

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2012 年 9 月 7 日(07.09.2012)



(10) 国際公開番号
WO 2012/117816 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/052759
- (22) 国際出願日: 2012 年 2 月 7 日(07.02.2012)
- (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 2011-045685 2011 年 3 月 2 日(02.03.2011) 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 2 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 2 丁目 4 3 番 2 号 オリ
ンパスメディ
カルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 酒井 宏明(SAKAI, Hiroaki); 〒1006020 東
京都千代田区霞が関三丁目 2 番 5 号 霞が関ビ
ルディング 酒井国際特許事務所 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, AO, AT, AU, AZ, BA,
BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO,
CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI,
GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS,
JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS,
LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX,
MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST,
SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ,
VC, VN, 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, LR, LS, MW,
MZ, NA, RW, 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 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,
ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC,
MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR),
OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML,
MR, NE, SN, TD, TG).

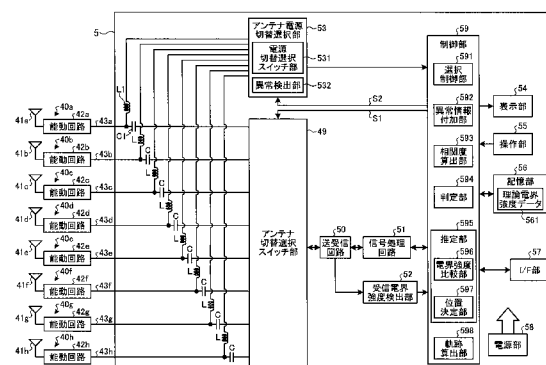
添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: DEVICE FOR DETECTING POSITION OF CAPSULE-SHAPED ENDOSCOPE, CAPSULE-SHAPED ENDOSCOPE SYSTEM, AND PROGRAM FOR DETERMINING POSITION OF CAPSULE-SHAPED ENDOSCOPE

(54) 発明の名称: カプセル型内視鏡の位置検出装置、カプセル型内視鏡システムおよびカプセル型内視鏡の位置決定プログラム

[図3]



42a-42h Active circuit
49 Antenna switching/selecting switch section
50 Transmit/receive circuit
51 Signal processing circuit
52 Received-field intensity detecting section
53 Antenna power source switching/selecting section
54 Display section
55 Operating section
56 Storage section
57 Interface section
58 Power source section
59 Control section
59a Power source switching/selecting switch section
59b Abnormality detecting section
59c Theoretical field intensity data
59d Selection control section
59e Abnormality information affixing section
59f Correlation degree calculating section
59g Determining section
59h Estimating section
59i Field intensity comparing section
59j Position determining section
59k Trajectory calculating section

(57) Abstract: Provided are a position detecting device and a capsule-shaped endoscope system that are capable of performing, at high speed, a process for estimating the position and orientation of a capsule-shaped endoscope inside a body cavity. This device for detecting the position of a capsule-shaped endoscope includes: a receiver antenna unit that receives, with a plurality of receiver antennas (40), a wireless signal transmitted together with an image data signal from a capsule-shaped endoscope inside a subject; a correlation degree calculating section (593) that calculates the degree of correlation between the image received by the receiver antennas (40) and an image received immediately before receiving said image; a determining section (594) that determines, on the basis of the degree of correlation calculated by the correlation degree calculating section (593), whether or not the position and/or orientation of the capsule-shaped endoscope have/has changed; and an estimating section (595) that performs a process for estimating the position and/or orientation regarding the position of the capsule-shaped endoscope at the point in time of capturing the image determined by the determining section (594) that the position and/or orientation of the capsule-shaped endoscope have/has changed.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2012/117816 A1



体腔内のカプセル型内視鏡の位置および向きの推定処理を高速に行い位置検出装置およびカプセル型内視鏡システムを提供する。本発明のカプセル型内視鏡の位置検出装置は、被検体内のカプセル型内視鏡から画像データ信号とともに送信された無線信号を複数の受信アンテナ（４０）により受信する受信アンテナユニットと、受信アンテナ（４０）が受信した画像と、該画像を受信する直前に受信した画像との相関度を算出する相関度算出部（５９３）と、相関度算出部（５９３）が算出した相関度に基づき、前記カプセル型内視鏡の位置および／または向きが変化したか否かを判定する判定部（５９４）と、判定部（５９４）により前記カプセル型内視鏡の位置および／または向きが変化したと判定された画像が撮像された時点の前記カプセル型内視鏡の位置について、位置および／または向きの推定処理を行う推定部（５９５）と、を備える。

明 細 書

発明の名称：

カプセル型内視鏡の位置検出装置、カプセル型内視鏡システムおよびカプセル型内視鏡の位置決定プログラム

技術分野

[0001] 本発明は、被検体内のカプセル型内視鏡から送信される無線信号を被検体外の受信装置により受信し、受信した無線信号に基づきカプセル型内視鏡の位置を検出する位置検出装置およびカプセル型内視鏡システムに関する。

背景技術

[0002] 従来から、内視鏡の分野では、患者等の被検体の消化管内に導入可能な大きさに形成されたカプセル形状の筐体内に撮像機能や無線通信機能等を内蔵したカプセル型内視鏡が知られている。このカプセル型内視鏡は、被検体の口から飲み込まれた後、蠕動運動等によって消化管内等の被検体内部を移動する。そして、被検体内部を順次撮像して画像データを生成し、この画像データを順次無線送信する。

[0003] このようにしてカプセル型内視鏡から無線送信された画像データは、被検体の外部に設けられた受信装置に受信され、受信装置が受信した画像データは、受信装置に内蔵されたメモリに記憶される。検査終了後、受信装置のメモリに蓄積された画像データは、画像表示装置に取り込まれる。医師や看護師等の観察者は、画像表示装置が表示する臓器画像等を観察し、被検体の診断が行なわれる。

[0004] このカプセル型内視鏡は、蠕動運動等により体腔内を移動するため、カプセル型内視鏡により送信された画像データが、腔内のどの位置で撮影されたか正しく認識することが必要となる。

[0005] このため、カプセル型内視鏡から送信された無線信号の強度信号に基づきカプセル型内視鏡の被検体内の位置を検出するカプセル型内視鏡システムが開示されている（例えば、特許文献1および2参照）。

[0006] また、被検体内の情報を収集するセンサを設けて、該センサが収集した情報からカプセル型内視鏡の被検体内での位置等を把握するカプセル型内視鏡が開示されている（例えば、特許文献3参照）。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特開2006-288808号公報

特許文献2：特開2007-000608号公報

特許文献3：特表2010-524557号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] しかしながら、特許文献1および2のカプセル型内視鏡システムでは、カプセル型内視鏡が撮像した全ての画像について位置を推定すると、推定処理に多くの時間が必要になる一方で、撮像した画像のうち数枚おきに位置を推定すると、カプセル型内視鏡の被検体内の位置により、カプセル型内視鏡が大きく移動する場合があります、カプセル型内視鏡の移動軌跡を正確に推定できないという問題を有する。

[0009] また、特許文献3のカプセル型内視鏡システムでは、カプセル型内視鏡内にセンサを設けるため、カプセル型内視鏡内部の構成が複雑となり、小型化を図ることが困難であるとともに、センサに対する電力供給が必要となるため、消費電力の増加という問題を有していた。

[0010] 本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、カプセル型内視鏡を小型化しながら、体腔内のカプセル型内視鏡の位置および向きの推定処理を、適切なタイミングで短時間に行いうる受信装置およびカプセル型内視鏡システムを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0011] 上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかるカプセル型内視鏡の位置検出装置は、被検体内のカプセル型内視鏡から画像データ信

号とともに送信された無線信号を複数の受信アンテナにより受信する受信アンテナユニットと、前記受信アンテナが受信した画像と、該画像を受信する直前に受信した画像との相関度を算出する相関度算出手段と、前記相関度算出手段が算出した相関度に基づき、前記カプセル内視鏡の位置および／または向きが変化したか否かを判定する判定手段と、前記判定手段により前記カプセル内視鏡の位置および／または向きが変化したと判定された画像が撮像された時点の前記カプセル内視鏡について、位置および／または向きの推定処理を行う推定手段と、を備えたことを特徴とする。

[0012] また、本発明にかかるカプセル型内視鏡の位置検出装置は、上記発明において、前記相関度算出手段は、相関度として正規化相互相関値または残差二乗和を算出することを特徴とする。

[0013] また、本発明にかかるカプセル型内視鏡の位置検出装置は、上記発明において、前記相関度算出手段は、相関度として画像内の所定領域の移動量を算出することを特徴とする。

[0014] また、本発明にかかるカプセル型内視鏡の位置検出装置は、上記発明において、前記相関度算出手段は、ブロックマッチング法またはオプティカルフローを用いて画像処理により前記移動量を算出することを特徴とする。

[0015] また、本発明にかかるカプセル型内視鏡の位置検出装置は、上記発明において、前記カプセル型内視鏡の被検体内での位置および向きに応じた、前記各受信アンテナが受信する前記無線信号の理論電界強度を記憶する記憶手段を備え、前記推定手段は、前記記憶手段から理論電界強度を取得し、前記各受信アンテナが受信した前記無線信号の受信電界強度と前記理論電界強度との差から算出した所定値を比較する電界強度比較手段と、前記電界強度比較手段の比較結果に基づいて、前記画像データが撮影された前記カプセル型内視鏡の位置、または位置および向きを決定する位置決定手段と、を備えることを特徴とする。

[0016] また、本発明にかかるカプセル型内視鏡の位置検出装置は、上記発明において、前記受信アンテナユニットは、前記複数の受信アンテナを配置したシ

ート状をなすことを特徴とする。

[0017] また、本発明にかかるカプセル型内視鏡の位置検出装置は、上記発明において、前記位置決定手段が決定したカプセル型内視鏡の位置からカプセル型内視鏡の軌跡を算出する軌跡算出手段を備えることを特徴とする。

[0018] また、本発明にかかるカプセル型内視鏡システムは、被検体内の画像データを取得するカプセル型内視鏡と、前記カプセル型内視鏡から送信される画像データを受信し、前記カプセル型内視鏡の位置および／向きが変化すると判定した場合に、前記カプセル型内視鏡の位置および向きを推定する上記に記載の位置検出装置と、前記受信装置から画像データおよび該画像データの位置情報を取得し、取得した前記画像データおよび位置情報を表示する画像表示手段と、備えることを特徴とする。

[0019] また、本発明にかかるカプセル型内視鏡システムは、上記発明において、前記画像表示手段は、前記画像データを表示するとともに、前記軌跡算出手段が算出したカプセル型内視鏡の被検体内での移動軌跡を表示することを特徴とする。

[0020] また、本発明にかかるカプセル型内視鏡の位置検出プログラムは、上記発明において、被検体内のカプセル型内視鏡から送信される画像データを受信し、受信した画像データが撮像された前記カプセル型内視鏡の位置および向きを推定する位置検出装置に、受信アンテナユニットの複数の受信アンテナが受信した前記カプセル型内視鏡が送信する無線信号を取得する無線信号取得手順と、前記受信アンテナが受信した無線信号から画像を抽出し、該抽出した画像と、該画像を受信する直前に受信した画像との相関度を算出する相関度算出手順と、前記相関度算出手順で算出した相関度に基づき、前記カプセル型内視鏡の位置および／または向きが変化したか否かを判定する判定手順と、前記判定手順により前記カプセル型内視鏡の位置および／または向きが変化すると判定された画像が撮影された前記カプセル型内視鏡について、位置および／または向きを推定する推定手順と、を実行させることを特徴とする。

発明の効果

[0021] 本発明によれば、時間的に前後する画像間の相関度に基づき、カプセル型内視鏡の位置および／または向きが変化したか否かを判定し、カプセル型内視鏡の位置および／または向きが変化すると判定された画像データについてのみ、撮像された位置および向きを推定することにより、カプセル型内視鏡の位置推定処理に要する時間を短縮するとともに、カプセル型内視鏡の被検体内での移動軌跡の正確な推定が可能となる。

図面の簡単な説明

[0022] [図1]図1は、本発明の実施の形態1にかかる受信装置を用いたカプセル型内視鏡システムの概略構成を示す模式図である。

[図2]図2は、カプセル型内視鏡の内部の概略構成を示す断面図である。

[図3]図3は、本発明の実施の形態1にかかる受信装置の概略構成を示すブロック図である。

[図4]図4は、カプセル型内視鏡が撮像した画像とその相関度の関係を示す図である。

[図5A]図5Aは、カプセル型内視鏡の位置検出を説明するための模式図である。

[図5B]図5Bは、図5Aの領域を x y z 方向に各4分割した模式図である。

[図6]図6は、カプセル型内視鏡のアンテナ（円形コイルを使用）を基準とした任意の位置における電磁界の成分を示す図である。

[図7]図7は、電磁界が媒質中を伝播する際に減衰する様子を示す図である。

[図8]図8は、カプセル型内視鏡は発生する電界と受信アンテナユニットの1の受信アンテナの向きとの関係を示す図である。

[図9A]図9Aは、カプセル型内視鏡の被検体内での軌跡を画像表示装置で表示した図の一例である。

[図9B]図9Bは、カプセル型内視鏡の被検体内での軌跡を画像表示装置で表示した図の一例である。

[図10A]図10Aは、特定画像内の所定領域にテンプレートを設定した場合を示す図である。

[図10B]図10Bは、相関度を算出する特定画像内の所定領域にテンプレートを配置した場合を示す図である。

[図10C]図10Cは、相関度を算出する画像内で設定したテンプレートと最も類似するテンプレートを探索する例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0023] 以下に、本発明の実施の形態にかかる受信装置およびカプセル型内視鏡システムについて、図面を参照しながら説明する。なお、以下の説明においては、本発明にかかる受信装置およびカプセル型内視鏡システムの一例として、被検体の体内に導入されて被検体の体内画像を撮像するカプセル型内視鏡を含むカプセル型内視鏡システムを例示するが、この実施の形態によって本発明が限定されるものではない。

[0024] (実施の形態1)

図1は、本発明の実施の形態1にかかる受信装置5を用いたカプセル型内視鏡システム1の概略構成を示す模式図である。図1に示すように、カプセル型内視鏡システム1は、被検体2内の体内画像を撮像するカプセル型内視鏡3と、被検体2内部に導入されたカプセル型内視鏡3によって無線送信された無線信号を、受信アンテナユニット4を介して受信するとともに、カプセル型内視鏡3によって撮像された被検体2内の画像データの撮像位置を推定する受信装置5と、カプセル型内視鏡3によって撮像された被検体2内の画像データに対応する画像を表示する画像表示装置6と、を備える。

[0025] 図2は、カプセル型内視鏡3の内部の概略構成を示す断面図である。図2に示すように、カプセル型内視鏡3は、一方の端が半球状のドーム形状をしており他方の端が開口した略円筒形状又は半楕円球状の容器30aと、容器30aの開口に嵌められることで容器30a内を水密に封止する半球形状の光学ドーム30bとからなるカプセル型容器30(筐体)内に收容される。このカプセル型容器30(30a、30b)は、例えば被検体2が飲み込める程度の大きさである。また、本実施の形態1において、少なくとも光学ドーム30bは透明な材料により形成される。

[0026] また、カプセル型内視鏡 3 は、光学ドーム 30b を介して入射された光を結像する対物レンズ 32 と、対物レンズ 32 を取り付けるレンズ枠 33 と、対物レンズ 32 により入射された光信号を電気信号に変換して撮像信号を形成する撮像部 34 と、撮像時に被検体 2 内部を照明する照明部 35 と、撮像部 34 及び照明部 35 をそれぞれ駆動するとともに、撮像部 34 から入力される撮像信号から画像信号を生成する処理回路等が形成された回路基板 36 と、画像信号を送信するとともに、体腔外の受信装置 5 等からの信号を受信する送受信回路 37 と、前記各機能部に電源を供給する複数のボタン型電池 38 と、アンテナ 39 と、を備える。

[0027] カプセル型内視鏡 3 は、被検体 2 内に飲み込まれることによって被検体 2 内の食道を通過し、消化管腔の蠕動運動によって体腔内を移動する。カプセル型内視鏡 3 は、体腔内を移動しながら微小な時間間隔、たとえば 0.5 秒間隔で被検体 2 の体腔内を逐次撮像し、撮像した被検体 2 内の画像データを生成して受信装置 5 に順次送信する。本実施の形態 1 では、カプセル型内視鏡 3 の撮像部 34 で撮像した画像データの画像信号により位置推定処理を行うことも可能であるが、撮像した画像信号とカプセル型内視鏡 3 の位置検出用の受信強度検出信号を含む送信信号を生成し、受信強度が検出し易い受信強度検出信号により位置検出処理を行うことが好ましい。

[0028] 位置検出装置は、複数の受信アンテナ 40 (40a、40b、40c、40d、40e、40f、40g、40h) を配置したシート状の受信アンテナユニット 4 と、受信装置とを備える。受信装置 5 は、受信アンテナユニット 4 とアンテナケーブル 43 で接続される。受信装置 5 は、各受信アンテナ 40a～40h を介してカプセル型内視鏡 3 から送信された無線信号を受信する。受信装置 5 は、カプセル型内視鏡 3 から受信した無線信号 5 の受信電界強度を受信アンテナ 40a～40h ごとに検出するとともに、受信した無線信号をもとに被検体 2 内の画像データを取得する。受信装置 5 は、各受信アンテナ 40a～40h の受信電界強度情報および時刻を示す時刻情報等を、受信した画像データに対応付けて後述する記憶部 (図 3 参照) に記憶する

。

[0029] 受信装置 5 は、カプセル型内視鏡 3 により撮像が行われている間、たとえば被検体 2 の口から導入され、消化管内を通過して被検体 2 から排出されるまでの間、被検体 2 に携帯される。受信装置 5 は、カプセル型内視鏡 3 による検査の終了後、被検体 2 から取り外され、カプセル型内視鏡 3 から受信した画像データ等の情報の転送のため、画像表示装置 6 に接続される。

[0030] 各受信アンテナ 40a～40h は、シート 44 の所定の位置、たとえば受信アンテナユニット 4 を被検体 2 に装着したときに、カプセル型内視鏡 3 の通過経路である被検体 2 内の各臓器に対応した位置に配置される。なお、受信アンテナ 40a～40h の配置は、検査または診断等の目的に応じて任意に変更してもよい。本実施の形態では、8 個の受信アンテナを使用しているが、受信アンテナの数は 8 個に限定して解釈する必要はなく、8 個より少なくても多くてもよい。

[0031] 画像表示装置 6 は、液晶ディスプレイ等のモニタ部 6c を備えたワークステーションまたはパーソナルコンピュータを用いて構成される。画像表示装置 6 は、受信装置 5 を介して取得した被検体 2 内の画像データに対応する画像を表示する。画像表示装置 6 には、受信装置 5 のメモリから画像データを読み取るクレードル 6a と、キーボード、マウス等の操作入力デバイス 6b とが接続される。クレードル 6a は、受信装置 5 が装着された際に受信装置 5 のメモリから画像データや、この画像データに関連付けされた受信電界強度情報、時刻情報およびカプセル型内視鏡 3 の識別情報等の関連情報を取得し、取得した各種情報を画像表示装置 6 に転送する。操作入力デバイス 6b は、ユーザによる入力を受け付ける。これにより、ユーザは、操作入力デバイス 6b を操作しつつ、画像表示装置 6 が順次表示する被検体 2 内の画像を見ながら、被検体 2 内部の生体部位、たとえば食道、胃、小腸および大腸等を観察し、被検体 2 を診断する。

[0032] つぎに、図 1 に示した受信装置 5 の構成について詳細に説明する。図 3 は、図 1 に示した受信装置 5 の構成を示すブロック図である。

[0033] 図3に示すように、受信装置5は、上述した各受信アンテナ40a～40hと、受信アンテナ40a～40hを択一的に切り替えるアンテナ切替選択スイッチ部49と、アンテナ切替選択スイッチ部49によって選択された各受信アンテナ40a～40hのいずれか一つを介して受信した無線信号に対して復調等の処理を行う送受信回路50と、送受信回路50から出力される無線信号から画像データ等を抽出する信号処理を行う信号処理回路51と、送受信回路50から出力される無線信号の強度に基づいて受信電界強度を検出する受信電界強度検出部52と、受信アンテナ40a～40hを択一的に切り替えて受信アンテナ40a～40hのいずれかに電力を供給するアンテナ電源切替選択部53と、カプセル型内視鏡3から受信した画像データに対応する画像を表示する表示部54と、指示操作を行う操作部55と、カプセル型内視鏡3から受信した画像データを含む各種情報を記憶する記憶部56と、クレードル6aを介して画像表示装置6と相互方向に送受信を行うI/F部57と、受信装置5の各部に電力を供給する電源部58と、受信装置5の動作を制御する制御部59と、を有する。

[0034] 受信アンテナ40aは、アンテナ部41aと、能動回路42aと、アンテナケーブル43aとを有する。アンテナ部41aは、たとえば開放型のアンテナやループアンテナを用いて構成され、カプセル型内視鏡3から送信される無線信号を受信する。能動回路42aは、アンテナ部41aに接続され、アンテナ部41aのインピーダンスマッチングおよび受信した無線信号の増幅や減衰等を行う。アンテナケーブル43aは、同軸ケーブルを用いて構成され、一端が能動回路42aに接続され、他端が受信装置5のアンテナ切替選択スイッチ部49およびアンテナ電源切替選択部53にそれぞれ電氣的に接続される。アンテナケーブル43aは、アンテナ部41aが受信した無線信号を受信装置5に伝送するとともに、受信装置5から供給される電力を能動回路42aに伝送する。なお、受信アンテナ40b～40hは、受信アンテナ40aと同様の構成を有するので、説明を省略する。

[0035] アンテナ切替選択スイッチ部49は、機械式スイッチまたは半導体スイッ

チ等を用いて構成される。アンテナ切替選択スイッチ部49は、各受信アンテナ40a～40hにコンデンサC1をそれぞれ介して電氣的に接続される。アンテナ切替選択スイッチ部49は、制御部59から無線信号を受信する受信アンテナ40a～40hを切り替る切替信号S1が入力された場合、切替信号S1が指示する受信アンテナ40を選択し、この選択した受信アンテナ40a～40hを介して受信された無線信号を送受信回路50に出力する。なお、各受信アンテナ40a～40hそれぞれに接続されるコンデンサの容量は、コンデンサC1の容量と等しい。

[0036] 送受信回路50は、アンテナ切替選択スイッチ部49によって選択された受信アンテナ40（40a～40h）を介して受信された無線信号に対して所定の処理、たとえば復調や増幅等の処理を行って信号処理回路51と受信電界強度検出部52とにそれぞれ出力する。

[0037] 信号処理回路51は、送受信回路50から入力された無線信号の中から画像データを抽出し、抽出した画像データに対して所定の処理、たとえば各種の画像処理やA/D変換処理等を行って制御部59に出力する。

[0038] 受信電界強度検出部52は、送受信回路50から入力された無線信号の強度に応じた受信電界強度を検出し、検出した受信電界強度に対応する受信電界強度信号（RSSI：Received Signal Strength Indicator）を制御部59に出力する。

[0039] アンテナ電源切替選択部53は、各受信アンテナ40a～40hにコイルL1をそれぞれ介して電氣的に接続される。アンテナ電源切替選択部53は、アンテナ切替選択スイッチ部49によって選択された受信アンテナ40a～40hに対して電力をアンテナケーブル43（43a～43h）を介して供給する。アンテナ電源切替選択部53は、電源切替選択スイッチ部531と、異常検出部532とを有する。なお、各受信アンテナ40a～40hそれぞれに接続されるコイルの電氣的特性は、コイルL1の電氣的特性と等しい。

[0040] 電源切替選択スイッチ部531は、機械式スイッチまたは半導体スイッチ

等を用いて構成される。電源切替選択スイッチ部531は、制御部59から電力を供給する受信アンテナ40a～40hを選択する選択信号S2が入力された場合、選択信号S2が指示する受信アンテナ40a～40hを選択し、この選択した受信アンテナ40a～40hのみに電力を供給する。

[0041] 異常検出部532は、電力を供給する受信アンテナ40a～40hに異常が生じている場合、電力を供給する受信アンテナ40a～40hに異常が生じていることを示す異常信号を制御部59に出力する。

[0042] 表示部54は、液晶または有機EL (Electro Luminescence) 等からなる表示パネルを用いて構成される。表示部54は、カプセル型内視鏡3が撮像した画像データに対応する画像、受信装置5の動作状態、被検体2の患者情報および検査日時等の各種情報を表示する。

[0043] 操作部55は、カプセル型内視鏡3の撮像周期を変更させる等の指示信号を入力することができる。操作部55により指示信号を入力すると、信号処理回路51は、送受信回路50に指示信号を送り、送受信回路50は指示信号を変調して受信アンテナ40a～40hから送信する。受信アンテナ40a～40hから送信された信号は、アンテナ39により受信され、送受信回路37により復調され、回路基板36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。

[0044] 記憶部56は、受信装置5の内部に固定的に設けられるフラッシュメモリやRAM (Random Access Memory) 等の半導体メモリを用いて構成される。記憶部56は、画像データを撮像した被検体内2でのカプセル型内視鏡3の位置および向きを推定処理するための、理論電界強度データ561を有する。理論電界強度データ561は、カプセル型内視鏡3の被検体2内での位置および向きに応じた、各受信アンテナ40a～40hが受信する無線信号の受信電界強度の理論値データである。また、記憶部56は、カプセル型内視鏡3が撮像した画像データやこの画像データに対応付けされた各種情報、たとえば推定したカプセル型内視鏡3の位置および向き情報、受信電界強度情報および無線信号を受信した受信アンテナを識別する識別情報等を記憶す

る。さらに、記憶部 5 6 は、受信装置 5 が実行する各種プログラム等を記憶する。なお、記憶部 5 6 に対し、外部からメモリカード等の記録媒体に対して情報を記憶する一方、記録媒体が記憶する情報を読み出す記録媒体インターフェースとしての機能を具備させてもよい。

[0045] I/F 部 5 7 は、通信インターフェースとしての機能を有し、クレードル 6 a を介して画像表示装置 6 と相互方向に送受信を行う。

[0046] 電源部 5 8 は、受信装置 5 に着脱自在なバッテリーとオンオフ状態を切り替えるスイッチ部とを用いて構成される。電源部 5 8 は、オン状態において受信装置 5 の各構成部に必要な駆動電力を供給し、オフ状態において受信装置 5 の各構成部に供給する駆動電力を停止する。

[0047] 制御部 5 9 は、CPU (Central Processing Unit) 等を用いて構成される。制御部 5 9 は、記憶部 5 6 からプログラムを読み出して実行し、受信装置 5 を構成する各部に対する指示やデータの転送等を行って受信装置 5 の動作を統括的に制御する。制御部 5 9 は、選択制御部 5 9 1 と、異常情報付加部 5 9 2 と、相関度算出部 5 9 3 と、判定部 5 9 4 と、推定部 5 9 5 と、軌跡算出部 5 9 8 とを有する。

[0048] 選択制御部 5 9 1 は、カプセル型内視鏡 3 から送信される無線信号を受信する一つの受信アンテナ 4 0 a ~ 4 0 h を選択するとともに、選択した受信アンテナ 4 0 a ~ 4 0 h のみに電力を供給する制御を行う。具体的には、選択制御部 5 9 1 は、受信電界強度検出部 5 2 が検出した各受信アンテナ 4 0 a ~ 4 0 h の電界受信強度に基づいて、カプセル型内視鏡 3 から送信される無線信号を受信する一つの受信アンテナ 4 0 を選択するとともに、選択した受信アンテナ 4 0 a ~ 4 0 h のみに電力を供給する制御を行う。選択制御部 5 9 1 は、所定のタイミング毎、たとえば 1 0 0 m s e c 毎にアンテナ切替選択スイッチ部 4 9 を駆動させ、各受信アンテナ 4 0 a ~ 4 0 h の中から無線信号を受信する受信アンテナ 4 0 a ~ 4 0 h を順次選択して受信電界強度検出部 5 2 に受信電界強度を検出させる。

[0049] 異常情報付加部 5 9 2 は、異常検出部 5 3 2 が各受信アンテナ 4 0 a ~ 4

0 h のいずれか一つで異常を検出した場合、受信アンテナ 40 が受信した無線信号に対し、各受信アンテナ 40 a ~ 40 h のいずれか一つに異常が生じていることを示す異常情報を付加して記憶部 56 に出力する。具体的には、異常情報付加部 592 は、受信アンテナ 40 a ~ 40 h が受信した無線信号に対して信号処理回路 51 が信号処理を行った画像データに、異常情報（フラグ）を付加して記憶部 56 に出力する。

[0050] 相関度算出部 593 は、各受信アンテナ 40 a ~ 40 h が受信した画像について、直前に受信した画像との相関度を算出する。

[0051] 判定部 594 は、相関度算出部 593 が算出した画像間の相関度に基づき、カプセル型内視鏡 3 の被検体 2 内での位置および／または向きが変化したか否かを判定する。判定部 594 が、画像の位置または向きが変化したと判定した場合、後述する推定部 595 が画像の位置および向きの推定処理を行う。

[0052] 推定部 595 は、電界強度比較部 596 と、位置決定部 597 とを備える。電界強度比較部 596 は、各受信アンテナ 40 a ~ 40 h が受信した無線信号の受信電界強度と記憶部 56 に記憶された理論電界強度との残差二乗和を、カプセル型内視鏡 3 が被検体 2 内で存在しうる被検体内での位置および向き毎に算出する。

[0053] 位置決定部 597 は、電界強度比較部 596 が算出した残差二乗和または絶対残差の和に基づいて、画像データが撮像されたカプセル型内視鏡 3 の位置および向きを決定する。位置決定部 597 は、残差二乗和が最も小さい領域および向きを、画像データが撮影されたカプセル型内視鏡 3 の位置および向きとして決定する。

[0054] 軌跡算出部 598 は、各画像データについて位置決定部 597 が決定したカプセル型内視鏡 3 の位置情報に基づき、カプセル型内視鏡 3 の被検体 2 内の移動軌跡を算出する。

[0055] 本実施の形態 1 では、受信装置 5 が、直前に受信した画像との間の相関度を算出する相関度算出部 593 と、相関度算出部 593 が算出した相関度に

に基づき、カプセル内視鏡 3 の位置および／または向きが変化したか否かを判定する判定部 594 と、位置検出処理を行う推定部 595 とを備え、判定部 594 がカプセル型内視鏡 3 の位置および向きが変化したと判定した画像について、推定部 595 が位置および向きの推定処理を行う。以下、本実施の形態 1 の受信装置 5 におけるカプセル型内視鏡 3 の位置および向きの推定処理について、詳細に説明する。

[0056] 本実施の形態 1 では、まず、相関度算出部 593 が、カプセル型内視鏡 3 が撮像した画像に対して、直前に撮像された画像との間の相関度を算出する。図 4 は、カプセル型内視鏡 3 が撮像した画像とその相関度の関係を示す図である。

[0057] 図 4 に示すように、カプセル型内視鏡 3 が被検体 2 の口から導入されて肛門から排出される間に、画像 $A_1 \sim A_n$ を撮像した場合、相関度算出部 593 は、最初に撮像された画像 A_1 を除くすべての画像 $A_2 \sim A_n$ に対して、直前に撮像された画像との間の相関度 $S_1 \sim S_{n-1}$ (S_{n-1} は A_n の A_{n-1} に対する相関度) を算出する。

[0058] 例えば、相関度 S_1 を算出する場合、まず、画像 A_2 および画像 A_1 に属する画素について領域 $H_2(i, j)$ 、領域 $H_1(i, j)$ ($i = 1, 2, \dots, p; j = 1, 2, \dots, q$) を設定する。そして、領域 $H_2(i, j)$ 、領域 $H_1(i, j)$ の画素値に基づき、下記式 (1) および (2) に示す数式から正規化相互相関値を算出する。

[数1]

$$S_{(m-1)} = \frac{\sum_{j=1}^q \sum_{i=1}^p \{H_{(m-1)}(i, j) - \mu_{(m-1)}\} \{H_m(i, j) - \mu_m\}}{\sqrt{\sum_{j=1}^q \sum_{i=1}^p \{H_{(m-1)}(i, j) - \mu_{(m-1)}\}^2 \{H_m(i, j) - \mu_m\}^2}} \quad \dots (1)$$

($m = 2, 3, \dots, n$)

$$\mu_m = \frac{1}{pq} \sum_{j=1}^q \sum_{i=1}^p H_m(i, j) \quad (m = 2, 3, \dots, n) \quad \dots (2)$$

[0059] 正規化相互相関値は、 $-1 \sim 1$ の値をとり、 1 に近いほど画像間の類似性が高くなる。したがって、時間的に前後して撮像された2枚の画像間の正規化相互相関値が、所定の閾値より大きければ、シーンチェンジしていない（カプセル型内視鏡3の位置や向きが変化していない）と判断する。また、正規化相互相関値が所定の閾値より小さければシーンチェンジした（カプセル型内視鏡3の位置や向きが変化した）と判断する。

[0060] 図4では、相関度 S_4 、 S_{n-3} 、 S_{n-2} 、および S_{n-1} の値が -1 に近く、シーンチェンジしたと判断できるため、画像 A_5 、 A_{n-2} 、 A_{n-1} および A_n についてカプセル型内視鏡3の位置および向きを推定する。なお、画像全体でなく、中心部の特定の領域についての正規化相互相関値を算出して相関度を判定したり、画像を複数の領域に分割し、分割した領域毎に正規化相互相関値を算出して、カプセル型内視鏡3の動き（カプセル型内視鏡3の位置／向きの変化）を判断してもよい。

[0061] また、正規化相互相関に換えて、画素値の残差二乗和により相関度を判断してもよい。残差二乗和は、画像 A_2 および画像 A_1 に属する画素について領域 $H_2(i, j)$ 、領域 $H_1(i, j)$ （ $i = 1, 2, \dots, p$ 、 $j = 1, 2, \dots, q$ ）を設定し、各領域 $H_1(i, j)$ 、領域 $H_2(i, j)$ の画素値から、下記式（3）に示す数式から残差二乗和を算出する。

[数2]

$$S_{(m-1)} = \sum_{j=1}^q \sum_{i=1}^p \{H_m(i, j) - H_{(m-1)}(i, j)\}^2 \quad (m = 2, 3, \dots, n) \quad \dots (3)$$

[0062] 残差二乗和は、 0 に近いほど画像間の類似性が高くなる。したがって、残差二乗和が 0 に近いほど類似していると判断できる。したがって、残差二乗和が所定の閾値より小さければ、シーンチェンジしていない（カプセル型内視鏡3の位置や向きが変化していない）と判断する。また、残差二乗和が所定の閾値より大きければシーンチェンジした（カプセル型内視鏡3の位置や向きが変化した）と判断する。

[0063] さらに、各画像は、 R （赤）、 G （緑）、 B （青）の各色成分に対する画

素値を持つため、正規化相互相関値および残差二乗和も各色成分で算出できる。したがって、各色成分の正規化相互相関値または残差二乗和の平均値から画像間の相関度を判断してもよい。

[0064] 以下、判定部 594 がカプセル型内視鏡 3 の位置および向きが変化したと判定した場合に、カプセル型内視鏡 3 の位置および向きを算出する方法を説明する。

[0065] 本実施の形態 1 では、電界強度比較部 596 が、受信アンテナ 40a~40h が受信した無線信号の受信電界強度と記憶部 56 に記憶された理論電界強度との残差二乗和をカプセル型内視鏡 3 が被検体 2 内で存在しうる被検体 2 内での位置および向き毎に算出し、位置決定部 597 が、電界強度比較部 596 が算出した残差二乗和が最も小さい領域および向きを、画像データが撮影されたカプセル型内視鏡 3 の位置および向きとして決定する。

[0066] ここで、記憶部 56 に予め記憶される理論電界強度データ 561 の算出方法について説明する。まず、カプセル型内視鏡 3 が導入される被検体 2 内で、検査または診断等の目的に応じてカプセル型内視鏡 3 が存在しうる所定の存在可能領域 T を設定する。この存在可能領域 T は、被検体 2 の身体の大きさに応じて設定され、例えば図 5A に示すように 300mm×300mm×300mm の立方体からなる領域である。存在可能領域 T は、受信アンテナユニット 4 のシート状の表面が一つの境界面と一致するように設定される。図 5A に示す場合、受信アンテナユニット 4 は、存在可能領域 T の一つの境界面である XY 平面上に設けられる。

[0067] カプセル型内視鏡 3 の存在可能領域は、所望する精度に応じて、複数の部分領域に分割される。図 5B においては、受信アンテナユニット 4 が位置する境界面の中心を原点とし、存在可能領域 T のいずれかの辺と平行で互いに直交する 3 つの軸（X 軸、Y 軸、Z 軸）を有する直交座標系 XYZ に対し、各軸方向に 4 分割した場合を示している。この場合、存在可能領域 T は、64（ $= 4 \times 4 \times 4$ ）個の部分領域に分割される。各部分領域は、 P_{111} 、 P_{112} 、 P_{113} 、 P_{114} 、 P_{121} 、 P_{122} 、 $\dots$ 、 P_{144} 、 P_{211} 、 P_{212} 、 $\dots$

、 P_{444} とラベル付けされる。なお、カプセル型内視鏡3が部分領域 P_{ijk} に存在する場合には、その部分領域 P_{ijk} の中心 G_{xyz} に位置するものと仮定する。

[0068] 以下の説明では、図6に示すように、カプセル型内視鏡3内に配置された円形ループ状をなすアンテナ39の重心を原点(O_L)とし、円形ループの開口面の法線方向を Z_L 軸とする直交座標系 $X_L Y_L Z_L$ を考える。この直交座標系 $X_L Y_L Z_L$ において、アンテナ39を流れる電流が任意の位置 P に形成する電磁界の極座標成分は、次の式(4)で表される。

$$\begin{aligned} H_r &= (I S / 2 \pi) (j k / r^2 + 1 / r^3) \exp(-j k r) \cos \theta \\ H_\theta &= (I S / 4 \pi) (-k^2 / r + j k / r^2 + 1 / r^3) \exp(-j k r) \sin \theta \\ &\cdots (4) \end{aligned}$$

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

ここで、 H_r および H_θ は磁界成分、 E_ϕ は電界成分を表し、また I と S はアンテナ39に流れる電流とそのアンテナ39を構成する円形ループの開口面の面積である。また、 $k = \omega (\epsilon \mu)^{1/2}$ (ϵ は誘電率、 μ は透磁率)は波数、 j は虚数単位である。ここで、式(4)中、 r^{-1} の項は放射電磁界、 r^{-2} の項は誘導電磁界、 r^{-3} の項は静電磁界の成分である。

[0069] カプセル型内視鏡3内に配置されたアンテナ39により発生する電磁界の周波数が高く、図1に示すようにカプセル型内視鏡3と、被検体2の体表面に取り付けられた各受信アンテナ40(40a~40h)との距離が十分離れている場合には、受信アンテナ40(40a~40h)に到達する電磁界(電磁波)は、放射電磁界の成分が最も大きくなる。従って、静電磁界および誘導電磁界の成分は、放射電磁界の成分より小さくなり、これらを見捨てることができる。よって、式(4)は、次の式(5)のようになる。

$$\begin{aligned} H_r &= 0 \\ H_\theta &= (I S / 4 \pi) (-k^2 / r) \exp(-j k r) \sin \theta \cdots (5) \\ E_\phi &= - (j \omega \mu I S / 4 \pi) (j k / r) \exp(-j k r) \sin \theta \end{aligned}$$

[0070] 被検体2の体表面に取り付けられた受信アンテナ40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（５）でその検出に必要な式は電界 E_ϕ となる。したがって、電界 E_ϕ の瞬時値は、交流理論を用いて、式（５）の電界 E_ϕ の両辺に $\exp(j\omega t)$ を掛けて実部を抽出することにより求められる。

$$\begin{aligned} E_\phi \exp(j\omega t) &= - (j\omega\mu I S / 4\pi) (jk/r) \exp(-jkr) \sin\theta \exp(j\omega t) \\ &= (\omega\mu I S k / 4\pi r) (\cos U + j \sin U) \sin\theta \quad \dots (6) \end{aligned}$$

但し、 $U = \omega t - kr$ である。ここで、式（６）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。

$$E'_\phi = (\omega\mu I S k / 4\pi r) \cos U \sin\theta \quad \dots (7)$$

[0071] また、式（７）を直交座標系 $X_L Y_L Z_L$ で表示すると、成分 E_{Lx} , E_{Ly} , E_{Lz} は、

$$\begin{aligned} E_{Lx} &= E'_\phi \sin\phi = (\omega\mu I S k / 4\pi r^2) \cos U \cdot (-y_L) \\ E_{Ly} &= E'_\phi \cos\phi = (\omega\mu I S k / 4\pi r^2) \cos U \cdot x_L \quad \dots (8) \\ E_{Lz} &= 0 \end{aligned}$$

となる。

[0072] 電磁波が媒質中を伝搬する場合、図 7 に示すように、媒質の特性（導電率など）により電磁波のエネルギーが伝搬していく媒質により吸収される。電磁波が例えば x 方向に伝搬していくに従って減衰因子 α_d で指数関数的に減衰し、以下に示す式（９）で表すことができる。

$$A_r = \exp(-\alpha_d x) \quad \dots (9)$$

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

但し、 $\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r$ (ε_0 : 真空の誘電率、 ε_r : 比誘電率)、 $\mu = \mu_0 \mu_r$ (μ_0 : 真空の透磁率、 μ_r : 比透磁率)、 ω は角周波数、 κ は導電率である。

[0073] 従って、生体内の特性を考慮した場合の電界の瞬時値 E_L の直交座標系 $X_L Y_L Z_L$ の各成分 E_{Lx} , E_{Ly} , E_{Lz} は、次の式（１０）のようになる。

$$E_{Lx} = A_r E'_\phi \sin\phi = \exp(-\alpha_d r) (\omega\mu I S k / 4\pi r^2) \cos U \cdot (-$$

$y_L)$

$$E_{Ly} = A_r E'_{\phi} \cos \phi = \exp(-\alpha_d r) (\omega \mu I S k / 4 \pi r^2) \cos U \cdot x_L \cdot \cdot \cdot (10)$$

$$E_{Lz} = 0$$

となる。

[0074] また、カプセル型内視鏡3のアンテナ39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)を被検体2に貼り付けられた受信アンテナユニット4の中心(図5AのO)を原点とする座標系 $X_W Y_W Z_W$ に変換する式は、

[数3]

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

となる。ただし、(x_{WP}, y_{WP}, z_{WP})と(x_{WG}, y_{WG}, z_{WG})とは座標系 $X_W Y_W Z_W$ での位置Pおよびアンテナ39の位置Gをそれぞれ表す。また、式(12)の右辺Rは、座標系 $X_W Y_W Z_W$ と座標系 $X_L Y_L Z_L$ との回転マトリクスを表し、次の式で求められる。

[数4]

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

ただし、 α はZ軸まわりの回転角、 β はY軸まわりの回転角である。

[0075] したがって、被検体2に貼り付けられた受信アンテナユニット4の中心(図5AのO)を原点とした座標系 $X_W Y_W Z_W$ における任意の位置P(x_{WP}, y_{WP}, z_{WP})の電界 E_W は、

[数5]

$$E_W = \begin{pmatrix} E_{Wx} \\ E_{Wy} \\ E_{Wz} \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} E_{Lx} \\ E_{Ly} \\ E_{Lz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} R_{00} & R_{10} & R_{20} \\ R_{01} & R_{11} & R_{21} \\ R_{02} & R_{12} & R_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_{Lx} \\ E_{Ly} \\ E_{Lz} \end{pmatrix} \cdot \cdot \cdot (13)$$

となり、式(10)～(12)を式(13)に代入することにより以下のような電界 E_w の式(14)が得られる。

[数6]

$$\begin{pmatrix} E_{wx} \\ E_{wy} \\ E_{wz} \end{pmatrix} = \frac{k_1}{r^2} e^{-\alpha_d r} \begin{pmatrix} 0 & (z_{WP} - z_{WG}) & -(y_{WP} - y_{WG}) \\ -(z_{WP} - z_{WG}) & 0 & (x_{WP} - x_{WG}) \\ (y_{WP} - y_{WG}) & -(x_{WP} - x_{WG}) & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} g_x \\ g_y \\ g_z \end{pmatrix} \quad \dots (14)$$

但し、 k_1 は定数、ベクトル (g_x, g_y, g_z) は、アンテナ39の向き g を表す。本実施の形態1では、アンテナ39の向き (g_x, g_y, g_z) もカプセル型内視鏡3の位置とともに事前に設定して、カプセル型内視鏡3が所定の領域に位置し、所定の向きをとる場合の各受信アンテナ40の理論電界強度を算出する。アンテナ39の向きは、所望の精度に応じて、例えば、水平軸および鉛直軸から 1° きざみで設定すればよい。

[0076] また、アンテナ39が発生した電界 E_w を、受信アンテナユニット4を構成する受信アンテナ40aで受信したときに検出される起電力 V_{ta} は、電界 E_w と、被検体2を基準とした座標系での受信アンテナユニット4の受信アンテナ40a（アンテナ部41a）の向きを表すベクトル $D_a = (D_{xa}, D_{ya}, D_{za})$ （図8参照）との内積を用いて以下の式で算出できる。

$$V_{ta} = k_2 (E_{wx} D_{xa} + E_{wy} D_{ya} + E_{wz} D_{za}) \quad \dots (15)$$

ただし、 k_2 は定数。同様に、被検体2の体に複数配置された受信アンテナユニット4の各受信アンテナについて、受信アンテナ40b～受信アンテナ40hで受信したときの起電力 V_{tb} 、 $\dots$ 、 V_{th} も求められる。

[0077] 以上のようにして各受信アンテナ40が受信する理論電界強度 V_{ti} を算出し、分割領域の中心位置G毎に記憶部56に理論電界強度データ561として記憶する。

[0078] 電界強度比較部596は、カプセル型内視鏡3が存在しうる各領域の中心位置Gについて、アンテナ39の向き g 毎に、各受信アンテナ40が受信した受信電界強度と、上記のようにして算出され理論電界強度データ561として記憶部56に記憶された理論電界強度との残差二乗和を算出する。受信

アンテナ４０で受信した電界強度を V_{mi} （ i は受信アンテナの番号、本実施の形態では $i = a \sim h$ ）とすると、残差二乗和 S は、以下の式で算出できる。

[数7]

$$S = \sum_{i=a}^h (V_{ti} - V_{mi})^2 \quad \dots (16)$$

$$= (V_{ta} - V_{ma})^2 + (V_{tb} - V_{mb})^2 + \dots + (V_{th} - V_{mh})^2$$

[0079] 電界強度比較部５９６は、カプセル型内視鏡３が存在しうる各領域の中心位置 G について、アンテナ３９の向き g 毎に、各受信アンテナ４０が受信した受信電界強度 V_{mi} と、上記のようにして算出され理論電界強度データ５６１として記憶部に記憶された理論電界強度 V_{ti} との残差二乗和を算出しているため、例えば、推定する中心位置 G の総数と同数（あるいは推定する中心位置 G の総数の因数、または因数以下の数でもよい）のＣＰＵを電界強度比較部５９６として同時に推定処理に使用することにより、カプセル型内視鏡３の位置および向きの推定処理の高速化を図ることが可能となる。

[0080] 位置決定部５９７は、電界強度比較部５９６が上記のようにして算出した残差二乗和 S のうち、最小となるカプセル型内視鏡３の中心位置 G 、およびアンテナ３９の向き g を、カプセル型内視鏡３の位置および向きとして決定する。

[0081] 推定部５９５は、上記のようにしてカプセル型内視鏡３の被検体２内での位置および向きを推定することができるが、ほかにも、例えば、特開２００７－２８３００１号公報に記載するように、ガウス－ニュートン法を用いてカプセル型内視鏡３の位置および向きを反復改良により求めてもよい。

[0082] このようにして受信装置５の記憶部５６には、推定されたカプセル型内視鏡３の位置及び向きの情報が、画像データおよび各画像データのフレーム番号 N_f と共に順次（経時的に）格納される。軌跡算出部５９８は、順次格納されたカプセル型内視鏡３の位置から、カプセル型内視鏡３の被検体２内の移動軌跡を推定（算出）する。

- [0083] このようにして算出された移動軌跡は、画像表示装置 6 で表示される。具体的には、図 1 に示すように受信装置 5 をクレードル 6 a に接続し、この受信装置 5 から、記憶部 5 6 に格納された画像データ及びフレーム番号 N_f 及びカプセル型内視鏡 3 の位置及び向きを画像表示装置 6 に転送し、モニタ部 6 c にそれらの情報を表示させることができる。
- [0084] 図 9 A 及び図 9 B は、モニタ部 6 c でのカプセル型内視鏡 3 の被検体 2 内での移動軌跡の表示例を示す。図 9 A に示すように、モニタ部 6 c は、被検体 2 内におけるカプセル型内視鏡 3 の撮像位置を直線で接続して、被検体 2 内でのカプセル型内視鏡 3 の移動軌跡を示す副画像領域 6 1 と、カプセル型内視鏡 3 が撮像した画像データを表示する主画像表示領域 6 2 とを備える。
- [0085] また、副画像領域 6 1 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。また、位置 P_i は、主画像表示領域 6 2 に表示する画像データの撮像位置として推定された位置を示している。推定した撮像位置 P_i を直線で接続し、これを軌跡として示す図 9 A の他に、例えば図 9 B に示すように、隣接する各撮像位置の間をスプライン補間のような補間処理を行い、推定したカプセル型内視鏡 3 の撮像位置を滑らかな曲線で接続するように表示してもよい。
- [0086] 上記のように、カプセル型内視鏡 3 の存在しうる領域を複数の小領域に分割し、分割した領域毎にカプセル型内視鏡 3 の向きに応じた理論電界強度 V_{t_i} を予め記憶しているため、理論電界強度 V_{t_i} 算出のための処理負荷を軽減することができる。また、記憶された理論電界強度 V_{t_i} と、実際に各受信アンテナ 4 0 が受信した受信電界強度 V_{m_i} との残差二乗和という簡易な演算処理により得られる数値に基づき、画像データが撮像されたカプセル型内視鏡 3 の位置および向きを決定するため、位置推定処理を高速化することが可能となる。
- [0087] さらに、複数の受信アンテナ 4 0 を配置したシート状の受信アンテナユニット 4 を使用しているため、検査のたびに各受信アンテナ 4 0 の配置位置を調整する必要がなく、さらに、予め各受信アンテナ 4 0 の配置位置が決めら

れた受信アンテナユニット4を使用するため、各受信アンテナ40の配置ずれに伴うカプセル型内視鏡3の位置および向きの推定処理における精度低下という問題も回避できる。

[0088] 実施の形態1では、相関度算出部593が時間的に前後する画像間の相関度を算出し、判定部594が、算出された相関度に基づきカプセル型内視鏡3の被検体2内での位置および向きの変化を判定し、カプセル型内視鏡3の位置および向きが変化すると判定した画像データについてのみ、カプセル型内視鏡3の位置および向きを推定するため、カプセル型内視鏡3の位置推定処理に要する時間を短縮するとともに、カプセル型内視鏡3の被検体2内での移動軌跡の正確な推定が可能となる。

[0089] 本実施の形態1では、カプセル型内視鏡3の位置及び向きの推定処理を行う受信装置について説明したが、カプセル型内視鏡3の位置または向きのいずれか一方のみを推定する受信装置としてもよい。また、本実施の形態1では、受信装置5が、相関度算出部593と、判定部594と、推定部595と、軌跡算出部598とを備え、受信装置5内で、撮像された画像データについて、撮像時のカプセル型内視鏡3の位置および向きを推定するか否かを判定し、位置を推定し、軌跡を算出しているが、カプセル型内視鏡システム1の画像表示装置6が、相関度算出部と、判定部と、推定部と、軌跡算出部とを備え、受信装置から送信された画像データを受信するとともに、該画像データが撮像されたカプセル型内視鏡の位置および向きを推定させる構成としてもよい。

[0090] (実施の形態2)

実施の形態1では、画像間の相関度を画像全体の画素値の正規化相互相関により判断するが、実施の形態2では、画像中の所定領域をテンプレートとして抽出し、相関度を算出する他の画像の領域の中から最も類似する領域をブロックマッチングにより探索し、探索した領域の移動量からカプセル型内視鏡の位置および向きの変化を検出する。

[0091] 例として、画像A₃と画像A₄との間の相関度をブロックマッチング法によ

り算出する場合について説明する。図10Aは、画像 A_3 内の所定領域にテンプレートを設定した場合を示す図である。図10Bは、画像 A_4 内に対応する領域を設定した場合を示す図である。図10Cは、画像 A_4 内で画像 A_3 のテンプレートと最も類似する領域を探索した例を示す図である。

[0092] 図10Aに示すように、画像 A_3 内の所定領域に、検出対象をあらわすテンプレート $t_3(x, y)$ を、画像 A_3 中の点 $P_3(i, j)$ にその中心が重なるように設定する。同様に、図10Bに示すように、画像 A_4 中の点 $P_4(i, j)$ に、テンプレート $t_3(x, y)$ と同様の大きさ及び位置に領域 $t_4(x, y)$ を設定する。

[0093] 相関度算出部593は、テンプレート $t_3(x, y)$ と領域 $t_4(x, y)$ との間の相関度 $S_3(i, j)$ を算出する。ここで、相関度 $S_3(i, j)$ は正規化相互相関であり、上記式(1)の右辺で $m=4$ としたものである。

[0094] 次に、相関度算出部593は、画像 A_4 中の点 $P_4(i, j)$ から x 軸方向に1移動した点 $P_4(i+1, j)$ にテンプレート $t_3(x, y)$ と同様の大きさ及び位置に領域 $t_4(x, y)$ を設定し、相関度 $S_3(i+1, j)$ を算出する。

[0095] 同様に、領域 $t_4(x, y)$ が画像 A_4 からはみ出さない範囲で、点 $P_4(i, j)$ を x 軸方向および／または y 軸方向に移動させ、移動させた点 $P_4(i+a, j+b)$ を中心とする領域 $t_4(x, y)$ とテンプレート $t_3(x, y)$ との間の相関度 $S_3(i+a, j+b)$ をそれぞれ算出する($a, b=1, 2, 3 \dots$)。ここで、 $S_3(i+a, j+b)$ は、式(1)の右辺で、 $i \rightarrow i+a, j \rightarrow j+b$ とし、 $m=4$ としたものである。

[0096] 相関度算出部593は、相関度 $S_3(i+a, j+b)$ が最大となった点 $P_4(i+a_0, j+b_0)$ を中心とする領域 $t_4(x, y)$ を、テンプレート $t_3(x, y)$ と最も類似する領域として決定し、下記の式によりカプセル型内視鏡3の移動量 M を算出する。

[数8]

$$M = \sqrt{(i - (i + a_0))^2 + (j - (j + b_0))^2} \quad \dots (17)$$

- [0097] 判定部 594 は、算出された移動量 M の値が設定した閾値より大きい場合は、カプセル型内視鏡 3 の位置および向きが変化すると判定し、閾値以下の場合は位置および向きが変化しないと判定する。
- [0098] 判定部 594 が、カプセル型内視鏡 3 の位置および向きが変化すると判定した場合は、推定部 595 は、受信アンテナ 40 が受信した受信強度に基づき、カプセル型内視鏡 3 の位置および向きを推定する。
- [0099] 実施の形態 2 では、画像中の所定領域をテンプレートとして設定し、画像間における該テンプレートの移動量をブロックマッチング法により算出し、移動量が大きいと判定した場合にのみ位置推定処理を行う。このため、位置推定処理および位置推定処理の結果に基づき算出される軌跡表示処理を高速化することが可能となる。また、ブロックマッチング法により、相関度 S が最小の値となる領域を類似領域として決定し移動量 M を算出するため、位置推定処理を行うか否かの判断について、システムのノイズや、カプセル型内視鏡 3 の微妙な動きによる影響を排除でき、より正確に判断することができる。
- [0100] 本実施の形態 2 では、カプセル型内視鏡 3 の位置および向きの変化の指標として、ブロックマッチング法により画像間の動きを算出したが、オプティカルフロー法等により画像間の動きを算出することも可能である。

産業上の利用可能性

- [0101] 本発明の受信装置およびカプセル型内視鏡システムは、被検体内に導入したカプセル型内視鏡の位置検出に有用であり、特に、該カプセル型内視鏡が撮像した画像データを画像処理装置で診断処理する場合に適している。

符号の説明

- | | | |
|--------|---|--------------|
| [0102] | 1 | カプセル型内視鏡システム |
| | 2 | 被検体 |
| | 3 | カプセル型内視鏡 |
| | 4 | 受信アンテナユニット |
| | 5 | 受信装置 |

6	画像表示装置
6 a	クレードル
6 b	操作入力デバイス
6 c	モニタ部
4 0 a ~ 4 0 h	受信アンテナ
4 1 a ~ 4 1 h	アンテナ部
4 2 a ~ 4 2 h	能動回路
4 3 a ~ 4 3 h	アンテナケーブル
4 4	シート
4 9	アンテナ切替選択スイッチ部
5 0	送受信回路
5 1	信号処理回路
5 2	受信電界強度検出部
5 3	アンテナ電源切替選択部
5 4	表示部
5 5	操作部
5 6	記憶部
5 7	I / F 部
5 8	電源部
5 9	制御部
5 3 1	電源切替選択スイッチ部
5 3 2	異常検出部
5 9 1	選択制御部
5 9 2	異常情報付加部
5 9 3	相関度算出部
5 9 4	判定部
5 9 5	推定部
5 9 6	電界強度比較部

5 9 7

位置決定部

5 9 8

軌跡算出部

請求の範囲

- [請求項1] 被検体内のカプセル型内視鏡から画像データ信号とともに送信された無線信号を複数の受信アンテナにより受信する受信アンテナユニットと、
- 前記受信アンテナが受信した画像と、該画像を受信する直前に受信した画像との相関度を算出する相関度算出手段と、
- 前記相関度算出手段が算出した相関度に基づき、前記カプセル型内視鏡の位置および／または向きが変化したか否かを判定する判定手段と、
- 前記判定手段により前記カプセル型内視鏡の位置および／または向きが変化したと判定された画像が撮像された時点の前記カプセル型内視鏡について、位置および／または向きの推定処理を行う推定手段と、
- を備えたことを特徴とするカプセル型内視鏡の位置検出装置。
- [請求項2] 前記相関度算出手段は、相関度として正規化相互相関値または残差二乗和を算出することを特徴とする請求項1に記載のカプセル型内視鏡の位置検出装置。
- [請求項3] 前記相関度算出手段は、相関度として画像内の所定領域の移動量を算出することを特徴とする請求項1に記載のカプセル型内視鏡の位置検出装置。
- [請求項4] 前記相関度算出手段は、ブロックマッチング法またはオプティカルフローを用いて画像処理により前記移動量を算出することを特徴とする請求項3に記載のカプセル型内視鏡の位置検出装置。
- [請求項5] 前記カプセル型内視鏡の被検体内での位置および向きに応じた、前記各受信アンテナが受信する前記無線信号の理論電界強度を記憶する記憶手段を備え、
- 前記推定手段は、
- 前記記憶手段から理論電界強度を取得し、前記各受信アンテナが受信した前記無線信号の受信電界強度と前記理論電界強度との差から算

出した所定値を比較する電界強度比較手段と、

前記電界強度比較手段の比較結果に基づいて、前記画像データが撮影された前記カプセル型内視鏡の位置、または位置および向きを決定する位置決定手段と、

を備えることを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡の位置検出装置。

[請求項6] 前記受信アンテナユニットは、前記複数の受信アンテナを配置したシート状をなすことを特徴とする請求項 1 に記載のカプセル型内視鏡の位置検出装置。

[請求項7] 前記位置決定手段が決定したカプセル型内視鏡の位置からカプセル型内視鏡の軌跡を算出する軌跡算出手段を備えることを特徴とする請求項 5 に記載のカプセル型内視鏡の位置検出装置。

[請求項8] 被検体内の画像データを取得するカプセル型内視鏡と、
前記カプセル型内視鏡から送信される画像データを受信し、前記カプセル型内視鏡の位置および／向きが変化すると判定した場合に、前記カプセル型内視鏡の位置および向きを推定する請求項 1 ～ 7 のいずれか一つに記載の位置検出装置と、

前記受信装置から画像データおよび該画像データの位置情報を取得し、取得した前記画像データおよび位置情報を表示する画像表示手段と、

を備えることを特徴とするカプセル型内視鏡システム。

[請求項9] 前記画像表示手段は、前記画像データを表示するとともに、前記軌跡算出手段が算出したカプセル型内視鏡の被検体内での移動軌跡を表示することを特徴とする、請求項 8 に記載のカプセル型内視鏡システム。

[請求項10] 被検体内のカプセル型内視鏡から送信される画像データを受信し、受信した画像データが撮像された前記カプセル型内視鏡の位置および向きを推定する位置検出装置に、

受信アンテナユニットの複数の受信アンテナが受信した前記カプセル型内視鏡が送信する無線信号を取得する無線信号取得手順と、

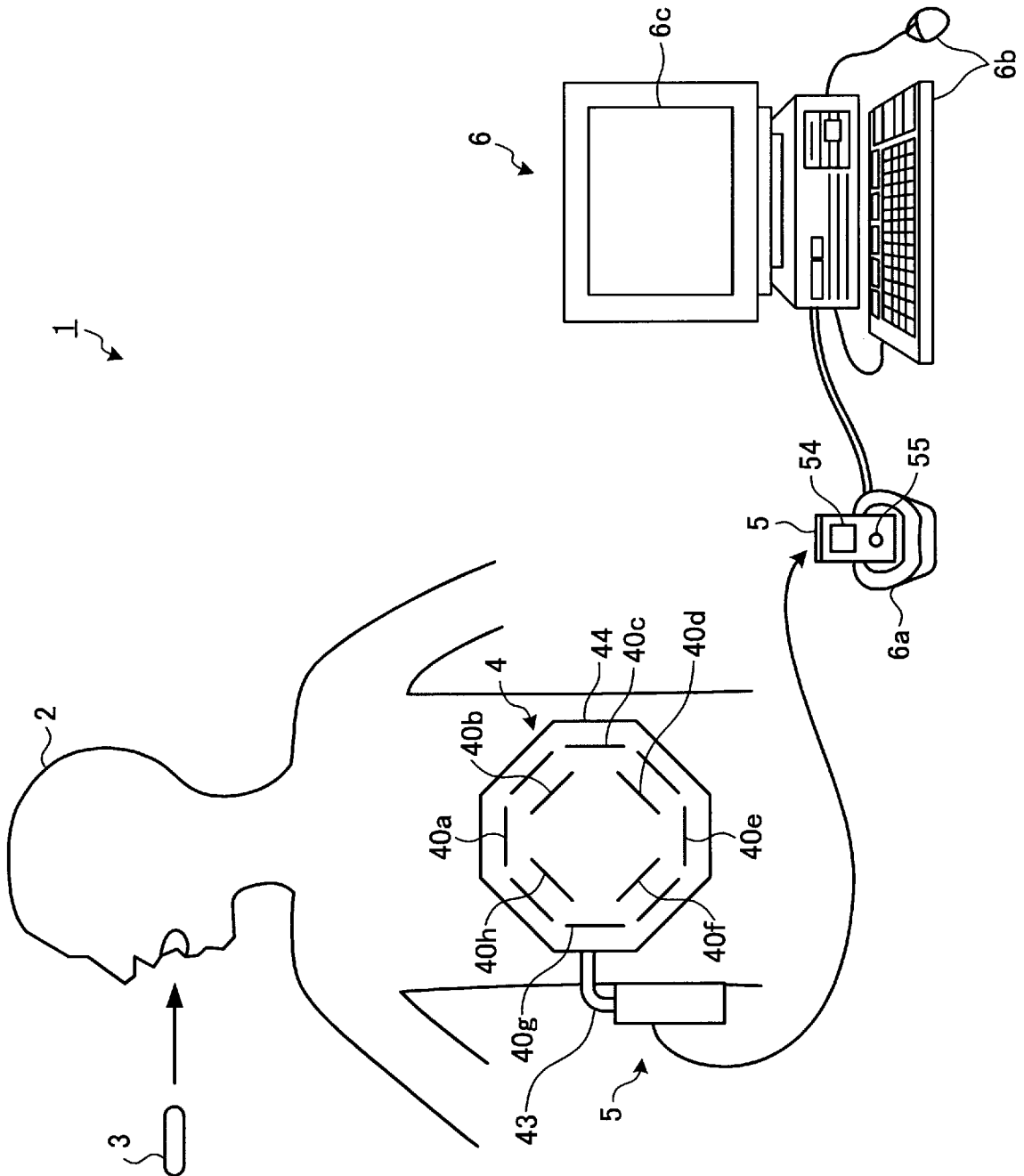
前記受信アンテナが受信した無線信号から画像を抽出し、該抽出した画像と、該画像を受信する直前に受信した画像との相関度を算出する相関度算出手順と、

前記相関度算出手順で算出した相関度に基づき、前記カプセル内視鏡の位置および／または向きが変化したか否かを判定する判定手順と、

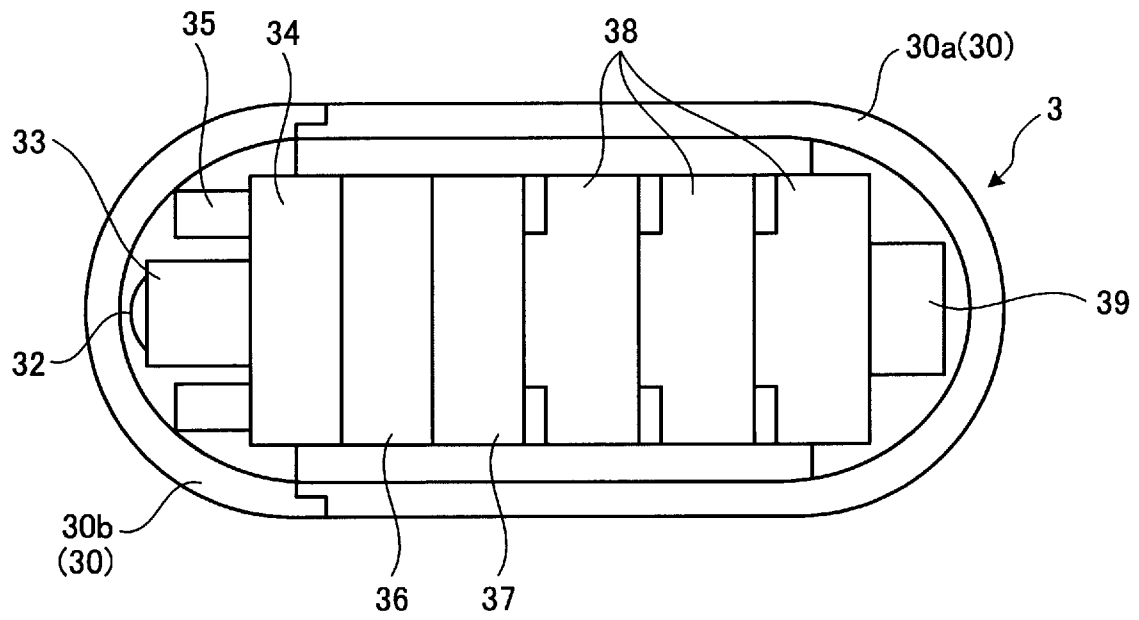
前記判定手順により前記カプセル内視鏡の位置および／または向きが変化したと判定された画像が撮影された前記カプセル内視鏡について、位置および／または向きを推定する推定手順と、

を実行させることを特徴とするカプセル型内視鏡の位置決定プログラム。

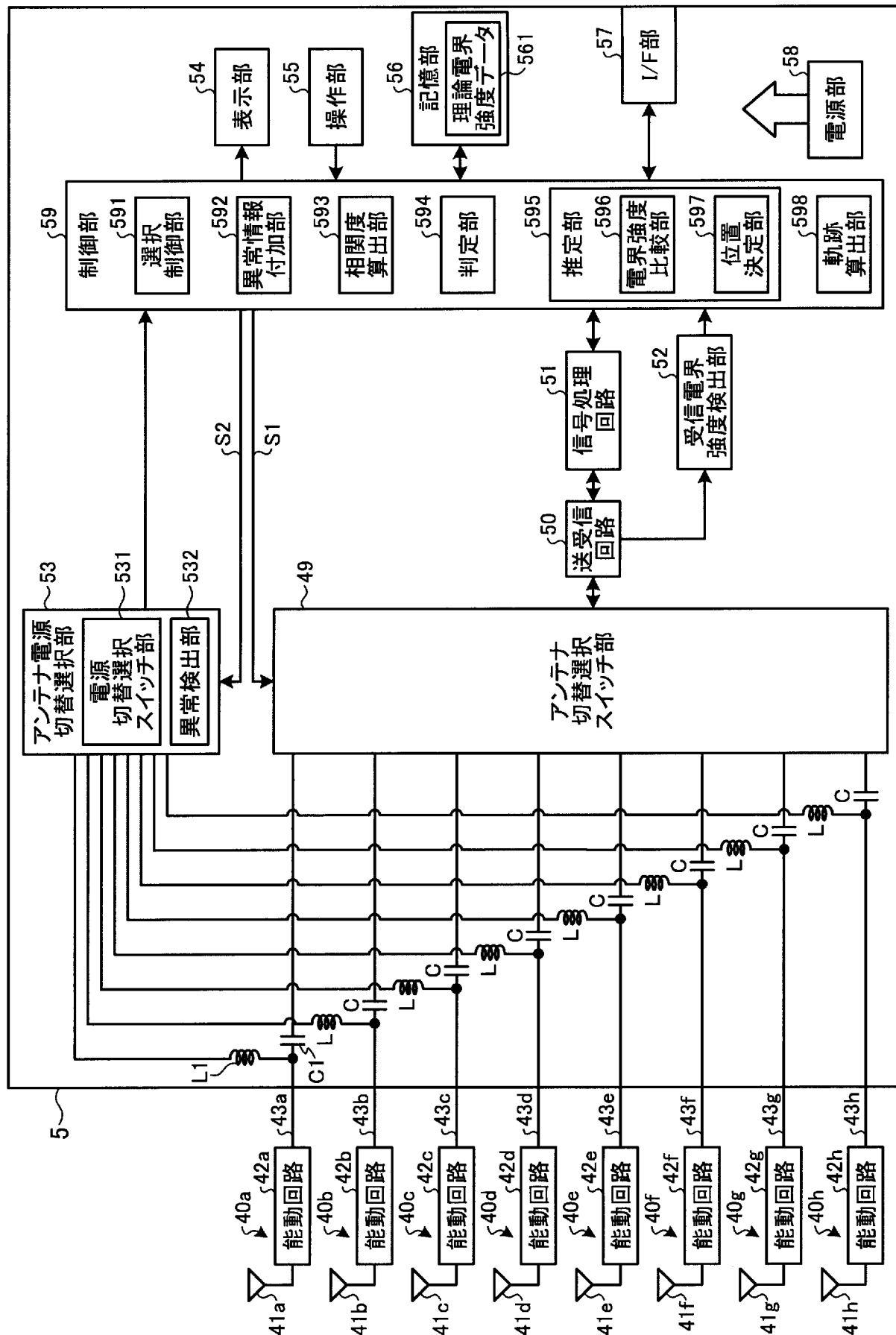
[図1]



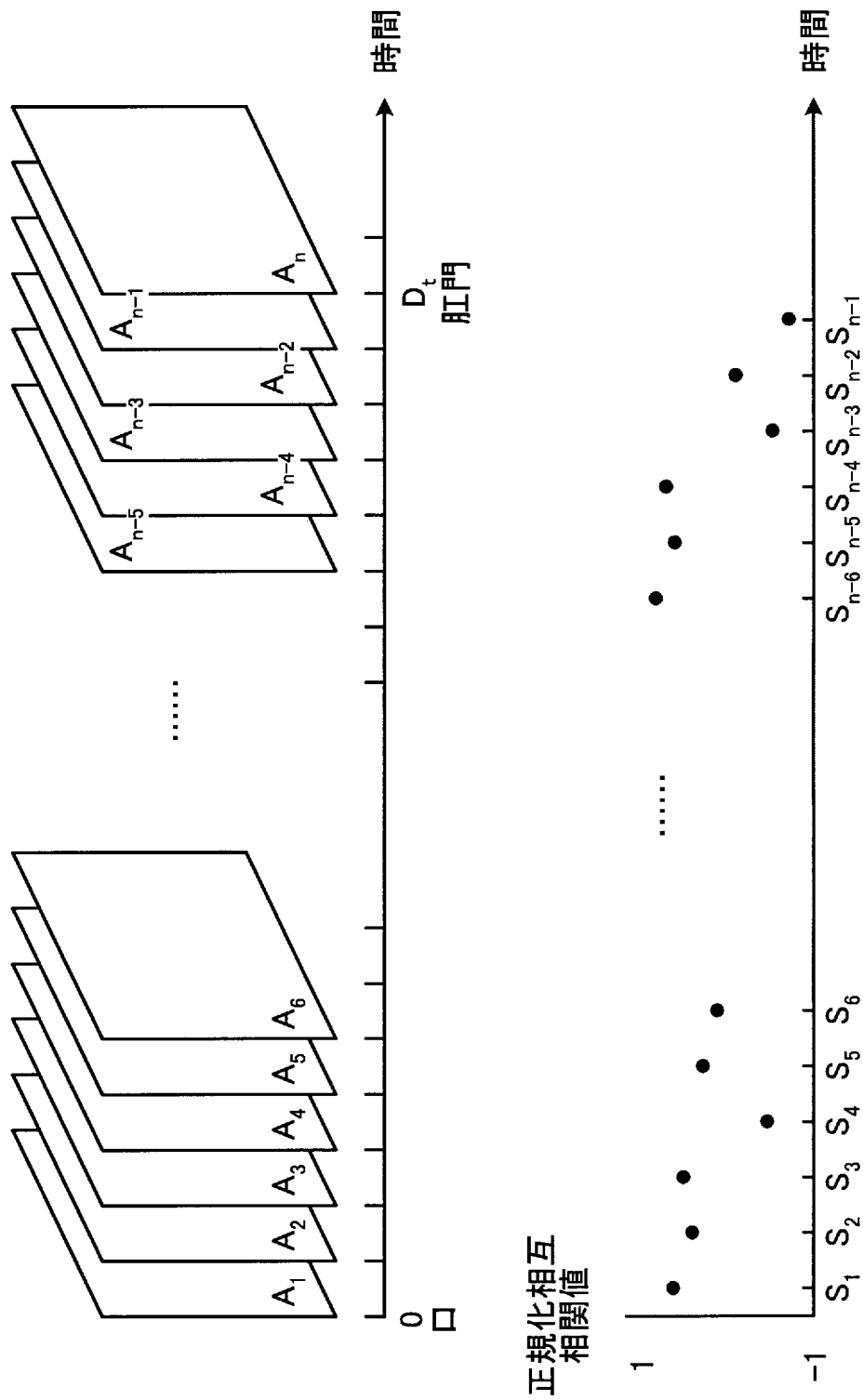
[図2]



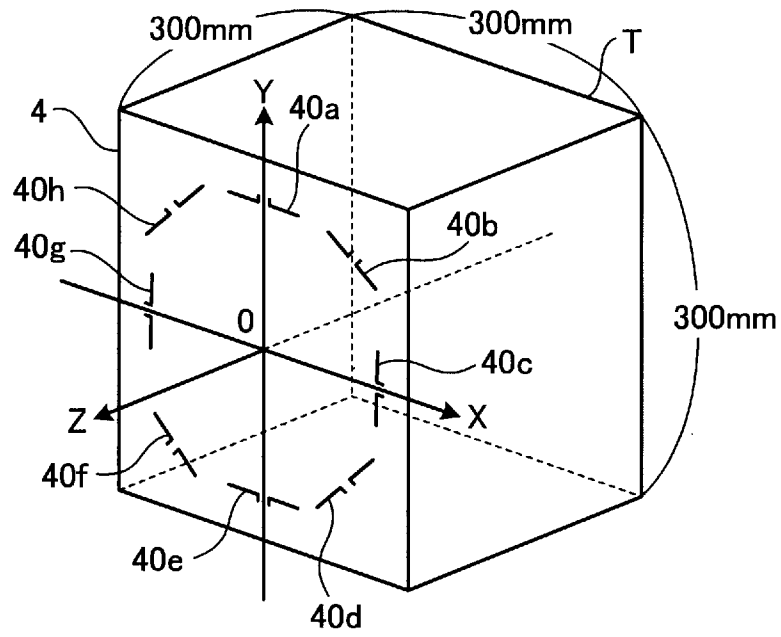
[図3]



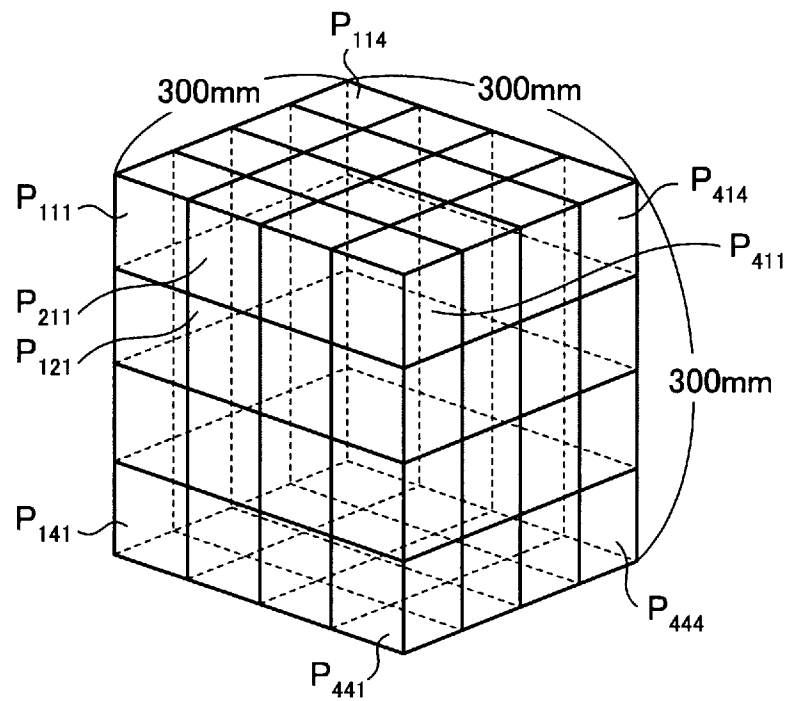
[図4]



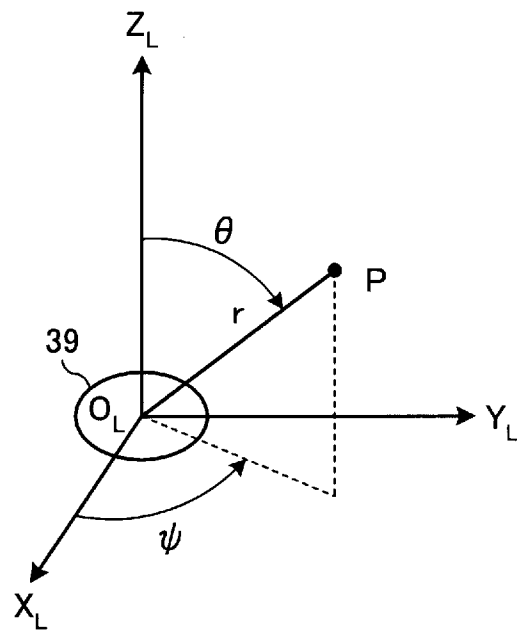
[図5A]



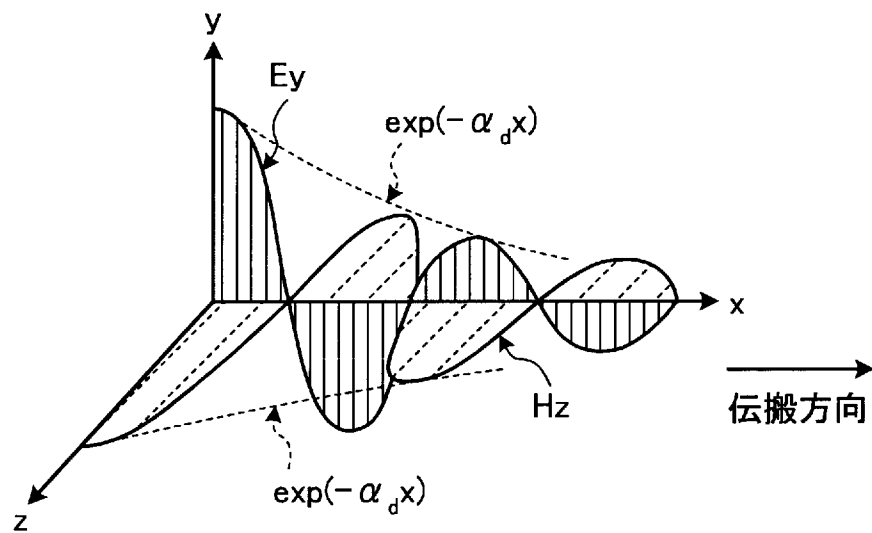
[図5B]



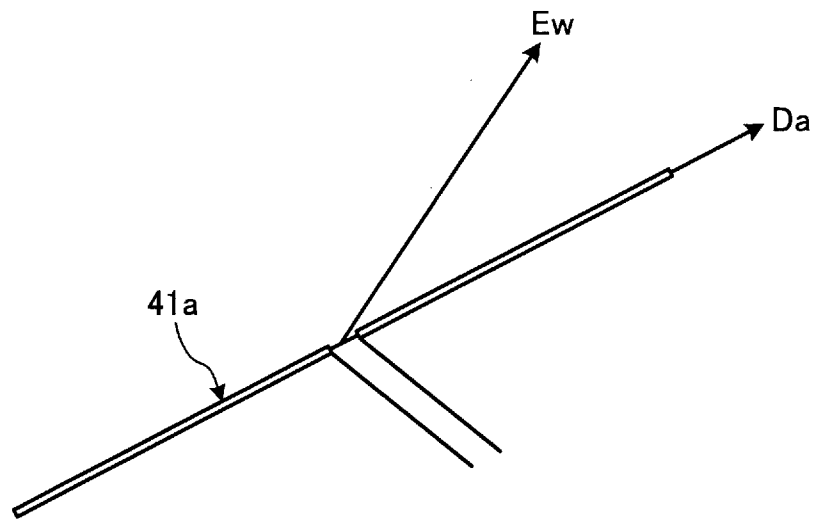
[図6]



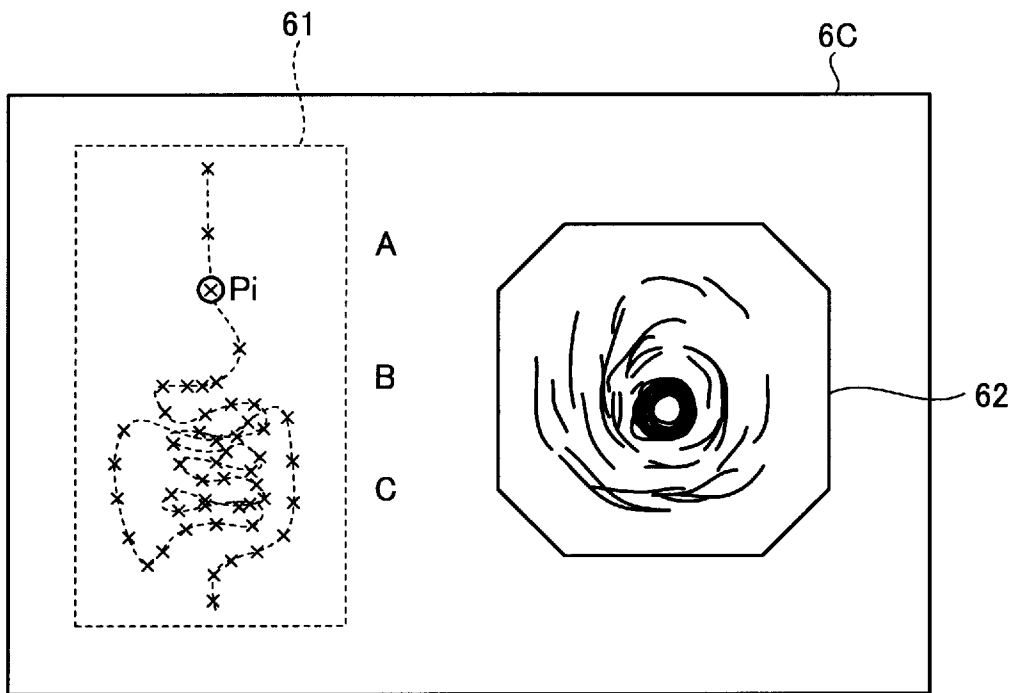
[図7]



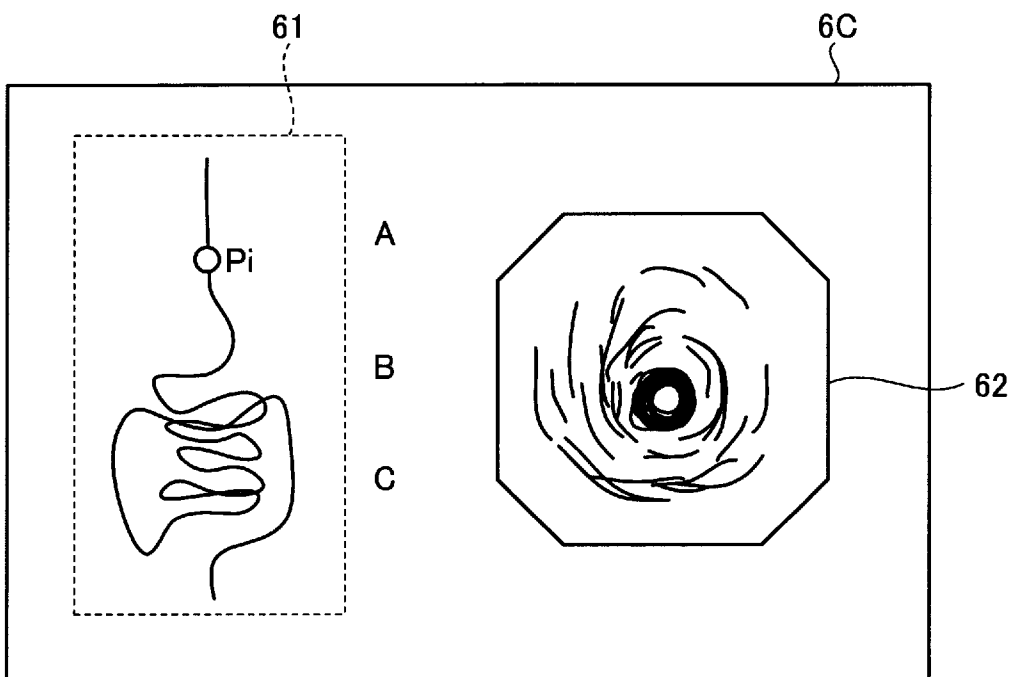
[図8]



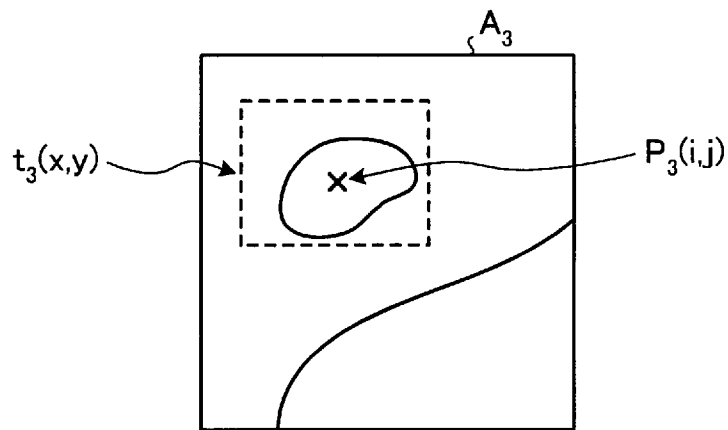
[図9A]



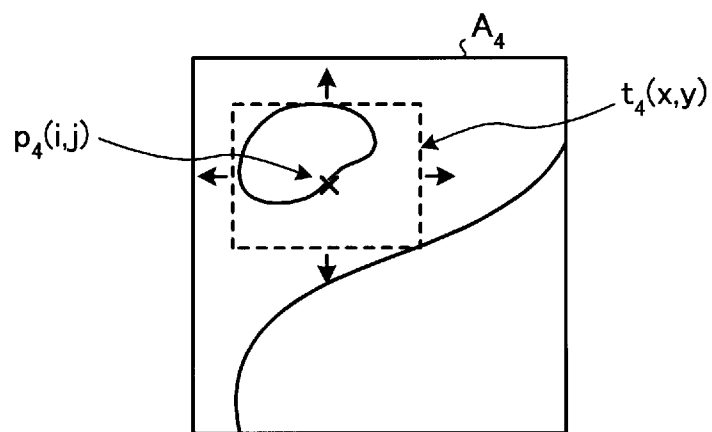
[図9B]



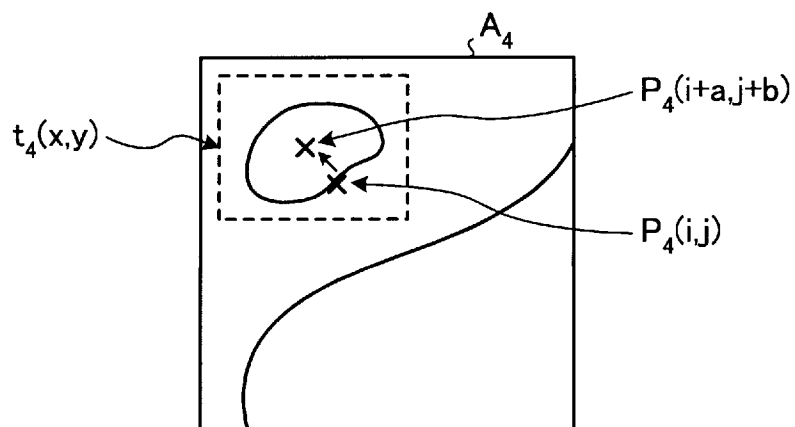
[図10A]



[図10B]



[図10C]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/052759

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00 (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)

A61B1/00-1/32

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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	JP 2007-195586 A (Olympus Medical Systems Corp.), 09 August 2007 (09.08.2007), fig. 1 to 11, 14 & US 2007/0171279 A1 & EP 1977676 A1 & WO 2007/083436 A1	1-10
Y	JP 2007-283001 A (Olympus Medical Systems Corp.), 01 November 2007 (01.11.2007), fig. 1 to 12 & US 2009/0043164 A1 & EP 2008572 A1 & WO 2007/123130 A1	1-10

☐ 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
11 April, 2012 (11.04.12)

Date of mailing of the international search report
24 April, 2012 (24.04.12)

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（I P C））

Int.Cl. A61B1/00(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. A61B1/00-1/32

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	1971-2012年
日本国実用新案登録公報	1996-2012年
日本国登録実用新案公報	1994-2012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 請求項の番号
Y	JP 2007-195586 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2007.08.09, 図1-11, 14 & US 2007/0171279 A1 & EP 1977676 A1 & WO 2007/083436 A1	1-10
Y	JP 2007-283001 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2007.11.01, 図1-12 & US 2009/0043164 A1 & EP 2008572 A1 & WO 2007/123130 A1	1-10

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

11.04.2012

国際調査報告の発送日

24.04.2012

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）

佐藤 高之

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

3604