

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5351355号

(P5351355)

(45) 発行日 平成25年11月27日(2013.11.27)

(24) 登録日 平成25年8月30日(2013.8.30)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

請求項の数 9 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2013-502222 (P2013-502222)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成24年2月7日(2012.2.7)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/052758		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02012/117815	(74) 代理人	100089118
(87) 国際公開日	平成24年9月7日(2012.9.7)		弁理士 酒井 宏明
審査請求日	平成25年2月14日(2013.2.14)	(72) 発明者	長谷川 潤
(31) 優先権主張番号	特願2011-45684 (P2011-45684)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(32) 優先日	平成23年3月2日(2011.3.2)		リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		
早期審査対象出願		審査官	佐藤 高之
		(56) 参考文献	特開2007-283001(JP, A)
			)
			特開2007-195586(JP, A)
			)
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡の位置検出装置およびカプセル型内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内のカプセル型内視鏡から送信された無線信号を複数の受信アンテナにより受信する受信アンテナユニットと、

前記カプセル型内視鏡の被検体内での第1の位置を示す情報と、前記第1の位置に応じた前記各受信アンテナが受信する前記無線信号の第1の理論電界強度を示す情報とを関連付けて予め記憶し、かつ、

前記カプセル型内視鏡の被検体内での第2の位置を示す情報と、前記第2の位置に応じた前記各受信アンテナが受信する前記無線信号の第2の理論電界強度を示す情報とを関連付けて予め記憶する記憶部と、

前記各受信アンテナが受信した前記無線信号の受信電界強度と前記第1の理論電界強度、及び前記受信電界強度と前記第2の理論電界強度とを比較する電解強度比較部と、

前記電解強度比較部による比較結果に基づいて、画像データが撮影された前記カプセル型内視鏡の位置を前記第1の位置若しくは前記第2の位置のどちらかに決定する位置決定部と、

を備えたことを特徴とするカプセル型内視鏡の位置検出装置。

【請求項2】

前記記憶部は、前記カプセル型内視鏡が存在しうる被検体内での領域を分割したことによって得られる複数の部分領域毎に、前記カプセル型内視鏡の向きに応じた理論電界強度を記憶することを特徴とする請求項1に記載のカプセル型内視鏡の位置検出装置。

【請求項 3】

前記電界強度比較部は、前記部分領域および前記向き毎に、前記記憶部に記憶された理論電界強度と前記受信電界強度との残差二乗和を算出し、

前記位置決定部は、前記残差二乗和が最も小さい領域および向きの組み合わせから、前記画像データが撮影された前記カプセル型内視鏡の位置、または位置および向きを決定することを特徴とする請求項 2 に記載のカプセル型内視鏡の位置検出装置。

【請求項 4】

前記電界強度比較部は、少なくとも 2 段階以上の階層に分割された前記部分領域および前記向きに応じた前記残差二乗和を、前記分割された階層毎に算出し、

前記位置決定部は、前記電界強度比較部による比較結果に基づき、前記カプセル型内視鏡が存在する領域を階層毎に限定して、前記画像データが撮影された前記カプセル型内視鏡の位置および向きを決定することを特徴とする請求項 3 に記載のカプセル型内視鏡の位置検出装置。

【請求項 5】

前記電界強度比較部は、前記画像データ毎に、残差二乗和が最も小さいものから順に所定数の位置および向きを、前記カプセル型内視鏡の位置および向きの候補として抽出し、

前記位置決定部は、時間的に前後する前記画像データにおける各候補位置間の距離および／または前記残差二乗和から、各画像データが撮影された前記カプセル型内視鏡の位置、または位置および向きを決定することを特徴とする請求項 3 に記載のカプセル型内視鏡の位置検出装置。

【請求項 6】

前記受信アンテナユニットは、前記複数の受信アンテナを配置したシート状をなすことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡の位置検出装置。

【請求項 7】

前記位置決定部が決定した前記カプセル型内視鏡の位置から前記カプセル型内視鏡の軌跡を算出する軌跡算出部を備えることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡の位置検出装置。

【請求項 8】

被検体内の画像データを取得するカプセル型内視鏡と、

前記カプセル型内視鏡から送信される画像データを受信し、受信した画像データが撮像された前記カプセル型内視鏡の位置および向きを推定する請求項 1 ～ 7 のいずれか一つに記載の位置検出装置と、

前記受信アンテナおよび前記位置検出装置から前記画像データおよび該画像データの位置情報を取得し、取得した前記画像データおよび位置情報を表示する画像表示部と、を備えることを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

【請求項 9】

前記位置検出装置は、カプセル型内視鏡の位置からカプセル型内視鏡の軌跡を算出する軌跡算出部を備え、

前記画像表示部は、前記画像データを表示するとともに、前記軌跡算出部が算出したカプセル型内視鏡の被検体内での移動軌跡を表示することを特徴とする、請求項 8 に記載のカプセル型内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内のカプセル型内視鏡から送信される無線信号を被検体外の受信装置により受信し、受信した無線信号に基づきカプセル型内視鏡の位置を検出する位置検出装置およびカプセル型内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、内視鏡の分野では、患者等の被検体の消化管内に導入可能な大きさに形成さ

10

20

30

40

50

れたカプセル形状の筐体内に撮像機能や無線通信機能等を内蔵したカプセル型内視鏡が知られている。このカプセル型内視鏡は、被検体の口から飲み込まれた後、蠕動運動等によって消化管内等の被検体内部を移動する。そして、被検体内部を順次撮像して画像データを生成し、この画像データを順次無線送信する。

【0003】

このようにしてカプセル型内視鏡から無線送信された画像データは、被検体の外部に設けられた受信装置に受信される。受信装置が受信した画像データは、受信装置に内蔵されたメモリに記憶される。検査終了後、受信装置のメモリに蓄積された画像データは、画像表示装置に取り込まれる。医師や看護師等の観察者は、画像表示装置が表示する臓器画像等を観察し、被検体の診断が行なわれる。

10

【0004】

このカプセル型内視鏡は、蠕動運動等により体腔内を移動するため、カプセル型内視鏡により送信された画像データが、体腔内のどの位置で撮影されたか正しく認識することが必要となる。

【0005】

このため、カプセル型内視鏡が送信した電磁波を体腔外の複数の受信アンテナにより受信し、受信した複数の無線信号の受信強度からガウス・ニュートン法を用いてカプセル型内視鏡の位置および向きを推定するカプセル型医療装置が開示されている（例えば、特許文献1参照）。

【0006】

また、被検体内の情報を収集するセンサを設けて、該センサが収集した情報からカプセル型内視鏡の被検体内での位置等を把握するカプセル型内視鏡が開示されている（例えば、特許文献2参照）。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2007-000608号公報

【特許文献2】特表2010-524557号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0008】

しかしながら、特許文献1のガウス・ニュートン法や、最急降下法、マルカトート法などによりカプセル型内視鏡の位置および向きを推定する場合、位置および向きを更新しながら算出推定するため、計算量が多く、位置推定処理を高速化することが難しかった。

【0009】

また、特許文献2のように、カプセル型内視鏡内にセンサを設ける場合、カプセル型内視鏡内部の構成が複雑となり、小型化を図ることが困難であるとともに、センサに対する電力供給が必要となるため、消費電力の増加という問題も有していた。

【0010】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、カプセル型内視鏡を小型化しながら、体腔内のカプセル型内視鏡の位置および向きの推定処理を高速に行い受信用装置およびカプセル型内視鏡システムを提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0011】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかるカプセル型内視鏡の位置検出装置は、被検体内のカプセル型内視鏡から送信された無線信号を複数の受信アンテナにより受信する受信アンテナユニットと、前記カプセル型内視鏡の被検体内での位置、または位置および向きに応じた、前記各受信アンテナが受信する前記無線信号の理論電界強度を記憶する記憶手段と、前記各受信アンテナが受信した前記無線信号の受信電界強度と前記記憶手段に記憶された理論電界強度との差を用いて算出される所定値を比較する比

50

較手段と、前記比較手段による比較結果に基づいて、画像データが撮影された前記カプセル型内視鏡の位置、または位置および向きを決定する決定手段と、を備えたことを特徴とする。

【0012】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡の位置検出装置は、上記発明において、前記記憶手段は、前記カプセル型内視鏡が存在しうる被検体内での領域を分割したことによって得られる複数の部分領域毎に、前記カプセル型内視鏡の向きに応じた理論電界強度を記憶することを特徴とする。

【0013】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡の位置検出装置は、上記発明において、前記比較手段は、前記部分領域および前記向き毎に、前記記憶手段に記憶された理論電界強度と前記受信電界強度との残差二乗和を前記所定値として算出し、前記決定手段は、前記残差二乗和が最も小さい領域および向きの組み合わせから、前記画像データが撮影された前記カプセル型内視鏡の位置、または位置および向きを決定することを特徴とする。

10

【0014】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡の位置検出装置は、上記発明において、前記比較手段は、少なくとも2段階以上の階層に分割された前記部分領域および前記向きに応じた前記残差二乗和を、前記分割された階層毎に算出し、前記決定手段は、前記比較手段による比較結果に基づき、前記カプセル型内視鏡が存在する領域を階層毎に限定して、前記画像データが撮影された前記カプセル型内視鏡の位置および向きを決定することを特徴とする。

20

【0015】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡の位置検出装置は、上記発明において、前記比較手段は、前記画像データ毎に、残差二乗和が最も小さいものから順に所定数の領域および向きを、前記カプセル型内視鏡の位置および向きの候補として抽出し、前記決定手段は、時間的に前後する前記画像データにおける各候補位置間の距離および／または前記残差二乗和から、各画像データが撮影された前記カプセル型内視鏡の位置、または位置および向きを決定することを特徴とする。

【0016】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡の位置検出装置は、上記発明において、前記受信アンテナユニットは、前記複数の受信アンテナを配置したシート状をなすことを特徴とする。

30

【0017】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡の位置検出装置は、上記発明において、前記決定手段が決定したカプセル型内視鏡の位置からカプセル型内視鏡の軌跡を算出する軌跡算出手段を備えることを特徴とする。

【0018】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡システムは、被検体内の画像データを取得するカプセル型内視鏡と、前記カプセル型内視鏡から送信される画像データを受信し、受信した画像データが撮像された前記カプセル型内視鏡の位置および向きを推定する上記に記載の位置検出装置と、前記受信アンテナから画像データおよび該画像データの位置情報を取得し、取得した前記画像データおよび位置情報を表示する画像表示手段と、を備えることを特徴とする。

40

【0019】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡システムは、上記発明において、前記画像表示手段は、前記画像データを表示するとともに、前記軌跡算出手段が算出したカプセル型内視鏡の被検体内での移動軌跡を表示することを特徴とする。

【0020】

また、本発明にかかるカプセル型内視鏡の位置決定プログラムは、上記発明において、被検体内のカプセル型内視鏡から送信される画像データを受信し、受信した画像データが

50

撮像された前記カプセル型内視鏡の位置および向きを推定する受信装置に、受信アンテナユニットの複数の受信アンテナが受信した前記カプセル型内視鏡が送信する無線信号を取得する無線信号取得手順と、前記カプセル型内視鏡の被検体内での位置、または位置および向きに応じた、前記各受信アンテナが受信する前記無線信号の理論電界強度を、記憶手段から取得する理論強度取得手順と、前記各受信アンテナが受信した前記無線信号の受信電界強度と前記記憶手段に記憶された理論電界強度との差を用いて算出される所定値を比較する比較手順と、前記比較手順による比較結果に基づいて、前記画像データが撮影された前記カプセル型内視鏡の位置、または位置および向きを決定する位置決定手順と、を実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

10

【0021】

本発明によれば、カプセル型内視鏡が被検体内で存在しうる位置における、各受信アンテナが受信すると推定される理論電界強度を予め記憶し、実際に各受信アンテナが受信した無線信号の電界強度と記憶した理論電界強度との差に基づき、カプセル型内視鏡の位置および向きを決定するため、位置推定処理を高速化することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1にかかる受信装置を用いたカプセル型内視鏡システムの概要構成を示す模式図である。

【図2】図2は、カプセル型内視鏡の内部の概略構成を示す断面図である。

20

【図3】図3は、本発明の実施の形態1にかかる受信装置の概略構成を示すブロック図である。

【図4A】図4Aは、カプセル型内視鏡の位置検出を説明するための模式図である。

【図4B】図4Bは、図4Aの領域をx y z方向に各4分割した模式図である。

【図5】図5は、カプセル型内視鏡のアンテナ（円形コイルを使用）を基準とした任意の位置における電磁界の成分を示す図である。

【図6】図6は、電磁界が媒質中を伝播する際に減衰する様子を示す図である。

【図7】図7は、カプセル型内視鏡が発生する電界と受信アンテナユニットの1の受信アンテナの向きとの関係を示す図である。

【図8A】図8Aは、カプセル型内視鏡の存在する領域を、x y z方向に各3分割した模式図である。

30

【図8B】図8Bは、図8Aの1領域を、さらにx y z方向に各3分割した模式図である。

【図9】図9は、本発明の実施の形態3にかかる受信装置の概略構成を示すブロック図である。

【図10】図10は、軌跡算出部が行う軌跡算出処理の概要を示すフローチャートである。

【図11】図11は、経時的に前後する複数の画像データについて位置推定された複数の候補位置を示す図である。

【図12】図12は、軌跡算出処理のフローチャートを示す図である。

40

【図13A】図13Aは、実施の形態3の受信装置により算出したカプセル型内視鏡の被検体内での軌跡を画像表示装置で表示した図の一例である。

【図13B】図13Bは、実施の形態3の受信装置により算出したカプセル型内視鏡の被検体内での軌跡を画像表示装置で表示した図の一例である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

以下に、本発明の実施の形態にかかる位置検出装置およびカプセル型内視鏡システムについて、図面を参照しながら説明する。なお、以下の説明においては、本発明にかかる位置検出装置およびカプセル型内視鏡システムの一例として、被検体の体内に導入されて被検体の体内画像を撮像するカプセル型内視鏡を含むカプセル型内視鏡システムを例示する

50

が、この実施の形態によって本発明が限定されるものではない。

【0024】

(実施の形態1)

図1は、本発明の実施の形態1にかかる位置検出装置を用いたカプセル型内視鏡システム1の概要構成を示す模式図である。図1に示すように、カプセル型内視鏡システム1は、被検体2内の体内画像を撮像するカプセル型内視鏡3と、被検体2内部に導入されたカプセル型内視鏡3によって無線送信された無線信号を、受信アンテナユニット4を介して受信するとともに、カプセル型内視鏡3によって撮像された被検体2内の画像データの撮像位置を受信する受信装置5と、カプセル型内視鏡3によって撮像された被検体2内の画像データに対応する画像を表示する画像表示装置6と、を備える。

10

【0025】

図2は、カプセル型内視鏡3の内部の概略構成を示す断面図である。図2に示すように、カプセル型内視鏡3は、一方の端が半球状のドーム形状をしており他方の端が開口した略円筒形状又は半楕円球状の容器30aと、容器30aの開口に嵌められることで容器30a内を水密に封止する半球形状の光学ドーム30bとからなるカプセル型容器30(筐体)内に収容される。このカプセル型容器30(30a、30b)は、例えば被検体2が飲み込める程度の大きさである。また、本実施の形態1において、少なくとも光学ドーム30bは透明な材料により形成される。

【0026】

また、カプセル型内視鏡3は、光学ドーム30bを介して入射された光を結像する対物レンズ32と、対物レンズ32を取り付けるレンズ枠33と、対物レンズ32により入射された光信号を電気信号に変換して撮像信号を形成する撮像部34と、撮像時に被検体2内部を照明する照明部35と、撮像部34及び照明部35をそれぞれ駆動するとともに、撮像部34から入力される撮像信号から画像信号を生成する処理回路等が形成された回路基板36と、画像信号を送信するとともに、体腔外の受信装置5等からの信号を受信する送受信回路37と、前記各機能部に電源を供給する複数のボタン型電池38と、を備える。

20

【0027】

カプセル型内視鏡3は、被検体2内に飲み込まれることによって被検体2内の食道を通過し、消化管腔の蠕動運動によって体腔内を移動する。カプセル型内視鏡3は、体腔内を移動しながら微小な時間間隔、たとえば0.5秒間隔で被検体2の体腔内を逐次撮像し、撮像した被検体2内の画像データを生成して受信装置5に順次送信する。本実施の形態1では、カプセル型内視鏡3の撮像部34で撮像した画像データの画像信号により位置推定処理を行うことも可能であるが、撮像した画像信号とカプセル型内視鏡3の位置検出用の受信強度検出信号を含む送信信号を生成し、受信強度が検出し易い受信強度検出信号により位置検出処理を行うことが好ましい。

30

【0028】

位置検出装置は、複数の受信アンテナ40(40a、40b、40c、40d、40e、40f、40g、40h)を配置したシート状の受信アンテナユニット4と、受信装置5とを備える。受信装置5は、受信アンテナユニット4とアンテナケーブル43で接続される。受信装置5は、各受信アンテナ40a~40hを介してカプセル型内視鏡3から送信された無線信号を受信する。受信装置5は、カプセル型内視鏡3から受信した無線信号の受信電界強度を受信アンテナ40a~40hごとに検出するとともに、受信した無線信号をもとに被検体2内の画像データを取得する。受信装置5は、各受信アンテナ40a~40hの受信電界強度情報および時刻を示す時刻情報等を、受信した画像データに対応付けて後述する記憶部(図3参照)に記憶する。

40

【0029】

受信装置5は、カプセル型内視鏡3により撮像が行われている間、たとえば被検体2の口から導入され、消化管内を通過して被検体2から排出されるまでの間、被検体2に携帯される。受信装置5は、カプセル型内視鏡3による検査の終了後、被検体2から取り外さ

50

れ、カプセル型内視鏡 3 から受信した画像データ等の情報の転送のため、画像表示装置 6 に接続される。

【0030】

各受信アンテナ 40 a ~ 40 h は、シート 44 の所定の位置、たとえば受信アンテナユニット 4 を被検体 2 に装着したときに、カプセル型内視鏡 3 の通過経路である被検体 2 内の各臓器に対応した位置に配置される。なお、受信アンテナ 40 a ~ 40 h の配置は、検査または診断等の目的に応じて任意に変更してもよい。本実施の形態では、8 個の受信アンテナを使用しているが、受信アンテナの数は 8 個に限定して解釈する必要はなく、8 個より少なくても多くてもよい。

【0031】

画像表示装置 6 は、液晶ディスプレイ等のモニタ部 6 c を備えたワークステーションまたはパーソナルコンピュータを用いて構成される。画像表示装置 6 は、受信装置 5 を介して取得した被検体 2 内の画像データに対応する画像を表示する。画像表示装置 6 には、受信装置 5 のメモリから画像データを読み取るクレードル 6 a と、キーボード、マウス等の操作入力デバイス 6 b とが接続される。クレードル 6 a は、受信装置 5 が装着された際に受信装置 5 のメモリから画像データや、この画像データに関連付けされた受信電界強度情報、時刻情報およびカプセル型内視鏡 3 の識別情報等の関連情報を取得し、取得した各種情報を画像表示装置 6 に転送する。操作入力デバイス 6 b は、ユーザによる入力を受け付ける。これにより、ユーザは、操作入力デバイス 6 b を操作しつつ、画像表示装置 6 が順次表示する被検体 2 内の画像を見ながら、被検体 2 内部の生体部位、たとえば食道、胃、小腸および大腸等を観察し、被検体 2 を診断する。

【0032】

つぎに、図 1 に示した受信装置 5 の構成について詳細に説明する。図 3 は、図 1 に示した受信装置 5 の構成を示すブロック図である。

【0033】

図 3 に示すように、受信装置 5 は、上述した各受信アンテナ 40 a ~ 40 h と、受信アンテナ 40 a ~ 40 h を択一的に切り替えるアンテナ切替選択スイッチ部 49 と、アンテナ切替選択スイッチ部 49 によって選択された各受信アンテナ 40 a ~ 40 h のいずれか一つを介して受信した無線信号に対して復調等の処理を行う送受信回路 50 と、送受信回路 50 から出力される無線信号から画像データ等を抽出する信号処理を行う信号処理回路 51 と、送受信回路 50 から出力される無線信号の強度に基づいて受信電界強度を検出する受信電界強度検出部 52 と、受信アンテナ 40 a ~ 40 h を択一的に切り替えて受信アンテナ 40 a ~ 40 h のいずれかに電力を供給するアンテナ電源切替選択部 53 と、カプセル型内視鏡 3 から受信した画像データに対応する画像を表示する表示部 54 と、指示操作を行う操作部 55 と、カプセル型内視鏡 3 から受信した画像データを含む各種情報を記憶する記憶部 56 と、クレードル 6 a を介して画像表示装置 6 と相互方向に送受信を行う I/F 部 57 と、受信装置 5 の各部に電力を供給する電源部 58 と、受信装置 5 の動作を制御する制御部 59 と、を有する。

【0034】

受信アンテナ 40 a は、アンテナ部 41 a と、能動回路 42 a と、アンテナケーブル 43 a とを有する。アンテナ部 41 a は、たとえば開放型のアンテナやループアンテナを用いて構成され、カプセル型内視鏡 3 から送信される無線信号を受信する。能動回路 42 a は、アンテナ部 41 a に接続され、アンテナ部 41 a のインピーダンスマッチングおよび受信した無線信号の増幅や減衰等を行う。アンテナケーブル 43 a は、同軸ケーブルを用いて構成され、一端が能動回路 42 a に接続され、他端が受信装置 5 のアンテナ切替選択スイッチ部 49 およびアンテナ電源切替選択部 53 にそれぞれ電氣的に接続される。アンテナケーブル 43 a は、アンテナ部 41 a が受信した無線信号を受信装置 5 に伝送するとともに、受信装置 5 から供給される電力を能動回路 42 a に伝送する。なお、受信アンテナ 40 b ~ 40 h は、受信アンテナ 40 a と同様の構成を有するので、説明を省略する。

【0035】

アンテナ切替選択スイッチ部４９は、機械式スイッチまたは半導体スイッチ等を用いて構成される。アンテナ切替選択スイッチ部４９は、各受信アンテナ４０a～４０hにコンデンサＣ１をそれぞれ介して電氣的に接続される。アンテナ切替選択スイッチ部４９は、制御部５９から無線信号を受信する受信アンテナ４０a～４０hを切り替る切替信号Ｓ１が入力された場合、切替信号Ｓ１が指示する受信アンテナ４０を選択し、この選択した受信アンテナ４０a～４０hを介して受信された無線信号を送受信回路５０に出力する。なお、各受信アンテナ４０a～４０hそれぞれに接続されるコンデンサの容量は、コンデンサＣ１の容量と等しい。

【００３６】

送受信回路５０は、アンテナ切替選択スイッチ部４９によって選択された受信アンテナ４０（４０a～４０h）を介して受信された無線信号に対して所定の処理、たとえば復調や増幅等の処理を行って信号処理回路５１と受信電界強度検出部５２とにそれぞれ出力する。

【００３７】

信号処理回路５１は、送受信回路５０から入力された無線信号の中から画像データを抽出し、抽出した画像データに対して所定の処理、たとえば各種の画像処理やＡ／Ｄ変換処理等を行って制御部５９に出力する。

【００３８】

受信電界強度検出部５２は、送受信回路５０から入力された無線信号の強度に応じた受信電界強度を検出し、検出した受信電界強度に対応する受信電界強度信号（RSSI：Received Signal Strength Indicator）を制御部５９に出力する。

【００３９】

アンテナ電源切替選択部５３は、各受信アンテナ４０a～４０hにコイルＬ１をそれぞれ介して電氣的に接続される。アンテナ電源切替選択部５３は、アンテナ切替選択スイッチ部４９によって選択された受信アンテナ４０a～４０hに対して電力をアンテナケーブル４３（４３a～４３h）を介して供給する。アンテナ電源切替選択部５３は、電源切替選択スイッチ部５３１と、異常検出部５３２とを有する。なお、各受信アンテナ４０a～４０hそれぞれに接続されるコイルの電氣的特性は、コイルＬ１の電氣的特性と等しい。

【００４０】

電源切替選択スイッチ部５３１は、機械式スイッチまたは半導体スイッチ等を用いて構成される。電源切替選択スイッチ部５３１は、制御部５９から電力を供給する受信アンテナ４０a～４０hを選択する選択信号Ｓ２が入力された場合、選択信号Ｓ２が指示する受信アンテナ４０a～４０hを選択し、この選択した受信アンテナ４０a～４０hのみに電力を供給する。

【００４１】

異常検出部５３２は、電力を供給する受信アンテナ４０a～４０hに異常が生じている場合、電力を供給する受信アンテナ４０a～４０hに異常が生じていることを示す異常信号を制御部５９に出力する。

【００４２】

表示部５４は、液晶または有機ＥＬ（Electro Luminescence）等からなる表示パネルを用いて構成される。表示部５４は、カプセル型内視鏡３が撮像した画像データに対応する画像、受信装置５の動作状態、被検体２の患者情報および検査日時等の各種情報を表示する。

【００４３】

操作部５５は、カプセル型内視鏡３の撮像周期を変更させる等の指示信号を入力することができる。操作部５５により指示信号を入力すると、信号処理回路５１は、送受信回路５０に指示信号を送り、送受信回路５０は指示信号を変調して受信アンテナ４０a～４０hから送信する。受信アンテナ４０a～４０hから送信された信号は、アンテナ３９により受信され、送受信回路３７により復調され、回路基板３６は、指示信号に対応して、例えば撮像周期を変更する動作等を行う。

10

20

30

40

50

【0044】

記憶部56は、受信装置5の内部に固定的に設けられるフラッシュメモリやRAM(Random Access Memory)等の半導体メモリを用いて構成される。記憶部56は、画像データを撮像した被検体内2でのカプセル型内視鏡3の位置および向きを推定処理するための、理論電界強度データ561を有する。理論電界強度データ561は、カプセル型内視鏡3の被検体内2での位置および向きに応じた、各受信アンテナ40a~40hが受信する無線信号の受信電界強度の理論値データである。また、記憶部56は、カプセル型内視鏡3が撮像した画像データやこの画像データに対応付けされた各種情報、たとえば推定したカプセル型内視鏡3の位置および向き情報、受信電界強度情報および無線信号を受信した受信アンテナを識別する識別情報等を記憶する。さらに、記憶部56は、受信装置5が実行する各種プログラム等を記憶する。なお、記憶部56に対し、外部からメモリカード等の記録媒体に対して情報を記憶する一方、記録媒体が記憶する情報を読み出す記録媒体インターフェースとしての機能を具備させてもよい。

10

【0045】

I/F部57は、通信インターフェースとしての機能を有し、クレードル6aを介して画像表示装置6と相互方向に送受信を行う。

【0046】

電源部58は、受信装置5に着脱自在なバッテリーとオンオフ状態を切り替えるスイッチ部とを用いて構成される。電源部58は、オン状態において受信装置5の各構成部に必要な駆動電力を供給し、オフ状態において受信装置5の各構成部に供給する駆動電力を停止する。

20

【0047】

制御部59は、CPU(Central Processing Unit)等を用いて構成される。制御部59は、記憶部56からプログラムを読み出して実行し、受信装置5を構成する各部に対する指示やデータの転送等を行って受信装置5の動作を統括的に制御する。制御部59は、選択制御部591と、異常情報付加部592と、電界強度比較部593と、位置決定部594とを有する。

【0048】

選択制御部591は、カプセル型内視鏡3から送信される無線信号を受信する一つの受信アンテナ40を選択するとともに、選択した受信アンテナ40a~40hのみに電力を供給する制御を行う。具体的には、選択制御部591は、受信電界強度検出部52が検出した各受信アンテナ40a~40hの受信電界強度に基づいて、カプセル型内視鏡3から送信される無線信号を受信する一つの受信アンテナ40を選択するとともに、選択した受信アンテナ40a~40hのみに電力を供給する制御を行う。選択制御部591は、所定のタイミング毎、たとえば100msec毎にアンテナ切替選択スイッチ部49を駆動させ、各受信アンテナ40a~40hの中から無線信号を受信する受信アンテナ40a~40hを順次選択して受信電界強度検出部52に受信電界強度を検出させる。

30

【0049】

異常情報付加部592は、異常検出部532が各受信アンテナ40a~40hのいずれか一つで異常を検出した場合、受信アンテナ40が受信した無線信号に対し、各受信アンテナ40a~40hのいずれか一つに異常が生じていることを示す異常情報を付加して記憶部56に出力する。具体的には、異常情報付加部592は、受信アンテナ40a~40hが受信した無線信号に対して信号処理回路51が信号処理を行った画像データに、異常情報(フラグ)を付加して記憶部56に出力する。

40

【0050】

電界強度比較部593は、各受信アンテナ40a~40hが受信した無線信号の受信電界強度と記憶部56に記憶された理論電界強度との残差二乗和を、カプセル型内視鏡3が被検体2内で存在しうる被検体2内での位置および向き毎に算出する。電界強度比較部593は、残差二乗和に換えて、受信電界強度と理論電界強度の絶対残差の和を算出・比較してもよい。

50

【0051】

位置決定部594は、電界強度比較部593が算出した残差二乗和または絶対残差の和に基づいて、画像データが撮像されたカプセル型内視鏡3の位置および向きを決定する。位置決定部594は、残差二乗和が最も小さい領域および向きを、画像データが撮影されたカプセル型内視鏡3の位置および向きとして決定する。

【0052】

本実施の形態1では、受信装置5が、理論電界強度データ561を記憶する記憶部56と、受信電界強度と理論電界強度との残差二乗和を算出する電界強度比較部593と、電界強度比較部593が算出した残差二乗和に基づきカプセル型内視鏡3の位置および向きを決定する位置決定部594とを備え、これらによりカプセル型内視鏡3が撮像した画像データの位置および向きを算出する。以下、本実施の形態1の受信装置5におけるカプセル型内視鏡3の位置および向きの推定処理について、詳細に説明する。

【0053】

最初に、記憶部56に予め記憶される理論電界強度データ561の算出方法について説明する。まず、カプセル型内視鏡3が導入される被検体2内で、検査または診断等の目的に応じてカプセル型内視鏡3が存在しうる所定の存在可能領域Tを設定する。この存在可能領域Tは、被検体2の身体の大きさに応じて設定され、例えば図4Aに示すように300mm×300mm×300mmの立方体からなる領域である。存在可能領域Tは、受信アンテナユニット4のシート状の表面が一つの境界面と一致するように設定される。図4Aに示す場合、受信アンテナユニット4は、存在可能領域Tの一つの境界面であるXY平面上に設けられる。

【0054】

カプセル型内視鏡3の存在可能領域は、所望する精度に応じて、複数の部分領域に分割される。図4Bにおいては、受信アンテナユニット4が位置する境界面の中心を原点とし、存在可能領域Tのいずれかの辺と平行で互いに直交する3つの軸（X軸、Y軸、Z軸）を有する直交座標系XYZに対し、各軸方向に4分割した場合を示している。この場合、存在可能領域Tは、64（＝4×4×4）個の部分領域に分割される。各部分領域は、 P_{111} 、 P_{112} 、 P_{113} 、 P_{114} 、 P_{121} 、 P_{122} 、・・・、 P_{144} 、 P_{211} 、 P_{212} 、・・・、 P_{444} とラベル付けされる。なお、カプセル型内視鏡3が部分領域 P_{ijk} に存在する場合には、その部分領域 P_{ijk} の中心 G_{xyz} に位置するものと仮定する。

【0055】

以下の説明では、図5に示すように、カプセル型内視鏡3内に配置された円形ループ状をなすアンテナ39の重心を原点（ O_L ）とし、円形ループの開口面の法線方向を Z_L 軸とする直交座標系 $X_L Y_L Z_L$ を考える。この直交座標系 $X_L Y_L Z_L$ において、アンテナ39を流れる電流が任意の位置Pに形成する電磁界の極座標成分は、次の式で表される。

$$\begin{aligned} H_r &= (IS/2\pi) (jk/r^2 + 1/r^3) \exp(-jkr) \cos\theta \\ H_\theta &= (IS/4\pi) (-k^2/r + jk/r^2 + 1/r^3) \exp(-jkr) \sin\theta \quad \cdots \\ (1) \end{aligned}$$

$$E_\psi = -(j\omega\mu IS/4\pi) (jk/r + 1/r^2) \exp(-jkr) \sin\theta$$

ここで、 H_r および H_θ は磁界成分、 E_ψ は電界成分を表し、またIとSはアンテナ39に流れる電流とそのアンテナ39を構成する円形ループの開口面の面積である。また、 $k = \omega(\epsilon\mu)^{1/2}$ （ ϵ は誘電率、 μ は透磁率）は波数、 j は虚数単位である。ここで、式（1）中、 r^{-1} の項は放射電磁界、 r^{-2} の項は誘導電磁界、 r^{-3} の項は静電磁界の成分である。

【0056】

カプセル型内視鏡3内に配置されたアンテナ39により発生する電磁界の周波数が高く、図1に示すようにカプセル型内視鏡3と、被検体2の体表面に取り付けられた各受信アンテナ40（40a～40h）との距離が十分離れている場合には、受信アンテナ40（40a～40h）に到達する電磁界（電磁波）は、放射電磁界の成分が最も大きくなる。

従って、静電磁界および誘導電磁界の成分は、放射電磁界の成分より小さくなり、これらを見捨てることができる。よって、式(1)は、次の式(2)のようになる。

$$\begin{aligned} H_r &= 0 \\ H_\theta &= (I S / 4 \pi) (-k^2 / r) \exp(-j k r) \sin \theta \quad \cdots (2) \\ E_\psi &= -(j \omega \mu I S / 4 \pi) (j k / r) \exp(-j k r) \sin \theta \end{aligned}$$

【0057】

被検体2の体表面に取り付けられた受信アンテナ40が電界を検出する電界検出用のアンテナであるとする、式(2)でその検出に必要な式は電界 E_ψ となる。したがって、電界 E_ψ の瞬時値は、交流理論を用いて、式(2)の電界 E_ψ の両辺に $\exp(j \omega t)$ を掛けて実部を抽出することにより求められる。

10

$$\begin{aligned} E_\psi \exp(j \omega t) &= -(j \omega \mu I S / 4 \pi) (j k / r) \exp(-j k r) \sin \theta \exp(j \omega t) \\ &= (\omega \mu I S k / 4 \pi r) (\cos U + j \sin U) \sin \theta \quad \cdots (3) \end{aligned}$$

但し、 $U = \omega t - k r$ である。ここで、式(3)の実部を抽出すると、電界の瞬時値 E'_ψ は次のようになる。

$$E'_\psi = (\omega \mu I S k / 4 \pi r) \cos U \sin \theta \quad \cdots (4)$$

【0058】

また、式(4)を直交座標系 $X_L Y_L Z_L$ で表示すると、成分 E_{Lx} 、 E_{Ly} 、 E_{Lz} は、

$$\begin{aligned} E_{Lx} &= E'_\psi \sin \psi = (\omega \mu I S k / 4 \pi r^2) \cos U \cdot (-y_L) \\ E_{Ly} &= E'_\psi \cos \psi = (\omega \mu I S k / 4 \pi r^2) \cos U \cdot x_L \quad \cdots (5) \\ E_{Lz} &= 0 \end{aligned}$$

20

となる。

【0059】

電磁波が媒質中を伝搬する場合、図6に示すように、媒質の特性(導電率など)により電磁波のエネルギーが伝搬していく媒質により吸収される。電磁波が例えばx方向に伝搬していくに従って減衰因子 α_d で指数関数的に減衰し、以下に示す式(6)で表すことができる。

$$\begin{aligned} A_r &= \exp(-\alpha_d x) \quad \cdots (6) \\ \alpha_d &= (\omega^2 \epsilon \mu / 2)^{1/2} [(1 + \kappa^2 / (\omega^2 \epsilon^2))^{1/2} - 1]^{1/2} \end{aligned}$$

30

但し、 $\epsilon = \epsilon_o \epsilon_r$ (ϵ_o : 真空の誘電率、 ϵ_r : 比誘電率)、 $\mu = \mu_o \mu_r$ (μ_o : 真空の透磁率、 μ_r : 比透磁率)、 ω は角周波数、 κ は導電率である。

【0060】

従って、生体内の特性を考慮した場合の電界の瞬時値 E_L の直交座標系 $X_L Y_L Z_L$ の各成分 E_{Lx} 、 E_{Ly} 、 E_{Lz} は、次のようになる。

$$\begin{aligned} E_{Lx} &= A_r E'_\psi \sin \psi = \exp(-\alpha_d r) (\omega \mu I S k / 4 \pi r^2) \cos U \cdot (-y_L) \\ E_{Ly} &= A_r E'_\psi \cos \psi = \exp(-\alpha_d r) (\omega \mu I S k / 4 \pi r^2) \cos U \cdot x_L \quad \cdots (7) \\ E_{Lz} &= 0 \end{aligned}$$

40

となる。

【0061】

また、カプセル型内視鏡3のアンテナ39を基準とした座標系 $X_L Y_L Z_L$ において、位置P(X_L 、 Y_L 、 Z_L)を被検体2に貼り付けられた受信アンテナユニット4の中心(図4AのO)を原点とする座標系 $X_W Y_W Z_W$ に変換する式は、

【数1】

$$\begin{pmatrix} x_{LP} \\ y_{LP} \\ z_{LP} \end{pmatrix} = R^{-1} \left[\begin{pmatrix} x_{WP} \\ y_{WP} \\ z_{WP} \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{WG} \\ y_{WG} \\ z_{WG} \end{pmatrix} \right] = \begin{pmatrix} R_{00} & R_{01} & R_{02} \\ R_{10} & R_{11} & R_{12} \\ R_{20} & R_{21} & R_{22} \end{pmatrix} \left[\begin{pmatrix} x_{WP} \\ y_{WP} \\ z_{WP} \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{WG} \\ y_{WG} \\ z_{WG} \end{pmatrix} \right] \quad \cdots (8)$$

50

となる。ただし、 (x_{WP}, y_{WP}, z_{WP}) と (x_{WG}, y_{WG}, z_{WG}) とは座標系 $X_W Y_W Z_W$ での位置 P およびアンテナ 39 の位置 G をそれぞれ表す。また、式 (8) の右辺 R は、座標系 $X_W Y_W Z_W$ と座標系 $X_L Y_L Z_L$ との回転マトリクスを表し、次の式で求められる。

【数 2】

$$\begin{pmatrix} R_{00} & R_{10} & R_{20} \\ R_{01} & R_{11} & R_{21} \\ R_{02} & R_{12} & R_{22} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \alpha \cos \beta & -\sin \alpha & \cos \alpha \sin \beta \\ \sin \alpha \cos \beta & \cos \alpha & \sin \alpha \sin \beta \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{pmatrix} \quad \dots (9)$$

10

ただし、 α は Z 軸まわりの回転角、 β は Y 軸まわりの回転角である。

【0062】

したがって、被検体 2 に貼り付けられた受信アンテナユニット 4 の中心 (図 4 A の O) を原点とした座標系 $X_W Y_W Z_W$ における任意の位置 P (x_{WP}, y_{WP}, z_{WP}) の電界 E_W は、

【数 3】

$$E_W = \begin{pmatrix} E_{Wx} \\ E_{Wy} \\ E_{Wz} \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} E_{Lx} \\ E_{Ly} \\ E_{Lz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} R_{00} & R_{10} & R_{20} \\ R_{01} & R_{11} & R_{21} \\ R_{02} & R_{12} & R_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_{Lx} \\ E_{Ly} \\ E_{Lz} \end{pmatrix} \quad \dots (10)$$

20

となり、式 (7) ~ (9) を式 (10) に代入することにより以下のような電界 E_W の式 (11) が得られる。

【数 4】

$$\begin{pmatrix} E_{Wx} \\ E_{Wy} \\ E_{Wz} \end{pmatrix} = \frac{k_1}{r^2} e^{-\alpha_d r} \begin{pmatrix} 0 & (z_{WP} - z_{WG}) & -(y_{WP} - y_{WG}) \\ -(z_{WP} - z_{WG}) & 0 & (x_{WP} - x_{WG}) \\ (y_{WP} - y_{WG}) & -(x_{WP} - x_{WG}) & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} g_x \\ g_y \\ g_z \end{pmatrix} \quad \dots (11)$$

但し、 k_1 は定数、ベクトル (g_x, g_y, g_z) は、アンテナ 39 の向き g を表す。本実施の形態 1 では、アンテナ 39 の向き (g_x, g_y, g_z) もカプセル型内視鏡 3 の位置とともに事前に設定して、カプセル型内視鏡 3 が所定の領域に位置し、所定の向きをとる場合の各受信アンテナ 40 の理論電界強度を算出する。アンテナ 39 の向きは、所望の精度に応じて、例えば、水平軸および鉛直軸から 1° きざみで設定すればよい。

30

【0063】

また、アンテナ 39 が発生した電界 E_W を、受信アンテナユニット 4 を構成する受信アンテナ 40 a で受信したときに検出される起電力 V_{ta} は、電界 E_W と、被検体 2 を基準とした座標系での受信アンテナユニット 4 の受信アンテナ 40 a (アンテナ部 41 a) の向きを表すベクトル $D_a = (D_{xa}, D_{ya}, D_{za})$ (図 7 参照) との内積を用いて以下の式で算出できる。

40

$$V_{ta} = k_2 (E_{Wx} D_{xa} + E_{Wy} D_{ya} + E_{Wz} D_{za}) \quad \dots (12)$$

ただし、 k_2 は定数。同様に、被検体 2 の体に複数配置された受信アンテナユニット 4 の各受信アンテナについて、受信アンテナ 40 b ~ 受信アンテナ 40 h で受信したときの起電力 V_{tb} 、 $\dots$ 、 V_{th} も求められる。

【0064】

以上のようにして各受信アンテナ 40 が受信する理論電界強度 V_{ti} を算出し、分割領域の中心位置 G 毎に記憶部 56 に理論電界強度データ 561 として記憶する。

【0065】

電界強度比較部 593 は、カプセル型内視鏡 3 が存在する各領域の中心位置 G について、アンテナ 39 の向き g 毎に、各受信アンテナ 40 が受信した受信電界強度と、上記の

50

ようにして算出され理論電界強度データ561として記憶部56に記憶された理論電界強度との残差二乗和を算出する。受信アンテナ40で受信した電界強度を V_{mi} (i は受信アンテナの番号、本実施の形態では $i = a \sim h$) とすると、残差二乗和 S は、以下の式で算出できる。

【数5】

$$S = \sum_{i=a}^h (V_{ti} - V_{mi})^2$$

$$= (V_{ta} - V_{ma})^2 + (V_{tb} - V_{mb})^2 + \dots + (V_{th} - V_{mh})^2 \quad \dots (13)$$

10

【0066】

本実施の形態1では、上述したように、電界強度比較部593は、カプセル型内視鏡3が存在しうる各領域の中心位置 G について、アンテナ39の向き g 毎に、各受信アンテナ40が受信した受信電界強度 V_{mi} と、上記のようにして算出され理論電界強度データ561として記憶部56に記憶された理論電界強度 V_{ti} との残差二乗和を算出しているため、例えば、推定する中心位置 G の総数と同数（あるいは推定する中心位置 G の総数の因数、または因数以下の数でもよい）のCPUを電界強度比較部593として同時に推定処理に使用することにより、カプセル型内視鏡3の位置および向きの推定処理の高速化を図ることが可能となる。

【0067】

20

位置決定部594は、電界強度比較部593が上記のようにして算出した残差二乗和 S のうち、最小となるカプセル型内視鏡3の中心位置 G 、およびアンテナ39の向き g を、カプセル型内視鏡3の位置および向きとして決定する。

【0068】

本実施の形態1では、カプセル型内視鏡3の存在しうる領域を複数の小領域に分割し、分割した領域毎にカプセル型内視鏡3の向きに応じた理論電界強度 V_{ti} を予め記憶しているため、理論電界強度 V_{ti} 算出のための処理負荷を軽減することができる。また、記憶された理論電界強度 V_{ti} と、実際に各受信アンテナ40が受信した受信電界強度 V_{mi} との残差二乗和という簡易な演算処理により得られる数値に基づき、画像データが撮像されたカプセル型内視鏡3の位置および向きを決定するため、位置推定処理を高速化することが可能となる。

30

【0069】

さらに、本実施の形態1では、複数の受信アンテナ40を配置したシート状の受信アンテナユニット4を使用しているため、検査のたびに各受信アンテナ40の配置位置を調整する必要がなく、さらに、予め各受信アンテナ40の配置位置が決められた受信アンテナユニット4を使用するため、各受信アンテナ40の配置ずれに伴うカプセル型内視鏡3の位置および向きの推定処理における精度低下という問題も回避できるという効果を奏する。

【0070】

本実施の形態1では、カプセル型内視鏡3の位置及び向きの推定処理を行う位置検出装置について説明したが、カプセル型内視鏡3の位置または向きのいずれか一方のみを推定する装置としてもよい。また、本実施の形態1では、受信装置5が、理論電界強度データ561を記憶する記憶部56と、電界強度比較部593と、位置決定部594とを備え、受信装置5内で、画像データが撮像されたカプセル型内視鏡3の位置および向きを推定しているが、カプセル型内視鏡システム1の画像表示装置6が、理論電界強度データ561を記憶するとともに、電界強度比較部と、位置決定部とを備え、受信装置から送信された画像データを受信し、上記同様に演算を行うことにより、該画像データが撮像されたカプセル型内視鏡の位置および向きを推定する構成としてもよい。

40

【0071】

(実施の形態2)

50

実施の形態 1 では、カプセル型内視鏡が存在しうる位置 P として分割した全領域（または簡素化するために間引いた領域）で、設定した全方向（あるいは間引いた方向）について並行して理論電界強度と受信電界強度との残差二乗和を算出して、カプセル型内視鏡の位置及び向きを推定処理している。これに対し、実施の形態 2 では、2 段階以上の階層に分けて、画像データが撮像されたカプセル型内視鏡の位置および向きを決定する。

【0072】

以下、実施の形態 2 では、カプセル型内視鏡の位置及び向きの推定を 2 段階に分けて行う場合について説明する。まず、実施の形態 1 と同様に、カプセル型内視鏡 3 が導入される被検体 2 内で、検査または診断等の目的に応じてカプセル型内視鏡 3 が存在しうる所定の存在可能領域 T を設定する。例えば図 4 A に示すように $300\text{ mm} \times 300\text{ mm} \times 300\text{ mm}$ の立方体からなる領域である。存在可能領域 T は、受信アンテナユニット 4 のシート状の表面が一つの境界面と一致するように設定される。図 4 A に示す場合、受信アンテナユニット 4 は、存在可能領域 T の一つの境界面である XY 平面上に設けられる。

【0073】

カプセル型内視鏡 3 の存在可能領域 T は、所望する精度に応じて、複数の部分領域に分割される。図 8 A においては、受信アンテナユニット 4 が位置する境界面の中心を原点とし、存在可能領域 T のいずれかの辺と平行で互いに直交する 3 つの軸（X 軸、Y 軸、Z 軸）を有する直交座標系 XYZ に対し、各軸方向に 3 分割した場合を示している。この場合、存在可能領域 T は、 $27 (= 3 \times 3 \times 3)$ 個の部分領域に分割される。各部分領域は、 P_{111} 、 P_{112} 、 P_{113} 、 P_{121} 、 P_{122} 、 $\dots$ 、 P_{133} 、 P_{211} 、 P_{212} 、 $\dots$ 、 P_{333} とラベル付けされる。なお、カプセル型内視鏡 3 が部分領域 P_{ijk} に存在する場合には、その部分領域 P_{ijk} の中心 G_{xyz} に位置するものと仮定する。

【0074】

図 8 A は、カプセル型内視鏡 3 の存在可能領域 T を、xyz 軸方向に各 3 分割した模式図である。図 8 B は、図 8 A の 1 つの分割領域を、さらに xyz 軸方向に各 3 分割した模式図である。

【0075】

位置検出装置は、第一推定段階として、カプセル型内視鏡 3 が被検体 2 内で存在しうる、存在可能領域 T ($300\text{ mm} \times 300\text{ mm} \times 300\text{ mm}$) を xyz 軸方向にそれぞれ 3 分割した領域について、位置および向きの推定処理を行う。図 8 A に示すように、 P_{111} 、 P_{112} 、 P_{113} 、 P_{121} 、 P_{122} 、 $\dots$ 、 P_{133} 、 P_{211} 、 P_{212} 、 $\dots$ 、 P_{333} とラベル付けされた各領域の中心位置 G について、電界強度比較部 593 は、アンテナ 39 の向き g 毎に、各受信アンテナ 40 が受信した受信電界強度と、記憶部 56 に理論電界強度データ 561 として記憶された理論電界強度との残差二乗和を算出する。第一段階の推定処理では、位置と向きをおおまかに限定することを目的としているので、推定処理するアンテナ 39 の向き g は、1 に限定、または大幅に限定（例えば、水平軸および鉛直軸から 10° きざみ）して行う。

【0076】

位置決定部 594 は、電界強度比較部 593 が算出した残差二乗和 S のうち最小となるカプセル型内視鏡 3 の領域の中心位置 G、およびアンテナ 39 の向き g を、カプセル型内視鏡 3 の第一段階の位置および向きとして決定する。

【0077】

第二推定段階として、第一推定段階で位置決定部 594 が決定したカプセル型内視鏡 3 の位置 G を含む領域について、xyz 軸方向にそれぞれさらに 3 分割した領域（計 27 領域）で、位置および向きの推定処理を行う。

【0078】

たとえば、第一推定段階として、位置決定部 594 が、図 8 A に示す位置 P_{311} をカプセル型内視鏡 3 の位置および向きとして選択したものとする。図 8 B においては、位置 P_{311} を、位置 P_{311} のいずれかの辺と平行で互いに直交する 3 つの軸（X 軸、Y 軸

、Z軸)を有する直交座標系XYZに対し、各軸方向に3分割した場合を示している。この場合、位置 P_{311} は、さらに27(=3×3×3)個の部分領域に分割される。各部分領域は、 $P_{311}(111)$ 、 $P_{311}(112)$ 、 $P_{311}(113)$ 、 $P_{311}(121)$ 、 $P_{311}(122)$ 、 $\dots$ 、 $P_{311}(133)$ 、 $P_{311}(211)$ 、 $P_{311}(212)$ 、 $\dots$ 、 $P_{311}(333)$ とラベル付けされる。各中心位置Gについて、電界強度比較部593は、アンテナ39の向きg毎に、各受信アンテナ40が受信した受信電界強度と、記憶部56に理論電界強度データ561として記憶された理論電界強度との残差二乗和を算出する。第二推定段階で推定処理するアンテナ39の向きgは、所望の精度に応じて行う。例えば、水平軸および鉛直軸から1°きざみで全方向行う。

【0079】

10

位置決定部594は、電界強度比較部593が算出した残差二乗和 $S_{xyz}(xyz)_n$ のうち最小となるカプセル型内視鏡3の位置 $P_{xyz}(xyz)$ 、およびアンテナ39の向き $g_n(g_{nx}, g_{ny}, g_{nz})$ を、画像データが撮像されたカプセル型内視鏡3の最終的な位置および向きとして決定する。

【0080】

なお、上記のように、2段階の階層に分割して推定処理を行う場合であっても、記憶部56は、カプセル型内視鏡3が存在しうる存在可能領域T(例えば300mm×300mm×300mm)をxyz軸方向にそれぞれ9分割した領域位置 $P_{xyz}(xyz)$ において、アンテナ39の向きg毎(水平軸および鉛直軸から1°きざみ)に、各受信アンテナ40が受信する理論電界強度データ561を記憶されていることが必要となる。

20

【0081】

本実施の形態2では、画像データが撮像されたカプセル型内視鏡3の位置および向きを2段階の階層に分割し、第一推定段階でカプセル型内視鏡3のおよその位置および向きを決定し、限定した領域についてさらに第二推定処理を行うため、同程度の領域について同時に推定処理を行う場合に比べて、処理量を少なくできる。これにより、推定処理の一段の高速化を図ることができる。

【0082】

なお、実施の形態2では、カプセル型内視鏡3の位置および向きを2段階の階層に分割して推定処理する例について説明したが、2段階以上であれば、推定処理量を減じることができるため、3段階以上の階層に分割して推定処理を行ってもよい。なお、カプセル型内視鏡3の向き(アンテナ39の向き)については、第一段階から所望の精度、例えば、水平軸および鉛直軸から1°きざみで全方向行ってもよい。

30

【0083】

(実施の形態3)

実施の形態1および2のようにして、画像データが撮像されたカプセル型内視鏡3の位置および向きとして決定する際、受信アンテナの配置誤差や、ノイズ等の影響により正しい位置及び向きを推定することができない場合がある。実施の形態3では、時間的に前後して撮像された画像データの推定位置情報に基づき、カプセル型内視鏡3の位置および向きを推定する。

【0084】

40

図9は、実施の形態3にかかる受信装置5Aの構成を示すブロック図である。受信装置5Aは、位置決定部594がカプセル型内視鏡3の位置として選択した複数の候補位置について、時間的に前後する候補位置との距離を算出し、該距離が所定値以下であるかの判定を行い、条件を満たすものを用いてカプセル型内視鏡の被検体2内での移動軌跡(経路)を算出する軌跡算出部595を備える。

【0085】

一般に、カプセル型内視鏡3は被検体2内での動きが比較的小さく、また撮像間隔も非常に短い。このため、特定の時刻に撮像された画像データの撮像位置は、この画像データが撮像された時刻と前後して撮像された画像データの撮像位置とほぼ同一、または近接することが多い。

50

【0086】

実施の形態3では、実施の形態1および2と同様にして電界強度算出部593が理論電界強度と受信電界強度との残差二乗和を算出する。位置決定部594は、この残差二乗和のうち、最も小さいものから i 個（ i は任意の整数、本実施の形態では、 $i=3$ として説明）、画像データが撮像されたカプセル型内視鏡の位置および向きの候補として選出し、記憶部56に記憶する。軌跡算出部595は、時間的に前後して撮像された画像データの推定された複数の候補位置との距離を考慮して、カプセル型内視鏡3の被検体2内での移動軌跡を算出する。位置決定部594は、軌跡算出部595が算出した軌跡に基づき、最適なカプセル型内視鏡の位置および向きを決定する。

【0087】

10

図10は、軌跡算出部595が行う軌跡算出処理の概要を示すフローチャートである。位置決定部594は、電界強度比較部593が算出した各時刻における撮像位置の候補位置を抽出する（ステップS11）。具体的には、位置決定部594は、各時刻に撮像された画像データの撮像位置として、各位置および向きでの理論電界強度と受信電界強度との残差二乗和が小さいものから3個抽出している。以下、時刻 t_m （ $m=1, 2, \dots, n, \dots, N$ ）に撮像された画像データ D_m の撮像位置の候補位置を G_{mi} （ $i=1, 2, 3$ ）とする。図11は、 $m=n-1, n, n+1$ において抽出された候補位置を模式的に示す図である。

【0088】

続いて、軌跡算出部595は、抽出された候補位置 G_{mi} に対して時間的に前後する画像データにおける候補位置との接続情報を算出する（ステップS12）。ここで、受信装置5Aは、カプセル型内視鏡3の位置推定を行う時間間隔に応じて、カプセル型内視鏡3が被検体2内において、一つの時間間隔で移動可能な距離 r_d を予め記憶部56に記憶しているものとする。

20

【0089】

軌跡算出部595は、隣接する時間間隔 t_{m-1} 、 t_m における画像データ D_{m-1} 、 D_m の候補位置 $G_{(m-1)i}$ と G_{mj} との距離 $d((m-1)i, mj)$ を全ての組み合わせ（ $m=2, \dots, N$ ； $i, j=1, 2, 3$ ）について算出し、算出した距離を移動可能距離 r_d と比較する。この比較を行った結果、移動可能距離 r_d よりも小さくかつ最小となる距離 $d((m-1)i, mj)$ を与える候補位置 $G_{(m-1)j}$ を、候補位置 G_{mi} の接続情報として記憶部56に記憶する。なお、ある m に対して全ての距離 $d((m-1)i, mj)$ が移動可能距離 r_d より大きい場合、軌跡算出部595は、その候補位置 Q_m の接続情報を記憶しない。

30

【0090】

続いて、軌跡算出部595は、各候補位置 G_{mi} とその候補位置の接続情報とを用いてカプセル型内視鏡3の軌跡を推定する（ステップS13）。

【0091】

図12は、軌跡推定処理の概要を示すフローチャートである。図12において、軌跡算出部595は、最後の時刻 t_m の一つ前の時刻 t_{m-1} を設定する（ステップS21）。

【0092】

40

この後、軌跡算出部595は、時刻 t_m における候補位置のラベルを示すパラメータ i を初期値1にセットする（ステップS22）。

【0093】

続いて、軌跡算出部595は、時刻 t_m における候補位置 G_{mi} の接続情報を記憶部56から読み出す（ステップS23）。

【0094】

候補位置 G_{mi} における接続情報 $G_{(m-1)j}$ が存在する場合（ステップS24：Yes）、軌跡算出部595は、候補位置 G_{mi} が時刻 t_{m+1} における候補位置 $G_{(m+1)j}$ と接続しているか否かを判定する（ステップS25）。候補位置 G_{mi} が時刻 t_{m+1} における候補位置 $G_{(m+1)j}$ のいずれかと接続している場合（ステップS25：Yes

50

）、換言すれば、候補位置 $G_{m i}$ が、時刻 t_{m+1} における候補位置 $G_{(m+1) j}$ のいずれかの接続情報である場合、軌跡算出部 595 は、接続される経路情報を記憶部 56 に記憶する（ステップ S26）。

【0095】

一方、候補位置 $G_{m i}$ が時刻 t_{m+1} における候補位置 $G_{(m+1) j}$ のいずれとも接続しない場合（ステップ S25：No）、換言すれば、候補位置 $G_{m i}$ が、時刻 t_{m+1} における候補位置 $G_{(m+1) j}$ のいずれかの接続情報にもなっていない場合、軌跡算出部 595 は、新たな経路情報（時刻 t_m と時刻 t_{m+1} との間で経路が途切れているという情報）を記憶部 56 に記憶する（ステップ S27）。

【0096】

ステップ S26 または S27 の後、パラメータ i が 3 未満である場合（ステップ S28：Yes）、軌跡算出部 595 は、 i を 1 増やして $i+1$ とし（ステップ S29）、ステップ S23 へ戻る。

【0097】

ステップ S26 または S27 の後、パラメータ i が 3 未満でない場合（ステップ S28：No）、時刻のパラメータ m が $m > 2$ であれば（ステップ S30：Yes）、軌跡算出部 595 は、 m を 1 減少させて $m-1$ とし（ステップ S31）、ステップ S22 へ戻る。一方、 $m \leq 2$ であれば（ステップ S30：No）、軌跡算出部 595 は軌跡推定処理（図 10 のステップ S13）を終了する。

【0098】

このようにして、軌跡算出部 595 は軌跡を算出し、各時刻におけるカプセル内視鏡 3 の位置を推定する。

【0099】

図 13A 及び図 13B は、実施の形態 3 の受信装置 5A により算出したカプセル型内視鏡 3 の被検体 2 内での軌跡を画像表示装置 6 のモニタ部 6c に表示した例である。図 13A に示すように、モニタ部 6c は、被検体 2 内におけるカプセル型内視鏡 3 の撮像位置を直線で接続して、被検体 2 内でのカプセル型内視鏡 3 の移動軌跡を示す副画像領域 61 と、カプセル型内視鏡 3 が撮像した画像データを表示する主画像表示領域 62 とを備える。

【0100】

また、副画像領域 61 の右側に示す符号 A、B、C は体腔内における臓器の概略の位置を示し、具体的には符号 A は食道、B は小腸、C は大腸を表す。また、位置 P_i は、主画像表示領域 62 に表示する画像データの撮像位置として推定された位置を示している。推定した撮像位置 P_i を直線で接続し、これを軌跡として示す図 13A の他に、例えば図 13B に示すように、隣接する各撮像位置の間をスプライン補間のような補間処理を行い、推定したカプセル型内視鏡 3 の撮像位置を滑らかな曲線で接続するように表示してもよい。

【0101】

本実施の形態 3 では、ノイズ等の影響を受けることなく、カプセル型内視鏡 3 の位置および向きを推定できるため、より正確なカプセル型内視鏡 3 の位置および向きを求めることが可能となる。また、カプセル型内視鏡 3 の位置および向きを推定するとともに、画像表示装置 6 にカプセル型内視鏡 3 の被検体 2 内での移動軌跡を表示するため、撮像された画像が体腔内におけるどの位置で撮像されたかを容易に判断することができ、効率良く診断を行うことができる。また、得られた画像から病変部の可能性があり、その部位をより詳細に内視鏡検査する必要があるような場合にも、その位置を精度良く推定できるため、円滑かつ短時間にその部位にアプローチすることができ、再検査や処置等を効率良く行うことができる。

【産業上の利用可能性】

【0102】

本発明の受信装置およびカプセル型内視鏡システムは、被検体内に導入したカプセル型内視鏡の位置検出に有用であり、特に、該カプセル型内視鏡が撮像した画像データを画像

10

20

30

40

50

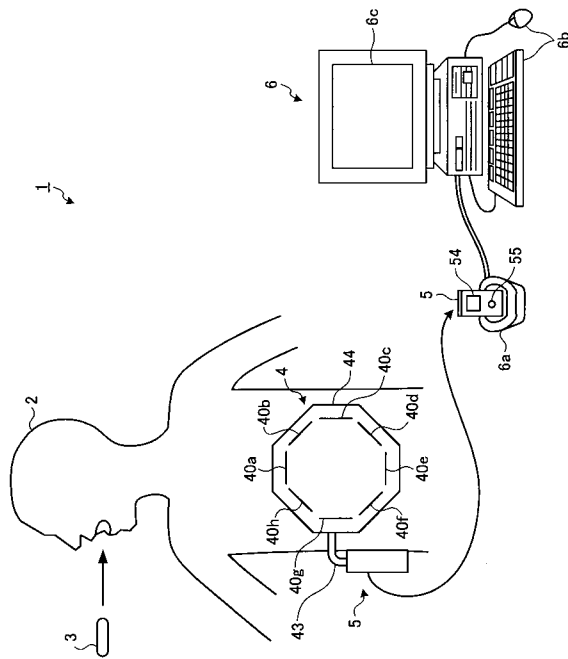
処理装置で診断処理する場合に適している。

【符号の説明】

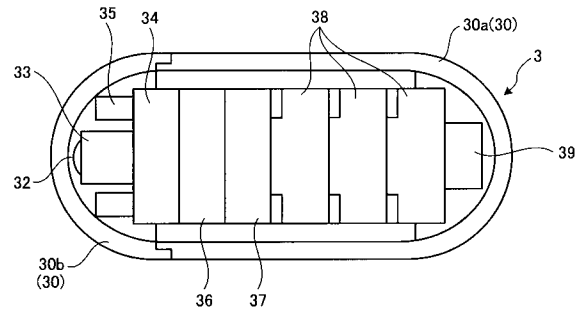
【0103】

1	カプセル型内視鏡システム	
2	被検体	
3	カプセル型内視鏡	
4	受信アンテナユニット	
5、5 A	受信装置	
6	画像表示装置	
6 a	クレードル	10
6 b	操作入力デバイス	
6 c	モニタ部	
4 0 a ~ 4 0 h	受信アンテナ	
4 1 a ~ 4 1 h	アンテナ部	
4 2 a ~ 4 2 h	能動回路	
4 3 a ~ 4 3 h	アンテナケーブル	
4 4	シート	
4 9	アンテナ切替選択スイッチ部	
5 0	送受信回路	
5 1	信号処理回路	20
5 2	受信電界強度検出部	
5 3	アンテナ電源切替選択部	
5 4	表示部	
5 5	操作部	
5 6	記憶部	
5 7	I / F 部	
5 8	電源部	
5 9	制御部	
5 3 1	電源切替選択スイッチ部	
5 3 2	異常検出部	30
5 9 1	選択制御部	
5 9 2	異常情報付加部	
5 9 3	電界強度比較部	
5 9 4	位置決定部	
5 9 5	軌跡算出部	

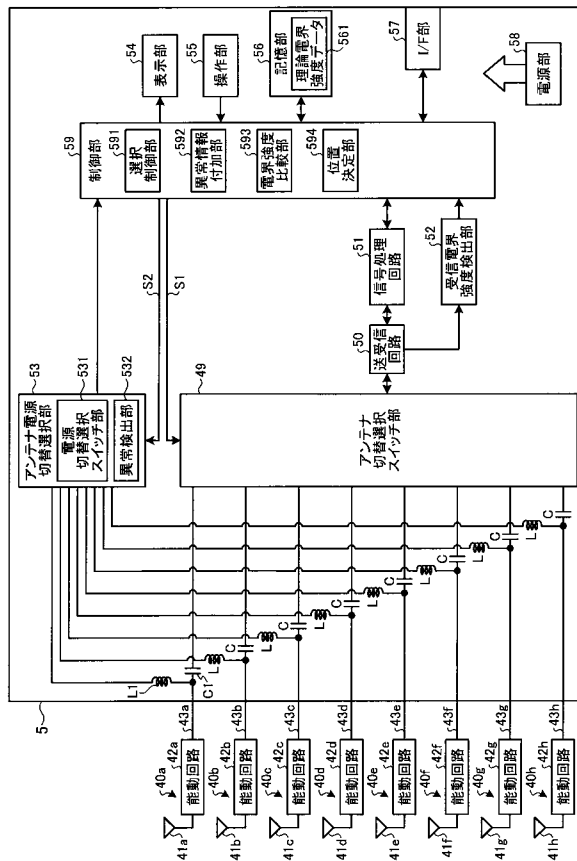
【図 1】



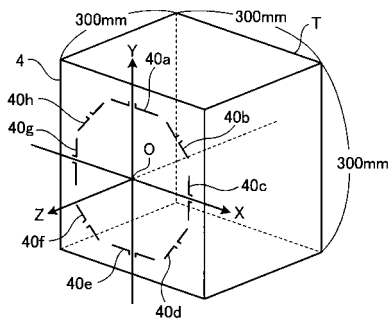
【図 2】



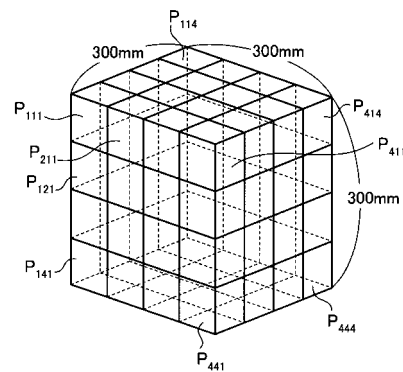
【図 3】



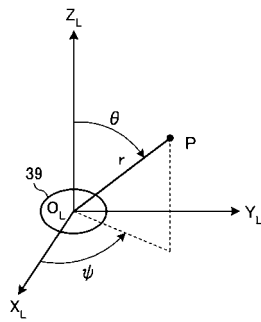
【図 4 A】



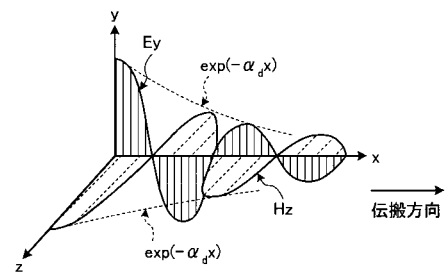
【図 4 B】



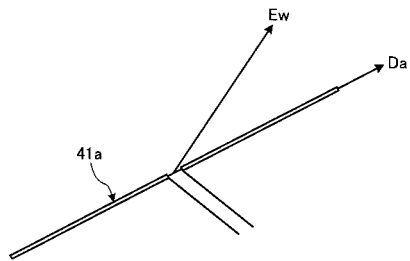
【図 5】



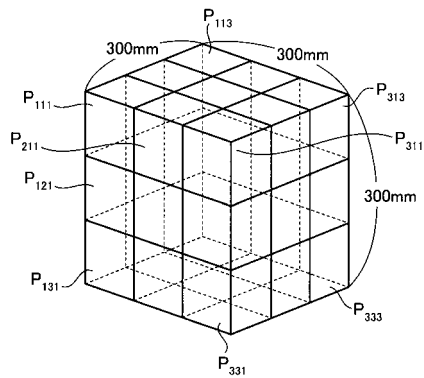
【図 6】



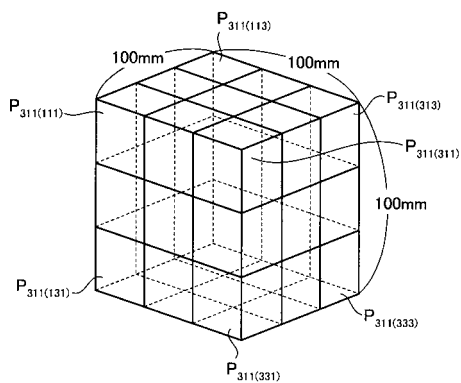
【図 7】



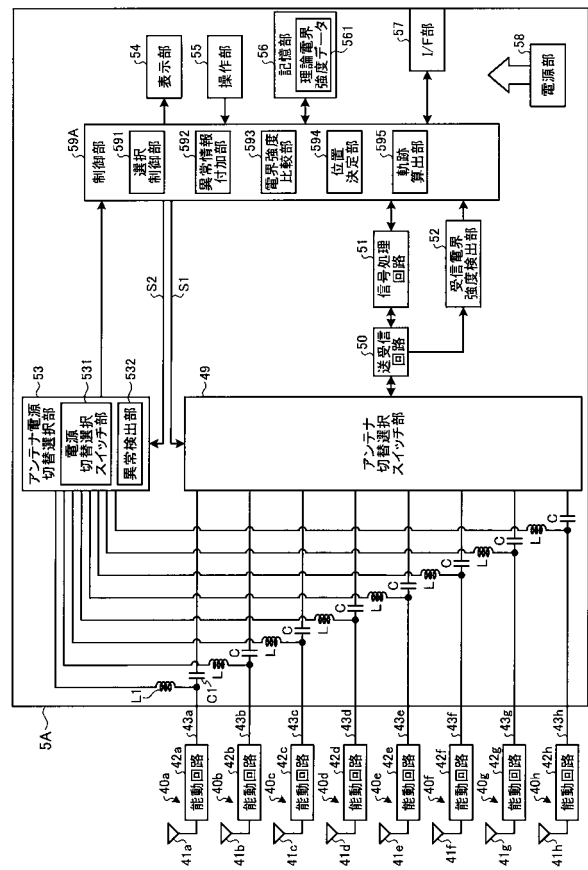
【図 8 A】



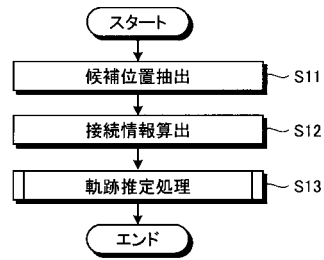
【図 8 B】



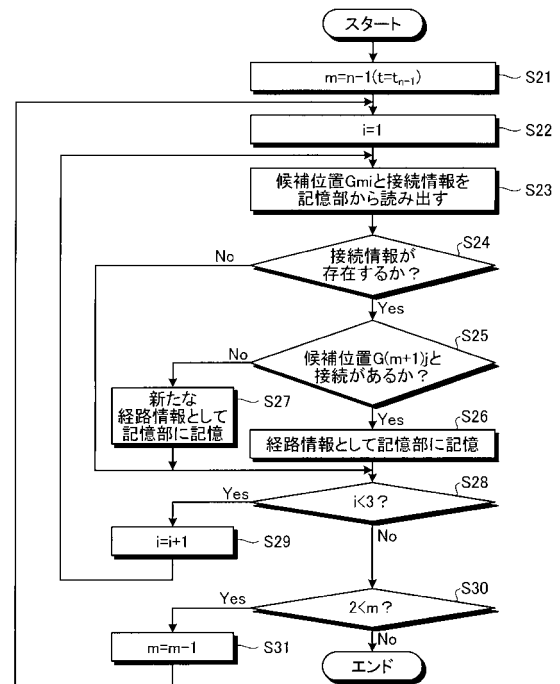
【図 9】



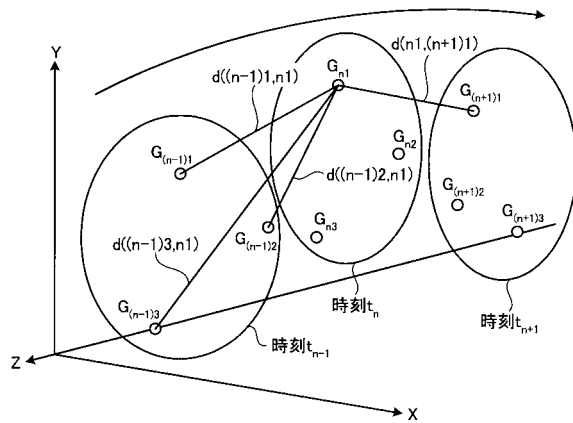
【図 10】



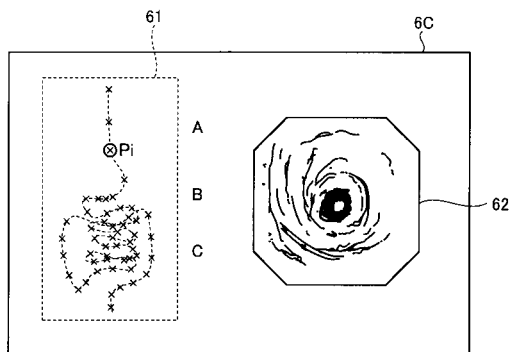
【図 12】



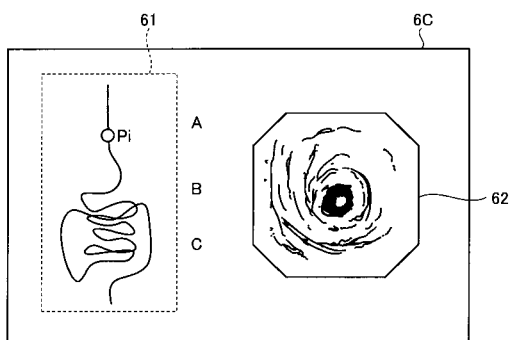
【図 11】



【図 13 A】



【図 13 B】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	用于胶囊内窥镜和胶囊内窥镜系统的位置检测装置		
公开(公告)号	JP5351355B2	公开(公告)日	2013-11-27
申请号	JP2013502222	申请日	2012-02-07
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	長谷川 潤		
发明人	長谷川 潤		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00016 A61B1/0005 A61B5/061 A61B5/073 A61B5/72 A61B5/742		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.320.Z		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2011045684 2011-03-02 JP		
其他公开文献	JPWO2012117815A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种能够快速估计体腔内的胶囊型内窥镜的位置和姿势的位置检测装置和胶囊型内窥镜系统。根据本发明的胶囊内窥镜的位置检测装置包括接收天线单元，用于接收由多个接收天线（40）从对象中的胶囊内窥镜发送的无线信号；存储单元（56），用于存储由每个接收天线（40）根据镜子的物体中的位置或位置和方向接收的无线信号的理论电场强度，以及每个接收天线（40）一种电场强度比较部分（593），用于比较使用接收的无线信号的接收电场强度与存储在存储装置中的理论电场强度之间的差值计算出的预定值，电场强度比较部分（593）并且，位置确定单元（594）用于基于根据比较结果确定捕获图像数据的胶囊内窥镜的位置或位置以及取向。