

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号  
特許第4869040号  
(P4869040)

(45) 発行日 平成24年2月1日(2012.2.1)

(24) 登録日 平成23年11月25日(2011.11.25)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/07 (2006.01)

G O 1 B 7/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 O Z

A 6 1 B 1/00 3 2 O B

A 6 1 B 5/07 1 O O

G O 1 B 7/00 1 O 3 M

請求項の数 8 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2006-319095 (P2006-319095)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成18年11月27日 (2006.11.27)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2008-132047 (P2008-132047A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成20年6月12日 (2008.6.12)	(74) 代理人	100118913
審査請求日	平成21年9月18日 (2009.9.18)		弁理士 上田 邦生
		(74) 代理人	100112737
			弁理士 藤田 考晴
		(72) 発明者	内山 昭夫
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		(72) 発明者	佐藤 良次
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 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】

外部からの電力供給により第1の位置算出用周波数を有する第1の交番磁界を発生する第1のマーカと、

前記位置算出用周波数と同一の共振周波数を有する磁気誘導コイルを搭載した第2のマーカと、

該第2のマーカの作動範囲の外部に配置され、前記第1の位置算出用周波数において磁界を検出する磁界検出部と、

該磁界検出部で検出された磁界から、前記第1の位置算出用周波数を有するとともに前記第1の交番磁界と同一の位相を有する第1の検出磁界成分を抽出する抽出部と、

該抽出部により抽出された前記第1の検出磁界成分の強度に基づいて前記第1のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出する位置方向解析部とを備える位置検出システム。

【請求項 2】

前記抽出部が、前記磁界検出部で検出された磁界から、前記第1の位置算出用周波数を有するとともに前記第1の交番磁界の位相に対して / 2 ずれた位相を有する第2の検出磁界成分を抽出し、

前記位置方向解析部が、さらに前記第2の検出磁界成分の強度に基づいて前記第2のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出する請求項 1 に記載の位置検出システム。

【請求項 3】

前記第 2 のマーカの作動範囲の外部に配置され、前記第 1 の位置算出用周波数を有するとともに、前記第 1 の交番磁界と同一の位相を有する第 2 の交番磁界を発生する磁界発生部を備え、

前記位置方向解析部が、前記第 1 の交番磁界の発生時に抽出された前記第 1 の検出磁界成分の強度と前記第 1 の交番磁界の発生前に抽出された前記第 1 の検出磁界成分の強度との差分に基づいて前記第 1 のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出する請求項 2 に記載の位置検出システム。

【請求項 4】

前記第 2 のマーカの作動範囲の外部に配置され、前記第 1 の位置算出用周波数の近傍であって、前記第 1 の位置算出用周波数を挟み該第 1 の位置算出用周波数に対して所定の周波数だけ離れた少なくとも一組の第 2 の位置算出用周波数を有する第 2 の交番磁界を発生する磁界発生部を備え、

前記磁界検出部が、さらに前記第 2 の位置算出用周波数において磁界を検出し、

前記抽出部が、前記磁界検出部で検出された磁界から、前記一組の第 2 の位置算出用周波数を有する少なくとも一組の第 2 の検出磁界成分の強度の差分を抽出し、

前記位置方向解析部が、さらに抽出された前記差分に基づいて前記第 2 のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出する請求項 1 に記載の位置検出システム。

【請求項 5】

前記第 2 の検出磁界成分の強度が絶対値強度である請求項 4 に記載の位置検出システム。

【請求項 6】

前記第 2 のマーカがカプセル医療装置に設けられている請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の位置検出システム。

【請求項 7】

前記第 1 のマーカが内視鏡の先端部に設けられている請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の位置検出システム。

【請求項 8】

請求項 2 から請求項 7 のいずれかに記載の位置検出システムを備え、

前記第 2 のマーカが、さらに磁界作用部を備え、

該磁界作用部に作用させる推進用磁界を発生させる推進用磁界発生部と、

前記位置方向解析部により算出された前記第 2 のマーカの位置および方向の少なくとも一方に基づいて、前記推進用磁界の強度および方向を制御する推進用磁界制御部とを備える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、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】

従来、外部からの電力供給により交番磁界を発生するマーカを体腔内に挿入し、該マーカの発生した交番磁界を体外において検出することにより、体腔内におけるマーカの位置を検出する位置検出装置が知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。 40

また、外部からの位置検出用の磁界を作用させ、被検者の体内に投入されたカプセル型医療装置内に配置される磁気誘導コイルにおいて発生した誘導磁界の絶対値強度を検出することにより、カプセル型医療装置の位置および方向を検出するカプセル型医療装置の位置検出システムも知られている（例えば、非特許文献 1 参照。）。 50

【0003】

【特許文献 1】特開 2000 - 81303 号公報

【非特許文献 1】徳永他 7 名，「LC 共振型磁気マーカを用いた高精度位置検出システム」，日本応用磁気学会誌，Vol. 29，No. 2，2005，p153～156

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

しかしながら、外部からの電力供給により交番磁界を発生する一のマーカと、該交番磁界の周波数の近傍に共振周波数を有する共振回路を備えた他のマーカとが共に存在した場合、一のマーカが発生した交番磁界により、他のマーカの共振回路から誘導磁界が発生する。これにより、該交番磁界の周波数において単に磁界の絶対値強度を検出したのでは、誘導磁界も同時に検出することになるため、検出される磁界強度が、交番磁界のみを検出した場合とは相違する。その結果、一のマーカの位置または方向を正確に算出することが困難であった。

10

## 【0005】

本発明は、外部からの電力供給により交番磁界を発生する一のマーカと、該交番磁界の周波数と同一またはその近傍に共振周波数を有する共振回路を備えた他のマーカとが共に存在した場合であっても、一のマーカの位置または方向を正確に検出することができる位置検出システム、医療装置誘導システムおよび位置検出方法を提供することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

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。

本発明は、外部からの電力供給により第1の位置算出用周波数を有する第1の交番磁界を発生する第1のマーカと、前記位置算出用周波数と同一の共振周波数を有する磁気誘導コイルを搭載した第2のマーカと、該第2のマーカの作動範囲の外部に配置され、前記第1の位置算出用周波数において磁界を検出する磁界検出部と、該磁界検出部で検出された磁界から、前記第1の位置算出用周波数を有するとともに前記第1の交番磁界と同一の位相を有する第1の検出磁界成分を抽出する抽出部と、該抽出部により抽出された前記第1の検出磁界成分の強度に基づいて前記第1のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出する位置方向解析部とを備える位置検出システムを提供する。

20

## 【0007】

本発明によれば、第1のマーカが、外部からの電力供給により第1の位置算出用周波数を有する第1の交番磁界を発生する。第2のマーカに搭載された磁気誘導コイルは、第1のマーカから発生した第1の交番磁界を受ける。磁気誘導コイルを含む回路の共振周波数が、第1の位置算出用周波数と同一であるため、磁気誘導コイルは第1の交番磁界を受けて誘導磁界を発生する。そして、磁界検出部は、第1の位置算出用周波数において、第1の交番磁界と誘導磁界とが混合した磁界を検出する。

30

## 【0008】

抽出部は、磁界検出部で検出された磁界から、第1の位置算出用周波数を有するとともに第1の交番磁界と同一の位相を有する第1の検出磁界成分を抽出する。位置方向解析部は、抽出部により抽出された第1の検出磁界成分の強度に基づいて、第1のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出する。

## 【0009】

ここで、第1の交番磁界を受けて磁気誘導コイルから発生した誘導磁界は、第1の位置算出用周波数を有するとともに第1の交番磁界に対して  $\pi/2$  ずれた位相を有する。一方、第1の検出磁界成分は、第1の交番磁界と同一の周波数および同一の位相を有する磁界成分である。

40

## 【0010】

そのため、第1の検出磁界成分は、検出された磁界のうち、誘導磁界に係る情報を含まず、第1の交番磁界に係る情報のみを含む。よって、抽出部は、磁界検出部で検出された磁界から、第1の交番磁界に係る情報のみを抽出できる。これにより、位置方向解析部は、第1のマーカから発生した第1の交番磁界に係る強度の情報のみを用いて、第1のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出することができる。

50

## 【 0 0 1 1 】

その結果、外部からの電力供給により磁界を発生する第1のマーカと、磁気誘導コイルを有する第2のマーカとが共存した場合においても、誘導磁界に影響されることなく、第1のマーカの位置または方向を精度よく算出することができる。

## 【 0 0 1 2 】

上記発明においては、前記抽出部が、前記磁界検出部で検出された磁界から、前記第1の位置算出用周波数を有するとともに前記第1の交番磁界の位相に対して  $\pi/2$  ずれた位相を有する第2の検出磁界成分を抽出し、前記位置方向解析部が、さらに前記第2の検出磁界成分の強度に基づいて前記第2のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出することとしてもよい。

10

## 【 0 0 1 3 】

このようにすることで、抽出部は、磁界検出部で検出された磁界から、第1の検出磁界成分と第2の検出磁界成分とを抽出する。位置方向解析部は、抽出部により抽出された第1の検出磁界成分の強度に基づいて、第1のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出するとともに、抽出部により抽出された第2の検出磁界成分の強度に基づいて、第2のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出する。

## 【 0 0 1 4 】

ここで、第1の交番磁界を受けて磁気誘導コイルから発生した誘導磁界は、第1の交番磁界に対して、同一の周波数を有するとともに、 $\pi/2$  ずれた位相を有する。また、第2の検出磁界成分も、第1の交番磁界に対して、同一の周波数を有するとともに、 $\pi/2$  ずれた位相を有する磁界成分である。そのため、第2の検出磁界成分は、第1の交番磁界の情報を含まず、誘導磁界の情報のみを含む。よって、抽出部は、磁界検出部で検出された磁界から、誘導磁界の情報のみを抽出できる。

20

## 【 0 0 1 5 】

これにより、位置方向解析部は、第2のマーカから発生した誘導磁界の強度情報のみを用いて、第2のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出することができる。

その結果、外部からの電力供給により磁界を発生する第1のマーカと、磁気誘導コイルを有する第2のマーカとが共存した場合においても、第1のマーカおよび第2のマーカの両方について、位置および方向の少なくとも一方を同時に精度よく算出することができる。

30

## 【 0 0 1 6 】

また、上記発明においては、前記第2のマーカの作動範囲の外部に配置され、前記第1の位置算出用周波数を有するとともに、前記第1の交番磁界と同一の位相を有する第2の交番磁界を発生する磁界発生部を備え、前記位置方向解析部が、前記第1の交番磁界の発生時に抽出された前記第1の検出磁界成分の強度と前記第1の交番磁界の発生前に抽出された前記第1の検出磁界成分の強度との差分に基づいて前記第1のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出することとしてもよい。

## 【 0 0 1 7 】

このようにすることで、第2のマーカの作動範囲の外部に配置された磁界発生部が、第2の交番磁界を発生する。第1の交番磁界および第2の交番磁界は、周波数および位相ともに同一であるため、磁気誘導コイルは、第1の交番磁界および第2の交番磁界を受けて誘導磁界を発生する。磁界検出部は、第1の位置算出用周波数において、第1の交番磁界と第2の交番磁界と誘導磁界とが混合した磁界を検出する。

40

## 【 0 0 1 8 】

第1の交番磁界の発生時における第1の検出磁界成分は、第1の交番磁界および第2の交番磁界の情報を含む。一方、第1の交番磁界の発生前に抽出された第1の検出磁界成分は、第2の交番磁界の情報のみを含む。したがって、位置方向解析部の作動により、これらの差分を演算することにより、第1の交番磁界の強度の情報のみが得られる。

## 【 0 0 1 9 】

第2の検出磁界成分は、上述した理由と同様の理由から、第1の交番磁界および第2の

50

交番磁界の情報を含まず、誘導磁界の情報のみを含む。よって、抽出部は、磁界検出部で検出された磁界から、誘導磁界の情報のみを抽出できる。これにより、位置方向解析部は、第1の交番磁界の強度の情報のみを用いて、第1のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出し、第2のマーカから発生した誘導磁界の強度情報のみを用いて、第2のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出することができる。

【0020】

その結果、外部からの電力供給により磁界を発生する第1のマーカと、磁気誘導コイルを有する第2のマーカとが共存した場合においても、第1のマーカおよび第2のマーカの両方について、位置および方向の少なくとも一方を同時に精度よく算出することができる。また、第1の交番磁界に加えて第2の交番磁界も、第2のマーカから誘導磁界を発生させているので、誘導磁界の強度を大きくすることができる。

10

【0021】

また、上記発明においては、前記第2のマーカの作動範囲の外部に配置され、前記第1の位置算出用周波数の近傍であって、前記第1の位置算出用周波数を挟み該第1の位置算出用周波数に対して所定の周波数だけ離れた少なくとも一組の第2の位置算出用周波数を有する第2の交番磁界を発生する磁界発生部を備え、前記磁界検出部が、さらに前記第2の位置算出用周波数において磁界を検出し、前記抽出部が、前記磁界検出部で検出された磁界から、前記一組の第2の位置算出用周波数を有する少なくとも一組の第2の検出磁界成分の強度の差分を抽出し、前記位置方向解析部が、さらに抽出された前記差分に基づいて前記第2のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出することとしてもよい。

20

【0022】

第2のマーカの作動範囲の外部に配置された磁界発生部は、第2の交番磁界を発生する。磁気誘導コイルは、第1の交番磁界を受けて第1の位置算出用周波数を有する誘導磁界を発生し、第2の交番磁界を受けて第2の位置算出用周波数を有する誘導磁界を発生する。磁界検出部は、第1の位置算出用周波数において、第1の交番磁界と、第1の交番磁界により発生した誘導磁界とが混合した磁界を検出し、第2の位置算出用周波数において、第2の交番磁界と、第2の交番磁界により発生した誘導磁界とが混合した磁界を検出する。

【0023】

抽出部は、磁界検出部で検出された磁界から、第1の検出磁界成分の強度と、少なくとも一組の第2の検出磁界成分の強度の差分とを抽出する。位置方向解析部は、抽出部により抽出された第1の検出磁界成分の強度に基づいて、第1のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出するとともに、さらに抽出された少なくとも一組の第2の検出磁界成分の強度の差分に基づいて、第2のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出する。

30

【0024】

ここで、第2の交番磁界を受けて磁気誘導コイルから発生した誘導磁界は、一組の第2の位置算出用周波数を有するとともに、それぞれの周波数において第2の交番磁界に対する強度の大小が互いに異なっている。一方、第2の検出磁界成分は、第2の位置算出用周波数を有する磁界成分であるため、第2の交番磁界と同一の周波数を有している。

40

【0025】

そのため、第2の検出磁界成分は、第1の交番磁界の情報を含まず、第2の交番磁界と第2の交番磁界により発生した誘導磁界（以後、第2の交番磁界に係る誘導磁界とする）の情報のみを含む。よって、抽出部は、一組の第2の検出磁界成分の強度の差分を演算することにより、磁界検出部で検出された磁界から、第2の交番磁界の強度の情報を減じて第2の交番磁界に係る誘導磁界の強度の情報を多く抽出できる。

【0026】

これにより、位置方向解析部は、第2の交番磁界に係る誘導磁界の強度の情報を用いて、第2のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出することができる。その結果、外部からの電力供給により磁界を発生する第1のマーカと、磁気誘導コイルを有する第2

50

のマーカとが共存した場合においても、第1のマーカおよび第2のマーカの両方について、位置および方向の少なくとも一方を同時に精度よく算出することができる。

【0027】

また、上記発明においては、前記第2の検出磁界成分の強度が絶対値強度であることとしてもよい。

第2の検出磁界成分の絶対値強度は、第2の交番磁界と第2の交番磁界に係る誘導磁界の情報のみを含む。よって、抽出部は、一組の第2の検出磁界成分の強度の差分を演算することにより、磁界検出部で検出された磁界から、第2の交番磁界の強度の情報を減じて第2の交番磁界に係る誘導磁界の強度の情報を多く抽出できる。

【0028】

また、上記発明においては、前記第2のマーカがカプセル医療装置に設けられていることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記第1のマーカが内視鏡の先端部に設けられていることとしてもよい。

【0029】

また、本発明は、上記いずれかの位置検出システムを備え、前記第2のマーカが、さらに磁界作用部を備え、該磁界作用部に作用させる推進用磁界を発生させる推進用磁界発生部と、前記位置方向解析部により算出された前記第2のマーカの位置および方向の少なくとも一方に基づいて、前記推進用磁界の強度および方向を制御する推進用磁界制御部とを備える医療装置誘導システムを提供する。

【0030】

本発明によれば、推進用磁界発生部は、第2のマーカの磁界作用部に作用させる推進用磁界を発生させる。推進用磁界制御部は、位置方向解析部により算出された第2のマーカの位置および方向の少なくとも一方に基づいて、推進用磁界発生部を制御して、推進用磁界の強度および方向を制御する。その結果、第2のマーカの位置または方向に基づいて、第2のマーカの推進を制御することができる。

【0031】

また、本発明の参考例は、外部からの電力供給により第1のマーカが第1の位置算出用周波数を有する第1の交番磁界を発生する磁界発生ステップと、磁気誘導コイルを搭載した第2のマーカが前記第1の交番磁界を受けて誘導磁界を発生する誘導磁界発生ステップと、前記第1の位置算出用周波数において磁界を検出する磁界検出ステップと、検出された磁界から、前記第1の位置算出用周波数を有するとともに前記第1の位置算出用周波数において第1の交番磁界と同一の位相を有する第1の検出磁界成分を抽出する抽出ステップと、抽出された前記第1の検出磁界成分の強度に基づいて前記第1のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出する位置方向解析ステップとを有する位置検出方法を提供する。

【0032】

上記参考例においては、前記抽出ステップが、検出された磁界から、前記第1の位置算出用周波数を有するとともに前記第1の交番磁界の位相に対して  $\pi/2$  ずれた位相を有する第2の検出磁界成分を抽出するステップを有し、前記位置方向解析ステップが、さらに抽出された前記第2の検出磁界成分の強度に基づいて前記第2のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出するステップを有することとしてもよい。

【0033】

また、上記参考例においては、前記磁界発生ステップが、前記第1の位置算出用周波数を有するとともに、前記第1の交番磁界と同一の位相を有する第2の交番磁界を発生するステップを有し、前記誘導磁界発生ステップが、前記第2のマーカが前記第2の交番磁界を受けて誘導磁界を発生するステップを有し、前記位置方向解析ステップが、前記第1の交番磁界の発生時に抽出された前記第1の検出磁界成分の強度と前記第1の交番磁界の発生前に抽出された前記第1の検出磁界成分の強度との差分に基づいて前記第1のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出するステップであることとしてもよい。

## 【 0 0 3 4 】

また、上記参考例においては、前記磁界発生ステップが、前記第 1 の位置算出用周波数の近傍であって、前記第 1 の位置算出用周波数を挟み該第 1 の位置算出用周波数に対して所定の周波数だけ離れた少なくとも一組の第 2 の位置算出用周波数を有する第 2 の交番磁界を発生するステップを有し、前記誘導磁界発生ステップが、前記第 2 のマーカが前記第 2 の交番磁界を受けて誘導磁界を発生するステップを有し、前記磁界検出ステップが、前記第 2 の位置算出用周波数において磁界を検出するステップを有し、前記抽出ステップが、検出された磁界から、前記一組の第 2 の位置算出用周波数を有する少なくとも一組の第 2 の検出磁界成分の強度の差分を抽出するステップを有し、前記位置方向解析ステップが、さらに抽出された前記差分に基づいて前記第 2 のマーカの位置および方向の少なくとも一方を算出するステップを有することとしてもよい。

10

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 3 5 】

本発明によれば、外部からの電力供給により交番磁界を発生する一のマーカと、該交番磁界の周波数と同一またはその近傍に共振周波数を有する共振回路を備えた他のマーカとが共に存在した場合であっても、一のマーカの位置または方向を正確に検出することができるという効果を奏する。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 3 6 】

## 〔 第 1 の実施形態 〕

20

本発明の第 1 の実施形態に係る位置検出システム 1 について、図 1 ~ 図 3 を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る位置検出システム 1 は、体腔内に挿入される挿入部 2 a を有する内視鏡装置 2 と、体腔内に投入されるカプセル医療装置 3 とを含む医療装置誘導システムに備えられるシステムであって、内視鏡装置 2 の挿入部 2 a の先端位置に備えられるマーカコイル ( 第 1 のマーカ ) 4 と、カプセル医療装置 3 に備えられる磁気誘導コイル ( 第 2 のマーカ ) 5 と、マーカコイル 4 の位置を検出する位置検出装置 6 と、これらを制御する制御部 7 と、位置検出装置 6 による検出結果を表示する表示装置 8 とを備えている。

## 【 0 0 3 7 】

内視鏡装置 2 には、図 2 に示されるように、制御部 7 からの指示信号を受けて、マーカコイル 4 に第 1 の交番磁界を発生させるマーカ駆動回路 9 が設けられている。マーカ駆動回路 9 は、マーカコイル 4 により発生する第 1 の交番磁界の磁界波形を記憶する波形データメモリ 10、D / A 変換器 11 および増幅器 12 を備えている。

30

前記マーカコイル 4 は、マーカ駆動回路 9 により駆動されることにより、第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  を有する第 1 の交番磁界を発生するようになっている。

## 【 0 0 3 8 】

カプセル医療装置 3 には、前記磁気誘導コイル 5 を含み、第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  を共振周波数とする共振回路が備えられている。磁気誘導コイル 5 は、外部からの交番磁界を受けて誘導磁界を発生するようになっている。

## 【 0 0 3 9 】

40

前記位置検出装置 6 は、内視鏡装置 2 およびカプセル医療装置 3 が挿入される被検者の体外に配置され、マーカコイル 4 および磁気誘導コイル 5 から発生される磁界を検出する磁界検出部 13 と、磁界検出部 13 により検出された磁界に基づいて内視鏡装置 2 およびカプセル医療装置 3 の位置および方向を算出する位置計算部 14 とを備えている。

## 【 0 0 4 0 】

前記磁界検出部 13 は、複数のセンスコイル 13 a と、各センスコイル 13 a からの出力信号を受信する受信回路 13 b とを備えている。

センスコイル 13 a は、空芯コイルであり、内視鏡装置 2 の挿入部 2 a 先端およびカプセル医療装置 3 の作動空間に面して、9 個 1 組が正方配列されている。

## 【 0 0 4 1 】

50

受信回路 13b は、内視鏡装置 2 の位置情報を含む交流電圧に含まれる高周波成分を取り除くローパスフィルタ (LPF) 15、高周波成分を取り除かれた交流電圧を増幅するアンプ (AMP) 16 と、増幅された交流電圧の所定周波数帯域のみを通過させるバンドパスフィルタ (BPF) 17 と、バンドパスフィルタ 17 を通過した交流電圧をデジタル信号に変換する A/D 変換器 18 とを備えている。これにより、磁界検出部 13 において検出された磁界は、デジタル信号からなる磁界信号として出力されるようになっている。

【0042】

前記位置計算部 14 は、磁界検出部 13 の受信回路 13b から出力された磁界信号を記憶する第 1 のメモリ 19 と、該磁界信号を周波数解析処理する FFT 処理回路 20 と、磁界信号の周波数解析処理結果から所定の磁界情報を抽出する抽出部 21 と、抽出された磁界情報に基づいて内視鏡装置 2 およびカプセル医療装置 3 の位置および方向を算出する位置方向解析部 22 と、算出された内視鏡装置 2 およびカプセル医療装置 3 の位置および方向を記憶する第 2 のメモリ 23 とを備えている。

10

【0043】

前記抽出部 21 は、マーカ駆動回路 9 が発生した信号の周波数成分である第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  を制御部 7 から受けて、磁界信号の周波数解析処理により得られた磁界情報のうち、第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  を有する磁界情報を抽出する周波数選択部 24 と、該周波数選択部 24 により抽出された第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  における磁界情報を記憶する第 3 のメモリ 25 とを備えている。

【0044】

20

ここで、第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  における磁界情報とは、第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  における磁界の絶対値、実数部 (第 1 の検出磁界成分) および虚数部 (第 2 の検出磁界成分) である。実数部は、第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  を有しかつ前記第 1 の交番磁界と同一の位相を有する磁界成分であり、虚数部は、第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  を有しかつ第 1 の交番磁界の位相に対して  $\pi/2$  ずれた位相を有する磁界成分である。

【0045】

前記位置方向解析部 22 は、第 3 のメモリ 25 に記憶されている磁界情報のうち、全てのセンスコイル 13a において検出された磁界の虚数部に基づいて、カプセル医療装置 3 の位置および方向を算出し、全てのセンスコイル 13a において検出された磁界の実数部およびキャリブレーション値に基づいて、内視鏡装置 2 先端の位置および方向を算出するようになっている。

30

【0046】

前記制御部 7 は、各種入力を行う入力装置 26 と、該入力装置 26 により入力された磁気誘導コイル 5 の共振周波数に基づいてマーカコイル 4 から発生する磁界波形を計算する波形データ生成器 27 と、入力された共振周波数を波形データ生成器 27 へ転送する制御回路 28 とを備えている。また、制御部 7 には、所定のクロック信号を発生するクロック 29 と、クロック信号に基づいて周波数解析に用いる磁界信号の読出しタイミングを位置計算部 14 の FFT 処理回路 20 に指示する読出しタイミング生成器 30 と、クロック信号に基づいてトリガ信号を発生するトリガ発生器 31 とが備えられている。

【0047】

40

制御回路 28 は、トリガ発生器 31 に対し、読出しタイミング生成器 30 およびマーカ駆動回路 9 へのトリガ信号を発生させるようになっている。また、前記波形データ生成器 27 は、生成した磁界波形をマーカ駆動回路 9 の波形データメモリ 10 に転送するようになっている。

【0048】

このように構成された本実施形態に係る位置検出システム 1 を用い内視鏡装置 2 の先端およびカプセル医療装置 3 の位置検出方法について、以下に説明する。

本実施形態に係る位置検出システム 1 により内視鏡装置 2 の先端およびカプセル医療装置 3 の位置および方向を検出するには、内視鏡装置 2 の先端のマーカコイル 4 およびカプセル医療装置 3 内の磁気誘導コイル 5 の位置および方向を検出する。

50



## 【 0 0 4 9 】

まず、マーカコイル 4 から発生する磁界波形を生成し、マーカ駆動回路 9 の波形データメモリ 10 内に記憶する。次いで、各センスコイル 13 a についてキャリブレーションを行い、キャリブレーション値の取得と読出しタイミングの設定を行う。その後、取得されたキャリブレーション値および設定された読出しタイミングに基づいてマーカコイル 4 および磁気誘導コイル 5 の位置および方向を算出する実測定を行う。

## 【 0 0 5 0 】

磁界波形の生成は、図 3 に示されるように、入力装置 26 から磁気誘導コイル 5 の共振周波数を入力し（ステップ S 1）、制御回路 28 が入力された共振周波数を波形データ生成器 27 へ転送する（ステップ S 2）ことにより開始される。波形データ生成器 27 においては、送られてきた磁気誘導コイル 5 の共振周波数に基づいてマーカコイル 4 から発生する磁界波形が算出され（ステップ S 3）、算出された波形データがマーカ駆動回路 9 の波形データメモリ 10 内に記憶される（ステップ S 4）。

## 【 0 0 5 1 】

キャリブレーションは、図 4 および図 5 に示されるように、内視鏡装置 2 の挿入部 2 a 先端が体腔内に挿入され、カプセル医療装置 3 が体腔内に投入されていない状態で、入力装置 26 からキャリブレーションの指示が入力されることにより開始される（ステップ S 11）。制御回路 28 は、マーカ駆動回路 9 および読出しタイミング生成器 30 に対してトリガ信号を発生するようにトリガ発生器 31 に指示を与える。これによりトリガ発生器 31 からトリガ信号が発せられる（ステップ S 12）。

## 【 0 0 5 2 】

トリガ信号を受けたマーカ駆動回路 9 は、波形データメモリ 10 内に記憶されている波形データに基づいて、磁界発生駆動信号をクロック 29 からのクロック信号に同期して順次生成し、マーカコイル 4 に出力する。マーカコイル 4 は入力された磁界発生駆動信号により第 1 の交番磁界を発生する（ステップ S 13）。

## 【 0 0 5 3 】

受信回路 13 b は、各センスコイル 13 a で検出したマーカコイル 4 からの第 1 の交番磁界に係る磁界信号を受信して、ローパスフィルタ 15 によるローパスフィルタ処理、増幅器 16 による増幅処理およびバンドパスフィルタ 17 によるバンドパスフィルタ処理を行った後に、クロック信号に同期して A / D 変換を行う（ステップ S 14）。

## 【 0 0 5 4 】

A / D 変換された磁界信号は、位置計算部 14 の第 1 のメモリ 19 に記憶される（ステップ S 15）。そして、周波数解析処理を行うのに必要なデータ数が第 1 のメモリ 19 内に蓄積されたか否かが判断され、蓄積された場合には F F T 処理回路 20 により周波数解析処理が行われる（ステップ S 16）。

## 【 0 0 5 5 】

周波数解析処理の結果に基づいて、周波数選択部 24 は、マーカコイル 4 から発生させた第 1 の交番磁界の周波数である第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  における磁界情報のみを抽出して第 3 のメモリ 25 に記憶する（ステップ S 17）。

制御回路 28 は第 3 のメモリ 25 に記憶された磁界情報を読み出し、虚数部の値を内部メモリ（図省略）に記憶する（ステップ S 18）。

## 【 0 0 5 6 】

そして、制御回路 28 は、読出しタイミング生成器 30 で生成する読出しタイミングを 1 クロック分遅らせる指示を読出しタイミング生成器 30 へ送る（ステップ S 19）。

その後、ステップ S 12 ~ S 19 を繰り返しながら、制御回路 28 は、第 3 のメモリ 25 に記憶された磁界情報の虚数部と、内部メモリに記憶されている虚数部とを比較する。そして、制御回路 28 は、ステップ S 18 で記憶する周波数解析処理結果の虚数部の値が最もゼロに近くなる読出しタイミングを実測定に使用する読出しタイミングとして読出しタイミング生成器 30 に設定する（ステップ S 20）。

## 【 0 0 5 7 】

このようにして、周波数解析処理結果の虚数部の値が最もゼロに近くなる読出しタイミングが読出しタイミング生成器 30 に設定された状態で、キャリブレーション値の測定が行われる。

具体的には、制御回路 28 がトリガ発生器 31 にマーカ駆動回路 9 と読出しタイミング生成器 30 へのトリガ信号の発生を指示する（ステップ S 21）。そして、マーカ駆動回路 9 が波形データメモリ 10 に記憶されている波形データに基づいて、磁界発生駆動信号をクロック信号に同期して順次発生し、マーカコイル 4 に出力する。マーカコイル 4 は、入力された磁界発生駆動信号により第 1 の交番磁界を発生する（ステップ S 22）。

【0058】

次いで、受信回路 13b が、全てのセンスコイル 13a で受信したマーカコイル 4 からの磁界信号をローパスフィルタ処理、増幅処理およびバンドパスフィルタ処理し、クロック信号に同期して A/D 変換を行う（ステップ S 23）。A/D 変換された磁界信号は位置計算部 14 の第 1 のメモリ 19 に蓄えられる（ステップ S 24）。

【0059】

そして、FFT 処理回路 20 が、全てのセンスコイル 13a により検出された磁界信号について、上記読出しタイミングで磁界信号を第 1 のメモリ 19 から読み出し、周波数解析処理を行う（ステップ S 25）。周波数解析処理の結果、得られた磁界情報のうち、第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  における磁界強度の実数部、虚数部および絶対値のそれぞれの値を周波数選択部 24 が抽出し（ステップ S 26）、抽出された値をそれぞれのセンスコイル 13a に対応したキャリブレーション値として第 3 のメモリ 25 に記憶する（ステップ S 27）。これによりキャリブレーション処理が終了し、この後に実測定が行われる。

【0060】

次に、実測定は、図 6～図 8 に示されるように、体腔内に内視鏡装置 2 およびカプセル医療装置 3 が挿入配置された状態で（ステップ S 31）、入力装置 26 において実測定の開始が指示されることにより開始される（ステップ S 32）。

制御回路 28 は、トリガ発生器 31 にマーカ駆動回路 9 および読出しタイミング生成器 30 へのトリガ信号の発生を指示し、トリガ発生器 31 がトリガ信号を発生する（ステップ S 33）。

【0061】

マーカ駆動回路 9 は、波形データメモリ 10 内に記憶されている波形データに基づいて、磁界発生駆動信号をクロック信号に同期しながら順次生成し、マーカコイル 4 に出力する。マーカコイル 4 は入力された磁界発生駆動信号により第 1 の交番磁界を発生させる（ステップ S 34）。

【0062】

受信回路 13b は、各センスコイル 13a で検出したマーカコイル 4 からの第 1 の交番磁界に係る磁界信号をローパスフィルタ 15 によるローパスフィルタ処理、増幅器 16 による増幅処理およびバンドパスフィルタ 17 によるバンドパスフィルタ処理を行った後に、クロック信号に同期して A/D 変換を行う（ステップ S 35）。

【0063】

A/D 変換された磁界信号は、位置計算部 14 の第 1 のメモリ 19 に記憶される（ステップ S 36）。そして、周波数解析処理を行うのに必要なデータ数が第 1 のメモリ 19 内に蓄積されたか否かが判断され、蓄積された場合には FFT 処理回路 20 により周波数解析処理が行われる（ステップ S 37）。その後、この周波数解析処理が全てのセンスコイル 13a からのデータに対して行われたか否かが判断され（ステップ S 38）、全てのセンスコイル 13a からのデータが処理されていない場合にはステップ S 32～S 37 が繰り返される。

【0064】

全てのセンスコイル 13a からのデータの周波数解析処理が行われた場合には、図 7 に示されるように、その処理結果に基づいて、周波数選択部 24 は、マーカコイル 4 から発生させた第 1 の交番磁界の周波数における磁界情報のみを抽出し、第 3 のメモリ 25 に記

10

20

30

40

50

憶する（ステップS 3 9）。この処理は全てのセンスコイル 1 3 a からの磁界信号に対して行われる（ステップS 4 0）。

【 0 0 6 5 】

位置方向解析部 2 2 は、第 3 のメモリ 2 5 に記憶されている磁界情報の内、周波数解析処理結果の虚数部を第 3 のメモリ 2 5 から読み出し（ステップS 4 1）、該虚数部に基づいて、磁気誘導コイル 5 の位置および向きを繰り返し演算により算出する（ステップS 4 2）。周波数解析処理の結果の虚数部には、マーカコイル 4 の発生する第 1 の交番磁界と同一の第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  を有し、かつ、第 1 の交番磁界の位相に対して  $\pi/2$  だけずれた位相を有する磁気誘導コイル 5 に発生した誘導磁界の磁界信号（第 2 の検出磁界成分）のみが含まれているので、この虚数部を抽出して用いることにより、磁気誘導コイル 5 の位置および方向を精度よく算出することができる。

10

算出された磁気誘導コイル 5 の位置および方向は、制御回路 2 8 に送られて、表示装置 8 により表示される（ステップS 4 3）とともに、第 2 のメモリ 2 3 に記憶される（ステップS 4 4）。

【 0 0 6 6 】

また、位置方向解析部 2 2 は、全てのセンスコイル 1 3 a からの磁界信号の周波数解析処理の結果の実数部および記憶されていたキャリブレーション値を読み出して（ステップS 4 5、S 4 6）、図 8 に示されるように、その差分値を算出する（ステップS 4 7）。そして、算出された差分値に基づいてマーカコイル 4 の位置および方向が繰り返し演算により算出される（ステップS 4 8）。

20

【 0 0 6 7 】

周波数解析処理の結果の実数部には、マーカコイル 4 の発生する第 1 の交番磁界と同一の第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  を有し、かつ、第 1 の交番磁界と同一の位相を有する磁界信号（第 1 の検出磁界成分）のみが含まれているので、この実数部を抽出して用いることにより、カプセル医療装置 3 がセンスコイル 1 3 a による検出範囲内に存在していても、カプセル医療装置 3 の影響を受けることなく、マーカコイル 4 の位置および方向を精度よく算出することができる。

【 0 0 6 8 】

また、周波数解析処理の結果の実数部からキャリブレーション値を減算した差分に基づいてマーカコイル 4 の位置および方向を算出するので、カプセル医療装置 3 以外からの磁界の影響をもなくして、さらに精度よくマーカコイル 4 の位置および方向を算出することができる。

30

算出されたマーカコイル 4 の位置および方向は、制御回路 2 8 に送られて、表示装置 8 により表示される（ステップS 4 9）とともに、第 2 のメモリ 2 3 に記憶される（ステップS 5 0）。

【 0 0 6 9 】

そして、入力装置 2 6 において位置検出終了の指示が入力されたか否かが確認され（ステップS 5 1）、入力された場合には、トリガ発生器 3 1 からのトリガ信号の発生を終了させ、位置検出システム 1 の動作を停止する（ステップS 5 2）。一方、終了の指示が入力されていない場合には、ステップS 2 3 に戻り、位置検出動作を継続する。

40

【 0 0 7 0 】

この場合において、磁気誘導コイル 5 およびマーカコイル 4 の位置および方向の繰り返し演算における初期値としては、前回に算出され第 2 のメモリ 2 3 に記憶されている磁気誘導コイル 5 およびマーカコイル 4 の位置および方向の計算結果が利用される。これにより、繰り返し演算の収束時間を短縮し、位置および方向を迅速に算出することができる。

【 0 0 7 1 】

このように、本実施形態に係る位置検出システム 1 およびこれを用いた位置検出方法によれば、マーカコイル 4 からの信号と磁気誘導コイル 5 からの信号とを、両方の信号の位置情報に基づいて完全に分離することができる。その結果、マーカコイル 4 および磁気誘導コイル 5 の位置および向き、すなわち、体腔内に挿入した状態の内視鏡装置 2 の挿入部

50

2 a の先端およびカプセル医療装置 3 の位置および方向を正確に求めることができる。

【 0 0 7 2 】

[ 第 2 の実施形態 ]

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る位置検出システム 4 0 について、図 9 ~ 図 1 7 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 の実施形態に係る位置検出システム 1 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 0 7 3 】

本実施形態に係る位置検出システム 4 0 は、図 9 に示されるように、医療装置誘導システム 1 0 0 に備えられている。医療装置誘導システム 1 0 0 は、被験者の口部または肛門から体腔内に投入される内視鏡装置 2 およびカプセル医療装置 3 と、位置検出システム 4 0 と、検出された位置および方向ならびに施術者の支持に基づきカプセル医療装置 3 を誘導する磁気誘導装置 1 0 1 と、カプセル医療装置 3 から送信された画像信号を表示する画像表示装置 1 0 2 とを備えている。

【 0 0 7 4 】

磁気誘導装置 1 0 1 は、図 9 に示すように、カプセル医療装置 3 を駆動する平行な外部磁界（回転磁界）を発生させる 3 軸ヘルムホルツコイルユニット（推進用磁界発生部）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、カプセル医療装置 3 を駆動する外部磁界の方向を制御する磁界制御回路（推進用磁界制御部）7 3 と、施術者が入力したカプセル医療装置 3 の進行方向を磁界制御回路 7 3 に出力する入力装置 7 4 とを備えている。

【 0 0 7 5 】

なお、本実施形態では、3 軸ヘルムホルツコイルユニット 7 1 と標記したが、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 0 に示されるように略四角をしていてもよく、また、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かまわない。

【 0 0 7 6 】

3 軸ヘルムホルツコイルユニット 7 1 は、図 9 に示されるように、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 7 1 は、互いに対向する 3 対のヘルムホルツコイル（電磁石）7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Z を備えるとともに、各対のヘルムホルツコイル 7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Z が図 9 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 7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Z と表記する。

【 0 0 7 7 】

また、ヘルムホルツコイル 7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Z 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 9 に示されるように、カプセル医療装置 3 の作動空間（作動空間 S とも言う。）になるとともに、被検者が配置される空間にもなっている。

【 0 0 7 8 】

ヘルムホルツコイルドライバ 7 2 は、それぞれヘルムホルツコイル 7 1 X, 7 1 Y, 7 1 Z を制御するヘルムホルツコイルドライバ 7 2 X, 7 2 Y, 7 2 Z を備えている。

磁界制御回路 7 3 には、後述する位置検出システム 4 0 からカプセル医療装置 3 の現在向いている方向（カプセル医療装置 3 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 7 4 から入力したカプセル医療装置 3 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 7 3 からは、ヘルムホルツコイルドライバ 7 2 X, 7 2 Y, 7 2 Z を制御する信号が出力されるとともに、画像表示装置 8 0 にカプセル医療装置 3 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 7 2 X, 7 2 Y, 7 2 Z に供給する電流データが出力されるようになっている。

【 0 0 7 9 】

また、入力装置 7 4 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医療装置 3 の進行方向を指示するようになっている。

なお、入力装置 7 4 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。

【 0 0 8 0 】

カプセル医療装置 3 は、図 1 0 に示すように、その内部に各種の機器を収納する外装 1 1 0 と、被験者 1 の体腔内管路の内壁面を撮像する撮像部 1 2 0 と、撮像部 1 2 0 を駆動する電池 1 3 0 と、後述する磁界発生装置 4 1 により交流磁界を発生させる誘導磁界発生部 1 4 0 と、磁気誘導装置 7 0 で発生する外部磁界を受け、カプセル医療装置 3 を駆動する永久磁石（磁界作用部） 1 5 0 とを備えている。

10

【 0 0 8 1 】

外装 1 1 0 は、カプセル医療装置 3 の長手軸 R を中心軸とする赤外線透過する円筒形状のカプセル本体（以下、単に本体と略記） 1 1 1 と、本体 1 1 1 の前端を覆う透明な半球形状の先端部 1 1 2 と、本体の後端を覆う半球形状の後端部 1 1 3 とから構成され、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 8 2 】

また、外装 1 1 0 の本体 1 1 1 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 1 1 4 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を受け、永久磁石 1 5 0 が回転させられると、本体 1 1 1 とともに螺旋部 1 1 4 が長手軸 R 回りに回転させられる結果、螺旋部 1 1 4 により本体 1 1 1 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、管腔内でカプセル医療装置 3 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。

20

【 0 0 8 3 】

撮像部 1 2 0 は、長手軸 R に対して略垂直に配置された基板 1 2 0 A と、基板 1 2 0 A の先端部 1 1 2 側の面に配置されたイメージセンサ 1 2 1 と、被験者の体腔内管路の内壁面の画像をイメージセンサ 1 2 1 に結像させるレンズ群 1 2 2 と、体腔内管路の内壁面を照明する LED（Light Emitting Diode） 1 2 3 と、基板 1 2 0 A の後端部 1 1 3 側の面に配置された信号処理部 1 2 4 と、画像信号を画像表示装置 1 0 2 に発信する無線素子 1 2 5 とを備えている。

30

【 0 0 8 4 】

信号処理部 1 2 4 は、電池 1 3 0 に電氣的に接続されているとともに、イメージセンサ 1 2 1 および LED 1 2 3 と電氣的に接続されている。また、信号処理部 1 2 4 は、イメージセンサ 1 2 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 1 2 5 から外部に送信するとともに、後述するスイッチ部 1 2 6 からの信号に基づきイメージセンサ 1 2 1 および LED 1 2 3 のオン・オフを制御している。

【 0 0 8 5 】

イメージセンサ 1 2 1 は、先端部 1 1 2 およびレンズ群 1 2 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 1 2 4 へ出力している。このイメージセンサ 1 2 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。

40

また、LED 1 2 3 は、基板 1 2 0 A より先端部 1 1 2 側に配置された支持部材 1 2 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。

画像表示装置 1 0 2 は、カプセル医療装置 3 から送られてくる画像データを受信する画像受信回路 8 1 と、受信された画像データを表示する表示装置 8 とを備えている。

【 0 0 8 6 】

永久磁石 1 5 0 は、信号処理部 1 2 4 の後端部 1 1 3 側に配置されている。永久磁石 1 5 0 は、長手軸 R に対して直行方向に磁化方向（磁極）を有するように配置または着磁されている。

永久磁石 1 5 0 の後端部 1 1 3 側には、スイッチ部 1 2 6 が備えられている。スイッチ

50

部 1 2 6 は赤外線センサ 1 2 7 を有し、信号処理部 1 2 4 および電池 1 3 0 と電氣的に接続されている。

【 0 0 8 7 】

また、スイッチ部 1 2 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 1 2 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 1 2 6 が 4 つ配置されている例を説明するが、スイッチ部 1 2 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。

【 0 0 8 8 】

無線素子 1 2 5 の後端部 1 1 3 側に配置された誘導磁界発生部 1 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） 1 4 1 と、芯部材 1 4 1 の外周部に配置された磁気誘導コイル 5 と、磁気誘導コイル 5 と電氣的に接続され、共振回路を形成するコンデンサ（図示略）とから形成されている。

また、芯部材 1 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 8 9 】

本実施形態に係る位置検出システム 4 0 は、図 9 ~ 図 1 2 に示されるように、磁気誘導コイル 5 の作動範囲の外側に配置され、前記第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  を有するとともに、前記第 1 の交番磁界と同一の位相を有する第 2 の交番磁界を発生する磁界発生装置 4 1 および磁界発生装置駆動回路 4 2 を備える点および位置方向解析部 2 2 における演算処理において、上述した第 1 の実施形態に係る位置検出システム 1 と相違している。図 1 2 中、符号 4 3 は波形データメモリ、符号 4 4 は D / A 変換器、符号 4 5 は増幅器、符号 5 5 は磁界発生装置 4 1 を選択するセクタ、符号 5 6 はセンスコイル 1 3 a を選択するセンスコイルセクタである。

【 0 0 9 0 】

図 1 1 および図 1 2 に本実施形態に係る位置検出システム 4 0 を簡略化して示す。

本実施形態に係る位置検出システム 4 0 により、内視鏡装置 2 の先端のマーカコイル 4 およびカプセル医療装置 3 内の磁気誘導コイル 5 の位置および方向を検出するには、第 1 の実施形態と同様にして、発生する第 1 , 第 2 の交番磁界の波形データを生成して波形データメモリ 1 0 , 4 3 に記憶し、カプセル医療装置 3 が作動範囲内に存在しない状態で、キャリブレーションを行う。

【 0 0 9 1 】

マーカコイル 4 から第 1 の交番磁界を発生するのみならず磁界発生装置 4 1 から第 2 の交番磁界を発生するので、生成された磁界波形データは、マーカ駆動回路 9 および磁界発生装置駆動回路 4 2 の波形データメモリ 1 0 , 4 3 にそれぞれ転送される。なお、マーカコイル 4 および磁界発生装置 4 1 から発生する第 1 , 第 2 の交番磁界は、磁気誘導コイル 5 の共振周波数である第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  に一致し、かつ同一の位相を有している。

【 0 0 9 2 】

キャリブレーションは、図 1 3 および図 1 4 に示されるように、内視鏡装置 2 の挿入部 2 a 先端が体腔内に挿入され、カプセル医療装置 3 が体腔内に投入されていない状態で、入力装置 2 6 からキャリブレーションの指示が入力されることにより開始される（ステップ S 4 1）。制御回路 2 8 は、磁界発生装置駆動回路 4 2 および読出しタイミング生成器 3 0 に対してトリガ信号を発生するようにトリガ信号発生器 3 1 に指示を与える。これによりトリガ信号発生器 3 1 からトリガ信号が発せられる（ステップ S 4 2）。

【 0 0 9 3 】

トリガ信号を受けた磁界発生装置駆動回路 4 2 は、波形データメモリ 4 3 内に記憶されている波形データに基づいて、磁界発生駆動信号をクロック 2 9 からのクロック信号に同期して順次生成し、磁界発生装置 4 1 に出力する。磁界発生装置 4 1 は入力された磁界発生駆動信号により第 2 の交番磁界を発生する（ステップ S 4 3）。

【 0 0 9 4 】

受信回路 13b は、各センスコイル 13a で検出した磁界発生装置 41 からの第 2 の交番磁界に係る磁界信号を受信して、ローパスフィルタ処理、増幅処理およびバンドパスフィルタ処理を行った後に、クロック信号に同期して A/D 変換を行う (ステップ S44)。

【0095】

A/D 変換された磁界信号は、位置計算部 14 の第 1 のメモリ 19 に記憶される (ステップ S45)。そして、周波数解析処理を行うのに必要なデータ数が第 1 のメモリ 19 内に蓄積されたか否かが判断され、蓄積された場合には FFT 処理回路 20 により周波数解析処理が行われる (ステップ S46)。

【0096】

周波数解析処理の結果に基づいて、周波数選択部 24 は、磁界発生装置 41 から発生させた第 2 の交番磁界の周波数である第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  における磁界情報のみを抽出して第 3 のメモリ 25 に記憶する (ステップ S47)。

制御回路 28 は第 3 のメモリ 25 に記憶された磁界情報を読み出し、虚数部の値を記憶する (ステップ S48)。

【0097】

そして、制御回路 28 は、読出しタイミング生成器 30 で生成する読出しタイミングを 1 クロック分遅らせる指示を読出しタイミング生成器 30 へ送る (ステップ S49)。

その後、ステップ S42 ~ S49 を繰り返し、ステップ S48 で記憶する周波数解析処理結果の虚数部の値が最もゼロに近くなる読出しタイミングを実測定に使用する読出しタイミングとして読出しタイミング生成器 30 に設定する (ステップ S50)。

【0098】

このようにして、周波数解析処理結果の虚数部の値が最もゼロに近くなる読出しタイミングが読出しタイミング生成器 30 に設定された状態で、キャリブレーション値の測定が行われる。

具体的には、制御回路 28 がトリガ発生器 31 に磁界発生装置駆動回路 42 と読出しタイミング生成器 30 へのトリガ信号の発生を指示し (ステップ S51)、磁界発生装置駆動回路 42 が波形データメモリ 43 に記憶されている波形データに基づいて、磁界発生駆動信号をクロック信号に同期して順次発生し、磁界発生装置 41 に出力する。磁界発生装置 41 は、入力された磁界発生駆動信号により第 2 の交番磁界を発生する (ステップ S52)。

【0099】

次いで、受信回路 13b が、全てのセンスコイル 13a で受信した磁界発生装置 41 からの磁界信号をローパスフィルタ処理、増幅処理およびバンドパスフィルタ処理し、クロック信号に同期して A/D 変換を行う (ステップ S53)。A/D 変換された磁界信号は位置計算部 14 の第 1 のメモリ 19 に蓄えられる (ステップ S54)。

【0100】

そして、全てのセンスコイル 13a により検出された磁界信号について、上記読出しタイミングで磁界信号を第 1 のメモリ 19 から読み出し、周波数解析処理を行う (ステップ S55)。周波数解析処理の結果、得られた磁界情報のうち、第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  における磁界強度の実数部、虚数部および絶対値のそれぞれの値を抽出し (ステップ S56)、抽出された値をそれぞれのセンスコイル 13a に対応したキャリブレーション値として記憶する (ステップ S57)。これによりキャリブレーション処理が終了し、この後に実測定が行われる。

【0101】

次に、実測定は、体腔内に内視鏡装置 2 およびカプセル医療装置 3 が挿入配置された状態で (ステップ S61)、入力装置 26 において実測定の開始が指示されることにより開始される (ステップ S62)。

制御回路 28 は、トリガ発生器 31 にマーカ駆動回路 9、磁界発生装置駆動回路 42 および読出しタイミング生成器 30 へのトリガ信号の発生を指示し、トリガ発生器 31 がト

10

20

30

40

50

リガ信号を発生する（ステップS 6 3）。

【0 1 0 2】

マーカ駆動回路 9 は、波形データメモリ 1 0 内に記憶されている波形データに基づいて、磁界発生駆動信号をクロック信号に同期しながら順次生成し、マーカコイル 4 に出力する。マーカコイル 4 は入力された磁界発生駆動信号により第 1 の交番磁界を発生させる（ステップS 6 4）。

また、磁界発生装置駆動回路 4 2 は、波形データメモリ 4 3 内に記憶されている波形データに基づいて、磁界発生駆動信号をクロック信号に同期しながら順次生成し、磁界発生装置 4 1 に出力する。磁界発生装置 4 1 は入力された磁界発生駆動信号により第 2 の交番磁界を発生させる（ステップS 6 5）。

10

【0 1 0 3】

受信回路 1 3 b は、各センスコイル 1 3 a で検出したマーカコイル 4 からの第 1 の交番磁界および磁界発生装置 4 1 からの第 2 の交番磁界に係る磁界信号をローパスフィルタ処理、増幅処理およびバンドパスフィルタ処理を行った後に、クロック信号に同期して A / D 変換を行う（ステップS 6 6）。

【0 1 0 4】

A / D 変換された磁界信号は、位置計算部 1 4 の第 1 のメモリ 1 9 に記憶される（ステップS 6 7）。そして、周波数解析処理を行うのに必要なデータ数が第 1 のメモリ 1 9 内に蓄積されたか否かが判断され、蓄積された場合には F F T 処理回路 2 0 により周波数解析処理が行われる（ステップS 6 8）。その後、この周波数解析処理が全てのセンスコイル 1 3 a からのデータに対して行われたか否かが判断され（ステップS 6 9）、全てのセンスコイル 1 3 a からのデータが処理されていない場合にはステップS 6 3 ~ S 6 8 が繰り返される。

20

【0 1 0 5】

全てのセンスコイル 1 3 a からのデータの周波数解析処理が行われた場合には、図 1 6 に示されるように、その処理結果に基づいて、周波数選択部 2 4 は、マーカコイル 4 から発生させた第 1 の交番磁界の周波数における磁界情報および磁界発生装置 4 1 から発生させた第 2 の交番磁界の周波数における磁界情報のみを抽出し、第 3 のメモリ 2 5 に記憶する（ステップS 7 0）。この処理は全てのセンスコイル 1 3 a からの磁界信号に対して行われる（ステップS 7 1）。

30

【0 1 0 6】

位置方向解析部 2 2 は、まず、第 3 のメモリ 2 5 に記憶されている磁界情報の内、周波数解析処理結果の虚数部を第 3 のメモリ 2 5 から読み出し（ステップS 7 2）、該虚数部に基づいて、磁気誘導コイル 5 の位置および向きを繰り返し演算により算出する（ステップS 7 3）。周波数解析処理の結果の虚数部には、マーカコイル 4 の発生する第 1、第 2 の交番磁界と同一の第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  を有し、かつ、第 1、第 2 の交番磁界の位相に対して  $/2$  だけずれた位相を有する磁気誘導コイル 5 に発生した誘導磁界の磁界信号（第 2 の検出磁界成分）のみが含まれているので、この虚数部を抽出して用いることにより、磁気誘導コイル 5 の位置および方向を精度よく算出することができる。

算出された磁気誘導コイル 5 の位置および方向は、制御回路 2 8 に送られて、表示装置 8 により表示されるとともに（ステップS 7 4）、第 2 のメモリ 2 3 に記憶される（ステップS 7 5）。

40

【0 1 0 7】

また、位置方向解析部 2 2 は、全てのセンスコイル 1 3 a からの磁界信号の周波数解析処理の結果の実数部およびキャリブレーション値として記憶していた磁界発生装置 4 1 からの第 2 の交番磁界のみが発生しているときの各センスコイル 1 3 a からの磁界信号の周波数解析処理結果の実数部を読み出して（ステップS 7 6、S 7 7）、その差分値を算出する（ステップS 7 8）。そして、算出された差分値に基づいてマーカコイル 4 の位置および方向が繰り返し演算により算出される（ステップS 7 9）。

【0 1 0 8】

50



周波数解析処理の結果の実数部には、第 1、第 2 の交番磁界と同一の第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  を有し、かつ、第 1 の交番磁界と同一の位相を有する磁界信号（第 1 の検出磁界成分）のみが含まれているので、この実数部を抽出して用いることにより、カプセル医療装置 3 がセンスコイル 13a による検出範囲内に存在していても、カプセル医療装置 3 の磁気誘導コイル 5 の影響を受けることなく、マーカコイル 4 の位置および方向を精度よく算出することができる。

【0109】

また、キャリブレーション値として、第 2 の交番磁界のみが作用している場合のを減算した差分に基づいてマーカコイル 4 の位置および方向を算出するので、磁界発生装置 41 からの磁界を排除して、さらに精度よくマーカコイル 4 の位置および方向を算出することができる。

10

算出されたマーカコイル 4 の位置および方向は、制御回路 28 に送られて、表示装置 8 により表示されるとともに（ステップ S80）、第 2 のメモリに記憶される（ステップ S81）。

【0110】

そして、入力装置 26 において位置検出終了の指示が入力されたか否かが確認され（ステップ S82）、入力された場合には、トリガ発生器 31 からのトリガ信号の発生を終了させ、位置検出システム 1 の動作を停止する（ステップ S83）。一方、終了の指示が入力されていない場合には、ステップ S63 に戻り、位置検出動作を継続する。

【0111】

20

この場合において、マーカコイル 4 および磁気誘導コイル 5 の位置および方向の繰り返し演算における初期値としては、前回に算出され第 2 のメモリ 23 に記憶されているマーカコイル 4 および磁気誘導コイル 5 の位置および方向の計算結果が利用される。これにより、繰り返し演算の収束時間を短縮し、位置および方向を迅速に算出することができる。

【0112】

このように、本実施形態に係る位置検出システム 40 およびこれを用いた位置検出方法によれば、外部からの電力供給により磁界を発生するマーカコイル 4 を有する内視鏡装置 2 と、磁気誘導コイル 5 を有するカプセル医療装置 3 とが共存した場合においても、内視鏡装置 2 およびカプセル医療装置 3 の両方について、位置および方向の少なくとも一方を同時に精度よく算出することができる。また、第 1 の交番磁界に加えて第 2 の交番磁界も、第 2 のマーカから誘導磁界を発生させているので、誘導磁界の強度を大きくすることができる。

30

【0113】

[第 3 の実施形態]

次に、本発明の第 3 の実施形態に係る位置検出システム 50 について、図 18 ~ 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 2 の実施形態に係る位置検出システム 40 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。

【0114】

本実施形態に係る位置検出システム 50 は、図 18 に示されるように、内視鏡装置 2 の先端に設けたマーカコイル 4 に代えて、第 1 のカプセル医療装置 51 内に配置されたマーカコイル 52 を採用している点、該第 1 のカプセル医療装置 51 への信号の送信部 53 を備える点、磁気誘導コイル 5 を第 2 のカプセル医療装置 3 内に配置している点、磁界発生装置 41 の発生する第 2 の交番磁界の周波数が異なる点、および位置計算部 14 における演算処理において、上述した第 2 の実施形態に係る位置検出システム 40 と相違している。

40

【0115】

第 1 のカプセル医療装置 51 は、図 19 に示されるように、第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  を有する第 1 の交番磁界を発生するマーカコイル 52 と、該マーカコイル 52 を駆動するマーカ駆動回路 54 と、クロック 55 と、PLL 回路 56 と、受信部 57 と、図示しな

50

い電源とを備えている。マーカ駆動回路 5 4 は、送信部 5 3 から無線送信され、受信部 5 7 で受信された指令信号に応じてマーカコイル 5 2 に第 1 の交番磁界を発生させるようになっている。

#### 【 0 1 1 6 】

前記磁界発生装置 4 1 は、第 2 のカプセル医療装置 3 内の磁気誘導コイル 5 の共振周波数（第 1 の位置算出用周波数  $f_0$ ）の近傍であって、該共振周波数  $f_0$  を挟んで略等しい周波数だけ離れた少なくとも一組の第 2 の位置算出用周波数  $f_1$  ,  $f_2$  を有する第 2 の交番磁界を発生するようになっている。

#### 【 0 1 1 7 】

本実施形態に係る位置検出システム 5 0 により、第 1 のカプセル医療装置 5 1 内のマーカコイル 5 2 および第 2 のカプセル医療装置 3 内の磁気誘導コイル 5 の位置および方向を検出するには、発生する交番磁界の波形データを生成して波形データメモリ 1 0 , 4 3 に記憶し、第 2 のカプセル医療装置 3 が作動範囲内に存在しない状態で、キャリブレーションを行う。

生成された磁界波形データは、第 1 のカプセル医療装置 5 1 内のマーカ駆動回路 5 4 および磁界発生装置駆動回路 4 2 の波形データメモリ 1 0 , 4 3 にそれぞれ転送される。

#### 【 0 1 1 8 】

磁界波形の生成は、入力装置 2 6 から磁気誘導コイル 5 の共振周波数  $f_0$  を入力することにより開始される（ステップ S 1 0 1）。制御回路 2 8 は、入力された共振周波数  $f_0$  を第 1 のカプセル医療装置 5 1 内のマーカコイル 5 2 から発生する第 1 の交番磁界の第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  として設定する。また、制御回路 2 8 は、共振周波数  $f_0$  を挟んで略等しい周波数だけ離れた一組の第 2 の位置算出用周波数  $f_1$  ,  $f_2$  を磁界発生装置 4 1 から発生する第 2 の交番磁界の周波数として設定する（ステップ S 1 0 2）。

#### 【 0 1 1 9 】

制御回路 2 8 は、設定された周波数  $f_0$  ,  $f_1$  ,  $f_2$  を波形データ生成器 2 7 へ転送する（ステップ S 1 0 3）。

波形データ生成器 2 7 においては、送られてきた第 2 の位置算出用周波数  $f_1$  ,  $f_2$  に基づいて磁界発生装置 4 1 から発生する第 2 の交番磁界の磁界波形  $B_G$  を次式により算出する（ステップ S 1 0 4）

$$B_G = B_1 \times \sin(2\pi f_1 t) + B_2 \times \sin(2\pi f_2 t)$$

#### 【 0 1 2 0 】

また、波形データ生成器 2 7 においては、送られてきた第 1 の位置算出用周波数  $f_0$  に基づいてマーカコイル 5 2 から発生する第 1 の交番磁界の磁界波形  $B_{m1}$  を次式により算出する。

$$B_{m1} = B_3 \times \sin(2\pi f_0 t)$$

#### 【 0 1 2 1 】

波形データ生成器 2 7 において生成された磁界波形  $B_{m1}$  のデータは、磁界発生装置駆動回路 4 2 の波形データメモリ 4 3 に記憶される。また、磁界波形  $B_G$  のデータは制御部 7 に設けられた送信部 5 3 から第 1 のカプセル医療装置 5 1 に設けられた受信部 5 7 へ送信される。受信部 5 7 で受信された磁界波形データは、波形データメモリ 1 0 に記憶される（ステップ S 1 0 6）。

#### 【 0 1 2 2 】

キャリブレーションは、第 1 のカプセル医療装置 5 1 が体腔内に投入され、第 2 のカプセル医療装置 3 が体腔内に投入されていない状態で、入力装置 2 6 からキャリブレーションの指示が入力されることにより開始される（ステップ S 1 1 1）。制御回路 2 8 は、磁界発生装置駆動回路 4 2 および読出しタイミング生成器 3 0 に対してトリガ信号を発生するようにトリガ発生器 3 1 に指示を与える。これによりトリガ発生器 3 1 からトリガ信号が発せられる（ステップ S 1 1 2）。

#### 【 0 1 2 3 】

トリガ信号を受けた磁界発生装置駆動回路 4 2 は、波形データメモリ 4 3 内に記憶され

10

20

30

40

50

ている磁界波形  $B_{m1}$  のデータに基づいて、磁界発生駆動信号をクロック信号に同期して順次生成し、磁界発生装置 41 に出力する。磁界発生装置 41 は入力された磁界発生駆動信号により第 2 の交番磁界を発生する（ステップ S 113）。

【0124】

受信回路 13b は、各センスコイル 13a で検出した磁界発生装置 41 からの第 2 の交番磁界に係る磁界信号を受信して、ローパスフィルタ処理、増幅処理およびバンドパスフィルタ処理を行った後に、クロック信号に同期して A/D 変換を行う（ステップ S 114）。

【0125】

A/D 変換された磁界信号は、位置計算部 14 の第 1 のメモリ 19 に記憶される（ステップ S 115）。そして、周波数解析処理を行うのに必要なデータ数が第 1 のメモリ 19 内に蓄積されたか否かが判断され、蓄積された場合には FFT 処理回路 20 により周波数解析処理が行われる（ステップ S 116）。

【0126】

周波数解析処理の結果に基づいて、周波数選択部 24 は、磁界発生装置 41 から発生させた第 2 の交番磁界の周波数である第 2 の位置算出用周波数  $f_1$ 、 $f_2$  における磁界情報のみを抽出して第 3 のメモリ 25 に記憶する（ステップ S 117）。

ここで記憶された各周波数  $f_1$ 、 $f_2$  における磁界信号の強度を  $V_0^{f_1-1}$ 、 $V_0^{f_1-2}$ 、 $\dots$ 、 $V_0^{f_1-N}$ 、 $V_0^{f_2-1}$ 、 $V_0^{f_2-2}$ 、 $\dots$ 、 $V_0^{f_2-N}$  とする。ここで、上付きの添え字  $f_1$ 、 $f_2$  は周波数成分を示し、その後の添え字 1、2、 $\dots$ 、 $N$  はセンスコイル 13a の番号を示す。この場合の磁界情報は、周波数解析処理結果の絶対値情報である。そして、周波数  $f_1$ 、 $f_2$  の磁界情報をキャリブレーション値として第 3 のメモリ 25 に記憶する。

【0127】

なお、この場合に、全てのセンスコイル 13a で検出された周波数  $f_1$  の磁界信号と、周波数  $f_2$  の磁界信号を補正することにしてもよい。具体的には、全てのセンスコイル 13a で検出された周波数  $f_1$  の信号成分の和（ $V_0^{f_1-N}$ ）と、全てのセンスコイル 13a で検出された周波数  $f_2$  の信号成分の和（ $V_0^{f_2-N}$ ）とを求める。そして、 $V_0^{f_2-1}$ 、 $V_0^{f_2-2}$ 、 $\dots$ 、 $V_0^{f_2-N}$  を次のように書き換えて第 1 のメモリ 19 に上書きする。

【0128】

$$\begin{aligned} V_0^{f_2-1} & \text{を } V_0^{f_2-1} \times (V_0^{f_1-N}) / (V_0^{f_2-N}) \\ V_0^{f_2-2} & \text{を } V_0^{f_2-2} \times (V_0^{f_1-N}) / (V_0^{f_2-N}) \\ & \dots \\ V_0^{f_2-N} & \text{を } V_0^{f_2-N} \times (V_0^{f_1-N}) / (V_0^{f_2-N}) \end{aligned}$$

【0129】

また、 $(V_0^{f_1-N}) / (V_0^{f_2-N})$  を第 1 のメモリ 19 に保存しておく。このようにすることで、第 1 のメモリ 19 に記憶されている  $V_0^{f_1-1}$  と、置き換えられた  $V_0^{f_2-1}$  とはほぼ等しい値を持つ。言い換えれば、各センスコイル 13a の周波数  $f_1$  の信号に対するゲインと、周波数  $f_2$  の信号に対するゲインとをほぼ等しくすることができる。

【0130】

なお、第 1 のカプセル医療装置 51 に設けられたクロック（第 1 のクロック）55 と、制御部 7 に設けられたクロック（第 2 のクロック）29 とは同期するように制御されている。具体的には、第 2 のクロック 29 の同期信号とトリガ発生器 31 からのトリガ信号とが、制御部 7 に設けられた送信部 53 から第 1 のカプセル医療装置 51 に設けられた受信部 57 へ送信されるようになっている。そして、第 1 のクロック 55 は、PLL 回路 56 等により第 2 のクロック 29 の同期信号を用いて位相制御されるようになっている。このような制御はキャリブレーションおよび後述する実測定において、定常的または断続的に実行されるようになっている。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 3 1 】

次に、実測定は、体腔内に第 1 , 第 2 のカプセル医療装置 5 1 , 3 が配置された状態で ( ステップ S 1 2 0 ) 、入力装置 2 6 において実測定の開始が指示されることにより開始される ( ステップ S 1 2 1 ) 。

制御回路 2 8 は、トリガ発生器 3 1 にマーカ駆動回路 5 4 、磁界発生装置駆動回路 4 2 および読出しタイミング生成器 3 0 へのトリガ信号の発生を指示し、トリガ発生器 3 1 がトリガ信号を発生する ( ステップ S 1 2 2 ) 。

## 【 0 1 3 2 】

マーカ駆動回路 5 4 は、波形データメモリ 1 0 内に記憶されている波形データに基づいて、磁界発生駆動信号をクロック信号に同期しながら順次生成し、マーカコイル 5 2 に出力する。マーカコイル 5 2 は入力された磁界発生駆動信号により第 1 の交番磁界を発生させる ( ステップ S 1 2 3 ) 。

10

また、磁界発生装置駆動回路 4 2 は、波形データメモリ 4 3 内に記憶されている波形データに基づいて、磁界発生駆動信号をクロック信号に同期しながら順次生成し、磁界発生装置 4 1 に出力する。磁界発生装置 4 1 は入力された磁界発生駆動信号により第 2 の交番磁界を発生させる ( ステップ S 1 2 4 ) 。

## 【 0 1 3 3 】

受信回路 1 3 b は、各センスコイル 1 3 a で検出したマーカコイル 5 2 からの第 1 の交番磁界および磁界発生装置 4 1 からの第 2 の交番磁界に係る磁界信号をローパスフィルタ処理、増幅処理およびバンドパスフィルタ処理を行った後に、クロック信号に同期して A / D 変換を行う ( ステップ S 1 2 5 ) 。

20

## 【 0 1 3 4 】

A / D 変換された磁界信号は、位置計算部 1 4 の第 1 のメモリ 1 9 に記憶される ( ステップ S 1 2 6 ) 。そして、周波数解析処理を行うのに必要なデータ数が第 1 のメモリ 1 9 内に蓄積されたか否かが判断され、蓄積された場合には F F T 処理回路 2 0 により周波数解析処理が行われる ( ステップ S 1 2 7 ) 。その後、この周波数解析処理が全てのセンスコイル 1 3 a からのデータに対して行われたか否かが判断され ( ステップ S 1 2 8 ) 、全てのセンスコイル 1 3 a からのデータが処理されていない場合には、ステップ S 1 2 2 ~ S 1 2 7 が繰り返される。

## 【 0 1 3 5 】

30

全てのセンスコイル 1 3 a からのデータの周波数解析処理が行われた場合には、図 2 3 に示されるように、その処理結果に基づいて、周波数選択部 2 4 は、磁界発生装置駆動回路 4 2 で発生させた磁界の周波数成分、すなわち第 2 の位置算出用周波数  $f_1$  ,  $f_2$  の磁界強度の絶対値を抽出し周波数  $f_1$  ,  $f_2$  と対応づけて第 3 のメモリ 2 5 に記憶する ( ステップ S 1 2 9 ) 。この処理は全てのセンスコイル 1 3 a からの磁界信号に対して行われる ( ステップ S 1 3 0 ) 。

## 【 0 1 3 6 】

位置方向解析部 2 2 は、磁気誘導コイル 5 の位置計算を行うための各センスコイル 1 3 a の信号を以下の計算式から算出する ( ステップ S 1 3 1 ) 。

$$V_{m2}^1 = (V^{f1-1} - V_0^{f1-1}) - (V^{f2-1} - V_0^{f2-1})$$

$$V_{m2}^2 = (V^{f1-2} - V_0^{f1-2}) - (V^{f2-2} - V_0^{f2-2})$$

...

$$V_{m2}^N = (V^{f1-N} - V_0^{f1-N}) - (V^{f2-N} - V_0^{f2-N})$$

40

## 【 0 1 3 7 】

そして、位置方向解析部 2 2 は、算出された  $V_{m2}^1$  ,  $V_{m2}^2$  , ... ,  $V_{m2}^N$  に基づいて磁気誘導コイル 5 の位置および向きを繰り返し演算により算出する ( ステップ S 1 3 2 ) 。

算出された磁気誘導コイル 5 の位置および方向は、制御回路 2 8 に送られて、表示装置 8 により表示されるとともに ( ステップ S 1 3 3 ) 、第 2 のメモリ 2 3 に記憶される ( ステップ S 1 3 4 ) 。

50

## 【0138】

また、周波数選択部24は、周波数解析処理の結果に基づいて、マーカ駆動回路54で発生させた磁界の周波数成分、すなわち、第1の位置算出用周波数 $f_0$ の磁界強度の実数部の値を抽出し、第3のメモリ25に記憶する。

位置方向解析部22は、第3のメモリ25に記憶されている第1の位置算出用周波数 $f_0$ の磁界強度の実数部の値に基づいて、マーカコイル52の位置および方向を算出する(ステップS135)。

## 【0139】

算出されたマーカコイル52の位置および方向は、制御回路28に送られて、表示装置8により表示されるとともに(ステップS136)、第2のメモリ23に記憶される(ステップS137)。

## 【0140】

そして、入力装置26において位置検出終了の指示が入力されたか否かが確認され(ステップS138)、入力された場合には、トリガ発生器31からのトリガ信号の発生を終了させ、位置検出システム50の動作を停止する(ステップS139)。一方、終了の指示が入力されていない場合には、ステップS123に戻り、位置検出動作を継続する。この場合において、磁気誘導コイル5およびマーカコイル52の位置および方向の繰り返し演算における初期値としては、前回に算出され第2のメモリ23に記憶されている磁気誘導コイル5およびマーカコイル52の位置および方向の計算結果が利用される。これにより、繰り返し演算の収束時間を短縮し、位置および方向を迅速に算出することができる。

## 【0141】

このように、本実施形態に係る位置検出システム50および位置検出方法によれば、マーカコイル52からの信号と、磁気誘導コイル5からの信号とを、両方の信号の位相情報を元に完全に分離できる。したがって、マーカコイル52の位置および方向を正確に算出することができる。また、磁気誘導コイル5の位置および方向に関して、2つの周波数信号強度の差により求めているので、マーカコイル52による誘導磁界が発生していない信号から計算することができる。その結果、磁気誘導コイル5の位置および方向をマーカコイル52の干渉を抑えて正確に求めることができる。

## 【0142】

なお、本実施形態においては、マーカコイル52が複数個存在する場合には、時分割で各マーカコイル52を順次駆動してステップS122～S137を繰り返すことにすればよい。

すなわち、マーカコイル52で発生した磁界は、磁気誘導コイル5の共振周波数と等しい周波数 $f_0$ を有する磁界である。このため、磁気誘導コイル5がマーカコイル52からの磁界を受けて発生する誘導磁界は、マーカコイル52で発生する磁界に対して $\pi/2$ だけ位相がずれたものとなっている。

## 【0143】

このため、センスコイル13aで取得した信号を周波数解析処理した結果としては、マーカコイル52と磁気誘導コイル5が作った磁界による信号は $\pi/2$ だけずれて観測される。マーカコイル52で発生させる磁界の位相は、受信回路13bのA/D変換器18のサンプリングクロックと、マーカコイル駆動回路54のA/D変換器11のサンプリングクロックが同期していることにより、あらかじめ調節しておくことができる。本実施形態においては、マーカコイル52の磁界による信号が全て実数部に現れるように、読出しタイミング生成器30で調整してある。

## 【0144】

この調整方法はマーカコイル52だけを駆動させ、センスコイル13aで取得された磁界信号を周波数解析処理を行った結果の実数部が最大で、虚数部が最小となるように読出しタイミング生成器30で発生させる信号を調整すればよい。これは一度行っておけば再度調整する必要はない。この手順は第3の実施形態で示したキャリブレーションの手順を、磁界発生装置41をマーカコイル52に置き換えて行うことで実施できる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 1 4 5 】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る位置検出システムの全体構成を示すブロック図である。

【図 2】図 1 の位置検出システムの詳細な構成を示すブロック図である。

【図 3】図 1 の位置検出システムを用いた位置検出方法における波形生成動作を説明するフローチャートである。

【図 4】図 3 の位置検出方法におけるキャリブレーション動作の前半を説明するフローチャートである。

【図 5】図 3 の位置検出方法におけるキャリブレーション動作の後半を説明するフローチャートである。

10

【図 6】図 3 の位置検出方法における実測定動作の前半を説明するフローチャートである。

【図 7】図 6 の続きの実測定動作を説明するフローチャートである。

【図 8】図 7 の続きの実測定動作を説明するフローチャートである。

【図 9】本発明の第 2 の実施形態に係る位置検出システムを備える医療装置誘導システムを説明する全体構成図である。

【図 10】図 9 の医療装置誘導システムに用いられるカプセル医療装置の一例を示す縦断面図である。

【図 11】図 9 の医療装置誘導システムに備えられる本実施形態に係る位置検出システムの全体構成を示すブロック図である。

20

【図 12】図 11 の位置検出システムの詳細な構成を示すブロック図である。

【図 13】図 11 の位置検出システムを用いた位置検出方法におけるキャリブレーション動作の前半を説明するフローチャートである。

【図 14】図 13 に続くキャリブレーション動作の後半を説明するフローチャートである。

【図 15】図 11 の位置検出方法における実測定動作の前半を説明するフローチャートである。

【図 16】図 15 の続きの実測定動作を説明するフローチャートである。

【図 17】図 16 の続きの実測定動作を説明するフローチャートである。

30

【図 18】本発明の第 3 の実施形態に係る位置検出システムの全体構成を示すブロック図である。

【図 19】図 18 の位置検出システムの詳細な構成を示すブロック図である。

【図 20】図 18 の位置検出システムを用いた位置検出方法における波形生成動作を説明するフローチャートである。

【図 21】図 20 の位置検出方法におけるキャリブレーション動作を説明するフローチャートである。

【図 22】図 18 の位置検出システムを用いた位置検出方法における実測定動作の前半を説明するフローチャートである。

【図 23】図 22 の続きの実測定動作を説明するフローチャートである。

40

【図 24】図 23 の続きの実測定動作を説明するフローチャートである。

## 【符号の説明】

## 【 0 1 4 6 】

$f_0$  第 1 の位置算出用周波数

$f_1$  ,  $f_2$  第 2 の位置算出用周波数

1 , 4 0 , 5 0 位置検出システム

2 内視鏡装置 ( 内視鏡 )

2 a 挿入部

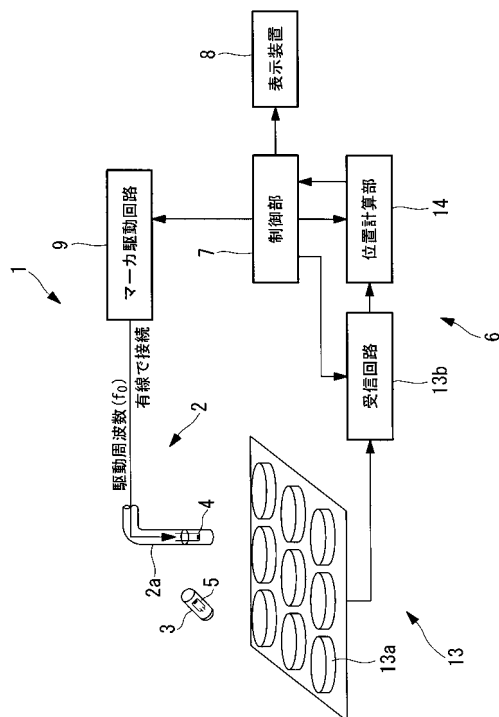
3 カプセル医療装置 ( 第 2 のマーカ )

3 第 2 のカプセル医療装置 ( カプセル医療装置 )

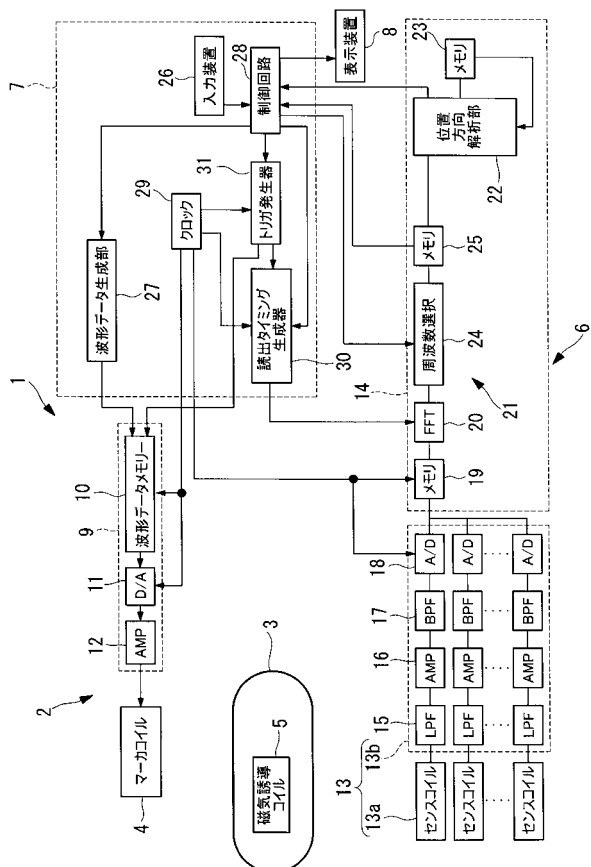
50

- 4 , 5 2 マーカコイル ( 第 1 のマーカ )  
5 磁気誘導コイル  
6 磁界検出部  
2 1 周波数選択部 ( 抽出部 )  
2 2 位置方向解析部  
4 1 磁界発生装置 ( 磁界発生部 )  
5 1 第 1 のカプセル医療装置 ( カプセル医療装置 )  
7 1 3 軸ヘルムホルツコイルユニット  
7 2 ヘルムホルツコイルドライバ ( 推進用磁界制御部 )  
1 0 0 医療装置誘導システム  
1 5 0 永久磁石 ( 磁界作用部 )

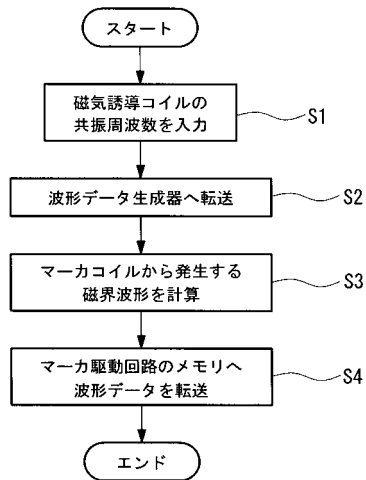
【 図 1 】



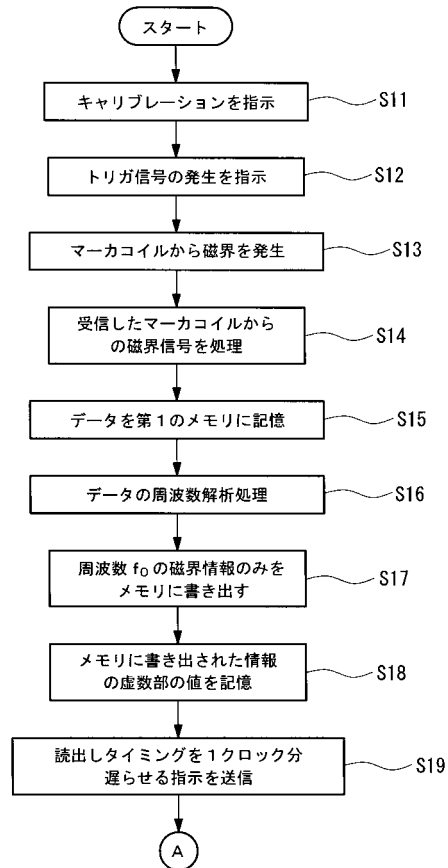
【圖 2】



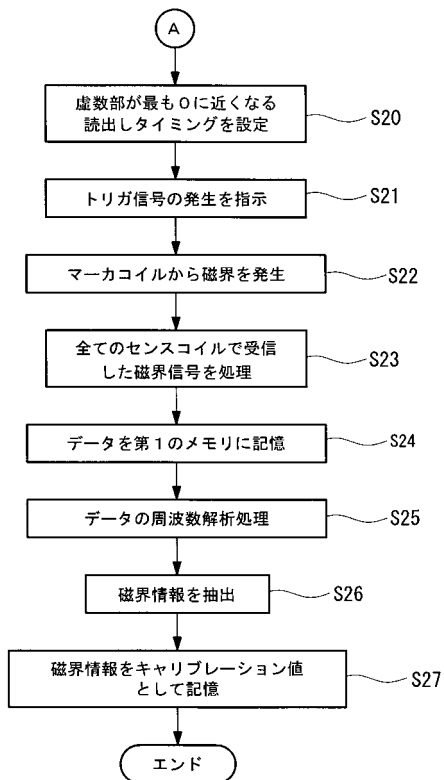
【図 3】



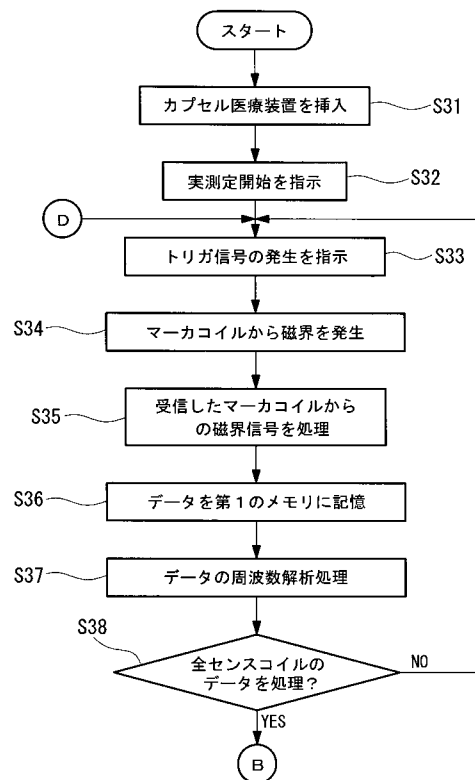
【図 4】



【図 5】



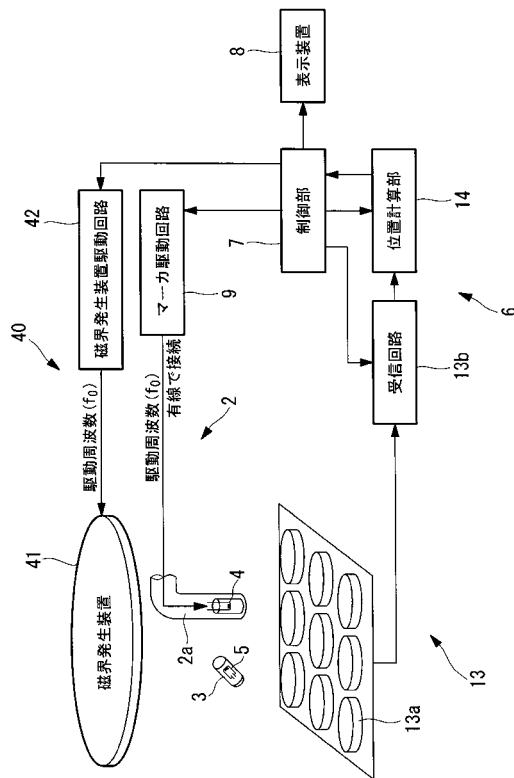
【図 6】



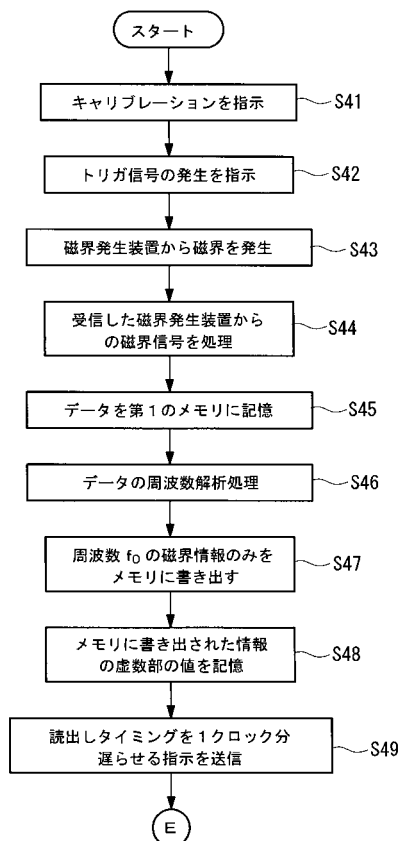




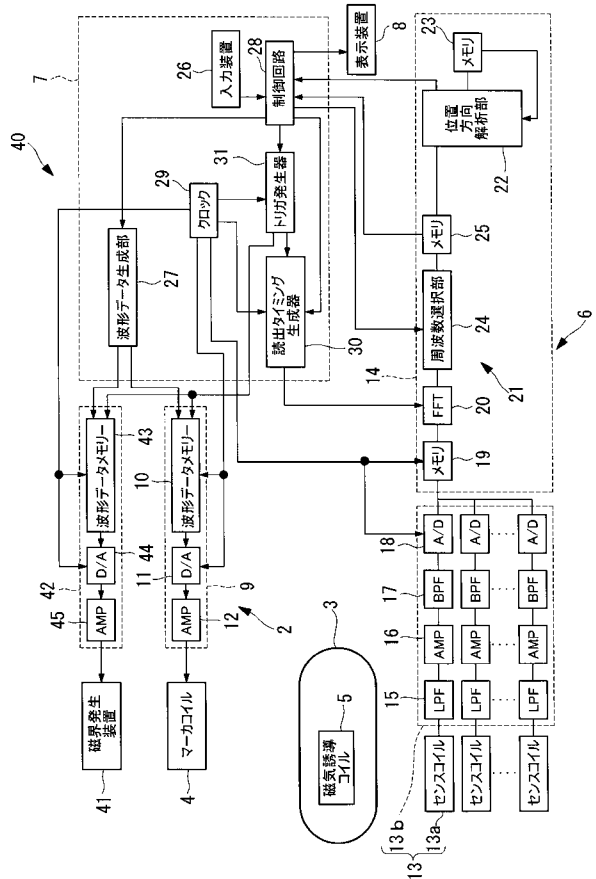
【 図 1 1 】



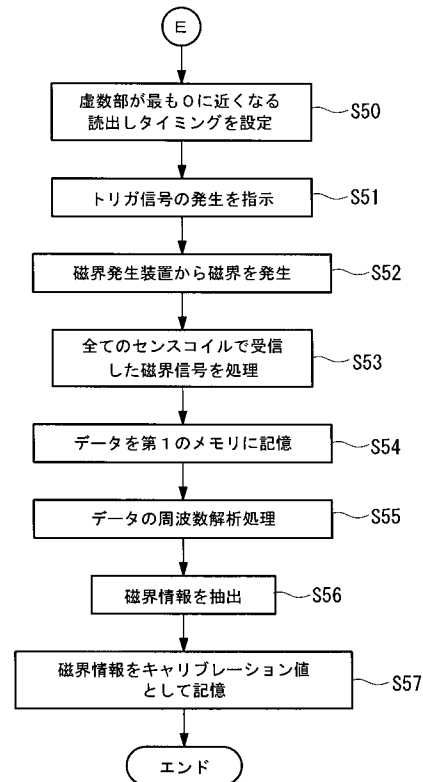
【 ㄟ 1 3 】



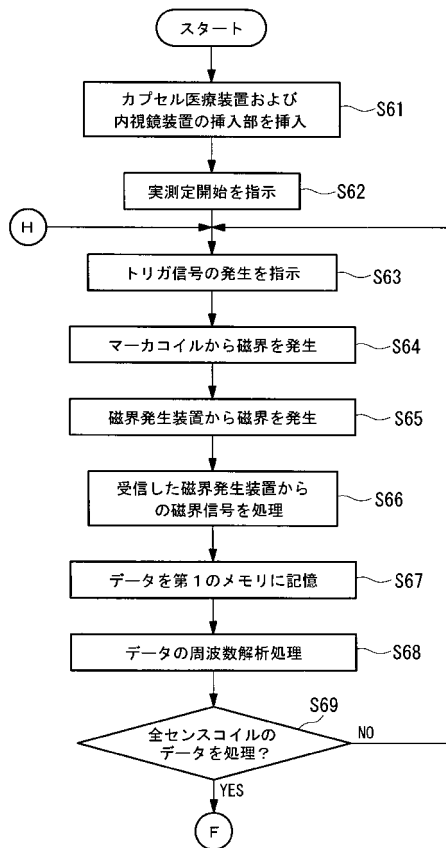
【 図 1 2 】



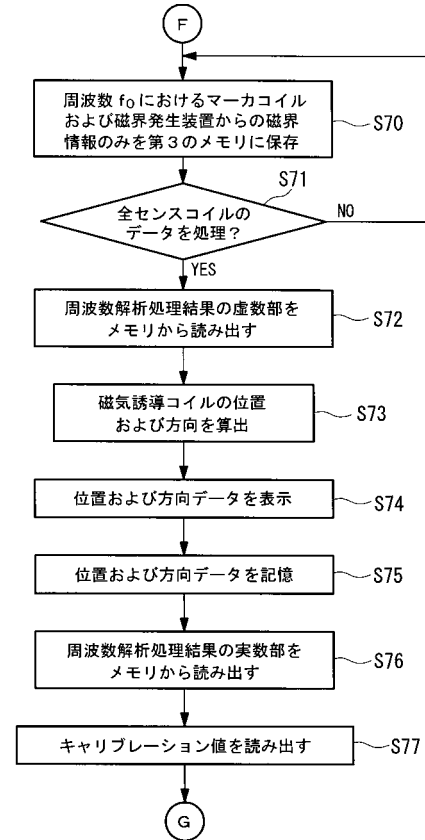
【 図 1 4 】



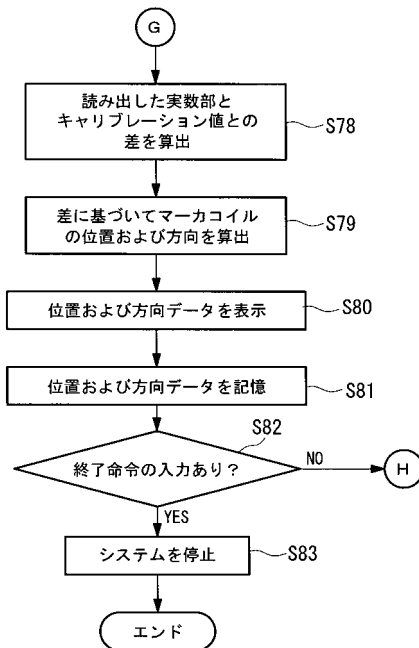
【図 15】



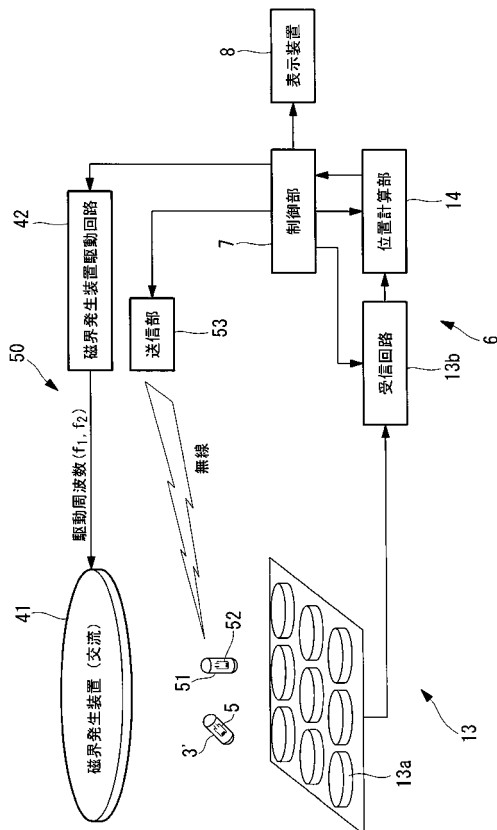
【図 16】



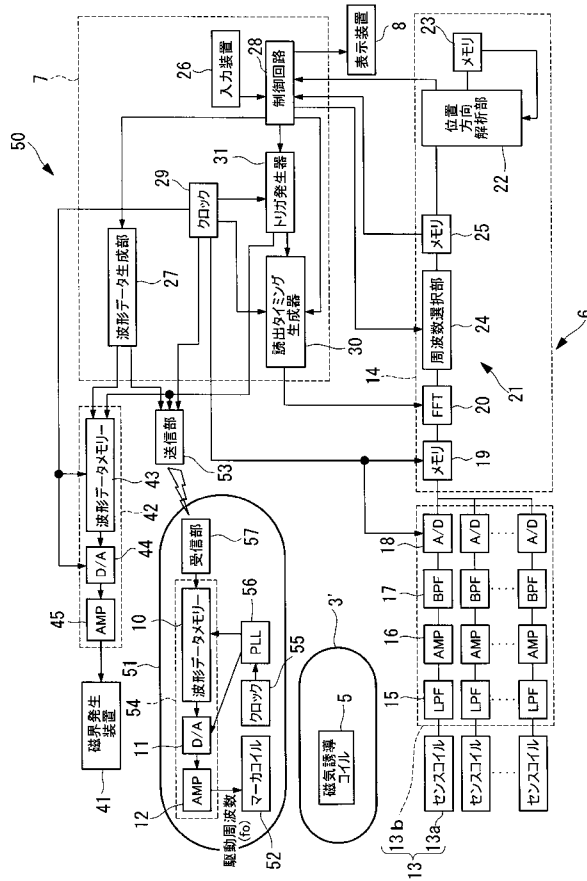
【図 17】



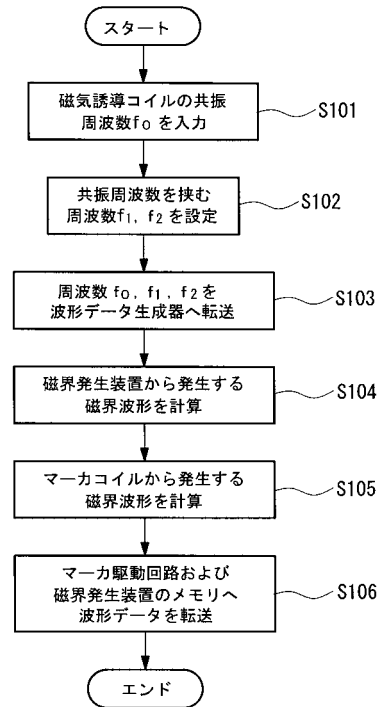
【図 18】



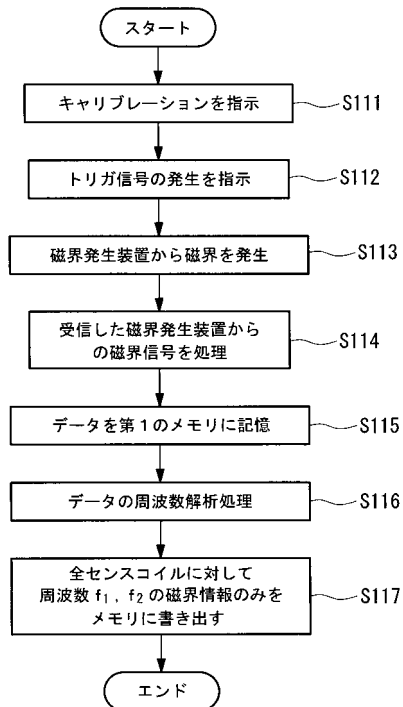
【図 19】



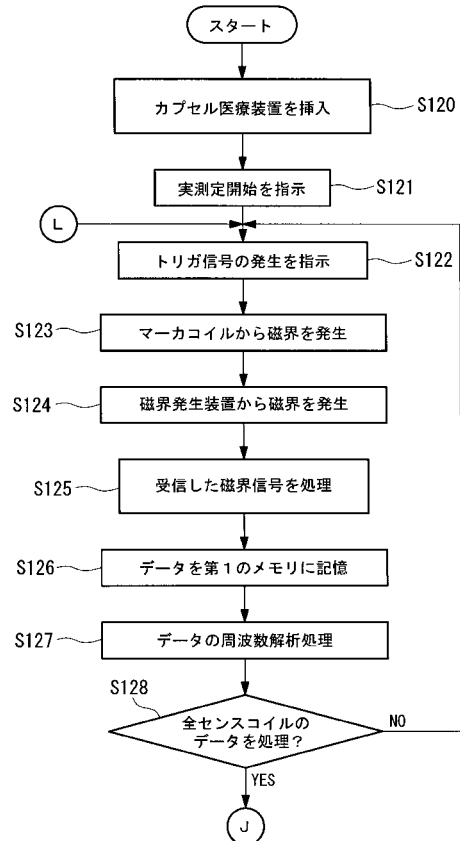
【図 20】



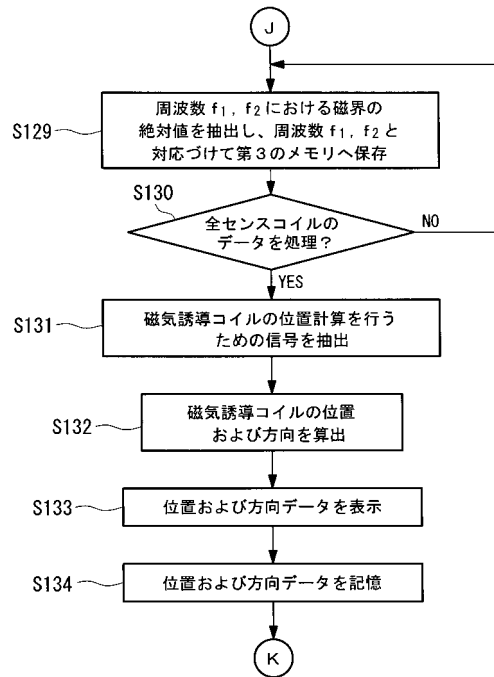
【図 21】



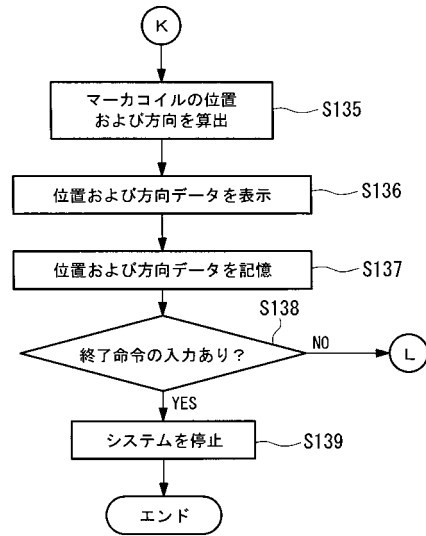
【図 22】



【図 23】



【図 24】



---

フロントページの続き

(72)発明者 木村 敦志  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開2000-081303(JP,A)  
特開2005-121573(JP,A)  
特開2006-177684(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 1/00  
A61B 5/07  
G01B 7/00

专利名称(译)	位置检测系统和医疗设备引导系统		
公开(公告)号	JP4869040B2	公开(公告)日	2012-02-01
申请号	JP2006319095	申请日	2006-11-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	内山昭夫 佐藤良次 木村敦志		
发明人	内山 昭夫 佐藤 良次 木村 敦志		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 G01B7/00		
CPC分类号	G01B7/003 A61B1/00158 A61B1/041 A61B5/06 A61B5/062 A61B5/7232 A61B5/7257 A61B34/73 G01D5/2086		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/00.320.B A61B5/07.100 G01B7/00.103.M A61B1/00.C A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/00.611 A61B1/01 G01B7/00.102.M		
F-TERM分类号	2F063/AA04 2F063/BA29 2F063/CA08 2F063/DA01 2F063/DA05 2F063/DD01 2F063/GA03 2F063/LA03 2F063/NA07 4C038/CC07 4C061/CC06 4C061/DD10 4C061/JJ20 4C061/LL02 4C061/QQ06 4C061/UU06 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF15 4C161/GG28 4C161/JJ20 4C161/LL02 4C161/QQ06 4C161/UU06		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
其他公开文献	JP2008132047A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：当一个标记通过来自外部的电源产生交变磁场而另一个标记配备有谐振电路，其谐振频率与谐振频率相同时，正确检测一个标记的位置或方向。交变磁场的频率或在附近存在的频率。

**ZSOLUTION**：位置检测系统1配备有：第一标记器4，其通过来自外部的电力产生具有第一位置计算频率的第一交变磁场；第二标记3，其上装载有与位置计算频率相同的共振频率的磁感应线圈5；磁场检测部分13，位于第二标记3的工作区域的外部，并检测第一位置计算频率的磁场；提取部分24，用于从检测到的磁场中提取具有第一位置计算频率和与第一交变磁场相同的相位的第一检测磁场分量；位置/姿势分析部分22，用于根据提取的第一检测磁场分量的强度计算第一标记4的位置和方向中的至少一个。 $\dot{Z}$

【圖 2】

