

(43) 国際公開日
2007 年 11 月 1 日 (01.11.2007)

PCT

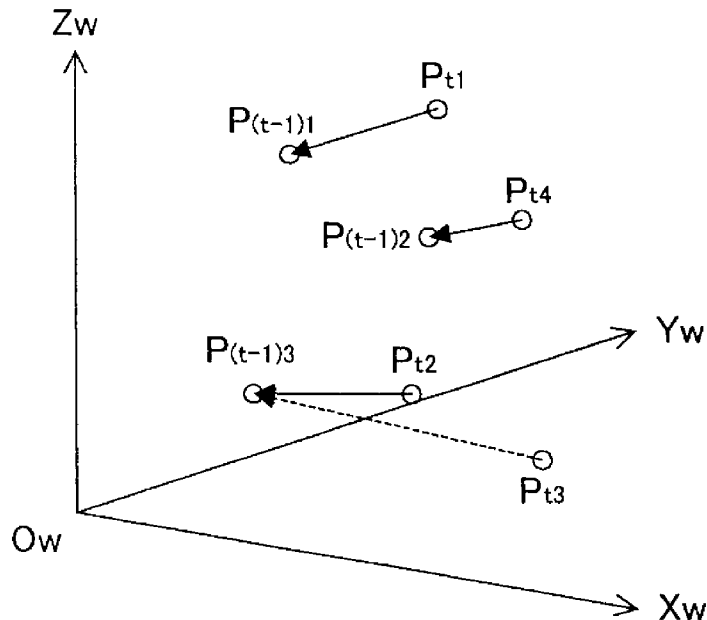
(10) 国際公開番号
WO 2007/123130 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) G02B 23/24 (2006.01)
A61B 5/07 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2007/058355
- (22) 国際出願日: 2007 年 4 月 17 日 (17.04.2007)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2006-115958 2006 年 4 月 19 日 (19.04.2006) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリ
ンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS
MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京
都渋谷区幡ヶ谷二丁目 4 3 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 長谷川 潤
- (HASEGAWA, Jun) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区
幡ヶ谷二丁目 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 Tokyo (JP). 野波 徹緒 (NONAMI,
Tetsuo).
- (74) 代理人: 伊藤 進 (ITO, Susumu); 〒1600023 東京都
新宿区西新宿七丁目 4 番 4 号 武蔵ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が
可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH,
BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK,
DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR,
KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, MG, MK,
MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG,
PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM,
SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC,
VN, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) Title: CAPSULE MEDICAL DEVICE

(54) 発明の名称: カプセル型医療装置



(57) Abstract: The position of an antenna that is integrated in an capsule endoscope (3) moving in the body is estimated using multiple antenna, and when the distance (d_{ij}) between the two positions (P_{ti} , $P_{(t-1)j}$) estimated at adjacent time points is within a predetermined value, the two pieces of the positional information are stored in an associated manner in memory as connection information. After that, a route search is performed based on the connection information stored in the memory and the track of the capsule endoscope is calculated.

(57) 要約: 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_{ti} 、 $P_{(t-1)j}$ の距離

[続葉有]

WO 2007/123130 A1



(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告書
- 補正書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

明 細 書

カプセル型医療装置

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の従来例として日本国特表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。

[0003] また、第2の従来例としての日本国特開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。

[0004] 一方、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。

[0005] 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。

- [0006] 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。

発明の開示

課題を解決するための手段

- [0007] 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、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。

図面の簡単な説明

- [0008] [図1A]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。
[図1B]図1Aの体外装置が端末装置に接続される状態を示す図。
[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4A]カプセル型内視鏡における、信号の送受信に関する電気系の構成の概要を示す図。
[図4B]体外装置における、信号の送受信に関する電気系の構成の概要を示す図。
[図5A]カプセル型内視鏡から無線により送信される画像信号等の一例を示す図。
[図5B]カプセル型内視鏡から無線により送信される画像信号等の、図5Aとは異なる例を示す図。
[図6A]カプセル型内視鏡の円形コイルによるアンテナから送信される、任意の位置における電磁界の成分などを極座標により示す図。

[図6B]カプセル型内視鏡の円形コイルによるアンテナから送信される、任意の位置における電磁界の成分などを直交座標により示す図。

[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。

[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12A]カプセル型内視鏡により撮像された画像と、算出された軌跡を形成する位置とが共に表示された場合の表示状態の一例を示す図。

[図12B]カプセル型内視鏡により撮像された画像と、算出された軌跡を形成する位置とが共に表示された場合の表示状態の、図12Aとは異なる例を示す図。

[図13A]人体を基準とした座標系 $X_w Y_w Z_w$ を示す図。

[図13B]カプセル型内視鏡3が存在する空間を複数の領域に分割した状態を示す図。

[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。

発明を実施するための最良の形態

[0009] 以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

(実施例1)

図1ないし図12Bは、本発明の実施例1に係るものである。図1A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す図である。図1Bは、図1Aの体外装置が端末装置に接続される状態を示す図である。図2は、カプセル型内視鏡の内部構成を示す図である。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す図である。図4Aは、カプセル型内視鏡における、信号の送受信に関する電気系の構成の概要を示す図である。図4Bは、体外装置における、信号の送受信に関する電気系の構成の概要を示す図である。

[0010] また、図5Aは、カプセル型内視鏡から無線により送信される画像信号等の一例を示す図である。図5Bは、カプセル型内視鏡から無線により送信される画像信号等の、図5Aとは異なる例を示す図である。図6Aは、カプセル型内視鏡の円形コイルによるアンテナから送信される、任意の位置における電磁界の成分などを極座標により示す図である。図6Bは、カプセル型内視鏡の円形コイルによるアンテナから送信される、任意の位置における電磁界の成分などを直交座標により示す図である。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との関係を示す図である。

[0011] 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す図である。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 の球内にあるかどうかの様子を示す図である。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す図である。図11は、図10の処理後に軌跡を算出する処理内容を示す図である。図12Aは、カプセル型内視鏡により撮像された画像と、算出された軌跡を形成する位置とが共に表示された場合の表示状態の一例を示す図である。図12Bは、カプセル型内視鏡により撮像された画像と、算出された軌跡を形成する位置とが共に表示された場合の表示状態の、図12Aとは異なる例を示す図である。

[0012] 図1A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とを要部として備えている。

- [0013] 図1Bに示すように、この体外装置5は、クレードル6に装着されることにより、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る。また、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。
- [0014] 図1A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。
- [0015] カプセル型内視鏡3により撮像された被写体の像に基づく信号であり、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において受信される。これにより、アンテナユニット4に接続された体外装置5は、カプセル型内視鏡3により撮像された画像を保存することができるようにしている。
- [0016] 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。
- [0017] 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(ビューワー)が接続されるようにしてもよい。
- [0018] 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と、を有している。そのため、カプセル型内視鏡3の外装は、外装部材14と、カバー部材14aとが接続された状態においては、全体としてカプセル形状かつ水密構造となっている。
- [0019] 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

れている。そして、対物レンズ15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。

[0020] 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LED18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LED18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と、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と、処理回路19及び送受信回路20に電源を供給するボタン型電池21と、が外装部材14の内部に配置されている。

[0021] 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LED18や各回路は、図示しない基板上に設けられ、各基板の間はフレキシブル基板にて接続されている。

[0022] カプセル型内視鏡3の処理回路19は、制御信号によりCCDイメージャ17の撮像のタイミングを制御し、通常の撮像では1秒間に2フレームの画像を撮像させ、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させる。

[0023] また、アンテナ23は、体外装置5から送られてくる信号を受信する。そして、アンテナ23が受信した信号は、送受信回路20により処理された後、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LED18の点灯のON/OFF等を制御する。なお、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取得しても良い。

[0024] 図1Aに示した患者2が着るジャケット10に取り付け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。

[0025] 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4A及び図4Bに示すようになる。図4Aに示すようにカプセル型内視鏡3は、(白色LED18

及びCCDイメージャ17からなる)撮像回路31において撮像された被写体の像に基づく信号を、処理回路19において処理し、送受信回路20において高周波への変調を施した後、円形のループコイルからなるアンテナ23から電波により送信する。

[0026] 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、前記信号は、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に入力された後、この信号処理回路34により画像信号に変換されることにより、液晶モニタ12に被写体の像が表示されると共に、該被写体の像に対応する画像データ等がメモリ35に格納される。

[0027] 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からの指示操作により液晶モニタ12に送ることができる。これにより、ユーザは、液晶モニタ12の表示面に、過去の観察等において取得した画像を表示させることもできる。

[0028] また、本実施例においては、体外装置5には、例えばCPU36を用いて構成されるアンテナ位置&向き推定部36aが設けてある。そして、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うことにより、該アンテナ23の位置及び向きを算出する。

[0029] 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。換言すると、本実施形態の体外装置5は、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。

[0030] また、体外装置5に設けられた操作部13が操作されることにより、撮像周期を変更させる等の指示信号が信号処理回路34に入力されると、この信号処理回路34は、送受信回路33に指示信号を送る。そして、送受信回路33は前記指示信号を変調してアンテナ11a、11b、…、11iから送信する。

[0031] アンテナ11a、11b、…、11iから送信された前記指示信号は、アンテナ23により受

信され、送受信回路20により復調される。そして、送受信回路20は、復調した前記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。

[0032] 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5A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。

[0033] 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Taと、画像信号を送信する画像信号期間Tbと、が設けられている。また、強度検出期間Taには、一定の強度(振幅)の受信強度検出用信号が送信される。

[0034] 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により受信された後、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に送る。信号処理回路34は、各アンテナ11s(s=a、b、…、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5Bのように、受信強度検出信号を省いて画像信号のみを用いて同様の比較処理を行うようにしても良い。

[0035] 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に送ることにより、各信号をメモリ35に格納(記憶)する。

[0036] 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が2つ記録されるようにしても良い。また、その際、信号処理回路34は、記録する画像信号の強度を1フレーム分積算し、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。

[0037] 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に送ることにより、カプセル型内視鏡3において撮像された被写体の像の画像を表示させる。

[0038] 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CPU36により構成されるアンテナ位置&向き推定部36aが設けてある。そして、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の位置及び向きが算出される。

[0039] また、本実施例では、CPU36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。

[0040] 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。

[0041] そして、CPU36は、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。さらに、CPU36は、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。

[0042] CPU36は、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。CPU36は、このようにして、精度の高い位置及び向きを算出する。なお、CPU36により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。

[0043] 次に、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。

[0044] 図6A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_θ, E_ϕ は、次の式で表される。

[0045] $H_r = (IS/2\pi)(jk/r^2 + 1/r^3)\exp(-jkr)\cos\theta$

$$H_{\theta} = (IS/4\pi) (-k^2/r + jk/r^2 + 1/r^3) \exp(-jkr) \sin \theta \quad (1)$$

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

ここで、 H_r 及び H_{θ} は、磁界成分、 E_{ϕ} は電界成分を示すものとする。また、 I 及び S は、アンテナ23に流れる電流、及び、そのアンテナ23を構成する円形コイルの面積を示すものとする。また、 r は、アンテナ23と任意の位置までの距離 $r = (x^2 + y^2 + z^2)^{1/2}$ を示し、 k は $k = \omega(\epsilon\mu)^{1/2}$ (ϵ は誘電率、 μ は透磁率) を示し、 j は虚数単位を示すものとする。

[0046] 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1A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、これらを見捨てることができる)。よって、式(1)は、次の式(2)のようになる。

$$[0047] \quad H_r = 0$$

$$H_{\theta} = (IS/4\pi) (-k^2/r) \exp(-jkr) \sin \theta \quad (2)$$

$$E_{\phi} = -(j\omega\mu IS/4\pi) (jk/r) \exp(-jkr) \sin \theta$$

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_{ϕ} となる。

[0048] 式(2)の電界 E_{ϕ} 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_{ϕ} の瞬時値は、式(2)の電界 E_{ϕ} に両辺に $\exp(j\omega t)$ を掛けて実部を抽出することにより求められる。

$$[0049] \quad E_{\phi} \exp(j\omega t) = -(j\omega\mu IS/4\pi) (jk/r) \exp(-jkr) \sin \theta \exp(j\omega t) \\ = (\omega\mu ISk/4\pi r) (\cos U + j\sin U) \sin \theta \quad (3)$$

但し、 $U = \omega t - kr$ である。

ここで、式(3)の実部を抽出すると、電界 E'_{ϕ} の瞬時値は次のようになる。

$$[0050] \quad E'_{\phi} = (\omega\mu ISk/4\pi r) \cos U \sin \theta \quad (4)$$

また、式(4)を図6Bに示すように極座標系 (r, θ, ϕ) 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、

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

となる。

[0051] 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、

$$\begin{bmatrix} X_{Lp} \\ Y_{Lp} \\ Z_{Lp} \end{bmatrix} = R^{-1} \left[\begin{bmatrix} X_{Wp} \\ Y_{Wp} \\ Z_{Wp} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} X_{WG} \\ Y_{WG} \\ Z_{WG} \end{bmatrix} \right] = \begin{bmatrix} R_{00} & R_{10} & R_{20} \\ R_{01} & R_{11} & R_{21} \\ R_{02} & R_{12} & R_{22} \end{bmatrix} \left[\begin{bmatrix} X_{Wp} \\ Y_{Wp} \\ Z_{Wp} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} X_{WG} \\ Y_{WG} \\ Z_{WG} \end{bmatrix} \right] \quad (6)$$

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。

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

ただし、 α 、 β は極座標系の回転量である。

[0052] 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、

$$\begin{bmatrix} E_{Wx} \\ E_{Wy} \\ E_{Wz} \end{bmatrix} = R \begin{bmatrix} E_{Lx} \\ E_{Ly} \\ E_{Lz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{00} & R_{01} & R_{02} \\ R_{10} & R_{11} & R_{12} \\ R_{20} & R_{21} & R_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_{Lx} \\ E_{Ly} \\ E_{Lz} \end{bmatrix} \quad (8)$$

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。

$$[0053] \quad \begin{bmatrix} E_{Wx} \\ E_{Wy} \\ E_{Wz} \end{bmatrix} = \frac{k_1}{r^2} \begin{bmatrix} 0 & (z_{Wp} - z_{WG}) & -(y_{Wp} - y_{WG}) \\ -(z_{Wp} - z_{WG}) & 0 & (x_{Wp} - x_{WG}) \\ (y_{Wp} - y_{WG}) & -(x_{Wp} - x_{WG}) & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} g_x \\ g_y \\ g_z \end{bmatrix} \quad (9)$$

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場合に検出される起電力 V_a は、以下の式で算出できる。

$$[0054] \quad V_a = k_2 E_W \cos \gamma = k_2 (E_{Wx} D_{xa} + E_{Wy} D_{ya} + E_{Wz} D_{za}) \quad (10)$$

ただし、 k_2 は定数を示し、 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}) を示すものとする。

[0055] そして、CPU36は、例えば図3の配置状態として示される、患者2の体に複数配置された、アンテナユニット4の各アンテナ11sの配置状態に基づき、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)。

[0056] 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。

[0057] 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、

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

となる。

[0058] 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、

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

と表される。ここで、近似等号は誤差 σ を含む。

[0059] また、等式(11)の右辺第1項を左辺に移動すると、

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

となる。但し、

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

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

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

(行方向:未知数の数 n 、列方向:アンテナ11sのコイルの数 i)

であるとする。解 $\Delta x^{(k)}$ は、式(15)より、

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

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。

[0060] よって、式(14)より改良したパラメータの推定値は、

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

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、

$$A = \begin{bmatrix} \frac{\delta V_a}{x w_g} & \frac{\delta V_a}{y w_g} & \frac{\delta V_a}{z w_g} & \frac{\delta V_a}{g_x} & \frac{\delta V_a}{g_y} & \frac{\delta V_a}{g_z} \\ \frac{\delta V_b}{x w_g} & \frac{\delta V_b}{y w_g} & \frac{\delta V_b}{z w_g} & \frac{\delta V_b}{g_x} & \frac{\delta V_b}{g_g} & \frac{\delta V_b}{g_z} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \frac{\delta V_i}{x w_g} & \frac{\delta V_i}{y w_g} & \frac{\delta V_i}{z w_g} & \frac{\delta V_i}{g_x} & \frac{\delta V_i}{g_g} & \frac{\delta V_i}{g_z} \end{bmatrix} \quad (19)$$

となり、重み行列 W は、

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

と表される。ただし、重み行列 W の σ_j ($j=0, 1, \dots, 8$)は、アンテナ11jの測定電圧の変動量で、例えば環境ノイズ等である。

[0061] また、第 k 番目の ΔV_m は、

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

となることから、カプセル型内視鏡3内のアンテナ23の位置と向きは、次の手順(a)～(d)で求められる。

[0062] (a) $k=0$ とし、アンテナ23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23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)。

[0063] (b) 式(19)、(20)、(21)により第 k 番目の行列を計算する。

[0064] (c) 式(18)により第 k 番目更新量 $\Delta x^{(k)}$ を計算する。

[0065] (d) 更新量 $\Delta x^{(k)}$ が小さくなるまでの処理(b)から(d)を繰り返す。

[0066] 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。

[0067] 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、軌跡推定部36bにおいて軌跡推定の処理が行われることにより、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。

- [0068] 上記位置及び向き の推定処理の手順においては、受信するアンテナ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、及び、ノイズ等によってアンテナ23若しくはカプセル型内視鏡3の位置が複数推定される場合がある。なお、アンテナ23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23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。
- [0069] 体腔内におけるカプセル型内視鏡3の動きが比較的小さく、画像を取得する間隔が短い為、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。
- [0070] 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すれば、最終的な軌跡及び各時刻の正しいカプセル型内視鏡3の位置が算出できる。
- [0071] 図8に示すように、時刻 $t-1$ に推定された各位置を $P(t-1)1, P(t-1)2, \dots$ とし、時刻 t に推定された各位置を $P_t1, P_t2, \dots$ とする。
- このとき、CPU36は、図9に示すように、時刻 t で推定された各位置 P_{ti} ($i=1, 2, 3, \dots$) 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。
- [0072] そして、CPU36は、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。また、CPU36は、時刻 t で推定された位置 P_{ti} 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} を算出した後、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。
- [0073] CPU36は、時刻 t の各推定位置 P_{ti} ($i=1, 2, 3, \dots$) 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、CPU36は、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。
- [0074] 図8において、推定位置 P_t3 に最も近接した時刻 $t-1$ の推定位置は、 $P(t-1)3$ であ

る。しかし、この2点間の距離が r_d より大きい場合、CPU36は、推定位置Pt3に接続される時刻 $t-1$ の推定位置を、ノイズ等に起因するものと判断し、推定位置Pt3の接続関係に用いる情報として保存しない。

[0075] このようにして、CPU36は、記録された全てのデータに対して位置推定を行うことにより、接続関係を求める。そして、CPU36は、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CPU36は、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、CPU36は、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。この際、CPU36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。

[0076] 次に軌跡推定の動作を説明する。CPU36は、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。

[0077] 接続関係を算出するための処理を開始すると、図10のステップS1に示すように、体外装置5のCPU36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、図10及び図11に関する説明においては、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ものとする。

[0078] そして、CPU36は、図10のステップS2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 において得られた起電力 V_{mt} (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)を取得するとともに、記憶手段としてのメモリ35にその起電力 V_{mt} の値を記憶させる。

[0079] また、図10のステップS3に示すように、CPU36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_{mt} の値を用いて、カプセル型内視鏡

3の時刻 t での位置 P_{ti} を推定するとともに、該位置 P_{ti} をメモリ35に記憶させる。

[0080] なお、以下で説明するように、時刻 t での位置 P_{ti} 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_{ti} がメモリ35に格納される。また、得られる位置 P_{ti} の数は、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 とし、時刻 $t-1$ の場合に得られる位置の数を N_j とする。

[0081] そして、次のステップS4において、CPU36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。

[0082] 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S5に進み、パラメータ値を1つ増大した後、ステップS1及びステップS2の処理を行い、ステップS4の判定処理によりステップS6に進む。そして、ステップS6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。

[0083] ステップS6においては、時刻 t において推定された各位置 P_{ti} 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。

[0084] そして、次のステップS7において、図9に示すようにCPU36は、最小距離 d_{min} の値として規定の半径 r_d を設定する。さらに、次のステップS8においてCPU36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。

[0085] そして、次のステップS9においてCPU36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 $P_{(t-1)j}$ との間の距離 d_{ij} を算出する。

[0086] さらに次のステップS10においてCPU36は、算出された距離 d_{ij} がステップS7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S14においてCPU36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、CPU36は、ステップS11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S9に戻り、同様の処理を繰り返す。なお、ステップS10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。

[0087] 一方、ステップS10の条件を満たすと判定された場合には、ステップS12に示すようにCPU36は、最小距離 d_{min} の値を距離 d_{ij} により更新する。さらに次のステップS13においてCPU36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つつ、接続情報としてメモリ35に記憶させる。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。

[0088] 次のステップS14においてCPU36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。また、CPU36は、図10のステップS14の条件に該当する場合には、ステップS11を経て j の値を1つ大きくしてステップS9に戻り、同じ処理を繰り返す。

[0089] そして、CPU36は、この j の値が数 N_j に一致した場合には、次のステップS15に進み、パラメータ i が時刻 t で推定された位置 P_{ti} の数 N_i 未満かの判定を行う。さらに、CPU36は、図10のステップS15の条件に該当する場合には、ステップS16に進み、 i の値を1つ大きくしてステップS7に戻った後、同じ処理を繰り返す。

[0090] その後、この i の値が数 N_i に一致した場合には、ステップS17に進み、CPU36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う。そして、CPU36は、このパラメータ t が t_{end} 未満であるという条件に該当する場合には、ステップS5に戻り、 t の値を1つ大きくしてステップS2に戻った後、同様の処理を繰り返す。

[0091] このようにして、CPU36は、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。

[0092] 図11に示す経路探索の処理を開始すると、CPU36は、最初のステップS21において、処理を行う時刻 t を、図10に示す処理に用いた最後の時刻 t_{end} の1つ前の時刻である、 $t_{end}-1$ にセットする。そして、CPU36は、次のステップS22において、時刻 t において推定された位置 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。

- [0093] 次のステップS23においてCPU36は、カプセル型内視鏡3の位置 P_{ti} と接続情報をメモリ35から読み出す。そして、次のステップS24においてCPU36は、読み出した情報において接続情報が存在するか否かの判定を行う。
- [0094] 接続情報が存在しない場合には、ステップS29においてCPU36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、CPU36は、ステップS25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S23, S24の処理を行う。また、CPU36は、ステップS24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S26の処理に進む。
- [0095] ステップS26においてCPU36は、時刻 t の次の時刻 $t+1$ (時刻 $t=t_{end}-1$ では、 $t+1=t_{end}$)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、CPU36は、接続が存在しない場合には、ステップS27に移る。このステップS27においてCPU36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)をメモリ35に記憶させた後、ステップS29の条件に応じてステップS25を経てステップS23の処理に戻る。
- [0096] 一方、ステップS26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CPU36により判定された場合には、ステップS28に進む。そして、このステップS28においてCPU36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35に記憶させる。
- [0097] 次のステップS29においてCPU36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、CPU36は、位置のパラメータ i が N_i 未満の場合には、ステップS25を経ることにより、該位置のパラメータ i の値を1つ大きくした後、ステップS22の処理に戻る。
- [0098] このようにして、CPU36は、パラメータ i の値を1つずつ大きくしながら、ステップS22～S29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S30に進む。このステップS30においてCPU36は、時刻 t が初期値2以下か否かの判定を行う。
- [0099] 時刻 t が2以下でない場合(つまり3以上の場合)には、CPU36は、ステップS31に示すようにその時刻 t の値を1つ小さくした後、ステップS22の処理に戻る。そして、CPU36は、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、CP

U36は、時刻 t が初期値2になった場合に、この処理を終了する。

[0100] このような一連の処理により、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_{tend} までの経路が算出される。

[0101] そして、上述したように、CPU36は、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。

[0102] なお、本実施例の変形例として、CPU36は、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、CPU36は、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、CPU36は、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。

[0103] 或いは、CPU36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、CPU36は、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。

[0104] 或いは、CPU36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。

[0105] このようにして、1つの軌跡を求められた場合には、図1Bに示すモニタ部8c等において、その軌跡が表示される。

[0106] 図12A及び図12Bは、モニタ部8cでの表示例を示す。図12A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。

[0107] 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及び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は大腸を示す。

[0108] 図12Aに示す表示法の他に、例えば図12Bに示すように表示しても良い。

[0109] 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。

[0110] 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。

[0111] 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。

[0112] 本実施例は、以下の効果を有する。

アンテナユニット4が有するアンテナの個数、アンテナユニット4が有するアンテナの配置位置、アンテナ23の初期値の位置(x_{wg} 、 y_{wg} 、 z_{wg})⁽⁰⁾の与え方、及び、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。

[0113] 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。

[0114] (実施例2)

次に図13A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。

[0115] 本実施例においては、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。

[0116] 次に、図13A以降を参照して本実施例の作用を説明する。

[0117] 図13Aは、人体を基準とした座標系 $X_w Y_w Z_w$ を示す図である。図13B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図である。

[0118] 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。

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。CPU36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} に分割して、時刻 t で推定された位置 P_{ti} が属する領域 R_{xyz} 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。

[0119] この場合、CPU36は、時刻 t で推定された位置 P_{ti} 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することにより、短時間で軌跡を算出することが可能となる。

[0120] また、CPU36は、時刻 t と $t-1$ で推定された位置 P_{ti} 及び $P_{(t-1)j}$ がそれぞれ属する領域 R_{xyz} の位置関係により、接続領域か否かを判定する。

[0121] 具体的には、CPU36は、時刻 t と $t-1$ で推定された位置 P_{ti} 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、CPU36は、隣接する関係にない、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。

[0122] 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_{ti} ($i=1, 2, 3,$

…)を示す図である。

[0123] 体外装置5のCPU36は、推定された各位置 Pt_i ($i=1, 2, 3, \dots$)が含まれる領域 R を求め、
xyz

[0124] 図14では時刻 t では推定された位置として $Pt_1 \sim Pt_4$ 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 Pt_1 及び Pt_4 は領域 R_{122} に含まれ、位置 Pt_2 は領域 R_{121} に含まれ、位置 Pt_3 は領域 R_{211} に含まれている。また、位置 $P(t-1)_1$ 及び $P(t-1)_2$ 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。

[0125] また、CPU36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。

[0126] そして、CPU36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に記憶させる。また、CPU36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。

[0127] CPU36は、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を行うことにより、始点から終点までの経路を求める。

[0128] CPU36は、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。なお、この場合の推定位置は、領域の中心位置(重心位置)とする。

[0129] 図14の具体例では、上述したように時刻 t では位置 Pt_1 及び Pt_4 が領域 R_{122} に最も多く存在し、かつ時刻 $t-1$ では $P(t-1)_1$ 及び $P(t-1)_2$ 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。

[0130] 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 Pt_2 、 Pt_3 、及び $P(t-1)_3$ は、経路探索には使用されない。

[0131] また、これらの領域 R_{122} 及び 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図である。

[0132] 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。

[0133] このようにしてCPU36は、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。

[0134] 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S41においてCPU36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。

[0135] そして、次のステップS42においてCPU36は、時刻 t を初期値1にした後、次のステップS43においてアンテナ11により、その時刻 t において得られる起電力 V_{mt} を取得する。

[0136] 次のステップS44においてCPU36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に記憶させる。なお、位置 P_{ti} は複数存在する場合があるため、それを添え字 i の付与により区別して示している。

[0137] 次のステップS45においてCPU36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_{xyztk} を検出してメモリ35内の例えば第1メモリに記憶させる。この場合、領域 R_{xyztk} 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_{xyztk} を区別するパラメータ $k(k=1, 2, \dots, N_k)$ を示す。

[0138] 次のステップS46においてCPU36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S47においてCPU36は、メモリ35の第1メモリに記憶した領域 R_{xyztk} の情報を第2メモリに記憶させ、次のステップS48において時刻 t を $t+1$ とした後、ステップS43に戻る。

そして、CPU36は、ステップS43からS46の処理を行う。この場合には、CPU36は、ステップS46の判定処理において $t=1$ ではないと判定し、ステップS49の処理に進

む。

- [0139] ステップS49においてCPU36は、上記パラメータ k を初期値、つまり $k=1$ にセットする。その後、次のステップS50においてCPU36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。
- [0140] そして、次のステップS51においてCPU36は、領域 R_{xyztk} と領域 $R_{xyzt-lj}$ が隣接しているか否かの判定を行う。ここで、領域 $R_{xyzt-lj}$ 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-lj} が最も多く含まれると推定された複数の領域 R_{xyzt-l} を区別するパラメータ j ($j=1, 2, \dots, N_j$)を示している。
- [0141] CPU36は、ステップS51において、領域 R_{xyztk} と領域 $R_{xyzt-lj}$ が隣接していないと判定した場合には、さらに、ステップS54において、 $j < N_j$ か否かの判定を行う。この条件に該当する場合、CPU36は、ステップS52において j を1つ増大させた後、ステップS51の処理を行う。
- [0142] そして、領域 R_{xyztk} と領域 $R_{xyzt-lj}$ が隣接していると判定した場合には、ステップS53においてCPU36は、領域 R_{xyztk} と領域 $R_{xyzt-lj}$ が隣接している場合の接続関係をメモリ35の第2メモリに記憶させる。図17は、領域 R_{xyztk} と領域 $R_{xyzt-lj}$ の接続関係を、2次元配列により第2メモリに記憶させた場合の一例を示す図である。
- [0143] 図17では、領域 R_{xyz} と、時刻 t と、パラメータ k との関係を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_{xyztk} と領域 $R_{xyzt-lj}$ 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。
- [0144] ステップS53においてこのような処理を行った後、次のステップS54においてCPU36は、 $j < N_j$ か否かの判定を行う。そして、CPU36は、この条件に該当すると判定した場合には、ステップS52の処理を行った後、ステップS51に戻る。
- [0145] このようにして、 $j \leq N_j$ 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S54の判定処理を経て次のステップS55に進む。CPU36は、ステップS55において $k < N_k$ か否かの判定処理を行い、この条件に該当する場合には、次のステップS56において k を1つ増大させた後、ステップS50の処理に戻る。
- [0146] このようにして、CPU36は、ステップS50からステップS56までの処理を繰り返し行

う。そして、ステップS50からステップS56までの処理を繰り返すことにより $k > N_k$ になると、CPU36は、ステップS55の判定処理を経てステップS57に進む。

[0147] このステップS57においてCPU36は、 $t < \text{tend}$ か否かの判定を行い、この条件に該当する場合にはステップS48に戻り、このステップS48において t を $t+1$ にしてステップS43に戻る。

このようにして、CPU36は、ステップS43からステップS57の処理を繰り返す。そして、 $t < \text{tend}$ の条件に該当しない時刻になるとこの処理を終了する。

[0148] 前述した一連の処理により、隣接する時刻における全ての接続関係の情報がメモリ35の第2メモリに記憶される。そして、CPU36は、図18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S61においてCPU36は、処理を行う時刻 t として最後の時刻 tend 、つまり $t = \text{tend}$ とする。

[0149] CPU36は、ステップS62において、 $t = \text{tend}$ の条件を満たすかの判定を行う。そして、CPU36は、この条件を満たす場合には、ステップS63において、その時刻 tend での接続関係の情報を、新たな経路情報として、メモリ35の第2メモリに記憶された全ての領域 $R_{xyz\text{tend}k}$ ($k = 1, 2, 3, \dots$)をメモリ35の第3メモリに記憶させる。その後、CPU36は、ステップS64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S62の処理に戻る。

[0150] このステップS62においてCPU36は、 $t = \text{tend}$ の条件を満たさないと判定してステップS65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S66に進む。

このステップS66においてCPU36は、第2メモリに、領域 R_{xyztk} に隣接する領域 $R_{xyz\text{t-1}j}$ が存在するか否かの判定を行う。

[0151] そして、CPU36は、隣接していないと判定した場合にはステップS73に進み、さらに、第2メモリに領域 R_{xyztk} に隣接する領域 $R_{xyz\text{t+1}m}$ 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 $R_{xyz\text{t+1}}$ 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。

[0152] そして、CPU36は、隣接していないと判定した場合にはステップS71に進む。一方、CPU36は、ステップS73において隣接する領域 $R_{xyz\text{t+1}m}$ が存在すると判定した場合にはステップS70に進み、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S71に進む。

[0153] 一方、CPU36は、ステップS66において隣接する領域 $R_{xyz t-1j}$ が存在すると判定した場合には、ステップS68に進み、さらに、第2メモリに領域 $R_{xyz t k}$ 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。

[0154] そして、CPU36は、隣接していないと判定した場合には、ステップS69において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S67の処理を経てステップS66に戻る。

[0155] 一方、CPU36は、ステップS68において、隣接する領域 $R_{xyz t+1 m}$ が存在すると判定した場合には、ステップS70に進み、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S71に進む。

[0156] そして、ステップS71においてCPU36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S67を経てステップS66に戻る。

[0157] 一方、CPU36は、 $k < N_k$ の条件を満たさないと判定した場合には次のステップS72に進み、さらに $2 < t$ の条件を満たすか否かの判定を行う。そして、CPU36は、この条件を満たす場合には、ステップS64を経てステップS62に戻る。

[0158] そして、CPU36は、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、CPU36は、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。

[0159] 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19に示すような経路情報が記憶される。図19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。

[0160] CPU36は、この他に以下のようにして経路(軌跡)を算出するものであっても良い。

[0161] CPU36は、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。

CPU36は、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

情報とともに記録させる。そして、CPU36は、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、CPU36は、コスト値の総和が最小となる経路を求め、それを軌跡とするものであってもよい。

[0162] 本実施例は、以下の効果を有する。

[0163] 本実施例によると、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。

[0164] (実施例3)

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、CPU36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。

[0165] 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、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)に記載されている。

[0166] 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処理が行われる。

[0167] そして、CPU36は、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。

本実施例では、CPU36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するとともに、算出したコスト値各々を比較する処理を行うことにより、最終的な経路を算出することができる。このため、本実施例は、以下の効果を有する。

[0168] 本実施例は、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。

[0169] (実施例4)

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。

[0170] 本実施例の作用としては、CPU36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。

[0171] (実施例5)

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。

[0172] 本実施例の作用としては、CPU36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、CPU36による処理の対象から外すようにする。

[0173] 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CPU36による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。

[0174] (実施例6)

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。

[0175] 次に本実施例の作用を説明する。

[0176] 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、及び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。

[0177] 従って、CPU36は、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。

[0178] CPU36は、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。また、CPU36は、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。

[0179]
$$h_{(t-1)_j, ti} = d_{(t-1)_j, ti} + w(\text{cost}_{(t-1)_j} + \text{cost}_{ti})$$

$$d_{(t-1)_j, ti} = [(P_{x_{ti}} - P_{x(t-1)_j})^2 + (P_{y_{ti}} - P_{y(t-1)_j})^2 + (P_{z_{ti}} - P_{z(t-1)_j})^2]^{1/2}$$

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

[0180] つまり、

$$w = 0.03 / (3\text{cost}_{\min})$$

としている。CPU36は、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、CPU36は、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。

[0181] 例えば、CPU36は、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、CPU36は、2点間の距離が大きい場合、例えば、5cm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。

[0182] 最後に、CPU36は、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。CPU36は、接続が最も長いルートを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。また、CPU36は、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5cm以上等)、CPU36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。

[0183] CPU36は、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、CPU36は、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。

[0184] 例えば、CPU36は、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、CPU36は、2点間の距離が大きい場合、例えば、5cm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。

[0185] 本実施例は、以下の効果を有する。

本実施例によると、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、及び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、本実施例によると、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、この評価関数を用いて正確なカプセル型内視鏡3の位置を推定できる。

[0186] (実施例7)

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。

[0187] 次に本実施例の作用を説明する。

[0188] 上述したように図13B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図である。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 $p(t-1)_j$ ($j=1, 2, 3, \dots$)、 $P_t i$ ($i=1, 2, 3, \dots$)を示す図である。

[0189] CPU36は、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_x

を求める。また、CPU36は、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。

$$[0190] \quad h_{(t-1)j,ti} = d_{(t-1)j,ti} + w_1 (\text{cost}_{(t-1)j} + \text{cost}_{ti} + w_2 / (n_{Qlmn} + n_{Qlm+1n}))$$

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

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} と Q_t との間の距離を示し、また、 $\text{cost}_{(t-1)j}$ 及び cost_{ti} は、位置を推定するときを得られるコスト値を示し、さらに、 w_1 及び w_2 は、重み係数を示す。例えば、 w_1 は、距離3cm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る値であり、 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_{Qlmn} 、 n_{Qlm+1n})によって求められる値である。

[0191] つまり、重み係数 w_1 及び w_2 は、

$$w_1 = 0.03 / (3 \text{cost}_{\min})$$

$$w_2 = 1000.0$$

として示される値である。

[0192] CPU36は、上記評価関数によって抽出された、時刻 $t-1$ 及び時刻 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。なお、接続は、隣接する領域間の移動のみとする。また、隣接する領域が複数存在する場合には、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に、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。CPU36は、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。さらに、CPU36は、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。

[0193] CPU36は、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。CPU36は、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。なお、この場合の推定位置は、領域の中心位置(重心位置)とする。

[0194] CPU36は、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)の最小値を求めるとともに、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。

[0195] そして、CPU36は、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。さらに、CPU36は、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、CPU36は、コスト値の総和が最小となる経路を求めてもよい。

[0196] 本実施例は、以下の効果を有する。

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

[0197] 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。

[0198] 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、一部を変形したものも本発明に属する。

[0199] 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。

[0200] 本出願は、2006年4月19日に日本国に出願された特願2006-115958号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

産業上の利用可能性

[0201] 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とを算出できる。

請求の範囲

- [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。
- [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。
- [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。
- [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。
- [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。
- [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。

- [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。
- [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。
- [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に記載のカプセル型医療装置。
- [10] 前記カプセル型体内装置は、前記生体内の被写体を撮像するための撮像手段を有してい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。
- [11] 前記カプセル型体内装置は、前記生体内の被写体を撮像するための撮像手段を有していることを特徴とする請求項2に記載のカプセル型医療装置。
- [12] 前記カプセル型体内装置は、前記生体内の被写体を撮像するための撮像手段を有していることを特徴とする請求項3に記載のカプセル型医療装置。
- [13] 前記カプセル型体内装置は、前記生体内の被写体を撮像するための撮像手段を有してい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。
- [14] 前記カプセル型体内装置は、前記生体内の被写体を撮像するための撮像手段を有していることを特徴とする請求項5に記載のカプセル型医療装置。
- [15] 前記カプセル型体内装置は、前記生体内の被写体を撮像するための撮像手段を有していることを特徴とする請求項6に記載のカプセル型医療装置。
- [16] 前記カプセル型体内装置は、前記生体内の被写体を撮像するための撮像手段を有していることを特徴とする請求項7に記載のカプセル型医療装置。

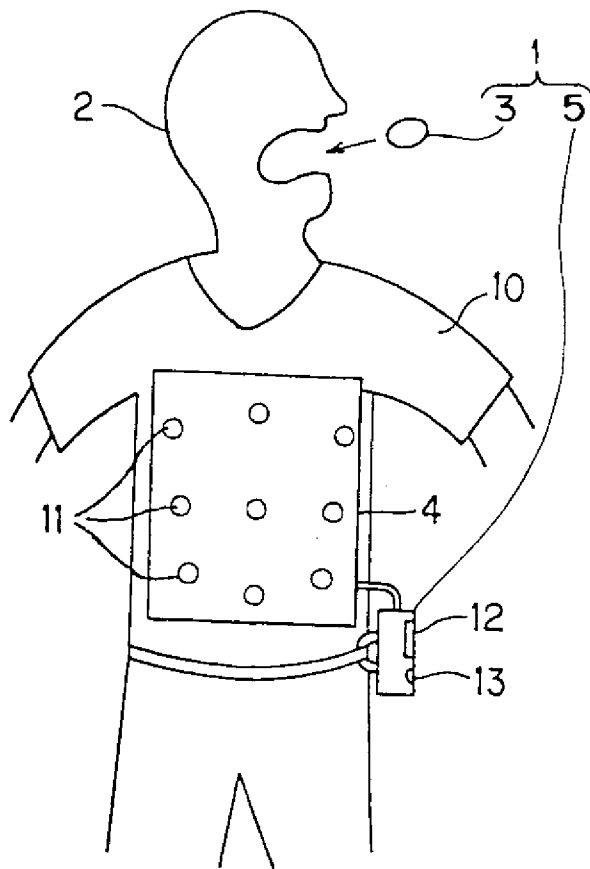
- [17] 前記カプセル型体内装置は、前記生体内の被写体を撮像するための撮像手段を有していることを特徴とする請求項8に記載のカプセル型医療装置。
- [18] 前記カプセル型体内装置は、前記生体内の被写体を撮像するための撮像手段を有していることを特徴とする請求項9に記載のカプセル型医療装置。

補正書の請求の範囲
[2007年8月17日 (17. 8. 2007) 国際事務局受理]

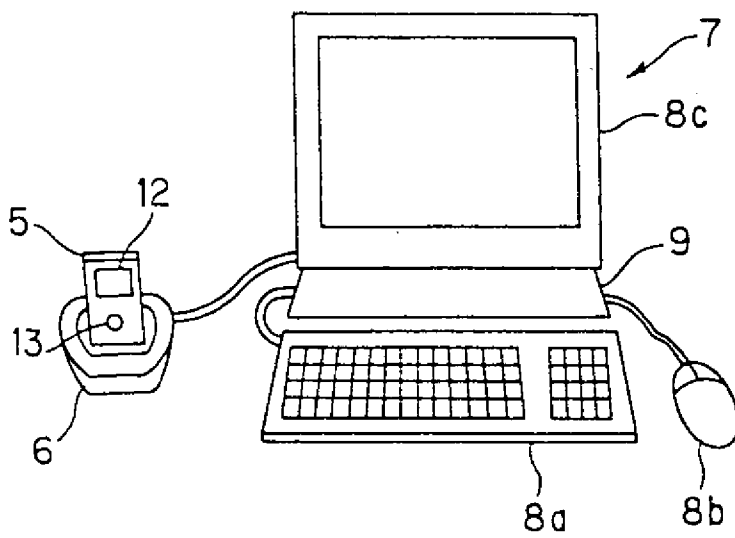
- [1] 生体内に挿入され、アンテナを備えたカプセル型体内装置と、
前記カプセル型体内装置のアンテナから電磁波の信号を無線で送信する無線送信手段と、
前記生体外に配置される複数の体外アンテナと、
前記複数の体外アンテナによって受信した時刻における前記電磁波の信号から前記アンテナ若しくはカプセル型体内装置の位置を推定する推定手段と、
前記推定手段により推定された互いに異なる時刻の位置のものが複数推定された場合に対して設定される条件に従って前記カプセル型体内装置の移動した軌跡を算出する軌跡算出手段と、
を具備したことを特徴とするカプセル型医療装置。
- [2] (補正後) 前記推定手段は、前記ア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前記位置及び向きから計算される前記体外アンテナの計算値を、実際に前記体外アンテナを用いた測定により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前記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。
- [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。
- [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。
- [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。

[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

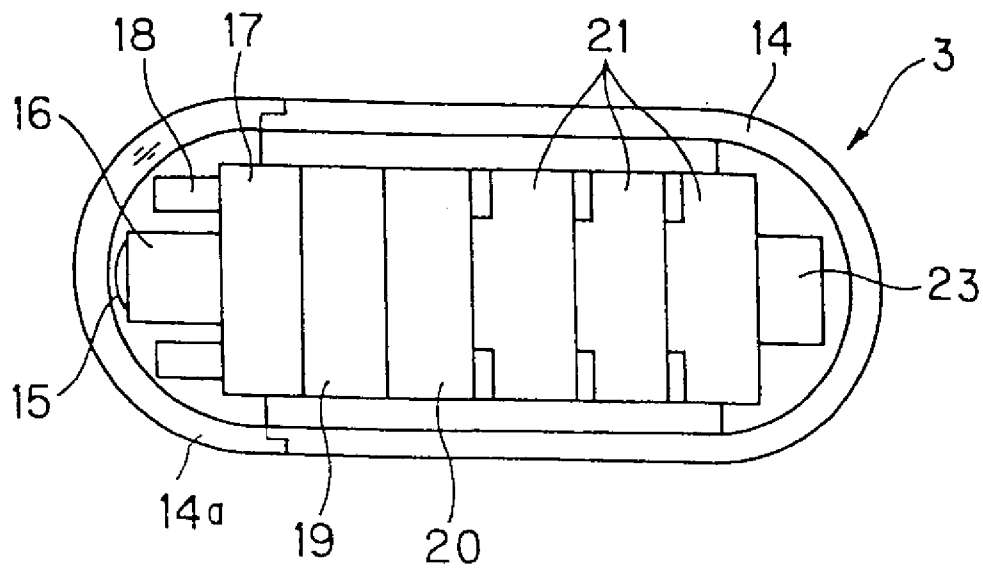
[図1A]



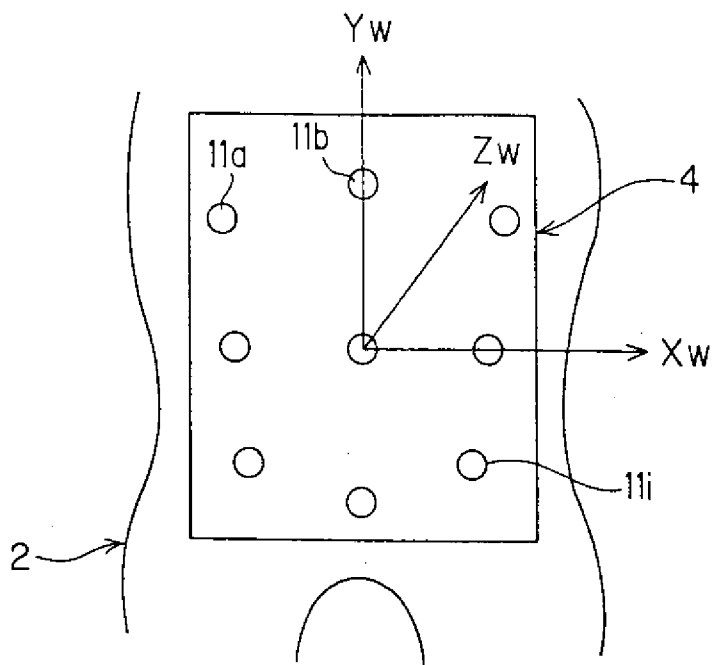
[図1B]



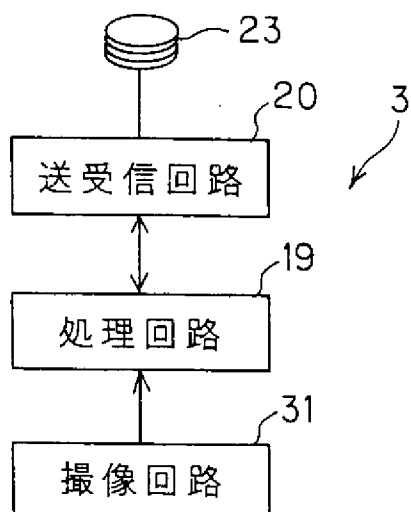
[図2]



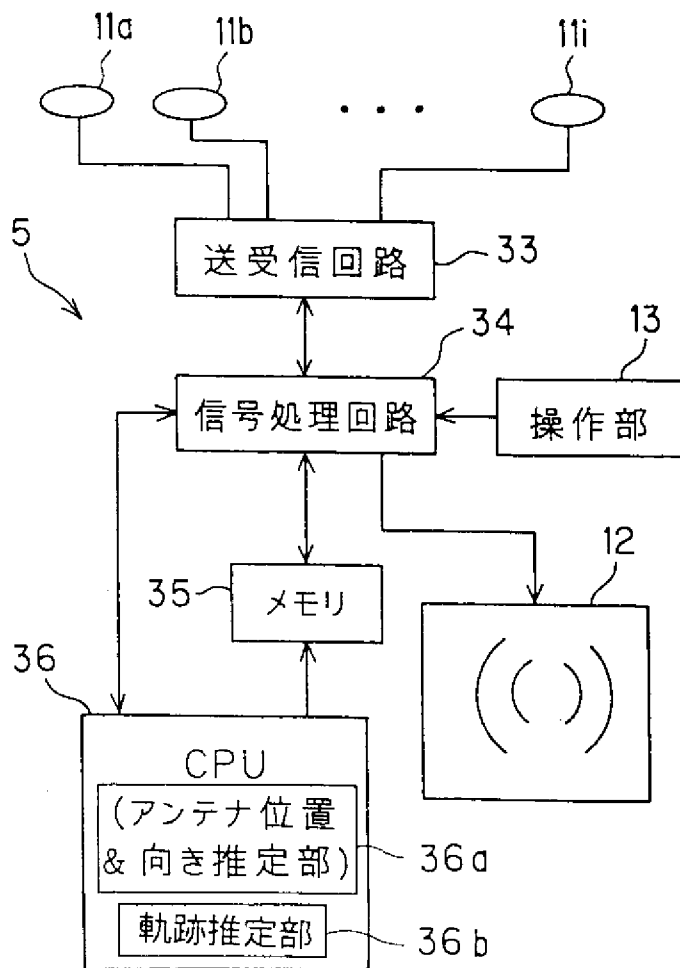
[図3]



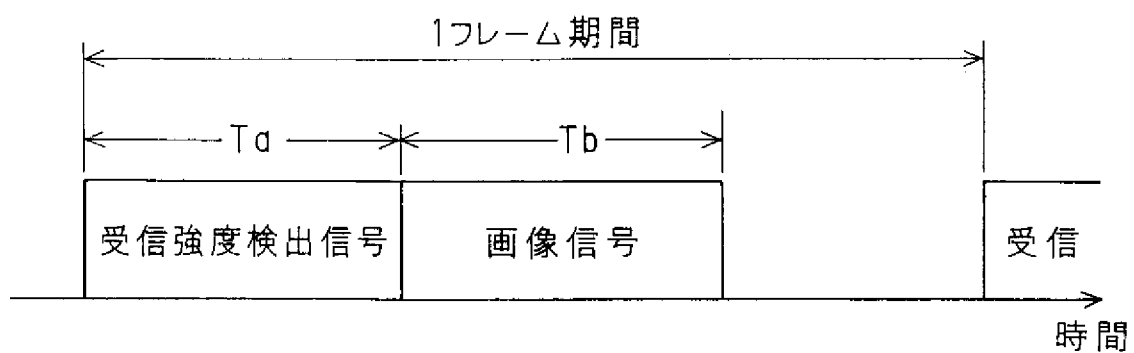
[図4A]



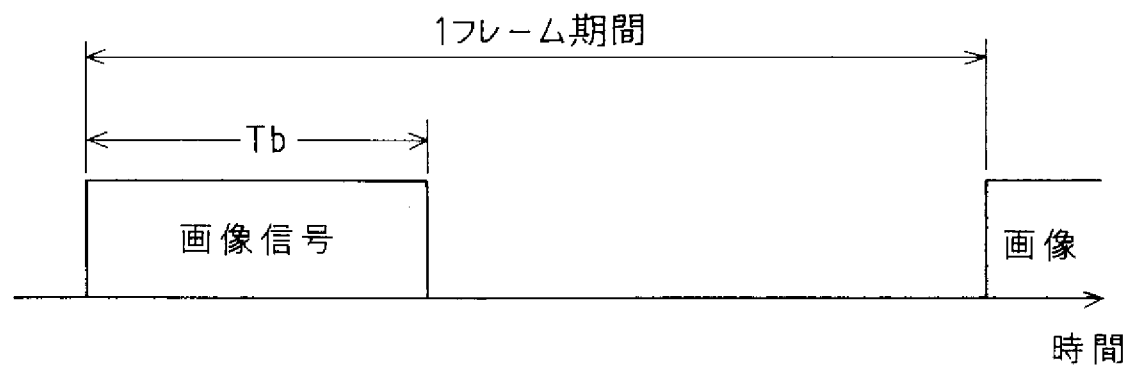
[図4B]



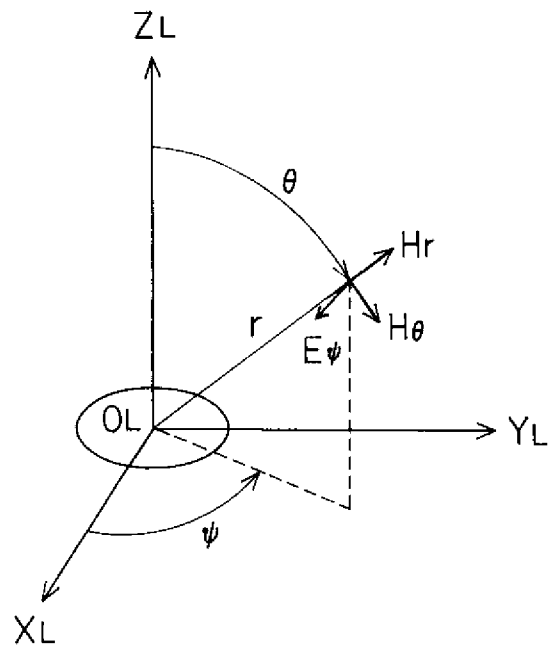
[図5A]



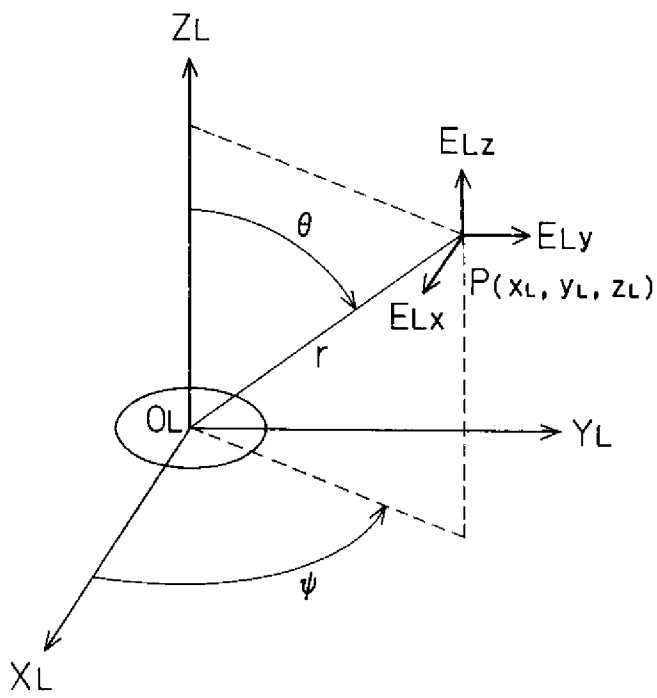
[図5B]



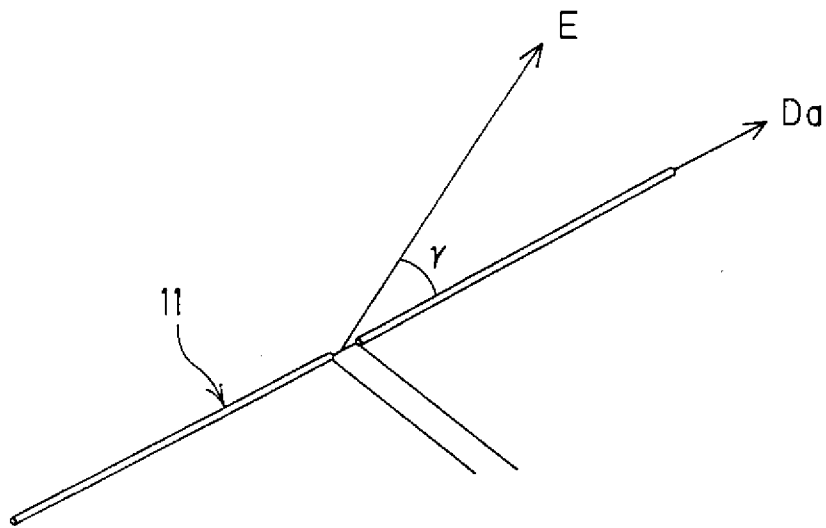
[図6A]



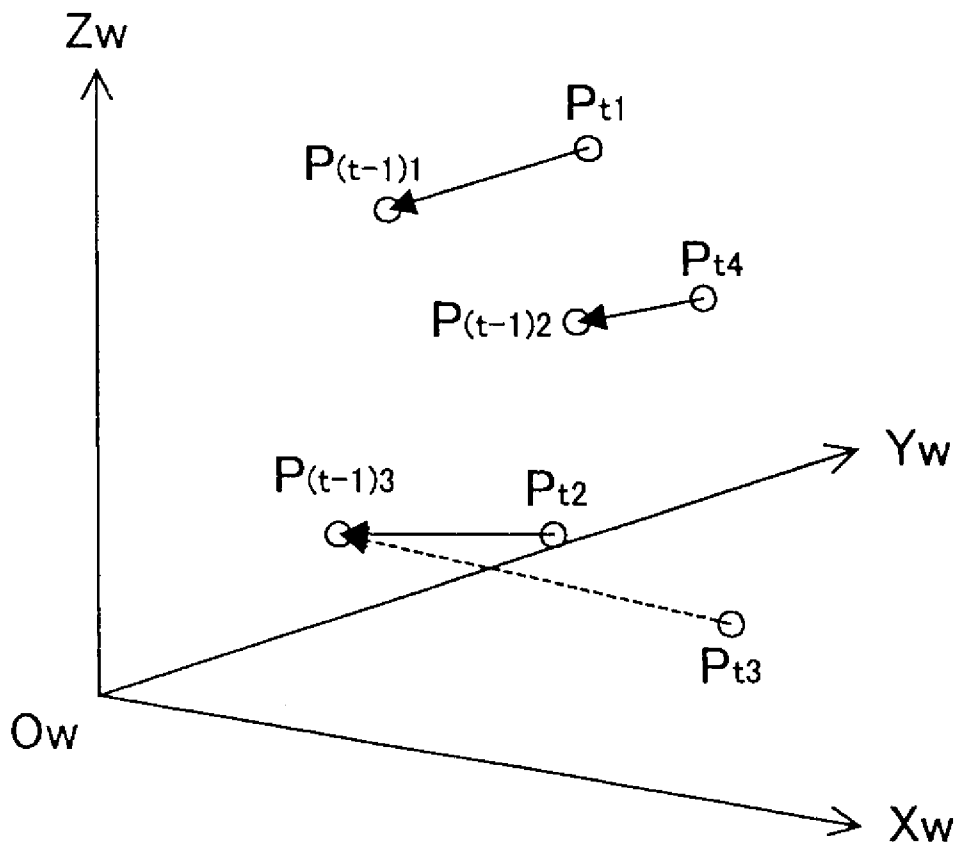
[図6B]



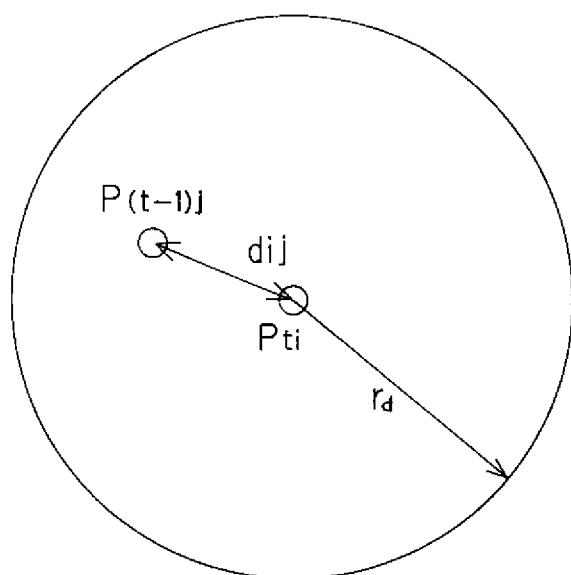
[図7]



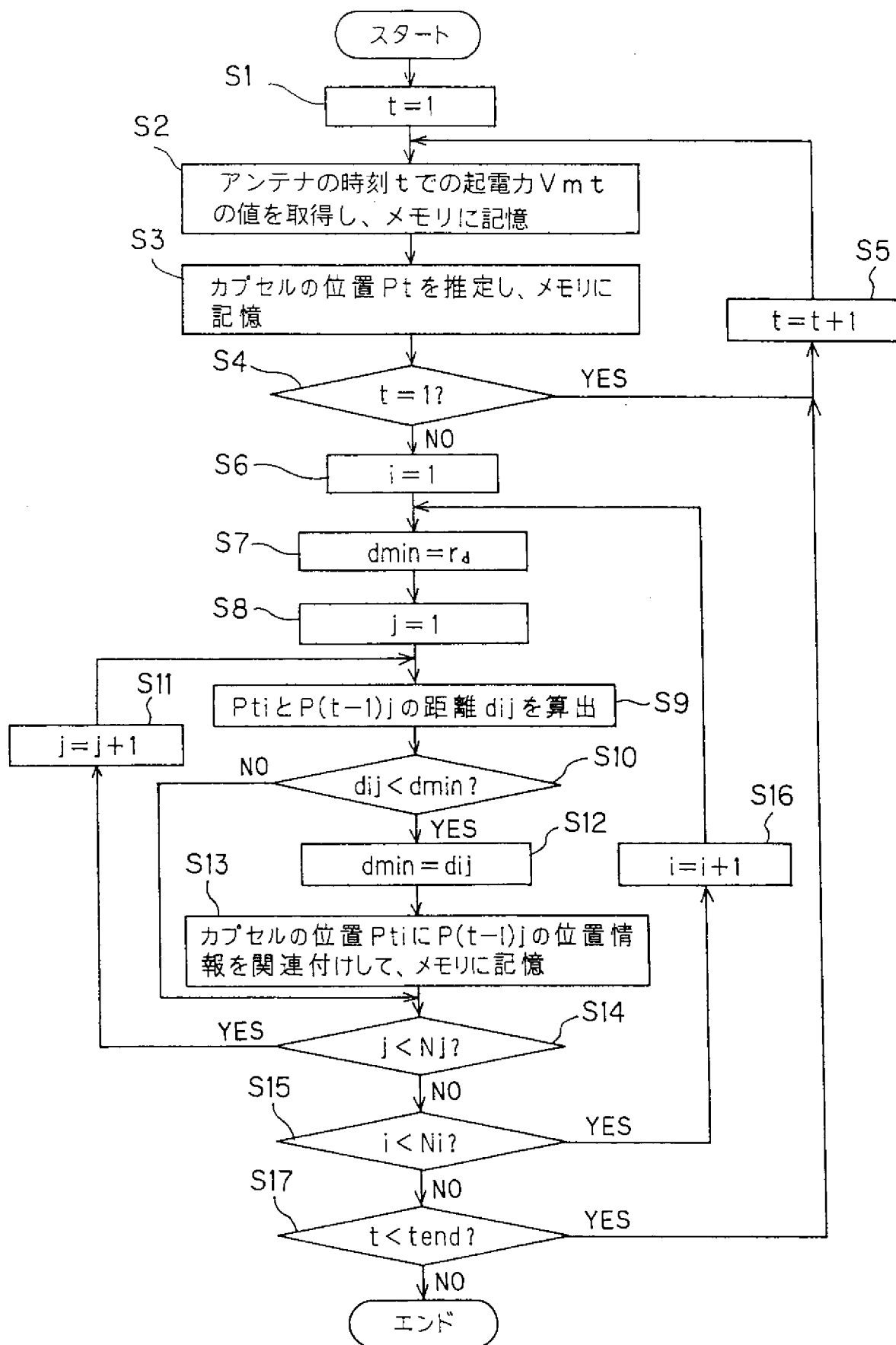
[図8]



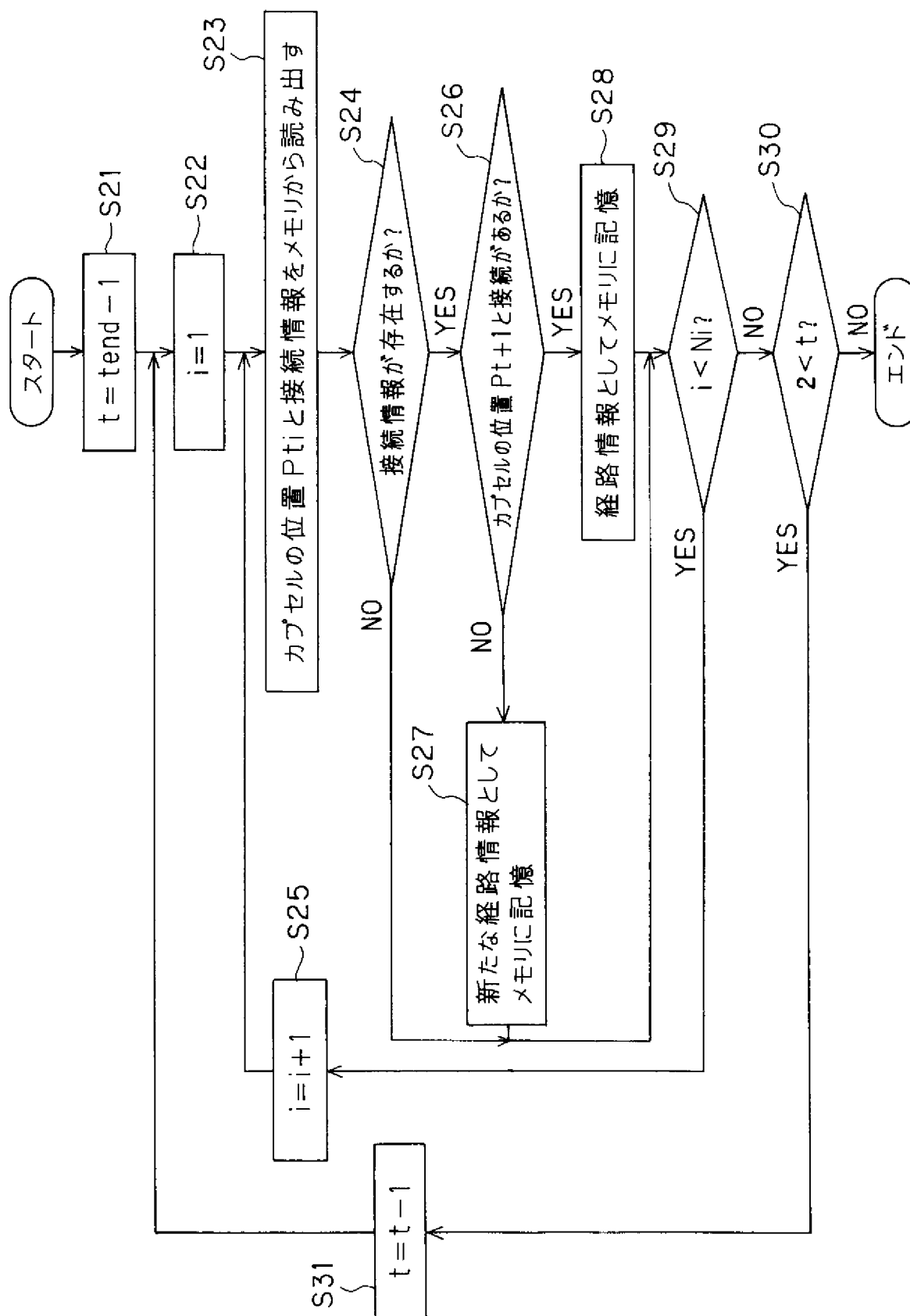
[図9]



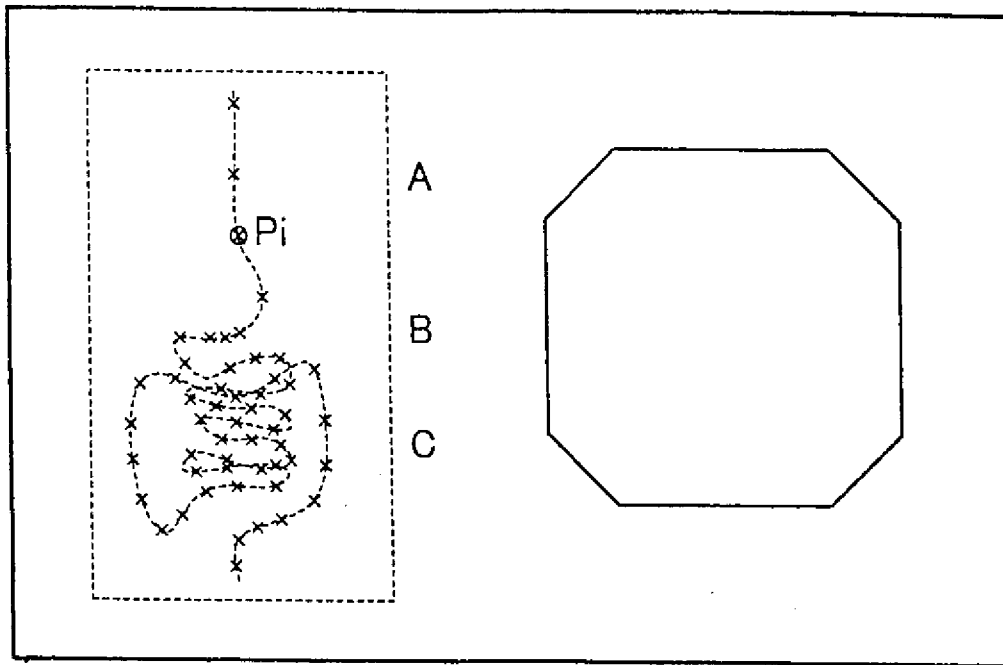
[図10]



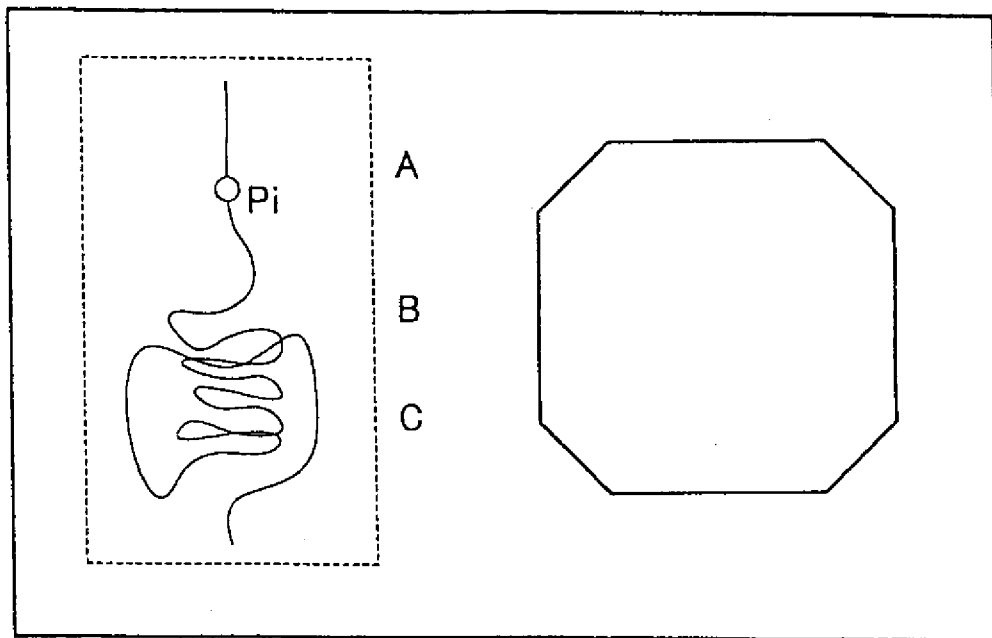
[図11]



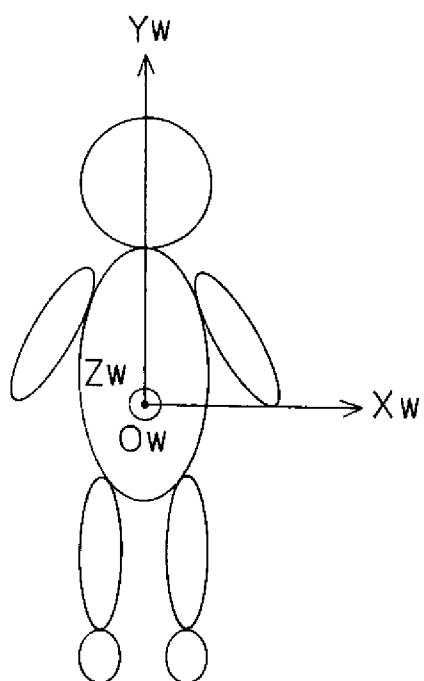
[図12A]



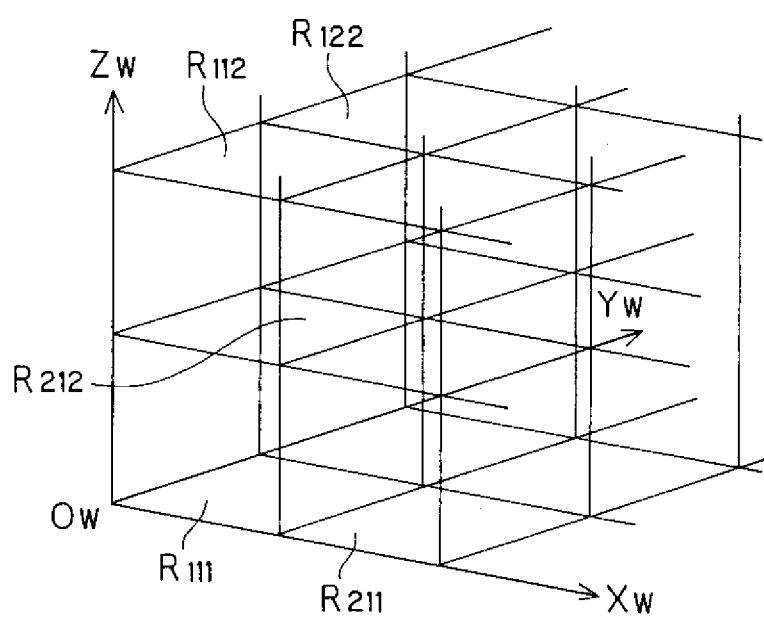
[図12B]



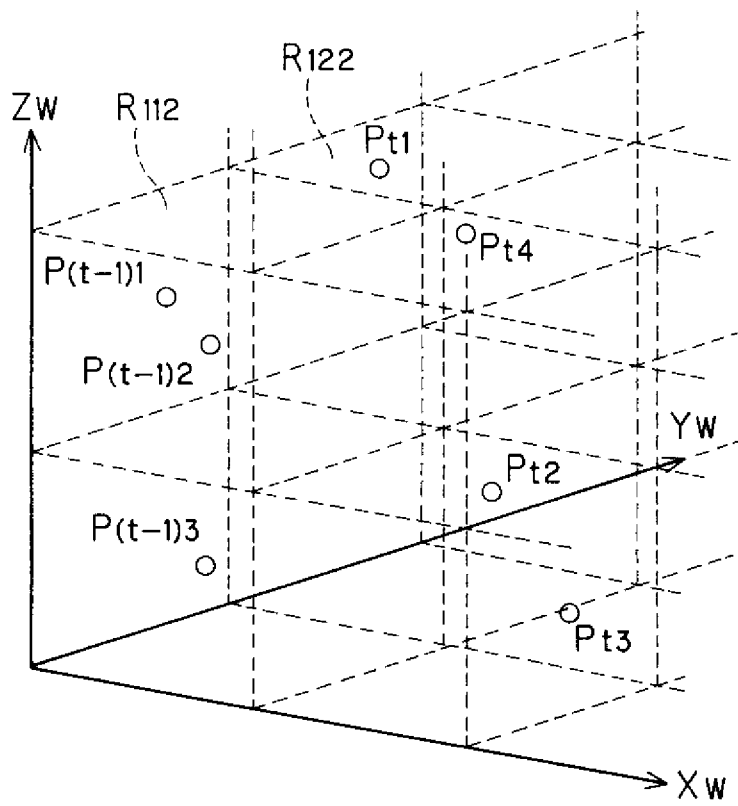
[図13A]



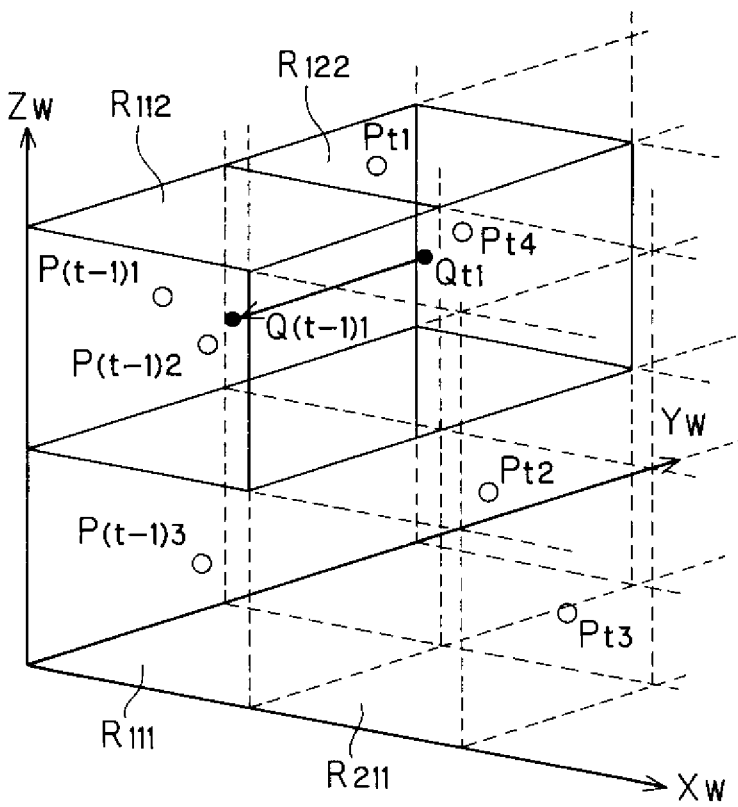
[図13B]



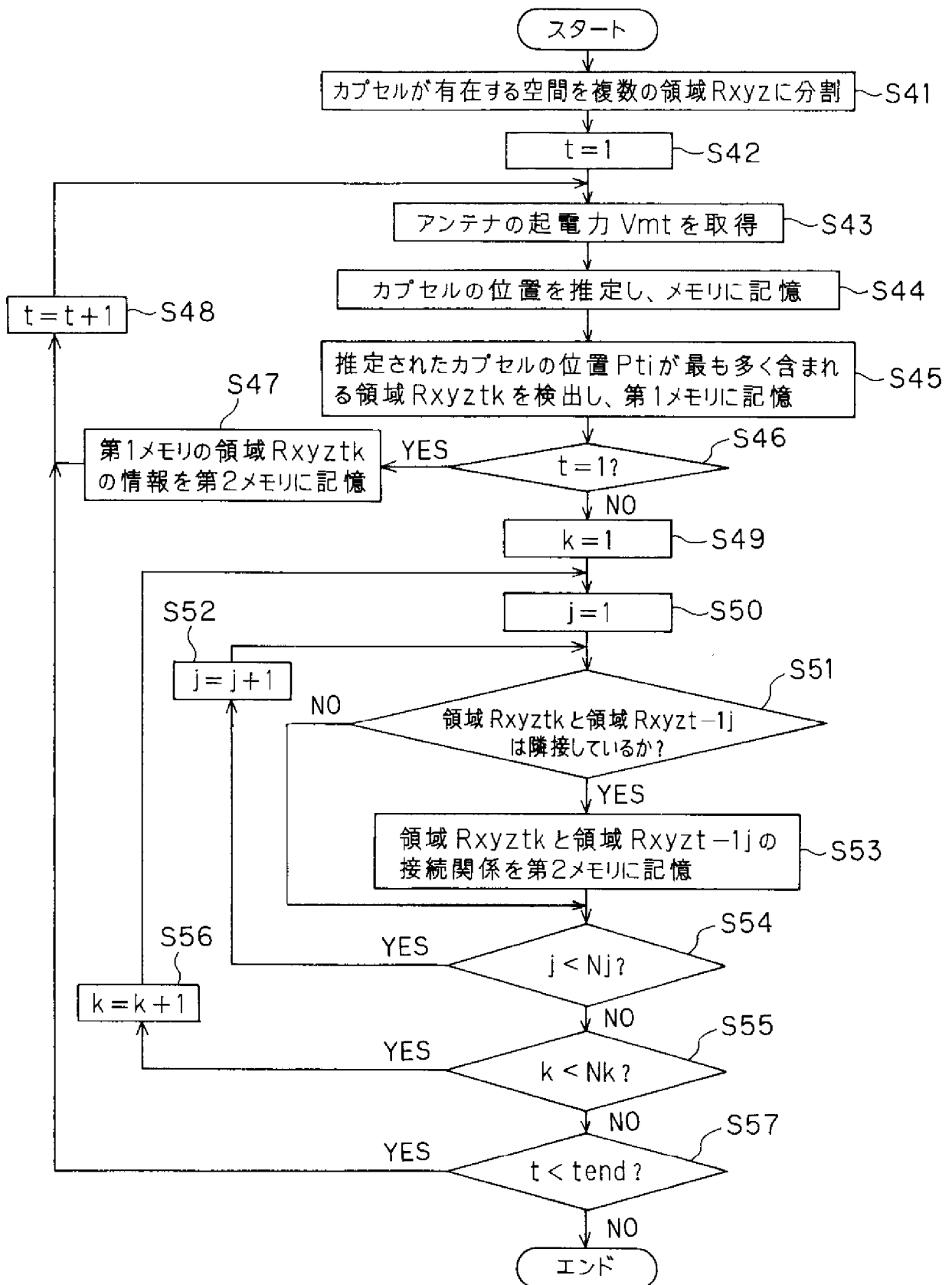
[図14]



[図15]



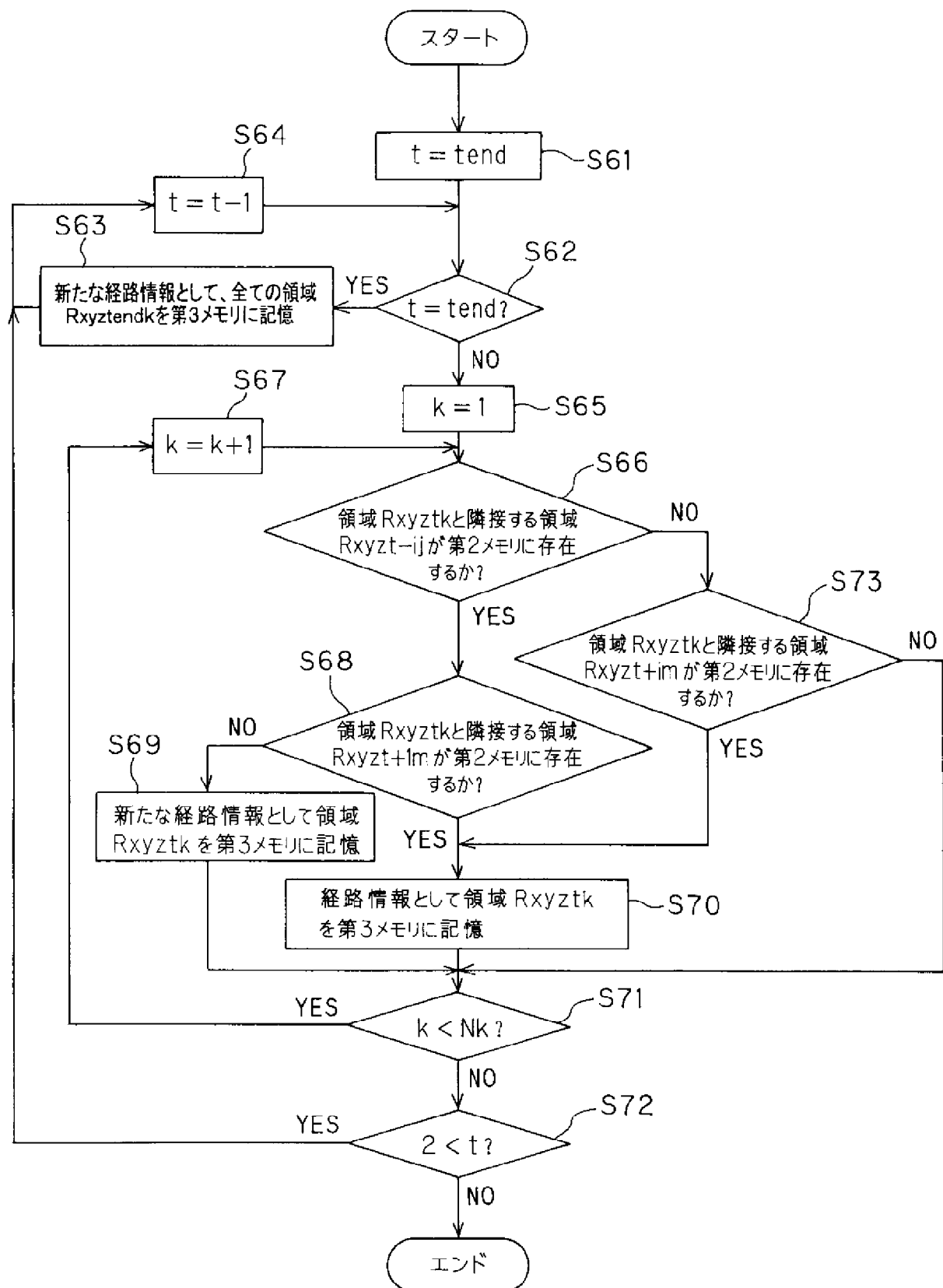
[図16]



[図17]

$\begin{matrix} k \\ t \end{matrix}$	1	2	3	4	5	6	...
1	Rxyz11	Rxyz12					
2	Rxyz21		Rxyz22				
3	Rxyz31		Rxyz32	Rxyz33			
4	Rxyz41		Rxyz42				
$\vdots$							
tend	Rxyztend1		Rxyztend2			Rxyztend3	

[図18]



[図19]

t	tend	tend - 1	tend - 2	...	3	2	1
1	Rxyztend 1	Rxyztend - 11	Rxyztend - 21	...	Rxyz3 1	Rxyz2 1	Rxyz1 1
2	Rxyztend 2	Rxyztend - 12	Rxyztend - 22	...	Rxyz3 2	Rxyz2 2	
3	Rxyztend 3	Rxyztend - 13		...			
4			Rxyztend - 23	...			
$\vdots$				...			
N - 1				...	Rxyz3 3		
N				...			Rxyz1 2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/058355

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01) i, A61B5/07(2006.01) i, G02B23/24(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00-A61B1/32, A61B5/07, G02B23/24

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2007
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2007	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2007

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-218584 A (Olympus Corp.), 18 August, 2005 (18.08.05), Full text; Figs. 1 to 9 & WO 2005/053518 A1 & EP 1690491 A1 & US 2006/0202998 A1	1, 3-10, 12-18

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
09 July, 2007 (09.07.07)

Date of mailing of the international search report
17 July, 2007 (17.07.07)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/058355

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☒ Claims Nos.: 2 and 11
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
Claim 2 describes that an estimated value of the point of the capsule endoscope is compared with a value actually detected. However, what the means that actually detects the position of the capsule endoscope is unclear.

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest
the

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee..
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））
 Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B5/07(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i

B. 調査を行った分野
 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））
 Int.Cl. A61B1/00-A61B1/32, A61B5/07, G02B23/24

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの
 日本国実用新案公報 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2007年
 日本国実用新案登録公報 1996-2007年
 日本国登録実用新案公報 1994-2007年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	J P 2 0 0 5 - 2 1 8 5 8 4 A (オリンパス株式会社) 2 0 0 5 . 0 8 . 1 8 全文、第1-9図 & WO 2005/053518 A1 & EP 1690491 A1 & US 2006/0202998 A1	1, 3-10, 12-18

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献
--	---

国際調査を完了した日 09.07.2007	国際調査報告の発送日 17.07.2007		
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官（権限のある職員） 安田 明央		2 Q
	電話番号 03-3581-1101 内線 3292		9309

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（P C T 17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
2. ☒ 請求の範囲 2, 1 1 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
請求の範囲 2 には、カプセル型体内装置の位置の推定値を実際に検出される検出値と比較する旨の記載があるが、カプセル型体内装置の位置を実際に検出する手段とは何であるのか不明確である。
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であって P C T 規則 6.4(a) の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付を伴う異議申立てがなかった。