

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-283001

(P2007-283001A)

(43) 公開日 平成19年11月1日(2007.11.1)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	2 H 0 4 0
A 6 1 B 5/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z	4 C 0 3 8
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 5/07	4 C 0 6 1
	G 0 2 B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2006-115958 (P2006-115958)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成18年4月19日 (2006. 4. 19)	(71) 出願人	オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	長谷川 潤 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	野波 徹緒 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
		F ターム (参考)	2H040 DA00 DA55 GA02 4C038 CC03 CC09 4C061 AA00 BB00 CC06 DD00 HH51 LL01 NN01 NN03 NN05 NN07 QQ02 QQ06 UU06 VV03 YY02

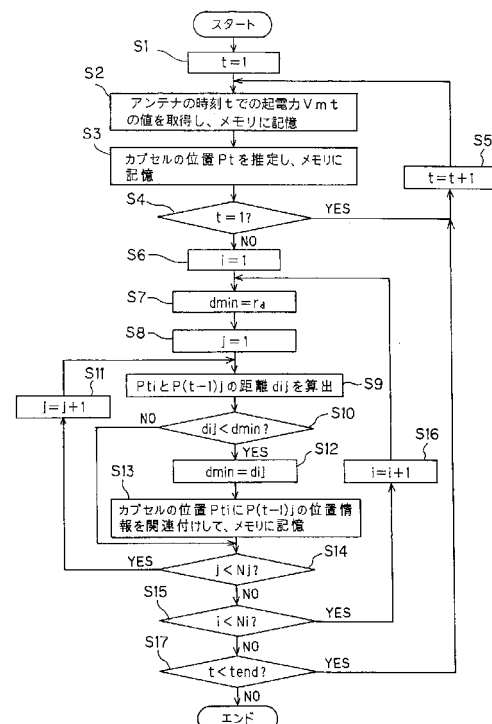
(54) 【発明の名称】 カプセル型医療装置

(57) 【要約】

【課題】 カプセル型体内装置の位置が複数推定された場合においても信頼性の高い軌跡及び位置を算出できるカプセル型医療装置を提供する。

【解決手段】 体内を移動するカプセル型内視鏡3に内蔵されたアンテナの位置を複数のアンテナを用いて推定し、隣接する時刻で推定された2つの位置 $P(t)$ 、 $P(t-1)$ の距離 d_{ij} が所定値以内の場合にはそれらの位置情報を関連付けてメモリに接続情報として記憶する。その後、メモリに記憶された接続情報から経路探索を行い、軌跡を算出する処理を行う。

【選択図】 図10



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体内に挿入され、アンテナを備えたカプセル型体内装置と、
前記カプセル型体内装置のアンテナから電磁波の信号を無線で送信する無線送信手段と

、
前記生体外に配置される複数の体外アンテナと、

前記複数の体外アンテナによって受信した時刻における前記電磁波の信号から前記アンテナ若しくはカプセル型体内装置の位置を推定する推定手段と、

前記推定手段により推定された互いに異なる時刻の位置のものが複数推定された場合に対して設定される条件に従って前記カプセル型体内装置の移動した軌跡を算出する軌跡算出手段と、

を具備したことを特徴とするカプセル型医療装置。

【請求項 2】

前記推定手段は、前記アンテナの位置と共に前記アンテナの向きを推定し、前記推定手段により推定された位置及び向きの推定値を、実際に検出される検出値と比較し、その比較した値から算出される前記位置及び向きの更新値が所定値以下になるように、前記推定手段による位置及び向きの推定値を補正することを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 3】

前記軌跡算出手段は、経時的に隣接する 2 つの時刻においてそれぞれ推定された 2 つの位置間の距離が所定値以下のものを前記条件として前記軌跡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医療装置。

【請求項 4】

前記軌跡算出手段は、経時的に最初の時刻で推定された始点となる位置と最終の時刻で推定された終点となる位置との間において、始点と終点との間で推定された各位置を結ぶ複数の経路における所定値以下のものを前記条件として前記軌跡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医療装置。

【請求項 5】

前記軌跡算出手段は、前記カプセル型医療装置が挿入される前記生体を複数の小領域に分割し、経時的に隣接する 2 つの時刻においてそれぞれ推定された 2 つの位置が近接した関係の小領域内にあるか否かを前記条件として前記軌跡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医療装置。

【請求項 6】

前記軌跡算出手段は、前記始点と終点との間で推定された各位置を結ぶ複数の経路の長さが最小となるものを前記軌跡として算出することを特徴とする請求項 4 に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 7】

前記軌跡算出手段は、前記始点と終点との間で推定された各位置を結ぶ複数の経路に含まれる推定された位置が最大となるものを前記軌跡として算出することを特徴とする請求項 4 に記載のカプセル型医療装置。

【請求項 8】

前記軌跡算出手段は、経時的に隣接して推定された 2 つの位置に対して、前記 2 つの位置間の距離情報と、2 つの位置を推定する際に得られる推定情報とを含む評価関数を定義し、この評価関数の値が所定値以下となるものを前記条件として、前記軌跡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医療装置。

【請求項 9】

前記軌跡算出手段は、経時的に隣接する 2 つの時刻においてそれぞれ推定された 2 つの位置が前記軌跡の候補となる接続関係にある位置となるものを前記条件に従って判定する判定手段と、前記接続関係にある位置と判定された情報を用いて接続関係の経路を調べることにより前記軌跡を算出する算出手段とを有することを特徴とする請求項 1 に記載のカ

10

20

30

40

50

プセル型医療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内に挿入され、撮像等を行うカプセル型医療装置に関する。

【背景技術】

【0002】

挿入部を体腔内に挿入することにより、体腔内を診断或いは必要に応じて処置を行うことができる内視鏡は、医療用分野その他で広く普及している。

また、最近においては、口から飲み込むことにより、体腔内を撮像して内視鏡検査を行うことができるカプセル形状にしたカプセル型体内装置（カプセルと略記）を備えたカプセル型医療装置も実用化される状況になっている。

カプセルは、体腔内に挿入された場合には、通常は蠕動運動などにより体腔内を移動するため、カプセルにより得られる情報が、体腔内のどの位置に相当するものであるかを知ることが望ましい場合がある。

このため、例えば第1の従来例として特表2003-524448号公報においては、体腔内のカプセルからアンテナを介して無線送信した信号を体外に配置した複数のアンテナで受信して、その受信信号の強度等によりカプセルの位置を算出するものを開示している。

また、第2の従来例としての特開2005-198789号公報には、体腔内のカプセルのアンテナを介して無線送信した信号を体外に配置した複数のアンテナで受信して、その受信信号の強度等によりカプセルの位置及び向きを算出するものを開示している。

【特許文献1】特表2003-524448号公報

【特許文献2】特開2005-198789号公報

【非特許文献1】データ構造とアルゴリズム コロナ社（株） 斎藤、西原 共著 p124 - p129

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

カプセルの位置を推定する場合において、ノイズ等のために複数の位置を推定してしまう可能性がある。このように、カプセルの位置が複数推定或いは検出されたような場合、上記第1及び第2の従来例では、適切に軌跡を算出する手段或いは方法を開示していない。

このように複数の位置が推定されたような場合には、カプセル内のアンテナの各時刻での位置が定まらなると、カプセルの移動の軌跡も定めにくくなり、カプセルにより得られる体内の情報等の利用価値が低くなってしまう。

【0004】

（発明の目的）

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、カプセル型体内装置の位置が複数推定された場合においても信頼性の高い軌跡及び位置を算出できるカプセル型医療装置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】

【0005】

本発明のカプセル型医療装置は、生体内に挿入され、アンテナを備えたカプセル型体内装置と、

前記カプセル型体内装置のアンテナから電磁波の信号を無線で送信する無線送信手段と、

前記生体外に配置される複数の体外アンテナと、

前記複数の体外アンテナによって受信した時刻における前記電磁波の信号から前記アンテナ若しくはカプセル型体内装置の位置を推定する推定手段と、

10

20

30

40

50

前記推定手段により推定された互いに異なる時刻の位置のものが複数推定された場合に対して設定される条件に従って前記カプセル型体内装置の移動した軌跡を算出する軌跡算出手段と、

を具備したことを特徴とする。

上記構成により、カプセル型体内装置に内蔵されたアンテナ若しくはカプセル型体内装置の位置を推定手段により推定し、異なる時刻で推定された位置に対して、設定される条件に従ってその条件を満たすものを用いて、軌跡を算出することにより、複数の位置が推定された場合にも信頼性が高い軌跡及び位置を算出できるようにしている。

【発明の効果】

【0006】

10

本発明によれば、複数の位置が推定された場合にも信頼性の高い軌跡及び位置を算出できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0008】

図1ないし図12は本発明の実施例1に係り、図1は本発明の実施例1のカプセル型内視鏡装置等の構成を示し、図2はカプセル型内視鏡の内部構成を示し、図3はアンテナユニットを構成する複数のアンテナの配置例とそのアンテナに設定した座標系を示し、図4

20

はカプセル型内視鏡と体外装置における送受信する電気系の構成を示す。
また、図5はカプセル型内視鏡から無線で送信する画像信号等を示し、図6はカプセル型内視鏡の円形コイルによるアンテナから任意の位置における電磁界の成分などを示し、図7は図6のアンテナが発生した電界を受信するアンテナユニットを構成する棒状のアンテナの向きDaとの関係を示す。

【0009】

また、図8は経時的に隣接する時刻で推定された複数の位置を示し、図9は隣接する時刻で推定された位置が予め設定された値の半径 r_d の球内にあるか否かの様子を示し、図10は隣接する時刻で推定された位置により軌跡の候補となる接続関係を決定する処理内容を示し、図11は図10の処理後に軌跡を算出する処理内容を示し、図12はカプセル

30

型内視鏡により撮像された画像を、算出された軌跡を形成する位置と共に表示した表示例を示す。
図1(A)に示すように本発明の実施例1のカプセル型内視鏡装置1は、患者2が口から飲み込むことにより体腔内に挿入されるカプセル型体内装置として、例えば体腔内を撮像するカプセル型内視鏡3と、この患者2の体外に配置され、カプセル型内視鏡3で撮像した画像情報を無線で受信するアンテナユニット4に接続される体外装置(或いは外部装置)5とを備えている。

図1(B)に示すようにこの体外装置5はクレードル6に装着することにより、パーソナルコンピュータ等により構成される端末装置7に電氣的に接続され、端末装置7は体外装置5に蓄積した画像をキーボード8aやマウス8b等の入力・操作デバイスの操作によりこの端末装置7内に取り込み、取り込んだ画像をモニタ部8cで表示すること等ができる。

40

図1(A)に示すようにカプセル型内視鏡3を飲み込んで内視鏡検査を行う場合に使用される患者2が着るジャケット10には、複数のアンテナ11が取り付けられたアンテナユニット4が設けてある。

【0010】

カプセル型内視鏡3により撮像され、それに内蔵されたアンテナ23(図2参照)から送信された信号は、アンテナユニット4の複数のアンテナ11で受信され、このアンテナユニット4に接続された体外装置5に撮像した画像を保存することができるようになっている。

50

また、この体外装置 5 は、例えば箱形状であり、その前面には画像表示を行う液晶モニタ 12 と、指示操作等を行う操作部 13 とが設けてある。

なお、体外装置 5 には、バッテリー残量に関する警告表示用の LED や操作部 13 としての電源スイッチなどのみを設ける構成としてもよい。また、第 2 の体外装置として、カプセル型内視鏡 3 から送信される画像信号を処理し、備え付けの液晶モニタ画像表示させるような図示しない携帯型の表示装置（ビューワ）が接続されるようにしても良い。

図 2 に示すようにカプセル型内視鏡 3 は、円筒の後端側を閉塞した形状を有する外装部材 14 と、この円筒の先端側に接着剤によって接続されて閉塞する略半球形状に丸みを付けたドーム型カバー 14a にて、全体としてカプセル形状で水密構造となっている。

この透明なドーム型カバー 14a 内で、円筒の中央付近には、ドーム型カバー 14a を介して入射された像を結像する対物レンズ 15 がレンズ枠 16 に取り付けられて配置され、その結像位置には撮像素子としてここでは CCD イメージャ 17 が配置されている。

【0011】

また、対物レンズ 15 の周囲には、照明系として、ここでは白色 LED 18 が 4 つ、同一平面上に配置されている。また、例えば CCD イメージャ 17 の裏面側には、白色 LED 18 を発光駆動させると共に、CCD イメージャ 17 を駆動して CCD イメージャ 17 から入力される撮像信号から画像信号を生成する信号処理を行う処理回路 19、画像信号を送信すると共に、体外装置 5 からの信号を受信する機能を持つ送受信回路 20、これらの回路 19、20 に電源を供給するボタン型電池 21 が外装部材 14 の内部に配置されている。

また、ボタン型電池 21 の後端側、つまり他方の半球形状内側には送受信回路 20 と接続され、電波を送受信する円形コイル（円形のループコイル）状のアンテナ 23 が配置されている。なお、CCD イメージャ 17、白色 LED 18 や各回路は、図示しない基板上に設けられ、各基板はフレキシブル基板にて接続されている。

【0012】

カプセル型内視鏡 3 の処理回路 19 は、CCD イメージャ 17 の撮像のタイミングを制御する制御信号を発生し、通常の撮像では 1 秒間に 2 フレームの画像を撮像し、食道のようにカプセル型内視鏡 3 が比較的高速に移動するような部位では例えば 15 から 30 フレームの画像を撮像する。

また、アンテナ 23 は、体外装置 5 から送られてく信号を受信し、受信した信号は送受信回路 20 により処理され、処理回路 19 に送られる。処理回路 19 は送られてきた信号によって CCD イメージャ 17 の撮像のタイミングや白色 LED 18 の点灯の ON/OFF 等を制御する。カプセル型内視鏡 3 の処理回路 19 に磁石等の磁性体を近づけるとカプセル型内視鏡 3 内の電源が ON/OFF 可能な回路を組み込み、患者がカプセル型内視鏡 3 を飲み込む前にカプセル型内視鏡 3 の電源を入れて画像を撮影しても良い。

図 1 (A) に示した患者 2 が着るジャケット 10 に取り付けしたアンテナユニット 4 は、拡大して示すと、図 3 に示すようにアンテナ 11a、11b、...、11i によって構成される。

【0013】

カプセル型内視鏡 3 及び体外装置 5 における送受信する部分の構成は、図 4 に示すようになる。図 4 に示すようにカプセル型内視鏡 3 は、（白色 LED 18 及び CCD イメージャ 17 からなる）撮像回路 31 により撮像され、処理回路 19 により処理された信号は、送受信回路 20 を経て高周波で変調され、円形のループコイルからなるアンテナ 23 から電波で送信される。

このアンテナ 23 から送信される信号は、体外のアンテナユニット 4 を構成する複数のアンテナ 11a、11b、...、11i により受信される。そして、複数のアンテナ 11a、11b、...、11i に接続された送受信回路 33 により復調され、信号処理回路 34 に入力される。この信号処理回路 34 により画像信号に変換されて液晶モニタ 12 で表示されると共に、画像データ等がメモリ 35 に格納される。

また、メモリ 35 に格納された画像データは、ユーザによる操作部 13 からの指示操作

10

20

30

40

50

により液晶モニタ 12 に送ることができ、その表示面に過去の画像を表示させることもできる。

【0014】

また、本実施例においては、体外装置 5 には、例えば CPU 36 を用いて構成されるアンテナ位置 & 向き推定部 36a が設けてあり、このアンテナ位置 & 向き推定部 36a は、カプセル型内視鏡 3 に内蔵されたアンテナ 23 の位置及び向きを推定する推定処理を行いその位置及び向きを算出する。

後述するようにこの推定処理は、初期状態では適宜に位置及び向きを設定して、それらに対して Gauss - Newton 法で位置及び向きの推定処理を反復して行う。その際、推定処理により、推定前の値とのずれ量が小さい値以下となるまで反復推定する。

10

換言すると、推定処理を行う推定手段と、その推定手段により推定された推定値（具体的には位置及び向き）が推定前の値と比較してその差分値が所定値以下となるように推定値を更新補正する更新補正手段とを備えている。

【0015】

また、体外装置 5 に設けられた操作部 13 を操作して、撮像周期を変更させる等の指示信号を信号処理回路 34 に入力すると、この信号処理回路 34 は、送受信回路 33 に指示信号を送り、送受信回路 33 は指示信号を変調してアンテナ 11a、11b、...、11i から送信する。

アンテナ 11a、11b、...、11i から送信された信号は、アンテナ 23 により受信され、送受信回路 20 により復調され、送受信回路 20 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。

20

本実施例においては、カプセル型内視鏡 3 のアンテナ 23 から体外装置 5 に撮像回路 31 で撮像した画像信号を送信する場合には、例えば図 5 (A) に示すように画像信号と共に、受信強度を検出し易くする受信強度検出信号を送る。

【0016】

つまり、各 1 フレーム期間中には、受信強度検出用信号を送信する検出期間 T_a と、画像信号を送信する画像信号期間 T_b を設けており、強度検出期間 T_a には一定の強度（振幅）の受信強度検出用信号を送信する。

そして、この受信強度検出用信号はアンテナユニット 4 のアンテナ 11a、11b、...、11i により受信され、送受信回路 33 に入力される。送受信回路 33 は、受信強度検出用信号を復調して信号処理回路 34 に送り、信号処理回路 34 は各アンテナ 11s ($s = a, b, \dots, i$) により受信された受信強度検出用信号の強度を比較し、比較結果からカプセル型内視鏡 3 が送信した画像信号を受信するのに適したアンテナを選択して受信する。尚、図 5 (B) のように受信強度検出信号を省いて画像信号のみで同様に行うようにしても良い。

30

また、信号処理回路 34 は、受信するのに適したアンテナによって得られた画像信号及び各アンテナ 11s の受信強度検出用信号を信号処理回路 34 に接続されているコンパクトフラッシュ（登録商標）等の不揮発性のメモリ 35 に送り、メモリ 35 に格納（記憶）する。

【0017】

40

この場合、画像信号を受信するアンテナとして複数、例えば 2 つのアンテナを選択して、同時に同じ内容の画像信号を 2 つ記録するようにしても良い。また、その際、記録する画像信号の強度を 1 フレーム分積算してその積算結果の大きい方をメモリ 35 に残し、他方を消去するようにしても良い。

また、信号処理回路 34 は、受信に最も適したアンテナによって得られた画像信号を信号処理回路 34 に接続される液晶モニタ 12 に送り、カプセル型内視鏡 3 で撮影された画像を表示する。

本実施例においては、上記のように体外装置 5 には、例えば CPU 36 により構成されるアンテナ位置 & 向き推定部 36a が設けてあり、このアンテナ位置 & 向き推定部 36a によって、カプセル型内視鏡 3 に内蔵されたアンテナ 23 の位置及び向きを算出する。

50

また、本実施例では、CPU 36は、アンテナ位置&向き推定部36aの処理機能により算出された時系列的（経時的）に得られたアンテナ23の各位置をカプセル型内視鏡3の位置として、それら位置に対して、隣接する位置の間の距離が所定値以下の条件を満たすか否かの判定を行い、条件を満たすものを用いてより精度の高い軌跡（経路）を算出する軌跡推定部（軌跡算出部）36bの機能も持つ。

このアンテナ位置&向き推定部36aは、後述するようにアンテナ23の初期状態の位置及び向きの初期値（例えば、測定空間の中心位置とXYZ軸方向のいずれかの方向）を設定する。

そして、その0番目の更新値を用いて体外アンテナ11a、11b、...、11iに発生する電磁界の検出値を推定し、実際に検出（測定）される検出値との差の二乗和から0番目の位置及び向きに対する更新量を算出する。0番目の位置、向き及び0番目の位置、向きの更新値から1番目の位置及び向きを算出する。

【0018】

この1番目の位置及び向きに対して同様の推定処理を繰り返し行い、各推定前後の更新値の変化量が十分に小さな値以下になった更新値をアンテナ23の位置及び向きとする推定値補正処理を行う。このようにして、精度の高い位置及び向きを算出する。算出された位置及び向きの情報は例えばメモリ35に格納される。

本実施例において、アンテナユニット4の複数のアンテナ11a、11b、...、11i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推定手法について説明する。

図6(A)に示すようにカプセル型内視鏡3内に配置された円形コイル或いは円形ループによるアンテナ23を基準とした座標系 X_L, Y_L, Z_L において、任意の位置 $P(x_L, y_L, z_L)$ における電磁界（静電界、放射電磁界、誘導電磁界の成分） H_r, H, E は次の式で表される。

【0019】

$$\begin{aligned} H_r &= (IS/2) (jk/r^2 + 1/r^3) \exp(-jkr) \cos \\ H &= (IS/4) (-k^2/r + jk/r^2 + 1/r^3) \exp(-jkr) \sin \quad (1) \\ E &= -(j\mu IS/4) (jk/r + 1/r^2) \exp(-jkr) \sin \end{aligned}$$

ここで、 H_r 及び H は磁界成分、 E は電界成分を表し、また I と S はアンテナ23に流れる電流とそのアンテナ23を構成する円形コイルの面積である。また、 r は、アンテナ23と任意の位置までの距離 $r = (x^2 + y^2 + z^2)^{1/2}$ 、 k は $k = (\mu)^{1/2}$ （ ϵ は誘電率、 μ は透磁率）、 j は虚数単位である。

【0020】

カプセル型内視鏡3内に配置されたアンテナ23により発生する電磁界の周波数が高く、図1(A)に示すようにカプセル型内視鏡3と、患者2の体表に取り付けられたアンテナ11sとの距離が十分離れている場合には、アンテナ11sに到達する電磁界は、放射電磁界の成分が最も大きくなる（従って、静電界及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、これらを無視することができる）。よって、式(1)は、次の式(2)のようになる。

$$\begin{aligned} H_r &= 0 \\ H &= (IS/4) (-k^2/r) \exp(-jkr) \sin \quad (2) \\ E &= -(j\mu IS/4) (jk/r) \exp(-jkr) \sin \end{aligned}$$

患者2の体表に取り付けられたアンテナ11sが電界を検出する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 となる。

式(2)の電界 E 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 E の瞬時値は、式(2)の電界 E に両辺に $\exp(jt)$ を掛けて実部を抽出することにより求められる。

【0021】

$$E \exp(jt) = -(j\mu IS/4) (jk/r) \exp(-jkr) \sin \exp(jt)$$

10

20

30

40

50

$$= \left(\mu I S k / 4 \quad r \right) (\cos U + j \sin U) \sin \quad (3)$$

但し、 $U = t - kr$ である。

ここで、式(3)の実部を抽出すると、電界 E の瞬時値は次のようになる。

$$E = \left(\mu I S k / 4 \quad r \right) \cos U \sin \quad (4)$$

また、式(4)を図6(B)に示すように極座標系 (r, \quad) から直交座標系 (X_L, Y_L, Z_L) に変換すると、その X_L, Y_L, Z_L の電界成分 E_{Lx}, E_{Ly}, E_{Lz} は、

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

10

となる。

【0022】

また、カプセル型内視鏡3のアンテナ23を基準とした座標系 $X_L Y_L Z_L$ において、位置 $P(x_L, y_L, z_L)$ を患者2の体を基準とした座標系 $X_W Y_W Z_W$ に変換する式は、

[数1]

$$\begin{bmatrix} x_{Lp} \\ y_{Lp} \\ z_{Lp} \end{bmatrix} = R^{-1} \left[\begin{bmatrix} x_{wp} \\ y_{wp} \\ z_{wp} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} x_{wg} \\ y_{wg} \\ z_{wg} \end{bmatrix} \right] = \begin{bmatrix} R_{00} & R_{01} & R_{02} \\ R_{10} & R_{11} & R_{12} \\ R_{20} & R_{21} & R_{22} \end{bmatrix} \left[\begin{bmatrix} x_{wp} \\ y_{wp} \\ z_{wp} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} x_{wg} \\ y_{wg} \\ z_{wg} \end{bmatrix} \right] \quad (6) \quad 20$$

となる。ただし、 (x_{wp}, y_{wp}, z_{wp}) と (x_{wg}, y_{wg}, z_{wg}) は座標系 $X_W Y_W Z_W$ での位置 P 及びアンテナ23の位置をそれぞれ表す。また、式(6)における右辺第1項に用いられる R は、座標系 $X_W Y_W Z_W$ と座標系 $X_L Y_L Z_L$ の回転マトリクスを表し、次の式で求められる。

[数2]

$$\begin{bmatrix} R_{00} & R_{10} & R_{20} \\ R_{01} & R_{11} & R_{21} \\ R_{02} & R_{12} & R_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\alpha\cos\beta & -\sin\alpha\cos\alpha\sin\beta \\ \sin\alpha\cos\beta & \cos\alpha\sin\alpha\sin\beta \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{bmatrix} \quad (7)$$

30

ただし、 α, β は極座標系の回転量である。

【0023】

従って、患者2の体を基準とした座標系 $X_W Y_W Z_W$ における任意の位置 $P(x_{wp}, y_{wp}, z_{wp})$ の電界 E_W は、

40

[数3]

$$\begin{pmatrix} E_{wx} \\ E_{wy} \\ E_{wz} \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} E_{Lx} \\ E_{Ly} \\ E_{Lz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} R_{00} & R_{10} & R_{20} \\ R_{01} & R_{11} & R_{21} \\ R_{02} & R_{12} & R_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_{Lx} \\ E_{Ly} \\ E_{Lz} \end{pmatrix} \quad (8)$$

となり、式(5)、(6)、(7)を式(8)に代入することにより以下のような電界 E_w の式(9)が得られる。

【0024】

[数4]

$$\begin{pmatrix} E_{wx} \\ E_{wy} \\ E_{wz} \end{pmatrix} = \frac{k_1}{r^2} \begin{pmatrix} 0 & (z_{wp}-z_{wg}) & -(y_{wp}-y_{wg}) \\ -(z_{wp}-z_{wg}) & 0 & (x_{wp}-x_{wg}) \\ (y_{wp}-y_{wg}) & -(x_{wp}-x_{wg}) & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} g_x \\ g_y \\ g_z \end{pmatrix} \quad (9)$$

20

但し、 k_1 は定数、 (g_x, g_y, g_z) は、アンテナ23の向きを表す。

上記アンテナ23が発生した電界 E_w をアンテナユニット4を構成する例えばアンテナ11a、例えば図7に示すような棒状のアンテナ、つまりダイポールアンテナで受けたとき検出される起電力 V_a は、以下の式で算出できる。

【0025】

$$V_a = k_2 E_w \cos \theta = k_2 (E_{wx} D_{xa} + E_{wy} D_{ya} + E_{wz} D_{za}) \quad (10)$$

ただし、 k_2 は定数、 D_a (図7参照) は患者を基準とした座標系でのアンテナユニット4のアンテナ11aの向き (D_{xa}, D_{ya}, D_{za}) を表す。

30

図3に示すように、アンテナユニット4の各アンテナ11sを患者の体に複数配置し、アンテナ23の位置と向きを反復改良により求める (Gauss-Newton法を用いる)。

x をアンテナ23の位置 (x_{wg}, y_{wg}, z_{wg}) と、向き (g_x, g_y, g_z) のパラメータとし、そのパラメータの初期値を $x^{(0)}$ とする。

【0026】

いま、反復改良により k 次の推定値 $x^{(k)}$ が得られ、アンテナ11sのコイルに発生する起電力のモデル関数 $V(x)$ を $x^{(k)}$ のまわりで Taylor 展開すると、その一次近似は、

[数5]

40

$$V(x) = V(x^{(k)}) + \left[\frac{\partial V(x)}{\partial x} \right]_{x=x^{(k)}} (x - x^{(k)}) \quad (11)$$

となる。

このとき、 V_m をアンテナ11sのコイルによって測定された起電力とすると、観測方程式は、

[数6]

$$V_m \cong V(x^{(k)}) + \left[\frac{\partial V(x)}{\partial x} \right]_{x=x^{(k)}} (x - x^{(k)}) \quad \text{誤差} \sigma \quad (12)$$

と表される。ここで、近似等号は誤差を含む。

【0027】

等式(8)の右辺第1項を左辺に移動すると、

[数7]

$$\Delta V_m^{(k)} \cong A^{(k)} \Delta x^{(k)} \quad \text{誤差} \sigma \quad (13)$$

となる。但し、

$$V_m^{(k)} = V_m - V(x^{(k)}) = V_m - V_m^{(k)} \quad (14)$$

$$x^{(k)} = x - x^{(k)} \quad (15)$$

$$A_{js} = [V_j(x) / x_s]_{x=x^{(k)}} \quad (j=1 \sim n, s=1 \sim i) \quad (16)$$

(行方向)：未知数の数 n 、列方向：アンテナ11sのコイルの数 i

である。解 $x^{(k)}$ は、式(15)より

$$x^{(k)} = (A^{t(k)} W A^{(k)})^{-1} A^{t(k)} W V_m^{(k)} \quad (17)$$

と表される。ただし、 A^t は A の転置行列、 W は重み行列である。

【0028】

よって、式(14)より改良したパラメータの推定値は、

$$x^{(k+1)} = x^{(k)} + x^{(k)} \quad (18)$$

と求められる。

図3に示すように、患者に9個のアンテナ11a、11b、...、11iを設置した場合、行列 A は、

[数8]

$$A = \begin{bmatrix} \frac{\partial V_a}{\partial x_{wg}} & \frac{\partial V_a}{\partial y_{wg}} & \frac{\partial V_a}{\partial z_{wg}} & \frac{\partial V_a}{\partial g_x} & \frac{\partial V_a}{\partial g_y} & \frac{\partial V_a}{\partial g_z} \\ \frac{\partial V_b}{\partial x_{wg}} & \frac{\partial V_b}{\partial y_{wg}} & \frac{\partial V_b}{\partial z_{wg}} & \frac{\partial V_b}{\partial g_x} & \frac{\partial V_b}{\partial g_y} & \frac{\partial V_b}{\partial g_z} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \frac{\partial V_i}{\partial x_{wg}} & \frac{\partial V_i}{\partial y_{wg}} & \frac{\partial V_i}{\partial z_{wg}} & \frac{\partial V_i}{\partial g_x} & \frac{\partial V_i}{\partial g_y} & \frac{\partial V_i}{\partial g_z} \end{bmatrix} \quad (19)$$

重み行列 W は、

[数9]

10

20

30

40

$$W = \begin{bmatrix} \sigma_0^2 & 0 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \sigma_1^2 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_2^2 & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \cdots & \sigma_8^2 \end{bmatrix} \quad (20)$$

10

と表される。ただし、重み行列 W の j ($j = 0, 1, \dots, 8$) は、アンテナ 1 1 j の測定電圧の変動量で、例えば環境ノイズ等である。

【0029】

また、第 k 番目の V_m は、

[数10]

$$\Delta V_m = \begin{bmatrix} V_{m_a} - V_a(x^{(k)}) \\ V_{m_b} - V_b(x^{(k)}) \\ V_{m_c} - V_c(x^{(k)}) \\ \vdots \\ V_{m_i} - V_i(x^{(k)}) \end{bmatrix} \quad (21)$$

20

となることから、カプセル型内視鏡 3 内のアンテナ 2 3 の位置と向きは、次の手順 (a) ~ (d) で求められる。

(a) $k = 0$ とし、アンテナ 2 3 の初期値を位置 ($x_{wg}^{(0)}$ 、 $y_{wg}^{(0)}$ 、 $z_{wg}^{(0)}$)、向き ($g_x^{(0)}$ 、 $g_y^{(0)}$ 、 $g_z^{(0)}$) とする (例えばアンテナ 2 3 を測定する空間の中心位置と Z 軸方向のベクトル ($0, 0, 1$) とする)。

30

【0030】

(b) 式 (19)、(20)、(21) により第 k 番目の行列を計算する。

(c) 式 (18) により第 k 番目更新量 $x^{(k)}$ を計算する。

(d) 更新量 $x^{(k)}$ が小さくなるまでの処理 (b) から (d) を繰り返す。

このような推定処理を行うことにより、精度の高い位置及び向きの推定 (算出) ができることになる。

【0031】

また、本実施例では以下に説明するようにして、時系列的に推定して算出された位置に対して、軌跡推定部 36b により軌跡推定の処理を行うことにより複数の位置が推定されたような場合においても、精度の高い或いは信頼性の高い軌跡を算出する。

40

上記位置及び向きの推定処理の手順において、受信するアンテナ 1 1 の個数、配置位置、アンテナ 2 3 の初期値の位置 (x_{wg} 、 y_{wg} 、 z_{wg})⁽⁰⁾ の与え方、ノイズ等によってアンテナ 2 3 若しくはカプセル型内視鏡 3 の位置が複数推定される。なお、アンテナ 2 3 はカプセル型内視鏡 3 内に固定されているので、アンテナ 2 3 の位置が推定されれば、カプセル型内視鏡 3 の位置も決定される。

体腔内においてカプセル型内視鏡 3 の動きは比較的小さく、画像を撮影する間隔が短い為、特定の時刻に推定された位置と時間的に前後する時刻に推定された位置は、ほぼ同一位置または近接した位置に存在すると考えられている。

【0032】

50

従って、時間的に前後する時刻に推定された複数の位置から近接した条件を満たす位置を抽出することにより各時刻で推定された位置の接続関係を求め、さらに全体的な接続関係の経路が最小となるものを算出して最終的な軌跡及び各時刻の正しいカプセル型内視鏡 3 の位置を算出する。

図 8 に示すように時刻 $t - 1$ に推定された各位置を $P(t-1)1$ 、 $P(t-1)2$ 、...、時刻 t に推定された各位置を $P t 1$ 、 $P t 2$ 、... とする。

図 9 に示すように時刻 t で推定された各位置 $P t i$ ($i = 1, 2, 3, \dots$) に対して、カプセル型内視鏡 3 の位置推定を行う時間間隔の間にカプセル型内視鏡 3 が移動可能な距離に対応して、その値が予め設定された半径 r_d の球を設定する。

そして、その球の中に存在する時刻 $t - 1$ の推定位置 $P(t-1)j$ ($j = 1, 2, 3, \dots$) を検出する。時刻 t で推定された位置 $P t i$ と検出された時刻 $t - 1$ の推定位置 $P(t-1)j$ との距離 d_{ij} を算出し、この距離 d_{ij} が最小となる時刻 $t - 1$ の推定位置 $P(t-1)j$ を求める。

10

【0033】

時刻 t の各推定位置 $P t i$ ($i = 1, 2, 3, \dots$) に最も近接した時刻 $t - 1$ の推定位置を求め、その接続関係を記憶する。例えば、時刻 $t - 1$ の推定位置が記憶されているアドレス情報等を関連付けして接続情報として記憶する。

図 8 において推定位置 $P t 3$ に最も近接した時刻 $t - 1$ の推定位置は $P(t-1)3$ であるが、この 2 点間の距離が r_d より大きい場合、推定位置 $P t 3$ に接続される時刻 $t - 1$ の推定位置は、ノイズ等に起因するものと判断し、推定位置 $P t 3$ の接続関係に用いる情報として保存しない。

20

このようにして、記録された全てのデータに対して位置推定を行い、接続関係を求める。そして、最後に記憶された推定位置を始点、最初の記憶された推定位置を終点とし、各推定位置と共に記憶された接続情報を用いて始点から終点までの接続関係の経路を探索する。そして、得られる経路が最小となるものを軌跡として算出すると共に、その軌跡から各時刻の推定位置を決定する。

なお、変形例として、得られた経路に含まれる点（推定位置）の数が最大となる経路を求め、それを軌跡とすると共に、その軌跡から各時刻の推定位置を決定するようにしても良い。この場合においては、経路に含まれる点の数が最大となる経路が複数算出された場合には、経路全体の距離が最小となるものを軌跡とするようにしても良い。

30

【0034】

次に軌跡推定の動作を説明する。軌跡推定を行う前処理として隣接する 2 つの位置が軌跡を形成する場合の条件を満たす接続関係の位置となるか否かを算出（判定）する処理を行う。図 10 に沿ってこの接続関係を算出する処理を説明する。なお、図 10 では、時系列的に撮像した動作も含めた内容にしている。

接続関係を算出する処理が開始すると、図 10 のステップ S 1 に示すように体外装置 5 の CPU 36 は、時刻 t をその初期値 1、つまり $t = 1$ にセットする。このように、ここでは時刻 t を整数化したパラメータを用いて簡略化して説明する。

そして、ステップ S 2 に示すように体外装置 5 側のアンテナ 11 により、その時刻 t で得られた起電力 $V m t$ （上述した起電力 $V m$ において時刻 t の値であることを明示した表記にしている）を取得し、記憶手段としてのメモリ 35 にその起電力 $V m t$ の値が記憶される。

40

【0035】

ステップ S 3 に示すように CPU 36 は、メモリ 35 に格納された（複数のアンテナ 11 により時刻 t で取得された）起電力 $V m t$ の値を用いて、カプセル型内視鏡 3 の時刻 t での位置 $P t i$ を推定し、メモリ 35 に記憶する。

以下で説明するように時刻 t での位置 $P t i$ が複数推定される場合があり、その場合には複数の位置 $P t i$ がメモリ 35 に格納される。また、この複数の時刻 t が異なると一般的には異なる。このため、時刻 t の場合に得られる位置の数を $N i$ 、時刻 $t - 1$ の場合の数を $N j$ とする。

50

そして、次のステップ S 4 において、CPU 36 は、時刻 t のパラメータ値が初期値 1 であるかの判定を行う。

【0036】

この場合には、時刻 t のパラメータ値が 1 であるので、ステップ S 5 に進み、パラメータ値を 1 つ増大した後、ステップ S 1 及びステップ S 2 の処理を行い、ステップ S 4 の判定処理によりステップ S 6 に進む。そして、ステップ S 6 以降の処理において、各時刻 t で推定（算出）されたノイズの影響を受けたものを含む位置 P_{ti} に対して、その時刻 t の 1 つ前の時刻 $t - 1$ で推定された位置 $P(t-1)_j$ のものを経路として接続する処理を行う。

ステップ S 6 においては、時刻 t において推定された各位置 P_t の全体、つまり複数 N_i 個の位置 P_{ti} ($i = 1 \sim N_i$) において、その位置を表すパラメータ i を初期値 1、つまり $i = 1$ に設定する。

そして、次のステップ S 7 において、図 9 に示すように CPU 36 は、最小距離 d_{min} の値として規定の半径 r_d を設定し、さらに次のステップ S 8 において CPU 36 は、時刻 $t - 1$ において推定された位置 $P(t-1)_j$ のもの、つまり複数 N_j 個の位置 $P(t-1)_j$ ($j = 1 \sim N_j$) の各位置を表すパラメータ j を初期値 1、つまり $j = 1$ に設定する。

【0037】

そして、次のステップ S 9 において CPU 36 は、時刻 t で推定されたカプセル型内視鏡 3 の位置 P_{ti} と時刻 $t - 1$ で推定された位置 $P(t-1)_j$ の距離 d_{ij} を算出する。

さらに次のステップ S 10 において CPU 36 は、算出された距離 d_{ij} がステップ S 7 で予め設定した値の最小距離 d_{min} より小さいか否かの判定を行う。そして、その判定結果が $d_{ij} < d_{min}$ の条件を満たさない場合には、ステップ S 14 において CPU 36 は、パラメータ j が時刻 $t - 1$ で推定された位置 $P(t-1)_j$ の数 N_j 未満かの判定を行う。この条件に該当する場合にはステップ S 11 に示すようにパラメータ j の値を 1 つ大きくしてステップ S 9 に戻り、同様の処理を繰り返す。なお、ステップ S 10 の条件を満たさないものは、以下の手順から分かるようにカプセル型内視鏡 3 の移動した軌跡の算出処理には使用しない。

一方、ステップ S 10 の条件を満たすと判定された場合には、ステップ S 12 に示すように CPU 36 は、最小距離 d_{min} の値を距離 d_{ij} で更新する。さらに次のステップ S 13 において CPU 36 は、カプセル型内視鏡 3 の時刻 t で推定された位置 P_{ti} に、この時刻 t より 1 つ前の時刻 $t - 1$ で推定された位置 $P(t-1)_j$ の位置情報を関連付け、接続情報としてメモリ 35 に記憶する。なお、図 10 中（図 11 等でも同様）においては、カプセル型内視鏡を単にカプセルと略記する。

【0038】

次のステップ S 14 において CPU 36 は、パラメータ j が時刻 $t - 1$ で推定された位置 $P(t-1)_j$ の数 N_j 未満かの判定を行い、これに該当する場合には、ステップ S 11 を経て j の値を 1 つ大きくしてステップ S 9 に戻り、同じ処理を繰り返す。

そして、この j の値が数 N_j に一致した場合には、次のステップ S 15 に進み、CPU 36 は、パラメータ i が時刻 t で推定された位置 P_{ti} の数 N_i 未満かの判定を行い、これに該当する場合には、ステップ S 16 に進み、 i の値を 1 つ大きくしてステップ S 7 に戻り、同じ処理を繰り返す。

そして、この i の値が数 N_i に一致した場合には、ステップ S 17 に進み、CPU 36 は、パラメータ t が最後に測定された時刻 t_{end} 未満か否かの判定を行い、この時刻 t_{end} 未満に該当する場合にはステップ S 5 に戻り、 t の値を 1 つ大きくしてステップ S 2 に戻る。そして同様の処理を繰り返す。

【0039】

このようにして、時刻 t が最後の時刻 t_{end} に一致すると、この処理を終了し、図 11 に示すように（図 10 の処理で判定された）接続関係を満たす位置のものの探索、つまり経路探索（軌跡算出）の処理を行うことにより、軌跡を算出（推定）する。

図 11 に示す経路探索の処理が開始すると、最初のステップ S 21 において処理を行う

時刻 t として最後の時刻 t_{end} の 1 つ前の時刻 $t_{\text{end}} - 1$ とする。次のステップ S 2 2 において、時刻 t において CPU 3 6 は、推定された位置 P_{ti} の 1 つを表すパラメータ i を初期値 1 にセットする。

次のステップ S 2 3 において CPU 3 6 は、カプセル型内視鏡 3 の位置 P_{ti} と接続情報をメモリ 3 5 から読み出す。そして、次のステップ S 2 4 において CPU 3 6 は、読み出した情報において接続情報が存在するかの判定を行う。

【 0 0 4 0 】

接続情報が存在しない場合には、ステップ S 2 9 において CPU 3 6 は、位置のパラメータ i が N_i 未満かの判定を行う。この条件に該当する場合には、ステップ S 2 5 に示すように位置のパラメータ i を 1 つ大きくして、そのパラメータ $i + 1$ においてステップ S 2 3 , S 2 4 の処理を行う。ステップ S 2 4 の判定処理において、接続情報が存在する場合には、ステップ S 2 6 の処理に進む。

10

ステップ S 2 6 において CPU 3 6 は、時刻 t の次の時刻 $t + 1$ (時刻 $t = t_{\text{end}} - 1$ では、 $t + 1 = t_{\text{end}}$) のカプセル型内視鏡 3 の位置 P_{t+1} と接続があるかの判定を行う。そして、接続が存在しない場合には、ステップ S 2 7 に移る。このステップ S 2 7 において CPU 3 6 は、新たな経路情報 (例えば接続がとぎれているという経路情報) としてメモリ 3 5 に記憶した後、ステップ S 2 9 の条件に応じてステップ S 2 5 を経てステップ S 2 3 の処理に戻る。

一方、ステップ S 2 6 の判定処理において、次の時刻 $t + 1$ のカプセル型内視鏡 3 の位置 P_{t+1} と接続があると CPU 3 6 により判定された場合には、ステップ S 2 8 に進み、このステップ S 2 8 において CPU 3 6 は、この場合には接続された関係となっている情報を経路情報としてメモリ 3 5 に記憶する。

20

【 0 0 4 1 】

次のステップ S 2 9 において CPU 3 6 は、位置のパラメータ i が N_i 未満かの判定を行う。そして、位置のパラメータ i が N_i 未満の場合には、ステップ S 2 5 を経てその値を 1 つ大きくしてステップ S 2 2 の処理に戻る。

このようにしてパラメータ i を 1 つ大きくしてステップ S 2 2 ~ S 2 9 の処理を繰り返し行う。そして、パラメータ i が N_i に一致すると、ステップ S 3 0 に進む。このステップ S 3 0 において CPU 3 6 は、時刻 t が初期値 2 以下かの判定を行う。

時刻 t が 2 以下でない場合 (つまり 3 以上の場合) には、ステップ S 3 1 に示すようにその時刻 t の値を 1 つ小さくして、ステップ S 2 2 の処理に戻る。そして、1 つ前の時刻 $t - 1$ に設定して同様の処理を繰り返す。このようにして、時刻 t が初期値 2 になった場合にはこの処理を終了する。

30

【 0 0 4 2 】

このようにして、時刻 t が初期値 1 のカプセル型内視鏡 3 の位置 P_{ti} から最後の時刻 t_{end} のカプセル型内視鏡 3 の位置 $P_{t_{\text{end}}}$ までの経路が算出される。

【 0 0 4 3 】

そして、上述したようにこのようにして始点から終点に渡って得られた経路における最小となる経路を求め、それを軌跡とすると共に、その軌跡から各時刻の推定位置を決定する。

40

【 0 0 4 4 】

なお、本実施例の変形例として、始点から終点に渡って得られた経路に含まれる推定された位置の数が最大となる経路を軌跡に設定しても良い。また、予め設定した距離 r_d の値等により、経路に含まれる点の数が最大となる経路が複数算出された場合には、経路全体の距離が最小となるものを軌跡とするようにしても良い。また、その場合に、最小となる経路、つまり軌跡から各時刻の推定位置を決定してもよい。

或いは、経路に含まれる点の数により経路の順位付けを行い、順位付けの上位側となるいくつかの経路に対してのみ経路全体の距離を求め、経路全体の距離が最小となる経路を、軌跡として決定するようにしても良い。また、その場合の軌跡から各時刻での推定位置を決定するようにしても良い。

50

【 0 0 4 5 】

或いは、経路に含まれる点の数により経路の順位付けした場合の上位側となるいくつかの経路に対して、位置推定を行ったときに得られるコスト値（測定値と計算値の残差の2乗和等）の総和を求め、経路全体のコスト値の総和が最小となる経路を軌跡とし、その軌跡から各時刻の推定位置を決定してもよい。

このようにして、1つの軌跡を求められた場合には、図1（B）に示すモニタ部8c等で、その軌跡を表示する。

図12（A）及び図12（B）は、モニタ部8cでの表示例を示す。図12（A）では、表示面における左側には、体腔内におけるカプセル型内視鏡3における推定された各位置を直線で接続し、体腔内を移動したカプセル型内視鏡3の軌跡を示し、この表示面の右側には、（例えば左側でカーソルなどにより）指定された推定位置 P_{ti} で撮像された画像が表示されるようにしている。

10

【 0 0 4 6 】

また、表示面の左側の推定された位置による軌跡の右側に示す符号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。

図12（A）に示す表示法の他に、例えば図12（B）に示すように表示しても良い。この場合には、隣接する各位置間をスプライン補間のような補間処理を行い、各フレームで推定されたカプセル型内視鏡3の各位置を滑らかな曲線で接続するように表示している。

20

このように体腔内における推定された各位置とそれに対応して撮像された画像を表示できるようにしているので、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。

【 0 0 4 7 】

本実施例は、以下の効果を有する。

受信アンテナ11の個数、配置位置、アンテナ23の初期値の位置（ x_{wg} 、 y_{wg} 、 z_{wg} ）（ 0 ）の与え方、ノイズ等によってカプセル型内視鏡3の位置が複数推定された場合でもカプセル型内視鏡3の位置を適切な方法で一意に決定でき、軌跡を算出できる。

30

また、所定の条件を満たすものを選択して軌跡を算出するようにしているので、算出された軌跡及び軌跡中の各位置は、信頼性が高いものとなり、診断等に有効に利用できる。

【 実施例 2 】

【 0 0 4 8 】

次に図13から図15を参照して本発明の実施例2を説明する。本実施例の構成は、実施例1と同様であり、実施例1とは軌跡推定部による軌跡を推定するプログラムの処理内容が異なる。

本実施例では以下に説明するようにカプセル型内視鏡3に対する位置推定を行う生体を複数の領域に分割して、カプセル型内視鏡3の推定された各位置が属する領域を時系列的に求める。そして、推定された各位置に対して、始点から終点までの経路を求め、得られる経路に含まれる領域の数が最大となる経路を軌跡とする処理を行うようにしている。

40

次に図13以降を参照して本実施例の作用を説明する。

図13（A）は人体を基準とした座標系 X_w Y_w Z_w を示し、図13（B）はカプセル型内視鏡3が存在する空間を複数の領域（ $x = 1, 2, 3, \dots$ 、 $y = 1, 2, 3, \dots$ 、 $z = 1, 2, 3, \dots$ ）（例えば一辺が2cmの立方体）に分割した状態を示す。

実施例1においては、図9に示したように隣接する時刻 t と $t-1$ における位置 P_{ti} と $P_{(t-1)j}$ との距離 d_{ij} が距離 r_d 以下である条件を満たすものを抽出して、経路或いは軌跡を決定する接続情報としていた。

50

これに対して、本実施例ではさらに演算処理を高速化するため、若しくは接続情報として残すものをより絞る。カプセル型内視鏡 3 が存在する空間を複数の領域 $R_{x y z}$ に分割して、時刻 t で推定された位置 $P_{t i}$ が属する領域 $R_{x y z}$ を調べ、推定された位置が多く含まれる領域を経路探索（若しくは軌跡推定）に用いる接続領域とする。

この場合、時刻 t で推定された位置 $P_{t i}$ が複数の領域に分散した場合、最も多く存在する領域を接続領域として、その領域とは異なる領域に属する位置は経路探索に使用しない。このようにして、ノイズ等により推定された位置の数が多くなった場合においても、経路探索に用いる位置の数を削減して、短時間で軌跡を算出することを可能にする。

また、時刻 t と $t - 1$ で推定された位置 $P_{t i}$ と $P_{(t-1)j}$ がそれぞれ属する領域 $R_{x y z}$ の位置関係により接続領域とする条件ともする。

10

【0049】

具体的には、時刻 t と $t - 1$ で推定された位置 $P_{t i}$ と $P_{(t-1)j}$ がそれぞれ属する 2 つの領域が同じ領域内に存在しない場合には、隣接する領域の関係を満たす領域、換言すると近接した小さな距離以内となるような特定の領域関係の条件を満たす領域のみをカプセル型内視鏡 3 の移動による接続領域とする。そして、隣接する関係になく、例えば離れた関係の領域間に対しては接続領域としない。

図 14 は時刻 $t - 1$ 、時刻 t で得られたアンテナ 11 の複数の出力値からカプセル型内視鏡 3 の位置として推定された各位置 $P_{(t-1)j}$ ($j = 1, 2, 3, \dots$)、 $P_{t i}$ ($i = 1, 2, 3, \dots$) を示す。

体外装置 5 の CPU 36 は、推定された各位置 $P_{t i}$ ($i = 1, 2, 3, \dots$) が含まれる領域 $R_{x y z}$ を求める。

20

【0050】

図 14 では時刻 t では推定された位置として $P_{t1} \sim P_{t4}$ となり、時刻 $t - 1$ では推定された位置として $P_{(t-1)1} \sim P_{(t-1)3}$ となっている。この場合、位置 P_{t1} 、 P_{t4} は領域 R_{12} に含まれ、位置 P_{t2} は領域 R_{121} に、位置 P_{t3} は領域 R_{211} に含まれている。また、位置 $P_{(t-1)1}$ 、 $P_{(t-1)2}$ は、領域 R_{112} に含まれ、位置 $P_{(t-1)3}$ は領域 R_{111} に含まれている。

また、CPU 36 は、時刻 $t - 1$ と時刻 t の推定位置の空間的な関係が接続情報として残す接続領域の接続関係の条件を満たすか否かの判定を行う。この場合、隣接する領域であるか否かにより接続領域であるか否かを決定する。

30

そして、CPU 36 は、時刻 t で得られた領域と時刻 $t - 1$ に得られた領域とで、接続される接続領域の情報をメモリ 35 に記憶する。また、CPU 36 は、記憶された全てのデータに対して抽出された領域と接続情報を記録する。

【0051】

最後に記憶された領域を始点、最初の記憶された領域を終点とし、抽出された領域とともに記憶された接続情報を用いて、実施例 1 で説明した軌跡推定の処理と類似した処理により始点から終点までの経路を求める。

得られた経路に含まれる領域の数が最大となる経路を求め、得られたその経路から各時刻の推定位置を決定する。この場合の推定位置は領域の中心位置（重心位置）とする。

図 14 の具体例では、上述したように時刻 t では位置 P_{t1} 、 P_{t4} が領域 R_{122} に最も多く存在し、かつ時刻 $t - 1$ では $P_{(t-1)1}$ 、 $P_{(t-1)2}$ が領域 R_{122} に隣接する領域 R_{112} に最も多く存在している。

40

【0052】

そして、これらの領域 R_{122} 、 R_{112} が接続領域と見なされる。他の領域に属する位置 P_{t2} 、 P_{t3} と、 $P_{(t-1)3}$ は、経路探索には使用しない。

また、これらの領域 R_{122} 、 R_{112} は互いに隣接しているため、経路探索に使用される接続領域となる。

図 15 は、図 14 の状態に対して、具体的に接続領域を決定した様子を示すものである。つまり、図 15 は時刻 t に得られた領域から時刻 $t - 1$ の領域との接続関係を決定する様子を示す。

50

図 15 では推定された位置が最大数となり、互いに隣接する接続領域 R 122、R 112 の場合には、時刻 t での推定位置は領域 R 122 の中心位置（重心位置） Q_{t1} となり、また時刻 $t - 1$ での推定位置は領域 R 112 の中心位置（重心位置） $Q_{(t-1)1}$ となる。なお、図 15 ではこれら 2 つの接続領域 R 112、R 122 を実線で示している。

【0053】

このようにして始点から終点までの経路探索を行い、最終的に 1 つの軌跡を算出する。

次に図 16 を参照して接続領域を決定する処理を説明する。動作が開始すると、最初のステップ S 41 において CPU 36 は、カプセル型内視鏡が存在する空間を複数の領域 R_{xyz} に分割する処理を行う。

そして、次のステップ S 42 において CPU 36 は、時刻 t を初期値 1 にした後、次のステップ S 43 においてアンテナ 11 により、その時刻 t で得られる起電力 V_{mt} を取得する。

次のステップ S 44 において CPU 36 は、時刻 t での起電力 V_{mt} の値を用いてカプセル型内視鏡 3 の位置 P_{ti} を推定し、メモリ 35 に記憶する。位置 P_{ti} は複数存在する場合があります、それを添え字 i で示している。

次のステップ S 45 において CPU 36 は、推定されたカプセル型内視鏡 3 の位置 P_{ti} が最も多く含まれる領域 $R_{xyz,t,k}$ を検出してメモリ 35 内の例えば第 1 メモリに記憶する。この場合、領域 $R_{xyz,t,k}$ は複数存在する可能性がある。ここで、添え字の t は時刻を示し、 k は時刻 t で検出された複数の領域 $R_{xyz,t}$ を区別するパラメータ k ($k = 1, 2, \dots, N_k$) を表す。

次のステップ S 46 において CPU 36 は、時刻 t が初期値か否か、つまり $t = 1$ か否かの判定を行う。そして、 $t = 1$ の場合には、ステップ S 47 において CPU 36 は、メモリ 35 の第 1 メモリに記憶した領域 $R_{xyz,t,k}$ の情報を第 2 メモリに記憶した後、次のステップ S 48 において時刻 t を $t + 1$ とした後、ステップ S 43 に戻る。

そして、ステップ S 43 から S 46 の処理を行う。この場合にはステップ S 46 の判定処理により $t = 1$ ではないと判定されてステップ S 49 の処理に進む。

ステップ S 49 において CPU 36 は、上記パラメータ k を初期値、つまり $k = 1$ にセットした後、次のステップ S 50 において CPU 36 は、さらにパラメータ j を初期値、つまり $j = 1$ にセットする。

【0054】

そして、次のステップ S 51 において CPU 36 は、領域 $R_{xyz,t,k}$ と領域 $R_{xyz,t-1,j}$ が隣接しているか否かの判定を行う。ここで、領域 $R_{xyz,t-1,j}$ は、時刻 $t - 1$ でカプセル型内視鏡 3 が検出された位置 $P_{t-1,j}$ が最も多く含まれると推定された複数の領域 $R_{xyz,t-1}$ を区別するパラメータ j ($j = 1, 2, \dots, N_j$) を示している。

ステップ S 51 において CPU 36 は、領域 $R_{xyz,t,k}$ と領域 $R_{xyz,t-1,j}$ が隣接していないと判定した場合には、ステップ S 54 において CPU 36 は、 $j < N_j$ の判定を行う。この条件に該当する場合は、ステップ S 52 において j を 1 つ増大させた後、ステップ S 51 の処理を行う。

そして、領域 $R_{xyz,t,k}$ と領域 $R_{xyz,t-1,j}$ が隣接していると判定した場合には、ステップ S 53 において CPU 36 は、領域 $R_{xyz,t,k}$ と領域 $R_{xyz,t-1,j}$ が隣接している場合の接続関係をメモリ 35 の第 2 メモリに記憶する。図 17 は、第 2 メモリに領域 $R_{xyz,t,k}$ と領域 $R_{xyz,t-1,j}$ の接続関係を、2 次元配列で記憶した 1 例を示す。

図 17 では、領域 R_{xyz} と時刻 t 、パラメータ k の関係を 2 次元配列とすることにより、時刻 t と $t - 1$ における 2 つの領域 $R_{xyz,t,k}$ と領域 $R_{xyz,t-1,j}$ が隣接しているか否かの接続関係が簡単に分かるようにしている。図 17 において、時間軸（時間の配列方向となる縦軸）方向にライン状に並んだ場合には、それらは隣接している領域となる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

ステップ S 5 3 においてこのように処理した後、次のステップ S 5 4 において C P U 3 6 は、 $j < N_j$ が否かの判定を行う。そして、この条件に該当すると判定した場合には、ステップ S 5 2 の処理を行った後、ステップ S 5 1 に戻る。

このようにして、 $j < N_j$ までの処理が繰り返し行われた後、 $j > N_j$ となるため、ステップ S 5 4 の判定処理を経て次のステップ S 5 5 に進む。このステップ S 5 5 において C P U 3 6 は、 $k < N_k$ の判定処理を行い、この条件に該当する場合には次のステップ S 5 6 において C P U 3 6 は、 k を 1 つ増大させてステップ S 5 0 の処理に戻る。

このようにしてステップ S 5 0 からステップ S 5 6 までの処理を繰り返し行う。そして、 $k > N_k$ となるため、ステップ S 5 5 の判定処理を経てステップ S 5 7 に進む。

10

【 0 0 5 6 】

このステップ S 5 7 において C P U 3 6 は、 $t < t_{end}$ が否かの判定を行い、この条件に該当する場合にはステップ S 4 8 に戻り、このステップ S 4 8 において t を $t + 1$ にしてステップ S 4 3 に戻る。

このようにして、ステップ S 4 3 からステップ S 5 7 の処理を繰り返す。そして、 $t < t_{end}$ の条件に該当しない時刻になるとこの処理を終了する。

このようにして隣接する時刻における全ての接続関係の情報がメモリ 3 5 の第 2 メモリに記憶される。そして、図 1 8 に示すように接続関係の情報から軌跡探索の処理に進む。この処理が開始すると、最初のステップ S 6 1 において C P U 3 6 は、処理を行う時刻 t として最後の時刻 t_{end} 、つまり $t = t_{end}$ とする。

20

次のステップ S 6 2 において C P U 3 6 は、 $t = t_{end}$ の条件を満たすかの判定を行い、この条件を満たす場合には次のステップ S 6 3 において、その時刻 t_{end} での接続関係の情報を、新たな経路情報としてメモリ 3 5 の第 2 メモリに記憶された全て領域 $R_{x y z t_{end} k}$ ($k = 1, 2, 3 \dots$) をメモリ 3 5 の第 3 メモリに記憶する。その後、ステップ S 6 4 において、時刻 t を 1 つ前の時刻つまり $t = t - 1$ に設定してステップ S 6 2 の処理に戻る。

【 0 0 5 7 】

このステップ S 6 2 において C P U 3 6 は、 $t = t_{end}$ の条件を満たさないと判定してステップ S 6 5 に進み、パラメータ k を $k = 1$ にセットした後、次のステップ S 6 6 に進む。

30

このステップ S 6 6 において C P U 3 6 は、第 2 メモリに、領域 $R_{x y z t k}$ に隣接する領域 $R_{x y z t - 1 j}$ が存在するか否かの判定を行う。

そして、隣接していないと判定した場合にはステップ S 7 3 に進み、C P U 3 6 は、さらに第 2 メモリに領域 $R_{x y z t k}$ に隣接する領域 $R_{x y z t + 1 m}$ が存在するか否かの判定を行う。ここで m は、時刻 $t + 1$ の場合における領域 $R_{x y z t + 1}$ が複数存在する場合、それらを区別するパラメータを表す。

【 0 0 5 8 】

そして、隣接していないと判定した場合にはステップ S 7 1 に進む。一方、ステップ S 7 3 において C P U 3 6 は、隣接する領域 $R_{x y z t + 1 m}$ が存在すると判定した場合にはステップ S 7 0 に進む、C P U 3 6 は、この情報を経路情報として第 3 メモリに記憶した後、次のステップ S 7 1 に進む。

40

【 0 0 5 9 】

一方、ステップ S 6 6 において隣接する領域 $R_{x y z t - 1 j}$ が存在すると判定した場合には、ステップ S 6 8 に進み、C P U 3 6 は、さらに第 2 メモリに、領域 $R_{x y z t k}$ に隣接する領域 $R_{x y z t + 1 m}$ が存在するか否かの判定を行う。ここで、 m は時刻 $t + 1$ の場合における領域 $R_{x y z t + 1}$ が複数存在する場合、それらを区別するパラメータを表す。

【 0 0 6 0 】

そして、隣接していないと判定した場合には、次のステップ S 6 9 において C P U 3 6 は、その情報を新たな経路情報として第 3 メモリに記憶した後、ステップ S 6 7 の処理を

50

経てステップ S 6 6 に戻る。

一方、ステップ S 6 8 において C P U 3 6 は、隣接する領域 $R_{x y z t + 1 m}$ が存在すると判定した場合には、ステップ S 7 0 に進み、C P U 3 6 は、この情報を経路情報として第 3 メモリに記憶した後、次のステップ S 7 1 に進む。

そして、ステップ S 7 1 において C P U 3 6 は、 $k < N_k$ の条件を満たすかの判定を行い、この条件を満たす場合にはステップ S 6 7 を経てステップ S 6 6 に戻る。

一方、 $k < N_k$ の条件を満たさないと判定した場合には次のステップ S 7 2 に進み、C P U 3 6 は、さらに $2 < t$ の条件を満たすか否かの判定を行う。そして、この条件を満たす場合にはステップ S 6 4 を経てステップ S 6 2 に戻る。

そして、1 つ前の時刻 $t - 1$ に設定して同様の処理を繰り返す。このようにして、時刻 t が最初の時刻 $t = 1$ になった場合にはこの処理を終了する。 10

このような処理を行うことにより、第 3 メモリには例えば図 1 9 に示すような経路情報が記憶される。図 1 9 においては、各行で記載された領域が最も多い行を抽出し、領域を各時刻として接続（連結）したものがカプセル型内視鏡 3 の時間的な経路、つまり軌跡となる。

この他に以下のようにして経路（軌跡）を算出しても良い。

隣接する領域が複数存在する場合、各領域内に含まれる推定位置のコスト値（測定値と計算値の残差の 2 乗和等）の最小値を求め、抽出した領域のコスト値が最小の領域を接続領域とする。

各領域のコスト値が最小の推定位置の情報を、抽出された領域と接続情報とともに記録する。経路に含まれる領域の数により経路の順位付けを行い、上位いくつかの経路に対して経路全体の距離を求め、経路全体の距離が最小となる経路を軌跡として求める。また、コスト値の総和が最小となる経路を求め、それを軌跡としてもよい。 20

本実施例は以下の効果を有する。

本実施例は領域を設定することによって、推定する位置の数が少なくなり、実施例 1 よりも高速に経路の探索ができる。その他は、実施例 1 と同様に精度よく、カプセル型内視鏡 3 の位置及び軌跡を推定できる。

【実施例 3】

【0061】

次に本発明の実施例 3 を説明する。本実施例の構成は実施例 1 と同様であり、軌跡推定部のプログラムの処理内容が異なる。本実施例では、以下に説明するように、ダイクストラ法で軌跡推定の処理を行う。 30

次に本実施例の作用を説明する。推定位置または領域と接続情報を求め、記録するまでは、実施例 1 或いは 2 と同様である。本実施例では、経路を決定する手法としてダイクストラ法を適用する。このダイクストラ法は、例えば非特許文献 1 に記載されている。

このダイクストラ法においては、例えば実施例 1 において時刻 $t = 1$ から t_{end} までにおいて隣接する時刻 t 、 $t - 1$ でそれぞれ推定された各位置をノードとしてそれらをライン L で結ぶ複数の経路を設定する。

【0062】

そして、それらにおけるライン L の長さ等に対して適当に重み付けを行い（勿論、1 のように同じ重み付けでもよい）、可能となる全ての経路に対してそれぞれ途中の経路の値を加算した累積値（コスト値）が最小となるものを最終的な経路、つまり軌跡とする。 40

本実施例では、位置が推定された場合、それらに対してコスト値を算出して、比較する処理を行えば、最終的な経路を算出することができる。このため、以下の効果を有する。

ダイクストラ法を用いることにより、実施例 1 または実施例 2 よりも高速に経路の探索が出来る。

【実施例 4】

【0063】

次に本発明の実施例 4 を説明する。本実施例の構成は実施例 1 と同様であり、軌跡推定部のプログラムの処理内容が異なる。

本実施例の作用としては、始点から終点までの経路が途中で切れた場合には、一方の経路の終点と他方の経路の始点との距離が最小になるように経路を接続する。

本実施例の効果として、経路が途中で途切れた場合でも始点から終点まで経路を探索することができる。

【実施例 5】

【0064】

次に本発明の実施例 5 を説明する。本実施例の構成は実施例 1 と同様であり、軌跡推定部のプログラムの処理内容が異なる。

本実施例の作用としては、生体の部位に関する先見情報から推定位置 / 領域を拘束する。例えば、食道のような部位では、カプセル型内視鏡 3 が口から胃にほぼ直線的に移動すると考えられることから、推定される位置をほぼ予測でき、予測される範囲外で推定された位置は、処理の対象から外すようにする。

また、カプセル型内視鏡の移動方向（口から胃へ向かう方向）を予測できることから、推定位置または領域を接続する場合も、胃から口に向かう方向に接続するものは処理対象から除外する。

本実施例の効果として、高速に経路の探索ができる。

【実施例 6】

【0065】

次に本発明の実施例 6 を説明する。本実施例の構成は実施例 1 と同様であり、軌跡推定部のプログラムの処理内容が異なる。

次に本実施例の作用を説明する。

受信するアンテナ 11 の個数、配置位置、アンテナ 23 の位置 (x_{wg}, y_{wg}, z_{wg}) (0) の初期値の与え方、ノイズ等によってカプセル型内視鏡 3 の位置が複数推定される。体腔内において画像を撮像する間隔が短時間でカプセル型内視鏡 3 の動きが比較的小さい為、特定の時刻に推定されたカプセル型内視鏡 3 の位置と時間的に前後する時刻に推定されたカプセル型内視鏡 3 の位置は、ほぼ同一位置または近接した位置として求められると考えられる。

【0066】

従って時間的に前後する時刻に推定された複数のカプセル型内視鏡 3 の位置を距離や推定時のコスト値等を条件として各時刻で推定されたカプセル型内視鏡 3 の位置を接続し、全体的な接続状態から各時刻のカプセル型内視鏡 3 の位置を求める。

図 8 に示したように時刻 $t-1$ に推定された位置を $P(t-1)_j$ ($j=1, 2, \dots, N_j$)、時刻 t に推定された位置を P_{ti} ($i=1, 2, \dots, N_i$) とする。時刻 $t-1$ 、時刻 t で推定された位置 $P(t-1)_j$ 、 P_{ti} に対して評価関数 $h_{(t-1)_j, ti}$ を以下のように設定する。

$$h_{(t-1)_j, ti} = d_{(t-1)_j, ti} + w(\cos t_{(t-1)_j} + \cos t_{ti})$$

$$d_{(t-1)_j, ti} = [(P_{xti} - P_{x(t-1)_j})^2 + (P_{yti} - P_{y(t-1)_j})^2 + (P_{zti} - P_{z(t-1)_j})^2]^{1/2}.$$

ただし、 $d_{(t-1)_j, ti}$ は各推定された位置の距離、 $\cos t_{(t-1)_j}$ 、 $\cos t_{ti}$ は位置を推定するとき得られるコスト値、 w は重み係数で、この w は、例えば距離 3 cm と位置推定時の最小コスト cost_{min} の 3 倍の値によって求める。

【0067】

つまり、

$$w = 0.03 / (3 \cos t_{min})$$

としている。時刻 $t-1$ 、時刻 t で推定された位置 $P(t-1)_j$ 、 P_{ti} の全ての組合せに対して評価関数の値を求める。そして、評価関数の値の小さい順に並べ、その場合の最も小さい値のものから上位いくつかを抽出して、記憶する。

例えば、評価関数に対して閾値を評定し、評価関数の値が閾値以上の場合、接続情報と評価関数の値は記憶しない。また、2 点間の距離が大きい場合、例えば、5 cm 以上とな

10

20

30

40

50

る場合には評価関数の算出を中止し、接続情報等の記憶を行わない。

最後に、接続情報と共に記憶されたカプセル型内視鏡 3 の位置を始点として、接続情報に従って各時刻の推定位置を接続し、評価関数の値の合計を算出する。接続が最も長いルートは抽出することにより各時刻のカプセル型内視鏡 3 の位置として軌跡を求める。

【0068】

また、ルートが複数求められた場合、評価関数の合計の小さいルートから各時刻のカプセル型内視鏡 3 の位置を推定する。ルートが全て途中で切れた場合（評価関数が全て閾値以上、又は距離が 5 cm 以上等）は、切れた時刻を始点にして前記同様の処理を行い、切れた部分間の接続は実施例 4 と同様に一方の経路の終点と他方の始点との距離が最短になるように接続する。

【0069】

時刻 $t-1$ 、時刻 t で推定された位置 $P(t-1)_j$ 、 $P t i$ の全ての組合せに対して評価関数の値を求める。そして、評価関数の値の小さい順に並べ、その場合の最も小さい値のものから上位いくつかを抽出して、記憶する。

例えば、評価関数に対して閾値を評定し、評価関数の値が閾値以上の場合、接続情報と評価関数の値は記憶しない。また、2 点間の距離が大きい場合、例えば、5 cm 以上となる場合には評価関数の算出を中止し、接続情報等の記憶を行わない。

本実施例は以下の効果を有する。

受信するアンテナ 11 の個数、配置位置、アンテナ 23 の初期の位置 (x_{wg} , y_{wg} , z_{wg}) (0) の与え方、ノイズ等によってカプセル型内視鏡 3 の位置が複数推定された場合でもカプセル型内視鏡 3 の位置を一意に決定できる。また、2 点間の距離、コスト値を用いて評価関数を設定している為、この評価関数により正確なカプセル型内視鏡 3 の位置を推定できる。

【実施例 7】

【0070】

次に本発明の実施例 7 を説明する。本実施例の構成は実施例 1 と同様であり、軌跡推定部の処理内容が異なる。

次に本実施例の作用を説明する。

上述したように図 13 (B) は、カプセル型内視鏡 3 が存在する空間を複数の領域 R_{xyz} ($x = 1, 2, 3, \dots$, $y = 1, 2, 3, \dots$, $z = 1, 2, 3, \dots$) に分割した状態を示す。

また、図 14 は時刻 $t-1$ 、時刻 t で得られたアンテナ 11 の複数の出力値からカプセル型内視鏡 3 の推定された各位置 $p(t-1)_j$ ($j = 1, 2, 3, \dots$)、 $P t i$ ($i = 1, 2, 3, \dots$) を示す。

【0071】

時刻 t において推定された位置 $P t i$ ($i = 1, 2, 3, \dots$) が含まれる領域 R_{xyz} を求める。また、時刻 $t-1$ で得られた領域と接続する場合、以下の評価関数を算出する。

$$h_{(t-1)_j, ti} = d_{(t-1)_j, ti} + w_1 (\cos t_{(t-1)_j} + \cos t_{ti} + w_2 / (n_{Q1mn} + n_{Q1m+1n}))$$

$$d_{(t-1)_j, ti} = [(Q_{xlmn} - Q_{xlm+ln})^2 + (Q_{ylmn} - Q_{ylm+ln})^2 + (Q_{zlmn} - Q_{zlm+ln})^2]^{1/2}$$

ただし、 $d_{(t-1)_j, ti}$ は各推定された位置が含まれる領域 R_{xyz} の重心位置 Q_{t-1} , Q_{ti} の距離、 $\cos t_{(t-1)_j}$, $\cos t_{ti}$ は位置を推定するときに得られるコスト値、 w_1 , w_2 は重み係数で、例えば、 w_1 は距離 3 cm と位置推定時の最小コストの 3 倍の値によって求められ、 w_2 は分割した領域の数と各領域に含まれる推定位置の数 (n_{Q1mn} , n_{Q1m+1n}) によって求められる。

【0072】

つまり、

$$w_1 = 0.03 / (3 \cos t_{min})$$

10

20

30

40

50

$w_2 = 1000.0$

上記評価関数によって抽出された時刻 $t-1$ と時刻 t の推定位置の接続関係を分割された領域間で決定する。接続は隣接する領域間の移動のみとし、隣接する領域が複数存在する場合は領域内に含まれる推定位置の数が多い領域を接続領域とする。図 15 は時刻 t に得られた領域から時刻 $t-1$ の接続の状態を示す。時刻 t で得られた領域と時刻 $t-1$ に接続される領域の情報を記録する。記録された全てのデータに対して抽出された領域と接続情報を記録する。

【0073】

実施例 2 と同様に最後に記憶された領域を始点、最初に記憶された領域を終点とし、抽出された領域とともに記憶された接続情報を用いて始点から終点までの経路を求める。得られた経路に含まれる領域の数が最大となる経路を求め、得られた経路から各時刻の推定位置を決定する。この場合の推定位置は、領域の中心位置（重心位置）とする。

10

【0074】

隣接する領域が複数存在する場合、各領域内に含まれる推定位置のコスト値（測定値の計算値の残差の 2 乗和等）の最小値を求め、抽出した領域のコスト値が最小の領域を接続領域とする。

【0075】

各領域のコスト値が最小の推定位置の情報を抽出された領域と接続情報とともに記録する。経路に含まれる領域の数により経路の順位付けを行い、上位いくつかの経路に対して経路全体の距離を求め、経路全体の距離が最小となる経路を求める。また、コスト値の総和が最小となる経路を求めてもよい。

20

本実施例は以下の効果を有する。

領域を設定することにより推定位置の数が少なくなり、実施例 1 よりも高速に経路の探索ができる。

【0076】

なお、上述した各実施例等において、推定されたアンテナ 23（或いはカプセル型内視鏡 3）の位置の他に、向きの情報を用いて軌跡を算出する処理に利用しても良い。このように向きの情報も用いると、位置のみの場合よりも精度が高い或いは信頼性が高い軌跡及び位置の算出が可能となる。

なお、上述した各実施例において、異なる実施例を部分的に組み合わせる等して構成される実施例も本発明に属する。また、本発明の要旨を変更することなく、一部を変形したのもも本発明に属する。

30

なお、上述した例では、生体内での生体情報として、体腔内を光学的に撮像した画像情報を取得する場合で説明したが、本発明はこれに限定されるものでなく、例えば pH センサを設けて pH を算出するようなカプセル型医療装置にも適用できる。この他に、薬液とその薬液を散布する手段を設けて医療行為を行えるようにしても良い。

【0077】

[付記]

1. 請求項 6 において、前記複数の経路の長さが最小となるものを算出する場合、ダイクストラ法で算出する。

40

2. 請求項 8 において、前記評価関数における前記推定情報は、前記 2 つの位置を推定する際に得られるコスト値（測定値と計算値の残差の 2 乗和）である。

3. 請求項 8 において、前記評価関数は、前記推定情報としてコスト値を重み付け係数で重み付けしたものをを用いた。

4. 請求項 9 において、前記判定手段は、前記 2 つの位置間の距離が前記条件として所定値以下を満たすか否かにより判定する。

5. 請求項 9 において、前記算出手段は、前記接続関係にあると判定された位置のみに対して始点となる時刻から終点となる時刻までに得られる 2 点間の距離の総和を求め、前記総和が最小となるものを前記軌跡として算出する。

【産業上の利用可能性】

50

【 0 0 7 8 】

口から飲み込まれることにより体内を撮像等して生体情報を取得するカプセル型医療装置において、内部に設けたアンテナから電磁波で体外に信号を送信し、その信号を体外に設けた複数のアンテナを用いて受信することにより、生体情報を取得した体内での位置を推定し、複数の位置が推定された場合にもさらに所定の条件を満たすものを抽出する等することにより、信頼性が高い軌跡と位置を算出して、診断に有効利用できるようにしている。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 9 】

【 図 1 】 本発明の実施例 1 のカプセル型内視鏡装置等の構成を示す図。

10

【 図 2 】 カプセル型内視鏡の内部構成を示す概略の断面図。

【 図 3 】 アンテナユニットを構成する複数のアンテナの配置例とそのアンテナに設定した座標系を示す図。

【 図 4 】 カプセル型内視鏡と体外装置における送受信する電気系の構成を示すブロック図。

【 図 5 】 カプセル型内視鏡から無線で送信する画像信号等を示す説明図。

【 図 6 】 カプセル型内視鏡の円形コイルによるアンテナによる任意の位置 P における電磁界等の成分を示す図。

【 図 7 】 図 6 のアンテナが発生した電界をアンテナユニットの棒状のアンテナで受けたとき検出される起電力を示す図。

20

【 図 8 】 経時的に隣接する時刻で推定された位置を示す図。

【 図 9 】 隣接する時刻で推定された位置が予め設定された半径 r の球内にあるか否かの様子を示す図。

【 図 10 】 隣接する時刻で推定された位置により軌跡を構成する経路の候補となる接続関係を決定する処理のフローチャート図。

【 図 11 】 図 10 の処理後に、軌跡を算出する処理内容を示すフローチャート図。

【 図 12 】 カプセル型内視鏡により撮像された画像を算出された軌跡を形成する位置と共に表示する表示例を示す図。

【 図 13 】 本発明の実施例 2 における生体に設定した座標系及び生体を複数に分割した小領域を示す図。

30

【 図 14 】 隣接する時刻で推定された位置と小領域との関係を示す図。

【 図 15 】 隣接する時刻において推定された複数の位置から軌跡を算出する候補となる接続関係を決定する様子を示す図。

【 図 16 】 隣接する時刻において推定された複数の位置から軌跡を算出する候補となる接続関係を決定する処理内容のフローチャート図。

【 図 17 】 図 16 の処理により第 2 メモリに記憶される 2 次元配列の情報を示す図。

【 図 18 】 図 16 の処理後に軌跡を算出する処理内容のフローチャート図。

【 図 19 】 図 18 の処理により第 3 メモリに記憶される 2 次元配列の情報を示す図。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 0 】

40

1 ... カプセル型内視鏡装置

2 ... 患者

3 ... カプセル型内視鏡

4 ... アンテナユニット

5 ... 体外装置

1 1 ... アンテナ

1 2 ... 液晶モニタ

1 5 ... 対物レンズ

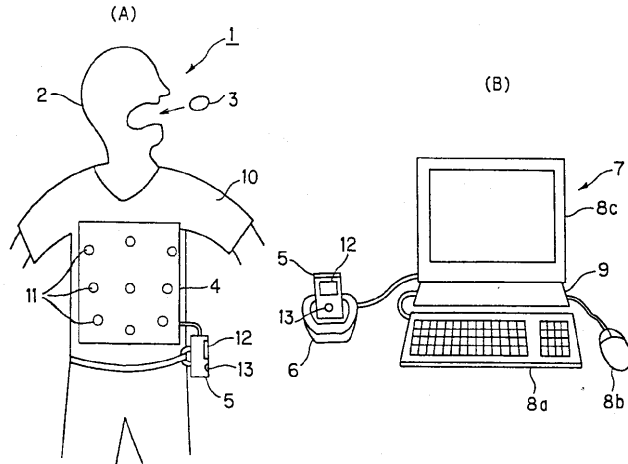
1 7 ... C C D イメージャ

2 0 ... 送受信回路

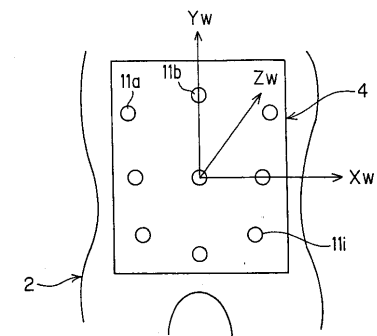
50

- 2 3 ... アンテナ
- 3 3 ... 送受信回路
- 3 5 ... メモリ
- 3 6 ... C P U
- 3 6 a ... アンテナ位置 & 向き推定部
- 3 6 b ... 軌跡推定部

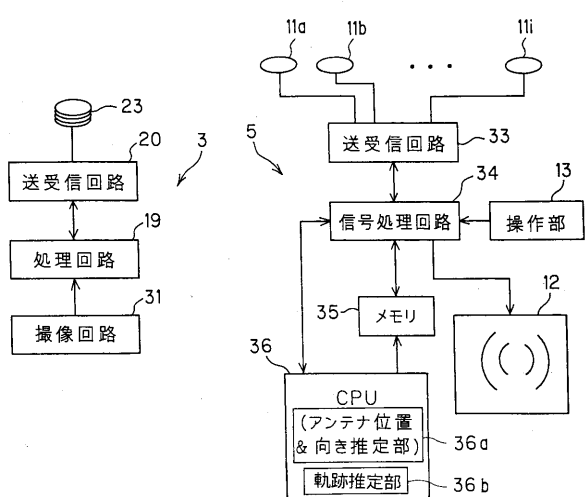
【図 1】



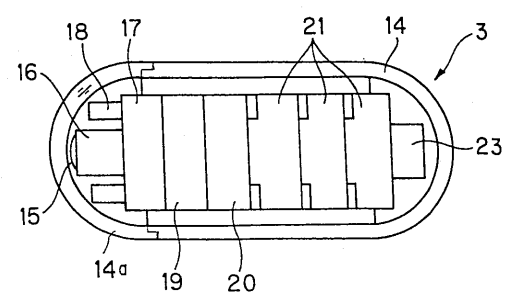
【図 3】



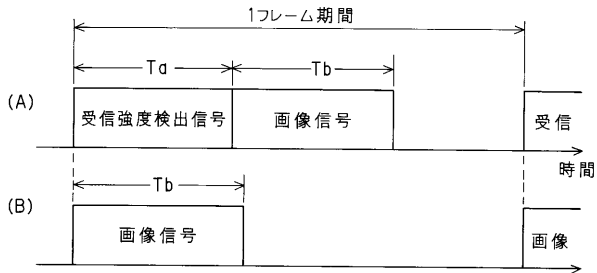
【図 4】



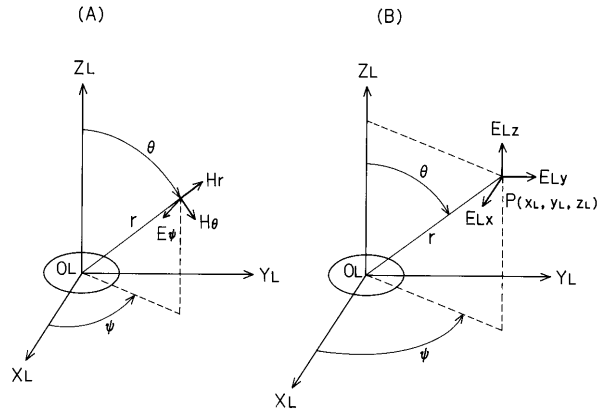
【図 2】



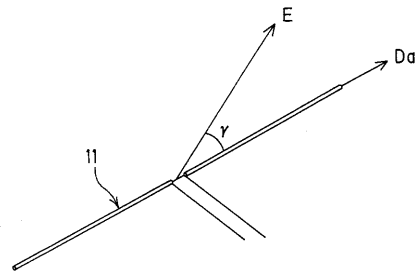
【図 5】



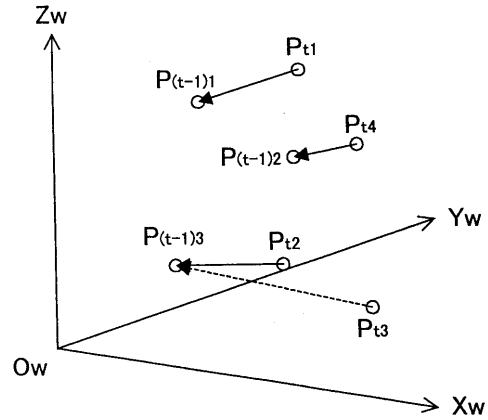
【図 6】



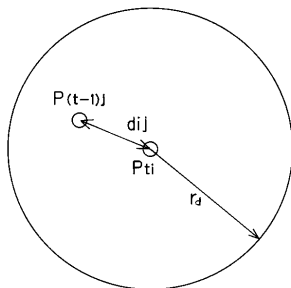
【図 7】



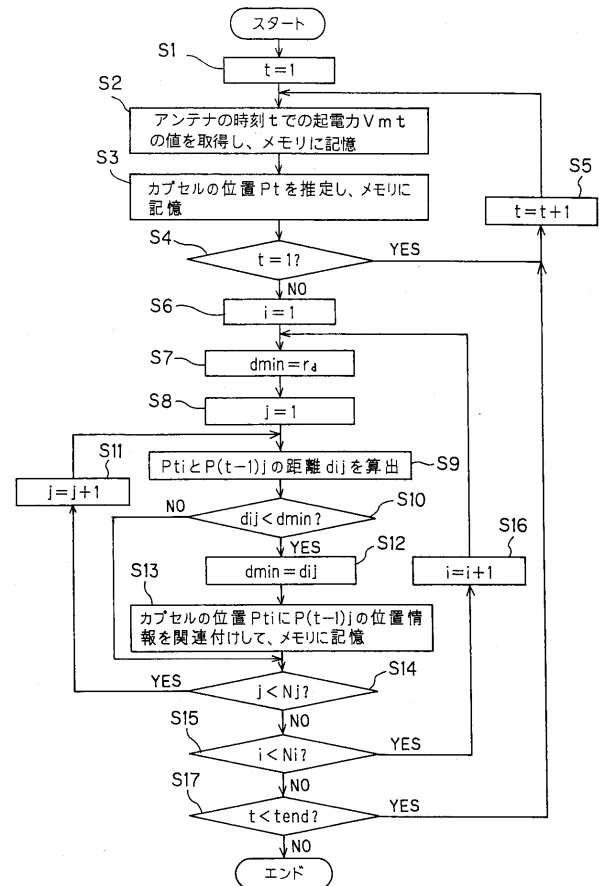
【図 8】



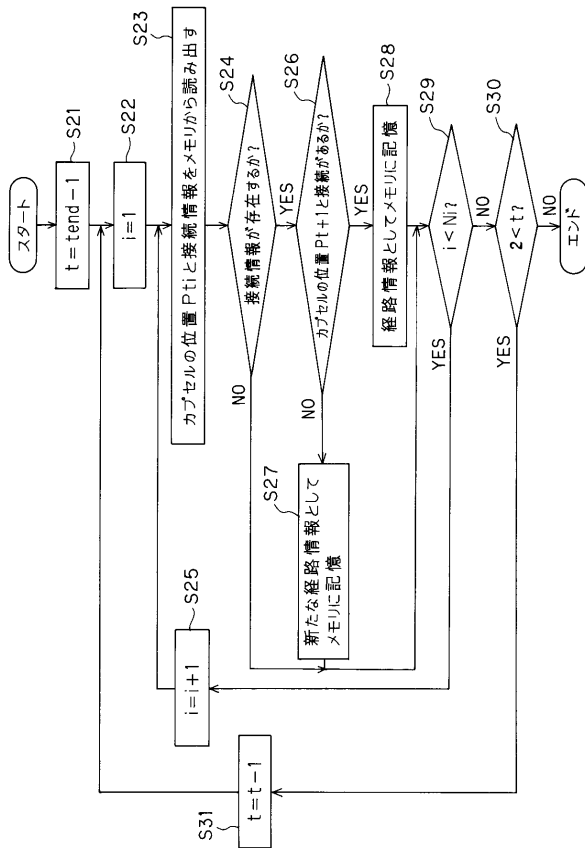
【図 9】



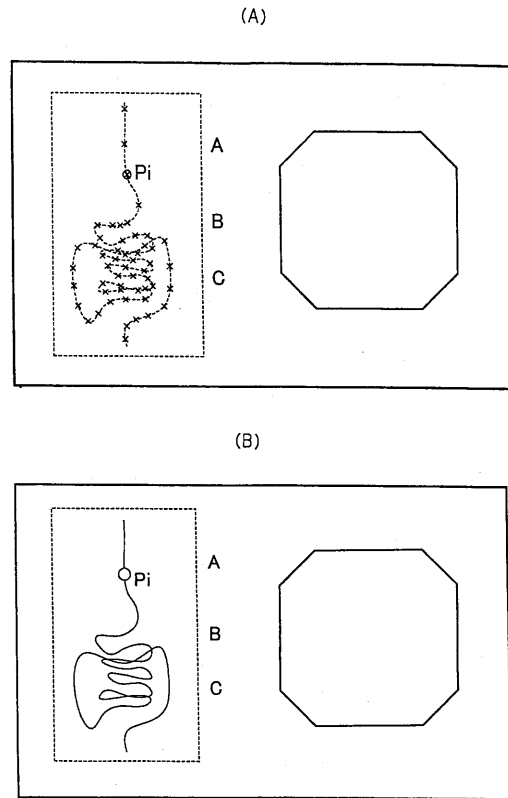
【図 10】



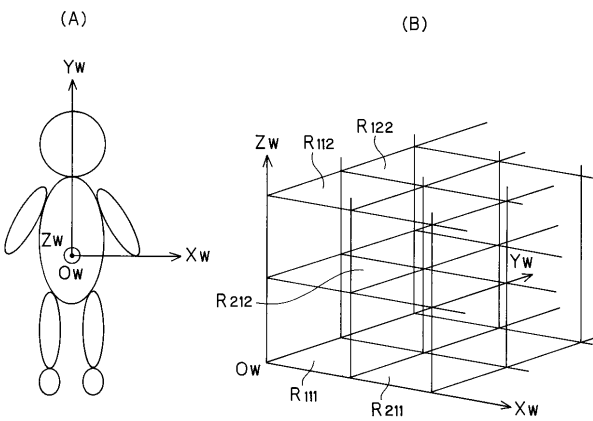
【図 1 1】



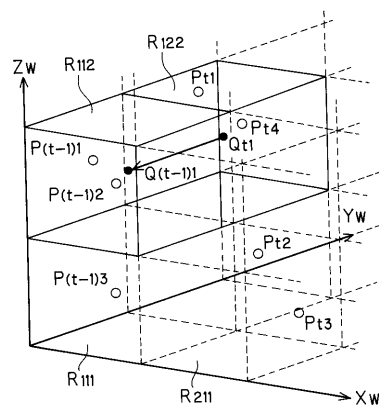
【図 1 2】



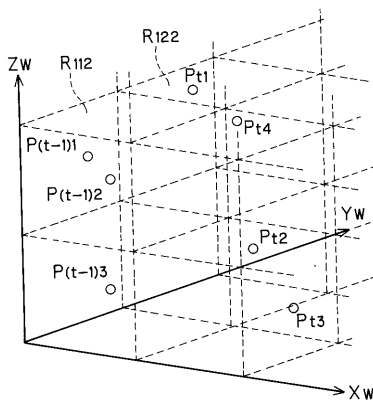
【図 1 3】



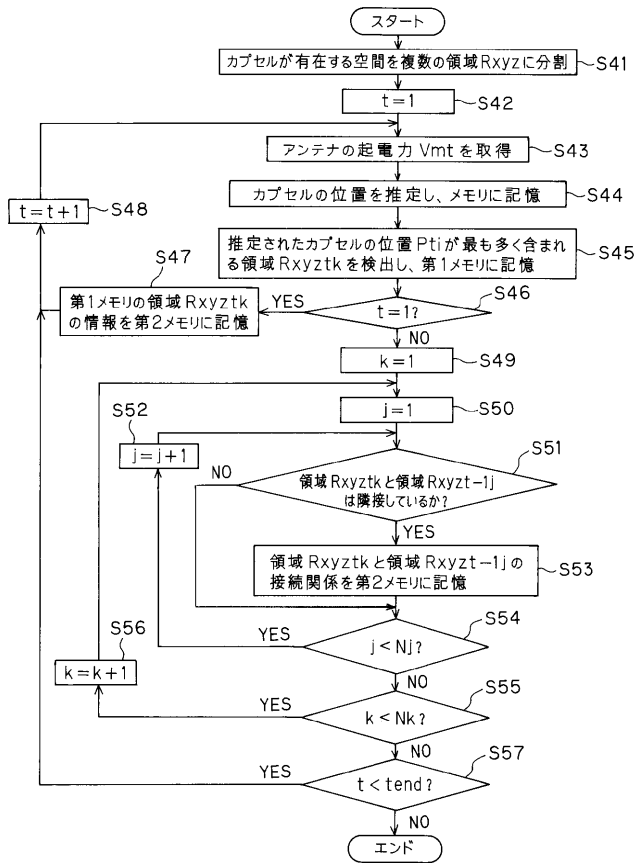
【図 1 5】



【図 1 4】



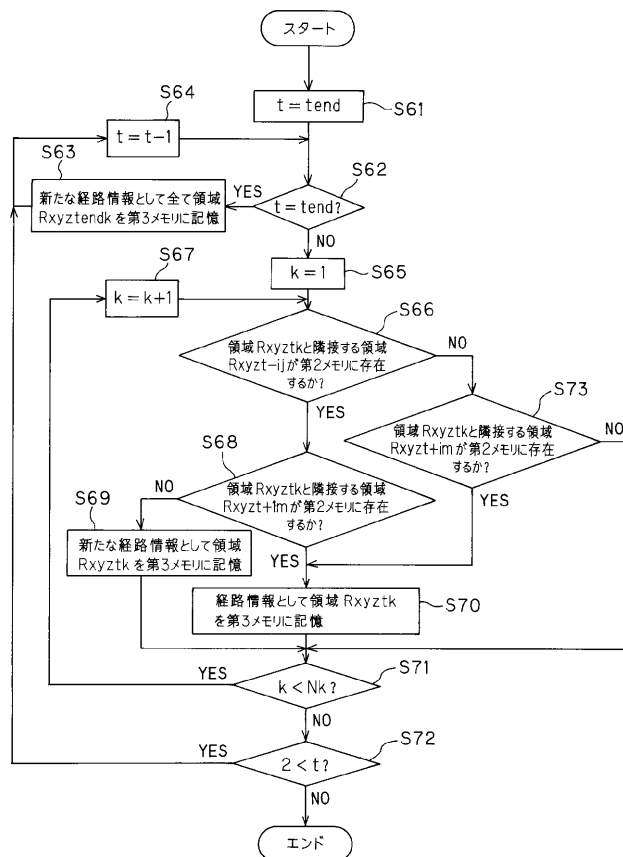
【図 16】



【図 17】

...	6	5	4	3	2	1	k
1	Rxyz11	Rxyz12	Rxyz21	Rxyz22	Rxyz31	Rxyz32	t
2	Rxyz21	Rxyz22	Rxyz31	Rxyz32	Rxyz41	Rxyz42	1
3	Rxyz31	Rxyz32	Rxyz41	Rxyz42	Rxyz51	Rxyz52	2
4	Rxyz41	Rxyz42	Rxyz51	Rxyz52	Rxyz61	Rxyz62	3
...	tend
tend	Rxyz12	Rxyz22	Rxyz32	Rxyz42	Rxyz52	Rxyz62	1

【図 18】



【図 19】

1	2	3	...	tend-2	tend-1	tend	t
Rxyz11	Rxyz21	Rxyz31	...	Rxyztend-21	Rxyztend-11	Rxyztend1	1
Rxyz21	Rxyz22	Rxyz32	...	Rxyztend-22	Rxyztend-12	Rxyztend2	2
Rxyz31	Rxyz32	Rxyz41	...	Rxyztend-23	Rxyztend-13	Rxyztend3	3
Rxyz41	Rxyz42	Rxyz51	...	Rxyztend-24	Rxyztend-14	Rxyztend4	4
...	N-1
Rxyz12	Rxyz22	Rxyz32	...	Rxyztend-22	Rxyztend-12	Rxyztend2	N

专利名称(译)	胶囊医疗器械		
公开(公告)号	JP2007283001A	公开(公告)日	2007-11-01
申请号	JP2006115958	申请日	2006-04-19
[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		
[标]发明人	長谷川 潤 野波 徹緒		
发明人	長谷川 潤 野波 徹緒		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00002 A61B1/00016 A61B1/0005 A61B1/041 A61B5/06 A61B5/062 A61B5/073 A61B5/6805 A61B2560/0456 G02B23/2461		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.320.Z A61B5/07 G02B23/24.A A61B1/00.C A61B1/00.552 A61B1/00.610 A61B1/01		
F-TERM分类号	2H040/DA00 2H040/DA55 2H040/GA02 4C038/CC03 4C038/CC09 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/HH51 4C061/LL01 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ02 4C061/QQ06 4C061/UU06 4C061/VV03 4C061/YY02 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/DD07 4C161/FF15 4C161/GG28 4C161/HH51 4C161/LL01 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/QQ06 4C161/UU06 4C161/VV03 4C161/YY02		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4914634B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种即使在估计胶囊型体内装置的多个位置时也能够计算高度可靠的轨迹和位置的胶囊型医疗装置。 解决方案：通过使用多个天线估计并入在体内移动的胶囊内窥镜3中的天线的位置，并且在相邻时间估计位置 P_{ti} ， $P(t-1)$ 在预定值内，将位置信息作为连接信息相互关联地存储在存储器中。此后，根据存储在存储器中的连接信息执行路径搜索，并执行用于计算轨迹的处理。 .The 10

