

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-205184

(P2005-205184A)

(43) 公開日 平成17年8月4日(2005.8.4)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/04

A61B 1/00

A61B 19/00

G06T 1/00

G06T 3/00

F I

A61B 1/04

370

A61B 1/00

300Z

A61B 19/00

501

G06T 1/00

290B

G06T 3/00

300

テーマコード (参考)

4C061

5B057

5C054

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 18 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2004-349139 (P2004-349139)

(22) 出願日 平成16年12月1日 (2004.12.1)

(31) 優先権主張番号 特願2003-424646 (P2003-424646)

(32) 優先日 平成15年12月22日 (2003.12.22)

(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(出願人による申告) 国等の委託研究の成果に係る特許出願(平成15年度新エネルギー・産業技術総合開発機構・健康寿命延伸のための医療福祉機器高度化プログラム 早期診断・短期回復のための高度診断・治療システム 内視鏡等による低侵襲高度手術支援システムの委託研究・産業活力再生特別措置法第30条の適用を受けるもの)

(71) 出願人 000000527

ペンタックス株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(71) 出願人 594164542

東芝メディカルシステムズ株式会社

栃木県大田原市下石上1385番地

(74) 代理人 100098235

弁理士 金井 英幸

(72) 発明者 伊藤 栄一

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内

(72) 発明者 南部 恭二郎

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝

メディカルシステムズ株式会社本社内

Fターム(参考) 4C061 HH51 WW10

最終頁に続く

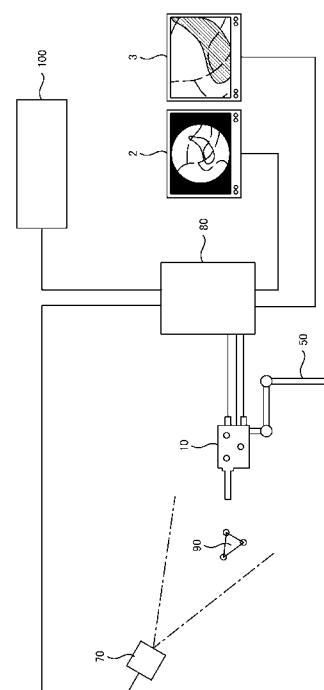
(54) 【発明の名称】 診断支援装置

(57) 【要約】

【課題】 内視鏡装置の位置を変更することなく観察範囲を変更することができ、かつ、内視鏡装置により得られる画像の情報と透視画像の情報との位置関係を術者が容易に把握できるようにすること。

【解決手段】 内視鏡装置10を架台保持装置50によって患者付近に固定し、内視鏡装置10の硬性内視鏡10a内の対物光学系を含む第1撮影光学系により形成される広角像と対応する透過画像とを重畳して第1モニター2に表示すると同時に、第2撮影光学系により形成される拡大像と対応する透過画像とを重畳して第2モニター3に表示する。第2撮影光学系に含まれるペシャンプリズム24を光軸に対して垂直な面内でシフトさせることにより、拡大像の撮影範囲を移動させることができ、これに応じて透過画像の表示範囲をシフトさせることにより、ずれのない重畳表示が可能である。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の内部構造を光学系を介して撮像素子上に結像させて撮影する内視鏡装置と、
該内視鏡装置を前記被検体に対して固定可能に保持する保持装置と、
前記内視鏡装置により撮影された前記被検体の所定部位の内視鏡画像に、断層診断装置
により得られた断層画像に基づいて生成された前記所定部位の透視画像を重畳する画像合
成手段と、

該画像合成手段により合成された画像を表示する表示手段と、
前記内視鏡装置の光学系による結像位置と前記撮像素子の位置とを前記光学系の光軸に
対して垂直な面内で相対的にシフトさせる第 1 のシフト手段と、

10

該第 1 のシフト手段によるシフトに伴う前記内視鏡画像の撮影範囲の変化に対応させて
前記透視画像の表示範囲をシフトさせる第 2 のシフト手段とを備え、

前記第 1 のシフト手段によるシフト後の内視鏡画像と前記第 2 のシフト手段によるシフ
ト後の透視画像とを前記画像合成手段により合成して前記表示手段に表示させることを特
徴とする診断支援装置。

【請求項 2】

前記断層診断装置は、CT 装置、または MRI 装置であることを特徴とする請求項 1 に
記載の診断支援装置。

【請求項 3】

前記第 1 のシフト手段は、前記内視鏡装置の光学系に含まれるペシャンプリズムと、該
ペシャンプリズムを光軸に垂直な面内で二次元的に移動させるプリズム移動機構とを備え
ることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の診断支援装置。

20

【請求項 4】

前記内視鏡装置は、被検体の像を形成する対物光学系と、該対物光学系により形成され
る被検体の像の所定範囲を再結像させる第 1 再結像光学系と、該第 1 再結像光学系により
形成される像を撮影する第 1 撮像素子と、前記対物光学系により形成される像の前記所定
範囲の一部を拡大して再結像させる第 2 再結像光学系と、該第 2 再結像光学系により形成
される像を撮影する第 2 撮像素子とを備え、

前記画像合成手段は、前記第 1 撮像素子により撮影された第 1 の内視鏡画像とこれに対
応する範囲の前記透視画像とを合成して第 1 の合成画像を生成すると共に、前記第 2 撮像
素子により撮影された第 2 の内視鏡画像とこれに対応する範囲の前記透視画像とを合成し
て第 2 の合成画像を生成し、

30

前記第 1 のシフト手段は、前記第 2 撮影光学系による結像位置と前記第 2 撮像素子の位
置とを相対的にシフトさせ、

前記第 2 のシフト手段は、前記第 2 の合成画像を構成する透視画像の表示範囲をシフト
させ、

前記表示手段は、前記第 1 の合成画像を表示する第 1 の表示装置と、前記第 2 の合成画
像を表示する第 2 の表示装置とを含むことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の
診断支援装置。

【請求項 5】

40

内視鏡設置時に内視鏡装置の基準位置を第 1 の座標値、透視画像の基準位置を第 2 の座
標値として測定する位置測定装置と、

第 1 撮影光学系と、

前記第 1 撮影光学系を介して所定範囲の視野の像を撮像して第 1 画像信号を出力する第
1 撮像デバイスと、

少なくとも一枚のレンズを含み、前記所定範囲の視野中の少なくとも一部の像を形成す
る第 2 撮影光学系と、

前記第 2 撮影光学系を介して、前記像を撮像して第 2 画像信号を出力する第 2 撮像デバ
イスと、

前記第 2 撮影光学系中のレンズの光軸と前記第 2 撮像デバイスとを相対的にシフトさせ

50

ることによって、前記第 2 撮影光学系を介して前記第 2 撮像デバイスによる撮像範囲を、前記所定範囲の視野内で移動させるシフト装置と、

前記シフト装置によってシフトされた前記レンズの光軸と前記第 2 撮像デバイスとのシフト量を第 3 の座標値として出力する内視鏡装置と、

前記第 1 の座標値と前記第 2 の座標値に基づいて第 1 画像信号に透視画像を合成し、前記第 1 の座標値と前記第 2 の座標値と第 3 の座標値に基づいて第 2 画像信号に透視画像を合成する画像合成装置と、

当該画像合成装置から出力された前記第 1 の画像信号を表示する第 1 の表示装置と、

第 2 の画像信号を表示する、第 2 の表示装置を備えることを特徴とする診断支援装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡装置により撮影された体内の内視鏡画像と、CT、MRI等の断層診断装置により得られた透視画像とをモニター画面上で重畳して施術者に表示することにより診断の支援をする診断支援装置に関する。

【背景技術】

【0002】

術中に内視鏡画像と断層診断装置により得られた透視画像とをモニター画面上に重畳して表示する装置は従来から知られている。例えば、特許文献 1 には、術前に断層診断装置により測定された被検体のデータに基づいて手術による変形を織り込んで被検体の変形後の三次元情報を生成してデータベースに記憶し、術中に計測された被検体の形状に類似する三次元情報を読み出して透視画像(データ画像)を生成し、硬性鏡により撮影された内視鏡画像に重畳してモニターに出力する手術ナビゲーション装置が開示されている。

20

【0003】

なお、透視画像とは、断層診断装置により得られた物体の断層画像を三次元データに再構築し、これに基づいて任意の視点から見たときに物体内部構造がどのように見えるかを計算してレタリングされた二次元画像をいう。レタリングの方法としては、コンピュータグラフィックスや画像診断装置において利用されている一般的な手法を用いることができる。例えば、三次元物体の特定表面(例えば空気と空気以外の物質との境界面)を抽出するサーフェスレタリング、物体内の各点の物理的特性を表す数値に基づいて擬似的に透視するボリュームレタリング、あるいは、物体の内部構造のうち目的に応じて重要とみなされる部分(例えば血管)の概観形状を三次元的な線画で表して透視するワイヤフレームレタリングなどがある。

30

【0004】

また、特許文献 2 には、接続される硬性鏡等の機器の機種の違いや個体差をデータとして記録しておき、術前に断層診断装置により測定された被検体のデータに基づいて生成された透視画像を硬性鏡により撮影された内視鏡画像と重畳する際に、上記の個体差を考慮して両画像の相対位置関係を補正する手法が開示されている。

【0005】

一方、透視画像に内視鏡の観察部位を示すカーソルや、手術具の位置を重畳して表示する装置も従来から知られている。例えば、特許文献 3 には、先端を移動させずに撮影範囲を移動させるため、接続されたテレビカメラに CCD 移動機構を備えた硬性鏡が開示されている。この文献に記載された術部観察システムは、術前に CT, MRI 等により測定された被検体のデータに基づいて生成された透視画像上に、上記の移動機構によるシフトを考慮に入れて硬性鏡の観察位置をカーソルとして重畳してモニター上に表示する。

40

【0006】

また、特許文献 4 は、手術具の位置を透視画像上に表示する装置を開示している。この文献に開示される装置は、被検体および手術具の 3 次元位置姿勢情報に基づいて、術前に CT, MRI 等により測定された被検体の断層像情報から対応する断層像を抽出し、手術具の 3 次元位置姿勢を抽出された断層像上に重畳して表示する。

50

【 0 0 0 7 】

さらに、特許文献 5 は、被検体と手術具の 3 次元位置姿勢情報に基づいて、術前に C T , M R I 等により測定された被検体の断層像情報から対応する断層像を抽出し、手術具の 3 次元位置姿勢を抽出された断層像上に重畳し、さらに、被検体と手術具との距離を測定し、その距離情報に基づいて表示される画像の大きさを変化させる手術ナビゲーション装置を開示している。

【特許文献 1】特開 2 0 0 2 - 1 0 2 2 4 9 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 2 - 2 2 4 1 3 8 号公報

【特許文献 3】特開 2 0 0 1 - 1 9 8 1 4 1 号公報

【特許文献 4】特開 2 0 0 1 - 2 9 3 0 0 6 号公報

【特許文献 5】特開 2 0 0 2 - 1 7 7 5 1 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

しかしながら、特許文献 1 , 2 に開示される手術ナビゲーション装置は、内視鏡装置自体を移動させなければ観察範囲を変更することができないため、観察範囲をわずかに移動させる際にも内視鏡装置の位置を再設定しなければならず、操作が煩雑である。一方、特許文献 3 ~ 5 に開示される装置は、内視鏡装置の観察位置、あるいは手術具の位置が透視画像上に重畳して表示されるのみであるため、内視鏡装置を利用する場合には、内視鏡装置により得られる画像の情報(体腔壁の形状等)と、透視画像の情報(血管の位置等)との位置関係を直接把握することができない。

【 0 0 0 9 】

本発明は、上述した従来技術の問題点に鑑みてなされたものであり、内視鏡装置の位置を変更することなく観察範囲を変更することができ、かつ、内視鏡装置により得られる画像の情報と透視画像の情報との位置関係を術者が容易に把握できる診断支援装置を提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

本発明にかかる診断支援装置は、上記の目的を達成させるため、被検体の内部構造を光学系を介して撮像素子上に結像させて撮影する内視鏡装置と、内視鏡装置を被検体に対して固定可能に保持する保持装置と、内視鏡装置により撮影された被検体の所定部位の内視鏡画像に、断層診断装置により得られた断層画像に基づいて生成された所定部位の透視画像を重畳する画像合成手段と、画像合成手段により合成された画像を表示する表示手段と、内視鏡装置の光学系による結像位置と撮像素子の位置とを相対的にシフトさせる第 1 のシフト手段と、第 1 のシフト手段によるシフトに伴う内視鏡画像の撮影範囲の変化に対応させて透視画像の表示範囲をシフトさせる第 2 のシフト手段とを備え、第 1 のシフト手段によるシフト後の内視鏡画像と第 2 のシフト手段によるシフト後の透視画像とを画像合成手段により合成して表示手段に表示させることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

断層診断装置としては、C T 装置、または M R I 装置を用いることができる。また、第 1 のシフト手段は、例えば、内視鏡装置の光学系がペシャンプリズムを含む場合には、このペシャンプリズムと、これを光軸に垂直な面内で二次元的に移動させるプリズム移動機構とから構成することができる。

【 0 0 1 2 】

さらに、内視鏡装置は、被検体の像を形成する対物光学系と、対物光学系により形成される被検体の像の所定範囲を再結像させる第 1 撮影光学系と、第 1 撮影光学系により形成される像を撮影する第 1 撮像素子と、対物光学系により形成される像の所定範囲の一部を拡大して再結像させる第 2 撮影光学系と、第 2 撮影光学系により形成される像を撮影する第 2 撮像素子とを備えることが望ましい。この場合、画像合成手段は、第 1 撮像素子により撮影された第 1 の内視鏡画像とこれに対応する範囲の透視画像とを合成して第 1 の合成

10

20

30

40

50

画像を生成すると共に、第2撮像素子により撮影された第2の内視鏡画像とこれに対応する範囲の透視画像とを合成して第2の合成画像を生成する。そして、第1のシフト手段は、第2撮影光学系による結像位置と第2撮像素子の位置とを相対的にシフトさせ、第2のシフト手段は、第2の合成画像を構成する透視画像の表示範囲をシフトさせる。表示手段は、第1の合成画像を表示する第1の表示装置と、第2の合成画像を表示する第2の表示装置とを含むことが望ましい。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、第1のシフト手段により内視鏡装置の位置を変更することなく観察範囲を変更することができ、かつ、このシフトにあわせて第2のシフト手段により透視画像をシフトさせることにより、シフト後も内視鏡画像と透視画像とを正確に重畳して表示することができるため、内視鏡画像により表される部位と透視画像により表される部位との位置関係を術者が容易に把握することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、本発明にかかる診断支援装置の実施形態を説明する。図1は、実施形態にかかる診断支援装置の概略を示すブロック図である。

【0015】

図1に示すように、実施形態の診断支援装置は、被検体の内部構造を光学系を介して撮像素子上に結像させて撮影する内視鏡装置10と、内視鏡装置10を被検体に対して固定可能に保持する保持装置50と、内視鏡装置10の位置を測定する位置測定装置70と、内視鏡装置10により撮影された被検体の所定部位の内視鏡画像に、CT装置、あるいはMRI装置等の断層診断装置100により得られた断層画像に基づいて生成された所定部位の透視画像を重畳する画像合成装置80と、画像合成装置80により合成された画像を表示する表示手段としての第1モニター2及び第2モニター3とを備えている。なお、符号90は、断層診断装置100により断層画像を取得する際に被検体に貼り付けられ、位置測定装置70によりその位置が測定される透視画像基準マーカである。

20

【0016】

内視鏡装置10には、後述するように撮影範囲のサイズが異なる2系統の撮影手段が備えられており、一方の撮影手段で撮影された内視鏡画像とこれに対応する透視画像とを重畳した広角画像が図2(A)に示すように第1モニター2に表示され、他方の撮影手段で撮影された内視鏡画像とこれに対応する透視画像とを重畳した拡大画像が図2(B)に示すように第2モニター3に表示される。図2では、内視鏡画像に含まれる体内の構造物2a、3aと、透視画像に含まれる臓器内の構造物、例えば血管等の簡略イメージ2b、3bが重畳して表示されている。

30

【0017】

内視鏡装置10は、図3に示されるように、被検体である患者の腹壁に嵌め込まれたトラカール等を介して先端が体腔内に挿入される硬性内視鏡10aと、この硬性内視鏡10aが取り付けられた像分離装置20と、この像分離装置20の内部に組み込まれる光学系によりリレーされる像を撮像する撮像素子としての第1及び第2のCCDカメラ40、30とを有する。

40

【0018】

硬性内視鏡10aは、体腔内の像を形成してリレーするための対物光学系と、体腔内を照明するために図示せぬ光源装置からの照明光を先端部へ導く図示せぬライトガイドとを、直線状の管の内部に有している。対物光学系は、対物レンズ群11と複数のリレーレンズ12とから構成されている。対物レンズ群11は、広い範囲(例えば、120°以上の画角)の視野の像を形成可能なレトロフォーカス型のレンズである。この対物レンズ群11により形成される体腔内の像は、結像面11iに形成される。この結像面11i上の像は、各リレーレンズ12により夫々の結像面12iに順次形成されてリレーされ、最終のリレーレンズ12の結像面12iに形成される。

50

【0019】

像分離装置20は、その内部に、半透明鏡21、折り返しミラー22、第1再結像レンズ(第1再結像光学系)23、ペシャンプリズム24、フォーカスレンズ25、第1乃至第3レンズ群26a~26cからなる第2再結像レンズ(第2再結像光学系)26を備える。半透明鏡21は、硬性内視鏡10内部の対物光学系からの光束の光路上に配置され、この光束の一部を反射し、残りの光束を透過させる。半透明鏡21により反射された光束は、折り返しミラー22により反射され、第1再結像レンズ23を介して第1のCCDカメラ40の撮像面に被検体の像の所定範囲を再結像させる。対物光学系から第1再結像レンズ23に至るまでの光学系が第1撮影光学系に相当する。第1のCCDカメラ40は、この第1撮影光学系により形成される像を撮影する第1撮像素子に相当する。一方、半透明鏡21を透過した光束は、ペシャンプリズム24内で反射され、フォーカスレンズ25、第2再結像レンズ26を介して第2のCCDカメラ30の撮像面に被写体の像の所定範囲の一部を拡大して再結像させる。対物光学系から第2再結像レンズ26に至るまでの光学系が第2撮影光学系に相当する。第2のCCDカメラ30は、この第2撮影光学系により形成される像を撮影する第2撮像素子に相当する。

10

【0020】

第1及び第2CCDカメラ40, 30は、一般的な固体撮像素子(CCD)を利用した動画撮影用のカメラであり、撮像面に入射する光束を画像信号としての電気信号に変換して、第1, 第2画像信号を画像合成装置80に出力する。

【0021】

第1撮影光学系内では、対物光学系の光軸Axは、半透明鏡21によって直角に折り曲げられ、折り返しミラー22によって更に直角に折り曲げられ、第1再結像レンズ23の中心を通過して、第1CCDカメラ40の撮像領域の中心を垂直に貫く。

20

【0022】

一方、第2撮影光学系を構成するペシャンプリズム24は、光軸シフト光学素子及び像反転光学系としての機能を有し、移動機構27によって駆動されるXYステージ27aにより、対物光学系の光軸Axに直交する平面内で互いに直交するX方向とY方向とに平行移動可能に保持されている。図4は、このペシャンプリズム24の斜視図である。図3及び図4に示すように、ペシャンプリズム24は、三角柱の一側面にこの側面から突出するダハ面241f, 241gが(その稜線241hが底面と平行な状態で)形成されたのと等価な形状を有するダハプリズム241と、このダハプリズム241におけるダハ面241f, 241g以外の一側面241dに対してその一側面242bが平行に近接するように配置された四角柱状の補助プリズム242とから構成されている。

30

【0023】

第2撮影光学系内では、対物光学系の光軸Axは、補助プリズム242の一側面242aに対して垂直に交差し、この側面242aに隣接する2つの側面242b, 242cの内面によって2回折り曲げられ、補助プリズム242の側面242bとダハプリズム241の側面241dとに対して垂直に交差する。そして、光軸Axは、ダハプリズム241内で側面241eとダハ面241f, 241gと側面241dの内面によって各々折り曲げられ、側面241eに対して垂直に(補助プリズム242に入る前の光軸Axと平行な方向に)交差する。ペシャンプリズム24に入る前の光軸Axがペシャンプリズム24から出た後の光軸Axと同軸になるペシャンプリズム24の位置を、以下、初期位置という。ペシャンプリズム24が初期位置に設定されているとき、光軸Axは、フォーカスレンズ25、第2再結像レンズ26の中心を通り、第2CCDカメラ30の撮像領域の中心を垂直に貫く。

40

【0024】

第2再結像レンズ26の変倍レンズである第1及び第2レンズ群26a, 26bは、ズーム鏡筒260によって、それらの光軸に沿って移動可能に保持されており、第3レンズ群26cは固定されている。ズーム鏡筒260を構成する図示せぬカム環が光軸周りに回転することにより、カム環に形成されている各カム溝に係合したカムフォロワを一体に有するこれら第1及び第2レンズ群26a, 26bが光軸方向に移動される。これにより、

50

第2再結像レンズ26の倍率は、任意に調整される。カム環の駆動源としては、DCサーボモータやステッピングモータ等を有する図示せぬズーム用アクチュエータが用いられる。

【0025】

以上のように配置されているために、半透明鏡21を透過した光束は、ペシャンプリズム24を介してフォーカスレンズ25と第2再結像レンズ26とを順次透過し、第2CCDカメラ30の撮像面に入射する。このとき、ペシャンプリズム24は、硬性内視鏡10a内の対物光学系（対物レンズ群11及び複数のリレーレンズ12）により形成される像を倒立させ、第2再結像レンズ26は、ペシャンプリズム24により倒立された対物光学系による像の一部領域を所定の倍率に拡大して、第2CCDカメラ30の撮像面上に再結像させる。

10

【0026】

なお、ペシャンプリズム24をXY面内で移動させる移動機構27は、例えばDCサーボモータやステッピングモータ等からなる駆動用アクチュエータ及びこの駆動用アクチュエータの駆動力を伝達するギア機構を、Xステージ及びYステージの各々について有し、各ステージを独立に駆動する。この移動機構27とペシャンプリズム24とにより、内視鏡装置の光学系による結像位置と撮像素子の位置とを相対的にシフトさせる第1のシフト手段（シフト装置）が構成されている。また、この移動機構27は、十字方向に可倒なジョイスティックを有する図示せぬ操作装置に接続されている。そして、この図示せぬ操作装置のジョイスティックが作業者によって操作されることにより、そのジョイスティックの倒し込み量及び倒し込み方向に応じた信号が移動機構27に通知され、その通知を受けた移動機構27がXステージ及びYステージをジョイスティックの操作量及び操作方向に応じて駆動し、移動機構27によって駆動されるXYステージ27aがペシャンプリズム24をXY面内で移動する。なお、上記の図示せぬ操作装置は、回転可能に保持されたトラックボールが操作者によって回転されることによりそのトラックボールの回転量及び回転方向に応じた信号を出力するタイプのものであっても良いし、X方向に対応するレバーとY方向に対応するレバーとを備えて各レバーの倒し込み量に応じた信号を出力するタイプのものであってもよい。なお、XYステージの座標系は図3に示す通り、(X_s , Y_s)で定義される。

20

【0027】

図4には、対物光学系の光軸Axがペシャンプリズム24によってシフトする様子も示されている。図4に示すように、入射側の光軸Axを初期位置からX方向における正の方向（図4では左方）へ距離wだけ移動させてAx'とした場合、射出側の光軸Ax'は移動前の光軸Axに対してX方向における負の方に距離wだけ移動する。これは、一定位置にある対物光学系の光軸Axに対してペシャンプリズム24をX方向における負の方（図4では右方）に距離wだけ移動させた場合に相当し、ペシャンプリズム24から出た後の対物光学系の光軸Ax'は、ペシャンプリズム24に入る前の光軸Ax'に対して、距離2wだけX方向における負の向きにシフトする。逆に、ペシャンプリズム24をX方向における正の方へ移動した場合には、対物光学系の光軸Axは、X方向における正の向きに、ペシャンプリズム24の移動量の2倍の量だけシフトされる。また、このペシャンプリズム24をY方向（図4では上下方向）に移動したときにも同様に、ペシャンプリズム24から出た後の対物光学系の光軸Ax''は、ペシャンプリズム24に入る前の光軸Ax''に対して、ペシャンプリズム24が移動された向きに、ペシャンプリズム24の移動量の2倍の量だけシフトされる。

30

40

【0028】

このようにしてペシャンプリズム24がXY面内でシフトされると、ペシャンプリズム24から出た後の対物光学系の光軸Axが、第2再結像レンズ26の光軸Bxを含む直線上からシフトされる。このときの様子も図3に示されている。ペシャンプリズム24の初期位置においては、対物光学系の光軸上を進む光線は、ペシャンプリズム24から射出された後でも、第2再結像レンズ26の光軸Bx上を進行し、第2のCCDカメラ30の撮像面の

50

中心に入射する。この状態から、図 4 に示すように、ペシャンプリズム 24 が X Y 面内で移動されると、ペシャンプリズム 24 から出た後の光軸 Ax は、第 2 再結像レンズ 26 の光軸 Bx からシフトされる。従って、対物光学系の光軸 Ax 上を進む光線は、ペシャンプリズム 24 から射出された後は、第 2 再結像レンズ 26 の光軸 Bx からシフトした状態で第 2 再結像レンズ 26 に入射し、第 2 C C D カメラ 30 の撮像面の中心からシフトした位置に入射する。これにより、第 2 C C D カメラ 30 の撮像範囲がシフトする。

【0029】

なお、硬性内視鏡 10 a の対物光学系は、その対物レンズ群 11 が広角な視野を有するとともに、対物レンズ群 11 による像を各リレーレンズ 12 でリレーする構成となっているために、大きな像面湾曲を持つ。そのため、上述したようにペシャンプリズム 24 を X Y 面内で移動させることによって、対物光学系によって形成される像の像面を第 2 再結像レンズ 26 の視野に対して X Y 方向にシフトさせた場合、第 2 C C D カメラ 30 の撮像面と共役な点に対して像が光軸 Bx 方向に移動する。これにより、第 2 C C D カメラ 30 の映像には多少ピンぼけが生じることがある。そこで、対物光学系の光軸 Ax の第 2 再結像レンズ 26 の光軸 Bx に対するシフト量に応じて、図示せぬフォーカシング制御回路が、移動機構 27 と同期して上記フォーカシングアクチュエータを駆動する。これにより、対物光学系の像面と、第 2 再結像レンズ 26 に関して撮像面と等価な面とを一致させ、ピントを合わせることができる。

【0030】

さらに、像分離装置 20 は、図示せぬズーミング用アクチュエータにより第 2 再結像レンズ 26 の光軸に沿って移動される第 1 及び第 2 レンズ群 26 a , 26 b の位置を検出して画像合成装置 80 に通知する位置検出器 29 を備えている。

【0031】

具体的には、位置検出器 29 は、第 1 及び第 2 レンズ群 26 a , 26 b を保持するズーム鏡筒 260 のカム環の回転位置を、エンコーダによって読み取り、読み取ったカム環の回転位置を示す情報を、第 1 及び第 2 レンズ群 26 a , 26 b の位置情報（ズーム位置情報）として、画像合成装置 80 に通知する。

【0032】

以上のように構成された内視鏡装置 10 は、光学シフト機構により第 2 C C D カメラ 30 による観測範囲を自由に移動することができるため、一旦、内視鏡を固定した後、内視鏡装置 10 を動かすことなく観測範囲を変更することができる。

【0033】

次に、内視鏡装置 10 の位置を測定するための機構について説明する。内視鏡装置 10 の像分離装置 20 の側面には、図 5 に示されるように、3 個の内視鏡マーカー 66 が設けられている。各内視鏡マーカー 66 は、表面に再帰反射光学部材が貼り付けられた球形状のマーカーである。これらのマーカーの位置を位置測定装置 70 により測定することにより、内視鏡装置 10 の 3 次元位置を特定することができる。

【0034】

内視鏡装置 10 のローカル座標系は、図 5 に示されるように定義される。

内視鏡装置の座標系： (X_E, Y_E, Z_E)

なお、内視鏡ローカル座標原点 67 は、硬性鏡 10 a の瞳位置である。また、軸 X_E , Y_E は、それぞれ軸 X_S , Y_S と平行である。

【0035】

内視鏡装置 10 を保持する内視鏡保持装置 50 は、図 6 に示されるように、複数のリンク 51、関節 52、固定部 53 によりアーム状に構成される。内視鏡保持装置 50 は、内視鏡装置 10 との図示せぬ接続部を持ち、内視鏡装置 10 を脱着が可能である。また、内視鏡保持装置 50 は、固定部 53 により手術室のベッド等へ固定が可能である。内視鏡装置 10 を取り付けした保持装置 50 をベッドに固定した後、所望の位置に内視鏡を移動させて配置する。

【0036】

10

20

30

40

50

位置測定装置 70 は、内視鏡装置 10 と透視画像基準マーカー 90 との位置を測定するものであり、具体的には POLARIS(Northern Digital Inc 製)がある。図 7 (A),(C) に示す通り、位置測定装置 70 は直形状であり、その一つの側面に 2 つ送光受光部 72 a、72 b を持つ。各送光受光部 72 a、72 b は、赤外波長の光線を発し、内視鏡装置 10 に取り付けられた内視鏡マーカー 66、及び、透視画像基準マーカー 90 からの反射光を受光し、内視鏡装置 10 及び透視画像基準マーカー 90 の 3 次元位置座標を測定する。71 a、71 b は送光受光部 72 a、72 b それぞれの測定可能範囲を示し、71 a、71 b の重なる領域 73 が 3 次元座標測定可能領域である。

【0037】

位置測定装置 70 により測定される 3 次元座標は、透視画像を合成する上で基準となる座標系であり、図 8 に示すように定義される。 10

位置測定装置の座標系： (X_G, Y_G, Z_G)

【0038】

なお、透視画像基準マーカー 90 は、透視画像座標系と内視鏡座標系とを合成するための基準となる。透視画像基準マーカー 90 は、図 9 に示すように 3 個の反射球 91 から構成される。各反射球の表面には、再帰反射光学部材が貼り付けられている。これらの反射球 91 からの反射光を位置測定装置 70 で受光することにより、透視画像基準マーカー 90 の 3 次元位置を測定することができる。マーカー材質は CT による撮像が可能な材質であり、人体の骨と同等以上の X 線遮蔽能があればよい。なお、符号 92 は、透視画像基準マーカー座標の原点である。 20

【0039】

透視画像基準マーカーの座標系は、図 9 に示されるように定義される。

透視画像基準マーカーの座標系： (X_M, Y_M, Z_M)

透視画像撮影時には、患者の体表面に透視画像基準マーカー 90 を固定し、断層診断装置 100 により患者と透視画像基準マーカー 90 を同時に撮影し、透視画像内の透視画像基準マーカーを基準に内視鏡画像と合成する。

【0040】

断層診断装置 100 は CT, MRI 等の装置であり、その座標系は図 10 に示されるように定義される。

断層診断装置の座標系： (X_{CT}, Y_{CT}, Z_{CT})

【0041】

画像合成装置 80 は、内視鏡装置 10 により撮影された内視鏡画像と、断層診断装置 100 により取得された透視画像とを合成する装置であり、図 11 に示すように、CPU 80 a、RAM 80 b、第 1 インターフェース回路 80 c、第 2 インターフェース回路 80 d、第 1 I/O ポート 80 e、第 2 I/O ポート 80 f、第 3 の I/O ポート 80 j、第 4 の I/O ポート 80 k、第 3 インターフェース回路 80 h、第 4 インターフェース回路 80 i を有する。

【0042】

CPU 80 a は、各ハードウェア 80 b ~ 80 k を統合的に制御する中央処理装置である。RAM 80 b は、この CPU 80 a が読み出した各種のプログラムをキャッシュするとともに、CPU 80 a による作業領域が展開されるランダムアクセスメモリである。ROM 80 g は、データや画像合成プログラムを含む各種のプログラムが格納する。 40

【0043】

第 1 インターフェース回路 80 c は、第 1 CCD カメラ 40 からの画像信号の受信を司る。第 2 インターフェース回路 80 d は、第 1 モニタ 3 への画像信号の送信を司る。第 1 I/O ポート 80 e は、CPU 80 a からの命令に従って、X ステージ及び Y ステージの移動量（すなわち、光軸 Ax のシフト量）を示す情報（X ステージ移動量情報、Y ステージ移動量情報）を移動機構 27 から受信する。第 2 I/O ポート 80 f は、CPU 80 a からの命令に従って、位置検出器 29 からのズーム位置情報を受信する。第 3 の I/O ポート 80 j は、CPU 80 a からの命令に従って、位置検出装置 70 から内視鏡装置 10、 50

及び透視画像基準位置マーカー 90 の位置情報を受信する。第 4 の I / O ポート 80 k は、C P U 80 a からの命令に従って、断層診断装置 100 から 3 次元画像情報を受信する。第 3 インターフェース回路 80 h は、第 2 C C D カメラ 30 からの画像信号の受信を司る。第 4 インターフェース回路 80 i は、第 2 モニタ 3 への画像信号の送信を司る。

【 0 0 4 4 】

次に、画像合成処理について図 12 のフローチャートに基づいて説明する。画像合成処理は、C P U 80 a が第 1 インターフェース回路 80 c を介して第 1 C C D カメラ 40 からの画像信号を受信することによって開始する。処理がスタートすると、C P U 80 a は、移動機構 27 からの X ステージ移動量情報及び Y ステージ移動量情報を、第 1 の I / O ポート 80 e を介して受信する (S101)。

10

【 0 0 4 5 】

続いて C P U 80 a は、位置検出器 29 からのズーム位置情報を、第 2 I / O ポート 80 f を介して受信し (S102)、位置測定装置 70 から内視鏡装置 10 の位置座標を第 3 I / O ポート 80 j を介して受信し (S103)、位置測定装置 70 から透視画像基準マーカー 90 の位置座標を第 3 I / O ポート 80 j を介して受信し (S104)、断層診断装置 100 から透視画像データを第 4 I / O ポート 80 k を介して受信する (S105)。

【 0 0 4 6 】

次に、C P U 80 a は、X ステージ移動量情報及び Y ステージ移動量情報に基づいて R A M 80 b 上に記憶している各ステージの位置を更新し、第 1 C C D カメラ 40 により生成された画像信号に基づいて表示される画像領域を定義する平面座標における第 2 再結像レンズ 26 の光軸 Bx の位置を示す座標値を、X ステージ移動量情報及び Y ステージ移動量情報に基づいて算出する (S106)。これは、第 2 再結像レンズ 26 の光軸 Bx の位置が、X Y ステージ 27 a によって移動されるベシヤンプリズム 24 の X Y 平面内での位置に依存することに因る。

20

【 0 0 4 7 】

次に、C P U 80 a は、ズーム位置情報に基づいて、第 2 再結像レンズ 26 の倍率を算出する (S107)。

【 0 0 4 8 】

続いて C P U 80 a は、透視画像の座標系を断層診断装置 100 の座標系から透視画像基準マーカーの座標系に変換する (S108)。すなわち、断層診断装置 100 で患者と透視画像基準マーカー 90 とを同時に撮像し、断層診断装置 100 の座標系と透視画像基準マーカー 90 の座標系とのズレ量、回転角を測定し、その測定値に基づいて座標変換を行う。

30

【 0 0 4 9 】

次に C P U 80 a は、透視画像基準マーカー座標系に変換された透視画像データを位置測定装置 70 の座標系 (グローバル座標系) に変換する (S109)。すなわち、位置測定装置 70 により透視画像基準マーカー 90 の座標軸原点位置、及び座標軸の回転量データを測定し、その数値に基づいて透視画像データの座標変換を行う。

【 0 0 5 0 】

次に C P U 80 a は、グローバル座標に変換された透視画像データを内視鏡装置ローカル座標に変換する (S110)。すなわち、位置測定装置 70 により測定した透視画像基準マーカー 90 の原点位置、座標回転量、内視鏡装置 10 の原点位置、座標回転量より透視画像データを内視鏡ローカル座標系 (X_E , Y_E , Z_E) に変換する。

40

【 0 0 5 1 】

次に C P U 80 a は、硬性鏡 10 a のディストーションによる影響を補正するため、透視画像データ (X_E , Y_E , Z_E) を円筒座標系 (r , θ , Z_E) に変換する (S111)。すなわち、図 13 に示されるように、内視鏡のローカル座標 (直交座標) を円筒座標系に変換する。

$$r = \sqrt{(X_E^2 + Y_E^2)},$$

$$\theta = Z_E \cdot \tan$$

$$X_E = r \cdot \cos$$

$$Y_E = r \cdot \sin$$

50

【 0 0 5 2 】

次に円筒座標に変換された透視画像データのディストーションDISTを補正する(S112)。図14に示されるように、高さrの物体の硬性鏡一次結像面上での像高は、ディストーションが無いときはR、ディストーションがあるときはR'となる。像高R'は、像高Rを用いて以下のように表わされる。

$$R' = R + 3 \cdot R^3 + 5 \cdot R^5 + 7 \cdot R^7 + \dots$$

但し、 $R = f \cdot \tan \theta = f \cdot r / Z$ 、

f は硬性鏡の焦点距離、Zは物体距離、

$DIST = 3 \cdot R^2 + 5R^4 + 7 \cdot R^6 + \dots$ である。

【 0 0 5 3 】

次に硬性鏡1次結像面上の極座標系の画像データを、直交座標系に変換する。硬性鏡像面上の直交座標(X_E' , Y_E')と定義すると以下の様に変換することができる。

$$X_E' = R' \cdot \cos \theta$$

$$Y_E' = R' \cdot \sin \theta$$

【 0 0 5 4 】

続いて、上記のように変換された座標系を用いて透視画像を変換し、第1CCDカメラ40により撮影された第1の内視鏡画像、及び第2CCDカメラ30により撮影された第2の内視鏡画像と合成する。これらの処理は、画像合成装置80が複数のCPUを備える場合には並列処理として、単一のCPUを備える場合には時分割で実行される。

【 0 0 5 5 】

第1の内視鏡画像と合成される透視画像は、第1の内視鏡画像と同一の倍率となるよう補正される(S121)。第1撮影光学系の光学倍率を m_1 とすると、透視画像と第1の内視鏡画像との画像サイズを同一にするためには硬性鏡一次結像面の座標系に変換された透視画像に前記倍率を乗する。ここで、第1CCDカメラ40上の座標系を(T, U)とすると、

$$T = m_1 \cdot X_E'$$

$$U = m_1 \cdot Y_E'$$

となる。

【 0 0 5 6 】

次に、倍率補正後の透視画像を第1の内視鏡画像に合成し(S122)、透視画像を重畳した第1の内視鏡画像を第2のインターフェイス回路80dから出力し、第1モニター2に表示する(S123)。

【 0 0 5 7 】

一方、第2の内視鏡画像と合成される透視画像は、第1のシフト手段によるシフトに伴う第2撮影光学系の内視鏡画像の撮影範囲の変化に対応させて表示範囲がシフト補正される(S113)。このシフト補正の処理が、第2のシフト手段に相当する。シフト補正は、第1I/Oポート80eから受信したXステージ及びYステージの移動量(すなわち、光軸Axのシフト量)を示す情報(Xステージ移動量情報= DX_s , Yステージ移動量情報= DY_s)に基づいて実行される。第2撮影光学系の光軸シフト量はプリズム移動量の2倍にあたるため、シフト補正後の透視画像の座標(X_E'' , Y_E'')は、以下のように表される。

$$X_E'' = X_E' - X_s \times 2$$

$$Y_E'' = Y_E' - Y_s \times 2$$

【 0 0 5 8 】

次に、シフト補正後の透視画像が第2の内視鏡画像と同一の倍率となるように、透視画像の倍率変換を行う(S114)。第2I/Oポート80fを介して受信した位置検出器29からのズーム位置情報から第2撮影光学系の光学倍率 m_2 を算出し、透視画像と第2の内視鏡画像との倍率を同一にするため、シフト補正後の透視画像に前記倍率 m_2 を乗する。ここで、第2CCDカメラ30上の座標系を(V, W)とすると、

$$V = m_2 \cdot X_E''$$

$$W = m_2 \cdot Y_E''$$

となる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 9 】

次に、倍率補正後の透視画像を第 2 の内視鏡画像に合成し (S115)、透視画像を重畳した第 2 の内視鏡画像を第 4 のインターフェイス回路 8 0 i から出力し、第 2 モニター 3 に表示する (S116)。

【 0 0 6 0 】

ステップ S103 ~ S123 までの処理は、繰り返し実行され、これにより内視鏡装置 1 0 の位置はリアルタイムに検出され、その位置に基づいて内視鏡画像と C T 等の断層診断装置で撮影した患者体内の構造物とを重畳した広角及び拡大の画像が第 1 モニター 2、第 2 モニター 3 上に動画として表示される。

【 0 0 6 1 】

実施形態の診断支援装置によれば、内視鏡装置 1 0 を架台保持装置 5 0 によって患者付近に固定し、内視鏡装置 1 0 の硬性内視鏡 1 0 a 内の対物光学系を含む第 1 撮影光学系により形成される像を対応する範囲の透視画像に重畳して第 1 モニタ 2 上に表示すると同時に、この対物光学系を含む第 2 撮影光学系により形成される像を対応する範囲の透視画像に重畳して第 2 モニタ 3 上に表示できる。

【 0 0 6 2 】

また、ペシャンプリズム 2 4 を移動させて第 2 撮影光学系の撮影範囲を変更した場合には、その移動量に応じて透視画像の表示範囲が移動されるため、両画像の範囲を一致させて重畳表示することができる。なお、通常は位置測定装置 7 0 により内視鏡装置 1 0 と患者との相対位置を測定し、透視画像との位置関係を計算して画像を重畳する。しかしながら、第 2 撮影光学系の撮影範囲は、内視鏡装置 1 0 を固定したままペシャンプリズムの移動によって移動させることができるため、一時的に位置測定装置 7 0 と内視鏡装置 1 0 との間の空間が施術者や他の装置等によって遮られ、内視鏡装置 1 0 の位置を測定できない場合にも、撮影範囲を変更し、かつ、それに対応させて重畳される透視画像の表示範囲も変更することができる。なお、実施形態の画像合成処理では、内視鏡装置の位置を常時検出しているため、意図しない患者の動きがあった場合や、手術の進行に伴って内視鏡装置の位置を移動させた場合にも、座標変換と画像の合成が可能である。

【 0 0 6 3 】

以下、各座標系を一覧で示す。

内視鏡装置 1 0 ローカル座標系： (X_E, Y_E, Z_E)

視野シフト機構部の座標系： (X_S, Y_S)

位置測定装置の座標系 (グローバル座標系)： (X_G, Y_G, Z_G)

透視画像基準マーカの座標系： (X_M, Y_M, Z_M)

断層診断装置の座標系： (X_{CT}, Y_{CT}, Z_{CT})

内視鏡装置 1 0 のローカル円筒座標系： (r, \quad, Z_E)

内視鏡装置 1 0 の 1 次結像面のローカル円筒座標系： (R', \quad)

内視鏡装置 1 0 の 1 次結像面のローカル直交座標系： (X_E', Y_E')

内視鏡装置 1 0 の第 1 の撮像素子上の座標系： (T, U)

内視鏡装置 1 0 の第 2 の撮像素子上の座標系： (V, W)

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 4 】

【図 1】本発明の実施形態にかかる診断支援装置の概略を示すブロック図である。

【図 2】(A)は、図 1 の診断支援装置に含まれる第 1 のモニターに表示される画面例、(B)は第 2 のモニターに表示される画像例をそれぞれ示す説明図である。

【図 3】図 1 の診断支援装置に含まれる内視鏡装置の光学構成及び内部構成を概略的に示す説明図である。

【図 4】図 3 の内視鏡装置に用いられるペシャンプリズムの拡大斜視図である。

【図 5】図 1 の診断支援装置に含まれる内視鏡装置に取り付けられた内視鏡マーカの説明図であり、(A)は平面図、(B)は側面図である。

10

20

30

40

50

【図 6】図 1 の診断支援装置に含まれる保持装置の説明図である。

【図 7】図 1 の診断支援装置に含まれる位置測定装置の説明図であり、(A)は平面図、(B)は側面図、(C)は正面図である

【図 8】図 7 の位置測定装置の座標を示す説明図であり、(A)は斜視図、(B)は側面図である。

【図 9】実施形態における透視画像基準位置マーカ-の説明図である。

【図 10】実施形態における断層診断装置の座標を示す説明図である。

【図 11】図 1 の診断支援装置に含まれる画像合成装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 12】図 11 の画像合成装置により実行される画像合成処理の内容を示すフローチャートである。 10

【図 13】円筒座標のローカル座標への座標変換を示す説明図である。

【図 14】図 1 の診断支援装置に含まれる内視鏡内の結像状態を示す説明図である。

【符号の説明】

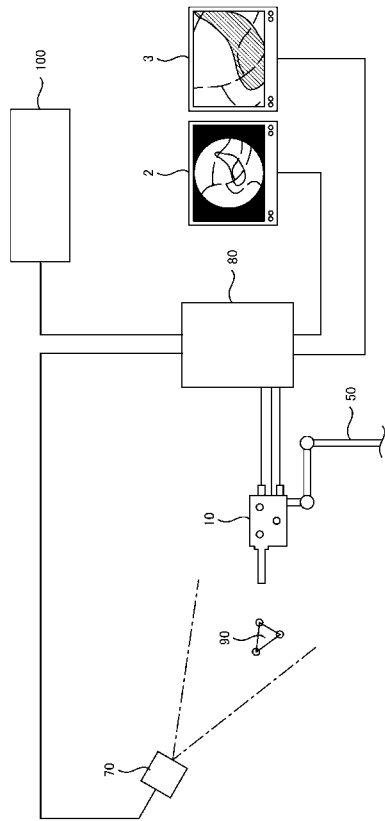
【0065】

2, 3	モニター
10	内視鏡装置
10a	硬性鏡
11	対物レンズ群
12	リレーレンズ
23	第1再結像レンズ
24	ペシャンプリズム
25	フォーカスレンズ
26	第2再結像レンズ
27	移動機構
27a	X Y ステージ
27b	シフト量測定装置
29	位置検出器
30, 40	CCD カメラ
50	内視鏡保持装置
66	内視鏡マーカ-
67	内視鏡ローカル座標原点
70	位置測定装置
80	画像合成装置
80a	CPU
80b	RAM
80g	ROM
90	透視画像基準位置マーカ-
100	断層診断装置

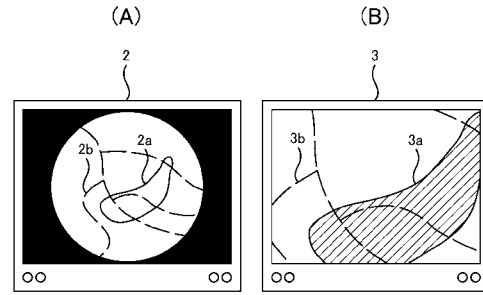
20

30

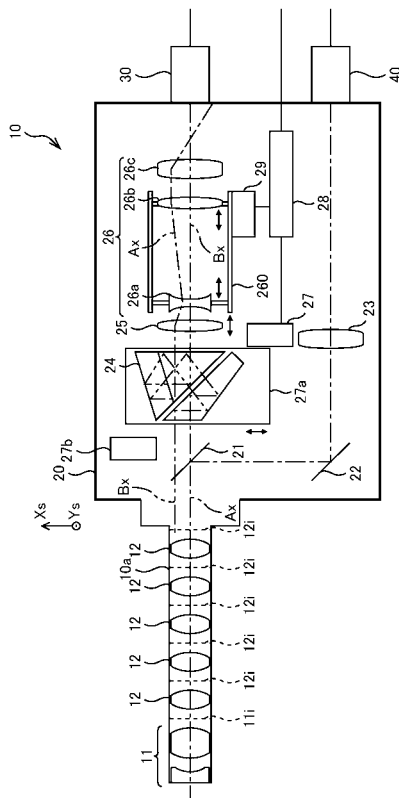
【図 1】



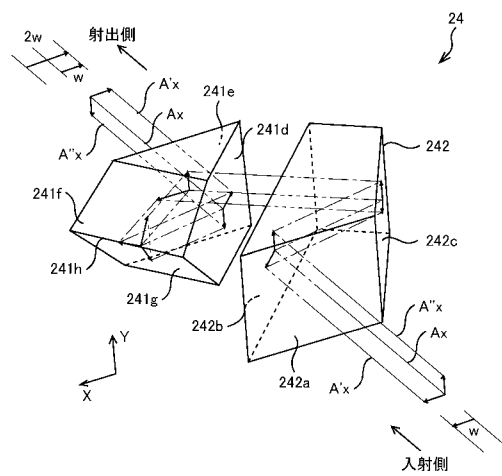
【図 2】



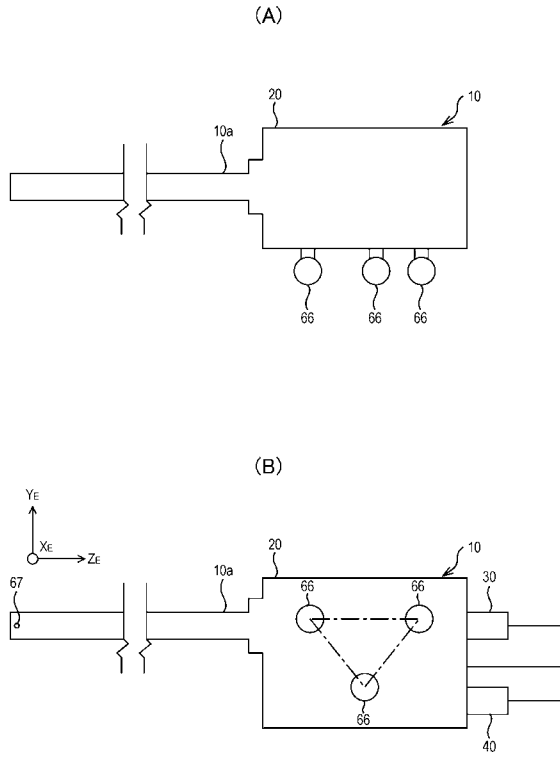
【図 3】



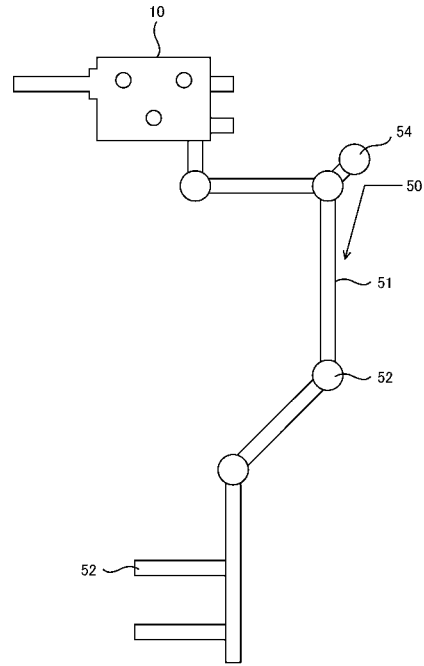
【図 4】



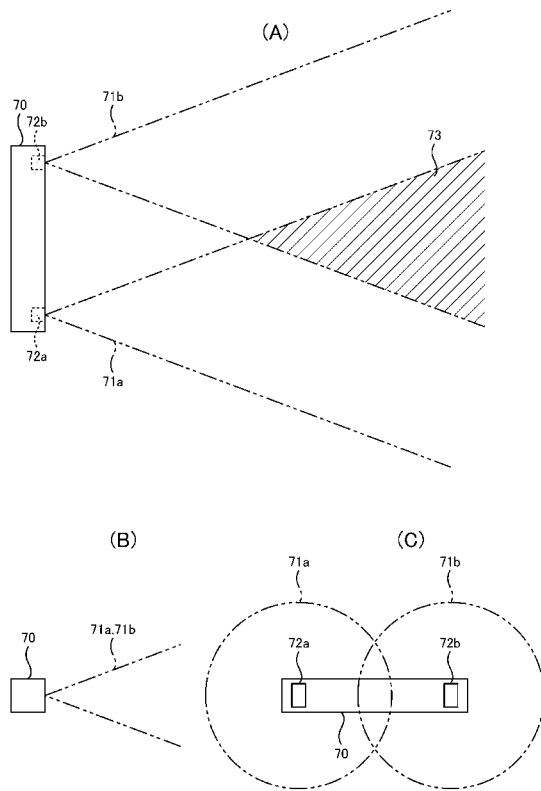
【図 5】



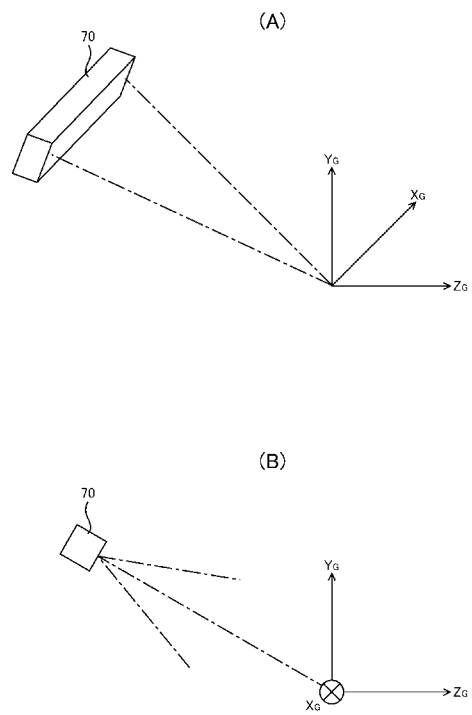
【図 6】



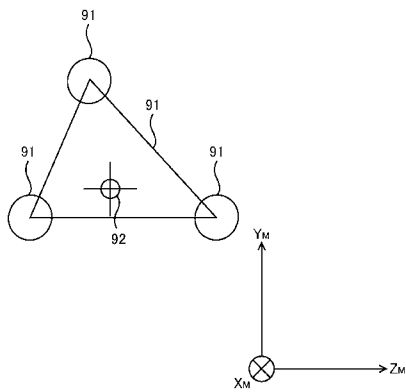
【図 7】



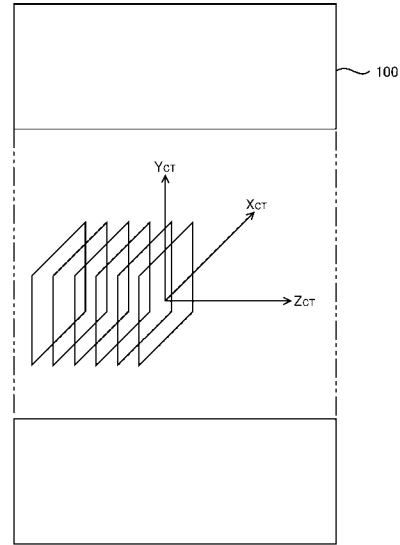
【図 8】



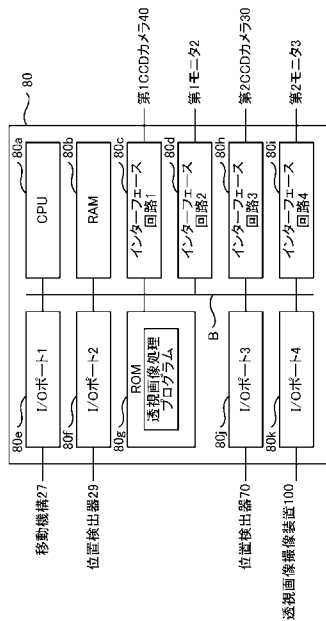
【図 9】



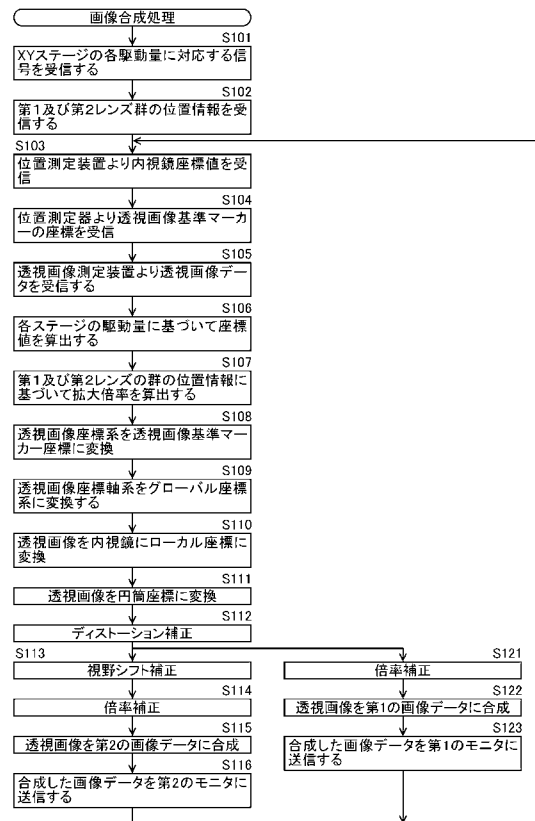
【図 10】



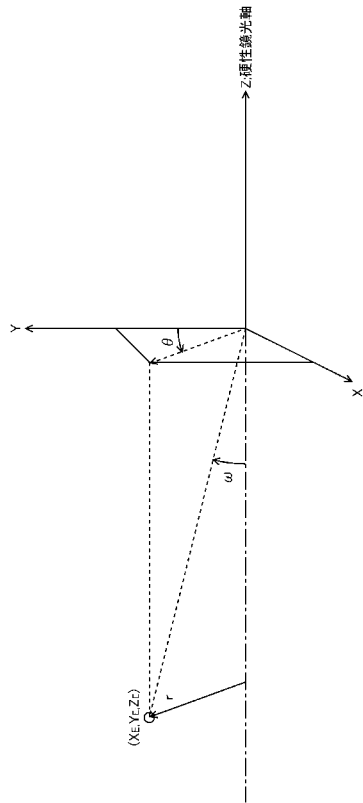
【図 11】



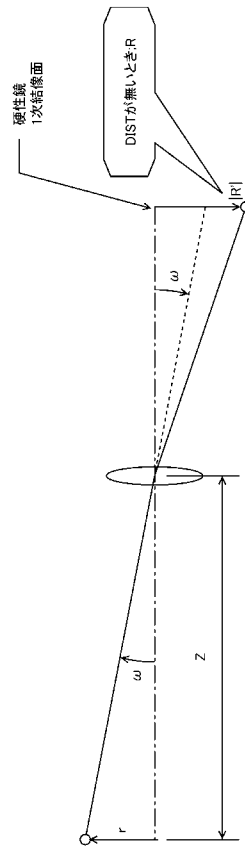
【図 12】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード(参考)
H 0 4 N 7/18	H 0 4 N 7/18 M	

F ターム(参考) 5B057 AA09 BA02 BA07 BA19 BA24 CA02 CA08 CA12 CA16 CB02
CB08 CB12 CB16 CD05 CD11 CE08
5C054 CC07 FD03 FE16 HA12

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2005205184A5	公开(公告)日	2008-12-25
申请号	JP2004349139	申请日	2004-12-01
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	伊藤 栄一 南部 恭二郎		
发明人	伊藤 栄一 南部 恭二郎		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B19/00 G06T1/00 G06T3/00 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00188 A61B1/00149 A61B1/042 A61B1/055 A61B5/064 A61B6/03 A61B34/20 A61B90/36 A61B90/361 A61B90/50 A61B2034/2055 A61B2034/2072 A61B2090/365 A61B2090/3954 A61B2090 /3983 G02B23/2484		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.Z A61B19/00.501 G06T1/00.290.B G06T3/00.300 H04N7/18.M		
F-TERM分类号	4C061/HH51 4C061/WW10 5B057/AA09 5B057/BA02 5B057/BA07 5B057/BA19 5B057/BA24 5B057 /CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CD05 5B057/CD11 5B057/CE08 5C054/CC07 5C054/FD03 5C054/FE16 5C054/HA12 4C161 /HH51 4C161/WW10		
优先权	2003424646 2003-12-22 JP		
其他公开文献	JP2005205184A		

摘要(译)

解决的问题：在不改变内窥镜装置的位置的情况下改变观察范围，并且允许操作者容易地确定由内窥镜装置获得的图像的信息与荧光镜图像的信息之间的位置关系。能够掌握。由包括物镜光学系统的第一成像光学系统在内窥镜装置10的刚性内窥镜10a中形成的广角图像，其中，内窥镜装置10通过机架保持装置50固定在患者附近。并且与之对应的透明图像被叠加并显示在第一监视器2上，同时，由第二摄影光学系统形成的放大图像被叠加并显示在第二监视器3上。通过在垂直于光轴的平面上移动包括在第二摄影光学系统中的皮山棱镜24，可以移动放大图像的摄影范围，并且相应地改变透射图像的显示范围。通过这样做，可以执行叠加显示而没有移位。[选型图]图1