前記外部磁界発生装置が発生する外部磁界の強度と検出周波数とを対応づけて記憶する記憶部を備え、前記交番磁界検出装置により検出する交番磁界の周波数と前記磁気誘導コイルが発生する交番磁界の周波数の少なくとも一方を、前記外部磁界の強度に基づいて前記記憶部から選択した検出周波数に設定する請求項1から請求項4のいずれかに記載の医療装置の位置検出システム。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0027

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0027】

【図1】本発明の第1の実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システムを示す概略図である。

。

【図2】図1のカプセル内視鏡誘導システムの斜視図である。

【図3】図1のカプセル内視鏡誘導システムのカプセル内視鏡に収容される共振回路の周波数特性を測定するための測定方法の一例を示す図である。

【図4】図3の測定方法により測定された外部磁界の強度をパラメータとする周波数特性を示すグラフである。

【図5】図3の測定方法により測定された外部磁界の強度をパラメータとする他の周波数特性を示すグラフである。

【図6】図3の測定方法により測定された磁界角度をパラメータとする周波数特性を示すグラフである。

【図7】図4および図5の周波数特性のピーク周波数をプロットして、プロット間を直線により接続したグラフである。

【図8】図6の周波数特性のピーク周波数をプロットして、プロット間を直線により接続したグラフである。

【図9】図1のカプセル内視鏡誘導システムの断面を示す概略図である。

【図10】図1のカプセル内視鏡誘導システムのセンスコイル受信回路の回路構成を示す概略図である。

【図11】図1のカプセル内視鏡誘導システムのカプセル内視鏡の構成を示す概略図である。

【図12A】本発明の一実施形態に係るカプセル内視鏡の位置検出方法を説明するフローチャートである。

【図12B】本発明の一実施形態に係るカプセル内視鏡の位置検出方法を説明するフローチャートである。

【図13】ドライブコイルおよび磁気誘導コイルの配置関係を示す図である。

【図14】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】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16】図11のカプセル内視鏡の変形例を示す概略図である。

【図17】図11のカプセル内視鏡内の誘導磁気発生部の構成を示す部分斜視図である。

【図18】本発明の第2の実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システムを示す概略図である。

【図 1 9】 図 1 8 のカプセル内視鏡誘導システムに用いられるカプセル内視鏡内の共振回路を示す図である。

【図 2 0】 本発明の第 3 の実施形態に係る医療装置誘導システムを示す概略図である。

【図 2 1】 図 2 0 の医療装置誘導システムの内視鏡装置の挿入部先端の構造を示す概略図である。

【図 2 2】 図 2 0 の医療装置誘導システムの変形例を示す概略図である。

【図 2 3】 図 2 2 の医療装置誘導システムの内視鏡装置の挿入部先端の構造を示す概略図である。

【図 2 4】 本発明の第 4 の実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システムを示す概略図である。

【図 2 5】 本発明の他の変形例を説明する共振回路の周波数特性を示すグラフである。

【図 2 6】 本発明のカプセル内視鏡誘導システムに用いられるカプセル内視鏡の他の変形例を示す図である。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 4 0

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【0 0 4 0】

なお、本実施形態では位置検出システム 5 0 に磁界決定部 7 5 を設けたが、磁界制御回路 7 3 からカプセル内視鏡 2 0 の位置の外部磁界 M の強度および方向を位置検出システム 5 0 が直接受け取るように構成してもかまわない。このように構成することで、磁界決定部を省略することができる。

また、本実施形態では、外部磁界 M の方向と、カプセル内視鏡 2 0 の方向である磁気誘導コイル 4 2 A の方向のなす角を求める磁界角度 θ を求める磁界角度算出部 7 6 を設け、磁界角度と外部磁界 M の強度に基づいてドライブコイル 5 1 から発生する外部交番磁界の周波数を決定しているが、次のように周波数設定部 7 7 での動作を行ってもかまわない。変形例としては、3 軸ヘルムホルツコイルユニット 7 1 から発生する磁界強度を一定になるように制御する。このように制御すれば、磁界角度に基づいてドライブコイル 5 1 から発生する外部交番磁界の周波数を決定することができる。このように制御することで周波数設定部 7 7 の動作を単純化することができる。また、カプセル内視鏡 2 0 が生体による拘束が弱い場合には、磁界角度は常時 90° に近い値に維持される。このような条件下では、磁界角度の情報は使わず外部磁界 M の強度のみに基づいてドライブコイル 5 1 から発生する外部交番磁界の周波数を決定することができる。このように制御することで周波数設定部 7 7 の動作を単純化することができる。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 4 2

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【0 0 4 2】

本実施形態においては、各ヘルムホルツコイル 7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Z は対向コイルを形成しているため、カプセル内視鏡 2 0 の存在する空間 S では略均一な強度の略平行な外部磁界 M が形成されるようになっている。このため、各ヘルムホルツコイル 7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Z に流す電流と各ヘルムホルツコイル 7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Z が生成する磁界との関係を表す関係式だけを磁界決定部 7 5 に格納しておき、磁界制御回路 7 3 から各ヘルムホルツコイル 7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Z に流れる電流値を取得し、各ヘルムホルツコイル 7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Z が生成している磁界の強度を求め（平行な外部磁界 M であるため各ヘルムホルツコイル 7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Z の生成する磁界の方向は一定）、その値から現在生成されている外部磁界 M の強度および方向を求めるようにしてもよい。磁界制御

回路から各ヘルムホルツコイル 7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Z に流れる電流値を取得するタイミングは、位置検出装置 5 0 A が位置検出を行うタイミングとすると、より正確な外部磁界 M の強度と方向とを求めることができる。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 5 7

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 5 7】

位置検出装置 5 0 A からドライブコイル 5 1 までの間には、図 1 に示されるように、位置検出装置 5 0 A からの出力に基づき交流電流を発生させる信号発生回路 5 3 と、位置検出装置 5 0 A からの出力に基づき信号発生回路 5 3 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 5 4 と、位置検出装置 5 0 A からの出力に基づき選択されたドライブコイル 5 1 に交流電流を供給するドライブコイルセクタ 5 5 とが配置されている。

信号発生回路 5 3 は、設定された周波数の正弦波信号または設定された複数の周波数の正弦波信号を重ね合わせた波形の信号を発生するようになっている。

【手続補正 6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 7 8

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 7 8】

このように構成された本実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム 1 0 の作用について、図 1 2 A および図 1 2 B を参照して以下に説明する。

本実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム 1 0 を用いて被検者の体腔内においてカプセル内視鏡 2 0 を誘導し、体腔内の画像を取得するには、まず、図 2 に示されるように、被検者 1 を位置検出システム 5 0 および磁気誘導装置 7 0 内部の空間 S に横臥した状態に配置する（ステップ S 1）。次いで、カプセル内視鏡 2 0 の赤外線センサ 4 7 に図示されない赤外線発生装置で赤外線を当て、カプセル内視鏡 2 0 の電源を入れる（図 1 2 A では省略。）。そして、カプセル内視鏡 2 0 を被検者 1 の口部または肛門から体腔内に投入する（ステップ S 2）。

【手続補正 7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 8 0

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 8 0】

そして、施術者による入力装置 7 4 の操作の有無が判定され（ステップ S 5）、操作されない場合には、上記ステップ S 3～S 5 が繰り返される。一方、入力操作された場合には、それが終了を指示する入力であるか否かが判定された後（ステップ S 6）、終了指示ではない場合には、入力装置 7 4 による入力に従って、カプセル内視鏡 2 0 の方向を変更し、あるいは、カプセル内視鏡 2 0 をその長手軸 R 回りに回転させる外部磁界 M が発生されるように、磁界制御回路 7 3 によりヘルムホルツコイルドライバ 7 2 X, 7 2 Y, 7 2 Z が制御される（ステップ S 7）。

【手続補正 8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 1 0 0

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 1 0 0】

磁気誘導コイル 4 2 A の方向、すなわちカプセル内視鏡 2 0 の方向は、位置検出装置 5 0 A の出力から知ることができる。また、ドライブコイル 5 1 がカプセル内視鏡 2 0 の位置に作る交番磁界の方向は計算により求めることができる。

よって、カプセル内視鏡 2 0 の向きと、ドライブコイル 5 1 がカプセル内視鏡 2 0 の位置に作る交番磁界の方向のなす角度は計算で求めることができる。

【手続補正 9】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 1 0 4

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 1 0 4】

以上のようにドライブコイル 5 1 を選択することで、常に、磁気誘導コイル 4 2 A よりできるだけ大きな交番磁界が発生する条件で、磁気誘導コイル 4 2 A が発生した交番磁界を効率よくセンスコイル 5 2 で検出することができるため、カプセル内視鏡 2 0 (磁気誘導コイル 4 2 A) の位置計算に使用するデータ量を精度を損なわず少なくすることができる。よって、計算量を少なくすることができ、システムを安価に構成できる。システムを高速化できるなどの効果が発生する。

【手続補正 10】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 1 3 3

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 1 3 3】

また、本実施形態によれば、共振回路 4 3' が発生する交番磁界は磁気誘導コイル 4 2 A のインダクタンスおよびコンデンサ 4 2 B のキャパシタンスに依存しているので、第 1 の実施形態と比較すると、検出感度においては劣るが、ドライブコイル 5 1 等を設けなくて済むので誘導システム 1 0 0 を簡易に構築することができるという利点がある。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2006/324191
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01), A61B5/06(2006.01), A61M25/00(2006.01)		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00-A61B1/32, A61B5/06, A61M25/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2007 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2007 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2007		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-304638 A (Olympus Corp.), 04 November, 2005 (04.11.05), Full text; Figs. 1 to 34 & US 2005/216231 A1 & WO 2005/112733 A1 & EP 1723898 A1	1-29
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 08 February, 2007 (08.02.07)		Date of mailing of the international search report 20 February, 2007 (20.02.07)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/324191

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 30, 31

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

The technical feature of claims 30, 31 include a step for detecting an alternating field generated by a magnetic induction coil mounted on a medical device which is introduced into body of an examinee.

(Continued to extra sheet)

2. ☐ Claims Nos.:

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest
the

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee..
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/324191

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet (2)

It is unclear which member performs the step. Accordingly, the technical feature cannot be considered as a device operation method but falls in diagnostic methods to be practiced on the human body, which does not require the International Search under the provisions of PCT Rule 39.1 (iv).

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 6 / 3 2 4 1 9 1	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01), A61B5/06(2006.01), A61M25/00(2006.01)			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C)) Int.Cl. A61B1/00-A61B1/32, A61B5/06, A61M25/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2007年 日本国実用新案登録公報 1996-2007年 日本国登録実用新案公報 1994-2007年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
A	J P 2 0 0 5 - 3 0 4 6 3 8 A (オリンパス株式会社) 2005.11.04 全文、第1-34図 & US 2005/216231 A1 & WO 2005/112733 A1 & EP 1723898 A1	1-29	
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 08.02.2007		国際調査報告の発送日 20.02.2007	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (I S A / J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 安田 明央 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	
		2Q	9309

様式PCT/I S A / 2 1 0 (第2ページ) (2005年4月)

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 6 / 3 2 4 1 9 1

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求の範囲 3 0, 3 1 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、請求の範囲 3 0, 3 1 に記載された事項は、被検者の体内に導入される医療装置に搭載された磁気誘導コイルにより発生された交番磁界を検出するステップを含んでおり、前記ステップを行う主体が明確でないので、機器の作動方法とは認められず、人間を診断する方法に該当し、PCT規則39.1(iv)の規定により、国際調査をすることを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付を伴う異議申立てがなかった。

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 千葉 淳

東京都八王子市叶谷町 1 0 9 5 - 1 - 1 0 2

Fターム(参考) 4C038 CC03 CC07 CC09 CC10

4C061 AA03 DD10 GG22 LL01

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	医疗器械位置检测系统，医疗器械引导系统和医疗器械位置检测方法		
公开(公告)号	JPWO2007064013A1	公开(公告)日	2009-05-07
申请号	JP2007548034	申请日	2006-12-04
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	内山昭夫 木村敦志 佐藤良次 千葉淳		
发明人	内山 昭夫 木村 敦志 佐藤 良次 千葉 淳		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/06 A61B5/07		
CPC分类号	A61B5/06 A61B1/00158 A61B1/041 A61B5/062 A61B5/7232 A61B2034/732		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/06 A61B5/07		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC07 4C038/CC09 4C038/CC10 4C061/AA03 4C061/DD10 4C061/GG22 4C061/LL01		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
优先权	2005349178 2005-12-02 JP		
其他公开文献	JP4796075B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

磁感应线圈的频率特性，是变化取决于用于医疗装置的感应外部磁场的状态下，以防止位置检测不到的医疗装置。所述的医疗装置位置检测系统10是由外部磁场引起的医疗装置位置检测系统50被导入到被检体被安装在医疗装置20中，在其中具有磁性体的磁感应线圈42A上用于产生交变磁场包括一个谐振电路43，设置在该医疗装置20的动作范围的外部，用于检测由磁感应线圈42A产生的交变磁场，交变磁场的交变磁场检测器52检测到从而和所述位置信息计算单元50A计算医疗装置20的基础上，所述位置信息的基础上，在磁感应线圈42A，该交变磁场由交变磁场检测装置52来检测的位置的外部磁场强度和方向中的至少一个它包括一个频率，并产生一个频率设置单元77用于通过磁感应线圈42A设置的交变磁场的频率的至少一个。

