(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第4847520号
(P4847520)

(45)発行日　平成23年12月28日(2011.12.28)　(24)登録日　平成23年10月21日(2011.10.21)

(51)Int.Cl.			F I		
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	320Z
A61B	5/07	(2006.01)	A61B	5/07	
A61B	5/06	(2006.01)	A61B	1/00	320B
			A61B	5/06	

請求項の数 25　(全 22 頁)

(21)出願番号　特願2008-512172 (P2008-512172)
(86)(22)出願日　平成19年4月20日 (2007.4.20)
(86)国際出願番号　PCT/JP2007/058680
(87)国際公開番号　WO2007/123217
(87)国際公開日　平成19年11月1日 (2007.11.1)
審査請求日　平成20年8月7日 (2008.8.7)
(31)優先権主張番号　特願2006-118393 (P2006-118393)
(32)優先日　平成18年4月21日 (2006.4.21)
(33)優先権主張国　日本国(JP)

(73)特許権者　304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号
(74)代理人　100091351
弁理士　河野　哲
(74)代理人　100088683
弁理士　中村　誠
(74)代理人　100084618
弁理士　村松　貞男
(74)代理人　100092196
弁理士　橋本　良郎
(72)発明者　木村　敦志
日本国東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】医療装置誘導システム

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
体腔内に導入され、誘導用磁界による推進力を発生して移動及び姿勢制御可能で、常時又は応答により特定周波数の磁界を発生するカプセル型医療装置と、上記特定周波数の磁界を検出する磁界検出部と、上記磁界検出部の検出結果に基づき、上記カプセル型医療装置の体腔内における位置を検出する位置検出部と、で構成される位置検出装置と、
任意の方向に指向する上記誘導用磁界を発生させて、上記カプセル型医療装置を所望する位置に誘導する誘導用コイルと、
上記誘導用コイルに入り込む上記特定周波数の磁界により発生する不要磁界に基づく不要信号を算出する不要信号値算出部と、
上記不要信号値算出部による算出結果を上記磁界検出部の検出結果より減算し、上記不要磁界に相当する磁界を排除する位置計算補正部と、
を具備する医療装置誘導システム。
【請求項２】
誘導用磁界により推進力を発生させて移動や姿勢変化を行うための磁石及び、コイルから成り、外部に特定周波数の磁界を発生する磁界発生部を備え、体腔内に導入されるカプセル型医療装置と、
上記誘導用磁界を放射する誘導用コイル、上記誘導用コイルに電流を流して駆動する信号発生部、指示された位置及び姿勢に上記カプセル型医療装置を誘導するために必要な信号波形を計算する信号発生制御部及び、上記カプセル型医療装置の移動位置及び姿勢を指

示する操作部と、を備える磁気誘導装置と、
上記カプセル型医療装置が発生した上記特定周波数の磁界を検出する複数の磁界センサを有し検出した磁界から変換した電圧信号を出力する磁界検出部、上記電圧信号をデジタルデータに変換する信号処理部、上記信号処理部から入力されたデジタルデータから上記カプセル型医療装置の現在位置を算出する位置算出部を備える位置検出装置と、
上記カプセル型医療装置の現在の位置に応じて、上記誘導用コイルに発生する不要磁界の推定式に基づき不要信号を計算し、上記磁界検出部の出力から不要信号を減算する不要信号式算出部を備える位置計算補正部と、
を具備する医療装置誘導システム。
【請求項３】
上記信号処理部は、さらに帯域制限、信号増幅、アナログデジタル変換の機能を具備する請求項２に記載の医療装置誘導システム。
【請求項４】
上記位置検出装置の基準点に対する上記誘導用コイルの位置を計測する相対位置計測部を具備する請求項２に記載の医療装置誘導システム。
【請求項５】
上記位置計算補正部は、
上記不要信号式算出部と、さらに、
測定された上記カプセル型医療装置の位置情報に応じて推定した、上記誘導用コイルから発生する不要磁界を減じる不要信号値算出部と、
測定された上記位置情報に基づく移動距離を予め定めた任意の設定値と比較し、該移動距離が該設定値以上の際に上記不要信号式算出部を選択して位置算出を行うようにし、該移動距離が該設定値未満の際に上記不要信号値算出部を選択して位置算出を行うようにする第１の切替部と、
を備える請求項２に記載の医療装置誘導システム。
【請求項６】
上記位置計算補正部は、
上記不要信号式算出部と、さらに、
測定された上記カプセル型医療装置の位置情報に応じて、推定した上記誘導用コイルから発生する不要磁界を減じる不要信号値算出部と、
上記位置検出装置における検出回数をカウントし、予め設定された任意の設定回数を越えた際に、上記不要信号式算出部を選択して位置算出を行うようにし、カウントした上記検出回数が上記設定回数以下の際に上記不要信号値算出部を選択して位置算出を行うようにする第２の切替部と、
を備える請求項２に記載の医療装置誘導システム。
【請求項７】
誘導用磁界により推進力を発生させて移動や姿勢変化を行うための磁石及び、コイル及びキャパシタからなる共振回路を有し、位置検出用磁界により共振して外部に特定周波数の磁界を発生する第２の磁界発生部を備えるカプセル型医療装置と、
上記誘導用磁界を放射する誘導用コイル、上記誘導用コイルに電流を流して駆動する信号発生部、指示された位置及び姿勢に上記カプセル型医療装置を誘導するために必要な信号波形を計算する信号発生制御部及び、上記カプセル型医療装置の移動位置及び姿勢を指示する操作部と、を備える磁気誘導装置と、
上記カプセル型医療装置が発生した上記特定周波数の磁界を検出する複数の磁界センサを有し検出した磁界から変換した電圧信号を出力する磁界検出部、上記電圧信号をデジタルデータに変換する信号処理部、上記信号処理部から入力されたデジタルデータから上記カプセル型医療装置の現在の位置を算出する位置算出部及び、信号発生部と位置検出用磁界発生コイルを有し位置検出用磁界を発生する位置検出用磁界発生部を備える位置検出装置と、
上記カプセル型医療装置の上記現在位置に応じて、上記誘導用コイルに発生する不要磁

界の推定式に基づき不要信号を計算し、上記磁界検出部の出力から不要信号を減算する不要信号式算出部を備える位置計算補正部と、
を具備する医療装置誘導システム。
【請求項８】
さらに、上記位置検出装置の基準点に対する上記誘導用コイルの位置を計測する相対位置計測部を具備する請求項７に記載の医療装置誘導システム。
【請求項９】
誘導用磁界により推進力を発生させて移動や姿勢変化を行うための磁石及び、位置検出用磁界を検出し、位置検出のためのデータを外部に無線送信する磁界検出部を備えるカプセル型医療装置と、
上記誘導用磁界を放射する誘導用コイル、上記誘導用コイルに電流を流して駆動する信号発生部、指示された位置及び姿勢に上記カプセル型医療装置を誘導するために必要な信号波形を計算する信号発生制御部及び、上記カプセル型医療装置の移動位置及び姿勢を指示する操作部と、を備える磁気誘導装置と、
上記磁界検出部から無線送信された上記位置検出のためのデータを受信する無線受信部、受信された上記位置検出のためのデータをデジタルデータに変換する信号処理部、上記信号処理部から入力されたデジタルデータから上記カプセル型医療装置の現在位置を算出する位置算出部及び、信号発生部と位置検出用磁界発生コイルを有し位置検出用磁界を発生する位置検出用磁界発生部とを備える位置検出装置と、
上記カプセル型医療装置の現在の位置に応じて、上記誘導用コイルから発生する不要磁界の推定式に基づき不要信号を計算し、上記磁界検出部の出力から不要信号を減算する不要信号式算出部を備える位置計算補正部と、
を具備する医療装置誘導システム。
【請求項１０】
上記カプセル型医療装置の磁界検出部は、磁界センサ、信号処理部及び無線送信部により構成される請求項９に記載の医療装置誘導システム。
【請求項１１】
さらに、上記位置検出装置の基準点に対する上記誘導用コイルの位置を計測する相対位置計測部を具備する請求項９に記載の医療装置誘導システム。
【請求項１２】
誘導用磁界により推進力を発生させて移動や姿勢変化を行うための磁石及び、コイル及びキャパシタからなる共振回路を有し、位置検出用磁界により共振して外部に特定周波数の磁界を発生する第２の磁界発生部を備えるカプセル型医療装置と、
上記誘導用磁界を放射する誘導用コイル、上記誘導用コイルに電流を流して駆動する信号発生部、指示された位置及び姿勢に上記カプセル型医療装置を誘導するために必要な信号波形を計算する信号発生制御部及び、上記カプセル型医療装置の移動位置及び姿勢を指示する操作部と、を備える磁気誘導装置と、
上記カプセル型医療装置が発生した上記特定周波数の磁界を検出する複数の磁界センサを有し検出した磁界から変換した電圧信号を出力する磁界検出部、上記電圧信号をデジタルデータに変換する信号処理部、上記信号処理部から入力されたデジタルデータから上記カプセル型医療装置の現在位置を算出する位置算出部及び、信号発生部と位置検出用磁界発生コイルを有し位置検出用磁界を発生する位置検出用磁界発生部を備える位置検出装置と、
上記カプセル型医療装置の現在の位置に応じて、上記誘導用コイル及び上記位置検出用磁界発生コイルに発生する不要磁界の推定式に基づき不要信号を計算し、上記磁界検出部の出力から不要信号を減算する不要信号式算出部を備える位置計算補正部と、
を具備する医療装置誘導システム。
【請求項１３】
誘導用磁界により推進力を発生させて移動や姿勢変化を行うための磁石及び、位置検出用磁界を検出し、位置検出のためのデータを外部に無線送信する磁界検出部を備えるカプ

セル型医療装置と、
上記誘導用磁界を放射する誘導用コイル、上記誘導用コイルに電流を流して駆動する信号発生部、指示された位置及び姿勢に上記カプセル型医療装置を誘導するために必要な信号波形を計算する信号発生制御部及び、上記カプセル型医療装置の移動位置及び姿勢を指示する操作部と、を備える磁気誘導装置と、
上記磁界検出部から無線送信された上記位置検出のためのデータを受信する無線受信部、受信された上記位置検出のためのデータをデジタルデータに変換する信号処理部、上記信号処理部から入力されたデジタルデータから上記カプセル型医療装置の現在位置を算出する位置算出部及び、信号発生部と位置検出用磁界発生コイルを有し位置検出用磁界を発生する位置検出用磁界発生部とを備える位置検出装置と、
上記カプセル型医療装置の現在の位置に応じて、上記誘導用コイル及び上記位置検出用磁界発生コイルから発生する不要磁界の推定式に基づき不要信号を計算し、上記磁界検出部の出力から不要信号を減算する不要信号式算出部を備える位置計算補正部と、
を具備する医療装置誘導システム。
【請求項１４】
体腔内に導入され、誘導用磁界による推進力を発生して移動及び姿勢制御可能で、常時又は応答により特定周波数の磁界を発生するカプセル型医療装置と、上記特定周波数の磁界を検出する磁界検出部と、上記磁界検出部の検出結果に基づき、上記カプセル型医療装置の体腔内における位置を検出する位置検出部と、で構成される位置検出装置と、
上記カプセル型医療装置の周辺に配置され、上記特定周波数において閉回路を成す、
１つ以上のコイルと、
上記コイルに入り込む上記特定周波数の磁界により発生する不要磁界に基づく不要信号を算出する不要信号値算出部と、
上記不要信号値算出部による算出結果を上記磁界検出部の検出結果より減算し、上記不要磁界に相当する磁界を排除する位置計算補正部と、
を具備する医療装置誘導システム。
【請求項１５】
上記位置検出装置の基準点に対する上記コイルの位置を計測する相対位置計測部を具備する請求項１４に記載の医療装置誘導システム。
【請求項１６】
さらに、上記カプセル型医療装置の現在の位置に応じて、上記磁界検出部の出力から減算する、上記コイルに発生する不要磁界を推定するための推定式を計算する不要信号式算出部を有する請求項１４に記載の医療装置誘導システム。
【請求項１７】
さらに、測定された上記位置情報に基づく移動距離を予め定めた任意の設定値と比較し、上記移動距離が上記設定値以上の際に上記不要信号式算出部を選択して位置算出を行うようにし、該移動距離が該設定値未満の際に上記不要信号値算出部を選択して位置算出を行うようにする第１の切替部を備える請求項１６に記載の医療装置誘導システム。
【請求項１８】
上記位置検出装置における検出回数をカウントし、予め設定された任意の設定回数を越えた際に、上記不要信号式算出部を選択して位置算出を行うようにしカウントした上記検出回数が上記設定回数以下の際に、上記不要信号値算出部を選択して位置算出を行うようにする第２の切替部と、
を備える請求項１６に記載の医療装置誘導システム。
【請求項１９】
上記カプセル型医療装置は、コイル及びキャパシタからなる共振回路を有し、
上記コイルに接続され、上記コイルに上記特定周波数を有する電流を供給する信号発生部を有し、
上記カプセル型医療装置は、上記コイルが発生した上記特定周波数を有する磁界を受けて上記特定周波数の磁界を誘導発生する請求項１４に記載の医療装置誘導システム。

【請求項２０】
体腔内に導入され、常時又は応答により特定周波数の磁界を検出し、検出した磁界データを外部に無線送信する磁界検出部を有するカプセル型医療装置と、
上記特定周波数の磁界を発生する特定周波数磁界発生部と、
無線送信された検出した磁界データである上記磁界検出部の検出結果に基づき、上記カプセル型医療装置の体腔内における位置を検出する位置検出部と、で構成される位置検出装置と、
上記カプセル型医療装置の周辺に配置され、上記特定周波数において閉回路を成す、
１つ以上のコイルと、
上記コイルに入り込む上記特定周波数の磁界により発生する不要磁界に基づく不要信号を算出する不要信号値算出部と、
上記不要信号値算出部による算出結果を上記磁界検出部の検出結果より減算し、上記不要磁界に相当する磁界を排除する位置計算補正部と、
を具備する医療装置誘導システム。
【請求項２１】
上記カプセル型医療装置の磁界検出部は、磁界センサ、信号処理部及び無線送信部により構成される請求項２０に記載の医療装置誘導システム。
【請求項２２】
さらに、上記位置検出装置の基準点に対する上記コイルの位置を計測する相対位置計測部を具備する請求項２０に記載の医療装置誘導システム。
【請求項２３】
さらに、上記カプセル型医療装置の現在の位置に応じて、上記磁界検出部の出力から減算する、上記コイルに発生する不要磁界を推定するための推定式を計算する不要信号式算出部を有する請求項２０に記載の医療装置誘導システム。
【請求項２４】
さらに、測定された上記位置情報に基づく移動距離を予め定めた任意の設定値と比較し、上記移動距離が上記設定値以上の際に上記不要信号式算出部を選択して位置算出を行うようにし、該移動距離が該設定値未満の際に上記不要信号値算出部を選択して位置算出を行うようにする第１の切替部を備える請求項１６に記載の医療装置誘導システム。
【請求項２５】
上記位置検出装置における検出回数をカウントし、予め設定された任意の設定回数を越えた際に、上記不要信号式算出部を選択して位置算出を行うようにしカウントした上記検出回数が上記設定回数以下の際に、上記不要信号値算出部を選択して位置算出を行うようにする第２の切替部と、
を備える請求項２０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、体腔内を通過する医療装置の位置を検出する位置検出機能を有する医療装置誘導システムに関する。
【背景技術】
【０００２】
一般に、１つの医療装置として、患者等の被検体を診察する際に、その体腔内の様子を画像として撮像して、モニタ表示を行う内視鏡装置が知られている。通常の内視鏡装置は、口腔などから差し込まれ、先端部に可撓性を有し、先端部側や基端部側に設けられた撮像部により観察対象となる病変部等が撮像される。この内視鏡装置とは構成が異なるものとして、カプセル型内視鏡装置がある。このカプセル型内視鏡装置は、撮像素子を搭載するカプセル型内視鏡本体を患者等に飲み込ませて、体腔内を通過させて、所望する目的部位を撮像している。この時、カプセル型内視鏡本体内に設けられた撮像部の撮像範囲（画角）は固定されているため、撮像範囲に所望する観察対象部位が入るようにカプセル本体

の姿勢を誘導制御する必要がある。この姿勢を制御するシステムとしては、カプセル型内視鏡本体に発生させた磁場に対して、体外の周囲に設けられたコイルから発生させた磁場を働きかけて、所望する位置に誘導したり、姿勢を変えたりしている。

【０００３】

このような誘導システムは例えば、特開２００６－０２６３９１号公報に提案されている。この誘導システムは、磁石と磁気誘導コイルを内蔵する医療装置を６面で囲むように配置された誘導用コイルの誘導磁気により移動及び姿勢の制御を行っている。また、医療装置が病変部などを撮像した場合には、その位置を特定しなければならない。この誘導システムにおいては、少なくとも３面に磁界センサを配置して、医療装置が発した磁気により位置を検出する位置検出システムを搭載している。この磁界センサは、１面当たりに多数のセンスコイルが配置され、各センスコイルが検出した磁界強度から医療装置の位置を求めている。

【発明の開示】

【０００４】

医療装置により撮像された画像の位置は、手術者にとっては不可欠な情報である。従って、医療装置の正確な位置を検出することは重要なことである。

前述した特開２００６－０２６３９１号公報による医療装置の位置検出システムは、医療装置がどのような姿勢（向く方向）であっても常に誘導用コイルに誘導磁界を発生させることができるため磁界センサにより位置を検出することができる。しかし、その反面、誘導用コイルに対する医療装置が存在する位置等により、医療装置が位置を検出させるために発生させた位置検出用磁界が誘導用コイルを通過する場合がある。

【０００５】

誘導用コイルに接続されている信号発生部は、駆動時に電力損失が少なくなる様に、低い出力インピーダンスを持つ特徴がある。このため、通過磁界により発生する起電力は、誘導用コイルと信号発生部から成る閉回路に電流を流し、図１４に示すような誘導用コイル１０２から意図しない不要磁界１０５が発生することになる。

【０００６】

従って、磁界センサ１０３は、医療装置１０１が発生する磁界１０４と不要磁界１０５とが加算された磁界強度を検出することとなる。この磁界強度に基づき位置検出計算部から算出された検出値は、誤検出や計算収束できないなどの悪影響を与えている。

そこで本発明は、位置検出時に発生する不要信号を排除し、体腔内を通過する医療装置の正確な位置を検出する位置検出機能を有する医療装置誘導システム及びその位置補正方法を提供する。具体的には、体腔内に導入され、誘導用磁界による推進力を発生して移動及び姿勢制御可能で、常時又は応答により特定周波数の磁界を発生するカプセル型医療装置と、上記特定周波数の磁界を検出する磁界検出部と、上記磁界検出部の検出結果に基づき、上記カプセル型医療装置の体腔内における位置を検出する位置検出部と、で構成される位置検出装置と、任意の方向に指向する上記誘導用磁界を発生させて、上記カプセル型医療装置を所望する位置に誘導する誘導用コイルと、上記誘導用コイルに入り込む上記特定周波数の磁界により発生する不要磁界に基づく不要信号を算出する不要信号値算出部と、上記不要信号値算出部による算出結果を上記磁界検出部の検出結果より減算し、上記不要磁界に相当する磁界を排除する位置計算補正部と、を具備する医療装置誘導システムを提供する。

【図面の簡単な説明】

【０００８】

【図１】図１は、本発明の第１の実施形態に係る位置検出機能を有する医療装置誘導システムの概念的な構成を示す図である。

【図２】図２は、第１の実施形態における位置算出部とその周辺に配置された構成部位の構成例を示す図である。

【図３Ａ】図３Ａは、第１の実施形態における位置検出を説明するためのフローチャートである。

【図３Ｂ】図３Ｂは、連立方程式の生成を説明するためのサブルーチンである。
【図４】図４は、第２の実施形態に係る位置検出機能を有する医療装置誘導システムの構成例を示す図である。
【図５】図５は、第２の実施形態における相対位置計測部の構成例を示す図である。
【図６】図６は、第３の実施形態に係る位置検出機能を有する医療装置誘導システムの構成例を示す図である。
【図７】図７は、第４の実施形態に係る位置検出機能を有する医療装置誘導システムの構成例を示す図である。
【図８】図８は、第５の実施形態に係る位置検出機能を有する医療装置誘導システムの構成例を示す図である。
【図９】図９は、第５の実施形態において、医療装置誘導システムの位置検出について説明するためのフローチャートである。
【図１０】図１０は、第６の実施形態に係る位置検出機能を有する医療装置誘導システムの構成例を示す図である。
【図１１】図１１は、第７の実施形態に係る位置検出機能を有する医療装置誘導システムの構成例を示す図である。
【図１２】図１２は、第８の実施形態に係る位置検出機能を有する医療装置誘導システムの構成例を示す図である。
【図１３】図１３は、カプセル型医療装置に実装される電池の接続構造を示す図である。
【図１４】図１４は、従来における誘導用コイル発生する不要磁界について説明するための図である。
【発明を実施するための最良の形態】
【０００９】
以下、図面を参照して本発明の実施形態について詳細に説明する。
図１は、本発明の第１の実施形態に係る位置検出機能を有する医療装置誘導システムの概念的な構成を示す。
この医療装置誘導システムは、医療装置として、例えば患者の体腔内に導入され誘導磁界により、その位置及び姿勢を制御することができるカプセル型医療装置１と、任意の方向の磁界を発生しカプセル型医療装置１を誘導して移動や姿勢制御を行う磁気誘導装置４と、カプセル型内医療装置１が発生する磁界により位置を検出する位置検出装置５と、位置検出装置５に対して位置算出の補正を行う位置計算補正部９とで構成される。
【００１０】
カプセル型医療装置１としては、例えばカプセル型内視鏡がある。このカプセル型医療装置１は、水密構造で密閉されている円筒形状のカプセル容器内に、被検者の体腔内管路の内壁面を撮像する撮像部（図示せず）と、位置検出を行うために誘導磁界を発生する磁界発生部１ａと、カプセル型内視鏡１に固定され、誘導磁界により移動及び姿勢変化のための推進力を発生する永久磁石等からなる磁石１ｂと、撮像された画像データ及び撮像に関する情報を送信用の通信データに変換してアンテナ部（図示せず）より送信する送信部（図示せず）とにより構成される。
【００１１】
磁界発生部１ａは、大別して、誘導式磁界発生部と自励式磁界発生部とがある。誘導式磁界発生部は、少なくともコイルと、キャパシタ（寄生容量又は付加容量）により共振回路を構成し、位置検出用磁界により共振して外部に磁界を発生する。また後述する自励式磁界発生部は、コイルを含む発振回路により構成され、外部に特定周波数の磁界を発生する。
磁石１ｂは、カプセル型医療装置１の撮像部の後方や内周面に固定され、誘導磁界用発生コイルが発生した誘導用磁界により力を発生させて、カプセル型医療装置１の移動や姿勢変化を行う。
【００１２】
磁気誘導装置４は、カプセル型医療装置１の周囲を覆うように６面に設けられ、任意の

方向の誘導用磁界を発生させる誘導用磁界発生コイル（誘導用コイル：２ａ1，２ａ2，２ｂ1，２ｂ2，２ｃ1，２ｃ2）２と、操作者が意図する移動方向や姿勢を指示する操作部６と、カプセル型医療装置１を誘導するために必要な信号波形を算出し誘導信号発生部８を制御する信号発生制御部７と、信号発生制御部７に従って各誘導用コイル２にそれぞれ駆動電流を流し誘導磁界を発生させる誘導信号発生部８と、で構成される。

【００１３】

操作部６は、操作者の意図するカプセル型医療装置１の移動方向や姿勢の指示を行うためのジョイスティック等の入力デバイスや情報入力及び諸設定を行うためのキーボード又はパネルスイッチ等で構成される。信号発生制御部７は、操作部６の指示及び位置検出装置５からの位置情報に基づき、カプセル型医療装置１を誘導するために必要な信号波形を算出し、誘導信号発生部８を制御して算出された結果による波形を発生させる。以下、誘導用磁界発生コイルは誘導用コイルと称する。本実施形態では、６個の誘導用コイル（２ａ1，２ａ2，２ｂ1，２ｂ2，２ｃ1，２ｃ2）２は、カプセル型内視鏡１の周囲（上下左右前後）の６面を覆うように配置される。勿論、誘導用コイルは６個に限定されるものではなく、設計に応じて適宜、好適な個数を設けてもよい。

【００１４】

位置検出装置５は、カプセル型医療装置１の位置を検出するための磁界を発生させるコイルからなる位置検出用磁界発生部３ａと、複数多数の磁界センサ３ｃが配置され、磁界を検出し電圧に変換する磁界検出部３ｂと、位置検出用磁界発生部３ａのコイルに駆動電流を流してカプセル型医療装置１の位置検出磁界を発生させる位置検出用信号発生部１１と、磁界検出部３ｂが捕らえた電圧信号を、位置計算に必要とするデジタルデータに変換する信号処理部１２と、信号処理部から入力されたデジタル信号を評価し、その位置分布データからカプセル型医療装置１の現在位置を示す位置情報を算出する位置算出部１０と、で構成される。

【００１５】

この信号処理部１２は、さらに帯域制限、信号増幅及びアナログデジタル変換の機能を有している。位置検出用磁界発生部３ａは、ある１面の誘導用コイル２の近傍に配置され、信号処理部１２の指示によりカプセル型医療装置１の位置を検出するための磁界を発生させる。磁界検出部３ｂは、カプセル型内医療装置１を挟み位置検出用磁界発生部３ａと対向する位置に設けられ複数の磁界センサ３ｃが配置される。

【００１６】

本実施形態における位置検出は、カプセル型内医療装置１から出力された磁界が誘導用コイル２を通過する量を計算する。これから誘導用コイル２に発生する起電力を計算する。誘導用コイル２は出力インピーダンスが低い誘導信号発生部８に接続されているため、この起電力は、誘導用コイル２のインピーダンスに反比例した電流をコイル上に流れて不要磁界が発生する。誘導用コイル２と磁界センサ３ｃとの位置関係が分かれば、この不要磁界がどれだけの量を各磁界センサ３ｃに起電力を生じさせているかを算出することが可能である。

【００１７】

図２には、位置算出部１０とその周辺に配置された構成部位を示し、位置検出について説明する。

この位置算出部１０は、誤差算出式生成部２３と、方程式求解部２４と、比較部２５と、誤差加算部２６と、位置出力部２７とで構成される。

誤差算出式生成部２３は、初期値（推定位置情報）と磁界センサ３ｃの位置情報及び姿勢情報に基づき、評価関数を生成し、評価関数を変形し、変数個数分の連立方程式をあらわす行列を生成して出力する。また、評価関数を変形して連立方程式をあらわす行列を生成するためのプログラムを備えている。

【００１８】

方程式求解部２４は、入力された方程式を解き、その解（真値に対する誤差）を比較部２５に出力される。

比較部２５は、方程式求解部２４により得られた解と閾値（計算結果が収束したとみなせるか否かの許容誤差）とを比較し繰り返し計算を継続するか判定する。この比較処理において解（誤差）が閾値を越えた値であれば、誤差加算部２６が比較部２５を通じて入力される方程式の解を誤差算出式生成部２３から出力された値に加算する。加算した結果は、次回の位置計算時に誤差算出式生成部２３に送られる。計算開始時には、内部保持または入力された初期値が適用される。一方、比較処理で解が閾値より小さければ、計算が収束したと見なして加算は中止し、計算を終了して位置出力部２７に出力する。

【００１９】

また方程式求解部２４からの出力の回数も計数し、予め定めた任意の設定回数を越えた場合には誤差加算部への出力を打ち切り、計算を終了させる。このような処置により、計算結果が収束し難い状況で必要以上に時間を掛けることが防止できる。位置出力部２７は、誤差加算部２６から位置情報を受け取り保持する。また、設定回数内の繰り返し計算で収束した場合は、誤差加算部２６が保持する方程式求解部２４への入力値を位置情報として取得する。一方、計算を設定回数行った後も収束していない場合には、収束しなかったことを示す値（位置不明であるという情報）が入力される。この位置情報は、磁気誘導装置４の信号発生制御部７に位置情報として出力される。

【００２０】

また、この構成例では、位置計算補正部９を不要信号算出部２２としている。

この不要信号算出部２２は、誤差算出式生成部２３に接続され、カプセル型医療装置１の現在位置に応じて誘導用コイル２から発生する不要磁界を減算する。評価関数では、測定値から磁気双極が作り出す磁界として計算される推定電圧を減算するが、この部分からさらに不要磁界により発生する不要信号を算出、減算できるようにしてある。こうして得られる評価関数に対し、ある推測値からの誤差を算出するための連立方程式が立てられる。この構成では、常に不要磁界を考慮して位置計算を行うので常に確かな位置が推定できる。

図３Ａは、位置検出を説明するためのフローチャートである。図３Ｂは、連立方程式の生成を説明するためのサブルーチンである。

【００２１】

図３Ａは、位置検出を説明するためのフローチャートである。図３Ｂは、連立方程式の生成を説明するためのサブルーチンである。

【００２２】

まず、位置検出を開始する（ステップＳ１）。磁界センサ３ｃにより検出されたセンサ電圧（Ｂdi）を取り込む（ステップＳ２）。次に、誤差算出式生成部２３は、初期値（推定位置情報）と磁界センサ３ｃの位置情報が入力され、予め設定された評価関数を変形して連立方程式をあらわす行列を生成する（ステップＳ３）。ここで、連立方程式の生成のサブルーチンについて説明する。

【００２３】

まず、磁界センサ３ｃによるセンサ電圧（Ｂdi）が一回目の取り込か否か、即ち初回の検出か否かを判定する（ステップＳ１１）。この判定で初回の検出であれば、（Ｙｅｓ）、予め設定した初期値Ｐαを入力し（ステップＳ１２）、この初期値に対して、後述するように求めた誤差を加算する（ステップＳ１３）。初回以降は、初期値Ｐα＋ΔＰ（ｎ＋１）となる。ｎは２回目以降の取り込み回数とする。一方、第１回目の取り込みでなければ（Ｎｏ）、前回求めた結果（初期値＋誤差）に更に誤差を加算する。誤差が加算された値による連立方程式（行列）を生成して出力する。

次に、方程式求解部２４において、入力された連立方程式を解き、その解ΔＰ（真値に対する誤差）を求める（ステップＳ４）。

【００２４】

次に、求めた解が前回求めた解に対して収束しているか否かの判定を開始する（ステップＳ５）。この収束判定は、まず、これまでの計算回数が予め任意に設定された回数以上か否かを判定する（ステップＳ６）。この判定は、カウンタ等を設けて、計算結果が収束

し難い状況が発生し長時間プログラムが動作しつづけることを防止するために予め設定した規定回数を越えても解が収束に至らない場合は計算を中止させるための判定である。

【００２５】

この判定で計算回数がまだ設定された回数に達していなければ（Ｎｏ）、比較部２５により予め設定された閾値と解とを比較する（ステップＳ７）。この比較において、解が閾値より小さければ（Ｙｅｓ）、解が収束したと見なして計算を終了して、収束判定を終了する（ステップＳ８）。一方、まだ解が閾値を越えた値であれば、ステップＳ３に戻り、再度、誤差加算部２６にその解を前述した初期値に加算して、方程式求解部２４に出力する。このように方程式から求められた解が閾値以下になるまで、繰り返し計算を行う。

【００２６】

そして、収束判定が終了したならば、カプセル型内医療装置１の位置情報を出力して、終了か否かを判定し（ステップＳ１０）、終了であれば（Ｙｅｓ）、リターンする。未だ終了でなければ、ステップＳ１に戻り、再度位置検出を行う。

【００２７】

ここで、磁気による位置検出について説明する。

磁気による位置検出は、２つの手法が考えられる。第１に、位置検出領域に磁界を発生させる機能を搭載したカプセル型医療装置１が置かれていた場合に、カプセル型医療装置１が発生させた磁界を、外周に配置された磁界センサにより検出するものがある。第２に、カプセル型医療装置１が磁界センサを内蔵して、周囲に磁界発生装置を配置した際に、その発生された磁界を磁界センサにより検出して位置を求めるものがある。本発明では、これらの２つの検出方法の何れかを採用する。

【００２８】

第１に、検出対象として、磁界を発生させる機能を搭載したカプセル型医療装置１に対する位置検出について説明する。

まず、位置検出領域にコイルが置かれた状況を想定する。例としては位置検出の検出対象がカプセル型医療装置１であり、そのカプセル型医療装置１には、磁石など磁性体が配置され外部からの磁界によってその位置と姿勢を制御する状況が考えられる。

磁界発生の機能は、内部発振によるコイル駆動でも外部から磁界を与え、それによる誘導で磁界を発生する方式でもよい。

【００２９】

任意の位置に磁界センサとしてコイルを複数配置すると、通過する磁束に比例した電圧が得られる。電圧情報から、ｎ個のコイルのうちｉ番目コイルを通過する磁束Bdiが得られる。（但し、d:detected）

カプセル型医療装置１からの磁界を、磁気双極子からの発生磁界として扱えると仮定すれば、任意の位置の磁界を計算可能である。

【数１】

磁気双極子の磁気モーメント$\vec{M}$[Mx My Mz],その位置座標を[x,y,z]

磁界を求めたい場所の位置ベクトルを$\vec{r}_{si}$[xi,yi,zi]とすれば

位置ベクトル$\vec{r}_i$[xi－x,yi－y,zi－z]

磁界強度は$\vec{B}(\vec{r}_i,\vec{M})$と表現される。(s:sensor position)

$$\vec{B}_i = \frac{1}{4\pi}\left\{\frac{3(\vec{M}\cdot\vec{r}_i)}{r_i^5}\vec{r}_i - \frac{\vec{M}}{r_i^3}\right\}$$

ここで評価関数$\sum_{i=1}^{n}(\vec{B}_{di} - \vec{B}_i(\vec{p}))^2$を最小化する最適化計算が可能である。

$\vec{p} = (x,y,z,M_x,M_y,M_z)$はマーカのパラメータからなるベクトルである。

【００３０】

はマーカのパラメータからなるベクトルである。コイルの個数だけ評価関数を得られるので、この計算により

【数２】

$\vec{P}$

【００３１】

を推測することが可能である。このとき、磁気誘導のためのコイルが置かれた場合、カプセル型医療装置１から発生した磁束は、この誘導用コイルを通過することもあり得る。誘導用コイルは、この通過磁束によって起電力が生じるが、通常、低インピーダンスのアンプに接続されているため、誘導用コイルのインピーダンスにより決まる電流が実際に流れることにより誘導用コイルを通過した磁束を打ち消す位相で、磁界を発生する。

【００３２】

磁界センサは、カプセル型医療装置１のコイルからの磁界を加算したものを検出する。このため、通常の位置計算を行うと予測される磁界分布と異なるため、正しい位置を検出できなかったり、位置計算が収束しない状況があり得る。しかし、誘導用コイルからの磁界も、その配置位置が決まれば計算することが可能である。

【００３３】

つまり、誘導用コイルの位置と向きが決まれば誘導用コイルの開口面のある点に対して、

【数３】

磁束密度$\vec{B}g(\vec{p})$

【００３４】

を計算することが可能である。（但し、g:guidance）この計算は誘導用コイルに発生する起電力を求めるためのものなので、計算点は複数（できるだけ多く）とり、その

【数４】

平均値$\vec{B}_{g_mean}(\vec{p}) = \frac{1}{N}\sum_{k=1}^{N}\vec{B}_{gk}(\vec{p})$を求める。

起電力は$\vec{B}_{g_mean}(\vec{p})$に対し

【００３５】
誘導用コイルの巻き数、面積、角周波数に比例するものとなりこの起電力を誘導用コイルのインピーダンスで割って求まる電流が流れる。つまり電流Ｉｃもｐの関数となる。
【数５】

$$I_C(\vec{p})$$

【００３６】
（c:cancel）この誘導用コイルからの発生磁界は、通常コイルが大きいので磁気双極子に見立てることはせず、コイルを複数の電流ベクトルに分割し、これにビオサバールの法則を適用し分割数だけ加算することで求めることが可能である。
【数６】

電流素の位置ベクトルを$\vec{r}_C$、電流ベクトルを$\vec{d}_C$とし磁界を
求めたい座標の位置ベクトルを$\vec{r}_{si}$

【００３７】
（磁界センサの位置）とすれば、そのセンサー位置での磁界強度は次の様になる。
【数７】

$$\vec{B}_{Ci}(\vec{p}) = \oint \mu_0 \frac{I(\vec{p})d\vec{c} \times (\vec{r}_{si} - \vec{r}_C)}{4\pi|\vec{r}_{si} - \vec{r}_C|^3}$$

【００３８】
各磁界センサの捕らえる磁界は、誘導用コイルとの位置が決まれば、その分布の形状は決まってしまう。Ｉcが１として、予め計算しておき、それを保持しておくことが簡単である。磁界センサが捕らえる磁界は、カプセル型医療装置１が発生する磁界Ｂ(p)と打ち消し、磁界Ｂc(p)の合計になる。
【００３９】
従って、位置算出における評価関数としては
【数８】

$$\sum_{i=1}^{n}(\vec{B}_{di} - \vec{B}_i(\vec{p}) - \vec{B}_{Ci}(\vec{p}))^2$$

【００４０】
とすることができる。以上の理由により誘導用コイル等のコイルが置かれた場合でも正しい位置検出が可能である。その他のコイルとしては、この誘導式磁界発生部を持つ位置検出方式で用いられる、位置検出用磁界を発生しているコイルが挙げられる。不要磁界計算の方法は、これまで説明したものと同様である。
【００４１】
尚、他の変形例として、前述した計算の煩雑さを省く手法もある。最初に、カプセル型医療装置１の位置を求めるために、前述した様に計算を行う。すでに、Ｂcが求められているため、カプセル型医療装置１が次回の検出タイミングまでに大幅に移動しない限り、新たに検出されたＢｓから減算することで、通常より簡単にほぼ正しい位置を求めることができる。但し、このような処理を続けていると、実際の位置からずれが生じ収束ができなくなったり検出位置が突然違う位置に移動する等の不具合を発生する虞がある。このため、収束不能や移動距離の閾値を設定し、それらを越えた場合には、予め任意の適用回数を決めておき、その回数を越えた時の条件を設定し、初期値計算に誤差関数を用いればよい。
【００４２】

第２に、カプセル型医療装置１が磁界センサを内蔵して、周囲に磁界発生装置配置した際に、その発生された磁界を磁界センサにより検出して位置を求める手法について説明する。

カプセル型医療装置１のＸ，Ｙ，Ｚ空間での位置と、その姿勢（向き）を示すベクトルのＸ，Ｙ，Ｚ成分の６変数を求めるために発生させる磁界分布又は、検出する磁界センサの個数を適切に設定することが必要である。

【００４３】

説明を容易にするために、磁界発生手段が１つで磁界センサが６個で構成される例では、これまで説明してきた方式と同じであることが理解できる。６個のセンサは、その配置方向と位置が違っている。その検出磁束密度をＢdiとすれば、このＢdiは、そのカプセル型医療装置１の位置と姿勢により決まる。よって同様に、評価関数

【数９】

$$\sum_{i=1}^{n}(\vec{B}_{di}-B_i(P))^2$$

【００４４】

を最小とする問題を解けばよいことが分かる。この場合、ｐベクトルは、カプセル型医療装置１の位置ｘ、ｙ、ｚ、とその方向を示すｘｍ、ｙｍ、ｚｍの６成分から成る。ここにこれまでと同様、磁気誘導などの目的のコイルが配置された例を考える。

【００４５】

磁界発生装置からの磁束が、この誘導用コイルを通過したならば、この誘導用コイルを駆動するためのドライバの出力インピーダンスにより、誘導電流が流れ、その結果、打ち消し磁界が発生する。この打ち消し磁界を発生することで、磁界センサは予測とは違った磁界を検出してしまうために検出位置を間違うことが予想される。

【００４６】

ここで、誘導用コイルの位置が既知であれば磁気発生装置からの磁界による誘導電流は計算できる。また、誘導用コイルがマーカ位置につくる磁界も計算することが可能である。この打ち消し磁界もｐの関数であり、

【数１０】

$$\vec{B}_{ci}(\vec{p})$$

【００４７】

と書ける。従って、先の誤差関数もこれまでと同様に、

【数１１】

$$\sum_{i=1}^{n}(\vec{B}_{di}-\vec{B}_i(\vec{p})-\vec{B}_{ci}(\vec{P}))^2$$

【００４８】

とすることで、ｐを求めることが可能である。この手法により誘導用コイルが周囲を取り囲む状態であっても、正しい位置を検出することが可能である。尚、この第２例であっても前述した他の変形例と同様に、計算の煩雑さを省く手法を用いることもできる。

【００４９】

以上のことから、第１の実施形態の位置検出機能を有する医療装置誘導システムにおいては、位置検出時に発生する不要信号を排除し、体腔内を通過する医療装置の正確な位置を検出することができる。

【００５０】

次に図４には、第２の実施形態に係る位置検出機能を有する医療装置誘導システムの構成例を示し説明する。図５には、相対位置計測部３１の構成例を示す。本実施形態の構成

部位において、前述した図１に示した第１の実施形態の構成部位と同等のものには同じ参照符号を付して、その詳細な説明は省略する。

【００５１】

本実施形態の医療装置誘導システムは、位置計算補正部９において、不要磁界を算出するときに誘導用コイルの位置情報を自動的に取得して、不要信号を算出する。この医療装置誘導システムは、カプセル型医療装置１と、誘導用磁界を発生しカプセル型医療装置１を誘導して移動や姿勢制御を行う磁気誘導装置４と、カプセル型内医療装置１の位置を検出する位置検出装置５と、位置検出装置５に対して位置算出の補正を行う位置計算補正部９と、位置検出装置５の基準点に対する、誘導用コイル２の位置を計測する相対位置計測部３１とで構成される。

【００５２】

図５に示すように、医療装置誘導システムにおける誘導用コイル２は、フレーム６１に設けられている。このフレームには、患者等の観察対象を乗せるベッド６２が水平方向に移動可能に設けられる。ベッド６２はモータ等を含むベッド駆動部６３により、電動で水平移動することができる。このベッドの両サイドには、位置検出用磁界発生部３ａと磁界検出部３ｂとが対向するように設けられている。

【００５３】

この例では、相対位置計測部３１は変位センサ６４からなり、ベッド駆動部６３の近傍に設けられて、ベッド６２の移動量を変位量として検出する。この変位量は、誘導用コイル２と磁界検出部３ｂとの相対距離から位置関係が規定できるので、この位置情報を位置計算補正部９に入力する。尚、変位センサ以外であっても、各移動に使用する駆動部からの情報を取得したり、コイルに観測指標を設定し、それをレーザー計測するなどの方法が考えられる。

従って、本実施形態によれば、患者を乗せたベッドの移動など、誘導用コイルと位置検出を行う磁界検出部３ｂと相対位置が必ずしも固定されていない場合に、相対位置計測部を用いて誘導用コイル２と磁界検出部３ｂとの相対的な位置関係を加味して、正確な不要信号を計算することができる。又、ベッドの位置検出により、自動的に計測された相対的な位置関係の情報に更新することにより、人手入力にせずに常に正しい計算を行うことができる。

【００５４】

次に図６には、第３の実施形態に係る位置検出機能を有する医療装置誘導システムの構成例を示し説明する。本実施形態の構成部位において、前述した図１に示した第１の実施形態の構成部位と同等のものには同じ参照符号を付して、その詳細な説明は省略する。

【００５５】

本実施形態は、前述した第１の実施形態の構成に対して、位置検出の構成が異なっており、カプセル型医療装置１内のコイルからなる磁界発生部１ａに換わって、自励式に磁界を放射する磁界発生部４１が設けられた構成である。磁界発生部４１は、誘導用コイルと発振回路で構成され、電池を電源として駆動して、外部に予め定めた周波数の磁界を発生する。

【００５６】

位置検出装置４２は、任意の面に設けられ、その面内に複数の磁界センサ３ｃが配置されて磁界を検出し電圧に変換する磁界検出部４３と、磁界検出部４３が捕らえた電圧信号を、位置計算に必要とするデジタルデータに変換する信号処理部１２と、信号処理部から入力されたデジタル信号を評価し、その位置分布データからカプセル型医療装置１の現在位置を示す位置情報を算出する位置算出部１０とで構成される。

本実施形態によれば、前述した第１の実施形態と同等の効果を得ることができ、位置検出時に発生する不要信号を排除し、体腔内を通過する医療装置の正確な位置を検出することができる。

【００５７】

次に図７には、第４の実施形態に係る位置検出機能を有する医療装置誘導システムの構

成例を示し説明する。本実施形態の構成部位において、前述した図１に示した第１の実施形態の構成部位と同等のものには同じ参照符号を付して、その詳細な説明は省略する。

【００５８】

本実施形態の医療装置誘導システムは、カプセル型医療装置１内に磁界検出部５１が設けられて、位置検出用磁界発生部５３からの磁界を捉えて、その位置に関する送信データ（磁界センサの検出結果）を無線信号により位置検出装置５２側に送信して、カプセル型医療装置１の位置を推定する構成である。前述したように、位置検出用磁界発生部５３が発生する磁界をカプセル型医療装置１内の磁界検出部５１が検出する。この場合、干渉が発生するのは、位置検出用磁界発生部５３と、誘導用コイル２となる。これまでと同様に、誘導用コイル２から不要磁界が発生して位置検出用磁界に加算されるため、空間に形成した位置検出用磁界の分布がくずれることになる。尚、この構成の場合、位置検出用磁界発生部５３は、同じくコイルであるため、全く同じ原理で不要磁界が発生し位置検出に誤差をもたらす可能性がある。この場合も誘導用コイルと同様の計算によって、不要磁界を求めることが可能である。

【００５９】

この医療装置誘導システムは、カプセル型医療装置１と、誘導用磁界を発生しカプセル型医療装置１を誘導して移動や姿勢制御を行う磁気誘導装置４と、カプセル型内医療装置１の位置を検出する位置検出装置５２と、位置検出装置５２に対して位置算出の補正を行う位置計算補正部９とで構成される。

【００６０】

磁界検出部５１は、位置検出用磁界を検出する磁界センサ（図示せず）と、検出した磁界を電圧に変換し、データ化しカプセル外へ送信データを生成する信号処理部（図示せず）と、送信データを位置検出装置５２に無線信号として送信する無線送信部とで構成される。この信号処理部は、カプセル型医療装置１内にボタン電池等の小型電池を搭載して駆動してもよいし、また発電用コイルを搭載して外部より磁界を印加することより発電した起電力で駆動してもよい。無線送信部にはアンテナ部を有するが、撮像した画像を送信するためのアンテナを兼用してもよい。尚、ボタン電池等の小型の電池を複数直列に配置する場合には、図１３に示すように、電池８１の正極と電池８２の負極の接続箇所を導電性の両面に粘着性を有する両面テープで固定してもよい。この両面テープは、電気抵抗が小さく厚みの薄いことが好ましい。このように構成すれば、カプセル型医療装置１内に装填する際に作業性が向上する。

【００６１】

以上説明したように本実施形態は、前述した位置計算補正部９を備え、位置検出用の磁界が誘導用コイル２ａを通過して発生する不要磁界の検出を行うので誤検出や計算収束できない等の悪影響を排除することができる。

【００６２】

次に図８には、第５の実施形態に係る位置検出機能を有する医療装置誘導システムの構成例を示し説明する。本実施形態の構成部位において、前述した図２に示した第１の実施形態の構成部位と同等のものには同じ参照符号を付して、その詳細な説明は省略する。

【００６３】

本実施形態において、位置算出部１０は、前述した誤差算出式生成部２３と、方程式求解部２４と、比較部２５と、誤差加算部２６と、位置出力部２７とで構成される。

【００６４】

位置計算補正部１３は、カプセル型医療装置１の位置に応じて誘導用コイルから発生する不要磁界の推定式を計算し減算する不要信号式算出部７１と、検出位置情報により誘導用コイルから発生する不要磁界の値（変数なし）を計算し減算する不要信号値算出部７２と、設定された条件により２種類の判断を行い、不要信号式算出部または不要信号値算出部を切り替える切替部７３とで構成される。

【００６５】

実際の移動では、体腔内におけるカプセル型医療装置１の移動距離が少ない場合には、

カプセル型医療装置１と誘導用コイル２との干渉状態が変わらない状況が発生する。また移動量があまり多くない場合でも、カプセル型医療装置１と誘導用コイルとの間隔が近い場合には、その干渉の変化量が大きい場合もある。

【００６６】

本実施形態の医療装置誘導システムは、状況に応じて評価関数を切り替えるように構成する。最初に位置を計算する場合は、第１の実施形態の構成と同様に誘導用コイル２が設けられ、不要信号式算出部を適用した計算結果に基づき正しい位置を検出させる。その後、不要信号の値は変化が少ないものとして　前回検出した位置から測定されたデータ値から得られた不要信号（変数なし）を減算して用いる。さらに、不要信号式算出部を適用した計算結果と、その後の測定データに基づく簡易方法による位置計算結果と比較して、その差分（差分）が予め定めた閾値を越えた場合は、実際にカプセル型医療装置１が大幅に移動したか、又は移動は少ないが干渉量が大きく変化して、位置計算に誤差を生じたかの何れかとなる。この時には、不要信号式算出部７１を使った正しい計算が必要である。従って、本実施形態では、不要信号算出部を使った位置計算結果と　その後の簡易方法での位置計算結果とを比較し、位置変位が大きなときだけ　誤差算出を式の形で算出し収束計算に反映させるようにする。

【００６７】

図９に示すフローチャートを参照して、このように構成された医療装置誘導システムの位置検出について説明する。

本実施形態の検出動作において、前述した図３に示したフローチャートの各ステップの動作と同等である場合には、同じステップ番号を付して、詳細な説明は省略する。

【００６８】

まず、位置検出を開始して、磁界センサ３ｃにより検出されたセンサ電圧（Ｂdi）を取り込む。次に誤差算出式生成部２３には、初期値（推定位置情報）と磁界センサ３ｃの位置情報が入力され、予め設定された評価関数を変形して連立方程式をあらわす行列を生成する（ステップＳ１～３）。次に方程式求解部２４において、入力された連立方程式を解き、その解ΔＰ（真値に対する誤差）を求め、求めた解が前回求めた解に対して収束しているか否かの判定を開始する。この収束判定は、これまでの計算回数が設定回数以上か否か、及び設定回数以下か否かを判定する。この判定において設定回数以上又は解（誤差）が設定値以下であれば、計算を終了して、収束判定を終了する（ステップＳ４～Ｓ８）。

【００６９】

次に出力判定を開始する（ステップＳ２１）。まず、直前に用いられた不要信号が計算により求められた値か否か判定する（ステップＳ２２）。この判定で不要信号が計算値であれば（Ｙｅｓ）、正確な位置であると判別して、移動距離計算を実施する（ステップＳ２５）。一方、不要信号が計算値でなければ（Ｎｏ）、簡易方法による位置計算結果であるものと判定され、次に、この位置情報を保持するか否かを判定する（ステップＳ２３）。この判定で位置情報を保持するのであれば（Ｙｅｓ）、位置出力部２７は誤差加算部２６から位置情報を受け取り保持する（ステップＳ２４）。一方、位置情報を保持しなければ（Ｎｏ）、出力判定を終了する（ステップＳ２７）。

【００７０】

次に、この保持された位置情報に基づき、前回の位置からの移動距離を計算する（ステップＳ２５）。計算により算出された移動距離が予め設定した任意の設定値以上であるか否かを判定する（ステップＳ２６）。この判定で移動距離が設定値以上であったならば（Ｙｅｓ）、実際にカプセル型医療装置１が大幅に移動したか、又は移動は少ないが干渉量が大きく変化して、位置計算に誤差を生じたと判定される。即ち、評価関数の変更が必要であり、不要信号式算出部を適用した計算結果を求めるため、不要信号の切り替えが行われる（ステップＳ３０）。この不要信号の切り替えは、計算式を用いた位置計算か、又は測定データによる簡易方法による位置計算かの切り替えである。尚、計算式を用いた位置計算への切り替えは、初回のみ不要信号式の生成を行う。

【００７１】

また、ステップＳ２６の判定で移動距離が閾値未満であれば（Ｎｏ）、設定値以下で収束され、求められた位置情報は正確なものであると判別して、出力判定を終了し（ステップＳ２７）、その位置情報を位置出力部２７から信号発生制御部７に出力する（ステップＳ２８）。また、この出力後に、位置検出を継続するか否かを判定し（ステップＳ２９）、終了しなければ（Ｎｏ）、ステップＳ１に戻って再度位置検出を行い、位置検出を継続しなければ（Ｙｅｓ）、一連のシーケンスを終了する。

【００７２】

以上説明したように、常に不要信号式算出部の計算式により正確な位置情報を求めてもよいが、状況に応じて評価関数を切り替えるように構成することで、最初に位置を計算に基づき正しい位置を検出させる。その後、不要信号の値は変化が少ないものとして　前回検出した位置から測定されたデータ値から得られた不要信号（変数なし）を減算して用いることにより、演算処理が簡略化され位置検出の高速化が実現する。はた、不要信号式算出部を適用した計算結果と、その後の測定データに基づく簡易方法による位置計算結果を移動距離に換算して比較し、その差分（移動距離の差）が予め定めた閾値との比較により、測定データに基づく簡易方法による計算結果に誤差が大きくなった場合に、再度、不要信号式算出部の計算式により正確な位置情報を求めればよい。従って、正確に計算をし直さなければならない場合にのみ不要信号算出部が式を出力するようになるためシステムの実質的な計算量を減すことができる。よって、本実施形態は、計算結果を選択的に用いて位置算出を行うことにより、位置検出の正確さを保持しつつ高速化を実現する構成である。

【００７３】

次に図１０には、第６の実施形態に係る位置検出機能を有する医療装置誘導システムの構成例を示し説明する。本実施形態の構成部位において、前述した図８に示した第１の実施形態の構成部位と同等のものには同じ参照符号を付して、その詳細な説明は省略する。

【００７４】

前述した第５の実施形態では、不要信号式算出部を適用した正しい計算結果と不要信号値算出部を適用した簡易な計算結果（測定データ）との間の違いの大きさを移動距離によって切り替えの判定を行った。これに対して、本実施形態は判定回数により切り替えの判定を行う例である。

【００７５】

本実施形態の検出動作において、前述した図３に示したフローチャートの各ステップの動作と同等である場合には、同じステップ番号を付して、詳細な説明は省略する。

まず、予め設定された評価関数を変形して連立方程式をあらわす行列を生成し、連立方程式を解き、その解が収束しているか否かの判定を行う（ステップＳ１～Ｓ８）。

【００７６】

次に、ステップＳ８の収束判定が終了した後、不要信号式算出部７１と不要信号値算出部７２の切り替え判定を開始する（ステップＳ４１）。ステップＳ３～Ｓ８における収束判定を行った回数をカウントする（ステップＳ４２）。このカウントされた収束判定回数が予め設定した任意の設定回数以上が否かを判定する（ステップＳ４３）。この判定で、収束判定回数が設定回数以下であれば（Ｎｏ）、まだ評価関数を変形すれば収束する可能性があるため、不要信号式算出部７１と不要信号値算出部７２の切り替えを行う（ステップＳ４４）。この時、初回の切り替え時のみ不要信号式の生成を行う。また、切り替え時にはカウンタのカウンタ数をクリアして０に戻す。

【００７７】

一方、収束判定回数が設定回数以上であれば（Ｙｅｓ）、出力判定を終了し（ステップＳ４６）、その位置情報を位置出力部２７から信号発生制御部７に出力する（ステップＳ４７）。また、この出力後に、位置検出を継続するか否かを判定し（ステップＳ４８）、終了しなければ（Ｎｏ）、ステップＳ１に戻って再度位置検出を行い、位置検出を継続しなければ（Ｙｅｓ）、一連のシーケンスを終了する。

【００７８】

以上説明したように、本実施形態は、設定回数との比較を行い、設定回数を越えた場合に、不要信号式算出部による計算式を適用し、それ以外は不要信号値算出部による簡易な前回位置情報を使い計算した不要信号（変数なし）の減算であり、前述した第５の実施形態における切り替え判定を行う基準が回数に変更されたのみであり、同等の効果を得ることができる。さらに、本実施形態は移動距離演算もなく、単に収束判定の実行回数であるため、計算量を減らせることができ、簡単な構成により切り替え判定を行うことができる。

【００７９】

次に図１１には、第７の実施形態に係る位置検出機能を有する医療装置誘導システムの構成例を示し説明する。本実施形態の構成部位において、前述した図６に示した第３の実施形態の構成部位と同等のものには同じ参照符号を付して、その詳細な説明は省略する。

【００８０】

本実施形態は、前述した第３の実施形態に係る位置検出機能を有する医療装置誘導システムの構成に、図４に示した相対位置計測部を付加した変形例である。ここでは、変更された特徴のみを説明する。

【００８１】

本実施形態は、自励式磁界発生部を有するカプセル型医療装置１に対応する医療装置誘導システムであり、位置検出装置５の基準点に対する誘導用コイル２の位置を計測する相対位置計測部３１を備えている。

本実施形態によれば、誘導用コイルと位置検出を行う磁界検出部３ｂと相対位置が固定されていない場合に、相対位置計測部を用いて誘導用コイル２と磁界検出部３ｂとの相対的な位置関係を加味して、正確な不要信号を計算することができる。又、ベッドの位置検出により、自動的に計測された相対的な位置関係の情報に更新することにより、人手入力にせずに常に正しい計算を行うことができる。

【００８２】

次に図１２には、第８の実施形態に係る位置検出機能を有する医療装置誘導システムの構成例を示し説明する。本実施形態の構成部位において、前述した図６に示した第３の実施形態の構成部位と同等のものには同じ参照符号を付して、その詳細な説明は省略する。

【００８３】

本実施形態は、前述した第３の実施形態に係る位置検出機能を有する医療装置誘導システムの構成に、図４に示した相対位置計測部を付加した変形例である。ここでは、変更された特徴のみを説明する。

【００８４】

本実施形態の医療装置誘導システムは、誘導式磁界発生部を有するカプセル型医療装置１に対応する医療装置誘導システムであり、位置検出装置５の基準点に対する誘導用コイル２の位置を計測する相対位置計測部３１を備えている。本実施形態によれば、前述した第７の実施形態と同等の効果を有している。

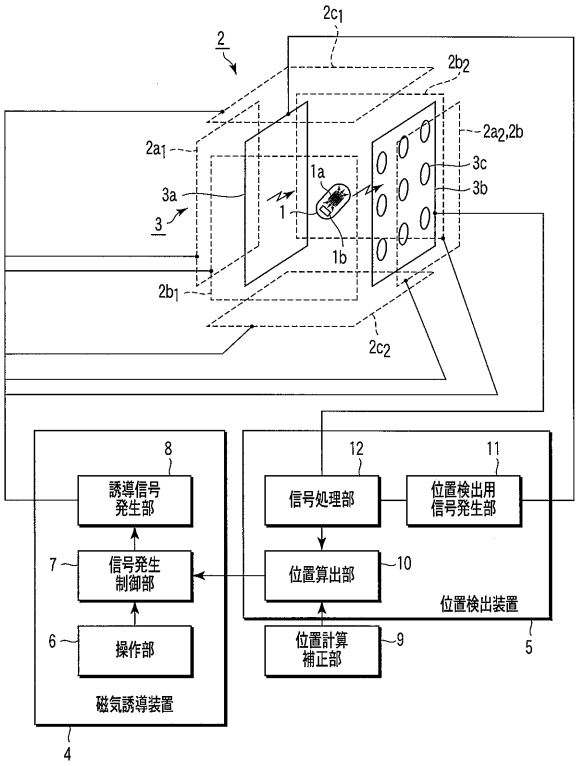
【００８５】

本発明によれば、位置検出時に発生する不要信号を排除し、体腔内を通過する医療装置の正確な位置を検出する位置検出機能を有する医療装置誘導システム及びその位置補正方法を提供することができる。

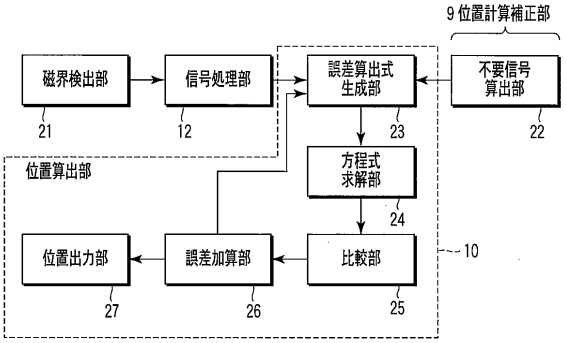
【００８６】

前述した各実施形態では、医療装置の誘導システムについて説明してきたが、位置検出用磁界発生部を有する位置検出システムにおいても、同様の位置検出補正の効果が期待できる。例えば、第１の実施形態において、誘導用磁界発生コイル２及び誘導信号発生部８を取り除いた位置検出システムでも有効である。この場合、位置検出用磁界発生部３ａが不要磁界を発生するので、この不要磁界を計算で求めることで、これまで説明したように、高精度に位置／向きの検出を行うことが可能となる。

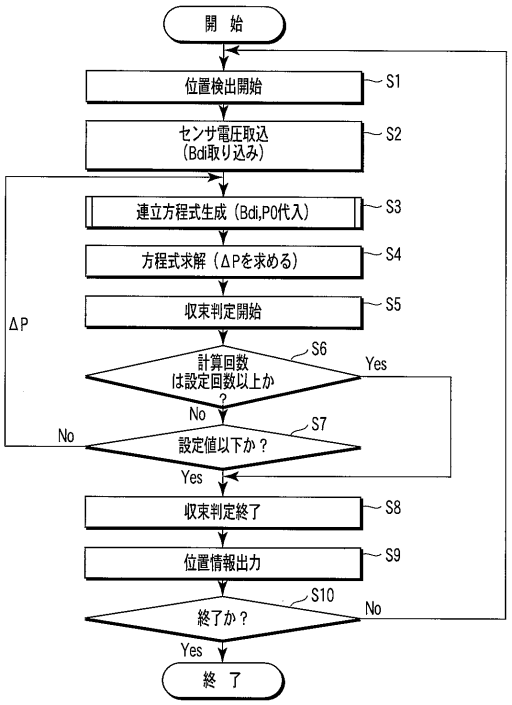
【図１】


2
2c1
2b2
2a1
2a2,2b
3c
3b
3a
3
1a
1
1b
2b1
2c2
8
誘導信号発生部
7
信号発生制御部
6
操作部
磁気誘導装置
4
12
信号処理部
11
位置検出用信号発生部
位置算出部
10
位置検出装置
位置計算補正部
9
5

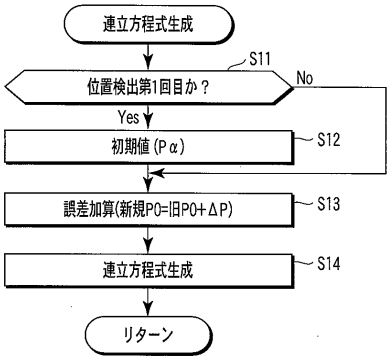
【図２】


9 位置計算補正部
磁界検出部
21
信号処理部
12
誤差算出式生成部
23
不要信号算出部
22
位置算出部
方程式求解部
24
位置出力部
27
誤差加算部
26
比較部
25
10

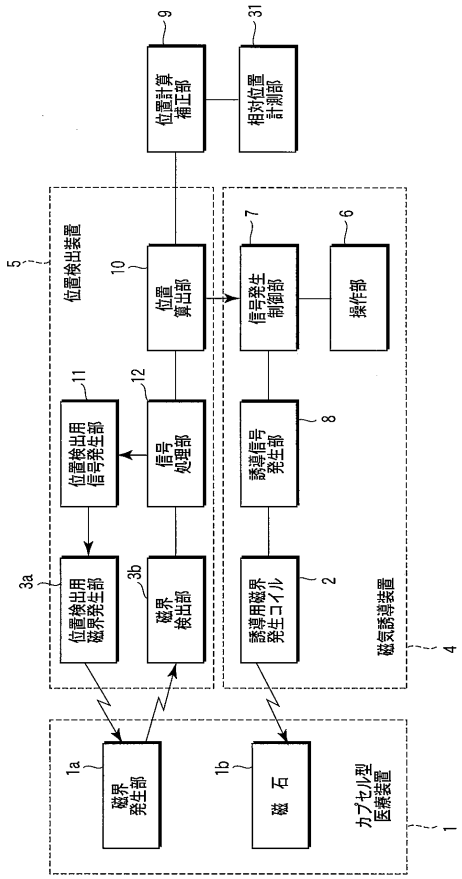
【図３Ａ】


開 始
位置検出開始
S1
センサ電圧取込(Bdi取り込み)
S2
連立方程式生成（Bdi,P0代入）
S3
方程式求解（ΔPを求める）
S4
収束判定開始
S5
ΔP
計算回数は設定回数以上か？
S6
Yes
No
設定値以下か？
S7
No
Yes
収束判定終了
S8
位置情報出力
S9
終了か？
S10
No
Yes
終 了

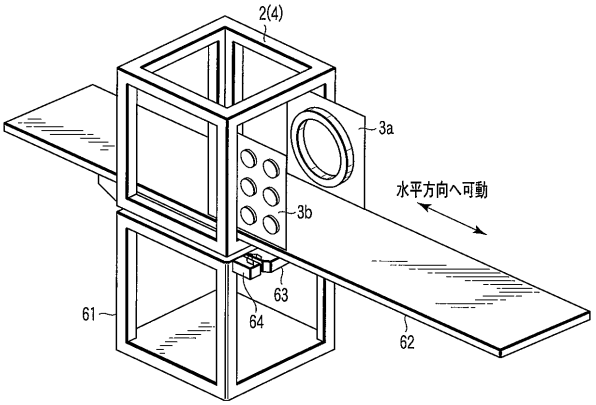
【図３Ｂ】


連立方程式生成
位置検出第1回目か？
S11
No
Yes
初期値（Pα）
S12
誤差加算(新規P0=旧P0+ΔP)
S13
連立方程式生成
S14
リターン

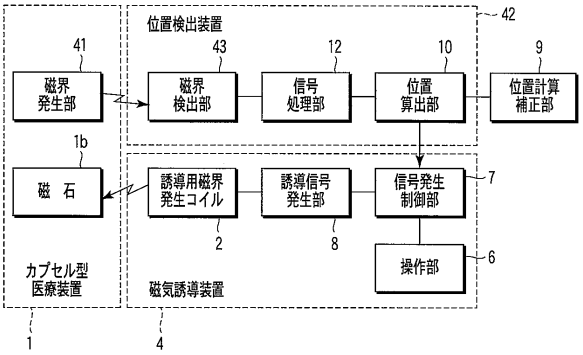
【図４】


位置計算補正部
相対位置計測部
位置検出装置
位置算出部
信号発生制御部
操作部
位置検出用信号発生部
信号処理部
誘導信号発生部
位置検出用磁界発生部
磁界検出部
誘導用磁界発生コイル
磁気誘導装置
磁界発生部
磁石
カプセル型医療装置

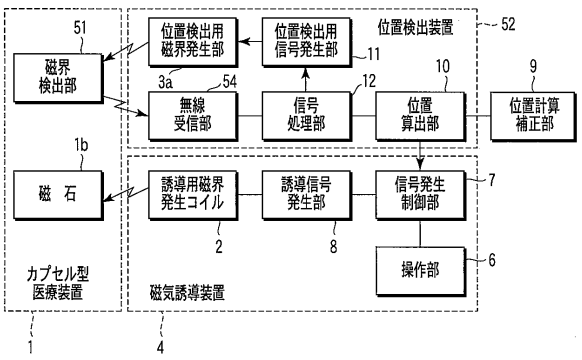
【図５】


2(4)
3a
水平方向へ可動
3b
61
63
64
62

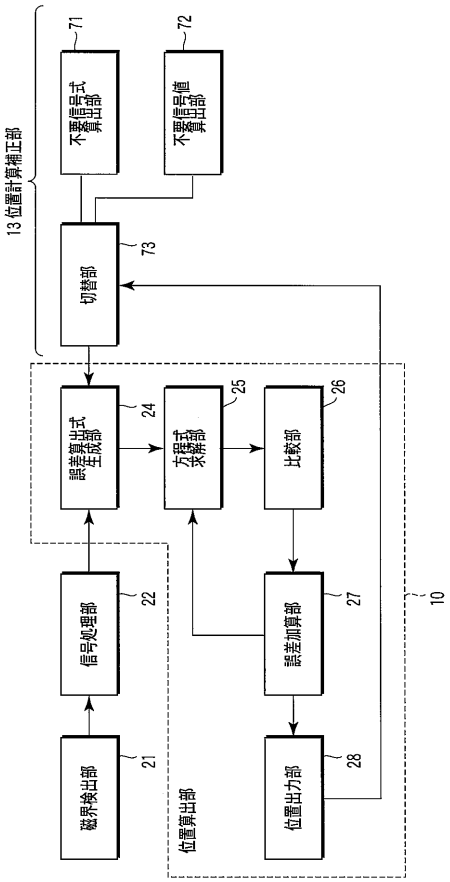
【図６】


位置検出装置
磁界発生部
磁界検出部
信号処理部
位置算出部
位置計算補正部
磁石
誘導用磁界発生コイル
誘導信号発生部
信号発生制御部
操作部
カプセル型医療装置
磁気誘導装置

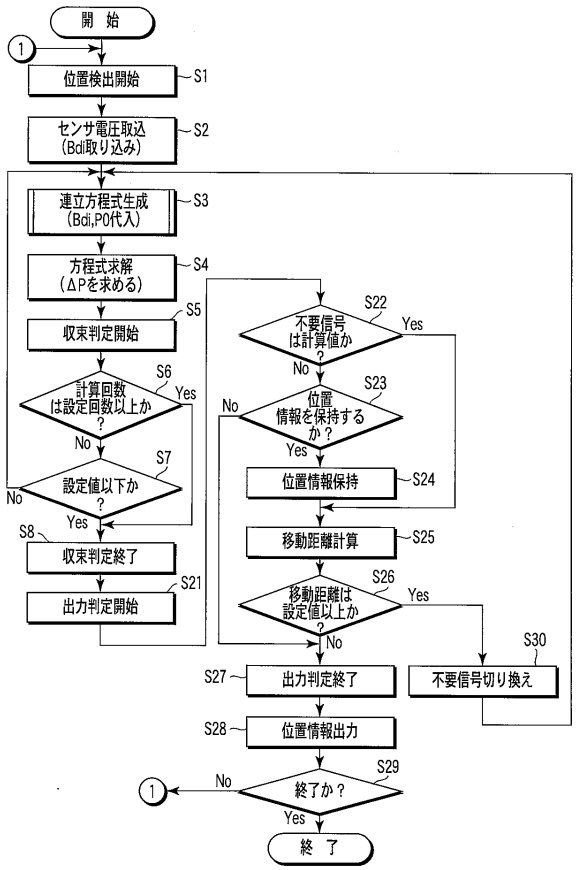
【図７】


位置検出装置
位置検出用磁界発生部
位置検出用信号発生部
磁界検出部
無線受信部
信号処理部
位置算出部
位置計算補正部
磁石
誘導用磁界発生コイル
誘導信号発生部
信号発生制御部
操作部
カプセル型医療装置
磁気誘導装置

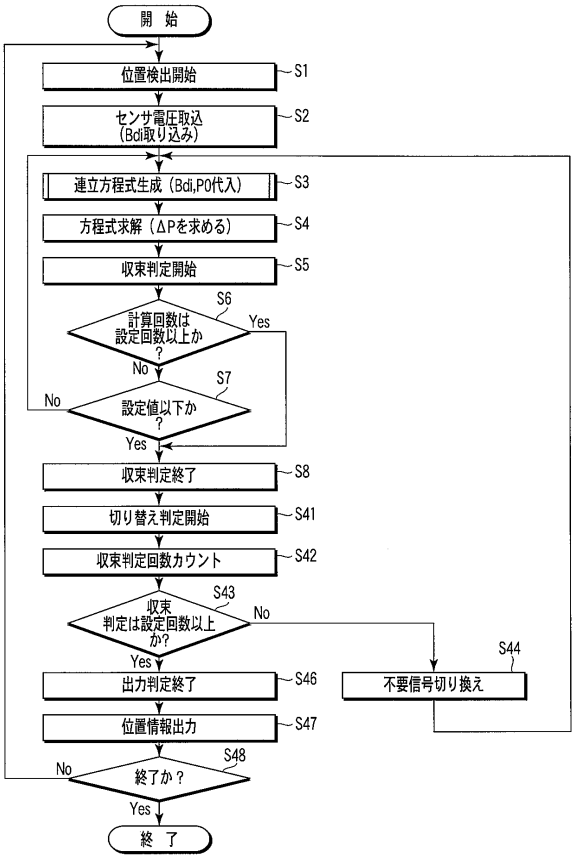
【図８】


13 位置計算補正部
不要信号算出部
不要信号算出部
切替部
誤差算出部
方程式求解部
比較部
信号処理部
誤差加算部
磁界検出部
位置出力部
位置算出部

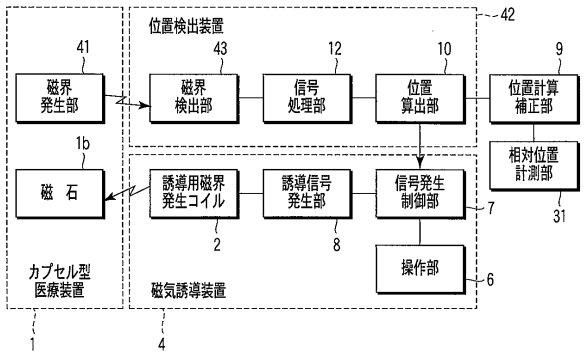
【図９】



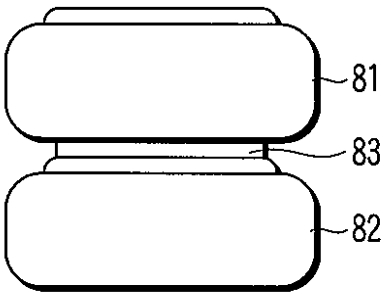
【図１０】



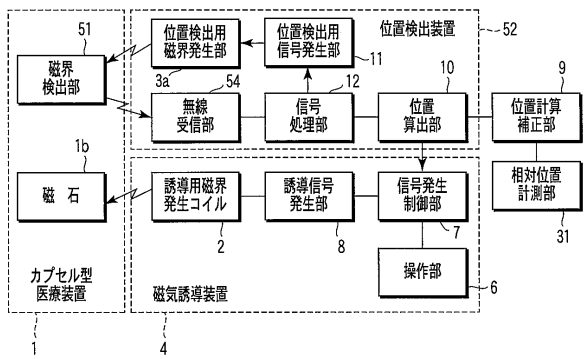
【図１１】



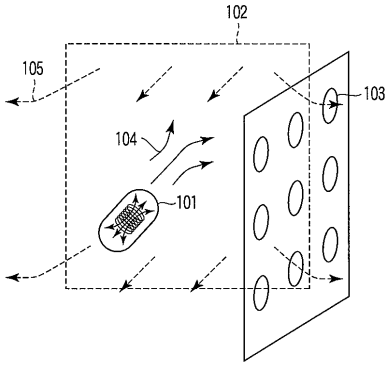
【図１３】



【図１２】



【図１４】



フロントページの続き

(72)発明者　内山　昭夫
日本国東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官　安田　明央

(56)参考文献　特開２００６－０７５５３４（ＪＰ，Ａ）
特開２００５－３０４５１１（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61B　1/00-1/32
A61B　5/06
A61B　5/07