

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6284436号
(P6284436)

(45) 発行日 平成30年2月28日(2018.2.28)

(24) 登録日 平成30年2月9日(2018.2.9)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 1/00 C

A 6 1 B 1/00 5 5 2

請求項の数 9 (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2014-119963 (P2014-119963)
(22) 出願日 平成26年6月10日(2014.6.10)
(65) 公開番号 特開2015-231495 (P2015-231495A)
(43) 公開日 平成27年12月24日(2015.12.24)
審査請求日 平成28年10月25日(2016.10.25)

(73) 特許権者 000000376
オリンパス株式会社
東京都八王子市石川町2951番地
(74) 代理人 100089118
弁理士 酒井 宏明
(72) 発明者 檜垣 直哉
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
(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
審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡システム、位置決定方法およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内を撮像して画像データを生成し、該画像データを含む無線信号を外部へ送信するカプセル型内視鏡装置と、複数の受信アンテナを有し、該複数の受信アンテナを介して前記カプセル型内視鏡装置から送信された前記無線信号を受信する受信アンテナユニットと、前記受信アンテナユニットを介して前記無線信号に含まれる前記画像データを表示または記録する画像処理装置と、を備えたカプセル型内視鏡システムにおいて、

前記受信アンテナユニットに設けられ、地磁気を検出して第1の地磁気データを生成する第1の地磁気センサと、

前記カプセル型内視鏡装置に設けられ、地磁気を検出して第2の地磁気データを生成する第2の地磁気センサと、

前記複数の受信アンテナそれぞれが受信した前記無線信号の受信強度を算出する受信強度算出部と、

前記第1の地磁気データと前記第2の地磁気データとに基づいて、前記受信アンテナユニットに対する前記カプセル型内視鏡装置の向きを検出する向き検出部と、

前記複数の受信アンテナそれぞれの前記受信強度と前記向きとに基づいて、前記複数の受信アンテナそれぞれと前記カプセル型内視鏡装置との距離を算出する距離算出部と、

前記複数の受信アンテナそれぞれに対して、前記距離を半径とする少なくとも3つの球の表面が重なり合う交点を含む領域を算出する領域算出部と、

前記領域内で設定される複数の点それぞれに対して、該複数の点それぞれに前記カプセ

10

20

ル型内視鏡装置が存在すると想定した場合に前記複数の受信アンテナそれぞれが受信する前記無線信号の受信強度の理論値を算出する理論値算出部と、

前記複数の点の中から、前記理論値と前記受信強度との差が最小となる点を、前記カプセル型内視鏡装置の位置として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システム。

【請求項 2】

前記理論値算出部は、前記複数の点それぞれと前記向きとに基づいて、前記理論値を算出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システム。

【請求項 3】

前記複数の点の各々と前記複数の受信アンテナそれぞれとの位置関係、および前記複数の受信アンテナそれぞれが受信した前記受信強度に基づいて、前記複数の点それぞれにおける前記カプセル型内視鏡装置の向きを推定する向き推定部をさらに備え、

前記理論値算出部は、前記複数の点それぞれと、前記向き推定部が推定した前記向きとに基づいて、前記理論値を算出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システム。

【請求項 4】

前記位置決定部は、前記複数の点それぞれの位置に応じて前記複数の受信アンテナそれぞれの測定誤差を加味したパラメータが付与された前記受信強度と前記理論値との差が最小となる点を、前記カプセル型内視鏡装置の位置として決定することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載のカプセル型内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 1 の地磁気センサが地磁気を検出する検出タイミングおよび前記第 2 の地磁気センサが地磁気を検出する検出タイミングは、前記カプセル型内視鏡装置が前記被検体の体内を撮像する撮像タイミングと同期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システム。

【請求項 6】

前記画像データと、前記第 1 の地磁気データと、前記第 2 の地磁気データと、前記複数の受信アンテナそれぞれが受信した前記無線信号の受信強度と、を関連付けて記録する記録部をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡システム。

【請求項 7】

前記記録部は、前記位置決定部が決定した前記カプセル型内視鏡装置の位置を示す位置情報と、前記画像データと、を関連付けて記録することを特徴とする請求項 6 に記載のカプセル型内視鏡システム。

【請求項 8】

被検体内を撮像して画像データを生成し、該画像データを含む無線信号を外部へ送信するカプセル型内視鏡装置と、複数の受信アンテナを有し、該複数の受信アンテナを介して前記カプセル型内視鏡装置から送信された前記無線信号を受信する受信アンテナユニットと、前記受信アンテナユニットを介して前記無線信号に含まれる前記画像データを表示または記録する画像処理装置と、前記受信アンテナユニットに設けられ、地磁気を検出して第 1 の地磁気データを生成する第 1 の地磁気センサと、前記カプセル型内視鏡装置に設けられ、地磁気を検出して第 2 の地磁気データを生成する第 2 の地磁気センサと、を備えたカプセル型内視鏡システムが実行する位置決定方法であって、

前記複数の受信アンテナそれぞれが受信した前記無線信号の受信強度を算出する受信強度算出ステップと、

前記第 1 の地磁気データと前記第 2 の地磁気データとに基づいて、前記受信アンテナユニットに対する前記カプセル型内視鏡装置の向きを検出する向き検出ステップと、

前記複数の受信アンテナそれぞれの前記受信強度と前記向きとに基づいて、前記複数の受信アンテナそれぞれと前記カプセル型内視鏡装置との距離を算出する距離算出ステップと、

前記複数の受信アンテナそれぞれに対して、前記距離を半径とする少なくとも 3 つの球

10

20

30

40

50

の表面が重なり合う交点を含む領域を算出する領域算出ステップと、

前記領域内で設定される複数の点それぞれに対して、該複数の点それぞれに前記カプセル型内視鏡装置が存在すると想定した場合に前記複数の受信アンテナそれぞれが受信する前記無線信号の受信強度の理論値を算出する理論値算出ステップと、

前記複数の点の中から、前記理論値と前記受信強度との差が最小となる点を、前記カプセル型内視鏡装置の位置として決定する位置決定ステップと、

を含むことを特徴とする位置決定方法。

【請求項 9】

被検体内を撮像して画像データを生成し、該画像データを含む無線信号を外部へ送信するカプセル型内視鏡装置と、複数の受信アンテナを有し、該複数の受信アンテナを介して前記カプセル型内視鏡装置から送信された前記無線信号を受信する受信アンテナユニットと、前記受信アンテナユニットを介して前記無線信号に含まれる前記画像データを表示または記録する画像処理装置と、前記受信アンテナユニットに設けられ、地磁気を検出して第 1 の地磁気データを生成する第 1 の地磁気センサと、前記カプセル型内視鏡装置に設けられ、地磁気を検出して第 2 の地磁気データを生成する第 2 の地磁気センサと、を備えたカプセル型内視鏡システムに、

前記複数の受信アンテナそれぞれが受信した前記無線信号の受信強度を算出する受信強度算出ステップと、

前記第 1 の地磁気データと前記第 2 の地磁気データとに基づいて、前記受信アンテナユニットに対する前記カプセル型内視鏡装置の向きを検出する向き検出ステップと、

前記複数の受信アンテナそれぞれの前記受信強度と前記向きとに基づいて、前記複数の受信アンテナそれぞれと前記カプセル型内視鏡装置との距離を算出する距離算出ステップと、

前記複数の受信アンテナそれぞれに対して、前記距離を半径とする少なくとも 3 つの球の表面が重なり合う交点を含む領域を算出する領域算出ステップと、

前記領域内で設定される複数の点それぞれに対して、該複数の点それぞれに前記カプセル型内視鏡装置が存在すると想定した場合に前記複数の受信アンテナそれぞれが受信する前記無線信号の受信強度の理論値を算出する理論値算出ステップと、

前記複数の点の中から、前記理論値と前記受信強度との差が最小となる点を、前記カプセル型内視鏡装置の位置として決定する位置決定ステップと、

を実行させることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に導入され、被検体の体腔内を移動して被検体の情報を取得するカプセル型内視鏡装置を備えたカプセル型内視鏡システム、位置決定方法およびプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、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装置が知られている。このカプセル型内視鏡装置は、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しながら、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】

カプセル型内視鏡装置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よって受信され、受信装置に内蔵されたメモリに記録される。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、画像を表示する処理装置に取り込まれる。医師等の観察者は、処理装置が表示する臓器画像等を観察して被検体の診断を行う。

【0004】

ところで、カプセル型内視鏡装置は、蠕動運動等により体腔内を移動するため、受信装置は、カプセル型内視鏡装置から無線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を正しく認識することが必要となる。このため、カプセル型内視鏡装置が送信した電磁波を体腔外に設けた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等を用いてカプセル型内視鏡装置の位置を推定する医療システムが知られている（例えば、特許文献 1 ～ 3 参照）。

【 0 0 0 5 】

例えば、特許文献 1 には、受信アンテナの受信強度に基づいてカプセル型内視鏡装置の位置を推定し、受信状況が悪い等の所定の状況では、カプセル型内視鏡装置の移動速度および移動方向を推定し、これらの移動速度および移動方向並びに受信強度に基づいてカプセル型内視鏡装置の位置を推定する技術が開示されている。

10

【 0 0 0 6 】

また、特許文献 2 には、体内におけるカプセル型内視鏡装置の位置や姿勢を磁気により制御する磁気誘導医療システムが開示されている。この磁気誘導医療システムにおいては、カプセル型内視鏡装置から送信された無線信号の受信強度に基づき、三角法を応用してカプセル型内視鏡装置の 3 次元位置を算出する。

【 0 0 0 7 】

また、特許文献 3 には、体内におけるカプセル型内視鏡装置の位置を推定して軌跡を算出するカプセル型内視鏡装置が開示されている。このカプセル型内視鏡装置においては、ガウス - ニュートン法により、カプセル型内視鏡装置に内蔵されたアンテナの位置および向きの推定を反復して行う。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 8 - 9 9 7 3 4 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 6 - 6 8 5 0 1 号公報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 0 7 - 2 8 3 0 0 1 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

30

しかしながら、カプセル型内視鏡装置に内蔵された送信アンテナには、指向性があるため、高精度な位置推定を行うには、送信アンテナの向き、即ち、カプセル型内視鏡装置の向きを考慮する必要がある。

【 0 0 1 0 】

この点について、特許文献 3 には、カプセル型内視鏡装置のアンテナの位置情報の他に、カプセル型内視鏡装置の向きの情報を軌跡算出処理に利用し得る旨が記載されている。しかしながら、特許文献 3 には、カプセル型内視鏡装置の向きの情報をどのように利用するかについては開示されていない。

【 0 0 1 1 】

また、一般に、高精度な演算を行う場合には、計算量が増加するため、体内におけるカプセル型内視鏡装置の位置推定の演算を高速に行うことが困難である。

40

【 0 0 1 2 】

本発明は、上記に鑑みてされたものであって、計算量を抑えつつ、従来よりも高い精度でカプセル型内視鏡装置の位置を検出することができるカプセル型内視鏡システム、位置決定方法およびプログラ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 】

【 0 0 1 3 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係るカプセル型内視鏡システムは、被検体を撮像して、該被写体の体内を撮像して画像データを生成し、該画像データを含む無線信号を外部へ送信するカプセル型内視鏡装置と、複数の受信アンテナを有し、

50

該複数の受信アンテナを介して前記カプセル型内視鏡装置から送信された前記無線信号を受信する受信アンテナユニットと、前記受信アンテナユニットを介して前記無線信号に含まれる前記画像データに対応する画像を表示または記録する画像処理装置と、を備えたカプセル型内視鏡システムにおいて、各受信アンテナが受信した前記無線信号の受信強度を算出する受信強度算出部と、前記受信アンテナユニットに対する前記カプセル型内視鏡装置の向きを検出する向き検出部と、前記受信強度算出部が算出した前記各受信アンテナの前記受信強度と前記向き検出部が検出した前記向きとに基づいて、前記各受信アンテナと前記カプセル型内視鏡装置との距離を算出する距離算出部と、前記複数の受信アンテナに対して前記距離を半径とする複数の球のうち少なくとも3つの球の表面が重なり合う交点を含む領域をそれぞれ算出する領域算出部と、前記領域算出部が算出した前記領域内で設定される複数の点の各々に基づいて、該複数の点の各々に前記カプセル型内視鏡装置が存在すると想定した場合に前記各受信アンテナが受信する前記無線信号の受信強度の理論値を算出する理論値算出部と、前記複数の点の中から、前記理論値算出部が算出した前記理論値と前記受信強度算出部が算出した前記受信強度との差が最小となる点を、前記カプセル型内視鏡装置の位置として決定する位置決定部と、を備えたことを特徴とする。

10

【0014】

また、本発明に係るカプセル型内視鏡システムは、上記発明において、前記理論値算出部は、前記領域算出部が算出した前記領域内における複数の点の各々と前記向き検出部が検出した前記向きとに基づいて、前記理論値を算出することを特徴とする。

【0015】

20

また、本発明に係るカプセル型内視鏡システムは、上記発明において、前記領域内の複数の点の各々と前記各受信アンテナとの位置関係、および前記各受信アンテナが受信した前記無線信号の受信強度に基づいて、前記複数の点の各々における前記カプセル型内視鏡装置の向きを推定する向き推定部をさらに備え、前記理論値算出部は、前記領域算出部が取得した前記領域内における複数の点の各々と、前記向き推定部が推定した前記向きとに基づいて、前記理論値を算出することを特徴とする。

【0016】

また、本発明に係るカプセル型内視鏡システムは、上記発明において、前記位置決定部は、前記複数の点の中から、各点の位置に応じて前記各受信アンテナの測定誤差を加味したパラメータが付与された前記受信強度と前記理論値との差が最小となる点を、前記カプセル型内視鏡装置の位置として決定することを特徴とする。

30

【0017】

また、本発明に係るカプセル型内視鏡システムは、上記発明において、前記受信アンテナユニットに設けられ、地磁気を検出して第1の地磁気データを生成する第1の地磁気センサと、前記カプセル型内視鏡装置に設けられ、地磁気を検出して第2の地磁気データを生成する第2の地磁気センサと、をさらに備え、前記向き検出部は、前記第1の地磁気センサが生成した前記第1の地磁気データと前記第2の地磁気センサが生成した前記第2の地磁気データとに基づいて、前記受信アンテナユニットに対する前記カプセル型内視鏡装置の向きを検出することを特徴とする。

【0018】

40

また、本発明に係るカプセル型内視鏡システムは、上記発明において、前記第1の地磁気センサが地磁気を検出する検出タイミングおよび前記第2の地磁気センサが地磁気を検出する検出タイミングは、前記カプセル型内視鏡装置が前記被検体の体内を撮像する撮像タイミングと同期することを特徴とする。

【0019】

また、本発明に係るカプセル型内視鏡システムは、上記発明において、前記画像データと、前記第1の地磁気データと、前記第2の地磁気データと、前記各受信アンテナが受信した前記無線信号の受信強度と、を関連付けて記録する記録部をさらに備えたことを特徴とする。

【0020】

50

また、本発明に係るカプセル型内視鏡システムは、上記発明において、前記記録部は、前記位置決定部が決定した前記カプセル型内視鏡装置の位置を示す位置情報と、前記画像データと、を関連付けて記録することを特徴とする。

【0021】

また、本発明に係る位置決定方法は、被検体を撮像して、該被写体の体内を撮像して画像データを生成し、該画像データを含む無線信号を外部へ送信するカプセル型内視鏡装置と、複数の受信アンテナを有し、該複数の受信アンテナを介して前記カプセル型内視鏡装置から送信された前記無線信号を受信する受信アンテナユニットと、前記受信アンテナユニットを介して前記無線信号に含まれる前記画像データに対応する画像を表示または記録する画像処理装置と、を備えたカプセル型内視鏡システムが実行する位置決定方法であって、各受信アンテナが受信した前記無線信号の受信強度を算出する受信強度算出ステップと、前記受信アンテナユニットに対する前記カプセル型内視鏡装置の向きを検出する向き検出ステップと、前記受信強度算出ステップにおいて算出した前記各受信アンテナの前記受信強度と前記向き検出ステップにおいて検出した前記向きとに基づいて、前記各受信アンテナと前記カプセル型内視鏡装置との距離を算出する距離算出ステップと、前記複数の受信アンテナに対して前記距離を半径とする複数の球のうち少なくとも3つの球の表面が重なり合う交点を含む領域をそれぞれ算出する領域算出ステップと、前記領域算出ステップにおいて算出した前記領域内で設定される複数の点の各々に基づいて、該複数の点の各々に前記カプセル型内視鏡装置が存在すると想定した場合に前記各受信アンテナが受信する前記無線信号の受信強度の理論値を算出する理論値算出ステップと、前記複数の点の中から、前記理論値算出ステップにおいて算出した前記理論値と前記受信強度算出ステップにおいて算出した前記受信強度との差が最小となる点を、前記カプセル型内視鏡装置の位置として決定する位置決定ステップと、を含むことを特徴とする。

【0022】

また、本発明に係るプログラムによれば、被検体を撮像して、該被写体の体内を撮像して画像データを生成し、該画像データを含む無線信号を外部へ送信するカプセル型内視鏡装置と、複数の受信アンテナを有し、該複数の受信アンテナを介して前記カプセル型内視鏡装置から送信された前記無線信号を受信する受信アンテナユニットと、前記受信アンテナユニットを介して前記無線信号に含まれる前記画像データに対応する画像を表示または記録する画像処理装置と、を備えたカプセル型内視鏡システムに、各受信アンテナが受信した前記無線信号の受信強度を算出する受信強度算出ステップと、前記受信アンテナユニットに対する前記カプセル型内視鏡装置の向きを検出する向き検出ステップと、前記受信強度算出ステップにおいて算出した前記各受信アンテナの前記受信強度と前記向き検出ステップにおいて検出した前記向きとに基づいて、前記各受信アンテナと前記カプセル型内視鏡装置との距離を算出する距離算出ステップと、前記複数の受信アンテナに対して前記距離を半径とする複数の球のうち少なくとも3つの球の表面が重なり合う交点を含む領域をそれぞれ算出する領域算出ステップと、前記領域算出ステップにおいて算出した前記領域内で設定される複数の点の各々に基づいて、該複数の点の各々に前記カプセル型内視鏡装置が存在すると想定した場合に前記各受信アンテナが受信する前記無線信号の受信強度の理論値を算出する理論値算出ステップと、前記複数の点の中から、前記理論値算出ステップにおいて算出した前記理論値と前記受信強度算出ステップにおいて算出した前記受信強度との差が最小となる点を、前記カプセル型内視鏡装置の位置として決定する位置決定ステップと、を実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、カプセル型内視鏡の向きを取得し、この向きを用いて、各受信アンテナにおける受信強度から取得された領域の中からカプセル型内視鏡の位置をさらに絞り込むので、計算量を抑えつつ、従来よりも高い精度でカプセル型内視鏡の位置を検出することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 4 】

【図 1】図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡システムの概略構成を示す模式図である。

【図 2】図 2 は、図 1 に示すカプセル型内視鏡装置の機能構成を示すブロック図である。

【図 3】図 3 は、図 1 に示す画像処理装置の機能構成を示すブロック図である。

【図 4】図 4 は、本発明の実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡システムの画像処理装置が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図 5】図 5 は、図 4 の位置決定処理の概要を示すフローチャートである。

【図 6】図 6 は、カプセル型内視鏡装置の撮像タイミング、第 1 の地磁気センサの検出タイミングおよび第 2 の地磁気センサの検出タイミングを説明するための模式図である。

10

【図 7】図 7 は、本発明の実施の形態 1 に係る画像処理装置の領域算出部が取得するカプセル型内視鏡装置の存在領域を説明するための模式図である。

【図 8】図 8 は、図 7 に示す存在領域の拡大図である。

【図 9】図 9 は、本発明の実施の形態 1 に係る画像処理装置の理論値算出部が各受信アンテナにおける受信強度の理論値を算出する算出方法を説明するための図である。

【図 10】図 10 は、本発明の実施の形態 1 に係る画像処理装置の理論値算出部が各受信アンテナにおける受信強度の理論値を算出する算出方法を説明するための図である。

【図 11】図 11 は、本発明の実施の形態 1 に係る画像処理装置の理論値算出部が各受信アンテナにおける受信強度の理論値を算出する算出方法を説明するための図である。

【図 12】図 12 は、本発明の実施の形態 1 に係る画像処理装置の理論値算出部が各受信アンテナにおける受信強度の理論値を算出する算出方法を説明するための図である。

20

【図 13】図 13 は、本発明の実施の形態 1 に係る画像処理装置の軌跡算出部が行うカプセル型内視鏡装置の移動軌跡の補正処理を説明するための図である。

【図 14】図 14 は、本発明の実施の形態 1 に係る画像処理装置の軌跡算出部が行うカプセル型内視鏡装置の移動軌跡の補正処理を説明するための図である。

【図 15】図 15 は、本発明の実施の形態 1 に係る画像処理装置の領域算出部がカプセル型内視鏡装置の存在領域を取得する別の方法を説明するための模式図である。

【図 16】図 16 は、本発明の実施の形態 2 に係る画像処理装置の機能構成を示すブロック図である。

【図 17】図 17 は、本発明の実施の形態 2 に係る画像処理装置が実行する位置決定処理の概要を示すフローチャートである。

30

【図 18】図 18 は、図 17 に示す向き推定処理の概要を示すフローチャートである。

【図 19】図 19 は、本発明の実施の形態 2 に係る画像処理装置の向き推定部によるカプセル型内視鏡装置の向き推定処理を説明するための模式図である。

【図 20】図 20 は、本発明の実施の形態 2 に係る画像処理装置の向き推定部によるカプセル型内視鏡装置の向き推定処理を説明するための模式図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 5 】

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、本発明の内容を理解でき得る程度に形状、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。即ち、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。また、以下の説明において、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装置から無線信号を受信して被検体の体内画像を表示する処理装置を含むカプセル型内視鏡システムを例示するが、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。また、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

40

【 0 0 2 6 】

(実施の形態 1)

〔カプセル型内視鏡システムの概略構成〕

50

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡システムの概略構成を示す模式図である。

【 0 0 2 7 】

図 1 に示すカプセル型内視鏡システム 1 は、被検体 1 0 0 内の体内画像を撮像するカプセル型内視鏡装置 2 と、被検体 1 0 0 内に導入されるカプセル型内視鏡装置 2 から送信される無線信号を受信する受信アンテナユニット 3 と、受信アンテナユニット 3 が着脱自在に接続され、受信アンテナユニット 3 が受信した無線信号に所定の処理を行って記録または表示する受信装置 4 と、カプセル型内視鏡装置 2 によって撮像された被検体 1 0 0 内の画像データに対応する画像の処理および / または表示する画像処理装置 5 と、を備える。

【 0 0 2 8 】

カプセル型内視鏡装置 2 は、被検体 1 0 0 内を撮像する撮像機能と、被検体 1 0 0 内の体を撮像して得られた画像データを含む無線信号を受信アンテナユニット 3 へ送信する無線通信機能と、を有する。カプセル型内視鏡装置 2 は、被検体 1 0 0 内に飲み込まれることによって被検体 1 0 0 内の食道を通過し、消化管腔の蠕動運動によって被検体 1 0 0 の体腔内を移動する。カプセル型内視鏡装置 2 は、被検体 1 0 0 の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 (2 f p s) で被検体 1 0 0 の体腔内を逐次撮影し、撮影した被検体 1 0 0 内の画像データを生成して受信アンテナユニット 3 へ順次送信する。なお、カプセル型内視鏡装置 2 の詳細な構成は、後述する。

【 0 0 2 9 】

受信アンテナユニット 3 は、略八角形をなすシート部 3 0 と、シート部 3 0 上に配置され、カプセル型内視鏡装置 2 から無線信号を受信する受信アンテナ 3 1 (1) ~ 3 1 (8) と、受信アンテナ 3 1 (1) ~ 3 1 (8) が受信した無線信号を受信装置 4 へ伝播するアンテナケーブル 3 2 と、地磁気を検出して第 1 の地磁気データを生成する第 1 の地磁気センサ 3 3 と、を備える。受信アンテナ 3 1 (1) ~ 3 1 (8) は、主偏波を用いるアンテナが好ましく、例えばダイポールアンテナを用いて構成される。なお、以下においては、受信アンテナ 3 1 (1) ~ 3 1 (8) を受信アンテナ 3 1 (n) (n = 1 ~ 8) として説明する。また、受信アンテナ 3 1 (n) は、シート部 3 0 における所定の位置、例えば受信アンテナユニット 3 を被検体 1 0 0 の体外表面上に装着させた場合に、カプセル型内視鏡装置 2 の通過経路である被検体 1 0 0 内の各臓器に対応した位置に配置される。さらに、第 1 の地磁気センサ 3 3 は、シート部 3 0 の略中心に配置される。なお、図 1 においては、受信アンテナ 3 1 (n) の数が 8 本であったが、本実施の形態 1 では、受信アンテナ 3 1 (n) が少なくとも 3 本以上あればよい。

【 0 0 3 0 】

受信装置 4 は、受信アンテナ 3 1 (1) ~ 3 1 (8) を介してカプセル型内視鏡装置 2 から送信された無線信号に含まれる被検体 1 0 0 内の画像データを記録または被検体 1 0 0 内の画像データに対応する画像を表示する。受信装置 4 は、画像データに対応する受信表示部 4 1 と、受信装置 4 を操作するための指示信号の入力を受け付ける操作部 4 2 と、を備える。また、受信装置 4 は、受信アンテナ 3 1 (1) ~ 3 1 (8) を介して、カプセル型内視鏡装置 2 から送信された無線信号を受信し、この受信した無線信号の受信強度 (受信電界強度) を受信アンテナ 3 1 (1) ~ 3 1 (8) 毎に算出して記録する。受信装置 4 は、カプセル型内視鏡装置 2 から受信した画像データと、受信アンテナ 3 1 (1) ~ 3 1 (8) それぞれの受信強度と、カプセル型内視鏡装置 2 が生成した画像データの時刻情報と、第 1 の地磁気センサ 3 3 が生成した第 1 の地磁気データと、を関連付けて記録する。なお、本実施の形態 1 では、受信装置 4 が受信強度算出部として機能する。

【 0 0 3 1 】

画像処理装置 5 は、受信装置 4 を介して取得した被検体 1 0 0 内の画像データに対応する画像を表示する。画像処理装置 5 は、受信装置 4 から画像データ等を読み取るクレードル 5 1 と、キーボードやマウス等の操作入力部 5 2 と、画像データに対応する画像を表示する表示部 5 3 と、を備える。クレードル 5 1 は、受信装置 4 が装着される際に、受信装置 4 から画像データ、この画像データに関連付けられた受信アンテナ 3 1 (n) の受信強

10

20

30

40

50

度、第1の地磁気データ、カプセル型内視鏡装置2が生成した画像データの時間情報およびカプセル型内視鏡装置2の識別情報等を取得し、取得した各種情報を画像処理装置5へ転送する。操作入力部52は、ユーザによる入力を受け付ける。ユーザは、操作入力部52を操作しつつ、画像処理装置5が順次表示する被検体100内の画像を見ながら、被検体100内部の生体部位、例えば食道、胃、小腸および大腸等を観察し、被検体100を診断する。なお、画像処理装置5の詳細な構成は、後述する。

【0032】

〔カプセル型内視鏡装置の構成〕

次に、図1で説明したカプセル型内視鏡装置2の詳細な構成について説明する。図2は、カプセル型内視鏡装置2の機能構成を示すブロック図である。

10

【0033】

図2に示すカプセル型内視鏡装置2は、筐体200と、電源部201と、光学系202と、撮像部203と、照明部204と、信号処理部205と、送信部206と、送信アンテナ207と、受信アンテナ208と、復調部209と、記録部210と、タイマ211と、第2の地磁気センサ212と、を備える。

【0034】

筐体200は、被検体100に挿入し易い大きさに形成されたカプセル型の形状をなす。筐体200は、筒状の筒部200a、筒部200aの両側開口端をそれぞれ塞ぐドーム形状のドーム部200bおよびドーム部200cを有する。筒部200aおよびドーム部200bは、可視光を遮光する不透明な有色の部材を用いて形成される。ドーム部200cは、可視光等の所定の波長帯域の光を透過可能な光学部材を用いて構成される。これらの筒部200a、ドーム部200bおよびドーム部200cによって形成される筐体200は、図2に示すように、電源部201と、光学系202と、撮像部203と、照明部204と、信号処理部205と、送信部206と、送信アンテナ207と、受信アンテナ208と、復調部209と、記録部210と、タイマ211と、第2の地磁気センサ212と、を収容する。

20

【0035】

電源部201は、カプセル型内視鏡装置2内の各部に電源を供給する。電源部201は、ボタン電池等の一次電池または二次電池と、ボタン電池から供給された電力の昇圧等を行う電源回路と、を用いて構成される。また、電源部201は、磁気スイッチを有し、外部から印加された磁界によって電源のオンオフ状態を切り替える。

30

【0036】

光学系202は、複数のレンズを用いて構成され、照明部204が照射した照明光の反射光を撮像部203の撮像面に集光して被写体像を結像する。光学系202は、光軸が筐体200の長手方向の中心軸と一致するように筐体200内に配置される。

【0037】

撮像部203は、カプセル制御部213の制御のもと、所定のフレームレート（例えば2fps）に基づいて、光学系202が受光面に結像した被写体像を受光して光電変換を行うことによって、被検体100の画像データを生成する。撮像部203は、CCD（Charge Coupled Device）やCMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）等の撮像素子を用いて構成される。

40

【0038】

信号処理部205は、撮像部203から入力された画像データに対して所定の画像処理を行って送信部206へ出力する。ここで、所定の画像処理とは、ノイズ低減処理やゲインアップ処理等である。

【0039】

送信部206は、信号処理部205から入力された画像データ等に対して変調等の信号処理を施して無線信号に生成して送信アンテナ207へ出力する。

【0040】

送信アンテナ207は、送信部206から入力される無線信号を外部へ送信する。送信

50

アンテナ 207 は、円形コイル状または円形ループ状のアンテナを用いて構成される。

【0041】

受信アンテナ 208 は、外部から送信された無線信号を受信して復調部 209 へ出力する。受信アンテナ 208 は、円形コイル状または円形ループ状のアンテナを用いて構成される。

【0042】

復調部 209 は、受信アンテナ 208 から入力される無線信号を復調等の信号処理を行ってカプセル制御部 213 へ出力する。

【0043】

記録部 210 は、カプセル型内視鏡装置 2 が実行する各種動作を示すプログラム、撮像部 203 が生成した画像データ、第 2 の地磁気センサ 212 が生成した第 2 の地磁気データおよびカプセル型内視鏡装置 2 を識別する識別情報等を記録する。

10

【0044】

タイマ 211 は、計時機能および撮影日時の判定機能を有する。タイマ 211 は、撮像部 203 によって生成された画像データに日時データを付加するため、日時データをカプセル制御部 213 へ出力する。また、タイマ 211 は、時刻データをカプセル制御部 213 へ出力する。

【0045】

第 2 の地磁気センサ 212 は、地磁気を検出して第 2 の地磁気データを生成し、この生成した第 2 の地磁気データをカプセル制御部 213 へ出力する。

20

【0046】

カプセル制御部 213 は、カプセル型内視鏡装置 2 の各部の動作を制御する。カプセル制御部 213 は、第 2 の地磁気センサデータを画像データと関連付けて送信部 206 によって外部へ送信させる。また、カプセル制御部 213 は、撮像部 203 の撮影タイミングと第 2 の地磁気センサ 212 が検出する検出タイミングとを同期させて画像データおよび第 2 の地磁気データを生成させる。具体的には、カプセル制御部 213 は、受信アンテナ 208 から入力される第 1 の地磁気センサ 33 の検出タイミングまたはタイマ 211 から入力される時刻データに基づいて、撮像部 203 の撮影タイミングと第 2 の地磁気センサ 212 の検出タイミングとを同期させることによって、撮像部 203 に画像データを生成させるとともに、第 2 の地磁気センサ 212 に第 2 の地磁気データを生成させる。即ち、カプセル制御部 213 は、第 1 の地磁気センサ 33 の検出タイミングと撮像部 203 の撮影タイミングと第 2 の地磁気センサ 212 の検出タイミングとを同期させる。カプセル制御部 213 は、CPU (Central Processing Unit) 等を用いて構成される。

30

【0047】

〔画像処理装置の構成〕

次に、図 1 で説明した画像処理装置 5 の構成について説明する。図 3 は、画像処理装置 5 の機能構成を示すブロック図である。

【0048】

図 3 に示す画像処理装置 5 は、クレードル 51 と、操作入力部 52 と、表示部 53 と、記録部 54 と、出力部 55 と、制御部 56 と、を備える。

40

【0049】

記録部 54 は、画像処理装置 5 が実行する各種動作を示すプログラム、クレードル 51 を介して受信装置 4 が記録する画像データを含む各種情報を記録する。具体的には、記録部 54 は、撮像部 203 が撮像した画像データと、第 1 の地磁気センサ 33 が検出した第 1 の地磁気データと、第 2 の地磁気センサ 212 が検出した第 2 の地磁気データと、受信装置 4 によって算出された各受信アンテナ 31 (n) が受信した無線信号の受信強度と、を関連付けて記録する。具体的には、記録部 54 は、時刻が同じ画像データ、第 1 の地磁気データ、第 2 の地磁気データおよび各受信アンテナ 31 (n) が受信した受信強度を 1 つのデータとして関連付けて記録する。また、記録部 54 は、同じ時刻に、第 1 の地磁気センサ 33 が検出した第 1 の地磁気データと第 2 の地磁気センサ 212 が検出した第 2 の

50

地磁気データと、を関連付けて記録する。記録部 5 4 は、S D R A M (S y n c h r o n o u s D y n a m i c R a n d o m A c c e s s M e m o r y) および F l a s h メモリの記録媒体を用いて構成される。

【 0 0 5 0 】

出力部 5 5 は、外部から入力されるメモリカードに対して、操作入力部 5 2 の操作に応じて指定されたデータの書き込みを行うことによって外部へデータを出力する。

【 0 0 5 1 】

制御部 5 6 は、画像処理装置 5 の各部の動作を制御する。制御部 5 6 は、C P U 等を用いて構成される。

【 0 0 5 2 】

ここで、制御部 5 6 の詳細な構成について説明する。制御部 5 6 は、向き検出部 5 6 1 と、距離算出部 5 6 2 と、領域算出部 5 6 3 と、理論値算出部 5 6 4 と、位置決定部 5 6 5 と、軌跡算出部 5 6 6 と、を有する。

【 0 0 5 3 】

向き検出部 5 6 1 は、受信アンテナユニット 3 に対するカプセル型内視鏡装置 2 の向きを検出する。具体的には、向き検出部 5 6 1 は、第 1 の地磁気センサ 3 3 が検出した第 1 の地磁気データと第 2 の地磁気センサ 2 1 2 が検出した第 2 の地磁気データとに基づいて、受信アンテナユニット 3 に対するカプセル型内視鏡装置 2 の向きを検出する。より詳細には、向き検出部 5 6 1 は、第 1 の地磁気センサ 3 3 が検出した第 1 の地磁気データと第 2 の地磁気センサ 2 1 2 が検出した第 2 の地磁気データとに基づいて、第 1 の地磁気センサ 3 3 に対する第 2 の地磁気センサ 2 1 2 の相対的な向きを検出する。

【 0 0 5 4 】

距離算出部 5 6 2 は、向き検出部 5 6 1 が検出した受信アンテナユニット 3 に対するカプセル型内視鏡装置 2 の向きと受信装置 4 が算出した各受信アンテナ 3 1 (n) の受信強度とに基づいて、各受信アンテナ 3 1 (n) とカプセル型内視鏡装置 2 との距離を算出する。

【 0 0 5 5 】

領域算出部 5 6 3 は、各受信アンテナ 3 1 (n) を中心として各受信アンテナ 3 1 (n) に対応する距離を半径とする複数の球のうち少なくとも 3 つの球の表面が重なり合う点領域を取得する。

【 0 0 5 6 】

理論値算出部 5 6 4 は、領域算出部 5 6 3 が取得した領域内における複数の点の各々と受信アンテナユニット 3 に対するカプセル型内視鏡装置 2 の向きとに基づいて、各点にカプセル型内視鏡装置 2 が存在すると想定した場合に各受信アンテナ 3 1 (n) が受信する無線信号の受信強度の理論値を算出する。具体的には、理論値算出部 5 6 4 は、領域算出部 5 6 3 が取得した領域内における複数の点の各々の各位置と向き検出部 5 6 1 が検出した受信アンテナユニット 3 に対するカプセル型内視鏡装置 2 の向きとに基づいて、各点にカプセル型内視鏡装置 2 が存在すると想定した場合に各受信アンテナ 3 1 (n) が受信する無線信号の受信強度の理論値を算出する。

【 0 0 5 7 】

位置決定部 5 6 5 は、領域算出部 5 6 3 が取得した領域内における複数の点の中から、理論値算出部 5 6 4 が算出した各受信アンテナ 3 1 (n) の無線信号の理論値と各受信アンテナ 3 1 (n) の受信強度との差が最小となる点を、カプセル型内視鏡装置 2 の位置として決定する。

【 0 0 5 8 】

軌跡算出部 5 6 6 は、位置決定部 5 6 5 が決定したカプセル型内視鏡装置 2 の位置に基づいて、カプセル型内視鏡装置 2 の移動軌跡を算出する。

【 0 0 5 9 】

〔画像処理装置の処理〕

次に、上述した画像処理装置 5 が実行する処理について説明する。図 4 は、画像処理装

10

20

30

40

50

置 5 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【 0 0 6 0 】

図 4 に示すように、まず、制御部 5 6 は、カプセル型内視鏡装置 2 の位置の推定に用いるパラメータを記録部 5 4 から取得する（ステップ S 1 0 1）。なお、パラメータの内容については、後述する。

【 0 0 6 1 】

続いて、制御部 5 6 は、位置検出タイミングにおいて各受信アンテナ 3 1 (n) が受信した無線信号の受信強度を記録部 5 4 から取得する（ステップ S 1 0 2）。具体的には、制御部 5 6 は、クレードル 5 1 を介して受信装置 4 から取得した位置検出タイミングにおいて各受信アンテナ 3 1 (n) が受信した無線信号の受信強度を記録する記録部 5 4 から取得する。

10

【 0 0 6 2 】

その後、画像処理装置 5 は、各受信アンテナ 3 1 (n) における受信強度に基づいて、被検体 1 0 0 内におけるカプセル型内視鏡装置 2 の位置を決定し、位置情報を作成する位置決定処理を実行する（ステップ S 1 0 3）。

【 0 0 6 3 】

図 5 は、図 4 のステップ S 1 0 3 の位置決定処理の概要を示すフローチャートである。図 5 に示すように、制御部 5 6 は、クレードル 5 1 を介して受信装置 4 から入力された画像データに対応する画像が表示部 5 3 に表示する画像であるか否かを判断する（ステップ S 2 0 1）。例えば、制御部 5 6 は、画像データに含まれるノイズの比率が所定の閾値よりも大きい場合、その画像データに対応する画像を表示部 5 3 に表示する画像でないと判断する。制御部 5 6 がクレードル 5 1 を介して受信装置 4 から入力された画像データに対応する画像が表示部 5 3 に表示する画像であると判断した場合（ステップ S 2 0 1 : Y e s）、画像処理装置 5 は、後述するステップ S 2 0 2 へ移行する。これに対して、制御部 5 6 がクレードル 5 1 を介して受信装置 4 から入力された画像データに対応する画像が表示部 5 3 に表示する画像でないと判断した場合（ステップ S 2 0 1 : N o）、画像処理装置 5 は、図 4 のメインルーチンへ戻る。

20

【 0 0 6 4 】

ステップ S 2 0 2 において、向き検出部 5 6 1 は、画像データに関連付けられた第 1 の地磁気データと第 2 の地磁気データとに基づいて、受信アンテナユニット 3 に対するカプセル型内視鏡装置 2 の向きを検出する。具体的には、図 6 に示すように、向き検出部 5 6 1 は、カプセル型内視鏡装置 2 の画像データの撮像タイミング（取得タイミング）に同期して、第 1 の地磁気センサ 3 3 が検出した第 1 の地磁気データと第 2 の地磁気センサ 2 1 2 が検出した第 2 の地磁気データとに基づいて、受信アンテナユニット 3 に対するカプセル型内視鏡装置 2 の向きを検出する。なお、図 6 において、横軸が時間を示し、図 6 (a) がカプセル型内視鏡装置の画像データの撮像タイミングを示し、図 6 (b) が第 1 の地磁気センサ 3 3 の地磁気データの検出タイミングを示し、図 6 (c) が第 2 の地磁気センサ 2 1 2 の地磁気データの検出タイミングを示す。

30

【 0 0 6 5 】

続いて、距離算出部 5 6 2 は、向き検出部 5 6 1 が検出した受信アンテナユニット 3 に対するカプセル型内視鏡装置 2 の向きと各受信アンテナ 3 1 (n) における受信強度とに基づいて、各受信アンテナ 3 1 (n) とカプセル型内視鏡装置 2 との距離 r_n を算出する（ステップ S 2 0 3）。具体的には、距離算出部 5 6 2 は、受信アンテナ 3 1 (n) における受信強度（受信電界強度）と、受信アンテナ 3 1 (n) の向きに対するカプセル型内視鏡装置 2 の向きの傾き ν とに基づいて、受信信号の電圧 V_n を算出し、次式 (1) を用いて距離 r_n を算出する。

40

【 数 1 】

$$V_n = K \frac{1}{r_n} e^{-\alpha r_n} \sin \nu \quad \dots (1)$$

50

式(1)において、パラメータ K は、受信アンテナ31(n)の特性によって決まる定数であり、パラメータ α は、生体組織の減衰係数である。これらのパラメータ K およびパラメータ α は、予め測定された実測値に基づいて導出されたものであり、ステップS101において記録部54から取得される。

【0066】

その後、領域算出部563は、カプセル型内視鏡装置2が存在する存在領域 T を算出する(ステップS204)。具体的には、領域算出部563は、各受信アンテナ31(n)を中心として、距離算出部562が算出した距離 r_n を半径とする複数の球のうち少なくとも3以上の球の表面が重なり合う交点を含む領域を存在領域 T として算出(取得)する。

10

【0067】

図7は、領域算出部563が取得するカプセル型内視鏡装置2の存在領域を説明するための模式図である。図7においては、3つの球の表面が重なり合う交点を中心にして切断した断面の模式図を示す。

【0068】

図7に示すように、例えば、領域算出部563は、受信アンテナ31(1)~31(3)の場合、受信アンテナ31(1)を中心とし、距離 r_1 を半径とする球 B_1 の表面と、受信アンテナ31(2)を中心とし、距離 r_2 を半径とする球 B_2 の表面と、受信アンテナ31(3)を中心とし、距離 r_3 を半径とする球 B_3 の表面とが重なり合う交点を含む領域をカプセル型内視鏡装置2の存在領域 T として算出する。具体的には、領域算出部563は、受信アンテナ31(n)の受信強度による測定誤差を防止するため、球 B_1 ~ B_3 それぞれの距離に所定の幅を持たせ、これらの幅が重なる場合領域をカプセル型内視鏡装置2の存在領域 T として算出する。

20

【0069】

即ち、領域算出部563は、球 B_1 ~球 B_3 それぞれの距離に所定のパラメータを付与した球殻 B_1' ~ B_3' が重なり合う領域をカプセル型内視鏡装置2の存在領域 T として算出する。なお、受信アンテナ31(1)~31(3)の座標を、図7に示すような XY 平面上に取る場合、カプセル型内視鏡装置2が位置すると推定される球 B_1 ~ B_3 は、例えば $Z=0$ 側(被検体100側)の半球と考えて良い。

【0070】

30

また、図7においては、3つの球の表面が重なり合う交点を例に説明したが、カプセル型内視鏡装置2が少なくとも3つ以上の球の表面が重なり合う交点を含む領域に位置することが確実であるため、例えば8つの受信アンテナ31(n)のうち3つの受信アンテナ31(n)に対応する3つの球の表面が重なり合う領域をカプセル型内視鏡装置2の存在領域 T として取得してもよい。

【0071】

続いて、画像処理装置5は、存在領域 T 内の全格子点 P_i について、ループAの処理を実行する。図8は、図7に示す存在領域 T の拡大図である。図8に示すように、理論値算出部564は、存在領域 T を格子状に分割した複数の部分領域内の点、例えば中心点 P_i (以下、「格子点 P_i 」という)の各々について、ループAの処理を実行する。

40

【0072】

ステップS205において、理論値算出部564は、格子点 P_i の位置および向き検出部561が検出したカプセル型内視鏡装置2の向き V_c に基づいて、各受信アンテナ31(n)における受信強度の理論値 $V_{t_n}(i)$ を算出する。

【0073】

図9は、理論値算出部564が各受信アンテナ31(n)における受信強度の理論値 $V_{t_n}(i)$ を算出する算出方法を説明するための図である。図9に示すように、カプセル型内視鏡装置2の送信アンテナ207を基準とする標系 $X_L Y_L Z_L$ (原点 P)において、任意の位置 $Q(x_L, y_L, z_L)$ における電磁界(静電界、放射電磁界、誘導電磁界の成分を含む)の磁界成分 H_r および H_θ 、並びに電界成分 E_ψ は、次式(2-1)~(2-3)

50

によって表される。

【数 2】

$$H_r = \frac{IS}{2\pi} \left(\frac{jk}{r^2} + \frac{1}{r^3} \right) \cdot e^{-jkr} \cdot \cos \theta \quad \cdots (2-1)$$

$$H_\theta = \frac{IS}{4\pi} \left(-\frac{k^2}{r} + \frac{jk}{r^2} + \frac{1}{r^3} \right) \cdot e^{-jkr} \cdot \sin \theta \quad \cdots (2-2)$$

$$E_\phi = -\frac{j\omega\mu IS}{4\pi} \left(\frac{jk}{r} + \frac{1}{r^2} \right) \cdot e^{-jkr} \cdot \sin \theta \quad \cdots (2-3)$$

10

式(2-1)～(2-3)において、記号 I は、送信アンテナ 207 に流れる電流を表し、記号 S は、送信アンテナ 207 を構成する円形コイルの面積を表す。また、記号 r は、送信アンテナ 207 と任意の位置までの距離 ($r = (x^2 + y^2 + z^2)^{1/2}$) を表す。また、 $k = \omega(\epsilon\mu)^{1/2}$ (ϵ は、誘電率、 μ は、透磁率) であり、記号 j は、虚数単位を表す。

【0074】

カプセル型内視鏡装置 2 内の送信アンテナ 207 により発生する電磁界の周波数が高く、カプセル型内視鏡装置 2 と被検体 100 の体表に取り付けられた受信アンテナ 31 (n) との距離が十分離れている場合、各受信アンテナ 31 (n) に到達する電磁界 (電磁波) の内では、放射電磁界の成分が最も大きくなる。従って、静電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(2-1)～(2-3)は、次式(3-1)～(3-3)のように変形することができる。

20

【数 3】

$$H_r = 0 \quad \cdots (3-1)$$

$$H_\theta = \frac{IS}{4\pi} \left(-\frac{k^2}{r} \right) \cdot e^{-jkr} \cdot \sin \theta \quad \cdots (3-2)$$

$$E_\phi = -\frac{j\omega\mu IS}{4\pi} \left(\frac{jk}{r} \right) \cdot e^{-jkr} \cdot \sin \theta \quad \cdots (3-3)$$

30

【0075】

被検体 100 の体表に取り付けられた各受信アンテナ 31 (n) が電界を検出する電界検出用のアンテナである場合、その検出に必要な式は式(3-3)である。式(3-3)によって与えられる電界成分 E_ψ は、放射電界を表し、交流理論による結果と考えられる。従って、電界成分 E_ψ の瞬時値は、次式(4)のように、式(3-3)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。

【数 4】

$$\begin{aligned} E_\phi e^{j\omega t} &= -\frac{j\omega\mu IS}{4\pi} \cdot \frac{jk}{r} \cdot e^{-jkr} \cdot \sin \theta \cdot e^{j\omega t} \\ &= \frac{\omega\mu ISk}{4\pi r} (\cos U + j \sin U) \cdot \sin \theta \end{aligned} \quad \cdots (4)$$

40

式(4)において、 $U = \omega t - kr$ である。

【0076】

式(4)の実部を抽出すると、電界の瞬時値 E'_ψ は次式(5)によって与えられる。

【数 5】

$$E'_\phi = \frac{\omega \mu I S k}{4\pi r} \cos U \cdot \sin \theta \quad \dots (5)$$

【0077】

図10は、理論値算出部564が各受信アンテナ31(n)における受信強度の理論値 $V t_n(i)$ を算出する算出方法を説明するための図である。図10に示すように、式(4)を、極座標系 (r, θ, ψ) から直交座標系 (X_L, Y_L, Z_L) に変換すると、電界の瞬時値 E'_ψ の各座標成分 (E_{Lx}, E_{Ly}, E_{Lz}) は、次式(6-1)～(6-3)によって与えられる。

10

【数 6】

$$E_{Lx} = E'_\phi \cdot \sin \phi = \frac{\omega \mu I S k}{4\pi r^2} \cdot \cos U \cdot (-y_L) \quad \dots (6-1)$$

$$E_{Ly} = E'_\phi \cdot \cos \phi = \frac{\omega \mu I S k}{4\pi r^2} \cdot \cos U \cdot x_L \quad \dots (6-2)$$

$$E_{Lz} = 0 \quad \dots (6-3)$$

【0078】

図11は、理論値算出部564が各受信アンテナ31(n)における受信強度の理論値 $V t_n(i)$ を算出する算出方法を説明するための図である。図11に示すように、電磁波 E_y 、 H_z が媒質中を伝搬する場合、導電率等の媒質の特性に応じて、電磁波のエネルギーは媒質に吸収される。例えば、x方向に伝搬する電磁波 E_y 、 H_z のエネルギー A_r は、次式(7)および(8)に示すように、減衰因子 α_d で指数関数的に減衰する。

20

【数 7】

$$A_r = e^{-\alpha_d x} \quad \dots (7)$$

$$\alpha_d = \left(\frac{\omega^2 \epsilon \mu}{2} \right)^{\frac{1}{2}} \left\{ \left(1 + \frac{k^2}{\omega^2 \epsilon^2} \right)^{\frac{1}{2}} - 1 \right\}^{\frac{1}{2}} \quad \dots (8)$$

30

式(8)において、 $\epsilon = \epsilon_o \epsilon_r$ (ϵ_o : 真空の誘電率、 ϵ_r : 媒質の誘電率)、 $\mu = \mu_o \mu_r$ (μ_o : 真空の透磁率、 μ_r : 媒質の透磁率)、 ω は角周波数、 k は導電率である。

【0079】

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 は、次式(9-1)～(9-3)によって与えられる。

【数 8】

$$E_{Lx} = A_r E'_\phi \sin \phi = e^{-\alpha_d r} \cdot \frac{\omega \mu I S k}{4\pi r^2} \cdot \cos U \cdot (-y_L) \quad \dots (9-1)$$

40

$$E_{Ly} = A_r E'_\phi \cos \phi = e^{-\alpha_d r} \cdot \frac{\omega \mu I S k}{4\pi r^2} \cdot \cos U \cdot x_L \quad \dots (9-2)$$

$$E_{Lz} = 0 \quad \dots (9-3)$$

【0080】

また、カプセル型内視鏡装置2の送信アンテナ207を基準とする座標系 $X_L Y_L Z_L$ における位置 $Q(x_L, y_L, z_L)$ を、被検体100を基準とする座標系 $X_W Y_W Z_W$ に変換す

50

る式は、次式 (1 0) のとおりである。

【数 9】

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

式 (1 0) において、 (x_{WP}, y_{WP}, z_{WP}) および (x_{WG}, y_{WG}, z_{WG}) は、座標系 $X_W Y_W Z_W$ における位置 Q および送信アンテナ 2 0 7 の位置をそれぞれ表す。

【0 0 8 1】

10

式 (1 0) の右辺に示す $R_{00} \sim R_{22}$ を成分とするマトリックスは、座標系 $X_W Y_W Z_W$ と座標系 $X_L Y_L Z_L$ の回転マトリックスを表し、次式 (1 1) によって与えられる。

【数 1 0】

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

式 (1 1) において、 α および β は、それぞれ、極座標系における回転量を表す。

【0 0 8 2】

20

これより、被検体 1 0 0 を基準とする座標系 $X_W Y_W Z_W$ 内の位置 Q (x_{WP}, y_{WP}, z_{WP}) における電界 E_W は、次式 (1 2) によって与えられる。

【数 1 1】

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

【0 0 8 3】

式 (9 - 1) ~ (1 1) を式 (1 2) に代入することにより、電界 E_W を与える式 (1 3) が得られる。

30

【数 1 2】

$$\begin{pmatrix} E_{Wx} \\ E_{Wy} \\ E_{Wz} \end{pmatrix} = \frac{k_1}{r^2} e^{-\alpha_d r} \begin{pmatrix} 0 & (z_{WP} - z_{WG}) & -(y_{WP} - y_{WG}) \\ (z_{WP} - z_{WG}) & 0 & (x_{WP} - x_{WG}) \\ (y_{WP} - y_{WG}) & -(x_{WP} - x_{WG}) & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} g_x \\ g_y \\ g_z \end{pmatrix} \quad \cdots (13)$$

式 (1 3) において、 K_1 は定数である。また、 (g_x, g_y, g_z) は、向き検出部 5 6 1 が検出したカプセル型内視鏡装置 2 のアンテナの向きを表す。

【0 0 8 4】

40

図 1 2 は、理論値算出部 5 6 4 が各受信アンテナ 3 1 (n) における受信強度の理論値 $Vt_n(i)$ を算出する算出方法を説明するための図である。図 1 2 に示すように、送信アンテナ 2 0 7 から発生した電界 E_W を、ダイポールアンテナからなる受信アンテナ 3 1 (n) で受信したときに検出される受信強度の理論値 $Vt_n(i)$ は、次式 (1 4) によって与えられる。

【数 1 3】

$$\begin{aligned} Vt_n(i) &= K_2 E_W \cos \gamma \\ &= K_2 (E_{Wx} D_{xa} + E_{Wy} D_{ya} + E_{Wz} D_{za}) \end{aligned} \quad \cdots (14)$$

式 (1 4) において、 k_2 は定数である。また、 (D_{xa}, D_{ya}, D_{za}) は、被検体

50

100を基準とする座標系における受信アンテナ31(n)の向きを表す。このように、理論値算出部564は、式(14)を用いて格子点P_iの位置およびカプセル型内視鏡装置2の向きV_cに基づいて、受信アンテナ31(n)における受信強度の理論値V_{t_n}(i)を算出する。

【0085】

図5に戻り、ステップS206以降の説明を続ける。

ステップS206において、位置決定部565は、理論値算出部564が算出した各受信アンテナ31(n)の受信強度の理論値V_{t_n}(i)と、各受信アンテナ31(n)における現実の受信強度(測定値)V_nとの差の絶対値の和M(i)を、次式(15)によって算出する。

【数14】

$$M(i) = \sum_{n=1}^N |V_{t_n}(i) - V_n| \quad \dots (15)$$

なお、実施の形態1においてはN=8である。

【0086】

ループAの処理を全ての格子点P_iについて繰り返した後、ステップS207において、位置決定部565は、存在領域T内で差の絶対値の和M(i)が最小となる格子点P_iの位置と、そのときのカプセル型内視鏡装置2の向きV_cとを取得する。

【0087】

続いて、位置決定部565は、取得した格子点P_iの位置を、カプセル型内視鏡装置2の位置として決定する(ステップS208)。この場合、位置決定部565は、決定した位置を示す位置情報と、画像データとを関連付けて記録部54に記録する。その後、画像処理装置5は、図4のメインルーチンへ戻る。

【0088】

図4に戻り、ステップS104以降の説明を続ける。

ステップS104において、軌跡算出部566は、位置決定部565が決定したカプセル型内視鏡装置2の位置と、これまでに記録部54に格納されたカプセル型内視鏡装置2の位置とをともに、時間的に前後するカプセル型内視鏡装置2の位置を接続することにより、カプセル型内視鏡装置2の被検体100内における移動軌跡を算出する移動軌跡算出処理を実行する。

【0089】

ここで、カプセル型内視鏡装置2の検出位置には、各受信アンテナ31(n)の配置誤差やノイズ等によって、誤差が含まれることがある。例えば図13に示すように、カプセル型内視鏡装置2の検出位置を繋げた移動軌跡L_pは、実際のカプセル型内視鏡装置2の移動軌跡L_cからずれたものになってしまう場合がある。しかしながら、カプセル型内視鏡装置2は、被検体100内の臓器内部を移動するため、実際には、短時間で大きく移動することはないと考えられる。

【0090】

そこで、軌跡算出部566は、時間的に前後する座標(例えば前後1つずつを含む3つの座標)から中央値を求めるメディアンフィルタ処理等により補正処理を行いながら軌跡を算出する。その結果、軌跡算出部566は、図14に示すように、実際の移動軌跡L_cにより近い移動軌跡L_pを取得することができる。この移動軌跡L_eは、各受信アンテナ31(n)の配置誤差やノイズ等に起因して実際の移動軌跡L_cから大きくずれてしまった検出位置A₁の影響が低減されたものとなる。また、補正処理としては、メディアンフィルタ処理に限らず、例えば前後2つを含む5つの座標の平均値を求める移動平均処理を用いても良い。算出された移動軌跡は、被検体100の内部が写った画像と一緒に表示部53に表示されると共に、記録部54に記憶される。

【0091】

以上説明した本発明の実施の形態1によれば、向き検出部561がカプセル型内視鏡装

10

20

30

40

50

置 2 の向きを算出し、この算出した向きを用いて、各受信アンテナ 3 1 (n) における受信強度から取得された存在領域の中からカプセル型内視鏡装置 2 の位置をさらに絞り込むので、従来よりも精度の高い位置検出を行うことができる。

【 0 0 9 2 】

また、本発明の実施の形態 1 によれば、各受信アンテナ 3 1 (n) の受信強度が被検体 1 0 0 内のカプセル型内視鏡装置 2 の位置だけでなく、カプセル型内視鏡装置 2 の向きによって大きく変わるので、測定誤差がない場合であっても、各受信アンテナ 3 1 (n) の受信強度のみでカプセル型内視鏡装置 2 までの距離を一意に決めることができないが、向き検出部 5 6 1 が第 1 の地磁気センサ 3 3 による第 1 の地磁気データおよび第 2 の地磁気センサ 2 1 2 による第 2 の地磁気データによって求めたカプセル型内視鏡装置 2 の向きを用いることで、1 本の受信アンテナ 3 1 (n) の受信強度からカプセル型内視鏡装置 2 までの距離を一意に決めることができる。この結果、被検体 1 0 0 内におけるカプセル型内視鏡装置 2 の位置を推定する精度を向上させることができるうえ、位置決定処理の計算量を抑えるので、位置決定処理の高速化を行うことができる。

【 0 0 9 3 】

また、本発明の実施の形態 1 によれば、シート部 3 0 に複数の受信アンテナ 3 1 (n) を配置した受信アンテナユニット 3 を用いているため、被検体 1 0 0 の検査毎に各受信アンテナ 3 1 (n) の配置を調整する必要がないうえ、各受信アンテナ 3 1 (n) の配置ずれに伴うカプセル型内視鏡装置 2 の位置を高い精度で推定することができる。

【 0 0 9 4 】

また、本発明の実施の形態 1 では、位置決定部 5 6 5 が位置検出タイミング毎に、各受信アンテナ 3 1 (n) をもとに存在領域 T を取得していたが、カプセル型内視鏡装置 2 が被検体 1 0 0 内に短時間で大きく移動することはないと考えられるため、直前に取得した存在領域 T をもとに、今回の存在領域 T を指定してもよい。例えば、位置決定部 5 6 5 は、図 1 5 に示すように、前回の位置決定処理 n おいてカプセル型内視鏡装置 2 の存在領域 T が取得された場合、その次の回では、存在領域 T に対してカプセル型内視鏡装置 2 が移動可能である範囲を加えた存在領域 T ' 内について、ループ A (図 5 を参照) の処理を実行してもよい。

【 0 0 9 5 】

(実施の形態 2)

次に、本発明の実施の形態 2 について説明する。本実施の形態 2 に係るカプセル型内視鏡システムは、上述した実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡システム 1 の画像処理装置 5 の構成が異なるうえ、実行する処理が異なる。具体的には、本実施の形態 2 に係る画像処理装置が実行する位置決定処理が異なる。このため、以下においては、本実施の形態 2 に係る画像処理装置の構成を説明後、画像処理装置が実行する位置決定処理について説明する。なお、上述した実施の形態 1 に係るカプセル型内視鏡システム 1 の構成と同一の部分には同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 9 6 】

〔 画像処理装置の構成 〕

図 1 6 は、本実施の形態 2 に係る画像処理装置の機能構成を示すブロック図である。図 1 6 に示す画像処理装置 5 a は、上述した実施の形態 1 に係る画像処理装置 5 の制御部 5 6 に換えて、制御部 5 6 a を備える。

【 0 0 9 7 】

制御部 5 6 a は、画像処理装置 5 a の各種の動作を制御する。制御部 5 6 a は、CPU 等を用いて構成される。制御部 5 6 a は、上述した制御部 5 6 の構成に加えて、向き推定部 5 6 7 を有する。

【 0 0 9 8 】

向き推定部 5 6 7 は、領域算出部 5 6 3 が取得した領域内における複数の点の各々と各受信アンテナ 3 1 (n) との位置関係、および各受信アンテナ 3 1 (n) が受信した無線信号の受信強度に基づいて、領域算出部 5 6 3 が取得した領域内における複数の点の各々

の各点におけるカプセル型内視鏡装置 2 の向きを推定する。

【 0 0 9 9 】

〔 画像処理装置の処理 〕

図 1 7 は、画像処理装置 5 a が実行する位置決定処理の概要を示すフローチャートである。

【 0 1 0 0 】

図 1 7 において、ステップ S 3 0 1 ~ ステップ S 3 0 4 は、上述したステップ S 2 0 1 ~ ステップ S 2 0 4 にそれぞれ対応する。

【 0 1 0 1 】

ステップ S 3 0 4 の後、画像処理装置 5 a は、存在領域 T 内の全格子点 P_i について、ループ B の処理を実行する。

10

【 0 1 0 2 】

ステップ S 3 0 5 において、向き推定部 5 6 7 は、格子点 P_i にカプセル型内視鏡装置 2 が存在すると想定した場合のカプセル型内視鏡装置 2 の向きを推定する向き推定処理を実行する。

【 0 1 0 3 】

図 1 8 は、図 1 7 の向き推定処理の概要を示すフローチャートである。図 1 9 および図 2 0 は、向き推定部 5 6 7 によるカプセル型内視鏡装置 2 の向き推定処理を説明するための模式図である。

【 0 1 0 4 】

20

図 1 8 に示すように、まず、向き推定部 5 6 7 は、受信アンテナ 3 1 (n) の各々について、ループ C の処理を実行する。

【 0 1 0 5 】

ステップ S 4 0 1 において、向き推定部 5 6 7 は、図 1 9 に示すように、処理対象の受信アンテナ 3 1 (n) の向きに基づいて、受信アンテナ 3 1 (n) の向きを示すベクトル a を取得する。なお、図 1 9 においては、ベクトル a をカプセル型内視鏡装置 2 の中心 (即ち、格子点 P_i) に平行移動させたベクトル a' として併せて示している。

【 0 1 0 6 】

続いて、向き推定部 5 6 7 は、カプセル型内視鏡装置 2 と受信アンテナ 3 1 (n) との位置関係に基づいて、カプセル型内視鏡装置 2 (格子点 P_i) から受信アンテナ 3 1 (n) に向かうベクトル b を取得する (ステップ S 4 0 2) 。

30

【 0 1 0 7 】

その後、向き推定部 5 6 7 は、ベクトル a' とベクトル b との外積であるベクトル c ($c = a' \times b$) を取得する (ステップ S 4 0 3) 。

【 0 1 0 8 】

続いて、向き推定部 5 6 7 は、受信アンテナ 3 1 (n) における受信強度に基づいて、ベクトル c を半径とする球面 S P からベクトル c と直交する円の円周 C n を取得する (ステップ S 4 0 4) 。

【 0 1 0 9 】

図 2 0 は、向き推定部 5 6 7 による円周 C n を取得する取得方法を説明するための模式図である。図 2 0 に示すように、カプセル型内視鏡装置 2 の向き、即ち、カプセル型内視鏡装置 2 内の送信アンテナ 2 0 7 の向きは、ベクトル c と同一の始点 (格子点 P_i) から出発し、球面 S P 上のいずれかの点を終点とするベクトル x (以下、単に「ベクトル x 」という) によって表すことができる。この場合、ベクトル c と直交する円の円周 (例えば円周 R 1、円周 R 2、・・・等) では、ベクトル x が 1 つの円周上のどの位置を通過したとしても、各受信アンテナ 3 1 (n) の受信強度の理論値が変わらない。そこで、向き推定部 5 6 7 は、各受信アンテナ 3 1 (n) の受信強度に基づいて、ベクトル c と直交する 1 つの円周 C n を、ベクトル x の終点候補の集合として取得する。

40

【 0 1 1 0 】

ループ C の処理を全ての受信アンテナ 3 1 (n) を行うことによって、受信アンテナ 3

50

1 (n) の各々の円周 C_n を取得した後、向き推定部 5 6 7 は、N 個の円周 C_n の交点を求め、この求めた交点からカプセル型内視鏡装置 2 の向き V_c を取得する (ステップ S 4 0 5) 。ステップ 4 0 5 の後、画像処理装置 5 a は、図 1 7 の位置決定処理へ戻る。

【 0 1 1 1 】

図 1 7 に戻り、ステップ S 3 0 6 以降の説明を続ける。

ステップ S 3 0 6 において、理論値算出部 5 6 4 は、格子点 P_i の位置および向き推定部 5 6 7 が検出したカプセル型内視鏡装置 2 の向き V_c に基づいて、各受信アンテナ 3 1 (n) における受信強度の理論値 $V_{t_n}(i)$ を算出する。

【 0 1 1 2 】

続いて、位置決定部 5 6 5 は、理論値算出部 5 6 4 が算出した各受信アンテナ 3 1 (n) の受信強度の理論値 $V_{t_n}(i)$ と、各受信アンテナ 3 1 (n) における現実の受信強度 (測定値) V_n との差の絶対値の和 $M(i)$ を、上述した式 (1 5) によって算出する。

10

【 0 1 1 3 】

ループ B の処理を全ての格子点 P_i について繰り返した後、画像処理装置 5 a は、後述するステップ S 3 0 8 へ移行する。

【 0 1 1 4 】

ステップ S 3 0 8 およびステップ S 3 0 9 は、上述した図 5 のステップ S 2 0 7 およびステップ S 2 0 8 にそれぞれ対応する。ステップ S 3 0 9 の後、画像処理装置 5 a は、上述した図 4 のメインルーチンへ戻る。

20

【 0 1 1 5 】

以上説明した本発明の実施の形態 2 によれば、領域算出部 5 6 3 が向き検出部 5 6 1 によって検出されたカプセル型内視鏡装置 2 の向きと各受信アンテナ 3 1 (n) の受信強度とを用いて取得したカプセル型内視鏡装置 2 の存在領域 T を取得し、理論値算出部 5 6 4 が向き推定部 5 6 7 によって存在領域 T 内の複数の各々と各受信アンテナ 3 1 (n) との位置関係および各受信アンテナ 3 1 (n) の受信強度に基づいて推定した各点におけるカプセル型内視鏡装置の向きを用いて理論値を算出し、この理論値を用いて位置決定部 5 6 5 がカプセル型内視鏡装置の位置を決定する。より詳細には、本実施の形態 2 によれば、最初に大まかなカプセル型内視鏡装置 2 の存在領域 T を検出した後に、各受信アンテナ 3 1 (n) の受信強度を用いてより細かい領域でカプセル型内視鏡装置 2 の位置をさらに絞り込むことによって、カプセル型内視鏡装置 2 の位置を決定するので、より精度の高い位置検出を行うことができる。

30

【 0 1 1 6 】

(実施の形態 1 , 2 の変形例)

また、上述した本発明の実施の形態 1 , 2 では、画像処理装置に、向き検出部、距離算出部、領域算出部、理論値算出部、位置決定部、軌跡算出部および向き推定部が設けられていたが、これらの機能を受信装置に設けてもよい。即ち、受信装置は、各受信アンテナが受信した無線信号の受信強度を算出する受信強度算出部と、受信アンテナユニットに対するカプセル型内視鏡装置の向きを検出する向き検出部と、受信強度算出部が算出した各受信アンテナの受信強度と向き検出部が検出した向きとに基づいて、各受信アンテナとカプセル型内視鏡装置との距離を算出する距離算出部と、複数の受信アンテナに対して距離算出部が算出した距離を半径とする複数の球のうち少なくとも 3 つの球の表面が重なり合う交点を含む領域をそれぞれ算出する領域算出部と、領域算出部が算出した領域内で設定される複数の点の各々に基づいて、この複数の点の各々にカプセル型内視鏡装置が存在すると想定した場合に各受信アンテナが受信する無線信号の受信強度の理論値を算出する理論値算出部と、複数の点の中から、理論値算出部が算出した理論値と受信強度算出部が算出した受信強度との差が最小となる点を、カプセル型内視鏡装置の位置として決定する位置決定部と、を備えてもよい。

40

【 0 1 1 7 】

第 1 の地磁気センサ 3 3 が検出する第 1 地磁気データの検出タイミング、カプセル型内

50

視鏡装置 2 の撮像部 203 が撮像する画像データの撮像タイミング、および第 2 の地磁気センサ 212 が検出する第 2 の地磁気データの検出タイミングは、単方向通信によって同期させてもよい。

【0118】

具体的には、受信装置において、カプセル型内視鏡装置 2 の撮像部 203 が撮像する画像データのフレームレート以上のフレームレート（周期）で第 1 の地磁気センサ 33 が検出した第 1 の地磁気データを一時記録部に記録し、第 1 の地磁気センサ 33 が新たな第 1 の地磁気データを検出する毎に一時記録部に記録した第 1 の地磁気データを更新する。

【0119】

この場合、受信装置は、第 2 の地磁気センサ 212 が検出した第 2 の地磁気データを含むカプセル型内視鏡装置 2 の画像データを各受信アンテナ 31（n）で受信したタイミングで一時記録部に記録している第 1 の地磁気センサ 33 の第 1 の地磁気データと、カプセル型内視鏡装置 2 から受信した画像データと、受信装置によって算出された各受信アンテナ 31（n）が受信した無線信号の受信強度と、を関連付けて記録する。カプセル型内視鏡装置 2 の向きを検出する向き検出部は、カプセル型内視鏡装置 2 から受信した画像データ、この画像データに関連付けられた第 1 の地磁気データ、およびカプセル型内視鏡装置 2 から受信した画像データに含まれる第 2 の地磁気センサ 212 が検出した第 2 の地磁気データに基づいて、カプセル型内視鏡装置 2 の向きを検出する。これにより、第 1 の地磁気センサ 33 が検出する第 1 の地磁気データの検出タイミングと、カプセル型内視鏡装置 2 の撮像部 203 が撮像する画像データの撮像タイミングと、第 2 の地磁気センサ 212 が検出する第 2 の地磁気データの検出タイミングとを同期させて受信アンテナユニット 3 に対するカプセル型内視鏡装置 2 の向きを検出することができる。

【0120】

以上説明した本発明の実施の形態 1, 2 の変形例によれば、計算量を抑えつつ、従来よりも高い精度でカプセル型内視鏡装置 2 の位置を検出することができる。

【0121】

（その他の実施の形態）

また、上述した実施の形態 1, 2 では、位置決定部が領域算出部によって取得された領域内における複数の点の中から、各点の理論値算出部が算出した理論値と受信装置が算出した各受信アンテナの受信強度との誤差が最小となる点を、カプセル型内視鏡装置の位置として決定していたが、領域算出部によって取得された領域内における複数の点の中から、各点の位置に応じて各受信アンテナの測定誤差を加味したパラメータが付与された受信強度と理論値との誤差が最小となる点を、カプセル型内視鏡装置の位置として決定してもよい。これにより、より精度の高い位置検出を行うことができる。

【0122】

また、上述した実施の形態 1, 2 では、向き検出部は、第 1 の地磁気センサが生成した第 1 の地磁気データと第 2 の地磁気センサが生成した第 2 の地磁気データとに基づいて、受信アンテナユニットに対するカプセル型内視鏡装置の向きを検出していたが、例えば、カプセル型内視鏡装置に 3 軸の加速度センサを設け、この加速度センサが検出する検出結果に基づいて、受信アンテナユニットに対するカプセル型内視鏡装置の向きを検出してもよい。

【0123】

このように、本発明は、ここでは記載していない様々な実施の形態を含みうるものであり、特許請求の範囲によって特定される技術的思想の範囲内で種々の設計変更等を行うことが可能である。

【符号の説明】

【0124】

- 1 カプセル型内視鏡システム
- 2 カプセル型内視鏡装置
- 3 受信アンテナユニット

10

20

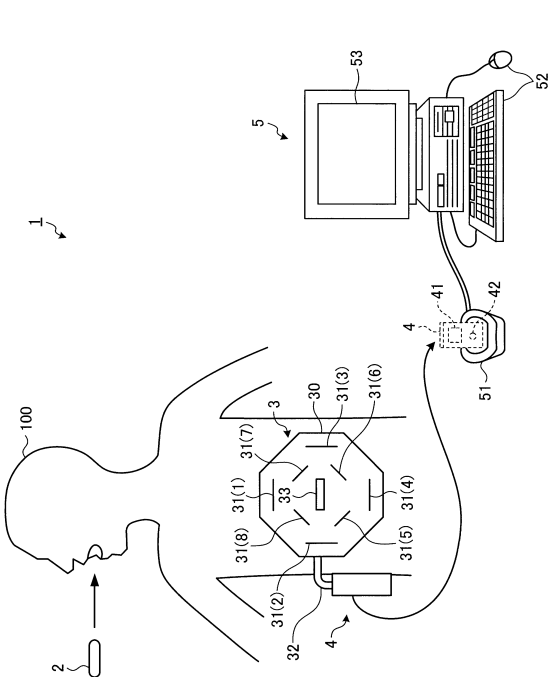
30

40

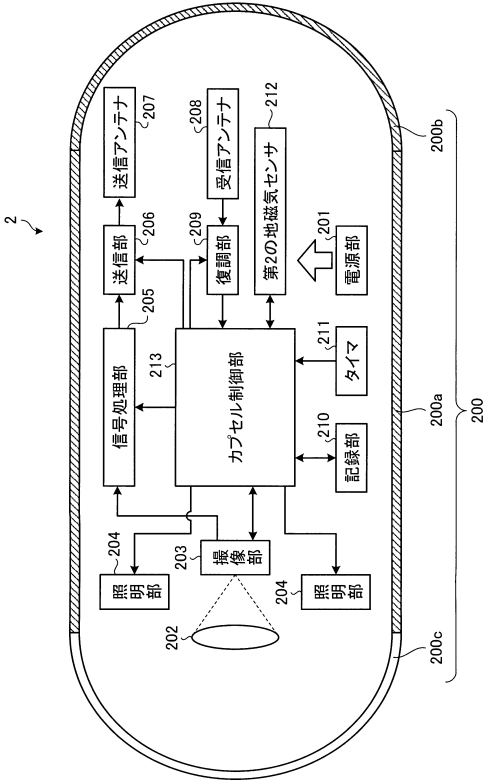
50

4	受信装置	
5	, 5 a 画像処理装置	
3 0	シート部	
3 1	受信アンテナ	
3 2	アンテナケーブル	
3 3	第 1 の地磁気センサ	
4 1	受信表示部	
4 2	操作部	
5 1	クレードル	
5 2	操作入力部	10
5 3	表示部	
5 4	, 2 1 0 記録部	
5 5	出力部	
5 6	, 5 6 a 制御部	
1 0 0	被検体	
2 0 0	筐体	
2 0 0 a	筒部	
2 0 0 b	, 2 0 0 c ドーム部	
2 0 1	電源部	
2 0 2	光学系	20
2 0 3	撮像部	
2 0 4	照明部	
2 0 5	信号処理部	
2 0 6	送信部	
2 0 7	送信アンテナ	
2 0 8	受信アンテナ	
2 0 9	復調部	
2 1 1	タイマ	
2 1 2	第 2 の地磁気センサ	
2 1 3	カプセル制御部	30
5 6 1	向き検出部	
5 6 2	距離算出部	
5 6 3	領域算出部	
5 6 4	理論値算出部	
5 6 5	位置決定部	
5 6 6	軌跡算出部	
5 6 7	向き推定部	

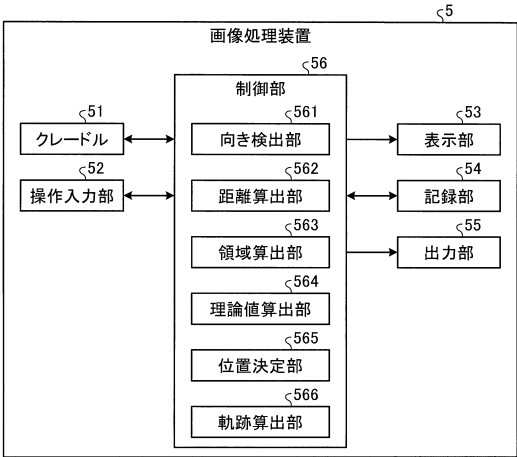
【図 1】



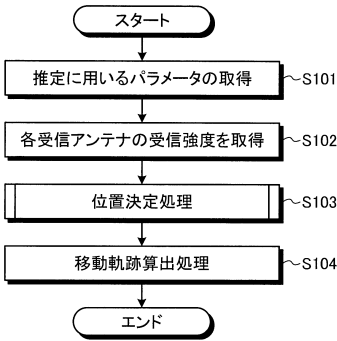
【図 2】



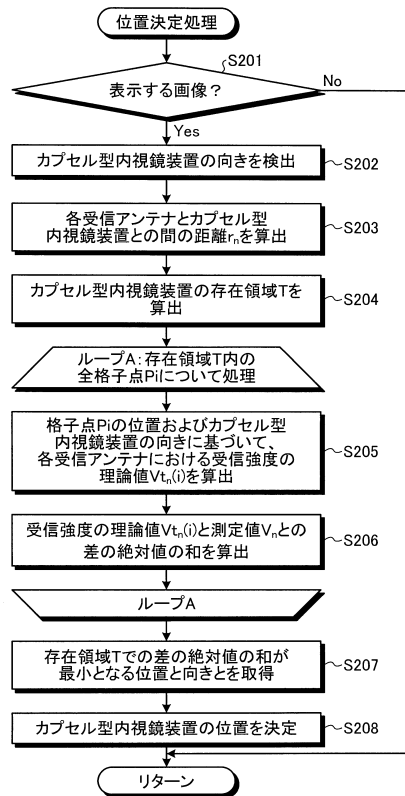
【図 3】



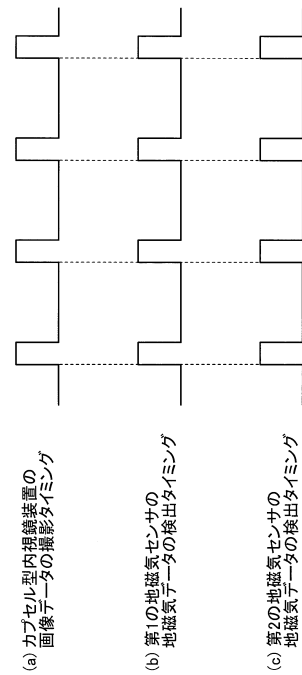
【図 4】



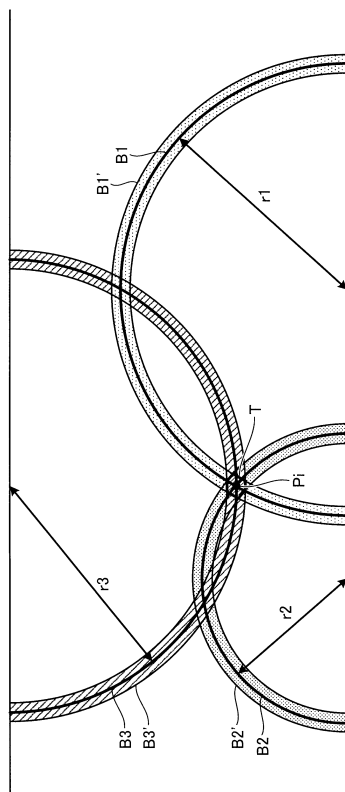
【図 5】



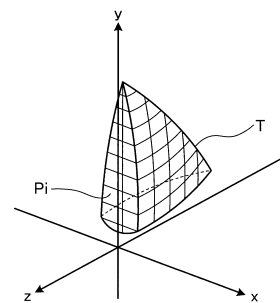
【図 6】



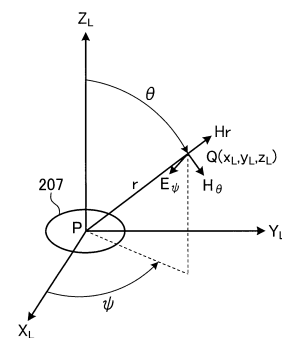
【図 7】



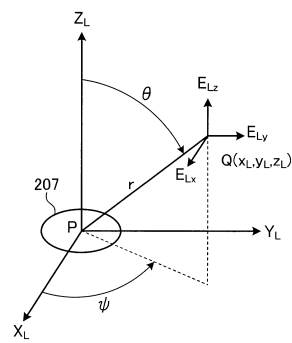
【図 8】



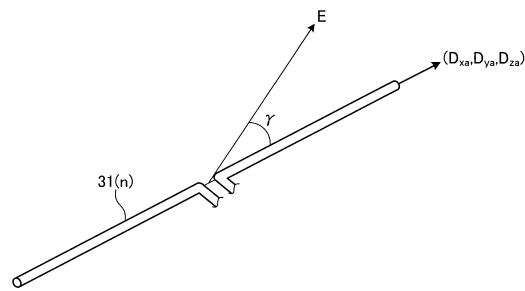
【図 9】



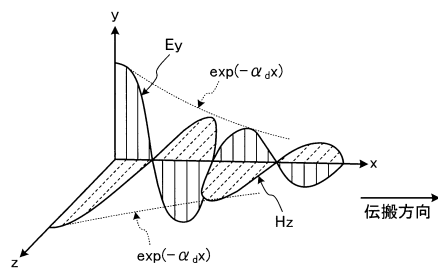
【図 1 0】



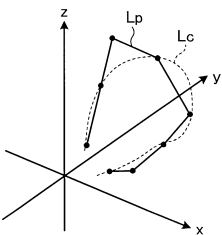
【図 1 2】



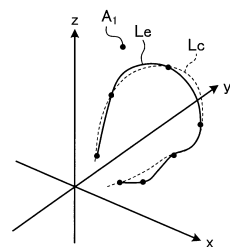
【図 1 1】



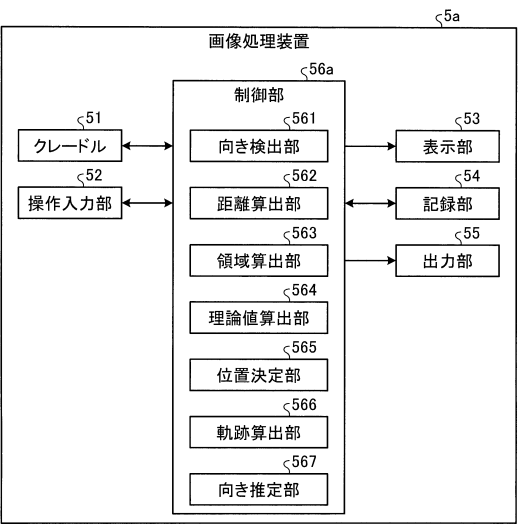
【図 1 3】



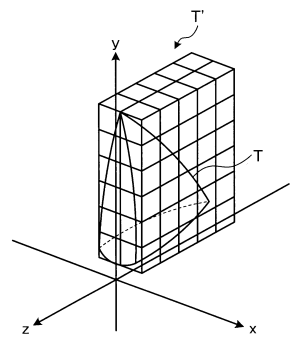
【図 1 4】



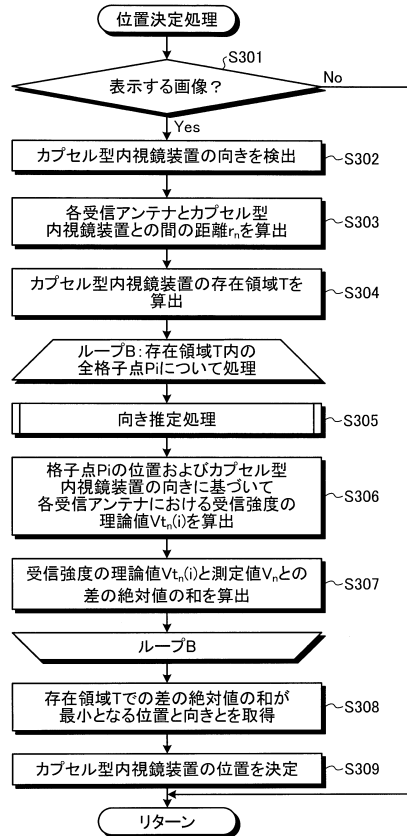
【図 1 6】



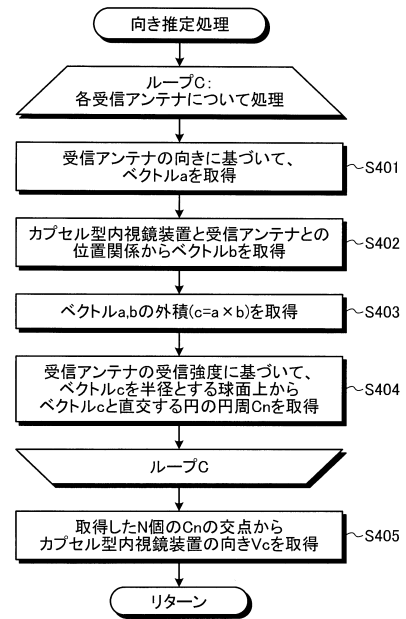
【図 1 5】



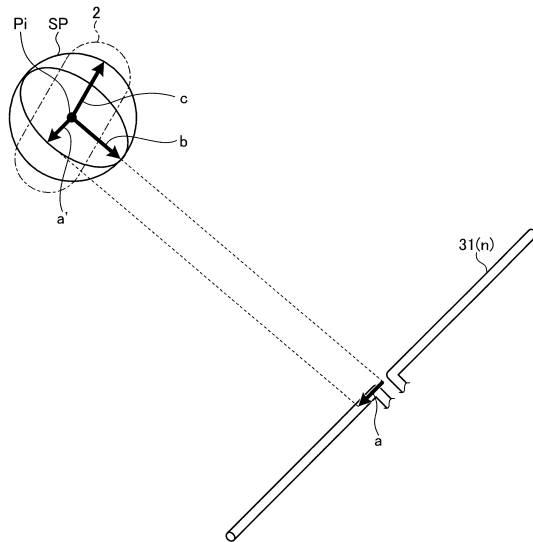
【図 17】



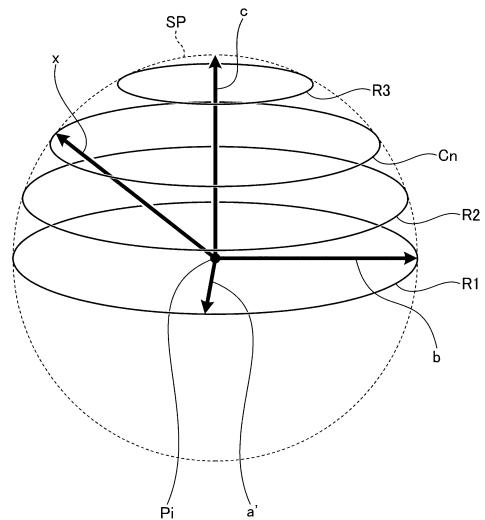
【図 18】



【図 19】



【図 20】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2013/162033(WO,A1)
特開2006-149686(JP,A)
国際公開第2012/117815(WO,A1)

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

专利名称(译)	胶囊型内窥镜系统，位置确定方法和程序		
公开(公告)号	JP6284436B2	公开(公告)日	2018-02-28
申请号	JP2014119963	申请日	2014-06-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	檜垣直哉 穂満政敏		
发明人	檜垣 直哉 穂満 政敏		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.C A61B1/00.552 A61B1/00.320.B A61B1/00.320.Z A61B1/00.610 A61B1/01 A61B1/045.631		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/HH55 4C161/JJ17 4C161/NN03 4C161/UU06		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2015231495A5 JP2015231495A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发 明 的 课 题 在 于 提 供 一 种 抑 制 计 算 量 ， 并 且 能 够 比 以 往 更 高 精 度 地 检 测 胶 囊 型 内 窥 镜 装 置 的 位 置 的 胶 囊 型 内 窥 镜 系 统 ， 位 置 确 定 方 法 以 及 程 序 。 一 种 胶 囊 型 内 窥 镜 系 统 中 ， 基 于 每 个 接 收 天 线 方 向 的 接 收 强 度 和 胶 囊 型 内 窥 镜 的 接 收 强 度 计 算 单 元 相 对 于 所 述 接 收 天 线 单 元 取 向 检 测 单 元 561 已 检 测 到 计 算 ， 距 离 计 算 单 元 562 ， 用 于 计 算 每 个 接 收 天 线 与 胶 囊 内 窥 镜 装 置 之 间 的 距 离 ， 当 基 于 563 获 取 的 区 域 内 的 多 个 点 中 的 每 个 点 假 设 在 每 个 点 处 存 在 胶 囊 内 窥 镜 设 备 时 ， 计 算 由 每 个 接 收 天 线 接 收 的 无 线 电 信 号 的 接 收 强 度 的 理 论 值 的 理 论 值 计 算 单 元 564 ， 由 理 论 值 计 算 单 元 564 计 算 的 理 论 值 和 由 接 收 强 度 计 算 单 元 计 算 的 接 收 并 且 ， 位 置 确 定 单 元 565 确 定 位 置 和 强 度 之 间 的 差 异 被 最 小 化 的 点 作 为 胶 囊 内 窥 镜 设 备 的 位 置 。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6284436号 (P6284436)
(45) 発行日 平成30年2月28日 (2018. 2. 28)	(24) 登録日 平成30年2月9日 (2018. 2. 9)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1 / 0 0 (2006. 01)	F I A 6 1 B 1 / 0 0 C A 6 1 B 1 / 0 0 5 5 2	
請求項の数 9 (全 27 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-119963 (P2014-119963) (22) 出願日 平成26年6月10日 (2014. 6. 10) (65) 公開番号 特開2015-231495 (P2015-231495A) (43) 公開日 平成27年12月24日 (2015. 12. 24) 審査請求日 平成28年10月25日 (2016. 10. 25)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 (74) 代理人 100089118 弁理士 酒井 宏明 (72) 発明者 檜垣 直哉 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内 (72) 発明者 穂満 政敏 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3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	最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル型内視鏡システム、位置決定方法およびプログラム