

(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
2014年10月2日(02.10.2014)



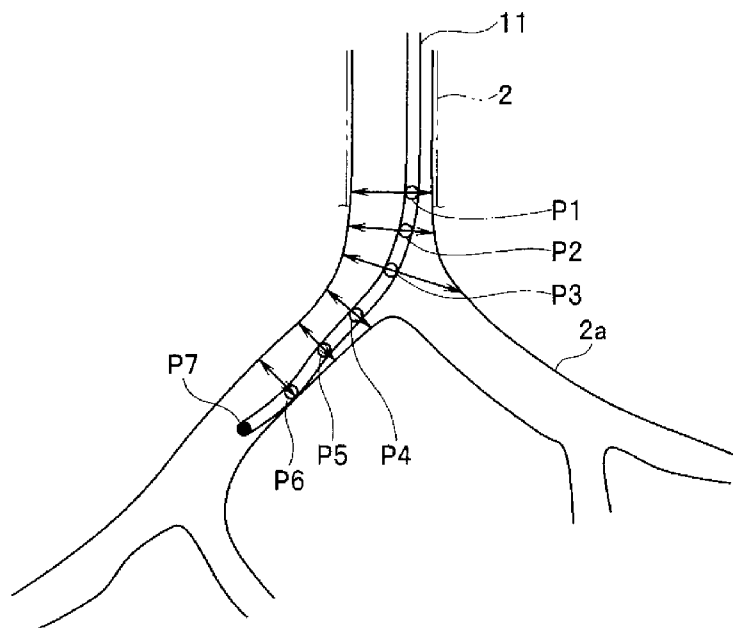
(10) 国際公開番号
WO 2014/156378 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/053876
- (22) 国際出願日: 2014年2月19日(19.02.2014)
- (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 2013-067408 2013年3月27日(27.03.2013) JP
- (71) 出願人: 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: 伊藤 満祐 (ITO Mitsuhiro); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4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). 秋本 俊也 (AKIMOTO Syunya). 大西 順一 (ONISHI Junichi).
- (74) 代理人: 伊藤 進 (ITOH 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, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, 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, IR, IS, JP, KE, KG, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, 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, 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, KM, 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: ENDOSCOPE SYSTEM
(54) 発明の名称: 内視鏡システム

[図2B]



(57) Abstract: An endoscope system comprises: an image recording unit which records three-dimensional image information of a subject; a hollow organ extraction unit which extracts a prescribed hollow organ from the three-dimensional image information; a virtual endoscopic image generation unit which generates a virtual endoscopic image from a prescribed view point position with respect to the information on the extracted prescribed hollow organ; an imaging unit which images the inside of the prescribed hollow organ; a position information acquisition unit which acquires position information of a tip of an insertion unit; a lumen diameter variation detection/comparison unit which detects variation in the lumen diameter on the basis of the position information of the tip of the insertion unit; an image variation detection unit which detects variation in a feature portion relating to the prescribed hollow organ in the imaged endoscopic image; and an information recording unit which records prescribed information that includes the position of the tip of the insertion unit and the corresponding virtual endoscopic image on the basis of detection results of both of the detection units.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2014/156378 A1



内視鏡システムは、被検体の3次元画像情報を記録する画像記録部と、3次元画像情報から所定の管腔臓器を抽出する管腔臓器抽出部と、抽出された所定の管腔臓器の情報に対して所定の視点位置から仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成部と、所定の管腔臓器内を撮像する撮像部と、挿入部の先端の位置情報を取得する位置情報取得部と、挿入部の先端の位置情報に基づいて管腔径の変化量を検知する管腔径変化量検知比較部と、撮像された内視鏡画像内において、所定の管腔臓器に関する特徴部の変化量を検知する画像変化量検知部と、両検知部の検知結果に基づいて、挿入部の先端の位置と、対応する仮想内視鏡画像とを含む所定の情報を記録する情報記録部と、を備える。

明 細 書

発明の名称：内視鏡システム

技術分野

[0001] 本発明は、被検体内を撮像手段により撮像する内視鏡システムに関する。

背景技術

[0002] 近年、体腔内等に挿入可能な挿入部を有する内視鏡は医療分野などにおいて広く用いられるようになってきている。

一方、体腔内における気管支のように複雑に分岐した管腔臓器内に挿入して管腔臓器の末梢側の目標部位（の患部組織）を検査、又は処置具による生検や処置を行うような場合においては、挿入した際に得られる内視鏡画像のみでは、目標部位付近まで挿入部先端を導入することが困難な場合がある。

このため、目標部位付近まで内視鏡の挿入部先端を導入する操作を支援するためのシステム又は装置が提案されている。

[0003] 例えば、第1の従来例としてのWO2007-129493号公報の医療画像観察支援装置は、CT画像データ取込部、CT画像データ格納部、情報抽出部、解剖学的情報データベース、視点位置／視線方向設定部、管腔臓器画像生成部、解剖学的名称情報発生部、枝指定部、画像合成表示部及びユーザI/F制御部を備えた構成を開示している。視点位置／視線方向設定部は、情報抽出部が抽出した管腔臓器の構造情報に基づき、管腔臓器の略中心軸に視点をロックオンして管腔臓器の外観を観察する視点位置及び視線方向を設定する。

また、第2の従来例としての日本国特開2009-279250号公報の医療装置は、予め取得する気管支の3次元画像データから、複数の異なる視線位置からの仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成手段と、リアル画像と類似度の高い仮想内視鏡画像を検索する画像検索手段と、類似度の高い仮想内視鏡画像の視線の位置に基づいて基準点を設定する基準点設定手段と、基準点に対する処置具の相対位置を算出する相対位置算出手段と、基準

点または気管支の移動を検出する移動検出手段と、基準点または気管支の移動に応じて、相対位置を補正する位置補正手段とを具備する。

[0004] 内視鏡の挿入部先端の位置を推定する場合、内視鏡の撮像手段により撮像した内視鏡画像（実画像）と、CTによる管腔臓器の3次元データに基づいて生成した仮想内視鏡画像（仮想画像）との比較により行われる。そのため、最初に両画像の比較による位置合わせが行われる。

そして、位置の推定の精度が低下したような場合には、所定の精度を確保できる状態に設定するための再度の位置合わせが必要になるが、上述した従来例は、再度の位置合わせを行うのに適した条件で情報を記録していないために時間がかかる欠点があった。

より具体的に説明すると、例えば第1の従来例は、内視鏡先端位置を3次元画像上に座標変換して芯線との距離を比較する観点と、分岐部の実画像（内視鏡画像）と仮想画像（仮想内視鏡画像）とを比較する観点を開示し、分岐部の特徴情報等を記録することも開示している。

しかし、記録した情報に基づいて再度の位置合わせを行う際に画像比較を行い両画像ができるだけ一致させるように位置合わせを行うが、内視鏡先端位置の変化に対する内視鏡画像又は仮想内視鏡画像の変化量が不確定であり、両画像をどの程度合わせたら良いかが分かり難いため、再度の位置合わせを行うのに時間がかかる。

[0005] 位置合わせを行い易くするためには、記録された情報が気管支内における内視鏡先端位置の変化に対して変化し易い特徴を備え、視覚的に位置合わせがし易いように設定されていることが望まれる。

しかし、上述した従来例は、上記のように視覚的に位置合わせがし易いように設定されていないため、両画像をどの程度合わせたら良いかが分かり難いため、再度の位置合わせを行うのに時間がかかる。

また、気管支は、気管支の入り口付近からその深部側となる末端（末梢）側に至るに従って、分岐部において分岐し、管腔の径が次第に細くなるように変化する。このため、気管支径の変化の検知結果を、再度の位置合わせの

ための情報を記録する条件に利用すると、再度の位置合わせをより有効に行い易くすると考えられる。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、再度の位置合わせを短時間に行い易くする情報を記録する内視鏡システム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

[0006] 本発明の一態様の内視鏡システムは、予め取得した被検体における3次元画像情報を記録する画像記録部と、前記3次元画像情報から所定の管腔臓器を抽出する管腔臓器抽出部と、前記管腔臓器抽出部により抽出された前記所定の管腔臓器の情報に対して所定の視点位置から内視鏡的に描画した仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成部と、内視鏡内に設けられ、前記所定の管腔臓器内を撮像する撮像部と、前記内視鏡の挿入部の先端の位置情報を取得する位置情報取得部と、前記内視鏡の挿入部の先端の位置情報に基づいて、前記所定の管腔臓器の管腔径の変化量を検知する管腔径変化量検知部と、前記撮像部により撮像された内視鏡画像内において、前記所定の管腔臓器に関する特徴部の変化量を検知する画像変化量検知部と、前記管腔径変化量検知部の検知結果及び前記画像変化量検知部の検知結果に基づいて、前記内視鏡の挿入部の先端の位置と、該先端の位置に対応する前記仮想内視鏡画像とを含む所定の情報を記録する情報記録部と、を備える。

図面の簡単な説明

[0007] [図1]図1は本発明の第1の実施形態の内視鏡システムの全体構成を示す図。
[図2A]図2Aは気管支の一部と気管支形状画像を表す図。
[図2B]図2Bは気管支内に挿入して気管支径を経時的に算出した様子を示す図。
[図2C]図2Cは気管支径を算出した位置と、算出された気管支径の大きさを示す図。
[図2D]図2Dは再度の位置合わせを行う指示がされた場合にモニタに表示さ

れる候補情報を示す図。

[図3A]図3 Aはステレオ計測を行うステレオ内視鏡を備えた内視鏡装置の構成を示す図。

[図3B]図3 Bはステレオ計測を行う計測対象の位置が左右の撮像素子の撮像面に結像される関係を示す説明図。

[図3C]図3 Cはステレオ内視鏡を用いて気管支内を撮像した画像をモニタ画面に表示した1例を示す図。

[図3D]図3 Dは図3 Cの画像から気管支径を算出するための説明図。

[図3E]図3 Eは単一の撮像装置を用いたステレオ計測により気管支径を算出するための説明図。

[図4]図4は第1の実施形態における処理内容の1例を示すフローチャート。

[図5]図5は気管支径を取得する場合の説明図。

[図6]図6は図5とは異なる方法で気管支径を取得する場合の説明図。

[図7]図7は気管支径を取得する位置の説明図。

[図8]図8は図7とは異なる設定で気管支径を取得する位置の説明図。

[図9]図9は気管支径を取得する場合の説明図。

[図10]図10は図9とは異なる方法で気管支径を取得する場合の説明図。

[図11]図11は内視鏡画像における暗部の面積の変化を検知した場合の説明図。

[図12]図12は内視鏡画像における分岐の形状の変化を検知した場合の説明図。

[図13]図13は内視鏡画像におけるスパーの長さの変化を検知した場合の説明図。

[図14]図14は内視鏡画像におけるスパーの角度の変化を検知した場合の説明図。

[図15]図15は内視鏡画像の視野の不良への変化を検知した場合の説明図。

[図16]図16は内視鏡画像における気管支の分岐以外の変化を検知した場合の説明図。

[図17]図 1 7 は内視鏡画像における特徴部のぶれの変化を検知した場合の説明図。

発明を実施するための最良の形態

[0008] 以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

(第 1 の実施形態)

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施形態の内視鏡システム 1 は、検査対象となる被検体としての患者における所定の管腔臓器としての気管支 2 (図 2 A) 内に挿入される内視鏡 3 A を備えた内視鏡装置 4 A と、この内視鏡装置 4 A と共に使用され、内視鏡 3 A の挿入支援を行うための挿入支援装置 5 と、から主に構成される。

内視鏡装置 4 A は、内視鏡 3 A と、この内視鏡 3 A に照明光を供給する光源装置 6 と、内視鏡 3 A に搭載された撮像手段を構成する撮像素子 7 に対する信号処理を行う信号処理装置としてのカメラコントロールユニット (CCU と略記) 8 A と、CCU 8 A により生成された内視鏡画像を表示するモニター 9 A と、を有する。

[0009] 内視鏡 3 A は、可撓性を有する細長の挿入部 (又は内視鏡挿入部) 1 1 と、この挿入部 1 1 の後端に設けられた操作部 1 2 とを有し、挿入部 1 1 の先端部 1 3 には照明窓と観察窓とが設けられる。挿入部 1 1, 操作部 1 2 内には照明光を伝達するライトガイド 1 4 が挿通され、このライトガイド 1 4 の入射端は光源装置 6 に接続され、光源装置 6 内の図示しない光源ランプ又は LED により発生した照明光が入射端に入射される。このライトガイド 1 4 により伝達された照明光は、照明窓に取り付けられた出射端 (先端面) から前方に出射される。

また、観察窓には、被写体を結像する対物光学系を形成する対物レンズ 1 5 が取り付けられ、その結像位置に CCD 等の撮像素子 7 が配置され、対物レンズ 1 5 と撮像素子 7 とにより、挿入部 1 1 が挿入される所定の管腔臓器としての気管支 2 内を撮像する撮像手段としての撮像装置 1 6 が形成される。

。

[0010] 撮像素子 7 は、挿入部 1 1，操作部 1 2 内を挿通された信号線を介して C C U 8 A に接続される。C C U 8 A は、その内部の図示しない画像信号生成回路により撮像素子 7 の撮像面に結像された光学像に対応する撮像画像の画像信号を生成し、この画像信号をモニタ 9 A に出力する。モニタ 9 A は、画像信号の画像（動画像）を、内視鏡画像（撮像画像とも言う）として表示する。

内視鏡 3 A の挿入部 1 1 には、先端部 1 3 の後端に湾曲自在の湾曲部 1 9 が設けてあり、術者は操作部 1 2 に設けた湾曲操作ノブ 2 0 を例えば回転する操作を行うことにより、湾曲部 1 9 を上下、左右の任意の方向に湾曲することができる。なお、湾曲操作ノブ 2 0 は、上下方向に湾曲させるための上下方向用湾曲操作ノブと、左右方向に湾曲させるための左右方向用湾曲操作ノブとを備えている。

図 1 に示す内視鏡装置 4 A の代わりに、図 3 A に示す内視鏡装置 4 B を採用しても良い。

[0011] 内視鏡装置 4 B は、立体計測（ステレオ計測）が可能なステレオ内視鏡 3 B と、光源装置 6 と、ステレオ内視鏡 3 B 設けた 2 つの撮像素子 7 a，7 b に対する信号処理を行う C C U 8 B と C C U 8 B より生成されたステレオ画像信号を表示するステレオ表示用モニタ 9 B を有する。

ステレオ内視鏡 3 B の挿入部 1 1 の先端部 1 3 には、左右方向に所定間隔だけ離間して左右の対物レンズ 1 5 a，1 5 b が配置され、それぞれの結像位置に左右の撮像素子 7 a，7 b が配置されて、左右の撮像装置 1 6 a，1 6 b を有するステレオ撮像装置 1 6' が構成される。なお、左右の対物レンズ 1 5 a，1 5 b と左右の撮像装置 1 6 a，1 6 b とはそれぞれ特性が揃ったものが用いられている。

また、挿入部 1 1 内には光源装置 6 からの照明光を伝送するライトガイド 1 4 が挿通されている。ライトガイド 1 4 の先端は、先端部 1 3 の照明窓に取り付けられ、伝達した照明光を照明窓から出射し、体腔内における患部等の被写体を照明する。

[0012] 照明された被写体を撮像する左右の撮像素子 7 a, 7 b は、光電変換した撮像信号を C C U 8 B 内の撮像制御部 1 8 a、1 8 b に入力され、撮像制御部 1 8 a、1 8 b は、左右の画像信号を生成してステレオ画像信号生成部 1 8 c に出力する。

ステレオ画像信号生成部 1 8 c は、左右の画像信号からステレオ表示用の画像信号を生成し、ステレオ表示用モニタ 9 B に出力する。そして、ステレオ表示用モニタ 9 B は、ステレオ表示用の画像信号を表示し、術者等のユーザはステレオ表示用の画像信号の表示により被写体を立体視することが可能となる。

また、撮像制御部 1 8 a、1 8 b により生成された左右の画像信号は、計測演算部 1 8 d に入力され、左右の画像信号を用いて、三角測量の原理を利用したステレオ計測により、撮像した画像上における 2 点間の距離等を計測可能にする。後述するように例えば気管支径 D_{en} を計測することが可能となる。なお、計測演算部 1 8 d により算出された気管支径 D_{en} 等の情報は、画像処理部 2 5 に出力される。また、撮像制御部 1 8 a (又は 1 8 b) により生成された映像信号も画像処理部 2 5 に出力される。

[0013] 次に図 3 B を用いてステレオ計測による計測対象の点 (位置) の 3 次元座標の求め方を説明する。左右の対物レンズ 1 5 a、1 5 b を用いて撮像素子 7 a、7 b の撮像面の画像に対して、三角測量の方法により、計測点 6 0 の 3 次元座標 (X, Y, Z) が以下の (1) 式 ~ (3) 式で計算される。ただし、歪み補正が施された左右の画像上の計測点 6 1、6 2 の 2 次元座標をそれぞれ (X_L, Y_L) 、 (X_R, Y_R) とし、左右の対物レンズ 1 5 a、1 5 b の光学中心 6 3、6 4 間の距離を D とし、焦点距離を F とし、 $t = D / (X_L - X_R)$ とする。すると、以下の関係式が成立する。

$$X = t \times X_R + D / 2 \quad \dots (1)$$

$$Y = t \times Y_R \quad \dots (2)$$

$$Z = t \times F \quad \dots (3)$$

上記のように計測点 6 0 に対する画像上での 2 次元座標の計測点 6 1、6

2が決定すると、パラメータとしての距離Dおよび焦点距離Fを用いて計測点60の3次元座標が求まる。

[0014] いくつかの点の3次元座標を求めることによって、それらにおける2点間の距離、2点を結ぶ線と1点の距離、面積、深さ、表面形状等の様々な計測が可能である。また、左の対物レンズ15aの光学中心63、または右の対物レンズ15bの光学中心64から被写体までの距離（物体距離）を求めることも可能となる。上記のステレオ計測を行うためには、内視鏡3Bの先端部13と対物レンズ15a、15bの特性を示す光学データを用いる。なお、図3Bにおいては、2つの撮像面を共に含む面をPLで示し、また、（図3Bにおいては表示していない対物レンズ15a、15bの光軸上となる）右の撮像面の中心を O_L 、 O_R で示している。

ステレオ画像から3次元座標を演算する方法としては、特開2011-027911号公報に示される方法などがある。

本実施形態においては、後述する内視鏡画像から気管支径 D_{en} を計測する場合には、図3Bの撮像面上での気管支径の一方の計測点60に対応する画像上での計測点61および62と、他方の計測点に対応する点を指定することにより気管支径 D_{en} を算出する。

[0015] この方法に関して図3Cおよび図3Dを用いて説明する。モニタ9Bの表示画面71には内視鏡画像中の気管支72と、この気管支72の抹消側となる次の気管支分岐部73が表示されている様子を示している。この画面71の範囲に対して、メッシュ74で示すようなブロックで区切り、各ブロック内の平均輝度が所定値以下のエリアを抽出する。このようにして抽出された検出ブロック75を斜線をつけて示したのが図3Dとなる。

そして、検出ブロック75の一番直径の大きくなる場所を計測対象の気管支径とすることで、計測点60aおよび、計測点60bを設定する。一般的に、管腔臓器を内視鏡で観察すると奥に行くほど暗い画像となるため、上記のように説明した方法で計測点を設定することが可能となる。計測点60a、60bを指定する場合、該計測点60a、60b間が最も大きくなる方

向に指定するようにしても良い。

[0016] 上記演算をステレオ画像を構成する左画面および右画面の両方で実施し、左画面および右画面において、それぞれ計測点60aおよび、計測点60bに相当する点を求める。そして、左画面の計測点60aに相当する点を図3Bの計測点61、右画面の計測点60aに相当する計測点62として演算すると、計測点60の位置を求めることができる。同様の演算を計測点60bに相当する左画面および、右画面に対して行うことで、気管支径両端の60に相当する3次元座標を得ることができるため、この2点間の距離から気管支径 D_{en} を算出することができる。

以上の動作を内視鏡画像が更新される毎に行うことで、内視鏡画像から気管支径 D_{en} の変化を監視することが可能となる。

また、図3Aに示した対となる左右の撮像装置16a、16bを有するステレオ撮像装置16'を備えたステレオ内視鏡3Bを用いる代わりに、図1の単眼(単一)の撮像装置16を備えた内視鏡3Aを用いて、以下のようにステレオ計測を行うようにしても良い。

[0017] 図3Eに示すように気管支2内に内視鏡3Aを挿入した場合において、術者が挿入部11の先端側の湾曲部19を左右に湾曲させて図3Bの左右の撮像装置で撮像する状態とほぼ等価な状態に設定して、ステレオ計測により気管支径を算出するようにしても良い。

例えば湾曲部19を湾曲しない状態において、挿入部11の先端を気管支2の中心線付近に設定し、術者は湾曲部19を例えば左側に湾曲させて、挿入部11の先端が気管支2の左側の内壁に接触させて、図3Bの左の撮像装置16aで撮像する状態に相当する第1の撮像位置16a'に設定する。第1の撮像位置16a'における対物レンズ15と撮像素子7とをそれぞれ15a'、7a'で示している。

[0018] この第1の撮像位置16a'において撮像を行った後に、術者は湾曲部19を右側に湾曲させて、図3Eにおいて2点鎖線で示すように先端を気管支2の右側の内壁に接触させて図3Bにおける右の撮像装置16bで撮像する

状態に相当する第2の撮像位置16b'に設定する。第2の撮像位置16b'における対物レンズ15と撮像素子7とをそれぞれ15b'、7b'で示している。この第2の撮像位置16b'において撮像を行う。

湾曲操作ノブ20の操作によって湾曲部19を左右にそれぞれ湾曲させた場合の先端部13の左右の移動量や、撮像装置16の対物レンズ15の焦点距離、撮像素子7の左右及び垂直方向の画素数、画素のピッチ等の情報を予め調べて情報記録部27等に格納しておく。

[0019] このようにした場合、図3Bの左右の光学中心63、64に対応する図3Eにおける光学中心63'、64'や左右の光学中心間の距離Dに対応する距離D'を湾曲部19の湾曲角（又は湾曲操作ノブ20の操作量）等から算出することができる。また図3Bの計測点60の場合に対応する計測点60'に対する撮像素子7a'、7b'上での計測点61'、62'の情報から計測点60'の3次元位置を算出できる。また、計測点60'として気管支径の一方の位置と他方の位置との2点を指定することにより、気管支径を算出することが可能となる。このように、図1の内視鏡3Aを用いて、気管支径を算出しても良い。なお、左右の方向に湾曲させた場合で説明したが、他の方向に湾曲させた場合にも、同様に該他の方向に沿った気管支径を算出することが可能となる。

図1に示すように上記挿入支援装置5は、内視鏡3A又は3Bによる検査が行われる患者に対して、公知のCT（Computed Tomography）で生成された患者の3次元画像情報としてのCTデータを、DVD、ブルーレイディスク、フラッシュメモリ等の可搬型の記憶媒体を介して取り込むCTデータ取込部21と、このCTデータ取込部21によって取り込まれたCTデータを記録する画像記録手段としてのCT画像データ記録部22とを有する。

[0020] なお、CT画像データ記録部22は、CTで生成された（被検体としての患者の3次元画像情報としての）CTデータを通信回線、インターネット等を経由して記憶しても良い。このCT画像データ記録部22は、ハードディスク装置や、フラッシュメモリ、DVD等により構成することができる。

また、画像記録手段を構成するCT画像データ記録部22は、CTデータより分離したCT画像データと、CTデータより位置情報を分離した該CT画像データに対応する第1の座標系（CT座標系）を用いた3次元の位置データとを対応付けた対応付け画像情報として記録する対応付け画像情報記録部22aを有する。

また、挿入支援装置5は、CT画像データ記録部22のCT画像データから所定の管腔臓器としての気管支2の3次元画像データを抽出する管腔臓器抽出手段としての管腔臓器抽出回路等からなる気管支抽出部23を有する。

[0021] この気管支抽出部23は、抽出した気管支2の3次元データ（より具体的には3次元のボリュームデータ）から、気管支2の中空形状を表す3次元形状の情報（形状データ）と、3次元形状の画像情報（画像データ）を生成する。つまり、気管支抽出部23は、抽出した気管支2の3次元データから中空の3次元形状の気管支形状の画像としての気管支形状画像2aを生成する気管支形状画像生成手段としての気管支形状画像生成部23aを有する。

また、この気管支抽出部23は、気管支2の3次元データを抽出する際、3次元データに対応する第1の座標系（又はCT座標系）での3次元の位置データと対応付けて抽出する。そして、この気管支抽出部23は、気管支2の3次元形状のデータ（つまり気管支形状データ）と3次元の位置データとを対応付けした対応付け情報を記録するメモリなどからなる対応付け情報記録部23bを有する。また、対応付け画像情報記録部23bは、指定された（3次元）位置における気管支径のデータをルックアップテーブル等で記録している。そして、指定された位置に対応する気管支径のデータを対応付け情報記録部23bから読み出し、気管支径のデータを取得することができる。なお、対応付け情報記録部23bを用いることなく、気管支形状データから気管支径を取得するようにしても良い。

[0022] また、挿入支援装置5は、内視鏡3A又は3Bにおける挿入部11の先端部13に設けた撮像装置16又は16a、16bの撮像により生成される内視鏡画像に対応する仮想的な内視鏡画像としての仮想内視鏡画像（VBS画

像と言う)を生成する仮想内視鏡画像生成手段としてのVBS画像生成部24を有する。以下においては、内視鏡3A又は3Bにおけるいずれでも良い場合においては、内視鏡3Aの場合で説明する。

VBS画像生成部24には、内視鏡3Aの先端部13の撮像装置16に関する結像系を含む特性情報(対物レンズ15の焦点距離、撮像素子7の画素数、画素サイズ等)が、例えば入力装置31から制御部26を経て入力される。なお、制御部26を経由することなく、入力装置31から撮像装置16に関する特性情報をVBS画像生成部24に入力するようにしても良い。

[0023] VBS画像生成部24は、実際に気管支2内に挿入された内視鏡3Aの先端部13内に配置された撮像装置16の3次元位置(挿入部11の先端の3次元位置とも言える)の情報と、撮像装置16による気管支2内の被写体を結像する特性情報と、気管支形状データに基づいて、前記3次元位置(単に位置ともいう)を視点位置として気管支2内を内視鏡的に撮像した内視鏡画像を仮想的に描画するVBS画像を生成する。なお、VBS画像生成部24は、同じ視点位置においても先端の軸方向(撮像装置16の光軸方向とほぼ一致)を変化した場合には、その変化に対応したVBS画像を生成することができる。

従って、例えば挿入部11の先端の位置と、先端の(軸)方向とをCT座標系により指定すると、VBS画像生成部24は、位置と方向の指定に対応したVBS画像を生成する。

[0024] また、挿入支援装置5は、CCU8Aから入力される内視鏡画像と、VBS画像生成部24のVBS画像との位置合わせを画像マッチングで行う画像処理部25と、画像処理部25等の制御を行う制御手段としての制御部26と、制御部26の制御下で挿入支援するためのVBS画像等の所定の情報を候補情報として記録する情報記録手段を構成する情報記録部27とを有する。

また、挿入支援装置5は、CT画像データ記録部22に記録されたCT画像データに基づき多断面再構築画像としてのCT断層画像(MPR画像とい

う) を生成するMP R画像生成部28と、MP R画像生成部28が生成したMP R画像を有する挿入経路の設定画面としての経路設定画面を生成し、内視鏡3Aの気管支2内の目標部位側へ挿入する際の経路を設定する経路設定手段としての経路設定部29とを有する。

[0025] そして、例えばCT画像データから図2Aに示すように目標部位36を指定した場合、経路設定部29はCT画像データと気管支形状画像2aとから気管支2における(挿入部11の)挿入開始位置から目標部位36近傍となる目標位置までの経路データを生成する経路データ生成部29aの機能を有する。

また、内視鏡システム1は、経路設定部29に対して設定情報を入力するキーボードやポインティングデバイス等からなる入力装置31を有する。また、術者は、この入力装置31から画像処理部25に対して、画像処理を行う際のパラメータや、データを入力したり、制御部26に対して制御動作を選択、指示することができる。

また、術者が経路設定を行った場合、経路設定部29は設定された経路の情報をVBS画像生成部24、MP R画像生成部28、制御部26に送る。VBS画像生成部24及びMP R画像生成部28は、それぞれ経路に沿ったVBS画像、MP R画像を生成し、制御部26は経路に沿って各部の動作の制御を行う。

[0026] 上記画像処理部25には、CCU8Aにより生成された内視鏡画像(実画像又は単に画像とも言う)と、VBS画像生成部24により生成されたVBS画像とが入力される。また、気管支形状画像生成部23aにより生成された気管支形状画像2aも、画像処理部25に入力される。

本実施形態においては、撮像装置16が配置された挿入部11の先端部13に、挿入部11の先端の位置を検出するセンサを搭載していないため、画像処理部25による位置合わせ処理部25aにおける画像マッチングによって挿入部11の先端の3次元位置(位置)を推定(又は算出)する。

あらかじめ、気管支2の入口やカーリーナK(図2A参照)等、気管支形状

画像 2 a から C T 座標系により特定できる 3 次元位置（既知となる位置）又はその近傍位置を動画マッチングの開始位置として設定しておく、その位置情報を基に V B S 画像生成部は V B S 画像を生成する。画像処理部 2 5 の位置合わせ処理部 2 5 a は、気管支 2 の入口やカーナ等、気管支形状画像 2 a から C T 座標系（第 1 の座標系）により特定できる 3 次元位置（既知となる位置）又はその近傍位置に挿入部 1 1 の先端を設定して、C T 座標系により挿入部 1 1 の先端の位置を推定（又は算出）できる状態に設定する。

[0027] そして、術者は内視鏡画像が V B S 画像と同じように見えるように挿入 1 1 の先端を挿入する。このような位置合わせを行うことにより、画像処理部 2 5 の位置合わせ処理部 2 5 a は、内視鏡画像と V B S 画像とを比較し、比較結果が設定された条件（所定の精度を確保できる誤差）以内で一致する画像マッチングを開始する。

このため、画像処理部 2 5 は、内視鏡画像と V B S 画像とを比較する画像比較手段としての画像比較部 2 5 b を有し、位置合わせ処理部 2 5 a は、画像比較部 2 5 b による画像比較を利用して画像マッチングによる位置合わせの処理を行う。

上記のような位置合わせを行うことにより、画像処理部 2 5 の位置合わせ処理部 2 5 a は、挿入部 1 1 の先端の位置と、先端の軸方向（撮像装置 1 6 の視点方向又は視線方向）とを C T 座標系（第 1 の座標系）での位置座標と軸方向（姿勢とも言う）を示す情報により特定（取得）できる状態にする。

[0028] このようにして位置合わせした後は、該位置合わせした情報を用いて、画像比較部 2 5 b による画像比較結果により、以後の挿入部 1 1 の先端の位置を、C T 座標系（第 1 の座標系）での位置に対応付けた情報として取得することが可能になる。つまり、画像処理部 2 5 は、挿入部 1 1 の先端の位置（情報）を取得する位置情報取得手段として、挿入部 1 1 の先端の位置を推定により取得する位置推定部 2 5 c を有する。位置推定部 2 5 c も画像比較部 2 5 b による画像比較結果に基づいて挿入部 1 1 の先端の位置を取得する。更に説明すると、画像処理部 2 5 は、挿入部 1 1 が気管支 2 の深部側（末梢

側)に挿入される操作において、位置合わせ処理部25aにより位置合わせ後の状態におけるCT座標系のもとで挿入部11の先端の移動した位置を、内視鏡画像とVBS画像との両画像の比較結果により、推定する。

[0029] つまり、位置合わせ処理した位置から、挿入部11の先端を芯線35にはほぼ沿って(挿入のために)移動する操作に伴って、撮像装置16が移動するため、内視鏡画像が変化する。

この場合、位置推定部25cは、芯線35にはほぼ沿った経路上で挿入部11の先端を移動した場合の(VBS画像生成部24から出力される)VBS画像を用いて現在の内視鏡画像と最も良くマッチングするVBS画像を画像処理により選出し、選出したVBS画像に対応する3次元位置を挿入部11の先端の位置として算出(推定)する。上記のように位置推定部25cは、挿入部11の先端の位置と共にその姿勢も算出(推定)する。

なお、挿入部11の先端は、芯線35上から外れた位置において移動される場合もあるため、芯線35から適宜の距離だけ偏心した位置においてのVBS画像をVBS画像生成部24が生成し、生成したVBS画像を位置合わせ処理部25aに出力するようにしても良い。このようにすると、画像マッチングによる位置推定の範囲を拡大できる。

[0030] また、位置推定部25cにより推定された2つの位置の差分量から挿入部11の先端の移動量及び移動した位置を算出(推定)する。また、位置推定部25cは、推定された1つの位置と、気管支2における特徴領域における分岐点(CT座標系により特定できる位置)のような特定の位置との間の距離を算出(推定)することもできる。

このため、位置推定部25cは、この位置推定部25cにより推定される挿入部11の先端の位置と、所定の管腔臓器としての気管支2内における分岐している分岐領域などの特徴領域までの距離を算出する距離算出手段としての距離算出部の機能を有する。上述したように、画像処理部25は、挿入部11の先端の位置の情報を推定により取得する位置情報取得手段としての位置推定部25cの機能を有する。この場合、位置合わせ処理部25aが位

置推定部 25c の機能を含む構成と定義しても良い。

なお、本明細書においては、挿入部 11 の先端は、内視鏡 3A の先端と同じ意味で用いる。

[0031] また、画像処理部 25 は、制御部 26 における表示を制御する表示制御部 26a 等の制御の下で、画像表示手段としてのモニタ 32 に表示する画像を生成する。

表示制御部 26a の制御下で、画像処理部 25 は、通常は、気管支形状画像生成部 23a により生成された気管支形状画像 2a の画像信号（映像信号）をモニタ 32 に出力する。そして、モニタ 32 には図 1 に示すように気管支形状画像 2a が例えば管腔の中心を通る方向に沿った断面で切り出した 2次元断層画像として表示される。なお、2次元断層画像で表示する場合に限定されるものでなく、3次元画像で表示しても良い。3次元画像で表示する場合には、例えば平行投影法による投影図や、管腔内部が分かるように透視図で表示しても良い。

また、図 2A に示すように、モニタ 32 において表示される気管支形状画像 2a には、気管支 2 の管腔の中心を通る芯線 35 も表示するようにしている。

[0032] なお、芯線 35 は、例えば気管支形状画像生成部 23a が生成するが、画像処理部 25 において芯線 35 を生成しても良い。また、画像処理部 25 は、気管支形状画像 2a 上に、芯線 35 と共に、位置推定部 25c により推定された挿入部 11 の先端の位置を重畳する画像等を生成する画像生成部 25d の機能を有する。

術者等のユーザは、挿入部 11 をその先端から気管支 2 内に挿入する場合、気管支 2 の 3次元形状を表す気管支形状画像 2a 上に芯線 35 と挿入部 11 の先端の位置とが表示されるため、その表示を参考にすることによって、挿入部 11 の挿入の操作が行い易くなる。また、芯線 35 に沿って挿入する操作を行うことにより、画像マッチングによる挿入部 11 の先端の位置の推定を短時間に行うことができる。

また、画像処理部 25 は、位置推定部 25 c により推定される挿入部 11 の先端の位置の情報に基づいて、所定の管腔臓器の管腔径の変化量を検知する管腔径変化量検知手段として（所定の管腔臓器としての気管支 2 の場合の）気管支径の変化量を検知する気管支径変化量検知部 25 e を有する。

[0033] この気管支径変化量検知部 25 e は、位置推定部 25 c により推定された挿入部 11 の現在の先端の位置に対応する CT 座標系から気管支径を取得する気管支径取得手段としての気管支径取得部と、気管支径取得部により取得した気管支径と予め設定された基準の気管支径とを比較する気管支径比較手段としての気管支径比較部の機能を備える。そして、気管支径取得部は、挿入部 11 の挿入操作中における推定された挿入部 11 の先端の各位置の気管支径を順次取得することにより、その変化量、つまり気管支径の変化量を検知する。

また、気管支径比較部は、順次取得された現在の気管支径と、基準の気管支径とを比較する。そして、本実施形態においては、現在の気管支径が基準の気管支径より小さい場合を、VBS 画像を含む所定の情報を記録する場合の第 1 の条件とする。

[0034] また、本実施形態においては、画像処理部 25 は、撮像装置 16 により撮像された内視鏡画像（単に画像とも言う）内における特徴部の変化量を検知する画像変化量検知手段としての画像変化量検知部 25 g を有する。

このように本実施形態は、第 1 の変化量検知手段としての気管支径変化量検知部 25 e と、第 2 の変化量検知手段としての画像変化量検知部 25 g とを有する。第 1 の変化量検知手段としての気管支径変化量検知部 25 e は、第 1 の条件を満たすか否かの検知（判定）に用いられる。

また、第 2 の変化量検知手段としての画像変化量検知部 25 g は、内視鏡画像内における特徴部の変化量が設定値 $\Delta D t h$ より大きいか否かの第 2 の条件を満たすか否かの検知に用いられる。そして、本実施形態においては、第 1 の条件を満たす状態において、さらに第 2 の条件を満たす（所定の条件を満たす）場合に、VBS 画像を含む情報を記録する。

[0035] 画像変化量検知部 25 g は、特徴部としての気管支径（気管支 2 の内径）の変化量を検知する気管支径変化量検知部 25 h、分岐領域における明るさの変化量、又は分岐領域における特徴領域の明るさの変化量を検知する明るさ変化量検知部 25 i、分岐領域における形状変化量、又は分岐領域における特徴部の形状変化量を検知する形状変化量検知部 25 j を有する。

また、形状変化量検知部 25 j は、気管支 2 の管腔が分かれる（分岐する）スパー（分岐点又は分岐境界）の長さや角度の変化量を分岐領域（における特徴部）の形状変化量として検知するスパー変化量検知部 25 k を有し、また明るさ変化量検知部 25 i は、後述する視野不良検知部 25 l の機能を有する。視野不良検知部 25 l の機能を明るさ変化量検知部 25 i が備える場合に限定されない。

なお、上記制御部 26 は、位置推定部 25 c により推定した挿入部 11 の先端の位置により経路データ生成部 29 a によって、（内視鏡 3 A の挿入部 11 の挿入前に）生成された経路データを補正するようにしても良い。

[0036] また、制御部 26 は、気管支径変化量検知部 25 e による検知結果と、画像変化量検知部 25 g による検知結果とが記録するための所定の条件を満たすか否かの判定を行う条件判定部 26 b の機能を有する。

制御部 26 における条件判定部 26 b は、所定の条件を満たすと判定した場合には、所定の条件を満たすと判定した場合の位置推定部 25 c により推定した挿入部 11 の先端の位置及び姿勢の情報と、該位置及び姿勢の情報に対応する VBS 画像とを関連付けた所定の情報、つまり位置及び画像情報を（再度の位置合わせの際に提示する候補情報として）情報記録部 27 に記録させる。

このため、情報記録部 27 は、気管支径変化量検知部 25 e による検知結果と、画像変化量検知部 25 g による検知結果とに基づいて、挿入部 11 の先端の位置及び姿勢の情報と、該位置及び姿勢の情報に対応する VBS 画像とを関連付けた候補情報となる所定の情報を記録する情報記録手段の機能を有する。

[0037] また、制御部 26 の条件判定部 26 b は、情報記録部 27 に所定の情報を記録する制御を行う情報記録制御手段としての情報記録制御部 26 c の機能を有する。情報記録制御部 26 c は、管腔径変化量検知手段としての気管支径変化量検知部 25 e が検知した気管支径が、基準の気管支径より小さく、かつ画像変化量検知部 25 g が検知したスパー等の特徴部の変化量が設定値以上に变化した場合に、情報記録部 27 が VBS 画像を含む所定の情報を記録するように制御する。なお、気管支径変化量検知部 25 e による検知結果と、画像変化量検知部 25 g による検知結果とが記録するための所定の条件を満たすか否かの判定を制御部 26 内の条件判定部 26 b が行う代わりに、気管支径変化量検知部 25 e と画像変化量検知部 25 g とがそれぞれ第 1 の条件と第 2 の条件を満たすか否かの判定を行うようにしても良い。このため、条件判定部 26 b の機能を画像処理部 25 が備える構成にしても良い。

また、制御部 26 の例えば表示制御部 26 a は、例えば術者が現在の挿入部 11 の先端の推定された位置の精度が低いと思うような場合等、再度の位置合わせを行うために、入力装置 31 から、再度の位置合わせを行う指示信号が入力されたような場合には、情報記録部 27 に記録された所定の情報を読み出し、画像処理部 25 を介してモニタ 32 に候補情報として表示するように制御する。

[0038] この場合、画像処理部 25 は、気管支形状画像 2 a 上に情報記録部 27 から読み出した候補情報を、重畳して表示する画像を生成する画像生成部 25 d を有する。具体的には、気管支形状画像 2 a 上に、挿入部 11 の先端の位置及び姿勢と、該位置及び姿勢に対応する VBS 画像とを重畳して表示する。なお、後述するように図 2 D は、モニタ 32 に表示される気管支形状画像 2 a 上に、挿入部 11 の先端の位置を該位置に対応した位置に表示すると共に、該位置に対応する VBS 画像を該位置に（線で）関連付けて重畳して表示した様子を示す。

術者は、候補情報を参考にして、再度の位置合わせを行い、位置合わせ処理部 25 a 又は位置推定部 25 c は挿入部 11 の先端の位置及び姿勢の情報

を気管支2の座標系（CT座標系）と対応付けた状態で取得することができる。そして、再度の位置合わせにより、位置推定部25cは、所定の精度を確保して、再度の位置合わせした位置から再び挿入部11の先端を気管支2の深部側に挿入する操作を行うことができる。

[0039] 本実施形態においては、上述したように、気管支径変化量検知部25eによる検知結果が第1の条件を満たし、画像変化量検知部25gによる検知結果が第2の条件を満たす（つまり第1の条件と第2の条件からなる所定の条件を満たす）判定結果の場合に、その判定結果が得られた場合の（推定された）挿入部11の先端の位置及び姿勢と、該位置及び姿勢に対応するVBS画像とを含む所定の情報を候補情報として情報記録部27に記録するようにしている。なお、上記先端の位置及び姿勢における少なくとも位置を含むように、候補情報となる所定の情報を情報記録部27に記録するようにしても良い。

上記のように互いに異なる複数の条件を満たす場合に所定の情報（単に情報とも記す）を記録することにより、再度の位置合わせを行う場合、適度の情報量（又は数）の候補情報を表示手段としてのモニタ32において表示（又は提示）することができるようにしている。

[0040] 本実施形態においては、撮像装置16により撮像された内視鏡画像における所定の管腔臓器としての気管支2に関する気管支径等の特徴部の変化量を画像変化量検知部25gにより検知し、少なくとも該画像変化量検知部25gによる検知結果に基づいて、前記検知結果の際の挿入部11の先端に位置及び姿勢（の情報）と、該位置及び姿勢に対応するVBS画像とを含む所定の情報を（再度の位置合わせを行う際に提示する場合の候補情報として）情報記録部27に記録する。

術者等のユーザは、撮像装置16により撮像した内視鏡画像を観察しながら挿入部11を挿入する操作を行うために、情報を記録する条件または状況を把握し易い。また、再度の位置合わせを行う際に提示される候補情報は、内視鏡画像中における特徴部の変化量が挿入部11の先端の位置の移動に対

して敏感に変化するようなものに設定し易くできるため、画像比較による位置合わせも行い易いものとなる。

[0041] なお、情報記録部27に記録する情報は、挿入部11の先端の位置及び姿勢と、対応するVBS画像とを含むが、更に前記位置及び姿勢の情報に対応する内視鏡画像も含むように記録しても良い。

また、画像処理部25は、内視鏡画像とVBS画像との両画像を比較して画像マッチングを行う際に、内視鏡画像やVBS画像を一時的に記憶したり、画像処理のワークエリアとして用いる画像メモリ26fを有する。なお、画像処理部25の外部に画像メモリ25fを設けるようにしても良い。

また、本実施形態において、例えば入力装置31は、気管支径変化量検知部25eが検知する気管支2の内径の変化量に関する第1の条件と、画像変化量検知部25gが検知する特徴部の変化量に関する第2の条件とのそれぞれを選択的に指定（又は設定）する指定部31aを有する様な構成にしても良い。

[0042] また、例えば情報記録部27は、上述した候補情報となる所定の情報（位置及び画像情報）を記録する他に、第1の条件の条件情報と第2の条件に関する第2の条件の条件情報とを予め記録する条件情報記録部27aを有するようにしても良い。なお、情報記録部27と別体で条件情報記録部27aを備える構成にしても良い。

第1の条件の条件情報は、（a）予め設定した基準の気管支径 D_{re} と現在の（挿入部11の先端での）気管支径 D_a の差分（変化量）、（b'）術者等のユーザが設定した基準位置での基準の気管支径 D_{re} と現在の気管支径の差分（の変化量）である。なお、（b'）をより細分化して、（b）予め設定した分岐数の分岐部の気管支径 D_{re} と現在の気管支径 D_a の差分（変化量）、（c）ユーザが設定した任意の位置での基準の気管支径 D_{re} と現在の気管支径 D_a の差分（の変化量）、（d）予め設定した内視鏡挿入長の内視鏡の先端の位置における基準の気管支径 D_{re} と現在の気管支径 D_a の差分（変化量）としても良い。

[0043] 第2の条件の条件情報は、(a)内視鏡画像における気管支径(内視鏡画像から算出した気管支径) D_{en} の変化、(b)内視鏡画像又は内視鏡画像を表示する表示画面の明るさ変化、(c)内視鏡画像における分岐の形状の変化、(d)内視鏡画像におけるスパーの長さの変化、(e)内視鏡画像におけるスパーの角度の変化、(f)(内視鏡画像における)視野の不良、(g)内視鏡画像の大きなぶれ、(h)内視鏡画像に気管支以外が映ったような変化等である。そして、術者等のユーザが、(a)～(d)の第1の条件の条件情報と、(a)～(h)の第2の条件の条件情報の中から、例えば(入力装置31の)指定部31aから選択的に指定することができるようにしても良い。

この場合、制御部26は、指定部31aによる指定に対応して、第1の条件と第2の条件の設定を行う条件設定部26dの機能を有する。

[0044] 条件設定部26dは、第1の条件と第2の条件の設定を行う際に、条件判定部26bが判定する際に用いる閾値情報等の設定も行うようにしても良い。なお、閾値情報も情報記録部27に、第1の条件及び第2の条件の情報と対応付けて記録するようにしても良い。また、第1の条件及び第2の条件の情報における一方の条件(例えば第2の条件)の条件情報のみを条件情報記録部27aに記録するようにしても良い。

また、本実施形態においては、位置情報取得部手段としての位置推定部25cが画像比較部25bの比較結果に基づく挿入部11の先端の位置情報の取得に失敗した場合、又は情報記録部27に記録された所定の情報を候補情報として提示させるための指示信号が発生した場合に、前記情報記録部27に記録された前記所定の情報における前記挿入部11の先端の位置を気管支形状画像2aにおける対応する位置に表示すると共に、該先端の位置に対応するVBS画像を表示するように制御する表示制御部26aと、を備え、位置推定部25c又は位置合わせ処理部25aは、情報記録部27から読み出されたVBS画像と、撮像手段により撮像された現在の内視鏡画像との比較により、挿入部11の先端の位置情報を取得する。

なお、図 1 において、例えば画像処理部 25 は、CPU（中央演算処理装置）により構成することができるが、画像処理部 25 内部の位置合わせ処理部 25 a～画像変化量検知部 25 g をそれぞれ CPU 以外の専用のハードウェアを用いて構成しても良い。また、図 1 における制御部 26 に関しても、CPU により構成しても良いし、CPU 以外の専用のハードウェアを用いて構成しても良い。

[0045] このような構成の内視鏡システム 1 は、予め取得した被検体における 3 次元画像情報を記録する画像記録手段としての CT 画像データ記録部 22 と、前記 3 次元画像情報から所定の管腔臓器としての気管支 2 を抽出する管腔臓器抽出手段としての気管支抽出部 23 と、前記管腔臓器抽出手段により抽出された前記所定の管腔臓器の情報に対して所定の視点位置から内視鏡的に描画した仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成手段としての VBS 画像生成部 24 と、内視鏡 3 A 又は 3 B 内に設けられ、前記所定の管腔臓器内を撮像する撮像手段としての撮像装置 16 又は 16' と、前記所定の管腔臓器内における前記内視鏡 3 A の挿入部 11 の先端の位置情報を取得する位置情報取得手段としての位置推定部 25 c と、前記内視鏡 3 A 又は 3 B の挿入部 11 の先端の位置情報に基づいて、前記所定の管腔臓器としての気管支 2 の管腔径の変化量を検知する管腔径変化量検知手段としての気管支径変化量検知部 25 e と、前記撮像手段により撮像された内視鏡画像内において、前記所定の管腔臓器としての気管支 2 に関する特徴部の変化量を検知する画像変化量検知手段としての画像変化量検知部 25 g と、前記管腔径変化量検知手段の検知結果及び前記画像変化量検知手段の検知結果に基づいて、前記内視鏡の挿入部の先端の位置と、該先端の位置に対応する前記仮想内視鏡画像とを含む所定の情報を記録する情報記録手段としての情報記録部 27 と、を備えることを特徴とする。

[0046] 次に本実施形態の動作を説明する。図 4 は、本実施形態における代表的な処理を示す。

図 1 の内視鏡システム 1 の電源が投入され、内視鏡装置 4 A（又は 4 B）

と、挿入支援装置5とが動作状態になると、図4における処理がスタートする。図4における最初のステップS1において初期設定の処理を行う。この初期設定の処理として、術者は、入力装置31から本実施形態において挿入支援に用いる情報の入力を行う。この場合、術者は指定部31aから第1の条件と第2の条件との指定を行う。また、条件判定部26bは、指定された第1の条件と第2の条件に対応した判定を行う状態になる。

術者が、第1の条件として、(a) 予め設定した気管支径(基準の気管支径) D_{re} と現在の気管支径 D_a の差分を指定し、第2の条件として内視鏡画像での気管支径 D_{en} の変化を指定した場合を(A)として、以下に説明する。

[0047] (A) 予め設定した基準の気管支径 D_{re} と現在の気管支径 D_a の差分と、内視鏡画像での気管支径 D_{en} の変化(変化量)を指定した場合

上記(A)の場合においては、本実施形態は、現在の気管支径 D_a が、設定された基準の気管支径 D_{re} より小さい条件を満たす場合において、さらに内視鏡画像から算出した気管支径 D_{en} の変化量 ΔD_{en} が予め設定された閾値又は設定値 ΔD_{th} 以上に変わった場合に所定の情報を記録することになる。

上記基準の気管支径 D_{re} を設定することにより、記録を必要としない例えば気管支2の入り口付近等の挿入部位での情報の記録を行わないで、術者が記録を望む挿入部位において所望の情報を記録することができるようにする。また、気管支2の入り口付近等の挿入部位においては、気管支径が太く、また術者は、挿入部11の意志どおりに操作しやすい領域となるため、挿入部11の先端の位置が気管支2のどこにいるのかは把握しやすい。また、最初の位置合わせを行う位置付近の領域となるため、挿入部11の先端の位置の推定を精度良く行うことができる。

[0048] これに対して、気管支2のある程度末梢側の領域では挿入部11の挿入の操作がしにくくなり、また気管支2も細くなるため先端の位置が気管支2のどこにいるのか分かりにくくなる傾向とあると共に、最初の位置合わせした

位置から離れた距離の管腔部位となるため、位置推定の精度も低下し易い傾向となる。

そのため、術者は、再度の位置合わせを行うための候補情報として用いる情報を望む場合がある。そのような場合、術者は、記録を望む部位での気管支径に相当する基準の気管支径 D_{re} を設定する。そして、後述するように術者が記録を望むような管腔部位において再度の位置合わせを行い易くする有効な候補情報となるような所定の情報のみを記録することができるようにしている。

[0049] また、内視鏡画像での気管支径 D_{en} の変化量 ΔD_{en} が設定された設定値 ΔD_{th} 以上に变化した場合に情報を記録するので、再度の位置合わせを画像の比較によって行うような場合、内視鏡画像での変化量大きい画像部分を主要な比較対象部分に設定することができる。そして、変化量大きい比較対象部分の設定により、画像比較による再度の位置合わせを視覚的に行い易く、かつ短時間で終了できるようにする。

上記のようにステップ S 1 の設定が行われると、ステップ S 2 において気管支形状画像生成部 23 a は、(検査前の患者の 3 次元データから) 図 2 A に示すように気管支 2 の形状画像としての気管支形状画像 2 a を生成する。そして、気管支形状画像 2 a は、画像処理部 25 を経てモニタ 32 に出力され、モニタ 32 には図 2 A に示すように気管支形状画像 2 a が表示される。また、上述したように気管支形状画像 2 a 上に、気管支 2 の管腔の中心を通る芯線 35 が表示される。芯線 35 と、分岐点 B_i の各位置は、CT 座標系において特定される既知の 3 次元位置となる。

[0050] 次のステップ S 3 において、術者は内視鏡 3 A の挿入部 11 を気管支 2 内に挿入する。この場合、術者は、気管支 2 の入口などの既知の位置において、画像比較部 25 b を用いて撮像装置 16 (又は 16') による内視鏡画像と、VBS 画像とが設定された条件 (所定の精度を確保できる誤差以内) で一致するように画像マッチングによる位置合わせ処理を行う。撮像装置 16' を用いる場合には、撮像装置 16' における一方の撮像装置 16 a 又は 1

6 bによる一方の内視鏡画像を採用すれば良い。なお、ステップS 2とS 3の順序を入れ替えたり、並行して行うようにしても良い。

ステップS 3の位置合わせ処理後に、ステップS 4に示すように術者は挿入部1 1の先端を位置合わせした位置よりも気管支2の深部側に挿入する。

挿入部1 1が挿入された場合、ステップS 5に示すように画像処理部2 5の位置推定部2 5 cは、一定の時間間隔などにおいて挿入部1 1の先端の位置及び姿勢を画像比較部2 5 bを用いた画像マッチングにより推定が成功したか否かを判定する。

[0051] 画像マッチングにより推定できた場合には、ステップS 6に示すように推定した挿入部1 1の先端の位置及び姿勢を取得すると共に、該挿入部1 1の先端の（現在の）位置に対応する気管支径 D_a の情報を（CT画像データ記録部2 2又は気管支抽出部2 3等から）取得する。

これらの情報を例えば画像メモリ2 5 f等に一時記憶し、図4における処理において必要な場合に参照する。なお、このステップS 6における挿入部1 1の先端の位置及び姿勢の推定の際に、内視鏡画像から気管支径 D_{en} も同時に算出するようにしても良い。

また、推定した挿入部1 1の先端の位置を気管支形状画像2 aに表示する。図2 Aに示すように推定した位置 P_j を気管支形状画像2 a上における該当する位置に表示する。

[0052] ステップS 6の後のステップS 7において気管支径変化量検知部2 5 e又は制御部2 6の条件判定部2 6 bは、ステップS 5において取得した気管支径 D_a が予め設定した基準の気管支径 D_{re} より小さいか否かの判定を行う。取得した現在の気管支径 D_a が基準の気管支径 D_{re} より小さくない場合には、ステップS 4の処理に戻り、術者は挿入部1 1を深部側に挿入する。

一方、図4におけるステップS 7の判定処理において、取得した気管支径 D_a が基準の気管支径 D_{re} より小さい場合には、次のステップS 8において画像変化量検知部2 5 g（の気管支径変化量検知部2 5 h）は、内視鏡画像から算出した気管支径 D_{en} の変化量（差分） ΔD_{en} を検知（算出）す

る。

つまり、画像変化量検知部 25g は、現在の挿入部 11 の先端の位置における内視鏡画像から算出した気管支径 D_{en} と、前回において推定された挿入部 11 の先端の位置において内視鏡画像から算出した気管支径 D_{en} との変化量 ΔD_{en} を算出する。

[0053] なお、内視鏡画像から算出される気管支径 D_{en} は、気管支 2 の管腔の平均的な値でなく、分岐部において分岐する方向に広がる非円形形状の場合を含む。このため、内視鏡画像から算出した気管支径 D_{en} は、気管支 2 の管腔のほぼ円形に近い基準の気管支径 D_{re} より大きくなる場合もあり得る。

次のステップ S9 において制御部 26 の条件判定部 26b は、気管支径の変化量 ΔD_{en} が設定値 ΔD_{th} より大きいか否かの判定を行う。気管支径の変化量 ΔD_{en} が設定値 ΔD_{th} より大きくない場合には、ステップ S4 の処理に戻る。

一方、気管支径の変化量 ΔD_{en} が設定値 ΔD_{th} より大きい場合には、次のステップ S10 の処理に進み、条件判定部 26b はステップ S9 の判定結果に対応する挿入部 11 の先端の位置及び姿勢と、該位置及び姿勢に対応する VBS 画像との所定の情報を（提示する際の候補情報として）、情報記録部 27 に記録する。ステップ S10 における情報の記録後に、ステップ S4 の処理に戻る。なお、ステップ S9 において、気管支径の変化量 ΔD_{en} が設定値 ΔD_{th} より大きいか否かの判定の代わりに、気管支径の変化量 ΔD_{en} が設定値 ΔD_{th} 以上か否かの判定を行うようにしても良い。

[0054] 図 2B は、図 2A に示したように挿入部 11 の先端が第 1 の条件、つまりステップ S7 の条件を満たす状態になった以降において、位置推定と共に、内視鏡画像から気管支径 D_{en} を取得した様子を示す。

図 2B に示すように挿入部 11 の先端の位置 P_j （図 2B においては、 $j = 1, 2, \dots, 6$ ）は、位置推定部 25c により例えば一定の時間間隔毎に推定されて取得され、推定された位置 P_j は、位置 P_1, P_2, \dots, P_6 を経て現在の先端の位置 P_7 のように移動する。なお、一定の時間間隔毎の場

合に限定されるものでなく、一定の距離毎でも良いし、挿入部 1 1 の先端位置の推定の演算をした場合の所定の演算回数毎や、気管支径を算出する演算を行った場合における所定の演算回数毎等でも良い。

また、図 2 B において白丸で示す各位置 P_j は、第 1 の条件（ステップ S 7）を満たす位置であり、黒丸で示す位置 P_7 は、現在の位置である。

[0055] また、上述の各位置 P_j において、計測演算部 1 8 d 等により算出された気管支径 D_{en} の変化の様子の概略は図 2 B のようになり、図 2 C はステップ S 7 を満たす状態での挿入部 1 1 の先端の移動中において、気管支径 D_{en} を算出した位置 $P_1 \sim P_6$ と、算出された気管支径 D_{en} の変化の様子を示す。なお、各位置 $P_1 \sim P_6$ で取得された情報は、画像メモリ 2 5 f 等に一時的に記憶され、比較に用いられる。

図 2 B 及び図 2 C に示すように気管支径 D_{en} は、分岐点 B_i 付近においてピークとなるように気管支径 D_{en} が大きく変化する。このため、位置 P_2 から位置 P_3 に移動した場合に、気管支径 D_{en} の変化量 ΔD_{en} は設定値 ΔD_{th} より小さい状態から設定値 ΔD_{th} を超える大きな値に変化する。

このため、条件判定部 2 6 b は、位置 P_2 から位置 P_3 に変化した場合における例えば位置 P_3 の位置及び姿勢と共に、 P_3 の位置及び姿勢に対応する VBS 画像との所定の情報を（候補情報として）情報記録部 2 7 に記録する。

[0056] なお、 P_3 の位置から P_4 の位置に変化した場合にも気管支径 D_{en} は大きい値から小さい値に変化するが、位置 P_3 において記録したために位置 P_4 では記録しない。情報記録部 2 7 に P_3 の位置及び姿勢と共に、対応する VBS 画像との情報を（候補情報として）情報記録部 2 7 に記録する代わりに、 P_2 と P_3 との間の位置及び姿勢の情報と共に、対応する VBS 画像との情報を記録するようにしても良い。

P_3 の位置（ほぼ分岐点 B_i の位置）の場合のように内視鏡画像における気管支径 D_{en} が最大又はピークとなる位置付近で選択的に情報を記録する

ように設定しても良い。このように記録すると、候補情報を提示し、挿入部 11 の先端を再度の位置合わせのために移動した場合の内視鏡画像における気管支径 D_{en} に相当する部分の変化が大きいため、画像マッチング（画像比較）による位置合わせを行い易くなる（下記において説明する図 2D における候補情報は、気管支径 D_{en} が最大又はピークとなる分岐点 B_i 、 $B_i + 1$ の位置付近で情報を記録した例に相当する）。

[0057] また、術者は、位置合わせを行う場合、内視鏡画像における気管支径 D_{en} 部分に注目して、気管支径 D_{en} 部分が最大となるように挿入部 11 の先端の位置及び姿勢を調整するようにする。このように再度の位置合わせを行う場合、注目すべき部分を把握し易く、かつその値が最大となるように調整すると言った具合に調整内容（調整方針）が明確になるため、画像マッチング（画像比較）による位置合わせを行い易くなる。

これに対して、従来例においては、注目すべき部分が明確でないし、挿入部 11 の先端の位置及び姿勢の変化に対してどのように調整すべきかの方向付けも不明確となるため、再度の位置合わせに時間がかかってしまう。

上述したステップ S3 の位置合わせにより、その位置合わせした位置からの移動距離が小さい場合には、比較的精度良く位置推定部 25c は位置推定を行うことができるが、移動距離が大きくなると、位置推定の精度が低下する場合がある。

[0058] そして、ステップ S5 において位置推定が成功しない場合が発生すると、ステップ S11 において制御部 26 の表示制御部 26a は、情報記録部 27 に記録された所定の情報を読み出し、画像処理部 25 に送る。画像処理部 25 は、提示情報の画像信号をモニタ 32 を出力し、モニタ 32 は候補情報を提示する。そして、ステップ S3 の処理に戻る。

ステップ S3 において術者は、モニタ 32 に表示された候補情報を参考にして、再度の位置合わせを行う。再度の位置合わせを行った後、図 4 の処理を繰り返し行う。このようにして、挿入部 11 を気管支 2 の末梢側（深部側）に挿入する操作を円滑に行うことが可能になる。

図2Dは、ステップS11の場合の候補情報の表示例を示す。図2Dの候補情報の表示例においては、位置Pkに至るまでに情報記録部27に記録された挿入部11の先端の位置（図2Dでは気管支径Denの変化量 ΔDen が最大となる位置付近の分岐点BiとBi+1と、それぞれに対応するVBS画像とが例えば線で結ぶようにして表示される。なお、分岐点Biよりも基幹側（挿入口側）の分岐点Bi-1等も同様に表示しても良い。

[0059] 図2Dに示すように気管支2における特徴的な領域となる管腔が分岐する分岐点Bi、Bi+1付近でそれぞれ記録した所定の情報を、再度の位置合わせする場合の候補情報として表示する。このように再度の位置合わせに適した各分岐点付近における必要最小限に絞った候補情報を表示する。従って、術者は、再度の位置合わせを円滑かつ短時間に行い易くなる。換言すると、第1の条件と第2の条件とにより、記録する情報を絞り込むようにしているので、再度の位置合わせを行うのに適した情報量の所定の情報を記録することができる。

なお、図2Dにおいては、分岐点BiとBi+1とにおける候補画像の提示例を示したが、挿入部11の先端の位置Pkに対して、推定された位置Pkに最も近い状態において情報記録部27に記録された情報を候補情報として提示するようにしても良い。図2Dに適用した場合には、分岐点Bi+1付近で記録された情報のみを候補情報として提示するようにしても良い。

[0060] これに対して、従来例においては、記録する情報を絞り込むようにしていないので、再度の位置合わせの際に表示される候補情報が多すぎたり、不足してしまい、適切なもので再度の位置合わせを行うまでに時間がかかってしまう。

また、本実施形態においては、挿入部11の先端の位置の移動に対して、内視鏡画像における特徴部が大きく変化した場合において、情報を記録するようにしているので、術者等のユーザは、情報を記録する条件を把握し易い。従って、本実施形態は、ユーザが視覚的に把握し易い条件で再度の位置合わせを行うのに適した情報量の所定の情報を記録することができる。

また、本実施形態においては、記録された情報を候補情報として表示（提示）して再度の位置合わせを行う場合、挿入部 11 の先端の位置の移動に対して、内視鏡画像における特徴部が大きく変化する特性を反映しているので、ユーザは、画像マッチングによる再度の位置合わせを視覚的に行い易くなる。

[0061] また、気管支径 D_{en} が先端の位置の移動の軌跡に対して最大（ピーク）となる位置 P_3 の状態での情報を情報記録部 27 に記録すると、再度の位置合わせを行い易くなる。なお、モニタ 32 において、図 2D において更に 2 点鎖線で示すように現在の内視鏡画像を、情報記録部 27 から読み出して表示する候補情報としての VBS 画像（及び内視鏡画像）と共に、気管支形状画像 2a 上に重畳した合成画像として表示するようにしても良い。このように現在の内視鏡画像を候補情報に隣接して表示すると、候補情報との画像比較による位置合わせを行い易くできる。

また、この場合、候補情報側の VBS 画像を現在の内視鏡画像の表示位置に重ねるように表示位置を移動可能にしたり、候補情報側の内視鏡画像を現在の内視鏡画像の表示位置に重ねるように表示位置を移動可能にする画像移動部を画像処理部 25 に設けた構成にしても良い。或いは現在の内視鏡画像の表示位置を候補情報側の VBS 画像の表示位置や、候補情報側の内視鏡画像の表示位置に移動可能にすることができる画像移動部を備えた構成にしても良い。

なお、気管支径変化量検知部 25e が挿入部 11 の先端の位置の情報に基づいて気管支径 D_a を取得する場合、図 5 や図 6 に示す方法で取得しても良い。

[0062] 気管支径を取得（計測）する場合、図 5 に示すように挿入部 11 の先端の長手方向（又は軸方向）と垂直な面上となる気管支 2 の管腔から算出した気管支径 D_{a1} を採用しても良いし、挿入部 11 の先端と、該先端から芯線 35 に至る垂線を含むように芯線 35 と垂直な面に沿って算出した気管支径 D_{a2} を採用しても良い。或いは図 6 に示すように気管支 2 の 3 次元データを

管理するCT座標系の座標軸の方向のDa3を採用しても良い。換言すると、気管支径変化量検知部25eが挿入部11の先端の位置の情報に基づいて、先端の長手方向に対して垂直な面における前記所定の管腔臓器の管腔径の変化量を検知しても良いし、気管支2の管腔の中心線となる芯線35に対して垂直な面における前記所定の管腔臓器の管腔径の変化量を検知しても良い。

上述した(A)の場合においては、第1の条件に用いる基準の気管支径Dreは、患者に依らず1つ設定していた。これに対して、以下に説明するケース(B)、(C)、(D)においては、患者毎に最適な基準の気管支径を設定することを目的として、患者毎に以下のように基準の気管支径を設定する。

[0063] (B) 予め設定した分岐数の分岐部の気管支径

術者は、再度の位置合わせを行う際に、参照しようとする候補情報として記録した方が良いと思う分岐数の分岐部を予め決めて入力する設定をする。なお、分岐数とは、気管支における入り口から管腔が分岐している部分としての分岐部の順序に応じて順次番号付けする等して特定し易いように付した識別情報である。術者が予め設定した分岐数に該当する気管支径を気管支抽出部23またはCT画像データ記録部22の3次元データから算出し、算出した気管支径を基準の気管支径Dreとして設定する。

この設定後は、設定した基準の気管支径Dreを用いて、(A)のケース(場合)と同様の動作を行う。

[0064] このようにした場合、実際の患者の気管支に応じて基準の気管支径Dreを設定できる。このため、体格などが異なる患者の場合においても、実際に挿入部11が挿入される患者の気管支に対応した基準の気管支径Dreを適切に設定できる。

また、術者が実際に候補情報として記録することを望む位置の気管支径に対応した基準の気管支径Dreを精度良く設定することができる。従って、記録を必要としない情報を無駄に記録することなく、術者が望む候補情報と

なる有効な情報のみを記録することができる。

なお、上述した（A）の場合のように1つの基準の気管支径 D_{re} を設定してこの値より小さい気管支径を記録する場合の条件に設定しても良いが、さらに挿入目標となる分岐数が決まっている場合には、2つ目となる基準の気管支径を設定しても良い。

[0065] 具体的には、上記のように記録することを望む位置の気管支径に対応した基準の気管支径の分岐数に対応する基準の気管支径 D_{re0} と挿入目標とする分岐数の気管支径に対応する基準の気管支径 D_{re1} との2つを設定し、2つの基準の気管支径 D_{re0} 、 D_{re1} との間の気管支径を満たすことを、記録を行う際の条件に設定しても良い。換言すると、第1の条件に関する上限側の基準の気管支径となる1つの基準の気管支径 D_{re} の他に、さらに下限側の基準の気管支径を設定し、算出した現在の気管支径 D_a が下限側の基準の気管支径よりも小さくなった場合には目標とする管腔部位まで挿入できたと判断して記録する動作を終了するようにしても良い。

また、上述した分岐数の代わりに、解剖学的に分岐毎に名称が決められている次数を用いるようにしても良い。

[0066] なお、現在の気管支径 D_a が上記基準の気管支径 D_{re} より小さい条件を満たすか否かを検知（算出）する場合、検知（算出）する位置としては図7に示すように芯線35上の分岐点 B_i 、スパー S_{p_i} の位置付近に設定しても良い。或いは点線で示すように、分岐点 B_i 、又はスパー S_{p_i} を中心とした半径 R_a 、 R_b の領域以内に制限するようにしても良い。このような領域を設定する場合、各分岐点 B_i 又はスパー S_{p_i} 毎に設定しても良い。

また、図7とは異なり、図8に示すように分岐点 B_i から距離 d_a だけ芯線35方向に沿って気管支2の入り口（基幹）側に戻った位置 P_a 、又はスパー S_{p_i} から距離 d_a だけ芯線35方向に沿って気管支2の入り口（基幹）側に戻った位置 P_b 、を気管支径 D_{en} の変化を検知（算出）する位置として設定しても良い。この場合、芯線35上の位置 P_a 又は P_b から外れた場合の位置を含めるようにしても良い。

[0067] また、上述した挿入部 11 の先端の位置 P_j において気管支径を算出する場合の方向として、図 9 や図 10 に示すように挿入部 11 の先端の軸方向と垂直な面に沿った気管支径 D_{a1} 、芯線 35 に垂直で面に沿った気管支径 D_{a2} や、CT 座標系の 3 次元データの座標軸に沿った気管支径 D_{a3} としても良い。

また、基準の気管支径 D_{re} を算出する方法として、該当する気管支 2 の最大値／最小値、右肺のみ、左肺のみ、両肺、或いは予め設定した挿入部 11 の挿入経路上のみ等としても良い。

(C) 術者等のユーザが設定した任意の位置における気管支径

検査前に、術者が指定した気管支 2 上の位置における気管支径を CT 座標系の 3 次元データより算出し、算出した気管支径を基準の気管支径 D_{re} に設定する。設定後は、この基準の気管支径 D_{re} を用いて、(A) の場合と同様の動作を行う。

[0068] 気管支径の算出方法は、図 9 や図 10 に示すように挿入部 11 の先端の軸方向と垂直な面に沿った気管支径 D_{a1} 、芯線 35 に垂直で面に沿った気管支径 D_{a2} や、CT 座標系の 3 次元データの座標軸に沿った気管支径 D_{a3} としても良い。

(C) の場合は、(B) の場合とほぼ同様の効果を有する。

(D) 予め設定した挿入長の挿入部 11 の先端の位置における気管支径 D_{re}

術者は、予め候補情報を取得した方が良いと思う挿入部 11 の挿入長（内視鏡挿入長）を入力装置 31 から設定し、例えば画像処理部 25 の位置推定部 25c が有する距離推定部の機能により、CT 画像データ記録部 22 又は気管支抽出部 23 の 3 次元データにおいて設定された前記挿入長で到達可能となる気管支 2 内の位置を全て算出する。

算出した各位置における各気管支径を算出し、その平均値を基準の気管支径 D_{re} として設定する。

[0069] この設定後は、(A) の場合と同様の動作を行う。(D) の場合、(B)

の場合とほぼ同様の効果を有する。

なお、気管支径の算出方法は、図9や図10に示すように挿入部11の先端の軸方向と垂直な面において算出した気管支径 D_{a1} 、芯線35に垂直な面において算出した気管支径 D_{a2} や、CT座標系の3次元データの座標軸に沿った気管支径 D_{a3} としても良い。

また、基準の気管支径 D_{re} を算出する方法として、該当する気管支2の最大値／最小値、右肺のみ、左肺のみ、両肺、或いは予め設定した挿入部11の挿入経路上のみ等としても良い。

[0070] 上述した(A)～(D)においては、画像変化量検知部25gが内視鏡画像における気管支径 D_{en} の変化を検出する気管支径変化量検知部25hの場合を説明したが、以下の(E)～(K)のような他の変化量を検知するようにしてもよい。(E)内視鏡画像における内視鏡画像(画面)の明るさの変化、(F)分岐の形状の変化、(G)スパーの長さの変化、(H)スパーの角度の変化、(I)視野の不良、(J)内視鏡画像における気管支の分岐以外の変化を監視する動作の説明図、(K)内視鏡画像における特徴部のぶれの変化、を検知しても良い。(E)～(K)における(E)の場合から順次説明する。

(E)内視鏡画像における内視鏡画像(画面)の明るさの変化を検知する場合、

(E)の場合には、予め設定した一定時間の時間間隔で、(画像変化量検知部25gの)明るさ変化量検知部25iは、内視鏡画像を取得し、取得した内視鏡画像内で暗部の面積を監視する動作を継続して行う。取得した場合の挿入部11の先端の位置を図11において P_1 , P_2 , ..., P_5 で示している。

[0071] 暗部の面積とは、内視鏡画像における明るさが、規定値以下となる画像部分の合計面積を指す。図11においては、気管支2内における挿入部11の先端前方側の管腔部分における分岐部分が暗部として認識される。

例えば、位置 P_1 から位置 P_2 に移動した場合における暗部の面積変化は小

さいが、位置 P 3 においては分岐している分岐領域に近づくために、位置 P 2 と比較して暗部の面積が大きく変化している。明るさ変化量検知部 2 5 i 又は条件判定部 2 6 b は、暗部の面積が設定値以上に大きく変化したことを検知した場合、変化した位置（図 1 1 の場合には P 3）において、情報記録部 2 7 に V B S 画像を含む（所定の）情報を記録するように制御する。

なお、暗部として検出される分岐部分の数の変化（例えば 2 個から 1 個、又は 1 個から 2 個の変化）に基づいて、暗部の面積の大きな変化量として検知することにより、その際に情報記録部 2 7 に V B S 画像を含む情報を記録するようにしても良い。

[0072] また、明るさの変化量として、暗部の面積の変化量から検出する場合に限定されるものでなく、内視鏡画像の明るさの平均値を算出し、平均値が閾値以上の変化量となった場合に、情報記録部 2 7 に V B S 画像を含む情報を記録するようにしても良い。

内視鏡画像を取得する間隔は、一定時間毎、又は一定距離毎の他に、挿入部 1 1 の先端位置を取得するタイミングと連動させても良い。なお、V B S 画像を含む情報を記録する場合、暗部の面積等の明るさが設定値以上変化した位置に限らず、その前後の位置としても良い。

上記のように位置 P 3 の位置で情報を記録した場合、画像中の特徴部の変化量として暗部の面積等、術者が視覚的に比較し易い変化量を採用しているので、候補情報として表示した場合にも、位置合わせの状態を視覚的に行い易い。

[0073] （F）分岐の形状の変化を検知する場合、

図 1 2 は気管支 2 の分岐形状の部分を抽出した状態で示している。この場合には図 1 2 に示すように挿入部 1 1 を気管支 2 内に挿入した場合、画像変化量検知部 2 5 g の形状変化量検知部 2 5 j は、内視鏡画像における特徴部の形状の変化量を検知する。

より具体的には、図 1 2 に示す位置 P 1, P 2, …, P 5 で示すように例えば一定間隔又は一定時間間隔で形状変化量検知部 2 5 j は、内視鏡画像を

取得し、取得した内視鏡画像内で例えば気管支2の分岐形状を監視する動作を継続して行う。

図12においては各位置 P_j ($j = 1, 2, \dots, 5$)で取得した内視鏡画像と共に、気管支2の分岐形状を抽出した状態で示す。

[0074] 具体的には、位置 P_1 から位置 P_2 に移動した場合における気管支分岐形状の変化は小さいが、位置 P_3 においては分岐している分岐領域に近づくために、位置 P_2 と比較して気管支分岐形状が大きく変化している。形状変化量検知部25jは、気管支分岐形状が(設定値以上に)大きく変化したことを検知した場合、変化した位置(図12では P_3)において、情報記録部27にVBS画像を含む情報を記録する。

内視鏡画像を取得する間隔は、一定時間毎、又は一定距離毎の他に、挿入部11の先端位置を取得するタイミングと連動させても良い。

(F)の場合には、画像中の特徴部の変化量として気管支分岐形状の変化のように、術者が視覚的に比較し易い変化量を採用しているので、候補情報として表示した場合にも、位置合わせの状態を視覚的に行い易い。

[0075] (G) スパーの長さの変化を検知する場合、

この場合には図13(A)に示すように挿入部11を気管支2内に挿入した場合、画像変化量検知部25gのスパー変化量検知部25kは、内視鏡画像におけるスパーの長さの変化量を検知する。図13(A)においては各位置 P_j ($j = 1, 2, \dots, 5$)で取得した内視鏡画像と共に、スパーの長さを抽出した状態で示す。なお、スパーの長さとは、気管支2の管腔が二股に分岐している分岐部における境界の長さである。

図13(A)に示すように一定間隔又は一定時間間隔の位置 P_1, P_2, \dots, P_5 において、(画像変化量検知部25gの)スパー変化量検知部25kは、内視鏡画像を取得し、取得した内視鏡画像内で例えば気管支2のスパーの長さを監視する動作を継続して行う。

[0076] 図13(B)は挿入部11の先端の位置 P_j と、スパーの長さの関係を示す。図13(A), 図13(B)から分かるように例えば、位置 P_1 から

位置 P 2 に移動した場合におけるスパーの長さの変化は小さいが、位置 P 3 においては分岐している分岐領域に近づくために、位置 P 2 と比較してスパーの長さが大きく変化している。スパー変化量検知部 25 k は、スパーの長さが（設定値以上に）大きく変化したことを検知した場合、変化した位置（図 13 では P 3）において、情報記録部 27 に VBS 画像を含む情報を記録するように制御する。

内視鏡画像を取得する間隔は、一定時間毎、又は一定距離毎の他に、挿入部 11 の先端位置を取得するタイミングと連動させても良い。

(G) の場合には、画像中の特徴部の変化量として気管支分岐形状の変化のように、術者が視覚的に比較し易い変化量を採用しているので、候補情報として表示した場合にも、位置合わせの状態を視覚的に行い易い。

[0077] (H) スパーの角度の変化を検知する場合、

この場合には図 14 (A) に示すように挿入部 11 を気管支 2 内に挿入した場合、画像変化量検知部 25 g のスパー変化量検知部 25 k は、内視鏡画像におけるスパーの角度（向き）の変化量を検知する。図 14 (A) においては各位置 P_j (j = 1, 2, ..., 5) で取得した内視鏡画像と共に、スパーの角度を抽出した状態で示す。なお、スパーの角度とは、気管支 2 の管腔が二股に分岐している分岐部における境界部分の長手方向の向き又は、基準方向となす角度である。

図 14 (A) に示す位置 P 1, P 2, ..., P 5 で示すように例えば一定間隔又は一定時間間隔で（画像変化量検知部 25 g の）スパー変化量検知部 25 k は、内視鏡画像を取得し、取得した内視鏡画像内で例えば気管支 2 のスパーの角度を監視する動作を継続して行う。

[0078] 図 14 (B) は挿入部 11 の先端の位置 P_j と、スパーの角度の関係を示す。図 14 (A), 図 14 (B) から分かるように例えば、位置 P 1 から位置 P 2 に移動した場合におけるスパーの角度の変化は小さいが、位置 P 3 においては分岐している分岐領域に近づけるために術者は挿入部 11 を振るために、位置 P 2 と比較してスパーの角度が大きく変化している。スパー変化

量検知部 25 k は、スパーの角度が（設定値以上に）大きく変化したことを検知した場合、変化した位置（図 14 では P 3）において、情報記録部 27 に VBS 画像を含む情報を記録するように制御する。

内視鏡画像を取得する間隔は、一定時間毎、又は一定距離毎の他に、挿入部 11 の先端位置を取得するタイミングと連動させても良い。

(H) の場合には、画像中の特徴部の変化量として気管支分岐形状の変化のように、術者が視覚的に比較し易い変化量を採用しているので、候補情報として表示した場合にも、位置合わせの状態を視覚的に行い易い。

[0079] (I) 視野の不良を検知する場合、

この場合には図 15 に示すように挿入部 11 を気管支 2 内に挿入した場合、画像変化量検知部 25 g の視野不良検知部 25 l は、内視鏡画像における視野不良の発生を検知する。

視野不良（の発生）は、気管支内で撮像した内視鏡画像において、管腔の先端側の分岐や暗部が識別できる程度に映っているか否かで判定し、汚れが視野全体を覆ってしまうことを想定して、視野不良検知部 25 l は、内視鏡画像の明るさが所定の明るさよりも暗くなり、暗い領域がほぼ内視鏡画像の全体に及ぶ場合に視野不良と判定する。

このため、例えば明るさ変化量検知部 25 i が視野不良検知部 25 l の機能を備える。

[0080] 図 15 においては各位置 P_j（j = 1, 2, ..., 5）で取得した内視鏡画像の概略を示す。位置 P₁, P₂, ..., P₅ で示すように例えば一定間隔又は一定時間間隔で（画像変化量検知部 25 g の）視野不良検知部 25 l は、内視鏡画像を取得し、取得した内視鏡画像内で視野不良を監視する動作を継続して行う。図 15 に示す例では、位置 P₂ から位置 P₃ に移動した場合に視野不良の発生を検知して、変化の直前の位置 P₂ において、情報記録部 27 に VBS 画像を含む情報を記録する。

内視鏡画像を取得する間隔は、一定時間毎、又は一定距離毎の他に、挿入部 11 の先端位置を取得するタイミングと連動させても良い。

(I) の場合には、画像中の特徴部の変化量として視野不良のように、術者が視覚的に比較し易い変化量を採用しているため、情報を記録した状態を把握し易い。

[0081] なお、上述した形状変化量検知部 25 j は、気管支内の分岐形状の変化量を検知していたが、以下のように分岐形状から分岐形状以外の構造、形状に変化した場合、換言すると、分岐形状以外に変化したことを検知した場合に情報を記録するようにしても良い。

(J) 内視鏡画像における気管支の分岐以外の変化を検知する場合、

この場合には図 16 に示すように挿入部 11 を気管支 2 内に挿入した場合、変化量検知部 25 g の形状変化量検知部 25 j は、気管支 2 内を撮像した内視鏡画像における気管支 2 の分岐が内視鏡画像内に存在しているか否かを監視する動作を継続して行う。そして、術者により挿入部 11 の湾曲部 19 が湾曲されたり、挿入部 11 が振られたりして、分岐が内視鏡画像内に存在していないと判定した場合には、その直前の位置での VBS 画像を含む情報を情報記録部 27 に記録する。

[0082] 図 16 に示すように位置 P1, P2, ..., P5 で示すように例えば一定間隔又は一定時間間隔で (画像変化量検知部 25 g の) 形状変化量検知部 25 j は、内視鏡画像を取得し、取得した内視鏡画像内で例えば分岐形状部分を抽出し、分岐の有無を監視する動作を継続して行う。そして、図 16 において位置 P2 から位置 P3 に移動した場合、分岐が存在しない状態に変化したことを判定し、その変化の直前の位置 P2 において、情報記録部 27 に VBS 画像を含む情報を記録するように制御する。

内視鏡画像を取得する間隔は、一定時間毎、又は一定距離毎の他に、挿入部 11 の先端位置を取得するタイミングと連動させても良い。

(J) の場合には、画像中の特徴部の変化量として分岐形状の有無の変化のように、術者が視覚的に比較し易い変化量を採用しているため、情報を記録した状態を把握し易い。

[0083] (K) 内視鏡画像における特徴部のぶれの変化を検知する場合、

この場合には図17に示すように画像処理部25は、CCU8Aから順次所定の時間間隔（例えば1/30s又は1/60s）で入力される画像信号を画像メモリ25fにおける第1メモリ81aと第2メモリ81bに交互に記憶する。例えば、最新となるn番目の画像I_nは、第2メモリ81bに記憶され、その1フレーム又は1フィールド前のn-1番目の画像I_{n-1}は第2メモリ81bに記憶されている。

隣接するフレーム又はフィールドで撮像されたn-1番目の画像I_{n-1}と、n番目の画像I_nとはぶれ量演算処理部82に入力され、ぶれ量演算処理部82は、一方の画像（例えば画像I_n）中において設定した点に対して、他方の画像における対応点をぶれ量を表す動きベクトル量として算出する演算を行う。

[0084] ぶれ量演算処理部82により算出された動きベクトル量は、ぶれ量判定部83に入力され、ぶれ量判定部83は、算出された動きベクトル量をぶれ量と見なして、動きベクトル量の大きさ（絶対値）が規定値を超えるか否かを判定し、判定結果に応じてVBS画像を含む情報を候補情報として記録したりする。なお、図1に示す条件判定部26bがぶれ量判定部83の機能を備える構成にしても良い。

ぶれ量演算処理部82は、画像I_nの中心点を中心としたW×Hピクセルの範囲をテンプレートに設定し、その中心点に対応する画像I_{n-1}上の対応点を探索する。対応点の探索は、例えば輝度のSAD（Sum of Absolute Differences）を算出することにより行われる。テンプレートの画素値をt（x, y）、探索対象の画像の画素値をg（x, y）とすると、座標（u, v）におけるSADであるF（u, v）は一般に以下の（4）式で算出される。

[0085]
$$F(u, v) = \sum_i \sum_j |g(i+u, j+v) - t(i, j)| \quad (4)$$

なお、 \sum_i 、 \sum_j は、それぞれiがN_w以内、N_h以内のテンプレートの幅W、高さHにおいて|g-t|を加算する演算を行うことを表し、またテンプ

レート幅を W 、高さを H とした場合、 $-W/2 \leq N_w \leq W/2$ 、 $-H/2 \leq N_H \leq H/2$ とする。また、画像 l_n に相当する画像 l_{n-1} の中心座標を (O_x, O_y) とし、 $O_x - W/2 \leq u \leq O_x + W/2$ 、 $O_y - H/2 \leq v \leq O_y + H/2$ の範囲で $F(u, v)$ が算出される。 $F(u, v)$ が最小となるときの座標 (E_x, E_y) が対応点となる。

画像 l_n の中心座標 (O_x, O_y) に対する対応点の座標 (E_x, E_y) から、動きベクトル m は(5)式で算出される。

$$m = (E_x - O_x, E_y - O_y) \quad \dots (5)$$

以上が動きベクトル m の算出方法である。

[0086] 動きベクトル m の算出により、該動きベクトル m をぶれ量として算出する処理が終了すると、ぶれ量判定部83にて動きベクトル m の大きさを規定値と比較を行い、ぶれ量判定部83は、動きベクトル m の大きさが規定値より大きいと判定した場合は、ぶれ量判定部83は、情報記録部27に対して規定値を超えるぶれ変化が発生したと判定して、情報記録部27に対して、VBS画像を記録する記録指示信号（又は保存指示信号）を出力する。

この記録指示信号を受けた情報記録部27は、規定値を超えるぶれが発生前の、画像メモリ25fの第1メモリ81aの画像を候補画像として記録する。この候補画像を記録する動作は、記録指示信号が入力される度に行われ、情報記録部27には候補画像が蓄積されていく。

[0087] 以上の動作を繰り返すことで、内視鏡画像のぶれが規定値より大きくなった場合の直前の内視鏡画像を候補画像として蓄積していくことが可能となる。尚、内視鏡画像のぶれを検出する方法としては、SHIFT (Scale-Invariant Feature Transform) による演算や、各画像に対応する特徴点を演算することができなかつた場合あるいは、画像の周波数解析で高周波成分が規定値以上に減少した場合に、同様に記録するようにしても良い。そのような場合にも同様の効果が得られる。

なお、上述した実施形態において、代表的な組み合わせの場合を説明したが、上述した組み合わせ以外の組み合わせにより、情報を記録するようにし

ても良い。

つまり、本発明は上述した実施形態における第1の条件と第2の条件に関する任意の組み合わせの構成、方法の場合も含む。

また、条件情報記録手段としての条件情報記録部27aは、第1の条件と第2の条件として設定可能な複数の候補条件の情報や候補情報をそれぞれ記録すると説明したが、候補条件の情報や候補情報を用いることなく、第1の条件と第2の条件として設定可能な複数の条件情報（又は情報）をそれぞれ記録しても良い。また、複数の条件情報（又は情報）を記録することなく、術者などが所望とする条件情報を指定するようにしても良い。

[0088] なお、上述の説明においては、入力装置31等から再度の位置合わせを行う指示信号が制御部26に入力された場合に、情報記録部27に記録された情報を候補情報として表示手段としてのモニタ32に表示（提示）することを説明した。

本発明はこの場合に限定されるものでなく、例えば、所定のタイミングで情報記録部27に記録された情報を候補情報として表示手段としてのモニタ32で表示（提示）するようにしても良い。

例えば入力装置31等からユーザが制御部26に対して、候補情報を表示する時間間隔や条件を設定するための入力を行い、制御部26は、設定された時間間隔又は条件に合致する場合に、情報記録部27から情報を読み出す制御を行い、画像処理部25を経てモニタ32にVBS画像を含む候補情報を表示するようにしても良い。

また、撮像手段により撮像された画像情報及び仮想内視鏡画像を比較する画像比較手段と、情報取得手段に記録された仮想内視鏡画像を所定のタイミングで表示する表示手段と、備えた構成において、情報取得手段が、画像比較手段の比較結果に基づいて撮像手段の少なくとも位置情報を取得する構成にしても良い。

なお、気管支径変化量検知部25eが検知した気管支径が基準の気管支径Dreより小さく、かつ画像変化量検知手段25gが検知したスパー等の特

徴部の変化量が設定値以上に変化した場合に、VBS画像を含む情報を情報記録部27に記録するが、前記変化量が最大値又はピークとなるように変化する場合には、情報記録制御部26c等がその変化量が最大値又はピークとなる挿入部11の先端の位置及びその姿勢と、対応するVBS画像を含む情報を情報記録部27に記録するようにしても良い。

また、本発明は、上述した例えば図1に示した構成に限定されるものでなく、請求項1に記載した基本的な構成（要素）のみにしても良いし、この基本的な構成において、単数又は複数の構成要素を選択的に追加した構成にしても良い。

[0089] 本出願は、2013年3月27日に日本国に出願された特願2013-67408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、請求の範囲に引用されるものとする。

請求の範囲

- [請求項1] 予め取得した被検体における3次元画像情報を記録する画像記録部と、
前記3次元画像情報から所定の管腔臓器を抽出する管腔臓器抽出部と、
前記管腔臓器抽出部により抽出された前記所定の管腔臓器の情報に対して所定の視点位置から内視鏡的に描画した仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成部と、
内視鏡内に設けられ、前記所定の管腔臓器内を撮像する撮像部と、
前記内視鏡の挿入部の先端の位置情報を取得する位置情報取得部と、
前記内視鏡の挿入部の先端の位置情報に基づいて前記所定の管腔臓器の管腔径の変化量を検知する管腔径変化量検知比較部と、
前記撮像部により撮像された内視鏡画像内において、前記所定の管腔臓器に関する特徴部の変化量を検知する画像変化量検知部と、
前記管腔径変化量検知部の検知結果及び前記画像変化量検知部の検知結果に基づいて、前記内視鏡の挿入部の先端の位置と、該先端の位置に対応する前記仮想内視鏡画像とを含む所定の情報を記録する情報記録部と、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。
- [請求項2] 前記管腔径変化量検知部は、前記内視鏡の挿入部の先端の長手方向に対して垂直な面における前記所定の管腔臓器の管腔径の変化量を検知することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。
- [請求項3] 前記管腔径変化量検知部は、前記所定の管腔臓器の管腔の中心線となる芯線に対して垂直な面における前記所定の管腔臓器の管腔径の変化量を検知することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。
- [請求項4] 前記画像変化量検知部は、前記所定の管腔臓器の管腔が分岐する分岐領域における特徴部の形状変化量を検知することを特徴とする請求

項 1 に記載の内視鏡システム。

[請求項5] 前記画像変化量検知部は、前記所定の管腔臓器の管腔が分岐する分岐領域における特徴領域の明るさ情報の変化量を検知することを特徴とすることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

[請求項6] 前記撮像部により撮像された前記内視鏡画像及び前記仮想内視鏡画像生成部により生成された前記仮想内視鏡画像を比較する画像比較部を更に備え、

前記位置情報取得部は、前記画像比較部の比較結果に基づいて前記内視鏡の挿入部の先端の前記位置情報を取得することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

[請求項7] 前記所定の管腔臓器の管腔形状画像を生成する管腔形状画像生成部と、

前記位置情報取得部が前記画像比較部の比較結果に基づく前記内視鏡の挿入部の先端の位置情報の取得に失敗した場合、又は前記所定の情報を提示させるための指示信号が発生した場合に、前記情報記録部に記録された前記所定の情報における前記内視鏡の挿入部の先端の位置を前記管腔形状画像における対応する位置に表示すると共に、該先端の位置に対応する前記仮想内視鏡画像を表示するように制御する表示制御部と、

を更に備え、

前記位置情報取得部は、前記情報記録部から読み出された前記仮想内視鏡画像と、前記撮像部により撮像された現在の内視鏡画像との比較により、前記内視鏡の挿入部の先端の位置情報を取得することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

[請求項8] 前記管腔径変化量知部が検知した前記管腔径が、予め設定された基準の管腔径より小さく、かつ前記画像変化量検知部が検知した前記特徴部の変化量が予め設定された設定値以上に変化した場合に、前記情報記録部が前記所定の情報を記録するように制御する情報記録制御部

を更に有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

[請求項9] 前記画像変化量検知部が検知した前記特徴部の変化量が前記設定値を超えて変化する場合には、前記変化量が最大値となる場合に前記情報記録部が前記所定の情報を記録するように制御することを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡システム。

[請求項10] 更に、管腔径変化量検知部の検知結果と前記画像変化量検知部の検知結果とが所定の条件を形成する第 1 の条件と第 2 の条件をそれぞれ満たすか否かの判定を行う条件判定部を有し、前記情報記録部は、前記条件判定部が前記所定を満たす判定結果の場合に、前記所定の情報を記録することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

[請求項11] 更に、前記第 1 の条件と前記第 2 の条件としてそれぞれ複数の条件情報を記録した条件情報記録部と、

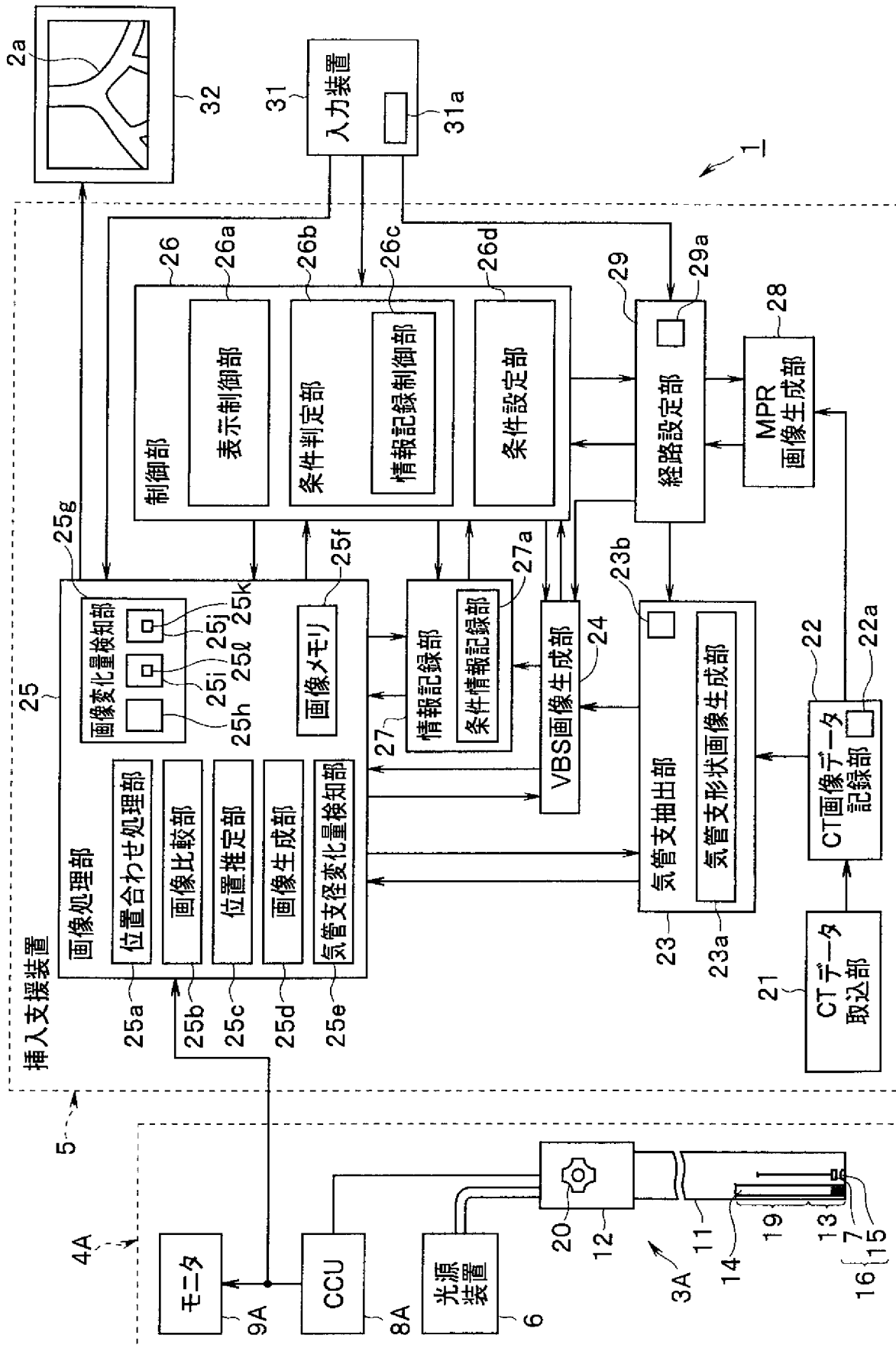
前記条件情報記録部から前記第 1 の条件と前記第 2 の条件としてそれぞれ使用する条件情報を選択的に指定する指定部と、

を備えることを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡システム。

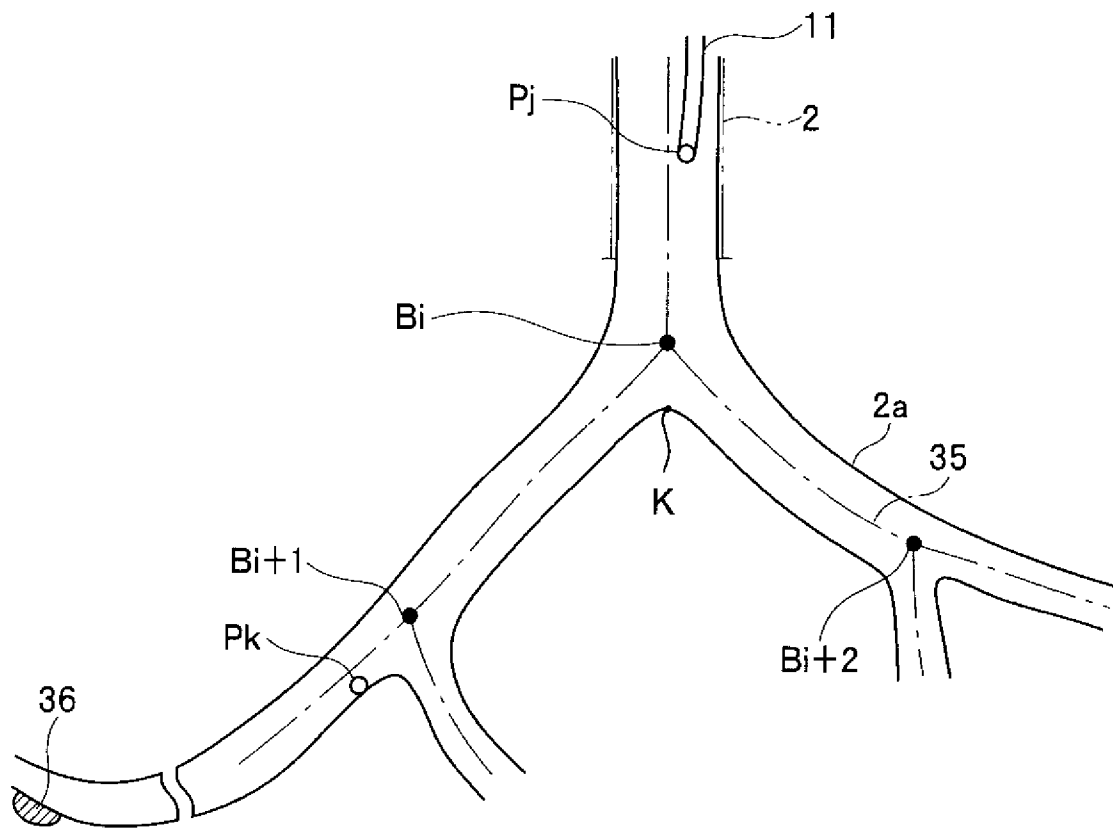
[請求項12] 前記画像変化量検知部は、前記所定の管腔臓器の管腔が分岐する分岐領域における特徴部の形状変化量として、前記管腔が分岐する分岐境界の長さ、又は前記分岐境界の長手方向の向きの変化が設定値以上変化したか否かを検知することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

[請求項13] 前記条件判定部が、前記所定の条件を満たすと判定した場合、前記情報記録部は、前記挿入部の先端の位置と、前記仮想内視鏡画像とを含む前記所定の情報として、更に前記挿入部の先端の軸方向の情報を記録することを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡システム。

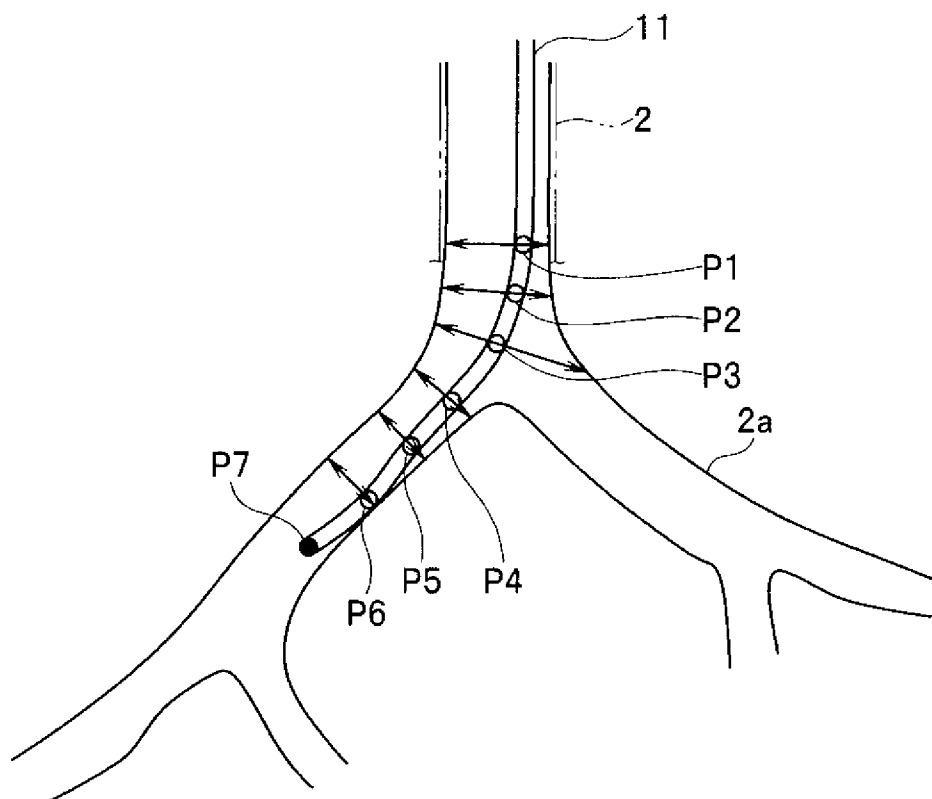
[図1]



[図2A]

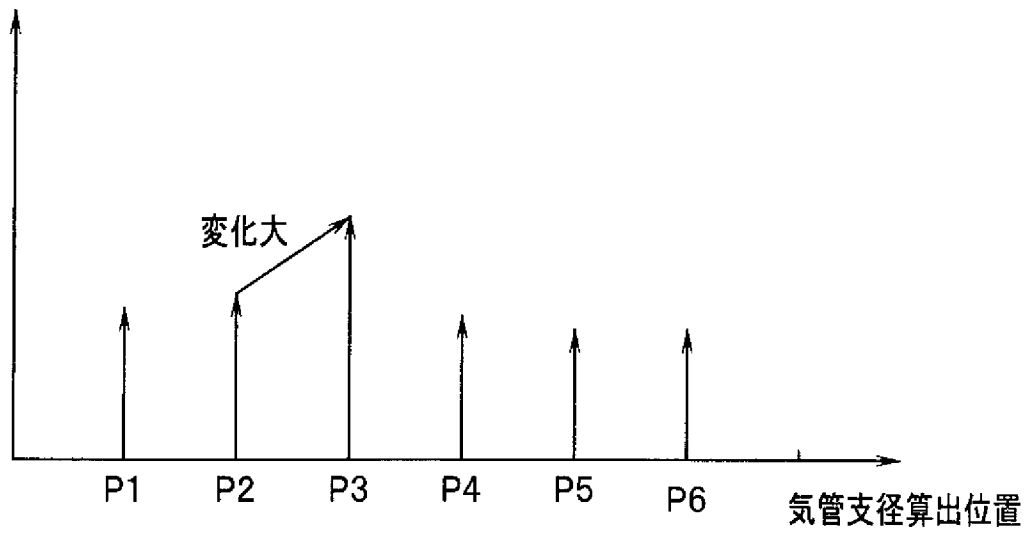


[図2B]

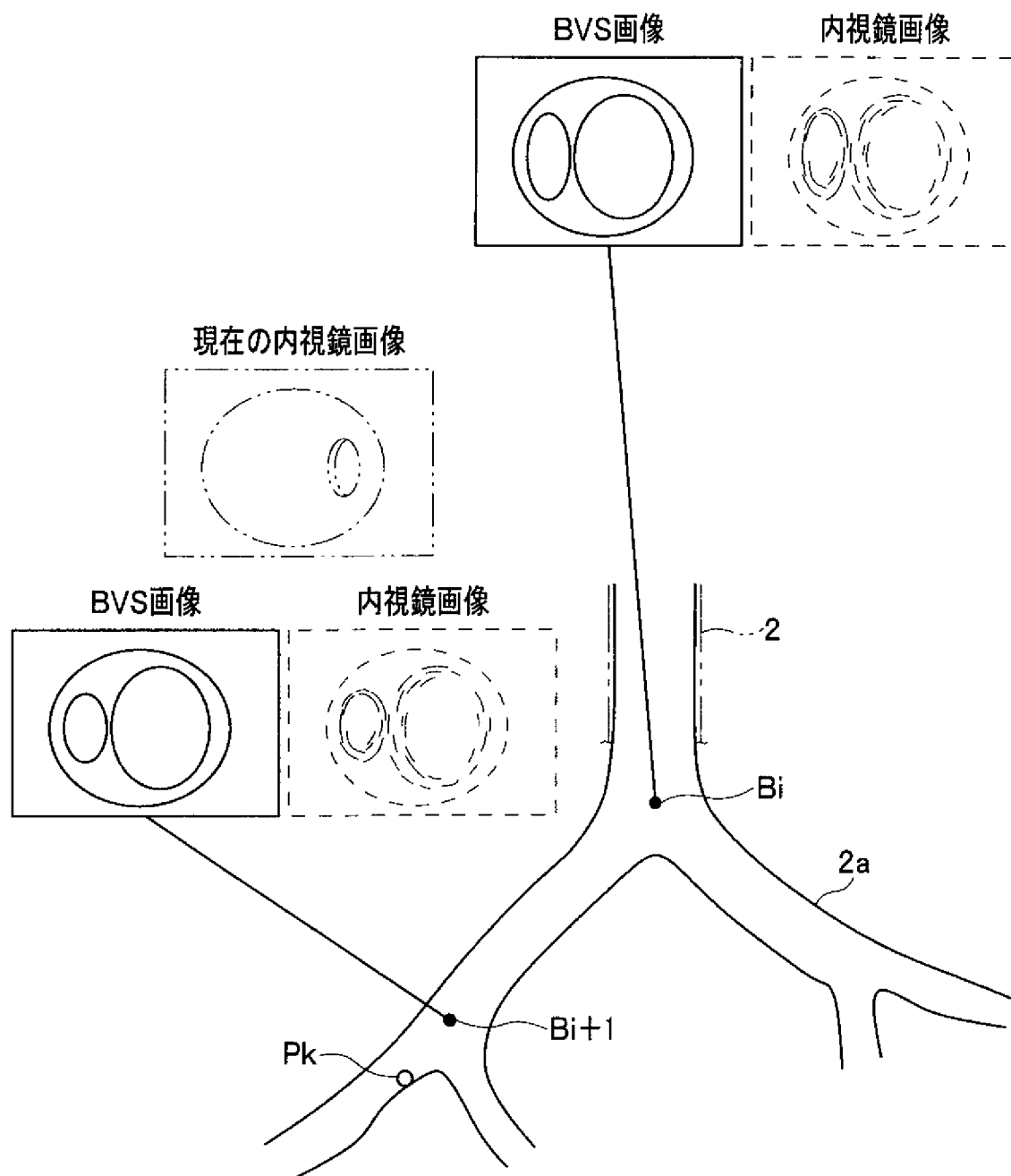


[図2C]

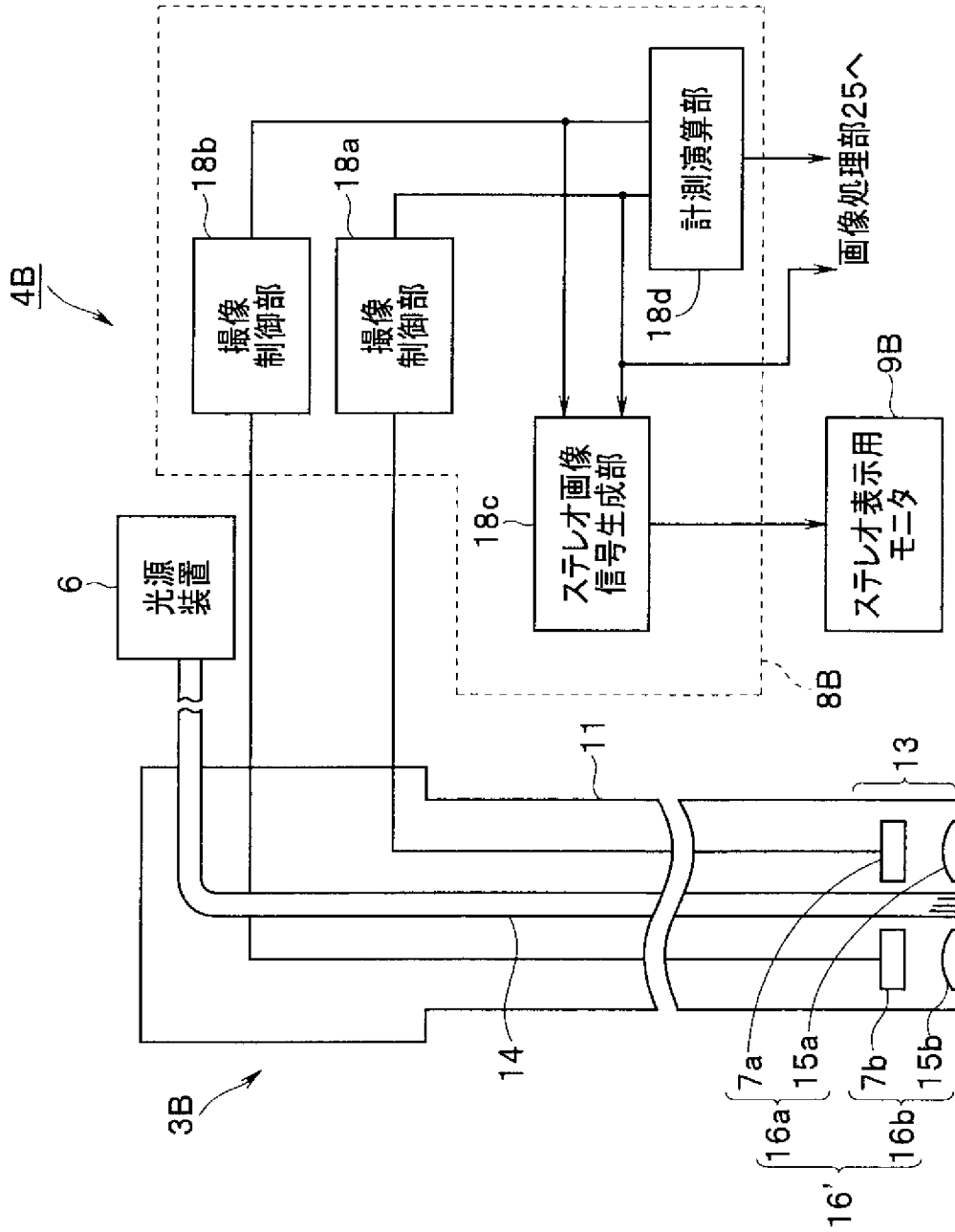
气管支径Den



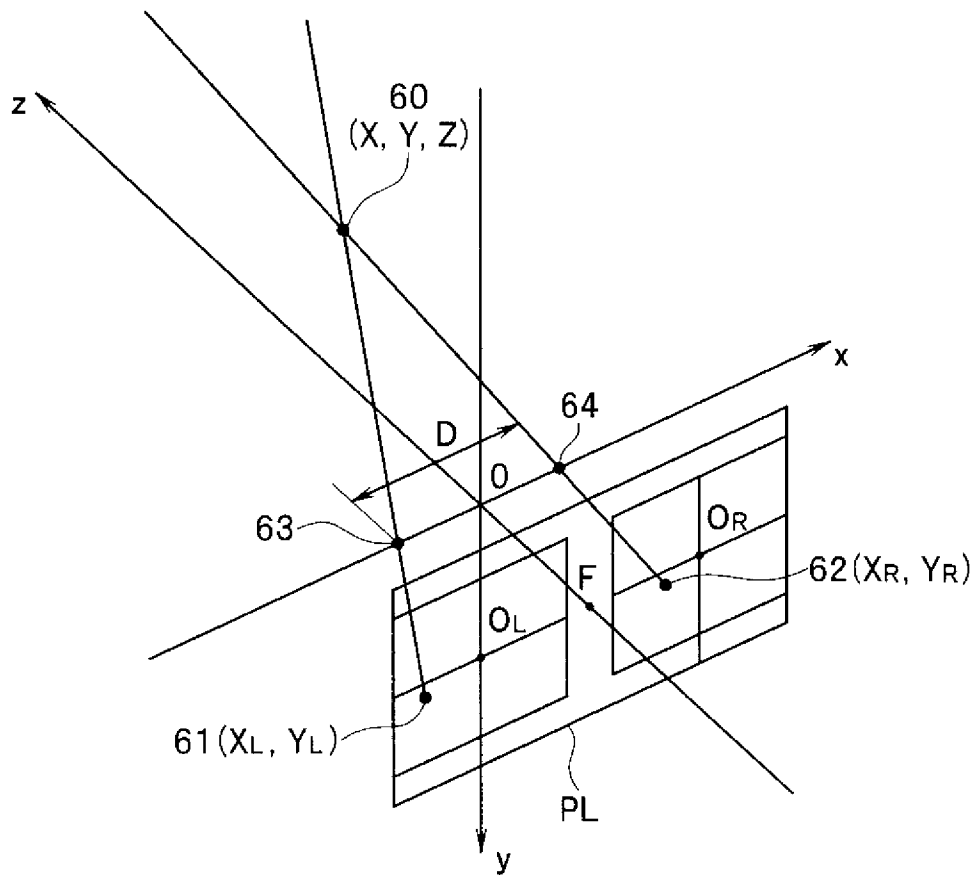
[図2D]



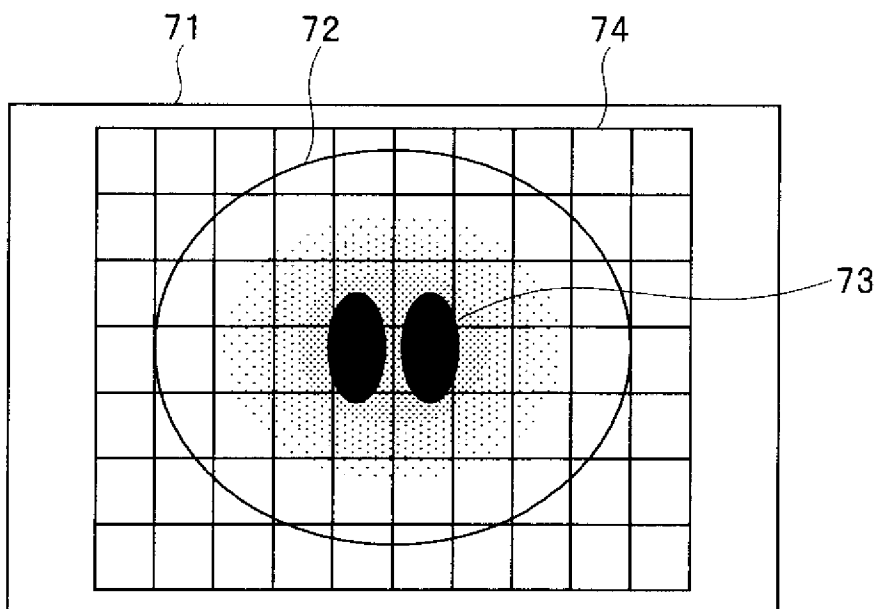
[図3A]



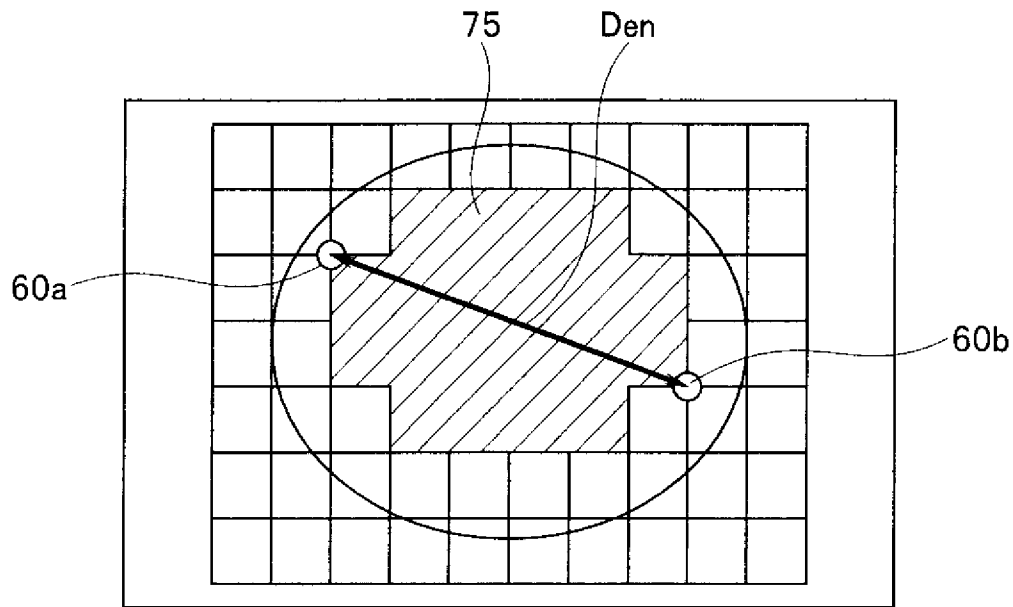
[図3B]



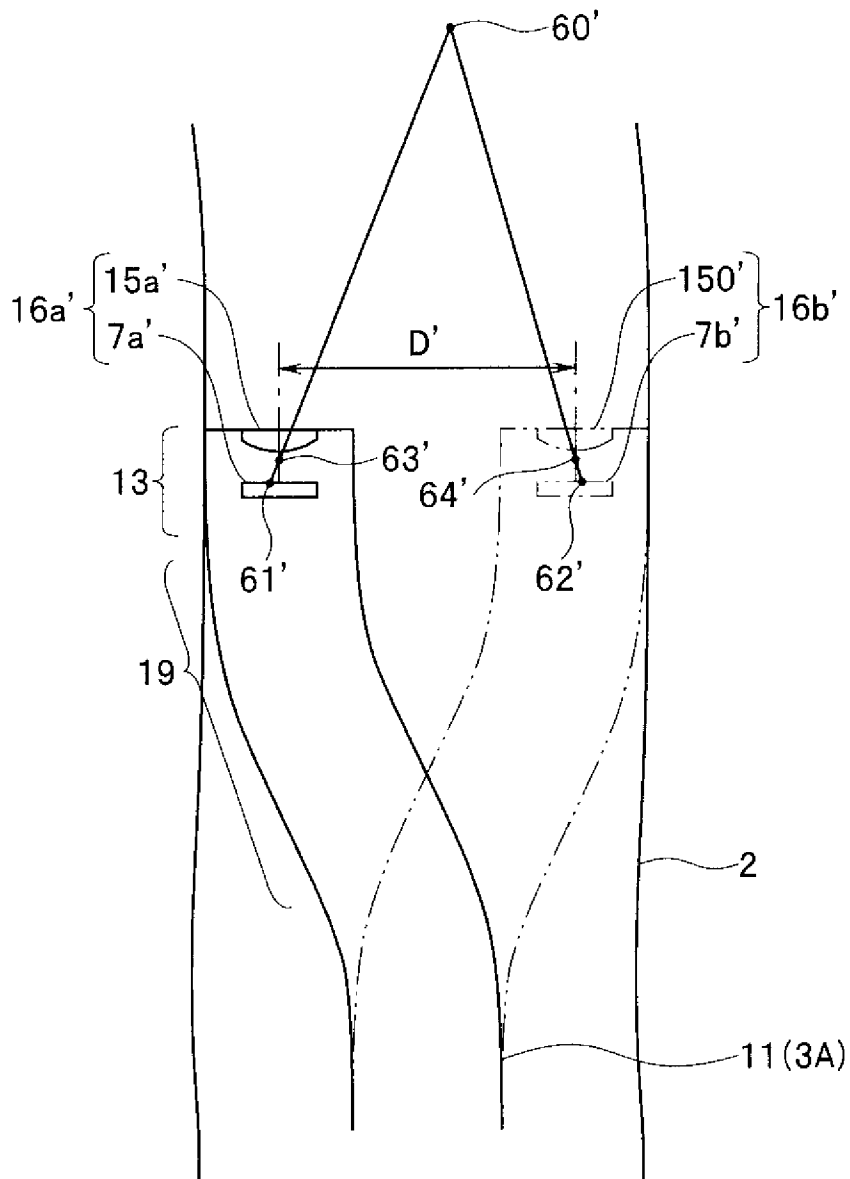
[図3C]



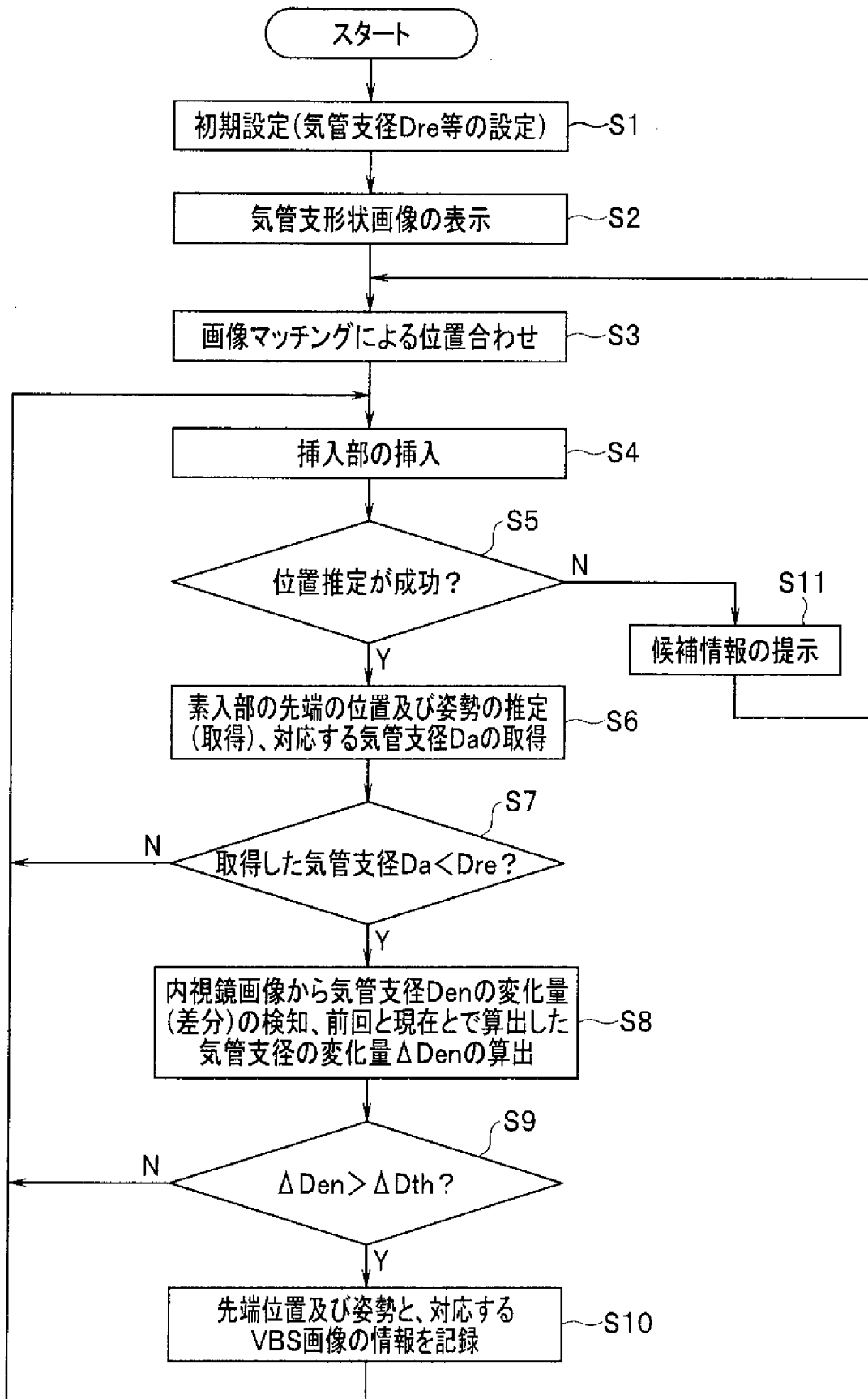
[図3D]



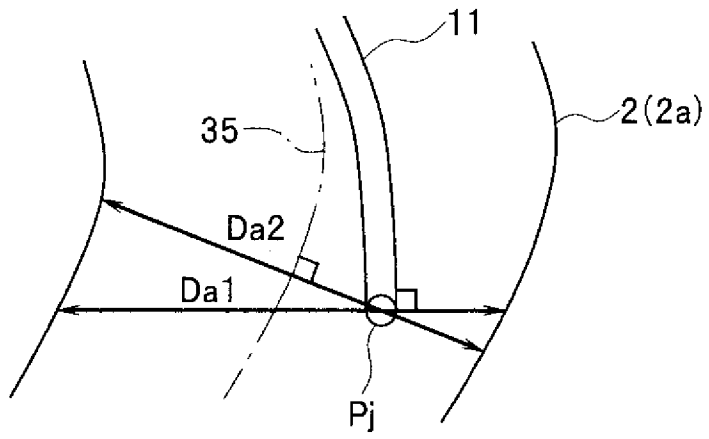
[図3E]



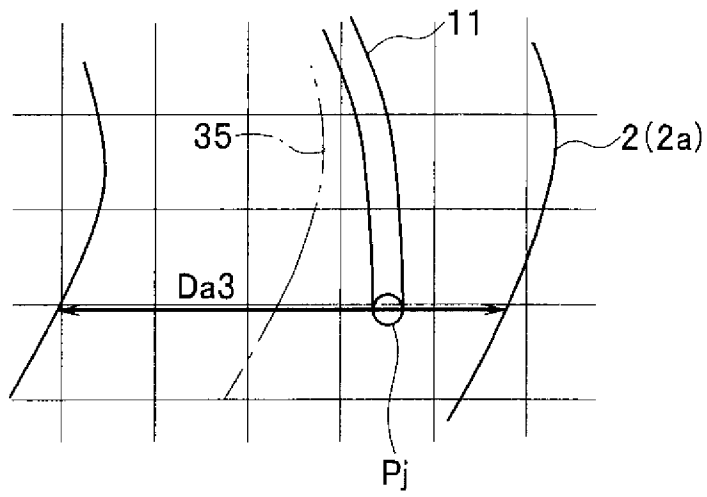
[図4]



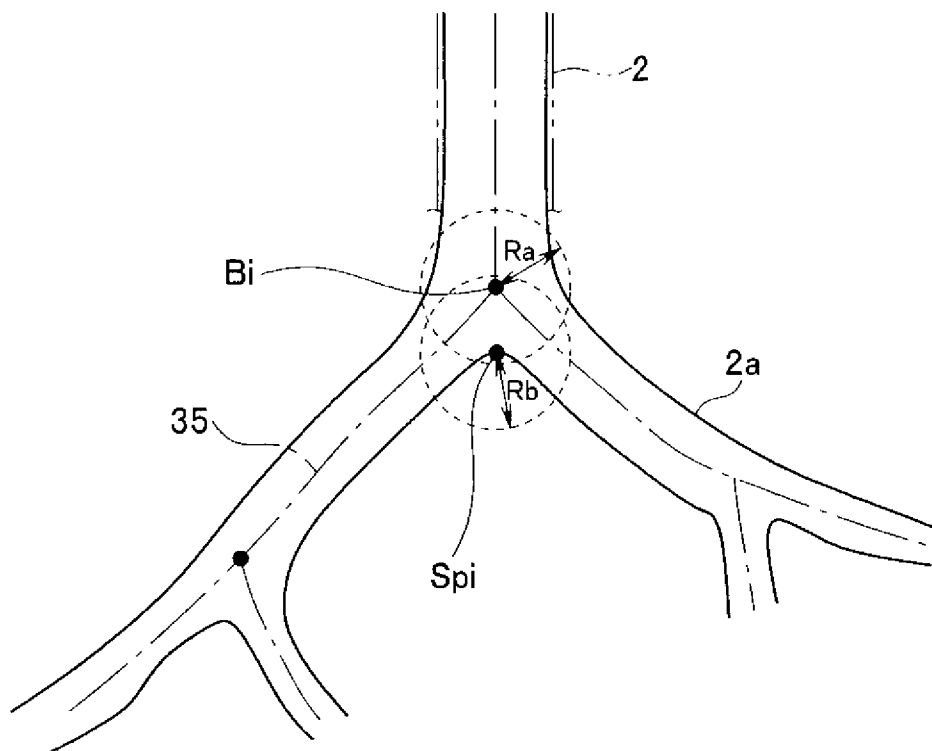
[図5]



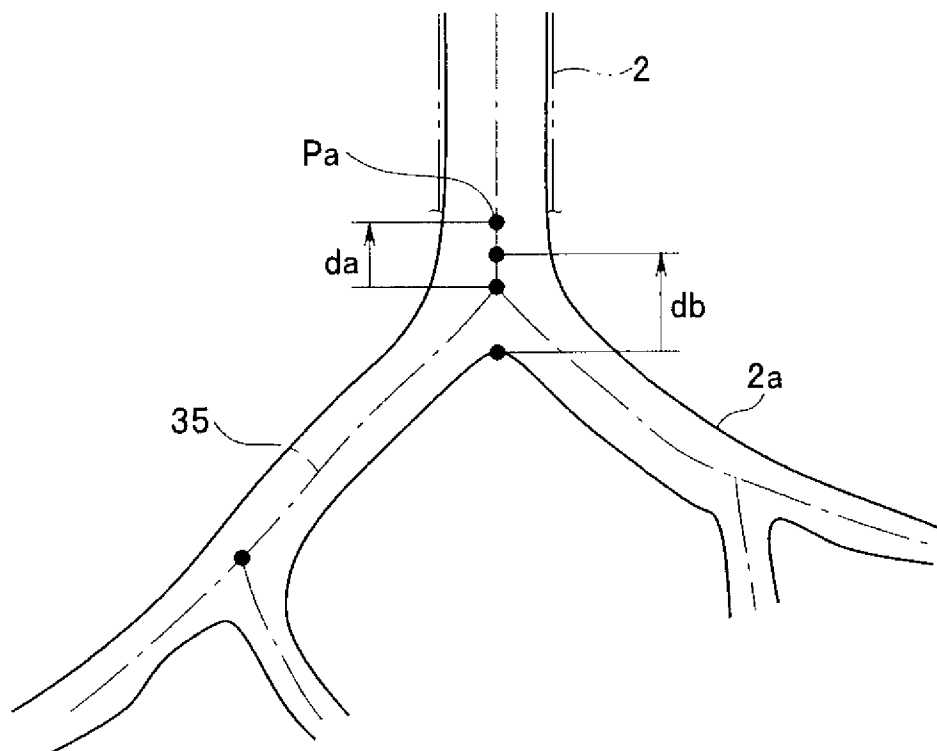
[図6]



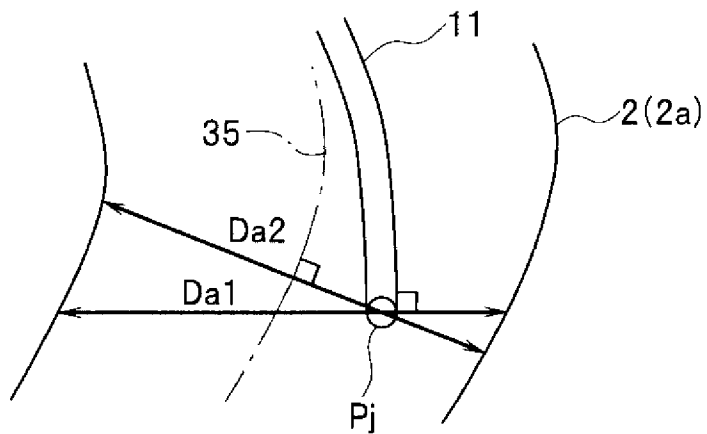
[図7]



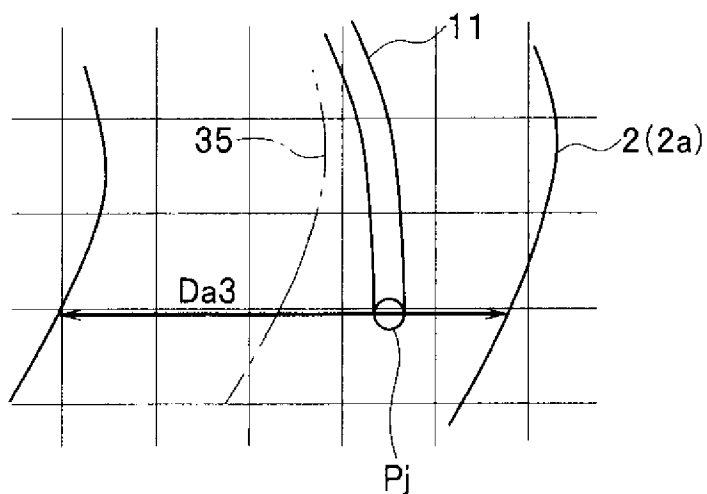
[図8]



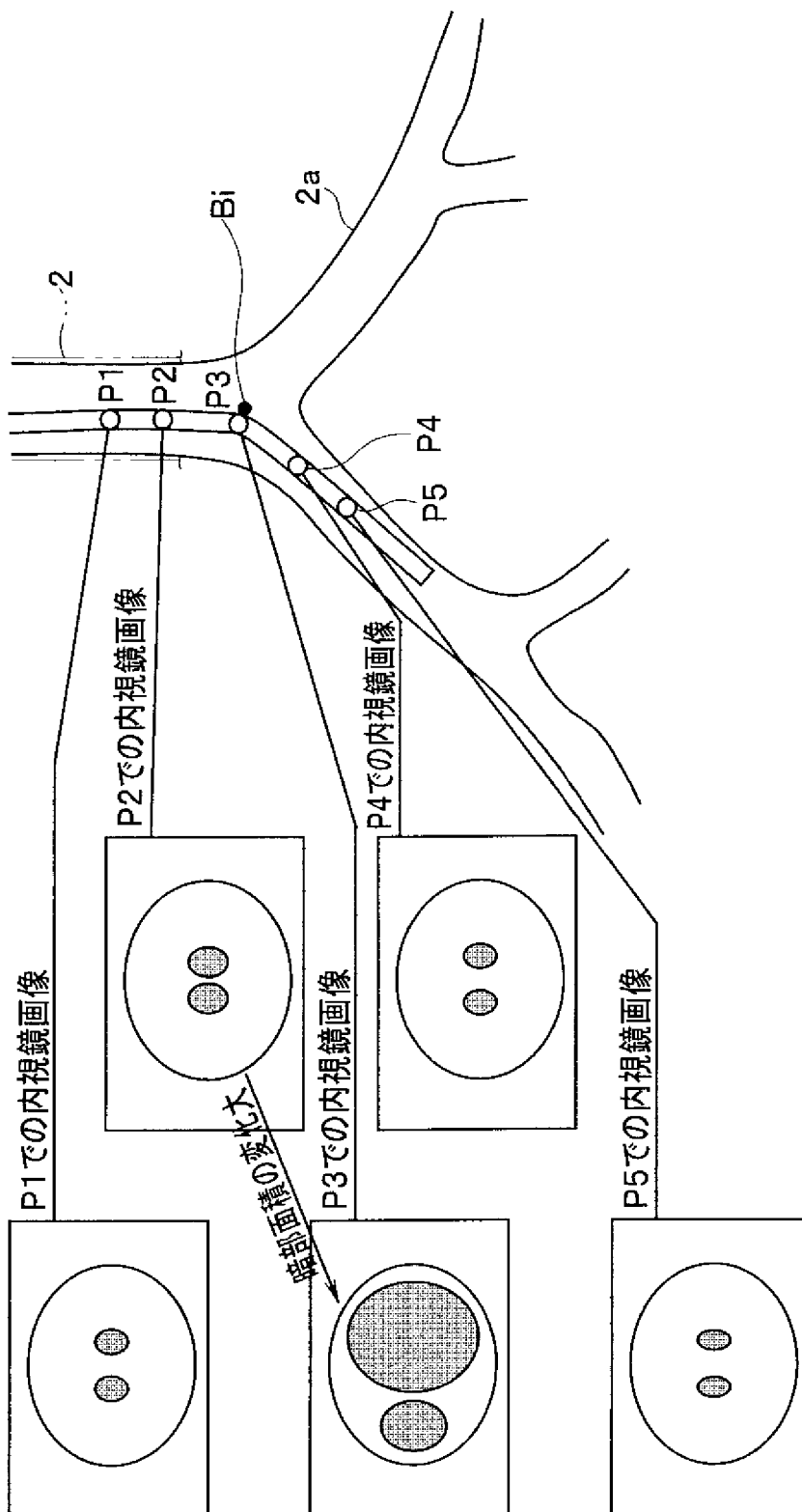
[図9]



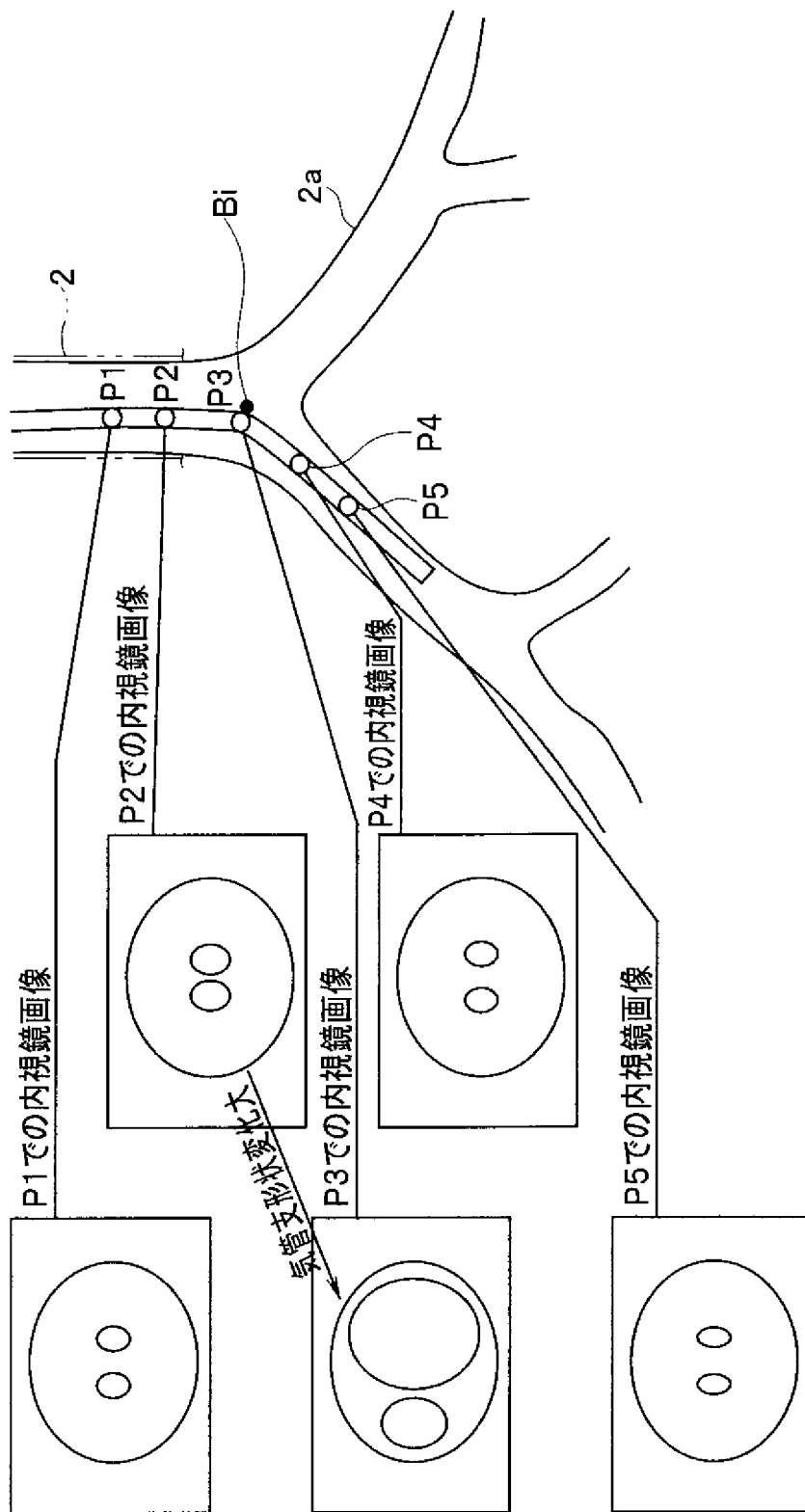
[図10]



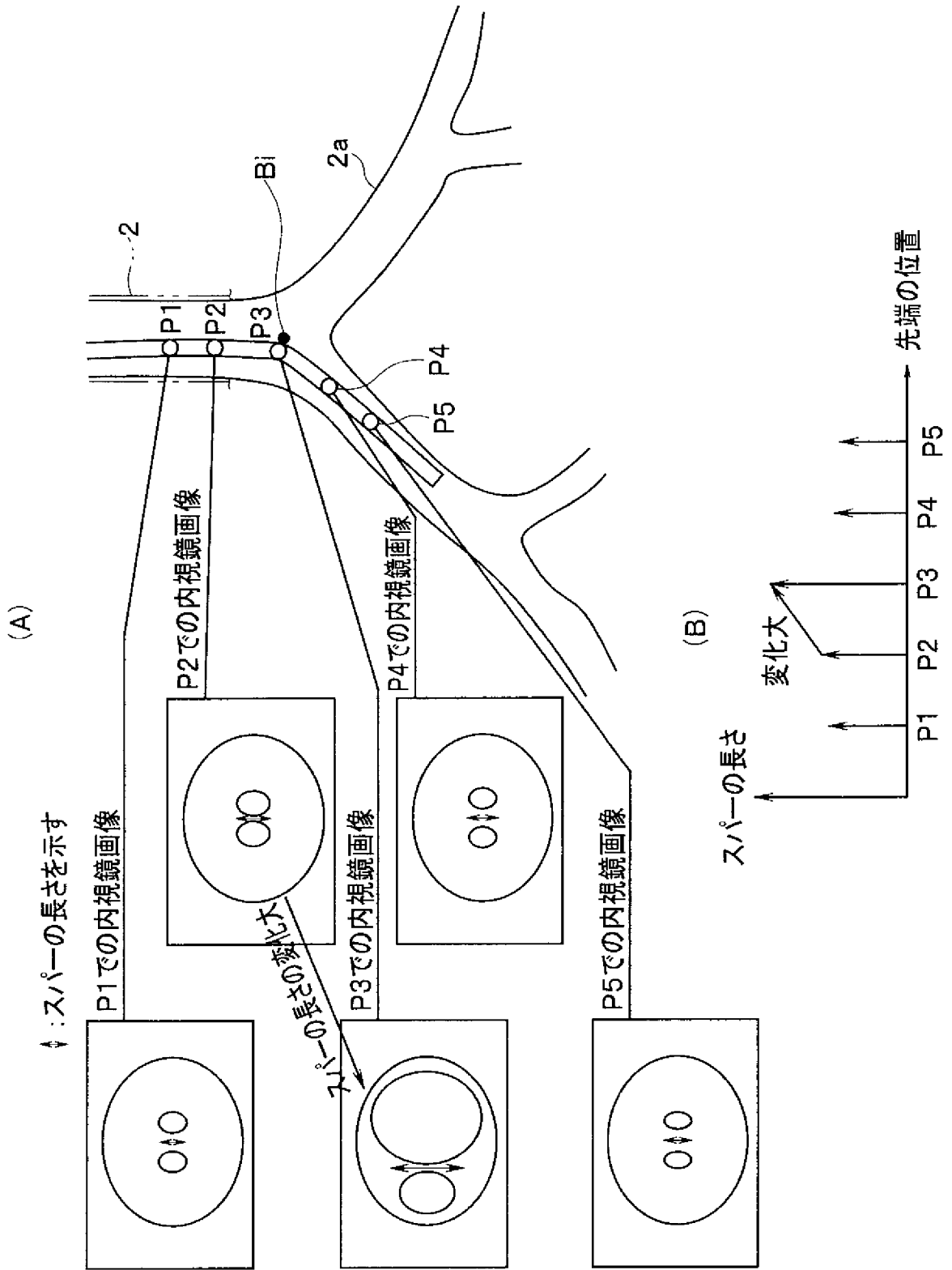
[図11]



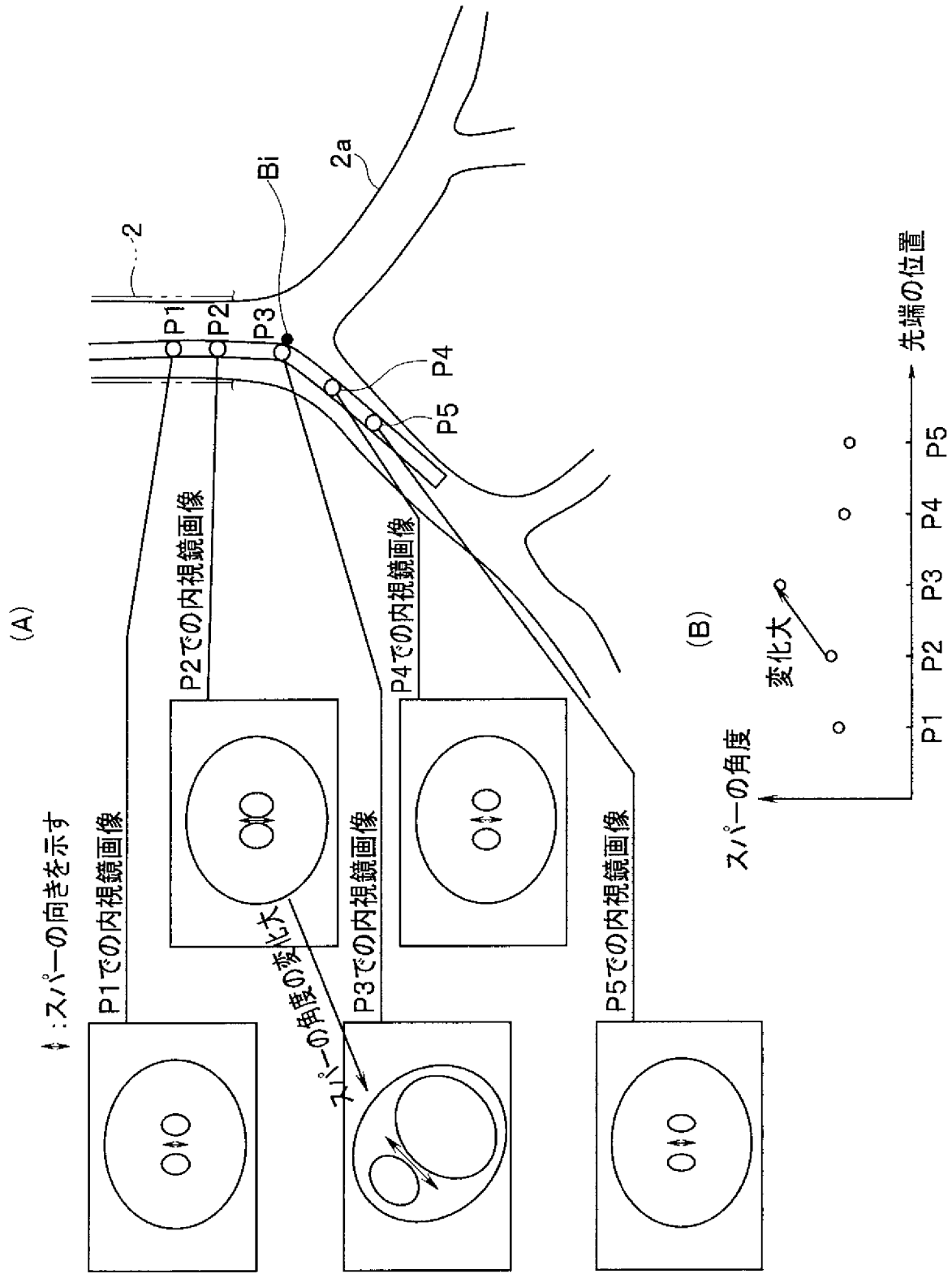
[図12]



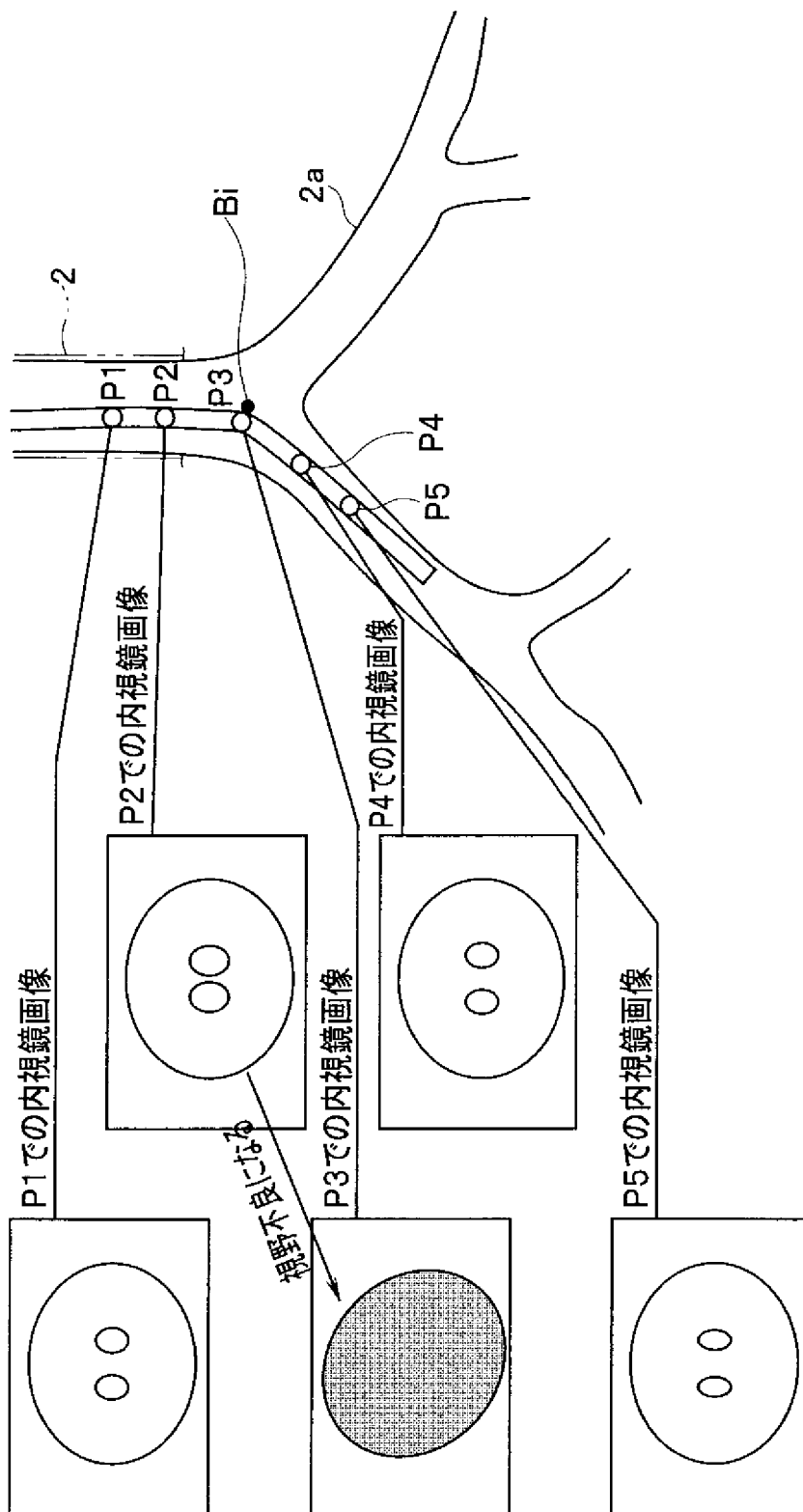
[図13]



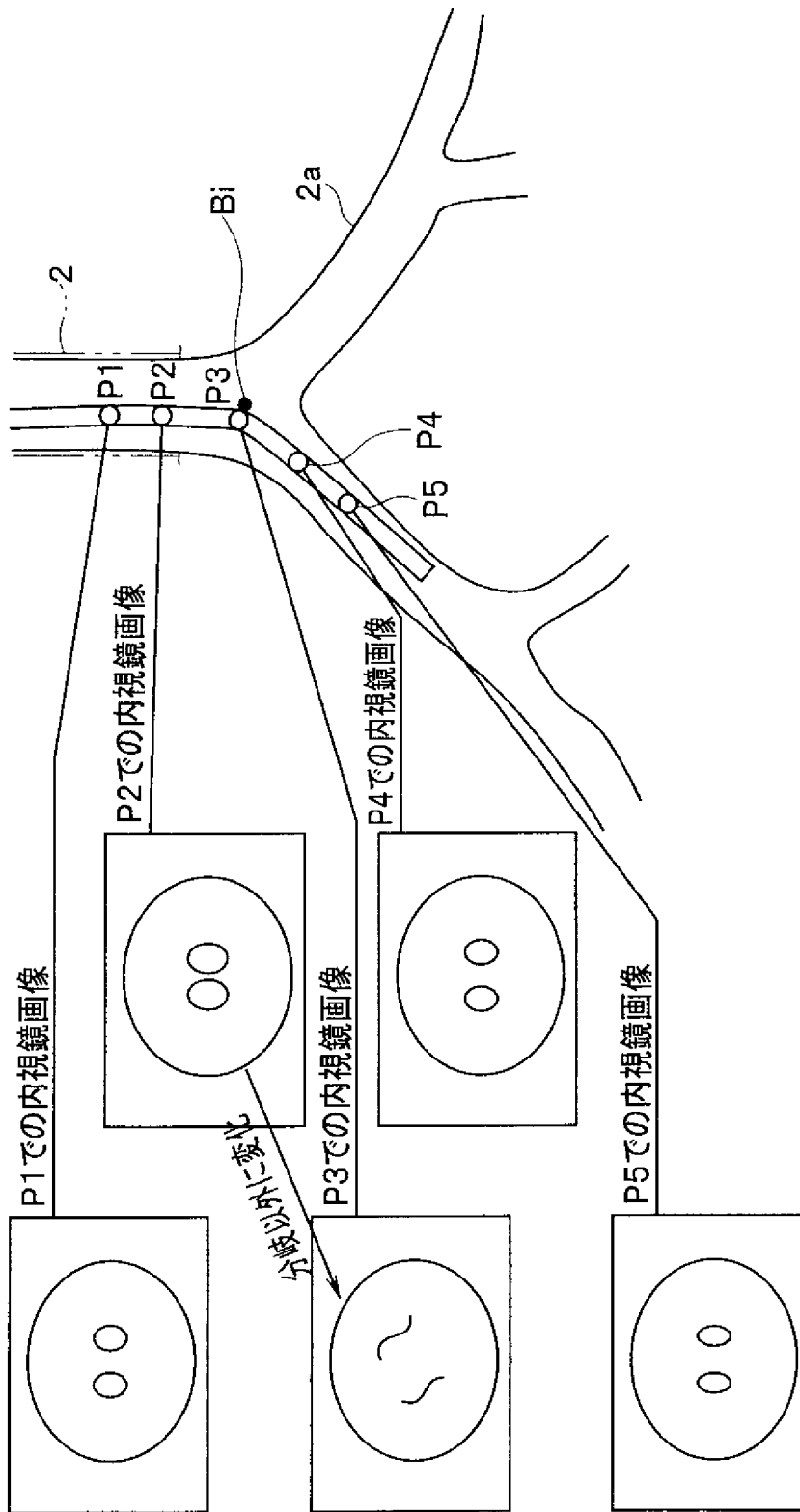
[図14]



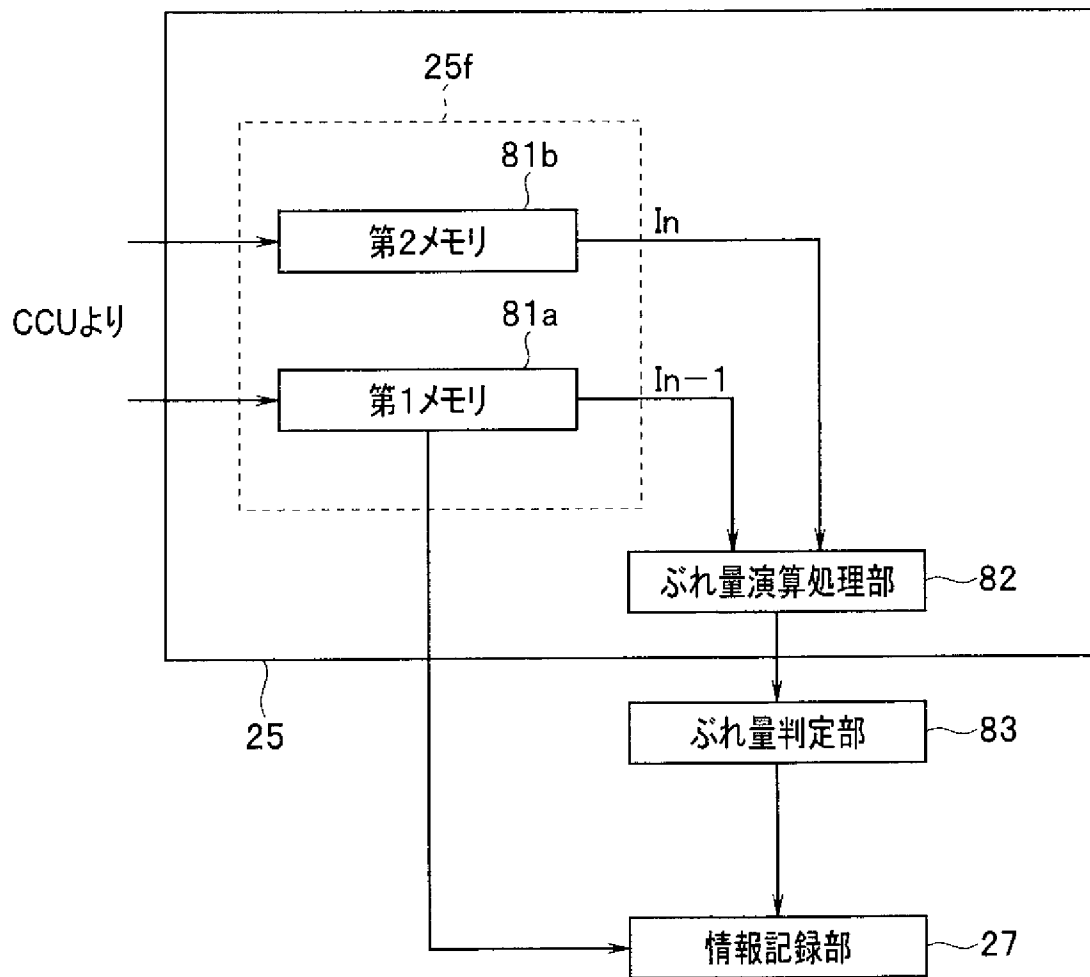
[図15]



[図16]



[図17]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/053876

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

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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 2011-212244 A (Fujifilm Corp.), 27 October 2011 (27.10.2011), paragraphs [0017], [0023], [0039]; 7th carrying-out mode & US 2013/23730 A1 & EP 2554103 A1 & CN 102821671 A	1-13
A	WO 2011/94518 A2 (THE PENN STATE RESEARCH FOUNDATION), 04 August 2011 (04.08.2011), & JP 2013/517909 A & US 2011/184238 A1 & CN 102883651 A	1-13

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 15 April, 2014 (15.04.14)	Date of mailing of the international search report 28 April, 2014 (28.04.14)
--	---

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/053876

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2012-505695 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 08 March 2012 (08.03.2012), abstract; paragraph [0004] & US 2011/282151 A1 & EP 2348954 A1 & CN 102186404 A	1-13
A	WO 2011/101754 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.), 25 August 2011 (25.08.2011), fig. 1 & JP 2013-519486 A & US 2012/302878 A1 & CN 102858229 A	1-13
A	JP 2005-338551 A (Olympus Corp.), 08 December 2005 (08.12.2005), abstract; paragraphs [0035], [0081], [0093] (Family: none)	1-13

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		
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		
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 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014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
A	JP 2011-212244 A (富士フイルム株式会社) 2011.10.27, 段落【0017】、【0023】、【0039】、 第7の実施形態 & US 2013/23730 A1 & EP 2554103 A1 & CN 102821671 A	1-13
A	WO 2011/94518 A2 (THE PENN STATE RESEAR CH FOUNDATION) 2011.08.04, & JP 2013/517909 A & US 2011/184238 A1 & CN 102883651 A	1-13
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 15.04.2014	国際調査報告の発送日 28.04.2014	
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) 小田倉 直人 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9163

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 請求項の番号
A	JP 2012-505695 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロ ニクス エヌ ヴィ) 2012.03.08, 【要約】、段落【0004】 & US 2011/282151 A1 & EP 2348954 A1 & CN 102186404 A	1-13
A	WO 2011/101754 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS E LECTRONICS N. V.) 2011.08.25, FIG. 1 & JP 2013-519486 A & US 2012/302878 A1 & CN 102858229 A	1-13
A	JP 2005-338551 A (オリンパス株式会社) 2005.12.08, 【要約】、段落【0035】、【0081】、【0093】 (ファミリーなし)	1-13