

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4796075号
(P4796075)

(45) 発行日 平成23年10月19日(2011.10.19)

(24) 登録日 平成23年8月5日(2011.8.5)

(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 5/06 (2006.01)	A 6 1 B 5/06
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 5/07

請求項の数 29 (全 35 頁)

(21) 出願番号	特願2007-548034 (P2007-548034)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成18年12月4日(2006.12.4)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2006/324191		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02007/064013	(74) 代理人	100118913
(87) 国際公開日	平成19年6月7日(2007.6.7)		弁理士 上田 邦生
審査請求日	平成20年5月30日(2008.5.30)	(74) 代理人	100112737
(31) 優先権主張番号	特願2005-349178 (P2005-349178)		弁理士 藤田 考晴
(32) 優先日	平成17年12月2日(2005.12.2)	(72) 発明者	内山 昭夫
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		神奈川県横浜市港北区大曽根3-15-2
			2-3-303
		(72) 発明者	木村 敦志
			東京都あきる野市秋留2-1-14
		(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

、

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、

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。

【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、

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。

【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。

【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。

10

20

30

40

50

【請求項 1 4】

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 1 5】

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。

10

【請求項 1 6】

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 1 5 に記載の医療装置誘導システム。

【請求項 1 7】

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 1 6 に記載の医療装置誘導システム。

【請求項 1 8】

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 1 5 に記載の医療装置誘導システム。

20

【請求項 1 9】

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 1 5 に記載の医療装置誘導システム。

【請求項 2 0】

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 1 5 に記載の医療装置誘導システム。

30

【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。

40

【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】

50

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 15 に記載の医療装置誘導システム。

【請求項 27】

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 15 に記載の医療装置誘導システム。

【請求項 28】

前記磁性体が、前記回路の内部の電池である請求項 15 に記載の医療装置誘導システム。

【請求項 29】

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 15 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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 0 7 】

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イ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。

【 0 0 0 8 】

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、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。

【 0 0 0 9 】

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。

【 0 0 1 0 】

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。

【 0 0 1 1 】

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。

【 0 0 1 2 】

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。

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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 1 3 】

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。

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。

10

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

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。

20

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。

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。

30

【 0 0 1 6 】

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。

40

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

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

50

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。

【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】

本発明の参考例は、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。

【 0 0 2 6 】

本発明の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】

【 0 0 2 7 】

【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】本発明の参考例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】本発明の参考例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 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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【符号の説明】

10

【 0 0 2 8 】

M 外部磁界

S 作動空間（作動範囲）

R 長手軸

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）

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）

20

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）

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）

30

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】

【 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。

40

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

50

送信された画像信号を表示する画像表示装置 80 とを備えている。

【0031】

磁気誘導装置 70 は、図 1 に示すように、カプセル内視鏡 20 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）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、カプセル内視鏡 20 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）73 と、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 からの磁界角度を受信して、磁界角度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

10

20

30

40

50

番磁界を発生するドライブコイル 5 1 (外部交番磁界発生装置) と、磁気誘導コイル 4 2 A 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) 5 2 と、センスコイル 5 2 が検知した誘導磁界に基づいてカプセル内視鏡 2 0 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 5 1 により形成される交番磁界を制御する位置検出装置 5 0 A とを備えている。

【 0 0 3 9 】

位置検出システム 5 0 は、磁界制御回路 7 3 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 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 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 が逐次出力されている。

【 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 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 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部 7 7 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。

【 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 71X, 71Y, 71Z に流れる電流値を取得し、各ヘルムホルツコイル 71X, 71Y, 71Z 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 71X, 71Y, 71Z 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 71X, 71Y, 71Z に流れる電流値を取得するタイミングは、位置検出装置 50A 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。

【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。

【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 = 0°）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。

同様にして、外部磁界 M の方向を直交させた状態（磁界角度 = 90°）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 = 0° 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 に応じてシフトしていることがわかる。

【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 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。

【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

10

20

30

40

50

との関係をプロットしたグラフを示す。

【 0 0 4 8 】

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 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 が入力されると、外部磁界 M の強度と磁界角度 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。

10

【 0 0 4 9 】

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 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 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。

【 0 0 5 0 】

第 2 の方法として、一定の磁界角度 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 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。

20

【 0 0 5 1 】

【 数 1 】

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

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

30

⋮
⋮
⋮

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

40

【 0 0 5 2 】

ここで、 $A_0, B_0, C_0, D_0, E_0, A_5, B_5, C_5, D_5, E_5, \dots, A_{90}, B_{90}, C_{90}, D_{90}, E_{90}$ 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 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。

【 0 0 5 3 】

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

50

磁界角度 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 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 50A 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 50A 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 50A 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 50A 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た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 50A までの間には、位置検出装置 50A 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 50A 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】

50

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 50A に送られて、信号発生回路 53 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 77 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 57 にも送られ、センスコイル 52 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 43 の磁気誘導コイル 42A 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 78 に記憶しておけばよい。また、磁気誘導コイル 42A 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 78 に複数種類のデータを記憶しておき、磁気誘導コイル 42A の種類を示す識別データを手動またはコード

10

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。また、磁気誘導コイル 42A 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としてもよい。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 10 の断面を示す概略図である。

ここで、ドライブコイル 51 は、図 1 および図 9 に示すように、ヘルムホルツコイル 71X, 71Y, 71Z 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 51 は、矩形形状のヘルムホルツ

20

コイル 71X, 71Y, 71Z 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 51 を上方に配置することにより、ドライブコイル 51 と被検者 1 との干渉を防止することができる。

【0062】

ドライブコイル 51 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。また、センスコイル 52 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 71X, 71Y, 71Z よりも内側であって、カプセル内視鏡 20 の作動空間 S を介してドライブコイル 51 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 58 により支持されている。1 つのコイル支持部 58

30

には、9 個のセンスコイル 52 がマトリクス状に配置されていて、位置検出システム 50 全体には 27 個のセンスコイル 52 が備えられている。センスコイル 52 の位置は、ヘルムホルツコイル 71X, 71Y, 71Z 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 10 は、センスコイル受信回路 57 の回路構成を示す概略図である。

センスコイル受信回路 57 は、図 10 に示すように、センスコイル 52 に入力されたカプセル内視鏡 20 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) 59 と、上記交流電圧を増幅するプリアンプ 60 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) 61 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) 62 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) 63 と、振幅値をデジタル信号に変換する A/D 変換器 64 と、デジタル化された振幅値を一時的に格納するメモリ 65 とから構成されている。

40

【0064】

ここで、ハイパスフィルタ (HPF) 59 は、ヘルムホルツコイル 71X, 71Y, 71Z で発生する回転磁界によりセンスコイル 52 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 70 を動作させた状態で位置検出システム 50 を正常に動作できる状態にしている。

【0065】

50

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 A へ出力している。

【 0 0 6 6 】

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。

10

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。

また、検出される交流電圧の波形は、磁気誘導コイル 4 2 A 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 7 】

画像表示装置 8 0 は、図 1 に示すように、カプセル内視鏡 2 0 から送信された画像情報を受信する画像受信回路 8 1 と、受信された画像情報および磁界制御回路 7 3 からの信号に基づいて画像を表示する表示部 8 2 とを備えている。

20

画像表示装置 8 0 においては、図 1 に示すように、画像受信回路 8 1 がカプセル内視鏡 2 0 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 8 2 へ出力されている。圧縮画像信号は、画像受信回路 8 1 または表示部 8 2 において復元され、表示部 8 2 により表示されるようになっている。

また、表示部 8 2 は、磁界制御回路 7 3 から入力されるカプセル内視鏡 2 0 の回転位相データに基づき、カプセル内視鏡 2 0 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。

【 0 0 6 8 】

図 1 1 は、カプセル内視鏡 2 0 の構成を示す概略図である。

カプセル内視鏡 2 0 は、図 1 1 に示すように、その内部に各種の機器を収納する外装 2 1 と、被検者 1 の体腔内管路の内壁面を撮像する撮像部 3 0 と、撮像部 3 0 を駆動する電池 3 9 と、前述したドライブコイル 5 1 により交番磁界を発生させる誘導磁界発生部 4 0 と、磁気誘導装置 7 0 で発生する外部磁界 M を受け、カプセル内視鏡 2 0 を駆動する永久磁石（磁石）4 5 とを備えている。

30

【 0 0 6 9 】

外装 2 1 は、カプセル内視鏡 2 0 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）2 2 と、本体 2 2 の前端を覆う透明で半球形状の先端部 2 3 と、本体の後端を覆う半球形状の後端部 2 4 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。

【 0 0 7 0 】

40

また、外装 2 1 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）2 5 が備えられている。

磁気誘導装置 7 0 で発生させた回転する外部磁界 M を受け、永久磁石 4 5 が回転させられると、本体 2 2 とともに螺旋部 2 5 が長手軸 R 回りに回転させられる結果、螺旋部 2 5 により本体 2 2 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 2 0 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。

【 0 0 7 1 】

撮像部 3 0 は、長手軸 R に対して略垂直に配置された基板 3 6 A と、基板 3 6 A の先端部 2 3 側の面に配置されたイメージセンサ 3 1 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 3 1 に結像させるレンズ群 3 2 と、体腔内管路の内壁面を照明する L E

50

D (L i g h t E m i t t i n g D i o d e) 3 3 と、基板 3 6 A の後端部 2 4 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。

【 0 0 7 2 】

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 L E D 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

【 0 0 7 3 】

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、C M O S (C o m p l e m e n t a r y M e t a l O x i d e S e m i c o n d u c t o r) や C C D を用いることができる。

L E D 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。

【 0 0 7 4 】

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) を有するように配置または着磁されている。

20

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。

【 0 0 7 5 】

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 つに限られることなく、その個数がいくつであってもよい。

30

【 0 0 7 6 】

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。

【 0 0 7 7 】

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。

【 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

50

カプセル内視鏡 20 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 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 S 1）。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 S 2）。

【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 S 3）。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 72 X, 72 Y, 72 Z が制御される（ステップ S 4）。10

【0080】

そして、施術者による入力装置 74 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 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 72 X, 72 Y, 72 Z が制御される（ステップ S 7）。20

【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。

【0082】

この場合において、本実施形態によれば、位置検出装置 50 A 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 S 9）、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 50 A 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 71 X, 71 Y, 71 Z 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 50 A 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 42 A により誘導される交番磁界とのなす角である磁界角度 が算出される（ステップ S 10）。

【0084】

この場合において、磁界角度 が所定の角度より小さいか否かが判断され（ステップ S 11）、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 S 12）。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 S 4）、入力装置 74 からの入力を確認（ステップ S 5, S 6）した後に、外部磁界 M を回転させる（ステップ S 8）。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50

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。

【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 $< 90^\circ$ 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 が所定角度よりも小さくなるので、再度ステップ S 11 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 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 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 50 A およびセンスコイル受信回路 57 に送られる (ステップ S 13)。

位置検出装置 50 A 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 50 A 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 20.04 kHz であり、信号発生回路 53 が発生できる周波数が、 19.9 kHz 、 20 kHz 、 20.1 kHz と 100 Hz 刻みであった場合、信号発生回路 53 が発生する周波数を 20 kHz 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。

20

【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 50 A 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 42 A 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 42 A 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 42 A はコンデンサ 42 B 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 42 A) 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 42 A 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

50

る。

【 0 0 9 2 】

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 6 1 の透過周波数が、上記位置検出装置 5 0 A 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 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 に格納された後に、位置検出装置 5 0 A に送られる。

【 0 0 9 3 】

そして、位置検出装置 5 0 A は、センスコイル受信回路 5 7 から送られてきた各センスコイル 5 2 の出力に基づいてカプセル内視鏡 2 0 の位置および向きを演算する。

10

具体的には、位置検出装置 5 0 A は、選定されたセンスコイル 5 2 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 2 0 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 2 0 の位置および方向を算出する。

【 0 0 9 4 】

そして、施術者により入力装置 7 4 から終了指示が入力されたか否かが判定され（ステップ S 1 4）、入力されない場合には、上記ステップ S 8 ~ S 1 4 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。

【 0 0 9 5 】

カプセル内視鏡 2 0 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 2 0 の長手軸の方向（2 つの角度）、および、磁気誘導コイル 4 2 A 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 5 2 からの出力が必要となる。

【 0 0 9 6 】

センスコイル 5 2 の個数は、本実施形態では 6 個以上あればよいが、1 0 個から 1 5 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 5 2 の選定方法は、カプセル内視鏡 2 0 の位置および向きに基づいて、磁気誘導コイル 4 2 A から発生した交番磁界による全てのセンスコイル 5 2 の出力を計算で求め、出力の大きなセンスコイル 5 2 を必要な数だけ選定するようにしてもよい。

【 0 0 9 7 】

30

また、算出されたカプセル内視鏡 2 0 の位置および向きのデータを他の装置や、表示部 8 2 に出力してもよい。

また、位置検出装置 5 0 A 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 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 1 3 に示すように、ドライブコイル 5 1 から磁気誘導コイル 4 2 A を結ぶ直線（ドライブコイル 5 1 の向き）と磁気誘導コイル 4 2 A の中心軸線（カプセル内視鏡 2 0 の長手軸 R）とが略直交するドライブコイル 5 1 を除外する方法で行われるとともに、磁気誘導コイル 4 2 A 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 1 4 に示すように、3 つのドライブコイル 5 1 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 5 1 が形成する磁力線の方向と、磁気誘導コイル 4 2 A の中心軸線とが略直交するドライブコイル 5 1 を除外する方法が有効である。

【 0 0 9 8 】

上述のように、ドライブコイルセクタ 5 5 を用いて交番磁界を形成するドライブコイル 5 1 の数を制限してもよいし、ドライブコイルセクタ 5 5 を用いないで、ドライブコイル 5 1 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 5 1 を 3 つ選択して交番磁界を形成してもよいし、図 1 5 に示すように、全てのドライブコイル 5 1 により交番磁界を発生させてもよい。

50

【 0 0 9 9 】

ここで、ドライブコイル 5 1 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 5 1 を切り替える動作は、ドライブコイル 5 1 が発生した交番磁界の方向と、磁気誘導コイル 4 2 A の向きが、カプセル内視鏡 2 0 の位置で垂直になってしまうと、磁気誘導コイル 4 2 A 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。

【 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。

10

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。

【 0 1 0 1 】

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 5 1 の発生する交番磁界のカプセル内視鏡 2 0 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 2 0 の向きと、それぞれのドライブコイル 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 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とのなす角度が鋭角な関係にあるドライブコイル 5 1 を選択することで、磁気誘導コイル 4 2 A 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

【 0 1 0 2 】

ドライブコイル 5 1 を選択するには、まず、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を計算により求める。次に、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 5 1 の発生する交番磁界のカプセル内視鏡 2 0 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 2 0 の向きと、それぞれのドライブコイル 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を計算する。

30

【 0 1 0 3 】

これらの計算結果より、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が最も鋭角な関係にあるドライブコイル 5 1 を選択する。このようにドライブコイル 5 1 を選択することで、磁気誘導コイル 4 2 A 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。

【 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。

40

【 0 1 0 5 】

また、ドライブコイル 5 1 の選択において、2 つ以上のドライブコイル 5 1 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 5 1 が、カプセル内視鏡 2 0 (磁気誘導コイル 4 2 A) 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 2 0 (磁気誘導コイル 4 2 A) 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 5 1 の出力を調整する。

【 0 1 0 6 】

50

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 51 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 42A 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 70 においては、図 1 に示すように、まず、施術者が入力装置 74 を介して磁界制御回路 73 へカプセル内視鏡 20 に誘導方向を入力する。磁界制御回路 73 では、入力された誘導方向および位置検出装置 50A から入力されるカプセル内視鏡 20 の方向 (長手軸方向) に基づいて、カプセル内視鏡 20 にかける外部磁界 M の方向および回転方向を決定する。

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 71X, 71Y, 71Z 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 71X, 71Y, 71Z 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 72X, 72Y, 72Z へ出力され、各ヘルムホルツコイルドライバ 72X, 72Y, 72Z 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 71X, 71Y, 71Z 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 71X, 71Y, 71Z 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 73 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。

【0109】

カプセル内視鏡 20 には、永久磁石 45 が搭載されており、該永久磁石 45 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 20 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 20 の長手軸 R 回りの回転方向が制御され、カプセル内視鏡 20 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 20 は、図 11 に示すように、まず、スイッチ部 46 の赤外線センサ 47 に赤外線が照射され、スイッチ部 46 は信号処理部 34 に対して信号を出力する。信号処理部 34 は、スイッチ部 46 からの信号を受け取ると、カプセル内視鏡 20 に搭載されているイメージセンサ 31、LED 33、無線素子 35 および信号処理部 34 自身に電池 39 から電流を供給し、オン状態とする。

【0111】

イメージセンサ 31 は、LED 33 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 34 へ出力する。信号処理部 34 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 35 へ出力する。無線素子 35 に入力された圧縮された画像信号は画像表示装置 80 へ電波として送信される。

【0112】

また、外装 21 の外周に配置された螺旋部 25 により、カプセル内視鏡 20 は長手軸 R 回りに回転することで先端部 23 側または後端部 24 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 25 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 20 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 20 に作用する推進力の方向を制御することができる。

【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 10 によれば、カプセル内視鏡 20 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 20 内の共振回路 43 の周波数特性が変動しても、外部磁界 M の強度お

10

20

30

40

50

よび磁界角度に基づいて予め記憶部 78 に記憶されている共振周波数およびピーク周波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 42 A 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 42 A とともに共振回路 43 を構成するコンデンサ 42 B 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 50 A 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 42 A 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 42 A 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 42 A 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 42 A 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、検出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 71 X, 71 Y, 71 Z 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 71 X, 71 Y, 71 Z 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

10

20

30

40

50

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 71X, 71Y, 71Z 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】

40

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。

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

50

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。

10

【0128】

〔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。

20

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。

【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 42 C 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 42 A のインダクタンスおよびコンデンサ 42 B 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】

30

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 50 A 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レクタ 55 を備えていない。

【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 50 A 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 42 A のインダクタンスおよびコンデンサ 42 B のキャパシタンスに依存しているので、第 1

50

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。

【 0 1 3 4 】

〔 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 1 1 0 について、図 2 0 および図 2 1 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 1 1 0 は、図 2 0 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 1 0 のカプセル内視鏡 2 0 に代えて、体腔内に導入される細長い挿入部 2 0 を有する内視鏡装置を誘導するシステムである。

【 0 1 3 5 】

内視鏡装置の挿入部 2 0 先端には、図 2 1 に示されるように、第 1 の実施形態と同様の共振回路 4 3 を構成する磁気誘導コイル 4 2 A およびコンデンサ 4 2 B と、永久磁石 4 5 とが配置されている。磁気誘導コイル 4 2 A には、その内側に磁性体コア 4 1 が配置されている。また、永久磁石 4 5 は、挿入部 2 0 の長手軸に沿う方向に磁極を配置している。

【 0 1 3 6 】

本実施形態に係る医療装置誘導システム 1 1 0 は、第 1 の実施形態に係る誘導システム 1 0 とほぼ同様の構成を備えているが、磁界制御回路 7 3 に代えて、入力装置 7 4 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 7 3 を備えている点で相違している。なお、挿入部 2 0 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 8 1 に送られるようになっている。

【 0 1 3 7 】

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 1 1 0 によれば、入力装置 7 4 を操作して磁界制御回路 7 3 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 2 0 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 2 0 先端に配置されている永久磁石 4 5 に作用し、挿入部 2 0 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 2 0 先端を所望の方向に向けることができる。

【 0 1 3 8 】

また、ドライブコイル 5 1 を介して内視鏡装置の挿入部 2 0 先端の位置に交番磁界を発生させると、挿入部 2 0 先端に配置されている磁気誘導コイル 4 2 A に交番磁界が作用して、共振回路 4 3 が共振状態となり、磁気誘導コイル 4 2 A 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 4 2 A 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 4 2 A 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 5 1 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 5 2 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 2 0 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。

【 0 1 3 9 】

また、上記実施形態においては、内視鏡装置の挿入部 2 0 先端に閉じた共振回路 4 3 を配置する例を示したが、これに代えて、図 2 2 および図 2 3 に示されるように、挿入部 2 0 に沿って導いた配線 4 2 D に、磁気誘導コイル 4 2 A およびコンデンサ 4 2 B を並列に接続した共振回路 4 3 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 5 5 およびドライブコイル 5 1 を不要とすることができる。符号 5 4 は、共振回路 4 3 を駆動するコイルドライバである。また、挿入部 2 0 先端に配置した共振回路 4 3 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。

【 0 1 4 0 】

[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 1 2 0 について、図 2 4 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 1 0 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。

【 0 1 4 1 】

本実施形態に係るカプセル内視鏡誘導システム 1 2 0 は、ヘルムホルツコイル 7 1 X , 7 1 Y , 7 1 Z からなる磁界発生装置 7 1 に代えて、平面配置された複数の誘導コイル 1 2 1 ~ 1 2 5 からなる平面型磁界発生装置 7 1 を備えている。また、カプセル内視鏡 2 0 を挟んで誘導コイル 1 2 1 ~ 1 2 5 に対向する位置には、ドライブコイル 5 1 とセンスコイル 5 2 とが配置されている。

10

【 0 1 4 2 】

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 2 0 によれば、平面型磁界発生装置 7 1 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 2 0 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 7 1 X , 7 1 Y , 7 1 Z からなる磁界発生装置 7 1 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 7 1 は、誘導コイル 1 2 1 ~ 1 2 5 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

【 0 1 4 3 】

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 1 2 0 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 2 0 の位置に依存して、共振回路 4 3 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 1 2 0 によれば、共振回路 4 3 の周波数特性が変動しても、センスコイル 5 2 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 2 0 の位置を検出し、体腔内におけるカプセル内視鏡 2 0 の安定した誘導を行うことができる。

【 0 1 4 4 】

上記各実施形態に係る医療装置の位置検出システム 5 0 , 5 0 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 2 5 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

【 0 1 4 5 】

すなわち、図 2 5 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 4 3 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 $\theta = a < 90^\circ$ のときの周波数特性を C とする。 a は、例えば、図 1 2 B のステップ S 1 0 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。

【 0 1 4 6 】

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 $\theta = a$ となるまでは、比較的安定して共振回路 4 3 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 5 2 で検出される出力が急激に低下するので、図 1 2 B のフローチャートのステップ S 1 1 に進行させることとすればよい。

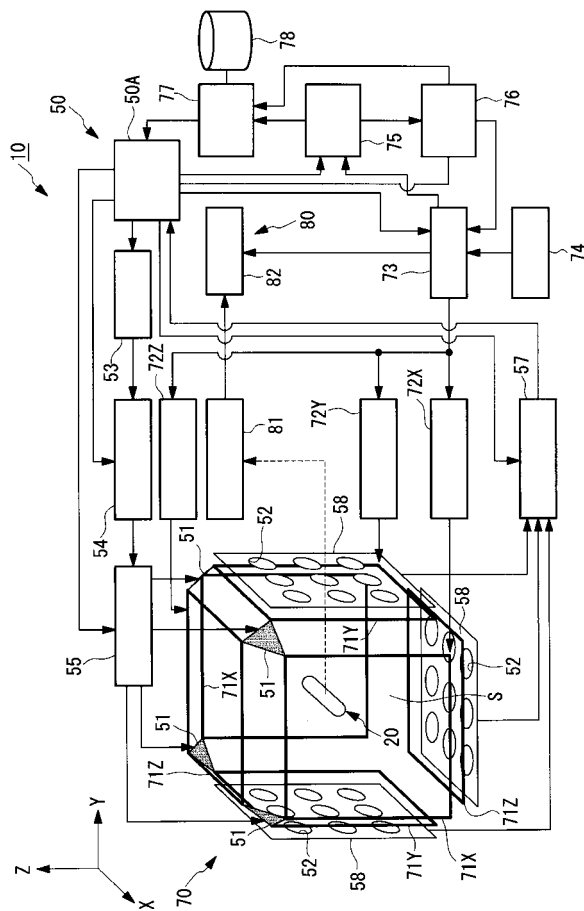
40

【 0 1 4 7 】

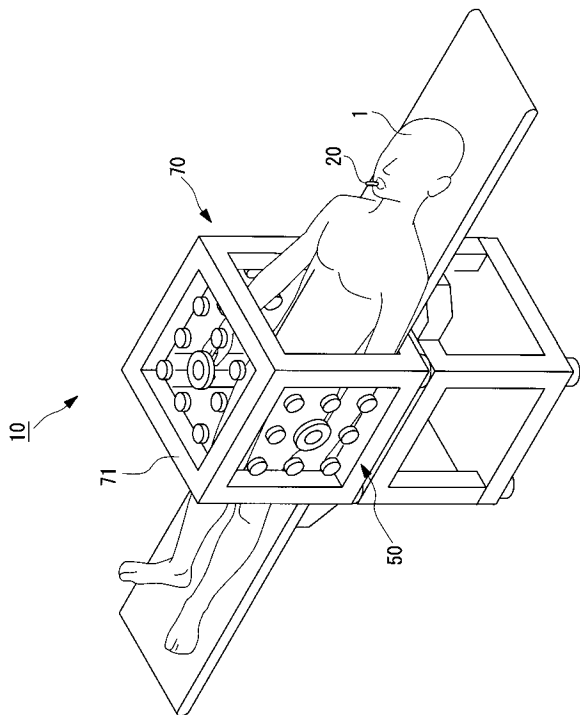
50

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 20 A 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 20 A 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 20 A 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 20 A 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。

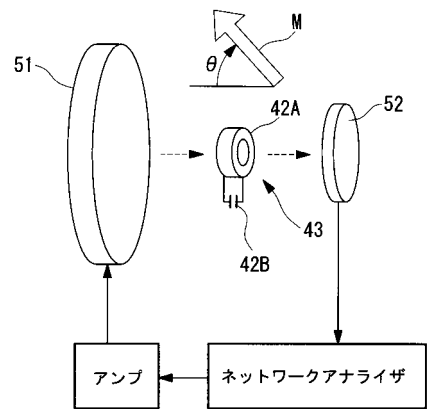
【図 1】



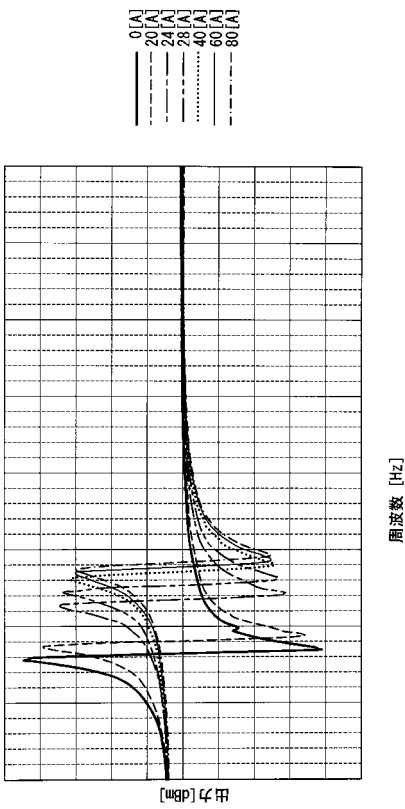
【図 2】



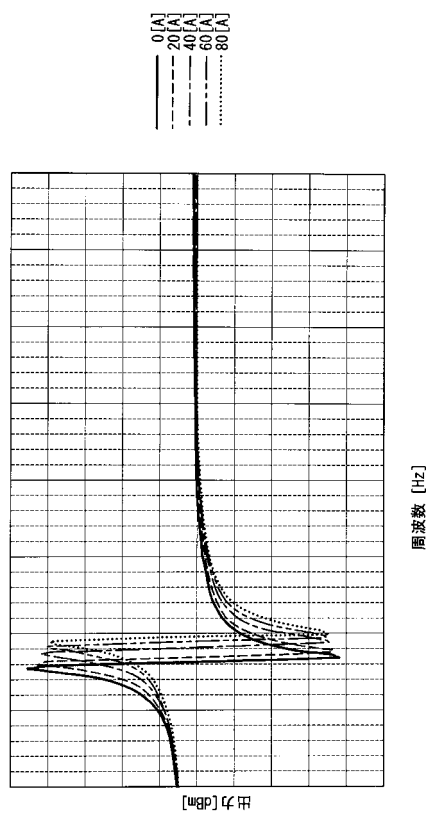
【図 3】



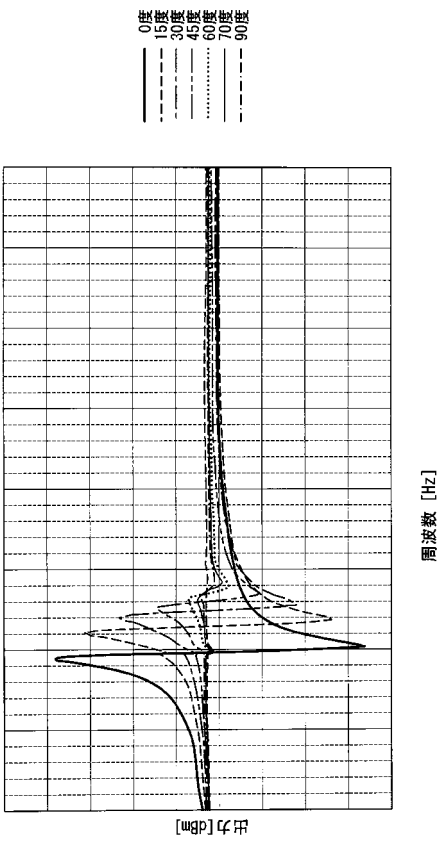
【図 4】



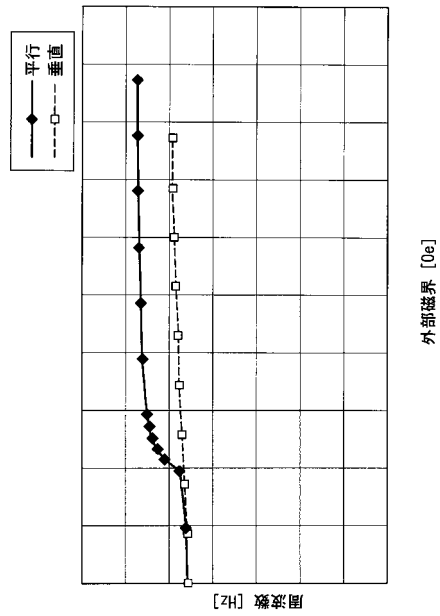
【図 5】



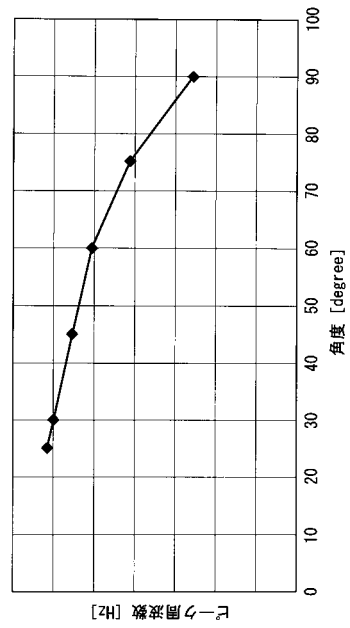
【図 6】



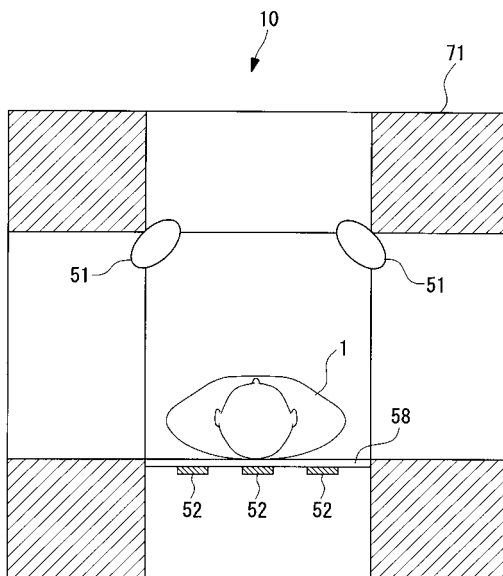
【図 7】



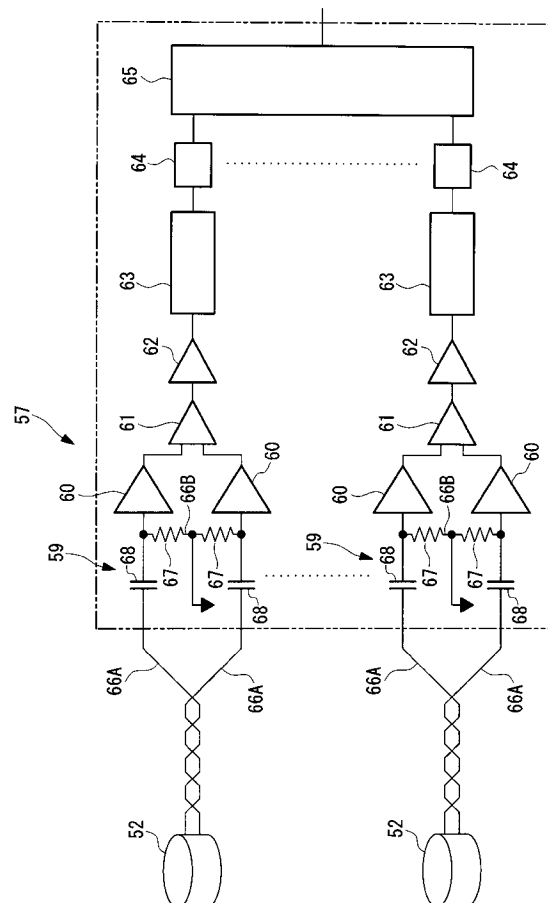
【図 8】



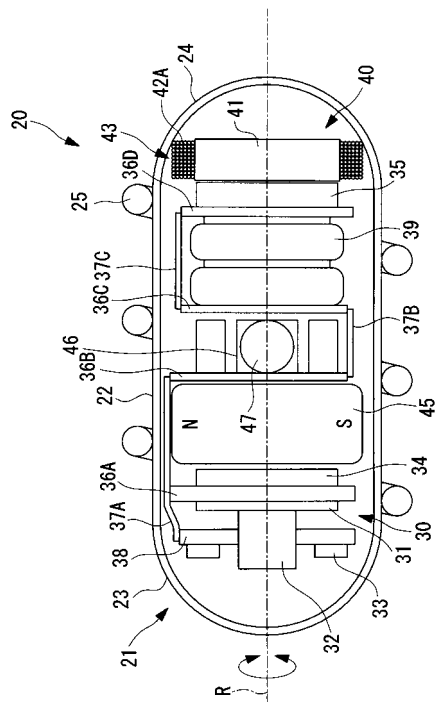
【図 9】



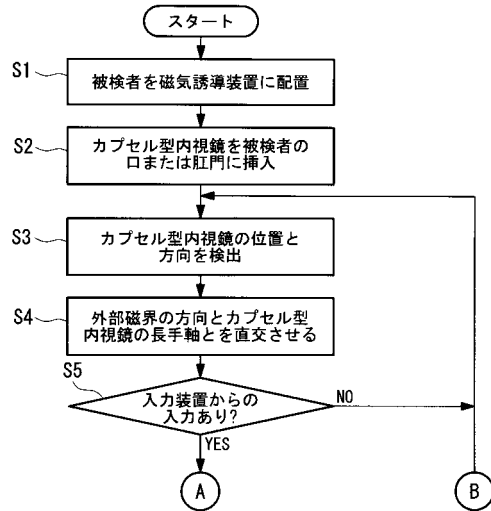
【図 10】



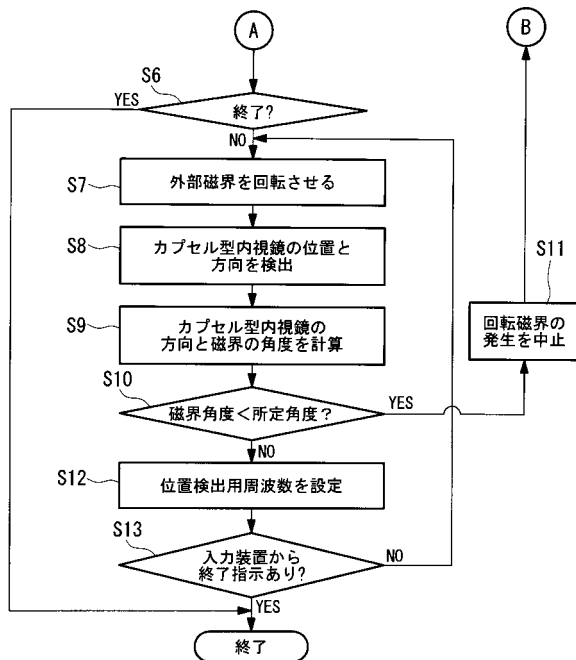
【図 1 1】



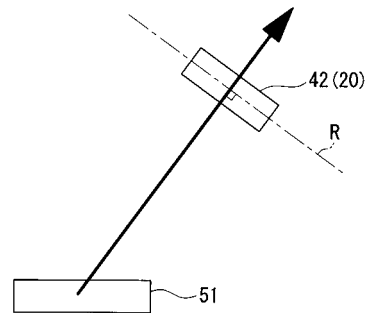
【図 1 2 A】



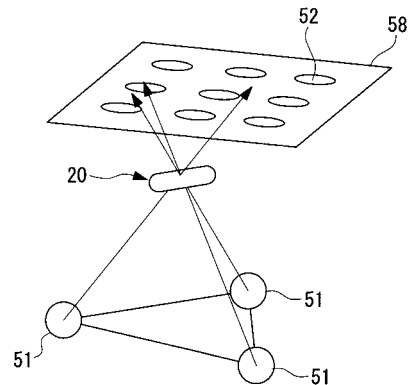
【図 1 2 B】



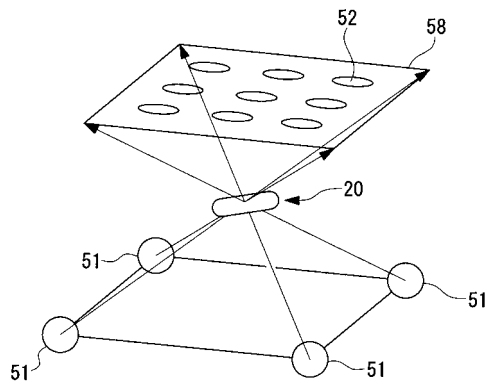
【図 1 3】



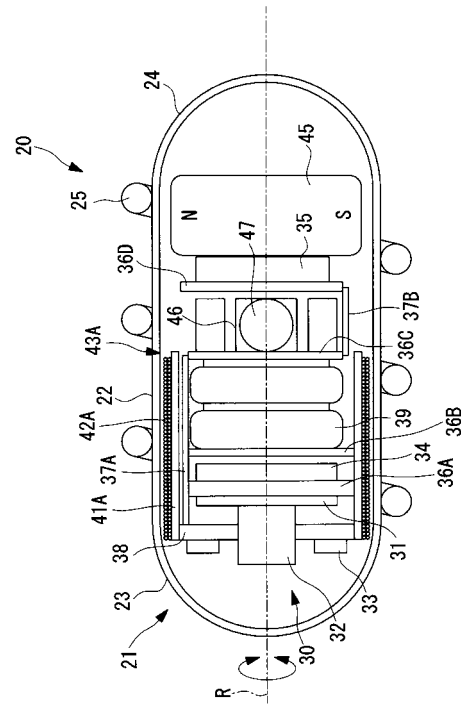
【図 1 4】



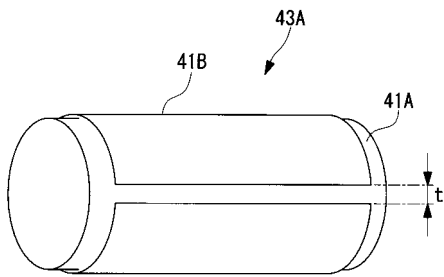
【図 15】



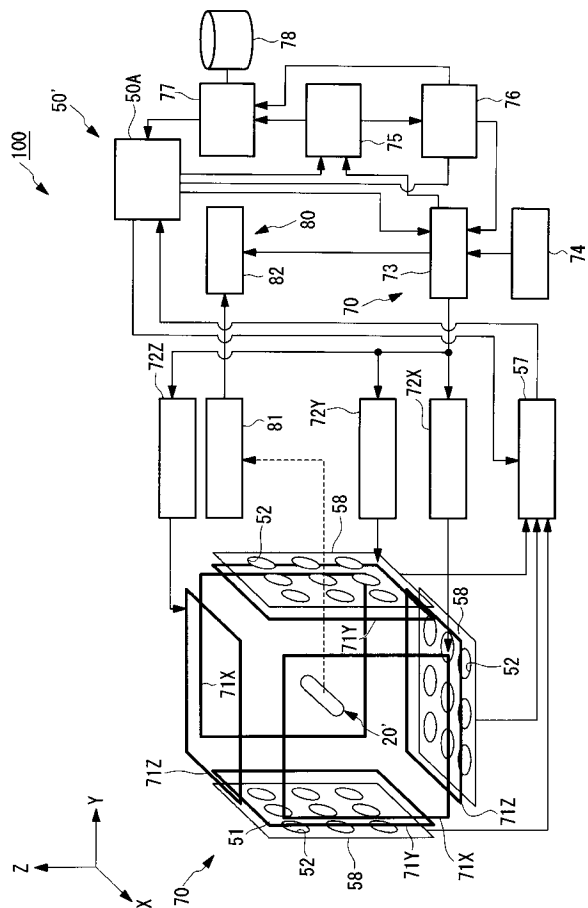
【図 16】



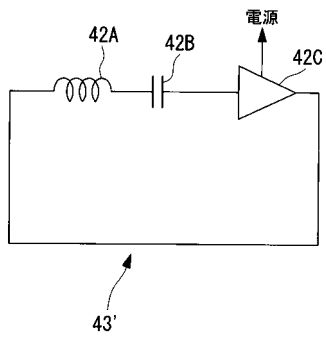
【図 17】



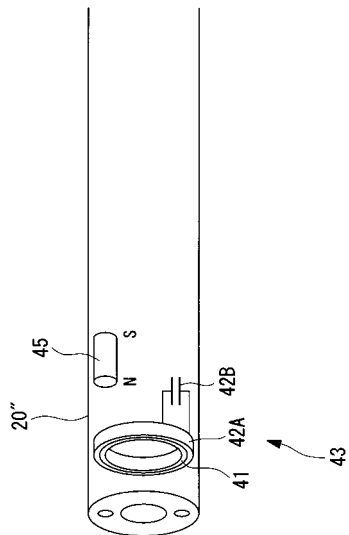
【図 18】



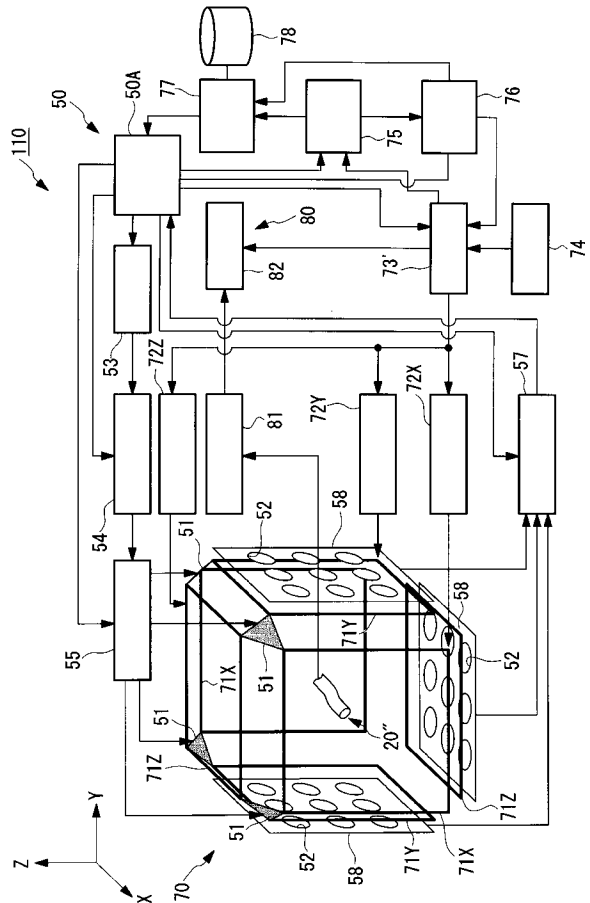
【 図 1 9 】



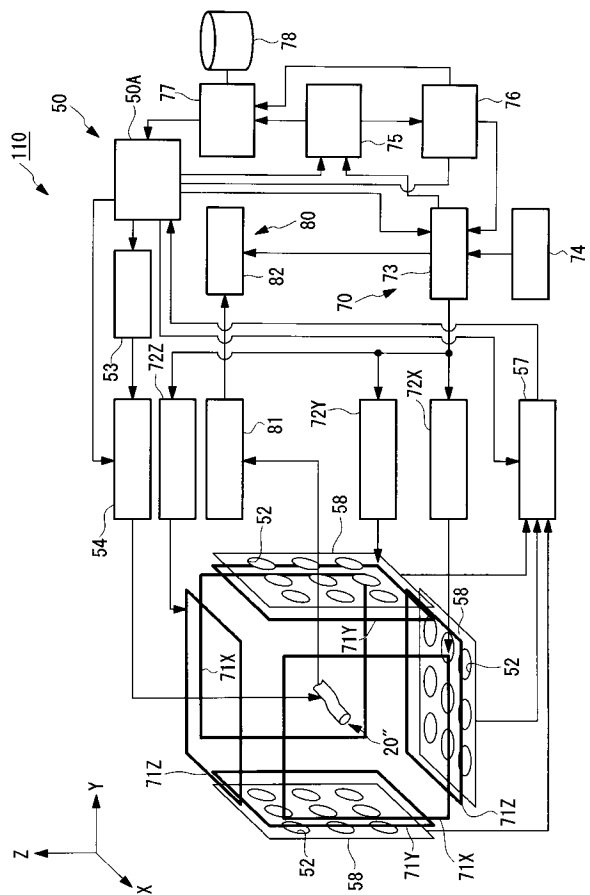
【 図 2 1 】



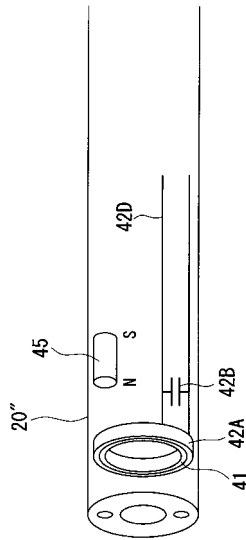
【 図 2 0 】



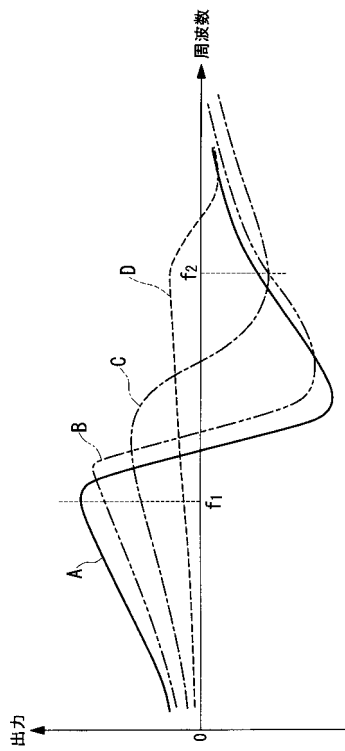
【 图 2 2 】



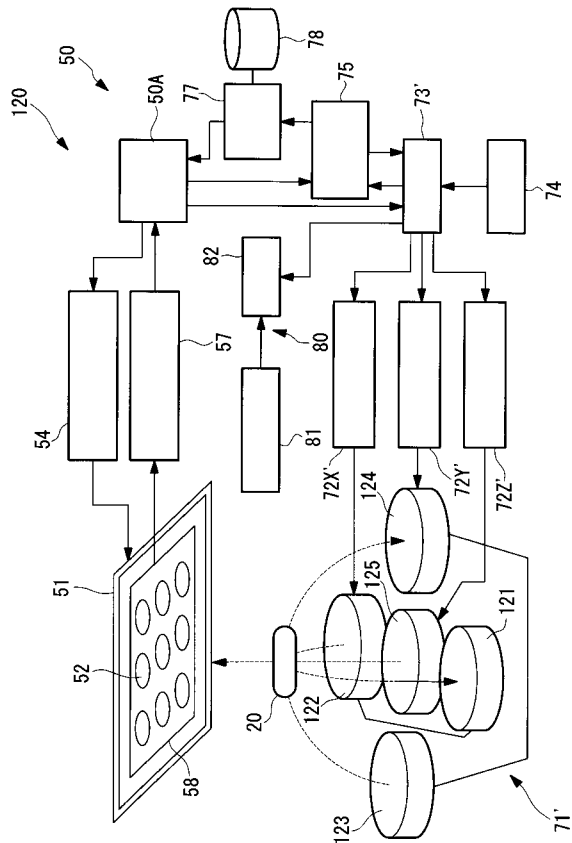
【図 2 3】



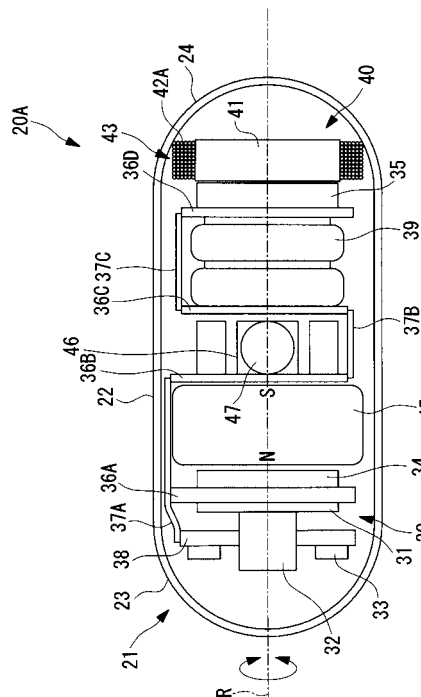
【図 2 5】



【図 2 4】



【図 2 6】



フロントページの続き

(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

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 3 0 4 6 3 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 1/00-1/32

A61B 5/06

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	JP4796075B2	公开(公告)日	2011-10-19
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		
当前申请(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		
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	JPWO2007064013A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

即使当磁感应线圈的频率特性根据用于引导医疗装置的外部磁场的状态而波动时，也防止了医疗装置的位置不能被检测到。医疗器具位置检测系统10是被导入到被检者的体内并由外部磁场引导的医疗器具位置检测系统50，其具有安装在医疗器具20上的磁感应线圈42A，其内部具有磁性体用于产生所包含的交变磁场的谐振电路43以及设置在医疗装置20的操作范围外的谐振电路43，用于检测由感应线圈42A产生的交变磁场的交变磁场检测装置52，用于基于由交变磁场检测装置52检测到的交变磁场来计算医疗装置20的位置信息的位置信息计算部50A，基于该位置处的外部磁场的强度和方向中的至少一个以及频率设定单元77，用于设定由位置52检测到的交变磁场的频率和由磁感应线圈42A产生的交变磁场的频率中的至少一个。

【图 1】

