

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5165161号
(P5165161)

(45) 発行日 平成25年3月21日(2013.3.21)

(24) 登録日 平成24年12月28日(2012.12.28)

(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 5 (全 19 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2012-543828 (P2012-543828)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成24年1月24日 (2012.1.24)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/JP2012/051465</p> <p>(87) 国際公開番号 W02012/114811</p> <p>(87) 国際公開日 平成24年8月30日 (2012.8.30)</p> <p>審査請求日 平成24年9月26日 (2012.9.26)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2011-37457 (P2011-37457)</p> <p>(32) 優先日 平成23年2月23日 (2011.2.23)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国(JP)</p> <p>早期審査対象出願</p>	<p>(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</p> <p>(74) 代理人 100089118 弁理士 酒井 宏明</p> <p>(72) 発明者 穂満 政敏 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</p> <p>審査官 小田倉 直人</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 位置情報推定システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

位置情報推定システムであって、

被検体に導入され、該被検体の内部を移動する被検体内導入装置と、

前記被検体内導入装置からの情報を受信する受信ユニットと、

前記受信ユニットから得られた情報の処理を行う情報処理装置と、

を備え、

前記受信ユニットは、

複数の受信アンテナを有し、前記被検体内導入装置からの情報を取得する取得用アンテナを有し、

前記受信ユニットまたは前記情報処理装置は、

前記複数の受信アンテナから得られた各信号強度と前回前記複数の受信アンテナから得られた各信号強度との差分値を算出する算出手段と、

前記差分値と閾値とを比較して位置情報を推定するか否かを判断する判断手段と、

前記判断手段が位置情報を推定すると判断した場合、前記被検体内導入装置の位置情報を推定する位置情報推定手段と、

を有することを特徴とする位置情報推定システム。

【請求項2】

前記位置情報推定手段が行う推定処理を簡略化した簡略推定処理を行う位置情報簡略推定手段をさらに備え、

前記判断手段は、

第1閾値によって推定処理の要否を判断し、

前記第1閾値より大きい値の第2閾値を用いて、前記被検体内導入装置の位置情報の推定を前記位置情報推定手段または前記位置情報簡略推定手段のどちらで推定処理を行うかを判断することを特徴とする請求項1に記載の位置情報推定システム。

【請求項3】

前記取得用アンテナは、前記複数の受信アンテナの位置関係が、1枚のシート上に固定されていることを特徴とする請求項1に記載の位置情報推定システム。

【請求項4】

前記複数の受信アンテナは、

平面上の基準点から等距離で、前記基準点を介して対向する位置にそれぞれ配置される第1および第2の受信アンテナと、

前記第1および第2の受信アンテナに対して前記基準点を中心として前記平面内でそれぞれ90度回転した位置に配置される第3および第4の受信アンテナと、

前記第1および第2の受信アンテナより前記平面内の外周側の位置であって、前記第1および第2の受信アンテナに対して前記基準点を中心として前記平面内でそれぞれ45度回転した位置に配置される第5および第6の受信アンテナと、

前記第5および第6の受信アンテナに対して前記基準点を中心として前記平面内でそれぞれ90度回転した位置に配置される第7および第8の受信アンテナと、

を有することを特徴とする請求項3に記載の位置情報推定システム。

【請求項5】

前記位置情報推定手段は、前記複数の受信アンテナから得られた信号を使って位置情報を推定することを特徴とする請求項1に記載の位置情報推定システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば、被検体内に導入されたカプセル型内視鏡の位置情報を推定する位置情報推定システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来から、被検体内に導入されて体腔内を観察する医用観察装置として、内視鏡が広く普及している。また、近年では、カプセル型の筐体内部に撮像装置やこの撮像装置によって撮像された画像データを無線送信する通信装置等を備えた飲み込み型の内視鏡（カプセル型内視鏡）が開発されている。カプセル型内視鏡は、体腔内の観察のために被検体の口から飲み込まれた後、被検体から自然排出されるまでの間、たとえば食道、胃、小腸などの臓器の内部をその蠕動運動にしたがって移動し、順次撮像する機能を有する。

【0003】

体腔内を移動する間、カプセル型内視鏡によって体腔内で撮像された画像データは、順次無線通信により体外に送信され、体外の受信装置の内部もしくは外部に設けられたメモリに蓄積されるか、または受信装置に設けられたディスプレイに画像表示される。医師もしくは看護師においては、メモリに蓄積された画像データを、受信装置を差し込んだクレードルを介して情報処理装置に取り込んで、この情報処理装置のディスプレイに表示させた画像、あるいは受信装置が受信してディスプレイに表示させた画像に基づいて診断を行うことができる。

【0004】

ところで、カプセル型内視鏡から無線信号を受信する場合、一般に受信装置では、複数の受信アンテナを被検体の外部に分散配置し、受信する受信強度が最も強い1つの受信アンテナを選択し、その選択した受信アンテナによって無線信号を受信している。このような受信装置として、被検体の外部に配置された複数の受信アンテナの受信切り替えを行い、各受信アンテナが受信する電界強度をもとに、無線信号の発信源であるカプセル型内視

10

20

30

40

50

鏡の位置を推定する受信装置が知られている。

【0005】

上述したようなカプセル型内視鏡の位置を推定する位置情報システムとして、被検体の内部を移動するとともに、伝搬距離に応じて減衰するセンサ信号を出力するカプセル型内視鏡の移動状態を検出する移動状態検出システムが開示されている（例えば、特許文献1参照）。この移動状態検出システムは、受信アンテナがセンサ信号を受信して、その受信強度に基づいてカプセル型内視鏡の移動状態を導出する移動状態導出手段を備えている。

【0006】

また、この移動状態検出システムは、センサ信号を受信する受信アンテナの選択状況からカプセル型内視鏡の移動状態を判定する判定手段を備える。判定手段は、その時点でのカプセル型内視鏡が低速移動状態であるか通常移動状態であるかを判定する。この移動状態検出システムによれば、カプセル型内視鏡が撮像した画像を確認する際、低速移動状態と判定されたカプセル型内視鏡に該当する画像群に対して一部の画像を確認することによって、効率的に診断を行うことが可能となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2006-26163号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献1が開示する移動状態検出システムでは、受信アンテナがセンサ信号を受信する度に各画像に対応してカプセル型内視鏡の位置情報を導出するため、処理に時間を要していた。

【0009】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであり、カプセル型内視鏡の位置情報の導出に要する時間を短縮することが可能な位置情報推定システム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】

【0010】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、被検体に導入され、該被検体の内部を移動する被検体内導入装置と、前記被検体内導入装置からの情報を受信する受信ユニットと、前記受信ユニットから得られた情報の処理を行う情報処理装置とを備えた位置情報推定システムであって、複数の受信アンテナを有し、前記被検体内導入装置からの情報を周期的に取得する取得用アンテナと、前記複数の受信アンテナから得られた各信号強度と前回前記複数の受信アンテナから得られた各信号強度との差分値を算出する算出手段と、前記差分値と閾値とを比較して位置情報を推定するか否かを判断する判断手段と、前記判断手段が位置情報を推定すると判断した場合、前記被検体内導入装置の位置情報を推定する位置情報推定手段と、を備えたことを特徴とする。

【0011】

また、本発明にかかる位置情報推定システムは、上記の発明において、前記位置情報推定手段が行う推定処理を簡略化した簡略推定処理を行う位置情報簡略推定手段をさらに備え、前記判断手段は、第1閾値によって推定処理の要否を判断し、前記第1閾値より大きい値の第2閾値を用いて、前記被検体内導入装置の位置情報の推定を前記位置情報推定手段または前記位置情報簡略推定手段のどちらで推定処理を行うかを判断することを特徴とする。

【0012】

また、本発明にかかる位置情報推定システムは、上記の発明において、前記取得用アンテナは、前記複数の受信アンテナの位置関係が、1枚のシート上に固定されていることを特徴とする。

【0013】

また、本発明にかかる位置情報推定システムは、上記の発明において、前記複数の受信アンテナは、平面上の基準点から等距離で、前記基準点を介して対向する位置にそれぞれ配置される第1および第2の受信アンテナと、前記第1および第2の受信アンテナに対して前記基準点を中心として前記平面内でそれぞれ90度回転した位置に配置される第3および第4の受信アンテナと、前記第1および第2の受信アンテナより前記平面内の外周側の位置であって、前記第1および第2の受信アンテナに対して前記基準点を中心として前記平面内でそれぞれ45度回転した位置に配置される第5および第6の受信アンテナと、前記第5および第6の受信アンテナに対して前記基準点を中心として前記平面内でそれぞれ90度回転した位置に配置される第7および第8の受信アンテナと、を有することを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0014】

本発明にかかる位置情報推定システムは、取得した画像に対応する各アンテナの信号強度と前回取得した信号強度との差分値が閾値と比して小さい場合、カプセル型内視鏡の位置情報の推定（導出）処理を行わずに、前回推定されたカプセル型内視鏡の位置情報を今回取得した画像に対応するカプセル型内視鏡の位置情報として用いるようにしたので、位置情報の導出にかかる時間を短縮することが可能であるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1にかかる被検体内導入システムの全体構成を示す模式図である。

20

【図2】図2は、本発明の実施の形態1にかかる被検体内導入システムの情報処理装置の構成を示すブロック図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態1にかかる被検体内導入システムの取得用アンテナの構成を示す模式図である。

【図4】図4は、本発明の実施の形態1にかかる被検体内導入システムの取得用アンテナの要部の構成を示す模式図である。

【図5】図5は、本発明の実施の形態1にかかる被検体内導入システムの位置推定の要否判断処理を示すフローチャートである。

【図6】図6は、本発明の実施の形態1にかかる被検体内導入システムのカプセル型内視鏡のアンテナを基準として直交座標系を示す図である。

30

【図7】図7は、電磁波が媒質中を伝搬する際に減衰する様子を示す図である。

【図8】図8は、図6に示すアンテナが発生する磁界を体表面に取り付けられたアンテナが受信した際に検出される起電力を示す図である。

【図9】図9は、本発明の実施の形態1にかかる被検体内導入システムの位置情報推定処理を示すフローチャートである。

【図10】図10は、本発明の実施の形態1にかかる被検体内導入システムの位置情報推定処理を説明する図である。

【図11】図11は、本発明の実施の形態1にかかる被検体内導入システムの位置情報推定処理を説明する図である。

40

【図12】図12は、本発明の実施の形態2にかかる被検体内導入システムの情報処理装置の構成を示すブロック図である。

【図13】図13は、本発明の実施の形態2にかかる被検体内導入システムの位置情報推定処理を説明する図である。

【図14】図14は、本発明の実施の形態2にかかる被検体内導入システムの位置推定の要否判断処理を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明を実施するための形態を図面と共に詳細に説明する。なお、以下の実施の形態により本発明が限定されるものではない。また、以下の説明において参照する各図は

50

、本発明の内容を理解し得る程度に形状、大きさ、および位置関係を概略的に示してあるに過ぎない。すなわち、本発明は各図で例示された形状、大きさ、および位置関係のみに限定されるものではない。なお、以下の説明では、位置情報推定システムの例として被検体内導入システムを説明する。

【0017】

(実施の形態1)

まず、本発明の実施の形態1にかかる位置情報推定システムについて、図面を参照して詳細に説明する。図1は、本発明の実施の形態1にかかる被検体内導入システムの全体構成を示す模式図である。また、図2は、本発明の実施の形態1にかかる被検体内導入システムの情報処理装置の構成を示すブロック図である。

10

【0018】

図1に示すように、被検体内導入システム1は、被検体2内の体内画像を撮像する被検体内導入装置としてのカプセル型内視鏡3と、被検体2内に導入されたカプセル型内視鏡3から送信された無線信号を受信する取得用アンテナ4と、取得用アンテナ4から入力された無線信号に所定の処理を行って記憶する受信装置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処理および/または表示する情報処理装置6と、を備える。取得用アンテナ4および受信装置5が、受信ユニットを構成する。

【0019】

カプセル型内視鏡3は、被検体2内を撮像する撮像機能と、被検体2内を撮像して得られた画像データを受信装置5に送信する無線通信機能とを有する。また、カプセル型内視鏡3内には、円形コイル或いは円形ループによるアンテナ31(図6参照)が配置されている。カプセル型内視鏡3は、被検体2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、例えば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。この場合、カプセル型内視鏡3は、画像データと、受信電界強度を検出し易くする位置情報(ビーコン)等を含む受信電界強度検出データとを含む送信信号を生成し、この生成した送信信号を変調することによって得られる無線信号を受信装置5に無線送信する。

20

【0020】

取得用アンテナ4は、周期的にカプセル型内視鏡3から無線信号を受信し、アンテナケーブル51を介して無線信号を受信装置5に出力する。なお、取得用アンテナ4は、検査を行う際に被検体2に対してベルト等で固定することによって装着される。

30

【0021】

受信装置5は、取得用アンテナ4を介してカプセル型内視鏡3から無線送信され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、位置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メモリに記憶する。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、情報処理装置6に接続される。

40

【0022】

情報処理装置6は、液晶ディスプレイ等の表示部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。情報処理装置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。情報処理装置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6aと、キーボード、マウス等の操作入力デバイス6bとが接続される。

【0023】

また、情報処理装置6は、図2に示すように、情報処理装置6全体の制御を行う制御部61と、取得用アンテナ4が取得した信号強度の差分値を算出する算出部62と、差分値

50

から位置情報推定処理を行うか否かを判断する判断部 6 3 と、判断部 6 3 が位置情報推定を行うと判断した場合に、カプセル型内視鏡 3 の位置情報を推定する位置情報推定部 6 4 と、カプセル型内視鏡 3 から受信した画像データおよび信号強度を記憶する記憶部 6 5 と、ディスプレイ、プリンタ、スピーカー等を用いて構成される出力部 6 6 と、キーボード、マウス等を用いて構成される操作入力デバイス 6 b 等からの情報を取得する入力部 6 7 と、備える。なお、記憶部 6 5 は、情報を磁氣的に記憶するハードディスクと、被検体内導入システム 1 が処理を実行する際にその処理にかかわる、本実施の形態にかかる各種プログラムをハードディスクからロードして電氣的に記憶するメモリとを用いて構成される。

【 0 0 2 4 】

位置情報推定部 6 4 は、取得用アンテナ 4 の各受信アンテナが受信した信号強度のうち最大の信号強度を取得して、この信号強度からカプセル型内視鏡 3 の位置情報（アンテナ位置および向き）を導出してカプセル型内視鏡 3 の位置を推定する（位置情報推定処理）。

【 0 0 2 5 】

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、画像データと、この画像データに関連付けされた受信信号強度情報、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データと、を取得し、取得した各種データを情報処理装置 6 に転送する。

【 0 0 2 6 】

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。ユーザは、操作入力デバイス 6 b を操作しつつ、情報処理装置 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 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。

【 0 0 2 7 】

つぎに、図 3 に示した取得用アンテナ 4 の詳細な構成について説明する。図 3 は、本発明の実施の形態 1 にかかる被検体内導入システムの取得用アンテナの構成を示す模式図である。図 3 に示すように、取得用アンテナ 4 は、プレート部 4 0 と、第 1 の受信アンテナ 4 1 と、第 2 の受信アンテナ 4 2 と、第 3 の受信アンテナ 4 3 と、第 4 の受信アンテナ 4 4 と、第 5 の受信アンテナ 4 5 と、第 6 の受信アンテナ 4 6 と、第 7 の受信アンテナ 4 7 と、第 8 の受信アンテナ 4 8 と、コネクタ部 4 9 と、を備える。第 1 の受信アンテナ 4 1 ~ 第 8 の受信アンテナ 4 8 は、コネクタ部 4 9 にそれぞれ接続され、一つのプレート部 4 0 上に設けられる。

【 0 0 2 8 】

プレート部 4 0 は、フレキシブル基板を用いて構成される。プレート部 4 0 の主面は、略八角形をなす。プレート部 4 0 は、被検体 2 の腹部表面全体を覆う大きさで形成される。プレート部 4 0 は、開口部 4 0 a を有する。開口部 4 0 a は、中心がプレート部 4 0 の基準点 O と一致するように形成される。開口部 4 0 a は、被検体 2 に装着される際に被検体 2 に対して装着位置を決める位置決め部として機能する。これにより、取得用アンテナ 4 は、プレート部 4 0 を被検体 2 へ装着する際に容易に位置決めを行うことができる。なお、開口部 4 0 a に、透明部材、たとえばビニールシート等を設けてもよい。また、プレート部 4 0 の主面は、略八角形の必要はなく、たとえば四角形等であってもよい。

【 0 0 2 9 】

第 1 の受信アンテナ 4 1 および第 2 の受信アンテナ 4 2 は、基準点 O を介して対向する位置にそれぞれ配置される。第 1 の受信アンテナ 4 1 および第 2 の受信アンテナ 4 2 は、基準点 O から等距離離れた位置にそれぞれ配置される。具体的には、第 1 の受信アンテナ 4 1 および第 2 の受信アンテナ 4 2 は、基準点 O までの距離がそれぞれ最短距離となる点 P a および P b と基準点 O との間がそれぞれ距離 r_1 離れたプレート部 4 0 上の位置に配置される。第 1 の受信アンテナ 4 1 および第 2 の受信アンテナ 4 2 は、エレメント部 4 1 a およびエレメント部 4 2 a がそれぞれプリント配線によってプレート部 4 0 に形成される。第 1 の受信アンテナ 4 1 および第 2 の受信アンテナ 4 2 は、エレメント部 4 1 a , 4

10

20

30

40

50

2 a それぞれに接続される能動回路 4 1 b , 4 2 b を有する。能動回路 4 1 b , 4 2 b は、平面回路によってそれぞれプレート部 4 0 に形成される。能動回路 4 1 b , 4 2 b は、第 1 の受信アンテナ 4 1 および第 2 の受信アンテナ 4 2 それぞれのインピーダンスマッチング、受信した無線信号の増幅や減衰を含む増幅処理および平衡から不平衡に変換する変換処理等を行う。第 1 受信アンテナ 4 1 および第 2 の受信アンテナ 4 2 は、平面型の伝送線路（ストリップライン）によってプレート部 4 0 に設けられたコネクタ部 4 9 に接続される。

【 0 0 3 0 】

第 3 の受信アンテナ 4 3 および第 4 の受信アンテナ 4 4 は、第 1 の受信アンテナ 4 1 および第 2 の受信アンテナ 4 2 に対して基準点 O を中心として平面内でそれぞれ 9 0 度回転した位置に配置される。第 3 の受信アンテナ 4 3 および第 4 の受信アンテナ 4 4 は、点 P c および P d と基準点 O との間がそれぞれ距離 r_1 離れたプレート部 4 0 上の位置に配置される。第 3 の受信アンテナ 4 3 および第 4 の受信アンテナ 4 4 は、エレメント部 4 3 a , 4 4 a がそれぞれプリント配線によってプレート部 4 0 に形成される。第 3 の受信アンテナ 4 3 および第 4 の受信アンテナ 4 4 は、エレメント部 4 3 a , 4 4 a それぞれに接続される能動回路 4 3 b , 4 4 b を有する。第 3 の受信アンテナ 4 3 および第 4 の受信アンテナ 4 4 は、平面型の伝送線路によってそれぞれコネクタ部 4 9 に接続される。

【 0 0 3 1 】

第 5 の受信アンテナ 4 5 および第 6 の受信アンテナ 4 6 は、第 1 の受信アンテナ 4 1 および第 2 の受信アンテナ 4 2 に対して基準点 O を中心として平面内でそれぞれ 4 5 度回転した位置に配置される。第 5 の受信アンテナ 4 5 および第 6 の受信アンテナ 4 6 は、第 1 の受信アンテナ 4 1 および第 2 の受信アンテナ 4 2 より平面内の外周側の位置にそれぞれ配置される。具体的には、第 5 の受信アンテナ 4 5 および第 6 の受信アンテナ 4 6 は、点 P e および P f と基準点 O との間がそれぞれ距離 r_2 ($r_1 < r_2$) 離れたプレート部 4 0 上の位置にそれぞれ配置される。第 5 の受信アンテナ 4 5 および第 6 の受信アンテナ 4 6 は、エレメント部 4 5 a , 4 6 a がそれぞれプリント配線によってプレート部 4 0 に形成される。第 5 の受信アンテナ 4 5 および第 6 の受信アンテナ 4 6 は、エレメント部 4 5 a , 4 6 a それぞれに接続される能動回路 4 5 b , 4 6 b を有する。第 5 の受信アンテナ 4 5 および第 6 の受信アンテナ 4 6 は、平面型の伝送線路によってそれぞれコネクタ部 4 9 に接続される。

【 0 0 3 2 】

第 7 の受信アンテナ 4 7 および第 8 の受信アンテナ 4 8 は、第 5 の受信アンテナ 4 5 および第 6 の受信アンテナ 4 6 に対して基準点 O を中心として平面内でそれぞれ 9 0 度回転した位置に配置される。第 7 の受信アンテナ 4 7 および第 8 の受信アンテナ 4 8 は、第 1 の受信アンテナ 4 1 および第 2 の受信アンテナ 4 2 より平面内の外周側の位置にそれぞれ配置される。具体的には、第 7 の受信アンテナ 4 7 および第 8 の受信アンテナ 4 8 は、点 P g および P h と基準点 O との間がそれぞれ距離 r_2 離れたプレート部 4 0 上の位置にそれぞれ配置される。第 7 の受信アンテナ 4 7 および第 8 の受信アンテナ 4 8 は、エレメント部 4 7 a , 4 8 a がそれぞれプリント配線によってプレート部 4 0 に形成される。第 7 の受信アンテナ 4 7 および第 8 の受信アンテナ 4 8 は、エレメント部 4 7 a , 4 8 a それぞれに接続される能動回路 4 7 b , 4 8 b を有する。第 7 の受信アンテナ 4 7 および第 8 の受信アンテナ 4 8 は、平面型の伝送線路によってそれぞれコネクタ部 4 9 に接続される。

【 0 0 3 3 】

ここで、図 3 で説明した第 1 の受信アンテナ 4 1 の構成について詳細に説明する。図 4 は、第 1 の受信アンテナ 4 1 の構成を示すブロック図である。

【 0 0 3 4 】

図 4 に示すように、第 1 の受信アンテナ 4 1 は、平衡型のアンテナを用いて構成される。具体的には、第 1 の受信アンテナ 4 1 は、エレメント部 4 1 a が 2 本の直線状の導線を有するダイポールアンテナを用いて構成される。第 1 の受信アンテナ 4 1 は、エレメント

部 4 1 a の 2 本の直線状の導線が左右対称に一直線上に同じ長さで形成される。これにより、第 1 の受信アンテナ 4 1 は、主偏波に対して交差偏波のロスが大きくなる。なお、上述した第 2 の受信アンテナ 4 2 ~ 第 8 の受信アンテナ 4 8 は、第 1 の受信アンテナ 4 1 と同様の構成を有するので、説明を省略する。また、本実施の形態 1 では、受信アンテナの数を 8 個に限定して解釈する必要はなく、8 個より多くてもよい。

【 0 0 3 5 】

以上の構成により取得用アンテナ 4 は、被検体 2 内におけるカプセル型内視鏡 3 がどのような向きや位置であっても、カプセル型内視鏡 3 が送信する全ての偏波を受信することができる。なお、第 1 の受信アンテナ 4 1 ~ 第 8 の受信アンテナ 4 8 の配置は、図 3 に限定されることはなく、例えば、基準点 O からの距離 r_1 が、距離 r_2 と等しくてもよい。また、取得用アンテナは、1 枚のシートに固定配置されているものでなくてもよく、それぞれの受信アンテナが別個被検体 2 に固定されるものであってもよい。

10

【 0 0 3 6 】

次に、上述した位置情報推定部 6 4 による位置情報の推定処理を行うか否かを判断する処理について、図 5 を参照して説明する。図 5 は、本実施の形態 1 にかかる被検体内導入システムの位置推定の要否判断処理を示すフローチャートである。まず、制御部 6 1 は、第 1 の受信アンテナ 4 1 ~ 第 8 の受信アンテナ 4 8 が取得した各信号強度を取得する（ステップ S 1 0 2 ）。

【 0 0 3 7 】

その後、算出部 6 2 は、前回取得した第 1 の受信アンテナ 4 1 ~ 第 8 の受信アンテナ 4 8 の各信号強度と、今回取得した第 1 の受信アンテナ 4 1 ~ 第 8 の受信アンテナ 4 8 の各信号強度との差分の絶対値（差分値）をそれぞれ算出する（ステップ S 1 0 4 ）。なお、今回取得した信号強度が、検査を開始して最初に得られたものであれば、前回取得した信号強度をゼロとして差分の算出を行う。

20

【 0 0 3 8 】

判断部 6 3 は、算出された差分値と、予め設定された閾値と比較する（ステップ S 1 0 6 ）。ここで、判断部 6 3 が、少なくとも 1 つの差分値が閾値より大きいと判断した場合（ステップ S 1 0 6 : Y e s ）、制御部 6 1 は、後述する位置情報推定処理を行う（ステップ S 1 0 8 ）。

【 0 0 3 9 】

一方、判断部 6 3 が、すべての差分値が閾値以下であると判断した場合（ステップ S 1 0 6 : N o ）、制御部 6 1 は、記憶部 6 5 を参照して前回推定された推定位置を取得し、判定処理対象の画像データに対して関連付けを行う。差分値が閾値以下の場合には、カプセル型内視鏡 3 が位置推定を再度行うほど移動していないと判断することができるため、制御部 6 1 は、前回の推定位置を取得する（ステップ S 1 1 0 ）。

30

【 0 0 4 0 】

次に、取得用アンテナ 4 の第 1 の受信アンテナ 4 1 ~ 第 8 の受信アンテナ 4 8 を用いて検出した受信強度信号からカプセル型内視鏡 3 の位置と向きを推定する位置情報推定処理について、図 6 ~ 9 を参照して説明する。図 6 は、本発明の実施の形態 1 にかかる被検体内導入システムのカプセル型内視鏡のアンテナを基準として直交座標系を示す図である。図 7 は、電磁波が媒質中を伝搬する際に減衰する様子を示す図である。図 8 は、図 6 に示すアンテナが発生する磁界を体表面に取り付けられたアンテナが受信した際に検出される起電力を示す図である。

40

【 0 0 4 1 】

以下の説明では、図 6 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 3 1 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。このとき、アンテナ 3 1 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。

$$H_r = (I S / 2) (j k / r^2 + 1 / r^3) \exp(-j k r) \cos$$

$$H_\theta = (I S / 4) (-k^2 / r + j k / r^2 + 1 / r^3) \exp(-j k r) \sin \dots$$

50

(1)

$$E_r = - (j \mu I S / 4 r^2) (j k / r + 1 / r^2) \exp(-j k r) \sin \theta$$

ここで、 H_r および H_θ は磁界成分、 E_r は電界成分を表し、また I と S はアンテナ 3-1 に流れる電流とそのアンテナ 3-1 を構成する円形ループの開口面の面積である。また、 $k = \omega \sqrt{\mu \epsilon}$ (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。

【0042】

カプセル型内視鏡 3 内に配置されたアンテナ 3-1 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との距離が十分離れている場合には、受信アンテナに到達する電磁界 (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のできる。よって、式 (1) は、次の式 (2) のようになる。

$$H_r = 0$$

$$H_\theta = (I S / 4 r^2) (-k^2 / r) \exp(-j k r) \sin \theta \cdots (2)$$

$$E_r = - (j \mu I S / 4 r^2) (j k / r) \exp(-j k r) \sin \theta$$

【0043】

被検体 2 の体表面に取り付けられた受信アンテナが電界を検出する電界検出用のアンテナであるとすると、式 (2) でその検出に必要な式は電界 E_r となる。式 (2) の電界 E_r は、放射電界を表し、交流理論による結果と考えられる。したがって、電界 E_r の瞬時値は、式 (2) の電界 E_r 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。

$$E_r \exp(j \omega t)$$

$$= - (j \mu I S / 4 r^2) (j k / r) \exp(-j k r) \sin \theta \exp(j \omega t)$$

$$= (\mu I S k / 4 r^3) (\cos U + j \sin U) \sin \theta \cdots (3)$$

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_r は次のようになる。

$$E_r = (\mu I S k / 4 r^3) \cos U \sin \theta \cdots (4)$$

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

$$E_{Lx} = E_r \sin \theta = (\mu I S k / 4 r^3) \cos U \cdot (-y_L)$$

$$E_{Ly} = E_r \cos \theta = (\mu I S k / 4 r^3) \cos U \cdot x_L \cdots (5)$$

$$E_{Lz} = 0$$

となる。

【0044】

電磁波が媒質中を伝搬する場合、図 7 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 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。

$$A_r = \exp(-\alpha x) \cdots (6)$$

$$\alpha = \omega \sqrt{\mu \epsilon} \left[\frac{1}{2} \left(1 + \frac{\sigma^2}{\omega^2 \epsilon^2} \right)^{1/2} - 1 \right]^{1/2}$$

但し、 $\epsilon = \epsilon_0 \epsilon_r$ (ϵ_0 : 真空の誘電率、 ϵ_r : 比誘電率)、 $\mu = \mu_0 \mu_r$ (μ_0 : 真空の透磁率、 μ_r : 比透磁率)、 ω は角周波数、 σ は導電率である。

【0045】

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 の直角座標系 $X_L Y_L Z_L$ の各成分 E_{Lx} 、 E_{Ly} 、 E_{Lz} は、次のようになる。

$$E_{Lx} = A_r E_r \sin \theta = \exp(-\alpha x) (\mu I S k / 4 r^3) \cos U \cdot (-y_L)$$

$$E_{Ly} = A_r E_r \cos \theta = \exp(-\alpha x) (\mu I S k / 4 r^3) \cos U \cdot x_L \cdots (7)$$

・ ・ ・ (7)

10

20

30

40

50

$E_{Lz} = 0$
となる。

【 0 0 4 6 】

また、カプセル型内視鏡 3 のアンテナ 3 1 を基準とした座標系 $X_L Y_L Z_L$ において、位置 P を被検体 2 の重心を原点とする座標系 $X_W Y_W Z_W$ に変換する式は、

【 数 1 】

$$\begin{pmatrix} X_{LP} \\ Y_{LP} \\ Z_{LP} \end{pmatrix} = R^{-1} \begin{pmatrix} X_{WP} \\ Y_{WP} \\ Z_{WP} \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} X_{WG} \\ Y_{WG} \\ Z_{WG} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} R_{00} & R_{01} & R_{02} \\ R_{10} & R_{11} & R_{12} \\ R_{20} & R_{21} & R_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_{WP} \\ Y_{WP} \\ Z_{WP} \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} X_{WG} \\ Y_{WG} \\ Z_{WG} \end{pmatrix} \quad (8)$$

...

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 3 1 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 】

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

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。

【 0 0 4 7 】

したがって、被検体 2 の重心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 】

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

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 】

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

...

但し、 k_1 は定数、ベクトル (g_x, g_y, g_z) は、アンテナ 3 1 の向きを表す。

【 0 0 4 8 】

また、アンテナ 3 1 が発生した電界 E_W を取得用アンテナ 4 を構成する第 1 の受信アンテナ 4 1 で受信したときに検出される起電力 V_1 は、電界 E_W と、被検体を基準とした座標系での取得用アンテナ 4 の第 1 の受信アンテナ 4 1 (エレメント部 4 1 a) の向きを表

すベクトル $D_1 = (D_{x1}, D_{y1}, D_{z1})$ (図8参照) との内積を用いて以下の式で算出できる。

$$V_1 = k_2 (E_{wx} D_{x1} + E_{wy} D_{y1} + E_{wz} D_{z1}) \dots (12)$$

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取得用アンテナ4の各受信アンテナについて、第2の受信アンテナ42~第8の受信アンテナ48で受信したときの起電力 V_2, \dots, V_8 も求められる。

【0049】

ここで、アンテナ31の位置と向きは、反復改良により求められる (Gauss-Newton法を用いる)。以下、 $X_w Y_w Z_w$ 座標系におけるアンテナ31の位置 (x_{wg}, y_{wg}, z_{wg}) と向き (g_x, g_y, g_z) とをパラメータとするベクトル $x = (x_{wg}, y_{wg}, z_{wg}, g_x, g_y, g_z)$ を定義する。このとき、各パラメータの初期値からなるベクトルを $x^{(0)}$ とする。

10

【0050】

いま、反復改良により f 次 ($f = 0, 1, \dots$) の推定値 $x^{(f)}$ が得られたときに続けて行う処理を説明する。このとき、第1の受信アンテナ41~第8の受信アンテナ48に発生する起電力 $V_1(x), V_2(x), \dots, V_8(x)$ を成分とするモデル関数 $V(x)$ を $x^{(f)}$ のまわりで Taylor 展開すると、その一次近似は、

【数5】

$$V(x) = V(x^{(f)}) + \left[\frac{\partial V(x)}{\partial x} \right]_{x=x^{(f)}} (x - x^{(f)}) \dots (13)$$

20

となる。このとき、 $V_m^{(f)}$ を受信アンテナによって測定された起電力とすると、観測方程式は、

【数6】

$$V_m^{(f)} \cong V(x^{(f)}) + \left[\frac{\partial V(x)}{\partial x} \right]_{x=x^{(f)}} (x - x^{(f)}) (\text{誤差 } \sigma) \dots (14)$$

と表される。ここで、近似等号は誤差を含む。

30

【0051】

等式(14)の右辺第1項を左辺に移項し、

$$V_m^{(f)} - V(x^{(f)}) = \left[\frac{\partial V(x)}{\partial x} \right]_{x=x^{(f)}} (x - x^{(f)}) (\text{誤差 } \sigma) \dots (15)$$

$$x - x^{(f)} = A^{-1} (V_m^{(f)} - V(x^{(f)})) \dots (16)$$

【数7】

$$A_{hs}^{(f)} = \left(\frac{\partial V_s(x)}{\partial x_h} \right)_{x_h=x_h^{(f)}} \\ (h=1\sim6, s=1\sim8, (x_1, x_2, x_3, x_4, x_5, x_6) = (x_{wg}, y_{wg}, z_{wg}, g_x, g_y, g_z)) \dots (17)$$

40

とおくと、

【数8】

$$\Delta V_m^{(f)} \cong A^{(f)} \Delta x^{(f)} (\text{誤差 } \sigma) \dots (18)$$

となる。式(18)の解 $x^{(f)}$ は、更新量として、

$$x^{(f)} = (A^{(f)T} W A^{(f)})^{-1} A^{(f)T} W V_m^{(f)} \dots (19)$$

と表される。ただし、 $A^{(f)}$ は、式(17)を成分とする行列であり、 A^T は A の転置

50

行列である。また、Wは重み行列であり、

【数9】

$$W = \begin{bmatrix} \sigma_0^2 & 0 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \sigma_1^2 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_2^2 & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \cdots & \sigma_7^2 \end{bmatrix} \quad \cdots (20)$$

と表される。ただし、重み行列Wの σ_i ($i = 0, 1, \dots, 7$) は、受信アンテナの測定電圧の変動量で、例えば環境ノイズ等である。このとき、更新量 $x^{(f)}$ の大きさが所定の閾値以下の場合、反復改良を終了し、推定値 $x^{(f)}$ の成分をアンテナ31の位置および向きとする。

【0052】

一方で、更新量 $x^{(f)}$ が所定の閾値より大きい場合、次数を1つ足して反復改良を継続する。このとき、 $(f+1)$ 次の推定値を、

$$x^{(f+1)} = x^{(f)} + \Delta x^{(f)} \quad \cdots (21)$$

と求めて、上記同様に更新量 $x^{(f+1)}$ を求める。

【0053】

このような推定処理を行うことにより、精度の高い位置および向きの推定(算出)ができることになる。また、位置情報推定処理のフローは、図9に示すようになる。図9は、本発明の実施の形態1にかかる被検体内導入システムの位置情報推定処理を示すフローチャートである。

【0054】

まず、制御部61は、アンテナ31の初期値の位置および向きの設定を行う(ステップS202)。また、アンテナ31の位置および向きの推定処理を行う際のf番目の推定処理を表すパラメータfをf=0に設定する。また、カプセル型内視鏡3により得られる画像のフレーム番号NをN=1に設定する。なお、被検体2の体表面に着脱自在に取り付けられる取得用アンテナ4を構成する複数の第1の受信アンテナ41~第8の受信アンテナ48の位置情報も記憶部65等に格納しておく。そして、制御部61は、アンテナにより得られた最初の画像のフレームに対応する起電力 $V_m^{(f)}$ を用いて、上記のように行列 $A^{(f)}$ 、更新量 $x^{(f)}$ の算出処理(f番目の推定処理)を行う(ステップS204)。

【0055】

そして、制御部61は算出された例えば更新量 $x^{(f)}$ の大きさ $|x^{(f)}|$ が予め設定された閾値 V_{th} 以下か否かの判定を行う(ステップS206)。そして、更新量 $x^{(f)}$ の大きさ $|x^{(f)}|$ が閾値 V_{th} より大きい場合(ステップS206: No)、ステップS208に移行してパラメータfを1つ大きくしてステップS204に戻り、ステップS206の条件を満たすまで推定処理を繰り返す。このようにして、ステップS206の条件を満たす更新量 $x^{(f)}$ が得られた場合(ステップS206: Yes)、制御部61は、そのパラメータfの場合でのアンテナ31の位置および向きの位置情報(図面中ではアンテナの位置情報と略記)をフレーム番号Nに関連付けて記憶部65に記憶する(ステップS210)。なお、判定に用いる値 V_{th} として、位置と向きでそれぞれ異なる値に設定してもよい。

【0056】

また、カプセル型内視鏡3はフレーム番号Nとともに、撮像を行った時刻のデータを記録し、そのデータも送信するようにしてもよい。情報処理装置6は、実際に信号を受信した時刻のデータもメモリに格納してもよい。撮像した時刻と送信した時刻とが殆ど同じ場合には、一方の情報のみとしてもよい。この時刻の情報からカプセル型内視鏡3の概略の

10

20

30

40

50

(局所的な)移動速度の検出に利用してもよい。その後、制御部61は、ステップS208で得られたアンテナ31の位置および向き¹⁰の位置情報をアンテナ31の初期値の位置および向きに設定した後、ステップS204に戻り、判断部63が位置情報推定を行うと判断したフレーム番号Nに対応する画像の位置情報の推定処理を行う。

【0057】

上述した処理を繰り返すことによって、情報処理装置6の記憶部65には、カプセル型内視鏡3により撮像された画像データと各画像データのフレーム番号Nとともに、そのアンテナ31の位置および向き¹⁰の位置情報が順次(経時的に)格納される。順次格納されたアンテナ31の位置から、アンテナ31の生体内での移動軌跡を推定(算出)することができる。このアンテナ31の位置は、カプセル型内視鏡3の位置と見なすことができ、生体内でのカプセル型内視鏡3の移動軌跡を推定するための情報が記憶部65に格納される。したがって、図1に示すように情報処理装置6をクレードル6aに接続し、この情報処理装置6の記憶部65に格納された画像データおよびフレーム番号Nおよびアンテナ31の各位置および向き¹⁰の位置情報を表示させることができる。

【0058】

また、本実施の形態1にかかるカプセル型内視鏡3の位置情報の推定処理では、図10に示すように、取得アンテナ4の各受信アンテナのエレメント部41a~48aに対して、カプセル型内視鏡3が存在し得る空間7が設定されている。この空間7では、図11に示すように、空間7が8等分され、分割された各空間の頂点が、推定処理をスタートするスタート位置71(初期値の位置)として設定されている。すなわち、図11に示す場合²⁰では、27箇所のスタート位置71が設定されている。また、各スタート位置71においては、XYZ軸方向のいずれかの方向がスタート時の方向として設定されているため、1つのスタート位置71につき互いに独立な3パターン(XYZ軸方向)の推定処理を行う。したがって、カプセル型内視鏡3から取得した1つの画像データ(フレーム番号)に対して81回の推定処理を行って位置情報が推定される。

【0059】

上述した実施の形態1によれば、取得した画像に対応する各アンテナの信号強度と前回取得した信号強度との差分値が閾値と比して小さい場合、カプセル型内視鏡の位置情報の推定(導出)処理を行わずに、前回推定されたカプセル型内視鏡の位置情報を今回取得した画像に対応するカプセル型内視鏡の位置情報として用いるようにしたので、位置情報の³⁰導出処理を効率的に削減し、位置情報の導出にかかる時間を短縮することが可能となる。

【0060】

なお、上述した位置推定の要否判断処理において、判断部63が、少なくとも1つの差分値が閾値より大きいか否かを判断するものとして説明したが、2つ以上の差分値が閾値より大きい場合に、差分値が閾値より大きい旨の判断を行ってもよいし、差分値の最大値と閾値とを比較するものであってもよい。

【0061】

また、図5のステップS104で用いる前回取得の信号強度は、1フレーム前のものであってもよいし、2フレーム前の信号強度等、2つ以上前のフレーム番号に対応する信号強度であってもよい。⁴⁰

【0062】

また、上述したカプセル型内視鏡3の存在空間において、空間の分割が8等分されるものとして説明したが、空間を16等分してもよいし、12等分(縦横比2:3)してもよい。

【0063】

上述した実施の形態1では、上述した差分値の算出、推定処理の要否判断等を情報処理装置6が行うものとして説明したが、受信装置5がこれらの処理を行うものであってもよい。

【0064】

(実施の形態2)

10

20

30

40

50

図12は、本発明の実施の形態2にかかる被検体内導入システムの情報処理装置の構成を示すブロック図である。また、図13は、本発明の実施の形態2にかかる被検体内導入システムの位置情報推定処理を説明する図である。なお、図2等で上述した情報処理装置6と同じ構成要素には同じ符号を付してある。

【0065】

本実施の形態2にかかる情報処理装置60は、上述した制御部61、算出部62、記憶部65、出力部66および入力部67と、判断部63a、位置情報推定手段としての第1位置情報推定部64aおよび位置情報簡略推定手段としての第2位置情報推定部64bと、を備える。判断部63aは、記憶部65が記憶する第1閾値および第2閾値(>第1閾値)を参照して差分値との比較を行い、位置情報の推定処理の要否について判断する。

10

【0066】

第1位置情報推定部64aおよび第2位置情報推定部64bは、予め設定される閾値に応じて、カプセル型内視鏡3の位置情報を導出して、カプセル型内視鏡3の位置を推定する。本実施の形態2では、第1位置情報推定部64aが、上述した位置情報推定処理のように、27箇所(各位置においてXYZ軸方向の3方向をスタート方向とする)のスタート位置において位置情報の推定処理を行う(図11参照)。また、第2位置情報推定部64bは、図13に示すように、空間7において、ある特定箇所71a, 71b, 71c(3箇所)において位置情報の推定処理を行う。

【0067】

第2位置情報推定部64bは、受信アンテナにおいて信号強度が大きいアンテナ群と信号強度が小さいアンテナ群とに分け、信号強度の大きいアンテナ群から最も大きい受信アンテナを選択し、選択された受信アンテナに近いスタート位置を特定箇所とする。例えば、選択された受信アンテナに近い特定箇所71aとする。また、特定箇所71aに対して、その空間7の受信アンテナ側からみた奥行き方向のスタート位置(特定箇所71bおよび71c)を特定箇所として選択して推定処理を行う。

20

【0068】

次に、本実施の形態2にかかる位置情報を推定するか否かを判断する処理について図14を参照して説明する。図14は、本実施の形態2にかかる被検体内導入システムの位置推定の要否判断処理を示すフローチャートである。まず、制御部61が第1の受信アンテナ41~第8の受信アンテナ48が取得した各信号強度を取得すると(ステップS302)、算出部62が、前回取得した第1の受信アンテナ41~第8の受信アンテナ48の各信号強度と、今回取得した第1の受信アンテナ41~第8の受信アンテナ48の各信号強度との差分の絶対値(差分値)をそれぞれ算出する(ステップS304)。

30

【0069】

判断部63aは、算出された差分値と、予め設定された第1閾値と比較する(ステップS306)。ここで、判断部63aは、少なくとも1つの差分値が第1閾値より大きいと判断した場合(ステップS306: Yes)、差分値と第2閾値との比較を行う(ステップS308)。判断部63aが、少なくとも1つの差分値が第2閾値より大きいと判断した場合(ステップS308: Yes)、第1位置情報推定部64aが、カプセル型内視鏡3の位置情報の推定処理を行う(ステップS310)。

40

【0070】

また、判断部63aが、すべての差分値が第2閾値以下と判断した場合(ステップS308: No)、第2位置情報推定部64bがカプセル型内視鏡3の位置情報の推定処理を行う(ステップS312)。差分値が第2閾値以下の場合、カプセル型内視鏡3は、位置推定が必要な位置に移動したものの、比較的短い距離しか移動していないものと判断できるため、図13の特定箇所71a~71cのように、前回の推定位置をもとにしてスタート位置を決めて位置情報推定を行う。これにより、推定処理にかかる時間を一段と短縮することが可能となる。

【0071】

一方、判断部63aが、すべての差分値が第1閾値以下と判断した場合(ステップS3

50

06:No)、制御部61は、前回推定された推定位置を取得し、対応する画像データに対して関連付けを行う。このとき、差分値が第1閾値以下の場合、カプセル型内視鏡3が位置推定を再度行うほど移動していないと判断することができるため、制御部61は、前回の推定位置を取得する(ステップS314)。

【0072】

上述した実施の形態2によれば、実施の形態1と同様、取得した画像に対応する各アンテナの信号強度と前回取得した信号強度との差分値が閾値と比して小さい場合、カプセル型内視鏡の位置情報の推定(導出)処理を行わずに、前回推定されたカプセル型内視鏡の位置情報を今回取得した画像に対応するカプセル型内視鏡の位置情報として用いるようにしたので、位置情報の導出処理を効率的に削減し、位置情報の導出にかかる時間を短縮することが可能となる。加えて、信号強度の変化量に応じて推定処理を簡略化することによって、推定処理にかかる時間を一段と短縮させることが可能となる。

10

【0073】

ここで、第2位置情報推定部64bは、前回の位置情報をもとに、前回推定された位置に最も近いスタート位置、例えば特定箇所71bに対して、隣り合う所定方向のスタート位置(特定箇所71aおよび71c)を選択して推定処理を行ってもよい。また、第2位置情報推定部64bは、図13に示すような3箇所を特定箇所として選択するものとして説明するが、図11に示すような空間7においては、26箇所以下が特定箇所として選択されるものであればよい。

【0074】

20

なお、上述した実施の形態2では、1つの閾値に対する差分値の大小関係に応じて第1位置情報推定部64aまたは第2位置情報推定部64bで位置情報の推定処理を行うようにしてもよい。

【0075】

また、上述した実施の形態1,2では、位置情報推定の機能を受信装置に持たせ、受信装置に設けた表示部にリアルタイムでカプセル型内視鏡の位置表示を行うようにしてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0076】

以上のように、本発明にかかる位置情報推定システムは、カプセル型内視鏡の位置情報の導出に要する時間を短縮することに有用である。

30

【符号の説明】

【0077】

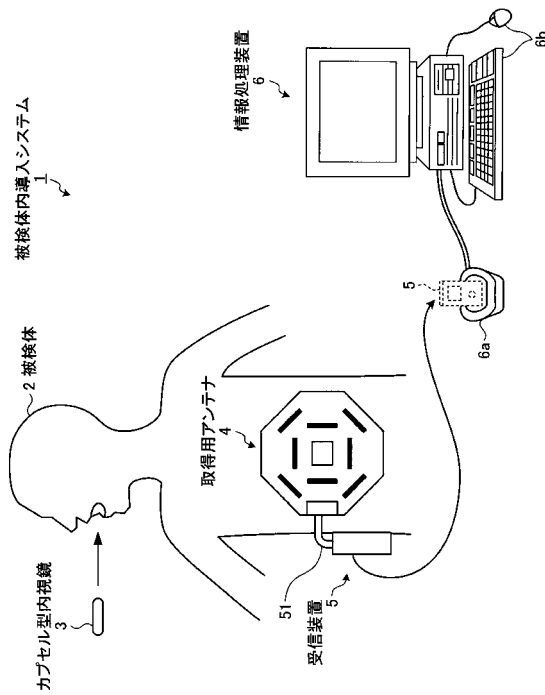
- 1 被検体内導入システム
- 2 被検体
- 3 カプセル型内視鏡
- 4 取得用アンテナ
- 5 受信装置
- 6 情報処理装置
- 41 第1の受信アンテナ
- 42 第2の受信アンテナ
- 43 第3の受信アンテナ
- 44 第4の受信アンテナ
- 45 第5の受信アンテナ
- 46 第6の受信アンテナ
- 47 第7の受信アンテナ
- 48 第8の受信アンテナ
- 51 アンテナケーブル
- 61 制御部
- 62 算出部

40

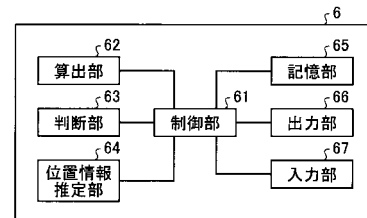
50

- 6 3 判断部
- 6 4 位置情報推定部
 - 6 4 a 第1位置情報推定部
 - 6 4 b 第2位置情報推定部
- 6 5 記憶部
- 6 6 出力部
- 6 7 入力部

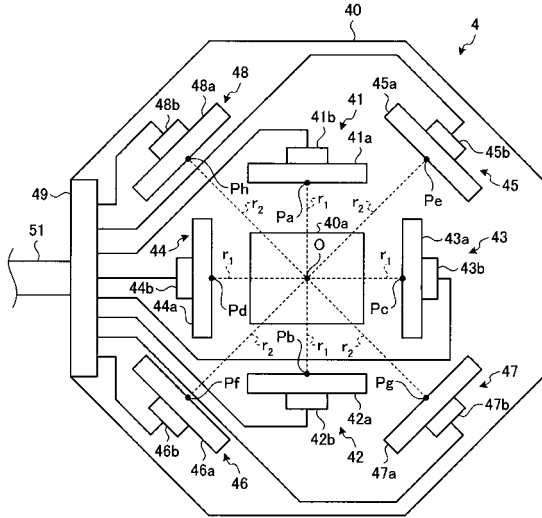
【図1】



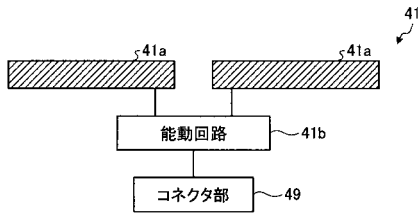
【図2】



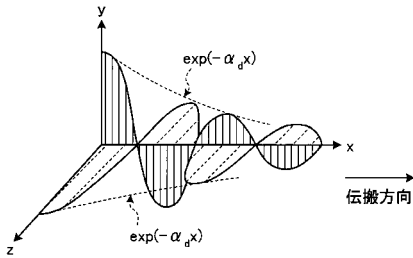
【図3】



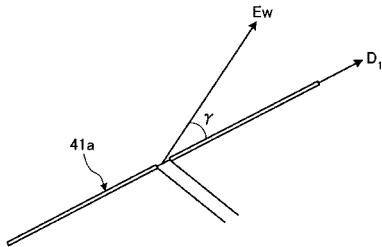
【図4】



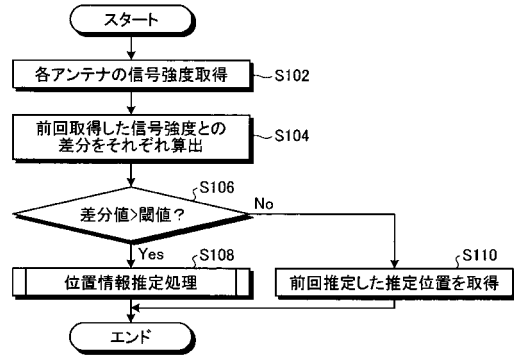
【図7】



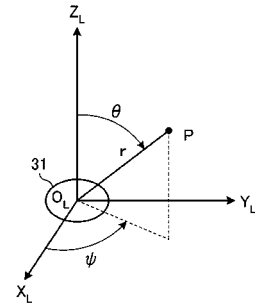
【図8】



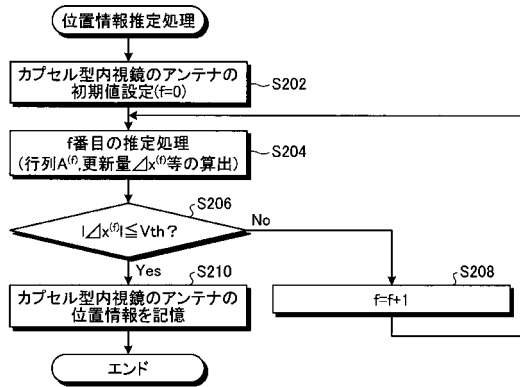
【図5】



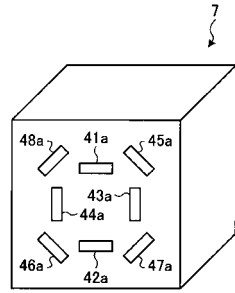
【図6】



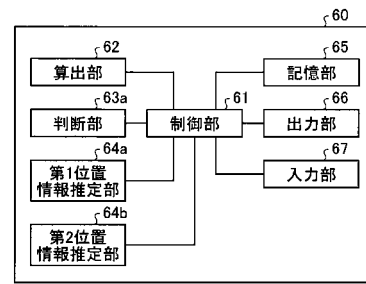
【図9】



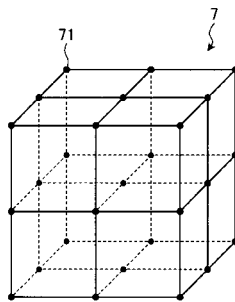
【図10】



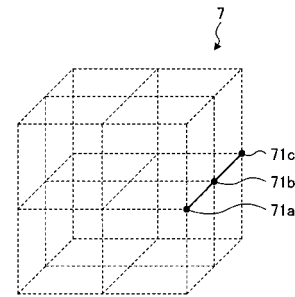
【図12】



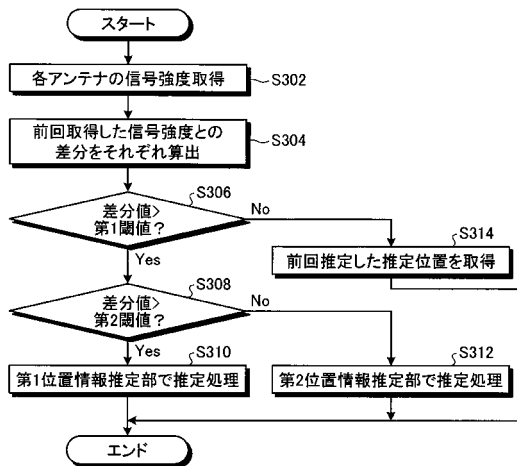
【図11】



【図13】



【図14】



フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2007/123217(WO, A1)
国際公開第2009/41524(WO, A1)
特開2006-26163(JP, A)
特開2005-304511(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00

专利名称(译)	位置信息估计系统		
公开(公告)号	JP5165161B2	公开(公告)日	2013-03-21
申请号	JP2012543828	申请日	2012-01-24
[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	穂満政敏		
发明人	穂満 政敏		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00004 A61B1/00016 A61B1/041 A61B5/061 A61B1/00006		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.320.Z		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2011037457 2011-02-23 JP		
其他公开文献	JPWO2012114811A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

具有多个接收天线并且周期性地从胶囊内窥镜获取信息的采集天线，从多个接收天线获得的信号强度，以及从上次从多个接收天线获得的信号强度用于计算差的差值的计算单元（62），用于通过比较差值和阈值来确定是否估计位置信息的确定单元（63），并且确定单元（63）估计位置信息并且，位置信息估计单元（64）用于在确定胶囊内窥镜时估计其位置信息。

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