

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2006年11月30日 (30.11.2006)

PCT

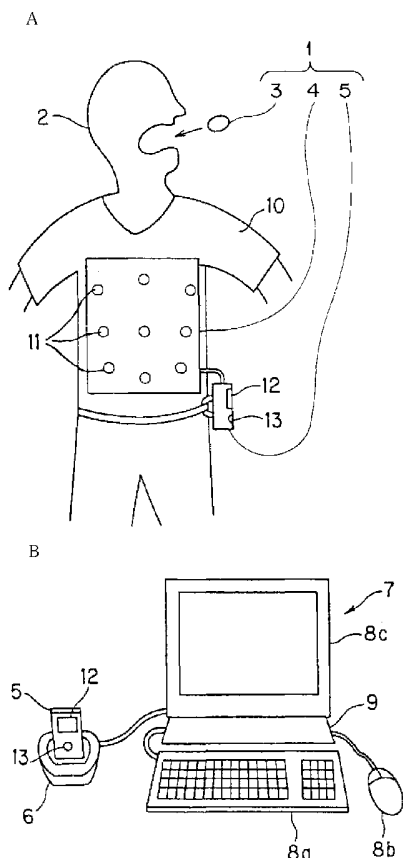
(10) 国際公開番号
WO 2006/126350 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) G01S 5/02 (2006.01)
A61B 5/06 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2006/308346
- (22) 国際出願日: 2006年4月20日 (20.04.2006)
- (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2005-154371 2005年5月26日 (26.05.2005) JP
特願2006-015612 2006年1月24日 (24.01.2006) 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
- (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, 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, HR, HU,
ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR,
LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX,
MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU,
SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT,
TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (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,

[続葉有]

(54) Title: ENCAPSULATED MEDICAL DEVICE

(54) 発明の名称: カプセル型医療装置



(57) Abstract: There is provided an encapsulated medical device capable of accurately detecting a position where biological information is acquired by imaging in the biological body and the like. A circular loop antenna (23) built in an encapsulated endoscope (3) moving in the living body transmits a high-frequency signal, which is received by a plurality of antennas (11a to 11i) arranged on the living body surface. A CPU (36) sets the position and the direction of the initial state of the antenna (23) and performs estimation of the position and the direction so as to calculate newly estimated position and direction and update the position and the direction of the initial state. For the updated position and the direction, the estimation is performed similarly. This processing is repeated until the shift amount of the position updated by the estimation becomes sufficiently small. This enables an accurate position estimation.

(57) 要約: 生体内で撮像する等による生体情報を取得した位置を精度良く検出できるカプセル型医療装置を提供する。体内を移動するカプセル型内視鏡3に内蔵された円形ループのアンテナ23は、高周波信号を送信し、これを体表に配置された複数のアンテナ11a~11iで受信し、CPU36は、アンテナ23の初期状態の位置及び向きを設定して、それに対して位置及び向きの推定処理を行い、新たに推定された位置及び向きを算出し、初期状態の位置及び向きを更新する。この更新された位置及び向きに対して同様に推定処理を行う。そして、推定処理により更新される位置のずれ量が十分小さな値以下になるまでこの処理を繰り返す事により、精度の良い位置推定を行う。

WO 2006/126350 A1



CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE,
IS, IT, LT, LU, LV, MC, 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).

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。

添付公開書類:

— 国際調査報告書

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、医療用分野等において広く普及している。

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医療装置も実用化される状況になっている。

カプセル型医療装置は、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。そのため、ユーザは、カプセル型医療装置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、例えば特開2003-135389号公報には、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が開示されている。

[0003] また、特許第3571675号公報には、体腔内に挿入される内視鏡の挿入部の長手方向に複数のソースコイルを配置し、これらのソースコイルにより発生する磁界を体外に配置した複数のコイルを用いて、その位置又は／及び向きを検出する装置及び方法が開示されている。

[0004] しかし、特開2003-135389号公報には、カプセルの位置を具体的に検出する方法が開示されておらず、さらに、無線送信した信号からカプセル或いはカプセル内のアンテナの向きを検出する方法もまた開示されていない。

[0005] また、特許第3571675号公報に開示されている方法は、体腔内に挿入される挿入部を有する内視鏡における、該挿入部の形状検出に利用されるものであり、カプセル型医療装置に適用されるものではない。

[0006] 本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、生体内において撮像された被写体

の像等の、生体情報を取得した位置及び／又は向きを精度良く検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前記電磁波の信号から前記アンテナの位置及び／又は向きを推定する推定手段と、前記推定手段により推定された位置及び／又は向きの値より算出される推定値と実際に検出される検出値を比較し、その比較した値から算出される前記位置及び／又は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／又は向きに対する更新を繰り返して補正する更新補正手段と、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の位置及び／又は向きに対して、その推定値を更新する補正を繰り返し行うことにより、そのアンテナの位置及び／又は向きを精度良く推定できるようにしている。

図面の簡単な説明

[0008] [図1A]本発明の第1の実施の形態に係るカプセル型医療装置が有する要部の一例を示す図。

[図1B]図1Aの体外装置がクレードルを介して端末装置に接続された状態を示す図。

[図2]図1Aのカプセル型内視鏡の内部構成を示す図。

[図3]図1Aの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]図1Aのカプセル型内視鏡装置の、概略の内部構成を示すブロック図。

[図5A]図1のカプセル型内視鏡から、1フレーム期間中に送信される信号の一例を示す図。

[図5B]図1のカプセル型内視鏡から、1フレーム期間中に送信される信号の、図5Aと

は異なる例を示す図。

[図6]図2のアンテナが存在する位置を原点とした場合の、任意の位置Pにおける電磁界の成分を示す図。

[図7]図6における電界の成分を、直交座標系の成分を用いて示した図。

[図8]電磁波が媒質中を伝搬する際に減衰する様子を示す図。

[図9]図6のアンテナが発生する電界を体表に取り付けられた棒状のアンテナで受けた時に検出される起電力を示す図。

[図10]図2のアンテナが存在する位置及び向きの推定処理の手順を示す図。

[図11A]図1Aのカプセル型内視鏡により撮像された画像と、推定された位置の軌跡とが併せて表示される場合の、一の表示例を示す図。

[図11B]図1Aのカプセル型内視鏡により撮像された画像と、推定された位置の軌跡とが併せて表示される場合の、他の表示例を示す図。

[図12]本発明の第3の実施の形態におけるアンテナユニットに採用されるアンテナの形状を示す図。

[図13]第3の実施の形態の第2変形例におけるカプセル型内視鏡の、概略の内部構成を示す図。

[図14A]図13のカプセル型内視鏡から送信される信号の一例を示す図。

[図14B]図13のカプセル型内視鏡から送信される信号の、図14Aとは異なる例を示す図。

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の形態を説明する。

[0010] (第1の実施の形態)

図1から図11は本発明の第1の実施の形態に係るものである。図1Aは、本発明の第1の実施の形態に係るカプセル型医療装置が有する要部の一例を示す図である。図1Bは、図1Aの体外装置がクレードルを介して端末装置に接続された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4は、図1Aのカプセル型内視鏡装置の、概略の内部構成を示すプロ

ック図である。

[0011] 図5Aは、図1のカプセル型内視鏡から、1フレーム期間中に送信される信号の一例を示す図である。図5Bは、図1のカプセル型内視鏡から、1フレーム期間中に送信される信号の、図5Aとは異なる例を示す図である。図6は、図2のアンテナが存在する位置を原点とした場合の、任意の位置Pにおける電磁界の成分を示す図である。図7は、図6における電界の成分を、直交座標系の成分を用いて示した図である。図8は、電磁波が媒質中を伝搬する際に減衰する様子を示す図である。図9は、図6のアンテナが発生する電界を体表に取り付けられた棒状のアンテナで受けた時に検出される起電力を示す図である。

[0012] 図10は、図2のアンテナが存在する位置及び向きの推定処理の手順を示す図である。図11Aは、図1Aのカプセル型内視鏡により撮像された画像と、推定された位置の軌跡とが併せて表示される場合の、一の表示例を示す図である。図11Bは、図1Aのカプセル型内視鏡により撮像された画像と、推定された位置の軌跡とが併せて表示される場合の、他の表示例を示す図である。

[0013] 図1Aに示すように、本発明の第1の実施の形態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を検査するカプセル型体内装置としてのカプセル型内視鏡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と、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。

[0014] 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る。そして、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。

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、カプセル型内視鏡3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で受信される。そして、体外装置5は、アンテナユニット4に接続された状態において、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。

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が設けられてい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。

[0017] 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、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。

[0018] 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。

[0019] 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、処理回路19及び送受信回

路20の各部は、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。

- [0020] 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する。また、処理回路19は、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、1秒間に15から30フレームの画像を撮像する。
- [0021] 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、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。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。
- [0022] 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。
- [0023] 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LED18及びCCDイメージャ17からなる撮像回路31を有している。そして、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。
- [0024] 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、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。信号処理回路34に入力された信号は、画像信号に変換されて液晶モニタ12で表示される。また、信号処理回路34に入力された信号に基づく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からの指示操作により液晶モニタ12に送ることができる。これにより、液晶モニタ12の表示面に過去

の画像を表示させることができる。

- [0025] また、本実施の形態においては、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&向き推定部が設けてある。アンテナ位置&向き推定部としてのCPU36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。
- [0026] 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。
- [0027] 換言すると、CPU36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。尚、後述するように位置及び向きを算出する実施の形態に限定されるものでなく、位置のみ或いは向きのみを算出するようにしても良い。
- [0028] 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により復調される。そして、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。
- [0029] 本実施の形態においては、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。
- [0030] 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を設けており、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を送信する。なお、本実施の形態において、撮像回路31は、例えば、図5Bに示すように、各1フレーム期間中に画像信号のみを送信するものであっても良い。

- [0031] 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に送る。また、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。
- [0032] 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。
- [0033] この場合、信号処理回路34は、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メモリ35に2つ記録す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、他方を消去する処理を行うようにしても良い。
- [0034] 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。これにより、カプセル型内視鏡3で撮影された画像が液晶モニタ12に表示される。
- [0035] 本実施の形態においては、上記のように体外装置5にアンテナ位置&向き推定部としてのCPU36が設けられている。そして、このアンテナ位置&向き推定部により、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。このアンテナ位置&向き推定部は、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を設定する(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初期値として設定する)。
- [0036] そして、CPU36は、その初期値(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。また、CPU36は、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。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、推定後の更新値が十分に小さな値以下(例えば、位置の更新値(Δx 、 Δy 、 Δz)の大きさ $|\Delta d| = (\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2)^{1/2}$ が十分に小さな値を示した場合)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、CPU36は、精度の高い位置及び向きを算出する。

[0037] 次に本実施の形態の作用を説明する。

[0038] 本実施の形態における、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。

[0039] 図6に示すようにカプセル型内視鏡3内に配置された円形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、誘導電磁界の成分を含む) H_r, H_θ, E_ϕ は次の各式で表される。

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

ここで、 H_r 及び H_θ は磁界成分、 E_ϕ 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 $k = \omega(\epsilon\mu)^{1/2}$ (ϵ は誘電率、 μ は透磁率)、jは虚数単位である。

[0041] 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(電磁波)は、放射電磁界の成分が最も大きくなる。従って、静電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)の各式は、次の式(2)のようになる。

$$\begin{aligned} H_r &= 0 \\ H_\theta &= (IS/4\pi) (-k^2/r) \exp(-jkr) \sin \theta \quad (2) \end{aligned}$$

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

患者2の体表に取り付けられたアンテナ11sが電界を検出する電界検出用のアンテナであるとする、式(2)の各式のうち、その検出に必要な式は電界 E_{ϕ} となる。

[0042] 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。

$$\begin{aligned} [0043] \quad E_{\phi} \exp(j \omega t) &= - (j \omega \mu IS / 4 \pi) (jk/r) \exp(-jkr) \sin \theta \exp(j \omega t) \\ &= (\omega \mu ISk / 4 \pi r) (\cos U + j \sin U) \sin \theta \quad (3) \end{aligned}$$

但し、 $U = \omega t - kr$ である。

[0044] ここで、式(3)の実部を抽出すると、電界の瞬時値 E'_{ϕ} は次のようになる。

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

また、式(4)を図7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、

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

となる。

[0045] 図8に示すように電磁波が媒質中を伝搬する場合、媒質の特性(導電率など)により電磁波のエネルギーが伝搬していく媒質により吸収される。電磁波が例えばx方向に伝搬していくに従って減衰因子 α_d で指数関数的に減衰する様子は、以下に示す式(6)で表すことができる。

$$[0046] \quad A_r = \exp(-\alpha_d r) \quad (6)$$

$$\alpha_d = (\omega^2 \epsilon \mu / 2)^{1/2} [(1 + \kappa^2 / (\omega^2 \epsilon^2))^{1/2} - 1]^{1/2}$$

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

[0047] 従って、生体内の特性を考慮した場合の電界の瞬時値 E_L は、次のようになる。

$$\begin{aligned} [0048] \quad E_{Lx} &= A_r E'_{\phi} \sin \phi = \exp(-\alpha_d r) (\omega \mu ISk / 4 \pi r^2) \cos U \cdot (-y_L) \\ E_{Ly} &= A_r E'_{\phi} \cos \phi = \exp(-\alpha_d r) (\omega \mu ISk / 4 \pi r^2) \cos U \cdot x_L \quad (7) \end{aligned}$$

$E_{Lz} = 0$
 となる。

[0049] 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]

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

となる。ただし、 (x_{WP}, y_{WP}, z_{WP}) と (x_{WG}, y_{WG}, z_{WG}) 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(8)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]

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

ただし、 α 、 β は極座標系の回転量である。

[0050] 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、

[数3]

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

となり、式(7)、(8)、(9)を式(10)に代入することにより以下のような電界 E_w の式(11)が得られる。

[0051] [数4]

$$\begin{pmatrix} E_{wx} \\ E_{wy} \\ E_{wz} \end{pmatrix} = \frac{k_1}{r^2} e^{-\alpha_1 r} \begin{pmatrix} 0 & (z_{WP}-z_{WG}) & -(y_{WP}-y_{WG}) \\ -(z_{WP}-z_{WG}) & 0 & (x_{WP}-x_{WG}) \\ (y_{WP}-y_{WG}) & -(x_{WP}-x_{WG}) & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_x \\ E_y \\ E_z \end{pmatrix} \quad (11)$$

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9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。

[0052] $V_a = k_2 E_w \cos \gamma = k_2 (E_{wx} D_{xa} + E_{wy} D_{ya} + E_{wz} D_{za}) \quad (12)$

ただし、 k_2 は定数、 D_a (図9参照)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。

[0053] 図3に示すように、アンテナユニット4の各アンテナ11sが患者の体に複数配置された状態において、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。

[0054] 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]

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

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]

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

と表される。ここで、近似等号は誤差 σ を含む。

[0055] 等式(8)の右辺第1項を左辺に移動すると、

[数7]

$$\Delta V_m^{(k)} \cong A^{(k)} \Delta x^{(k)} \quad \text{誤差 } \sigma \quad (15)$$

となる。但し、

$$\Delta V_m^{(k)} = V_m - V(x^{(k)}) = V_m - V_m^{(k)} \quad (16)$$

$$\Delta x^{(k)} = x - x^{(k)} \quad (17)$$

$$A_{js} = \left[\frac{\partial V_j(x)}{\partial x_s} \right]_{x=x^{(k)}}^{(k)} \quad (j=1 \sim n, s=1 \sim i) \quad (18)$$

(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 $\Delta x^{(k)}$ は、式(18)より

$$\Delta x^{(k)} = (A^{t(k)} W A^{(k)})^{-1} A^{t(k)} W \Delta V_m^{(k)} \quad (19)$$

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。

[0056] よって、式(14)より改良したパラメータの推定値は、

$$x^{(k+1)} = x^{(k)} + \Delta x^{(k)} \quad (20)$$

と求められる。

[0057] 図3に示すように、患者2に9個のアンテナ11a、11b、…、11iを設置した場合、行列 A は、

[数8]

$$A = \begin{bmatrix} \frac{\partial V_a}{x_{wg}} & \frac{\partial V_a}{y_{wg}} & \frac{\partial V_a}{z_{wg}} & \frac{\partial V_a}{E_x} & \frac{\partial V_a}{E_y} & \frac{\partial V_a}{E_z} \\ \frac{\partial V_b}{x_{wg}} & \frac{\partial V_b}{y_{wg}} & \frac{\partial V_b}{z_{wg}} & \frac{\partial V_b}{E_x} & \frac{\partial V_b}{E_y} & \frac{\partial V_b}{E_z} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \frac{\partial V_i}{x_{wg}} & \frac{\partial V_i}{y_{wg}} & \frac{\partial V_i}{z_{wg}} & \frac{\partial V_i}{E_x} & \frac{\partial V_i}{E_y} & \frac{\partial V_i}{E_z} \end{bmatrix} \quad (21)$$

重み行列Wは、

[数9]

$$W = \begin{bmatrix} \sigma_0^2 & 0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \sigma_1^2 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_2^2 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \dots & \sigma_8^2 \end{bmatrix} \quad (22)$$

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11の測定電圧の変動量で、例えば環境ノイズ等である。

[0058] また、第k番目の ΔV_m は、

[数10]

$$\Delta V_m = \begin{bmatrix} V_{m_a} - V_a(x^{(k)}) \\ V_{m_b} - V_b(x^{(k)}) \\ V_{m_c} - V_c(x^{(k)}) \\ \vdots \\ V_{m_i} - V_i(x^{(k)}) \end{bmatrix} \quad (23)$$

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。

[0059] (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)。

[0060] (b) 式(21)、(22)、(23)により第 k 番目の行列を計算する。

(c) 式(19)により第 k 番目更新量 $\Delta x^{(k)}$ を計算する。

(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。

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。

この推定処理のフローは、図10に示すようになる。

[0061] ステップS1に示すようにCPU36は、アンテナ23の初期値の位置及び向きの設定を行う。また、CPU36は、アンテナ23の位置及び向きの推定処理を行う際の k 番目の推定処理を表すパラメータ k を $k=0$ に、カプセル型内視鏡3により得られる画像のフレーム番号 Nf を $Nf=1$ に設定する。なお、CPU36は、患者2の体表に着脱自在で取り付けられるアンテナユニット4を構成する複数のアンテナ11a～11iの位置情報もメモリ35等に格納しておく。

[0062] そして、次のステップS2においてCPU36は、アンテナ11sにより得られた最初の画像のフレーム $F1$ に対応する起電力 V_m を用いて、上記(b)のように行列 A 、重み行列 W 、起電力の更新量行列 ΔV_m の算出、式(19)の更新量 $\Delta x^{(k)}$ の算出処理(k 番目の推定処理)を行う。

[0063] そして、次のステップS3において、CPU36は算出された例えば更新量 $\Delta x^{(k)}$ の絶対値が予め設定された小さな値 V_{th} 以下か否かの判定を行う。なお、この判定に用いる値 V_{th} として、位置と向きに対して異なる値に設定しても良い。

そして、この条件を満たさない場合には、CPU36は、ステップS4に示すようにパラメータ k を1つ大きくしてステップS2に戻り、ステップS3の条件を満たすまで推定処理を繰り返す。

[0064] このようにして、ステップS3の条件を満たす更新量 $\Delta x^{(k)}$ が得られた場合には、ステップS5に示すようにCPU36は、そのパラメータ k の場合でのアンテナ23の位置及び

向きの情報(図面中ではアンテナの位置情報と略記)をメモリ35に、フレーム番号Nfに関連付けて格納する。

- [0065] なお、カプセル型内視鏡3はフレーム番号Nfと共に撮像を行った時刻のデータを記録し、そのデータも送信するようにしても良い。また、体外装置5は、実際に信号を受信した時刻のデータもメモリに格納しても良い。撮像した時刻と送信した時刻とが殆ど同じ場合には、一方の情報のみとしても良い。この時刻の情報からカプセル型内視鏡3の概略の(局所的な)移動速度を検出することができ、位置推定に利用しても良い。
- [0066] 次のステップS6においてCPU36は、フレーム番号Nfを1つ増大させると共に、ステップS5で得られたアンテナ23の位置及び向きの情報をアンテナ23の初期値の位置及び向きに設定した後、ステップS2に戻り、次のフレームに相当する場合の起電力Vmを用いて同様の処理を繰り返す。
- [0067] このようにして体外装置5のメモリ35には、カプセル型内視鏡3により撮像された画像データと各画像データのフレーム番号Nfと共に、そのアンテナ23の位置及び向きの情報が順次(経時的)に格納される。順次格納されたアンテナ23の位置から、アンテナ23の生体内での移動軌跡を推定(算出)することができる。このアンテナ23の位置は、カプセル型内視鏡3の位置と見なすことができ、生体内でのカプセル型内視鏡3の移動軌跡を推定するための情報がメモリ35に格納される。
- [0068] 従って、図1Bに示すように、体外装置5がクレードル6に接続された状態において、この体外装置5のメモリ35に格納された、画像データと、フレーム番号Nfと、アンテナ23の各位置及び向きの情報との各情報が端末装置7に転送される。これにより、端末装置7は、モニタ部8cにおいて前記各情報を表示させることができる。
- [0069] 図11A及び図11Bは、モニタ部8cでの表示例を示す。図11Aでは、モニタ部8cの表示面における左側には、体外装置5により推定された、カプセル型内視鏡3の体腔内における各位置が直線により接続された状態として、体腔内を移動したカプセル型内視鏡3の軌跡が表示される。一方、モニタ部8c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Piで撮像された画像が表示される。
- [0070] 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すものである。具体的には、符号Aは食道、Bは小腸、Cは大腸を表す。

- [0071] 図1Aに示す表示法の他に、例えば図11B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の各位置が滑らかな曲線により接続された状態として表示される。
- [0072] 前述したように、モニタ部8cには、体外装置5により推定された、カプセル型内視鏡3の体腔内における各位置と、該各位置に対応する位置において撮像された画像とが表示される。そのため、ユーザは、カプセル型内視鏡3により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、その結果、効率良く診断を行うことができる。
- [0073] 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。
- [0074] 従って、本実施の形態は以下の効果を有する。
- [0075] 本実施の形態によれば、体腔内に存在するカプセル型内視鏡3の位置を正確に推定することができる。さらに、本実施の形態においては、電磁波が生体内を伝搬する場合に、電磁波のエネルギーが吸収される影響を考慮した電界の式を定式化して位置及び向きを推定しているため、カプセル型内視鏡3の位置及び向きを高い精度で推定或いは算出できる。
- [0076] また、本実施の形態においては、体外装置5により推定された各位置からカプセル型内視鏡3の軌跡を求め、この軌跡を表示することにより、体腔内の臓器内におけるどの位置で撮像された画像であるかの判断をユーザが行い易いようにしている。その結果、ユーザは、病変部の診断や、さらに詳細に検査を行う必要がある場合に、該診断または該検査を効率良く行うことができる。
- [0077] また、本実施の形態においては、カプセル型体内装置としてのカプセル型内視鏡3に設けたアンテナ23により発生する電磁界における電界成分のみを検出する棒状

のアンテナを用いているので、アンテナ23(或いはカプセル型内視鏡3)の位置及び向きの推定を行う処理を(電界及び磁界を検出するアンテナを用いた場合と比較して)より簡単に行うことができる。

[0078] なお、カプセル型内視鏡3により撮像されながら移動する生体内臓器、具体的には食道、胃、大腸、小腸などの典型的な形状データを、例えば、メモリ35に予め記録しておき、カプセル型内視鏡3の移動の軌跡を表示する場合に比較し易いようにしても良い。

[0079] なお、上述の説明は、アンテナ23(或いはカプセル型内視鏡3)の位置及び向きの推定を行う場合で説明したが、位置及び向きの一方のみを推定(算出)するようにしても良い。つまり、第1の実施の形態の変形例として、アンテナ23(或いはカプセル型内視鏡3)の位置又は向きのみを推定(算出)するようにしても良い。

[0080] この場合においても、上述した方法により位置又は向きを精度良く算出できる。この場合には両方を算出する場合よりも演算量が少なくなるため、アンテナ23(或いはカプセル型内視鏡3)の位置を高速に算出できる。従って、第1の実施の形態及びその変形例の場合を含めて、アンテナ23(或いはカプセル型内視鏡3)の位置及び／又は向きの推定を行うようにしても良い。この場合には、図4に示したCPU36はアンテナ位置&/向き推定部として機能する。

[0081] なお、以下に説明する他の実施の形態においても位置及び向きを推定する場合で説明するが、同様に位置及び／又は向きを推定するようにしても良い。

[0082] (第2の実施の形態)

次に本発明の第2の実施の形態を説明する。本実施の形態のハードウェア上の構成は、第1の実施の形態と同様である。本実施の形態は、第1の実施の形態において、さらに、カプセル型内視鏡3が患者2の体表に取り付けられたアンテナ11sとの距離が接近した場合の影響も考慮した電界を用いるようにしたものである。

[0083] 次に本実施の形態の作用を説明する。

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との距離が十分に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。しかし、アンテナ11sとの距離が近接している（つまり距離が小さくなる）と、誘導電磁界の影響を受けるようになり、その誘導電磁界を無視することができなくなる。

[0084] このため、式(1)において、静電界の影響のみを無視する（つまり、放射電磁界と誘導電磁界の成分を残す）と、式(1)の各式は、次の式(24)のようになる。

$$\begin{aligned}
 [0085] \quad H_r &= (IS/2\pi) (jk/r^2) \exp(-jkr) \cos \theta \\
 H_\theta &= (IS/4\pi) (-k^2/r + jk/r^2) \exp(-jkr) \sin \theta \quad (24) \\
 E_\phi &= -(j\omega\mu IS/4\pi) (jk/r + 1/r^2) \exp(-jkr) \sin \theta
 \end{aligned}$$

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(24)の各式のうち、必要な式は、電界 E_ϕ となる（磁界成分は検出されないため）。この電界 E_ϕ は、誘導電界と放射電界の各成分を表し、交流理論による結果と考えられる。

[0086] 従って、電界 E_ϕ の瞬時値は、式(24)の電界 E_ϕ の両辺に $\exp(j\omega t)$ をかけて実部の成分を取ることにより求められる。つまり、

$$\begin{aligned}
 E_\phi \exp(j\omega t) &= -(j\omega\mu IS/4\pi) (jk/r + 1/r^2) \exp(-jkr) \sin \theta \exp(j\omega t) \\
 &= (\omega\mu ISk/4\pi r^2) \{ \sin U + R \cos U - j(\cos U - R \sin U) \} \sin \theta \quad (25)
 \end{aligned}$$

但し、 $U = \omega t - kr$ 、 $R = kr$ である。

ここで、式(25)の実部を抽出すると、電界の瞬時値 E'_ϕ は次のようになる。

$$E'_\phi = (\omega\mu ISk/4\pi r^2) \{ \sin U + R \cos U \} \sin \theta \quad (26)$$

また、式(26)を図7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、

$$\begin{aligned}
 E_{Lx} &= E'_\phi \sin \phi = (\omega\mu ISk/4\pi r^2) \{ \sin U + R \cos U \} (-y_L) \\
 E_{Ly} &= E'_\phi \cos \phi = (\omega\mu ISk/4\pi r^2) \{ \sin U + R \cos U \} x_L \quad (27) \\
 E_{Lz} &= 0
 \end{aligned}$$

となる。

[0087] また、第1の実施の形態のように生体の媒質中を電磁波が伝搬する場合、媒質中での減衰を考慮した場合には、式(27)の各式は、以下の式(28)のようになる。

$$\begin{aligned}
 [0088] \quad E_{Lx} &= \exp(-\alpha_d r) (\omega \mu I S k / 4 \pi r^3) \{ \sin U + R \cos U \} (-y_L) \\
 E_{Ly} &= \exp(-\alpha_d r) (\omega \mu I S k / 4 \pi r^3) \{ \sin U + R \cos U \} x_L \quad (28) \\
 E_{Lz} &= 0
 \end{aligned}$$

式(27)或いは式(28)に対して、第1の実施の形態で説明したように患者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 の式を回転マトリックス R を用いて求める。

[0089] すると、第1の実施の形態の式(11)に対応する電界 E_w を得ることができる。また、図9に示した棒状のアンテナで形成したアンテナ11aで、電界 E_w を受けた時の起電力 V_a は、式(12)で表される。その式(12)で検出される起電力 V_a を用いて第1の実施の形態と同様にGauss-Newton法を適用することにより、カプセル型内視鏡3(或いはその内部のアンテナ23)の位置及び向きを精度良く算出することができる。

[0090] 本実施の形態によれば、カプセル型体内装置としてのカプセル型内視鏡3と、患者2の体表に取り付けられたアンテナ11sとの距離が近接した場合においても、誘導電磁界の影響を考慮した電界の式を定式化しているため、その場合にもカプセル型内視鏡3の位置と向きを精度よく算出(推定)できる。

[0091] (第3の実施の形態)

図12に基づいて本発明の第3の実施の形態を説明する。まず、本実施の形態の構成を説明する。本実施の形態のカプセル型内視鏡装置の構成は、第1の実施の形態におけるアンテナユニット4に用いられるアンテナ11とその構造(形状)が異なっている。

[0092] そして、そのためにアンテナ11によって検出される電界の式が異なる。具体的には、本実施の形態に用いられるアンテナ11は、図12に示すように切れている円形アンテナ(閉ループでない円形アンテナ)11が用いられている。その他の構成は第1の実施の形態と同様である。

[0093] 次に本実施の形態の作用を説明する。

第1の実施の形態では直線的なダイポールアンテナ11によって電界を検出したが、本実施の形態では図12に示すように円形に曲げられたアンテナを用いて、カプセル型内視鏡3に内蔵されたアンテナ23が発生する電界を検出する。

図12に示す円形のアンテナ11を用いた場合には、第1の実施の形態における式(1)から式(11)をそのまま適用できる。そして、第1の実施の形態におけるアンテナ11aで検出される起電力 V_a としては式(12)の代わりに、以下に示す式(29)となる。

$$[0094] \quad V_a = k_3 E \sin \gamma = k_3 E |E \times D| / |E| |D| \quad (29)$$

ここで、 k_3 は、式(12)の k_2 に相当する定数である。

この後の処理は第1の実施の形態の式(13)～式(23)に沿った処理を行うことにより、アンテナ23の位置及び向きを精度良く推定できる。本実施の形態では、第1の実施の形態における直線状のアンテナ11を円形にすることで、その指向性を緩和できる。

従って、本実施の形態は、以下の効果を有する。

[0095] アンテナ23より発生する電界を受信する場合、アンテナを円形にすることによって第2の実施の形態のような直線的なアンテナよりもアンテナ23の向きによる影響を小さくできる。

[0096] 次に本実施の形態の第1変形例を以下に説明する。上述の説明では、受信側となるアンテナユニット4の複数のアンテナ11に誘起される起電力に基づいてカプセル型内視鏡3に内蔵されたアンテナ23の位置及び向きを推定するようにしていた。本変形例ではアンテナ11に誘起され、実際に検出されるパワー(電力)を用いてアンテナ23の位置及び向きを推定する処理を行う。

[0097] 本変形例のアンテナ11を用いて検出されるパワーは

$$\begin{aligned} V_a^2 &= k_3^2 E^2 \sin^2 \gamma = k_3^2 E^2 |E \times D|^2 / |E|^2 |D|^2 \\ &= k_3^2 |E \times D|^2 \end{aligned} \quad (30)$$

となる。

[0098] この式(30)は、式(29)を用いた場合よりも簡単な表式となる。そして、偏微分が容易になり、この式(30)を用いて位置推定を行うことにより、より高速に位置推定の処理を行うことができる効果がある。

[0099] また、本実施の形態における第2変形例を以下に説明する。

本実施の形態の第2変形例におけるカプセル型内視鏡3Bを図13に示す。本変形例のカプセル型内視鏡3Bは、図2に示したカプセル型内視鏡3において、アンテナ

23を構成する円形コイル23aの他に、例えばこの円形コイル23aの軸方向(円形コイル面に直交する方向)と垂直方向にその軸方向が設定された第2のアンテナとなる円形コイル23bを設けている。なお、円形コイル23aの軸方向は、例えばカプセル型内視鏡3Bのほぼ中心軸の方向と一致するように配置されている。

[0100] 上記円形コイル23bの軸方向は、例えばCCDイメージャ17の撮像面における所定の方向、具体的には上下方向(図13中において、撮像面の上方向をUpで示している)と一致するように外装部材14内に配置されている。

[0101] なお、円形コイル23bの軸方向の情報のみからは、CCDイメージャ17の撮像方向となる上方向か或いは逆の下方向かは決定できないが、両コイル23a、23b間の位置情報を参照することにより撮像方向を決定することができるようにしている。換言すると、両コイル23a、23b間の位置情報を参照することにより、カプセル型内視鏡3Bの長手方向の軸の回りの(基準角からの)回転量或いは回転角を検出することができるようにしている。その場合、例えば、図14Aに示すように、円形コイル23bと23aとにより位置及び向き(方向)推定用の信号が送信され、その後例えば円形コイル23aにより画像信号が送信される。

[0102] 一方、体外装置5は、2つの円形コイル23a、23bにより、受信した信号強度から、画像信号を受信するのに適したアンテナを選択する。

[0103] また、2つの直交する円形コイル23a、23bを用いることにより、体外装置5は、カプセル型内視鏡3Bの位置及び向きを精度良く算出することができる。なお、円形コイル23a、23bの各位置及び向きの推定処理は、1つの円形コイル23aの算出の場合と同様に行うことができる。

[0104] また、体外装置5は、本変形例における2つの円形コイル23a、23bの位置及び特に円形コイル23bの軸方向の情報から、撮像面の上方向を決定できる。体外装置5は、この情報を画像に関連付けて記録する。これにより、撮像された画像が表示される場合には、例えば撮像面の上方向が常時上方向となるように、撮像された画像の向きがある方向に揃えられた状態として表示される。

[0105] 例えば、体表に着脱自在で取り付けられたアンテナ11の面に対して、カプセル型内視鏡3Bが食道内等を移動した場合、仮にカプセル型内視鏡3Bが軸方向の周りで回

転した場合には、撮像された画像が回転する。しかし、本変形例において、体外装置5は、撮像面の例えば上方向を検出することができる。そのため、体外装置5は、カプセル型内視鏡3Bにより撮像された画像に前述したような回転が存在したとしても、該回転が存在していない状態として該画像が表示されるように制御を行うことができる。

[0106] 換言すると、体外装置5は、カプセル型内視鏡3Bにより撮像された画像が表示される際に、その画像を、カプセル型内視鏡3Bの長手方向の軸の回りにおける回転角が一定である状態として表示されるように制御を行う。このように表示すると、上記のようにカプセル型内視鏡3Bが回転を伴って体内を移動するような場合においても、画像の向きが揃えられて表示されるので、ユーザが見やすい或いは診断しやすい画像となる。

[0107] このように本変形例によれば、ユーザが診断等をより行い易い画像の表示が可能となる。なお、図14Aのように、円形コイル23bと23aとにより位置及び方向推定用の信号を送信した後に例えば円形コイル23aにより画像信号を送信する代わりに、図14Bに示すように、円形コイル23bと23aとにより交互に画像信号を送信する、または、同じ画像信号を2回ずつ送信し、その際に位置及び方向推定が行われるようにしても良い。

[0108] また、本変形例は、第1の実施の形態、或いは第2の実施の形態に適用しても良い。なお、上述した各実施の形態を部分的に組み合わせて構成される実施の形態も本発明に属する。また、上述した実施の形態では、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。

[0109] なお、本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

[0110] 本出願は、2005年5月26日に日本国に出願された特願2005-154371号、及び、2006年1月24日に日本国に出願された特願2006-15612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。

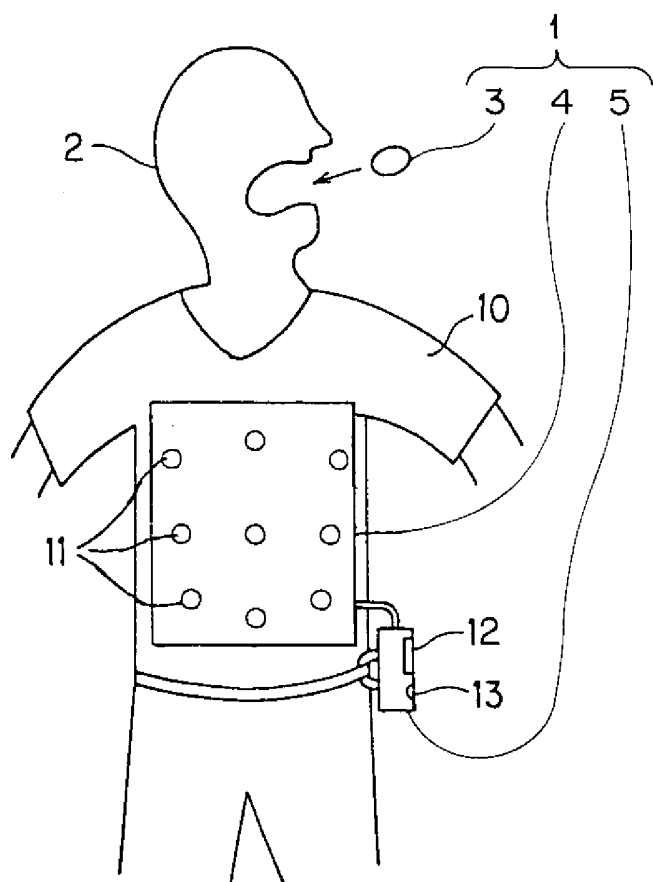
産業上の利用可能性

- [0111] 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などを精度良く推定できる構成にしているため、診断に有効利用できる。

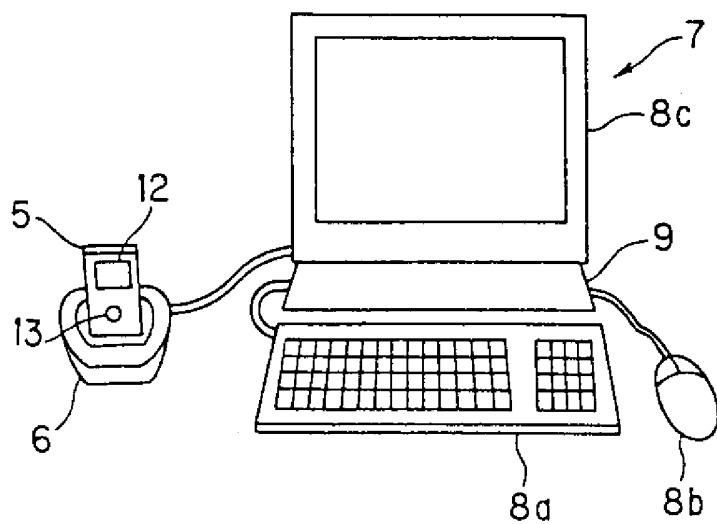
請求の範囲

- [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前記電磁波の信号から前記アンテナの位置及び／又は向きを推定する推定手段と、
前記推定手段により推定された位置及び／又は向きの値より算出される推定値と実際に検出される検出値を比較し、その比較した値から算出される前記位置及び／又は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／又は向きに対する更新を繰り返して補正する更新補正手段と、
を具備したことを特徴とするカプセル型医療装置。
- [2] 前記カプセル型体内装置は、生体情報を取得する生体情報取得手段を有し、前記無線送信手段は、前記生体情報取得手段により取得した生体情報を前記信号で送信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] 前記更新補正手段により推定された前記アンテナの位置から、前記生体内における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。
- [4] 前記推定手段は、前記複数の体外アンテナによって受信した前記電磁波の信号から前記アンテナの位置を、前記生体内での減衰を考慮した理論式を用いて推定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] 前記複数の体外アンテナは、前記電磁波における電界成分を検出する電界検出用アンテナであ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。

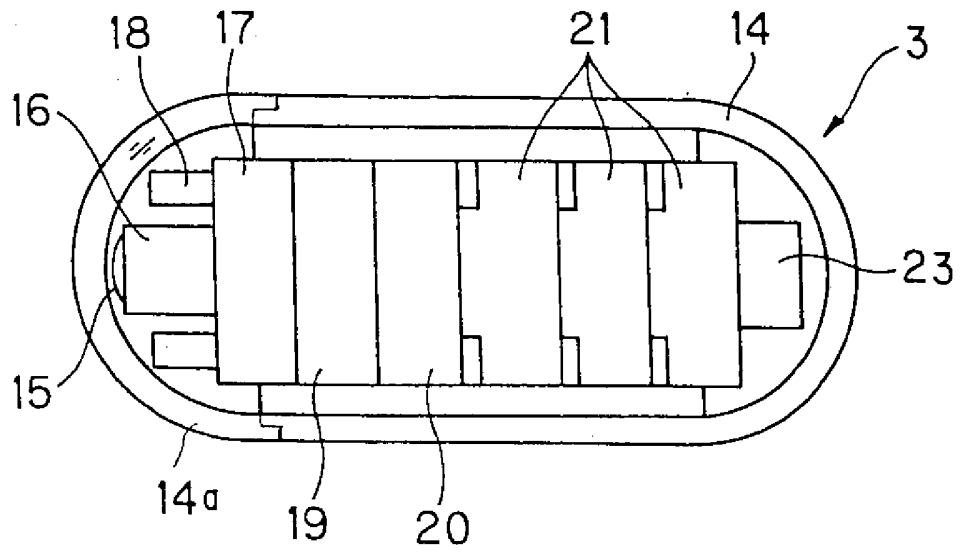
[図1A]



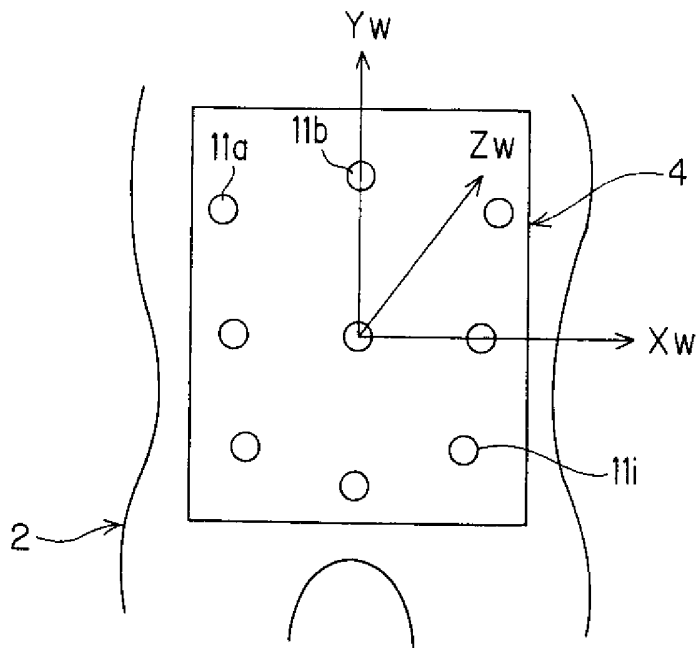
[図1B]



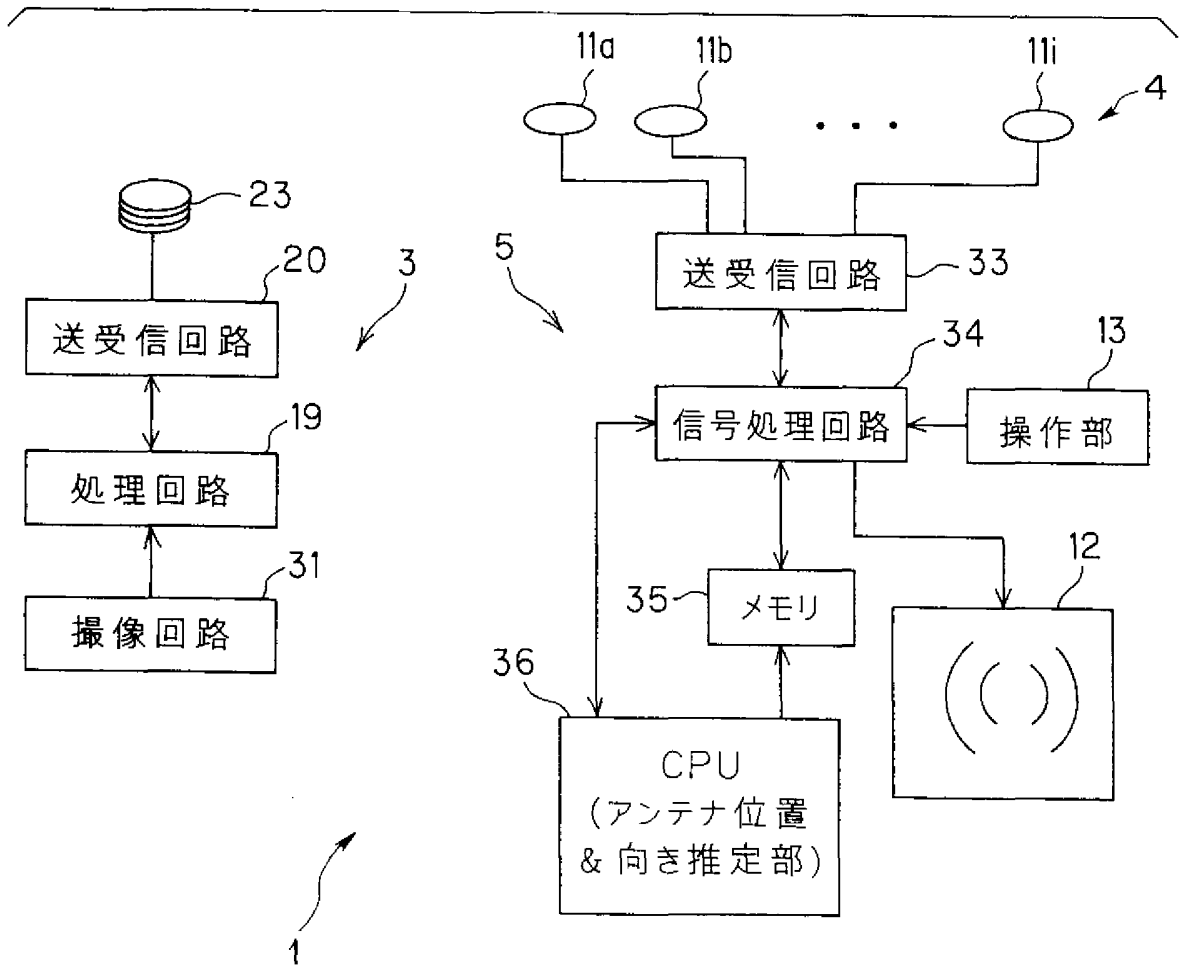
[図2]



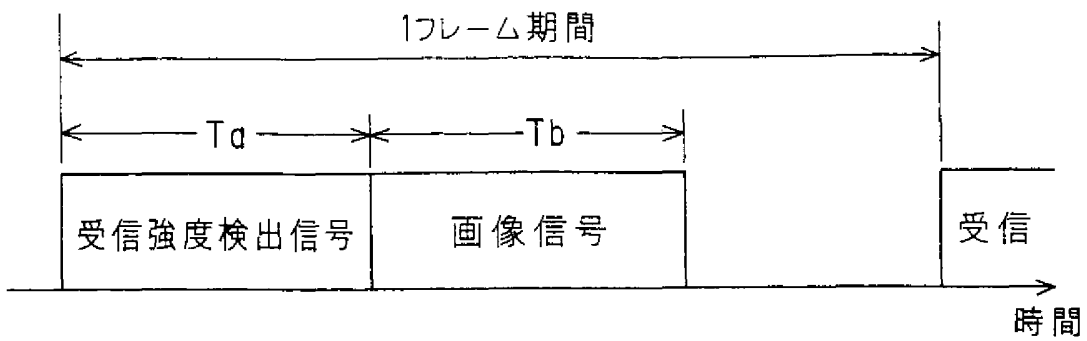
[図3]



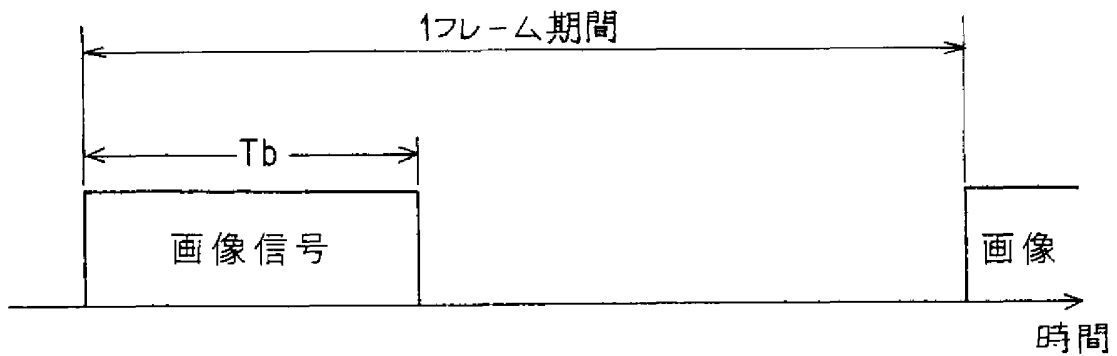
[図4]



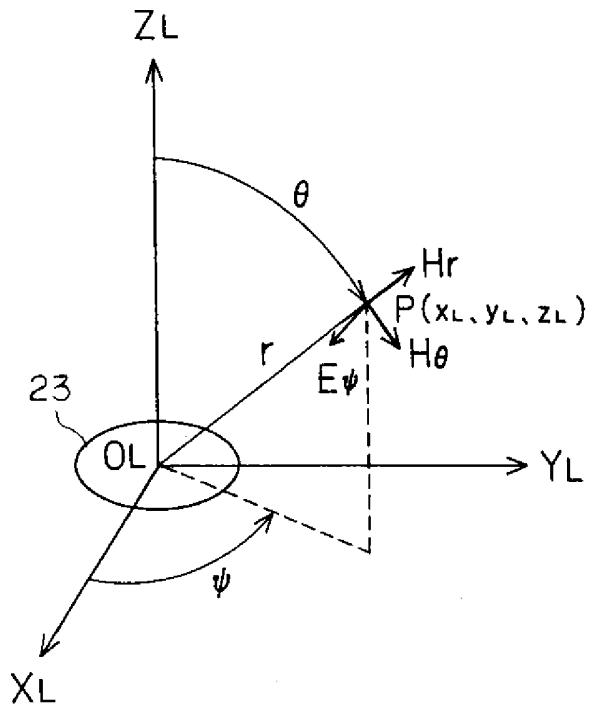
[図5A]



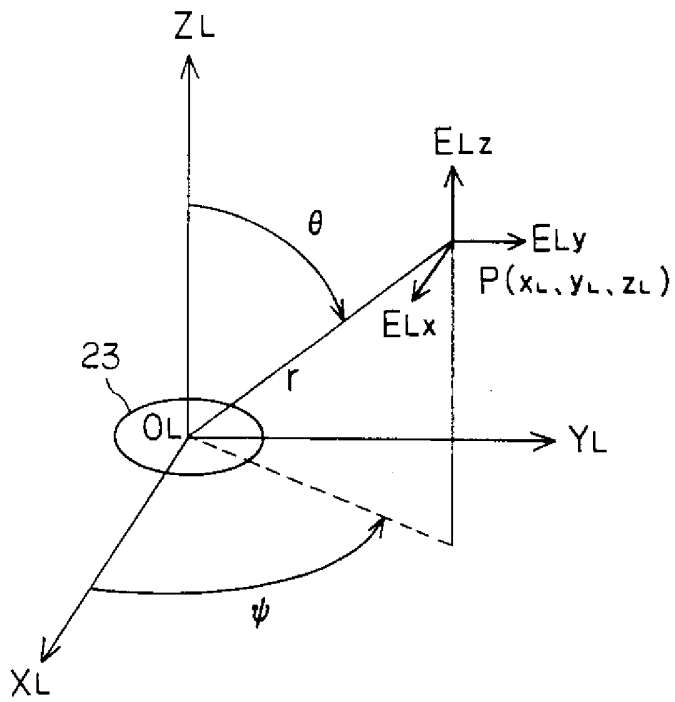
[図5B]



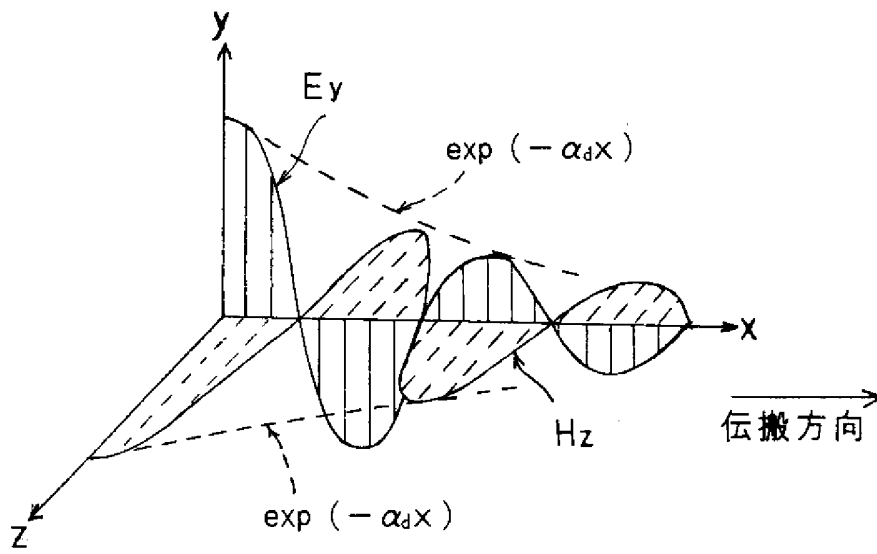
[図6]



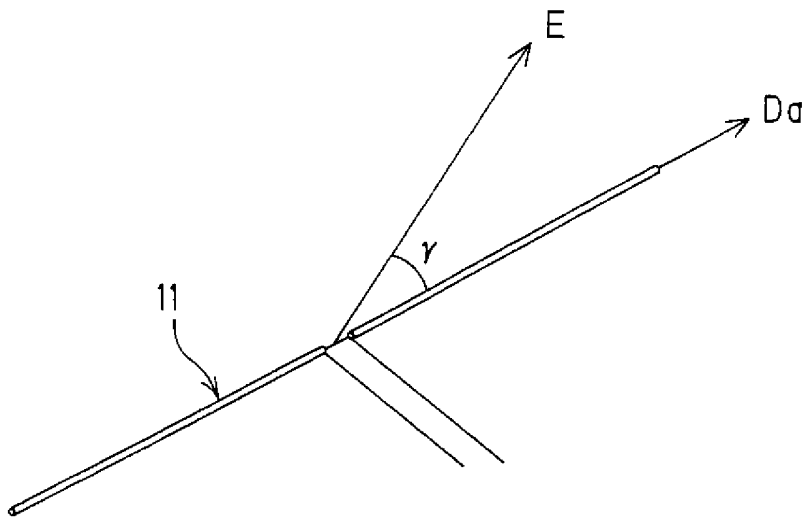
[図7]



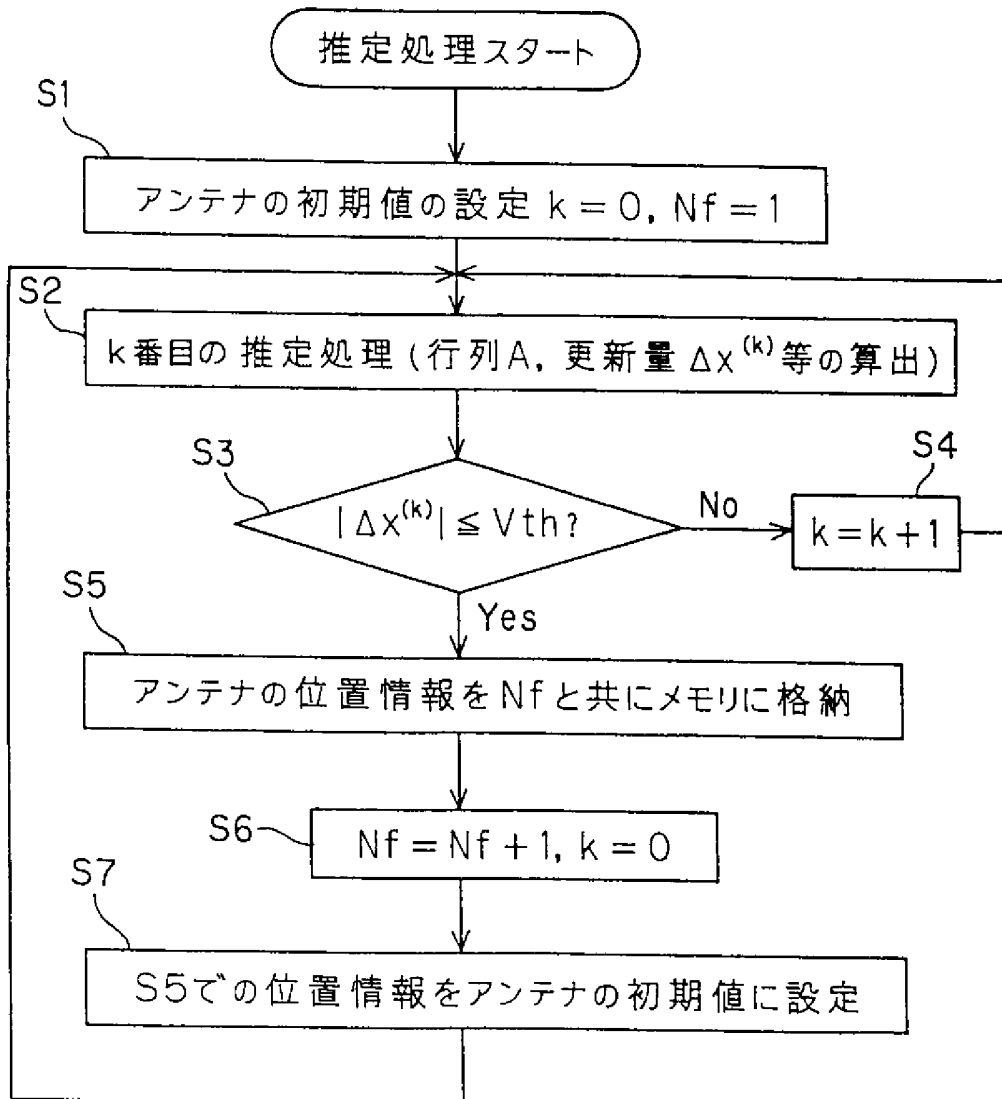
[図8]



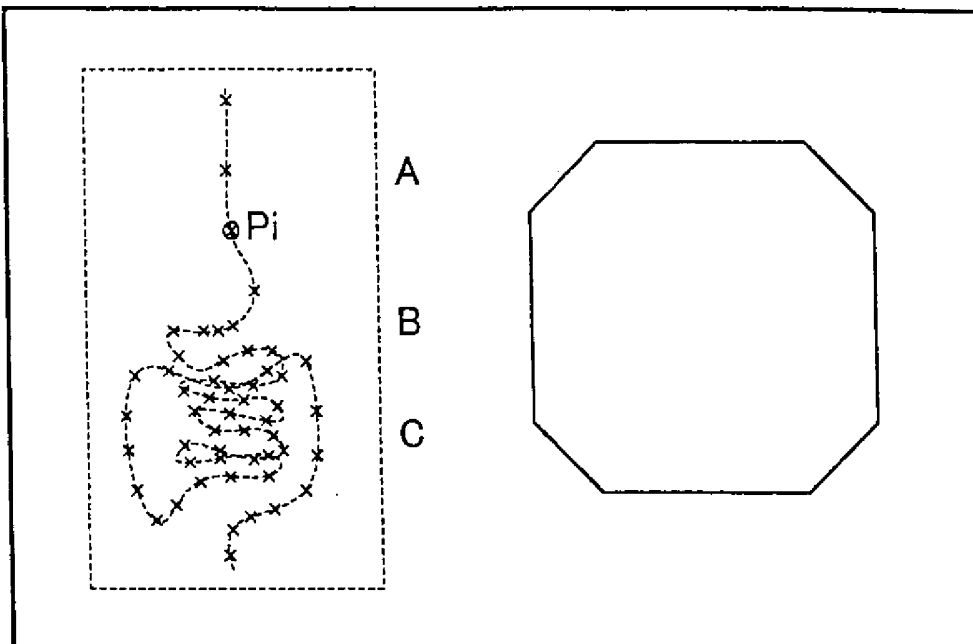
[図9]



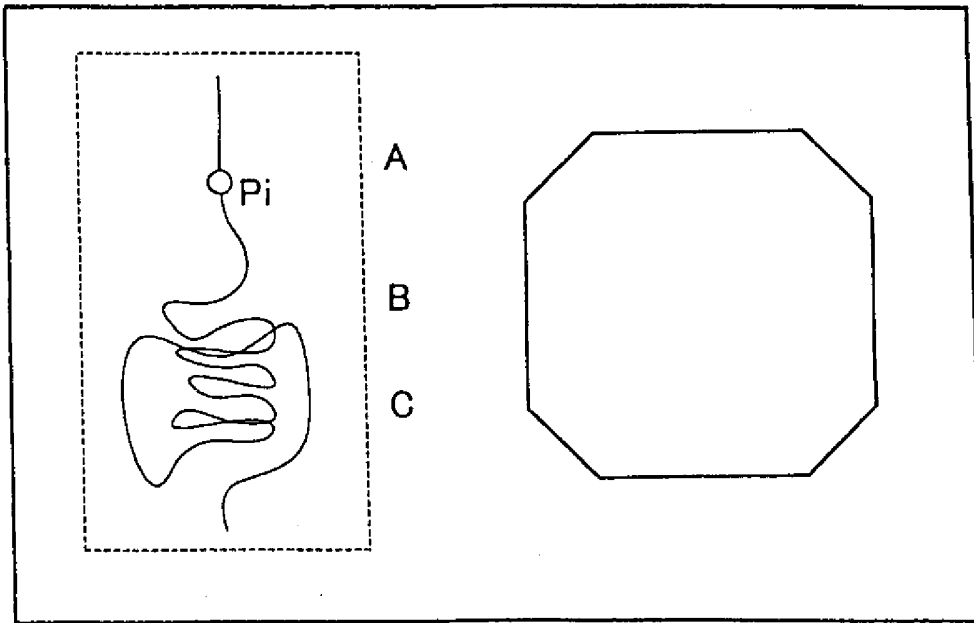
[図10]



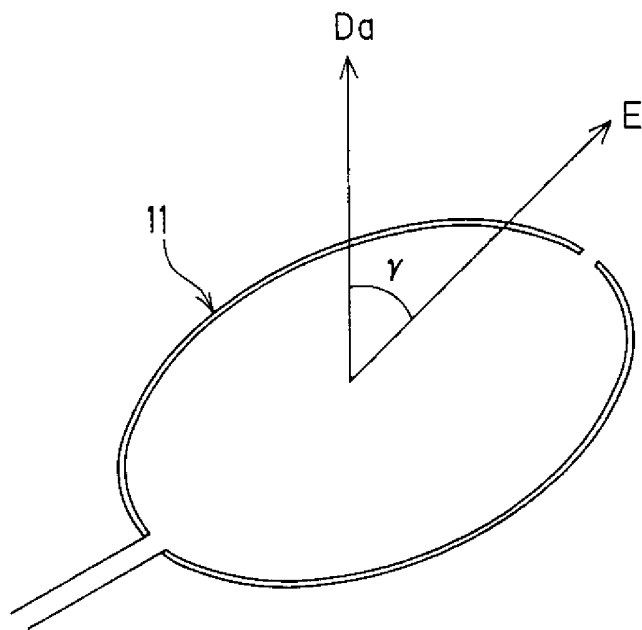
[図11A]



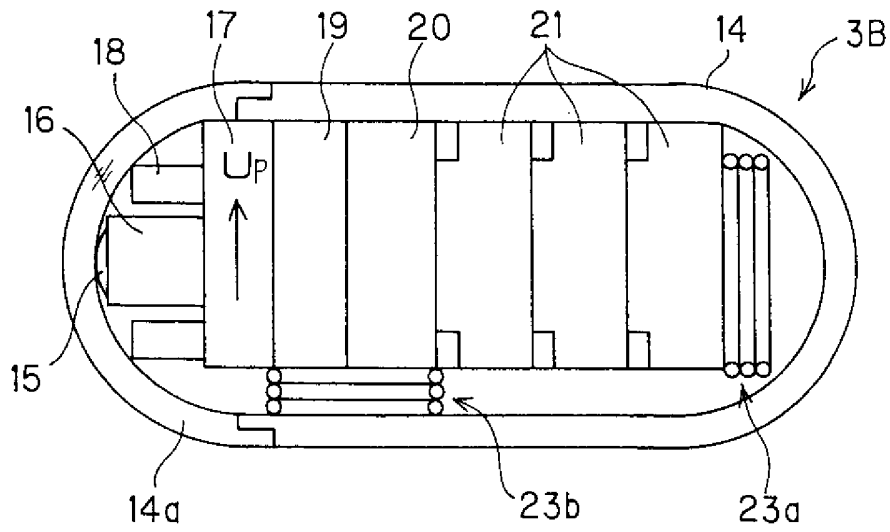
[図11B]



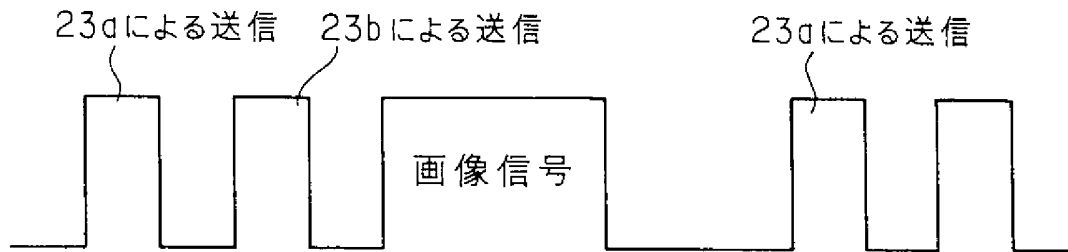
[図12]



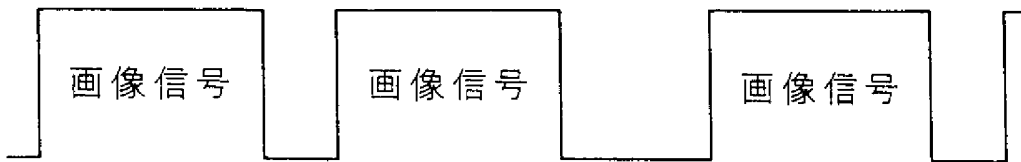
[図13]



[図14A]



[図14B]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/308346

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01) i, A61B5/06(2006.01) i, G01S5/02(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, A61B5/06, G01S5/02

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	1996-2006
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2006	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2006

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.
Y A	JP 2004-41709 A (Olympus Corp.), 12 February, 2004 (12.02.04), Par. Nos. [0028] to [0039]; Figs. 2 to 4 & US 2004/0111011 A1	1-3, 5 4
Y A	JP 2002-236166 A (Nippon Telegraph And Telephone Corp.), 23 August, 2002 (23.08.02), Par. Nos. [0019] to [0030] (Family: none)	1-3, 5 4
A	JP 11-325810 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 26 November, 1999 (26.11.99), Par. Nos. [0195] to [0204] & US 2003/0055317 A1	1-5

 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
24 July, 2006 (24.07.06)Date of mailing of the international search report
01 August, 2006 (01.08.06)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B5/06(2006.01)i, G01S5/02(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 (IPC))
 Int.Cl. A61B1/00, A61B5/06, G01S5/02

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 1971-2006年
 日本国実用新案登録公報 1996-2006年
 日本国登録実用新案公報 1994-2006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
Y A	JP 2004-41709 A (オリンパス株式会社) 2004.02.12, 段落【0028】-【0039】、第2-4図 & US 2004/0111011 A1	1-3, 5 4
Y A	JP 2002-236166 A (日本電信電話株式会社) 2002.08.23, 段落【0019】-【0030】 (ファミリーなし)	1-3, 5 4

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	の日の後に公表された文献
「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	「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
「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	「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
「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)	「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
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 24.07.2006	国際調査報告の発送日 01.08.2006
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/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) 門田 宏 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 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	JP 11-325810 A(オリンパス光学工業株式会社) 1999. 11.26, 段落【0195】-【0204】 & US 2003/0055317 A1	1-5