

(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2005-13557

(P2005-13557A)

(43) 公開日 平成17年1月20日(2005.1.20)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00 3 0 0 T	4 C 0 6 0
A 6 1 B 1/04	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 6 1
A 6 1 B 17/28	A 6 1 B 17/28 3 1 0	5 C 0 5 4
A 6 1 B 19/00	A 6 1 B 19/00 5 0 2	
H 0 4 N 7/18	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2003-184327 (P2003-184327)	(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
(22) 出願日 平成15年6月27日 (2003.6.27)	(74) 代理人 100098235 弁理士 金井 英幸
(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13年度新エネルギー・産業技術総合開発機構、医療福祉機器技術研究開発、内視鏡等による低侵襲高度手術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)	(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
	Fターム(参考) 4C060 GG22 GG40 4C061 AA00 BB00 CC06 DD01 FF35 FF40 JJ11 LL08 NN05 WW03 WW10 5C054 CC06 CC07 CF05 FC12 FC15 HA12

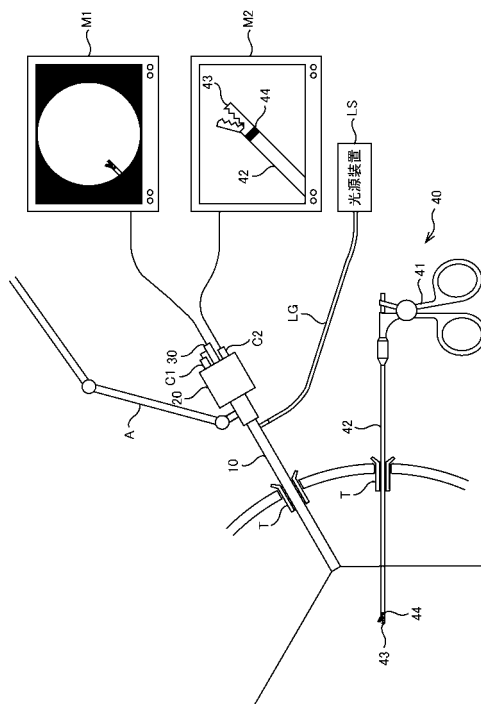
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 広角画像の中から抽出される領域を拡大画像として表示する場合であってその抽出領域を広角画像内のマーカーの位置に追従させる際に、広角画像の全画素の中からマーカーを示す画素を識別するときの識別率を向上させることができる内視鏡装置を、提供する。

【解決手段】 手術支援システムの像分離装置20は、硬性鏡10内の対物光学系12による広角な像を第1カメラC1の撮像面上に再結像させる第1再結像光学系23と、対物光学系12による広角像の一部を第2カメラC2の撮像面上に再結像させる第2再結像光学系25とを、有する。処置具40の挿入部42の先端近傍には、再帰反射材を含むマーカー部44が配置されている。制御装置40は、第1カメラC1からの第1画像データの全画素の中から抽出した高輝度な画素群の位置に基づいて、第1モニターM1に映し出される拡大像の中心にマーカー部44を常駐させる。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

再帰反射材を含むとともに所定の特徴を発揮するマーカーがその先端近傍に配置されている細長の挿入部を有する処置具と、  
被験者の体内に挿入され得る太さを持つ細長の挿入部を有するとともにその先端に対向する被検体の像を基端側に形成する対物光学系を前記挿入部内に有する内視鏡と、  
前記対物光学系により形成される像を撮像することにより第 1 画像データを生成するとともにその第 1 画像データを信号の形態で出力する第 1 撮像デバイスと、  
前記対物光学系により形成される像の少なくとも一部を撮像することにより第 2 画像データを生成するとともにその第 2 画像データを信号の形態で出力する第 2 撮像デバイスと、  
前記対物光学系の光軸と前記第 2 撮像デバイスとを相対的にシフトさせるシフト装置と、  
前記第 1 画像データ内の全画素に定義されている座標系の全座標の中から前記所定の特徴を持つ画素群の座標を特定する特徴点特定部と、  
前記特徴点特定部により特定された座標に基づいて前記シフト装置を制御することによって、前記第 2 画像データ内の全画素のほぼ中心に前記所定の特徴を持つ画素群を位置させる制御部と  
を備えることを特徴とする内視鏡装置。

10

## 【請求項 2】

前記マーカーが発揮する所定の特徴は、前記再帰反射材における白色光の高輝度な反射であることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

20

## 【請求項 3】

前記マーカーが発揮する所定の特徴は、前記再帰反射材における所定の波長帯域のみの光の高輝度な反射であることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

## 【請求項 4】

前記所定の波長帯域のみの光は、前記再帰反射材の表面にコーティングされたコート材によって白色光の中から抽出された光であることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡装置。

## 【請求項 5】

前記所定の波長帯域のみの光は、前記再帰反射材の内部の反射材によって白色光の中から抽出された光であることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡装置。

30

## 【請求項 6】

前記対物光学系により形成される像を拡大して、その拡大像の一部を前記第 2 撮像デバイスに撮像させる拡大光学系を  
さらに備えることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

## 【請求項 7】

前記シフト装置は、前記対物光学系の光軸に直交する面内で移動されることにより当該対物光学系の光軸をシフトさせる光軸シフト光学素子と、この光軸シフト光学素子を移動させる移動装置とを、有する  
ことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

40

## 【請求項 8】

前記光軸シフト光学素子は、少なくとも 4 つの反射面を有する像反転光学系であることを特徴とする請求項 7 記載の内視鏡装置。

## 【請求項 9】

前記処置具は、前記内視鏡の前記挿入部を前記被験者の体内に挿入するための孔とは別の孔に対して挿入されるためのものである  
ことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

## 【請求項 10】

50

前記内視鏡は、硬性鏡である  
ことを特徴とする請求項 9 記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

前記内視鏡の先端前方を照明するための照明光を前記内視鏡へ供給する光源装置を、更に備え、

前記内視鏡は、前記光源装置から供給される照明光を前記挿入部の先端へと導く照明光学系を、更に備えている

ことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

10

【発明の属する技術分野】

本発明は、内視鏡内の対物光学系により形成される像のうちの任意の領域を観察者に観察させるための内視鏡装置に、関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、内視鏡内の対物光学系により形成される広角な像を一方の表示装置に表示させるとともに、その広角な像内の一部を拡大して他方の表示装置に表示させる内視鏡装置が、提案されている。この種の内視鏡装置のうちの 1 つに、特許文献 1 記載の内視鏡装置がある。

【0003】

20

特許文献 1 記載の内視鏡装置は、内視鏡内の対物光学系が形成した広角像の一部を拡大する拡大光学系を、備えているとともに、さらに、対物光学系が形成した広角像を撮像する第 1 の撮像デバイスと、拡大光学系が形成した拡大像を撮像する第 2 の撮像デバイスとを、備えている。このうち、第 2 の撮像デバイスは、拡大光学系の光軸に直交する面内で平行移動可能に保持されているため、広角表示用の表示装置に表示された広角像の中から選択された一部が、拡大表示用の表示装置に拡大表示される。

【0004】

さらに、特許文献 1 記載の内視鏡装置は、広角画像内の画素の中から緑色や黄色の画素の位置を特定するとともにその位置が拡大画像の中心に位置するように第 2 の撮像デバイスを移動させる追従制御機構を、備えている。このため、内視鏡を用いて被験者へ施術を行う術者は、緑色や黄色の光を反射するマーカーが先端に設けられた鉗子を用いることにより、施術中に鉗子を動かしても、拡大表示用の表示装置の画面中心に鉗子の先端を常駐させることができる。

30

【0005】

【特許文献 1】

特開平 08 - 332169 号公報 ( 段落 0016 , 段落 0035 )

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述した特許文献 1 記載の内視鏡装置では、身体への悪影響の防止などにより強度の高い照明光を内視鏡先端から射出できないため、また、多数の光学系を経ることによって撮像素子に届く光の強度が劣化するため、広角画像の輝度が全体的に低いという傾向がある。そして、このように広角画像の輝度が低いと、マーカーの表面にて反射された緑色や黄色の光を示す画素を広角画像の全画素の中から識別できなくなるという問題が生じてしまう。

40

【0007】

特に、内視鏡の先端から被検体へ発せられる照明光の照射範囲においては、その中心から離れると強度が落ちるため、その照射範囲の周縁部に鉗子の先端が位置していると、広角画像内の周縁部においてマーカーを示している画素は、全画素の中からますます識別されにくくなる。

【0008】

50

本発明は、上述したような従来技術の有する問題点に鑑みてなされたものであり、その課題は、広角画像の中から抽出される領域を拡大画像として表示する場合であってその抽出領域を広角画像内でのマーカの位置に追従させる際に、広角画像の全画素の中からマーカを示す画素を識別するときの識別率を向上させることができる内視鏡装置を、提供することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決するために、本発明による内視鏡装置は、以下のような構成を採用した。

【0010】

すなわち、本発明による内視鏡装置は、再帰反射材を含むとともに所定の特徴を発揮するマーカがその先端近傍に配置されている細長の挿入部を有する処置具と、被験者の体内に挿入され得る太さを持つ細長の挿入部を有するとともにその先端に対向する被検体の像を基端側に形成する対物光学系を前記挿入部内に有する内視鏡と、前記対物光学系により形成される像を撮像することにより第1画像データを生成するとともにその第1画像データを信号の形態で出力する第1撮像デバイスと、前記対物光学系により形成される像の少なくとも一部を撮像することにより第2画像データを生成するとともにその第2画像データを信号の形態で出力する第2撮像デバイスと、前記対物光学系の光軸と前記第2撮像デバイスを相対的にシフトさせるシフト装置と、前記第1画像データ内の全画素に定義されている座標系の全座標の中から前記所定の特徴を持つ画素群の座標を特定する特徴点特定部と、前記特徴点特定部により特定された座標に基づいて前記シフト装置を制御することによって、前記第2画像データ内の全画素のほぼ中心に前記所定の特徴を持つ画素群を位置させる制御部とを備えることを、特徴としている。

【0011】

このように構成されるので、内視鏡の挿入部の先端前方が照明されている場合において対物光学系の視野内に処置具の先端が進入していると、第1撮像デバイスが、処置具の挿入部の先端近傍にあるマーカによって発揮される所定の特徴を有する画素を全画素の中を含む第1画像データを、出力する。すると、第1画像データの全画素に定義されている座標系の全座標の中から、所定の特徴を有する画素の座標が抽出され、抽出された座標に基づいてシフト装置が制御され、第2画像データ内の全画素のほぼ中心に所定の特徴を持つ画素群が位置される。このため、第2画像データがモニタに出力された場合には、そのモニタには、マーカがその中心に常駐した状態で、そのマーカとその周辺の拡大像が、映し出される。このとき、第1画像データの全画素は全体的に輝度が低いものの、マーカが再帰反射材を含むため、第1画像データの画素群には、照明光を散乱させることなく極めて高輝度に反射しているマーカを表示させるための画素が、含まれることとなる。この結果、従来のように輝度の低い画素の中から同程度の輝度の画素を識別するときの識別率よりも、全体的に輝度の低い画素の中から極めて高輝度な画素を識別するときの識別率が高いので、マーカを示す画素を識別するときの識別率が、従来のもよりも向上する。

【0012】

なお、本発明による内視鏡装置では、マーカが発揮する所定の特徴は、前記再帰反射材における白色光の高輝度な反射であっても良いし、前記再帰反射材における所定の波長帯域のみの光の高輝度な反射であるであっても良いし、マーカの形状であっても良いし、マーカの個数であっても良い。

【0013】

また、本発明による内視鏡装置では、内視鏡は、挿入部が軟性である軟性鏡であっても良いし、挿入部が硬性である硬性鏡であっても良い。前者のように軟性鏡である場合には、処置具は、軟性鏡に備えられる鉗子チャンネルに挿入されて使用されるものであっても良い。また、後者のように硬性鏡である場合には、内視鏡の挿入部を被験者の体内に挿入するための孔とは別の孔に対して挿入されるためのものであっても良い。

10

20

30

40

50

## 【0014】

また、本発明による内視鏡装置では、内視鏡は、光源装置から供給される照明光をその先端に導くための照明光学系を備えている必要がある。

## 【0015】

## 【発明の実施の形態】

以下、図面に基づいて、本発明の実施形態である手術支援システムを説明する。なお、以下に説明する手術支援システムは、術者が被験者の体内の臓器などに外科的手術を施す際に用いられるシステムである。

## 【0016】

## 【実施形態1】

10

## &lt;手術支援システムの全体構成&gt;

まず、手術支援システムの全体構成について、説明する。図1は、この手術支援システムを概略的に示す構成図である。この図1に示されるように、手術支援システムは、第1モニタM1、第2モニタM2、第1カメラC1、第2カメラC2、硬性鏡10、像分離装置20、制御装置30、光源装置LS、ライトガイドLG、及び処置具40を、備えている。

## 【0017】

第1及び第2モニタM1、M2は、画像データが信号の形態で入力されると、その画像データに基づく画像を表示する表示装置であり、具体的には、ブラウン管ディスプレイや液晶ディスプレイである。

20

## 【0018】

第1及び第2カメラC1、C2は、一般的な動画撮影用のエリアイメージセンサを利用した撮像デバイスである。これら第1及び第2カメラC1、C2は、撮像面に入射する光束を電気信号へ光電変換することにより画像データを生成し、その画像データを出力する。

## 【0019】

なお、第1カメラC1は、後述する制御装置30に接続されているため、第1カメラC1が生成する画像データは、制御装置30に入力される。また、第2カメラC2は、第2モニタM2に直接接続されているため、第2カメラC2が生成した画像データは、その第2モニタM2に入力される。

30

## 【0020】

硬性鏡10は、被験者の体内を照明するとともに照明された体内の像を形成するための器具であり、その外形は、被験者の体内へ挿入され得るように細長の略棒状に、形成されている。この硬性鏡10の構成については後で詳しく説明する。なお、図1に示されるように、硬性鏡10の基端近傍が、室内の床面又は壁面から延びるアームAの先端に取り付けられている。このため、この硬性鏡10の姿勢は、術者によって保持されることなく、空間内で維持される。

## 【0021】

像分離装置20は、硬性鏡10によって形成された体内の像を、第1カメラCの撮像面と第2カメラC2の撮像面とに形成するための装置である。この像分離装置20の構成についても後で詳しく説明する。なお、この像分離装置20は、硬性鏡10の基端側に固定されることにより硬性鏡10と一体になっており、その姿勢は、硬性鏡10を介して繋がれた上述のアームAによって、硬性鏡10とともに空間内に維持されている。

40

## 【0022】

制御装置30は、第1カメラC1から画像データを取得するとともに、その画像データを第1モニタM1へ出力する装置である。つまり、制御装置30は、第1カメラC1と第1モニタM1との間で画像データを中継する。この制御装置30の構成についても後で詳しく説明する。

## 【0023】

光源装置LSは、硬性鏡10の先端前方を照明するための照明光を出力する装置であり、

50

図示していないが、照明光を発光するランプや集光器や光量調節用の光源駆動回路などを備えている。

#### 【0024】

ライトガイドLGは、光源装置LSが出力する照明光を硬性鏡10へ導くための器具である。このライトガイドLGは、束ねられた多数の光ファイバとそれら光ファイバ全体を被覆する可撓管とを備えており、さらに、図示していないが、その両端にコネクタを備えている。一方のコネクタは、光源装置LSに形成されているコネクタ受けに対し、着脱可能に取り付けられており、ライトガイドLGの一端面には、光源装置LS内の集光器によって集光された照明光が導入される。他方のコネクタは、硬性鏡10の基端近傍に形成されている口金に対し、着脱可能に取り付けられている。

10

#### 【0025】

処置具40は、術者が被験者の体内の臓器などに外科的手術を施す際に用いる器具である。この処置具40についても後で詳しく説明する。

#### 【0026】

##### < 硬性鏡 >

次に、硬性鏡10について、詳しく説明する。図2は、硬性鏡10及び像分離装置20を概略的に示す構成図である。この硬性鏡10は、多数の光ファイバ11、対物光学系12、及び、径の異なる2つの金属性パイプを主要部品として、構成されている。

#### 【0027】

多数の光ファイバ11は、硬性鏡10の外枠として機能する大径パイプの内面に対して密着するように並べられており、これにより全体として円筒状に配列されている。さらに、円筒状に配列された光ファイバ11に内接するように、小径パイプが大径パイプ内に挿入されている。このため、大小二つのパイプに光ファイバ11が挟まれることによって、全体として1つの細管10aが形成されている。

20

#### 【0028】

なお、各光ファイバ11の先端は、互いの先端面が同一面内に含まれる状態で、上記細管10aの先端部に固定されている。一方、各光ファイバ11の基端は、細管10aの基端近傍において1つに束ねられ、細管10aの側面における基端近傍に形成された口金B内に、固定されている。この口金BにライトガイドLGのコネクタが接続されると、ライトガイドLGの光ファイバの端面が、硬性鏡10の光ファイバ11の基端面に密接する。

30

#### 【0029】

対物光学系12は、対物レンズ群12aと多数のリレーレンズ12bとから、構成されており、上記細管10aの小径パイプ内に嵌め込まれている。対物レンズ群12aは、画角が120°以上である広い範囲の視野の像を形成可能なレトロフォーカス型の対物レンズ群として、構成されており、上記細管10aの先端部に配置されることによって、その細管10aの先端前方の像を広角像として形成する。なお、対物レンズ群12aにおいて最も物体側のレンズは、細管10aの先端開口を封止している。

#### 【0030】

多数のリレーレンズ12bは、何れも同一の形状を有しており、上記細管10a内において等間隔に配置されている。各リレーレンズ12bは、対物レンズ群12aがその結像面に形成した像を、各々の結像面に順次形成することによって細管10aの基端側へリレーする。その結果、最終の結像面10iには、対物光学系12aが形成した広角像とほぼ同じ像が、形成される。

40

#### 【0031】

##### < 像分離装置 >

次に、像分離装置20について、詳しく説明する。なお、以下では、先に、像分離装置20の光学構成について説明し、その後、ペシチャンプリズムとその周辺の機構について説明する。

#### 【0032】

##### ( 光学構成 )

50

図 2 に示されるように、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 再結像光学系 23 , ペシャンプリズム 24 , 第 2 再結像光学系 25 を、備えている。

【0033】

半透明鏡 21 は、入射してくる光束の一部を反射するとともに残りの光束を透過させる分岐素子であり、対物光学系 12 からの光束の光路上に配置されている。

【0034】

この半透明鏡 21 により反射される光束の光路上には、折り返しミラー 22 が配置されている。そして、半透明鏡 21 によって折り曲げられる対物光学系 12 の光軸 A x 1 は、折り返しミラー 22 によって更に折り曲げられることにより、クランク状の光軸となっている。さらに、折り返しミラー 22 によって折り曲げられた対物光学系 12 の光軸 A x 1 は、第 1 再結像光学系 23 と同軸となる状態でこの第 1 再結像光学系 23 を通過し、第 1 カメラ C 1 の撮像面の中心を垂直に貫いている。

10

【0035】

以上のように半透明鏡 21 , 折り返しミラー 22 , 第 1 再結像光学系 23 , 及び第 1 カメラ C 1 が配置されているため、半透明鏡 21 によって反射された光束は、折り返しミラー 22 によって反射され、第 1 再結像光学系 23 を透過し、第 1 カメラ C 1 の撮像面に入射する。

【0036】

このようにして撮像面に光が入射するとき、第 1 再結像光学系 23 は、対物光学系 12 によって結像面 10 i に形成された広角像を、第 1 カメラ C 1 の撮像面に再結像させる。なお、第 1 カメラ C 1 は、その撮像面上の広角像を撮像すると、画像データを出力する。以下では、この第 1 カメラ C 1 から出力される画像データを、第 2 カメラ C 2 のそれと区別するために、便宜上、第 1 画像データという。

20

【0037】

一方、半透明鏡 21 を透過する光束の光路上には、ペシャンプリズム 24 が、配置されている。ペシャンプリズム 24 については、図 3 を参照しながら後述するが、簡単に説明すると、ペシャンプリズム 24 は、対物光学系 12 により形成される広角像を倒立させるように作用する像反転光学系である。

【0038】

さらに、このペシャンプリズム 24 を挟んで半透明鏡 21 の反対側には、第 2 再結像光学系 25 が配置されている。この第 2 再結像光学系 25 の光軸 A x 2 は、半透明鏡 21 を通過した後であってペシャンプリズム 24 へ入る前の対物光学系 12 の光軸 A x 1 と同じ軸上にセットされており、第 2 カメラ C 2 の撮像面の中心を垂直に貫いている。

30

【0039】

なお、第 2 再結像光学系 25 は、第 1 乃至第 4 レンズ群 25 a ~ 25 d から構成されている。このうち、第 1 レンズ群 25 a は、鏡筒 25 1 内のカム環に係合する鏡枠に固定されることによって、その光軸 A x 2 に沿って平行移動可能に保持されており、第 1 レンズ群 25 a 自体は、ピント合わせ用の合焦光学系として機能する。

【0040】

また、第 2 及び第 3 レンズ群 25 b , 25 c は、鏡筒 25 2 内のカム環に係合する鏡枠に固定されることによって、その光軸 A x 2 に沿って平行移動可能に保持されており、第 2 及び第 3 レンズ群 25 b , 25 c 自体は、観察倍率変更用の変倍光学系として機能する。なお、第 4 レンズ群 25 d は、像分離装置 20 内に固定されている。

40

【0041】

以上のように半透明鏡 21 , ペシャンプリズム 24 , 第 2 再結像光学系 25 , 及び、第 2 カメラ C 2 が配置されているため、半透明鏡 21 を透過した光束は、ペシャンプリズム 24 を介して第 2 再結像光学系 25 を透過し、第 2 カメラ C 2 の撮像面に入射する。

【0042】

このようにして撮像面に光が入射するとき、第 2 再結像光学系 25 は、対物光学系 12 に

50

よって結像面 10i に形成された像の一部を所定の倍率に拡大して、第2カメラC2の撮像面上に再結像させ、ペシャンプリズム24は、第2カメラC2の撮像面に結像される像を、倒立させる。なお、第2カメラC2は、その撮像面上の像を撮像すると、画像データを出力する。以下では、この第2カメラC2から出力される画像データを、便宜上、第2画像データという。

【0043】

ところで、鏡筒251内のカム環の駆動源であるアクチュエータは、図示せぬ操作装置のシーソー型スイッチに繋がれており、何れか一方の極性のスイッチが押下されると、その極性に応じた方向へカム環を駆動する。これにより、術者は、第2モニタM2に映し出される画像の観察倍率を施術中に自在に変更することができる。また、鏡筒252内のカム環の駆動源であるアクチュエータは、図示せぬ合焦制御回路によって制御される。

10

【0044】

(ペシャンプリズムとその周辺の機構)

次に、ペシャンプリズム24とその周辺の機構について、詳しく説明する。図3は、ペシャンプリズム24の斜視図である。図3に示されようように、ペシャンプリズム24は、補助プリズム241及びダハプリズム242から、構成されている。

【0045】

補助プリズム241は、四角柱状のプリズムであり、その一側面241aは、半透明鏡21を通過した対物光学系12の光軸Ax1に対し、垂直に配置されている。この補助プリズム241は、その側面241aから内部に入る対物光学系12の光軸Ax1を、この側面251aに隣接する2つの側面241b, 241cの内面によって2回折り曲げた後、側面241bに対して垂直に通過させる。

20

【0046】

ダハプリズム242は、三角柱の一側面にこの側面から突出するダハ面が(その稜線が底面と平行となる状態で)形成されたのと等価な形状を有するプリズムであり、そのダハ面242f, 242g以外の一側面242dが補助プリズム241の側面241bに対して平行に且つ近接するように、配置されている。従って、ダハプリズム242の側面242dは、補助プリズム241の側面241bを垂直に通過した対物光学系12の光軸Ax1に対し、垂直に配置されている。

【0047】

このダハプリズム242は、その側面242dから内部に入る対物光学系12の光軸Ax1を、側面242dに隣接する残りの側面242e, ダハ面242f, 242g, 及び、側面242dの各々の内面によって順に折り曲げ、側面242eに対して垂直に通過させることにより、外部へ出す。このとき、光軸Ax1がダハプリズム242から出る方向は、補助プリズム242に入る前の光軸Ax1と平行な方向となる。

30

【0048】

像分離装置20は、図2に示されるように、移動機構26とこの移動機構26によって駆動されるXYステージ26aとを、さらに備えており、上述したように構成されるペシャンプリズム24は、XYステージ26a上に固定されている。

【0049】

移動機構26は、ACモータやDCモータ等の駆動用アクチュエータと、この駆動用アクチュエータの駆動力をステージに伝達するためのギア機構とを、Xステージ及びYステージの各々について有することにより、各ステージを独立に駆動する。さらに、この移動機構26は、XYステージ26aの変位量を検出するためのエンコーダ等の検出器をも、備えている。

40

【0050】

また、この移動機構26の検出器及び駆動用アクチュエータは、後述する制御装置30に接続されている。検出器は、XYステージ26aが駆動されるとそれらの変位量を示すデータをこの制御装置30へ送信し、駆動用アクチュエータは、この制御装置30から出力される信号に基づいて、XYステージ26aを駆動する。これにより、ペシャンプリズム

50

24は、対物光学系12の光軸A×1に直交するXY面内で平行移動可能となっている。

【0051】

そして、ペシャンプリズム24に入る前の光軸A×1がそのペシャンプリズム24から出た後の光軸A×1と同軸になるようなペシャンプリズム24の位置を“初期位置”としたとき、このペシャンプリズム24が初期位置からXY面内で平行移動された際には、ペシャンプリズム24から出た対物光学系12の光軸A×1は、ペシャンプリズム24に入る前の光軸A×1の延長線に対してシフトされる。

【0052】

図3には、対物光学系12の光軸A×1がペシャンプリズム24によってシフトされる様子も、示されている。この図3に示されるように、ペシャンプリズム24を通過する前後の光軸A×1が互いに同軸となる初期位置から、入射端面としての側面241aに対して光軸A×1をX方向における正の方(図3では左方)へ距離wだけ移動させた場合、射出端面としての側面242eに対しては光軸A×1はX方向における負の方に距離wだけ移動する。

【0053】

この移動は、一定位置にある対物光学系12の光軸A×1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3では右方)に距離wだけ移動させた場合に相当する。このため、ペシャンプリズム24から出た後の対物光学系12の光軸A×'1は、ペシャンプリズム24に入る前の光軸A×'1に対して、距離2wだけX方向における負の向きにシフトされる。

【0054】

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12の光軸A×1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。

【0055】

また、このペシャンプリズム24をY方向(図3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12の光軸A×"1は、ペシャンプリズム24に入る前の光軸A×"1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。

【0056】

このようにしてペシャンプリズム24がXY面内で平行移動されると、ペシャンプリズム24から出た後の対物光学系12の光軸A×1が、第2再結像光学系24の光軸A×2を含む直線上からシフトされる。図2には、このときの様子も、示されている。

【0057】

ペシャンプリズム24から出た後の対物光学系12の光軸A×1と第2再結像光学系25の光軸A×2とが同軸とな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12の光軸A×1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再結像光学系25の光軸A×2上を進行し、第2カメラC2の撮像面の中心に入射する。

【0058】

この状態からペシャンプリズム24がXY面内で平行移動されると、図2に示されるように、ペシャンプリズム24から出た後の光軸A×1は、第2再結像光学系25の光軸A×2からシフトされる。従って、対物光学系12の光軸A×1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再結像光学系25の光軸A×2からシフトした状態で第2再結像光学系25に入射し、第2カメラC2の撮像面の中心からシフトした位置に入射する。なお、このときの撮像面中心からの光線の入射位置のシフト量及びシフト方向は、上述したように、ペシャンプリズム24の移動量及び移動方向に依存する。

【0059】

このように、ペシャンプリズム24が初期位置にある時に第2再結像光学系25の光軸A×2上を進行して第2カメラC2の撮像面の中心に達していた光線が、この撮像面における光軸A×2が貫く箇所からずれた位置へ入射する結果、第2カメラC2が撮像する像の

10

20

30

40

50

範囲が、ペシアンプリズム 2 4 の移動量及び移動方向に応じてシフトすることとなる。

【 0 0 6 0 】

< 制御装置 >

次に、制御装置 3 0 について説明する。図 4 は、この制御装置 3 0 を概略的に示す構成図である。制御装置 3 0 は、CPU 3 0 a , RAM 3 0 b , 第 1 のインターフェース回路 3 0 c , 第 2 のインターフェース装置 3 0 d , 及び、ROM 3 0 e を、備えており、各ハードウェア 3 0 a ~ 3 0 e は、バス B を介して互いに接続されている。

【 0 0 6 1 】

CPU 3 0 a は、他のハードウェア 3 0 b ~ 3 0 e を統合的に制御する中央処理装置である。RAM 3 0 b は、CPU 3 0 a が各種プログラムを実行するに際しての作業領域が展開される主記憶装置である。

【 0 0 6 2 】

第 1 のインターフェース回路 3 0 c は、CPU 3 0 a と移動機構 2 6 との間で情報の仲介を司る装置である。具体的には、第 1 のインターフェース回路 3 0 c は、XY ステージ 2 6 a のそれぞれの変位量を示す情報を移動機構 2 6 の検出器から受信するとともに、CPU 3 0 a の命令に従って、XY ステージ 2 6 a のそれぞれの駆動の開始又は停止を示す情報を移動機構 2 6 のアクチュエータへ送信する。

【 0 0 6 3 】

第 2 のインターフェース回路 3 0 d は、第 1 カメラ C 1 からの第 1 画像データの受信を司る装置であるとともに、受信した第 1 画像データをそのまま第 1 モニタ M 1 へ出力する中継装置である。また、この第 2 のインターフェース回路 3 0 e において取得された第 1 画像データは、RAM 3 0 b へ出力される。

【 0 0 6 4 】

ROM 3 0 e は、各種データや各種プログラムが格納される読み出し専用の記憶装置である。この ROM 3 0 e に格納されるプログラムには、カウントプログラムと追従制御プログラムが、含まれている。

【 0 0 6 5 】

このうち、カウントプログラムは、電源が投入されている間、CPU 3 0 a に対し、カウント処理の実行を継続させるプログラムである。このカウント処理では、CPU 3 0 a は、XY ステージ 2 6 a のそれぞれの変位量を示す情報を第 1 のインターフェース回路 3 0 c において受信するたびに、受信した各情報に基づいて、RAM 3 0 b 内に記憶している XY ステージ 2 6 a の各位置情報を更新する。従って、RAM 3 0 b 内には、XY ステージ 2 6 a のそれぞれの最新の位置情報が記録されることとなる。

【 0 0 6 6 】

また、追従制御プログラムは、電源が投入されている間、CPU 3 0 a に対し、図 5 のフローチャートに表されるような追従制御処理の実行を継続させるプログラムである。この追従制御処理では、CPU 3 0 a は、各コマの第 1 画像データに対し、以下に示す処理ループ (ステップ S 1 0 1 ~ S 1 0 6 ) を繰り返し実行する。

【 0 0 6 7 】

まず、CPU 3 0 a は、1 コマ分の第 1 画像データを取得すると ( S 1 0 1 )、その第 1 画像データの全画素の位置を特定するために定義されている平面座標系の各座標の中から、最大輝度値を持つ画素の座標を全て抽出する ( S 1 0 2 )。続いて、CPU 3 0 a は、抽出した各座標に基づいて重心座標を算出する ( S 1 0 3 )。そして、CPU 3 0 a は、その重心座標に対応する XY ステージ 2 6 a のそれぞれの位置を示す位置情報を目的位置情報として算出し ( S 1 0 4 )、XY ステージ 2 6 a の目的位置情報と RAM 3 0 c 内の現在位置情報との差分を算出する ( S 1 0 5 )。その後、CPU 3 0 a は、その差分だけ XY ステージ 2 6 a を移動させるための信号を移動機構 2 6 のアクチュエータへ出力するように、第 1 のインターフェース回路 3 0 c に指示する ( S 1 0 6 )。

【 0 0 6 8 】

このような追従制御処理が、制御装置 3 0 において実行されることにより、第 2 モニタ M

10

20

30

40

50

2に表示される拡大像が、第1モニタM1に表示される広角像の中の最大輝度を持つ点を中心とする一部領域となるように、ペシャンプリズム24が、XY面内で平行移動される。

【0069】

<処置具>

次に、処置具40について、詳しく説明する。図1に示されるように、処置具40は、操作部41及び挿入部42を、備えている。

【0070】

操作部41は、X字状に交差した一对の片を有するいわゆるハサミ構造の機構を有している。すなわち、一对の片は、その交差点を中心として相対回転可能となっており、各片の基端部には、指を挿入するための輪が形成されている。そして、これら輪が術者によって接離されると、この原理により、各片の先端部が、接離される。

10

【0071】

一方、挿入部42は、細管とその細管内に挿入された軸とにより構成されている。細管の基端は、操作部41における一方の片の先端部に固定されており、軸の基端は、操作部41における他方の片の先端部に固定されている。そして、操作部41において一对の片の先端部が互いに接離されると、挿入部42における細管内において軸が進退する。

【0072】

また、処置具40は、挿入部42の先端に、把持鉗子33を備えている。この把持鉗子43は、一对の片からなるクリップとして構成されている。より具体的には、一对の片は、何れも略半円柱状に形成されており、互いに合わさったときには、全体として、挿入部42とほぼ同じ太さの円柱状をなす。そして、一方の片は、挿入部42の先端から突出するようにして挿入部42と一体に形成されることにより、固定片として機能し、他方の片は、挿入部42の先端に回転可能に取り付けられることにより、可動片として機能する。

20

【0073】

この把持鉗子43は、可動片が回転されることによって全体としてく字状をなしているときに、開いた状態となり、可動片が回転されることによって両片が接しているときに、閉じた状態となる。なお、この可動片は、挿入部42の軸の先端に取り付けられており、その軸の進退に応じて固定片に対して接離する。つまり、操作部41の2つの輪が術者によって接離されることにより、把持鉗子43が開閉される。

30

【0074】

さらに、処置具40は、挿入部42の先端近傍に、マーカ一部44を備えている。図1の例は、第2モニタM2に挿入部42の先端及びその近傍が拡大表示されている状態を、示している。このマーカ一部44は、挿入部42に帯状に貼り付けられたシールにより構成されており、このシールは、その表側に、再帰反射材によりなる層を有し、その裏側に、粘着材よりなる層を有している。

【0075】

図6は、マーカ一部44を構成する再帰反射材50の構造を概略的に示す断面図である。この図6に示されるように、再帰反射材50は、所定の厚みを有するシート状のベース51と、多数の球状のビーズ52と、白色光を反射する反射材53とを、備えている。

40

【0076】

反射材53は、ベース51の一方の面にコーティングされており、多数のビーズ52は、その反射材53がコーティングされた面に半分だけ埋め込まれることによって、ベース51に保持されている。なお、これら多数のビーズ52は、反射材53がコーティングされた面を埋め尽くすように、敷き詰められている。また、ビーズ52自体は、透過率の高いガラス又は樹脂によって製造されている。

【0077】

そして、ベース51におけるビーズ52が敷き詰められた面に向けて照明光が入射すると、その面に入射した照明光のうち、ビーズ52に向かった照明光は、ビーズ52表面において屈折されつつビーズ52の内部へ進入し、ビーズ52と反射材53との境界面におい

50

て反射された後、再びビーズ 5 2 表面において屈折されつつビーズ 5 2 の外側へ脱出する。

【 0 0 7 8 】

このとき、図 6 の矢印によって示されるように、ビーズ 5 2 内を通過することによって反射された照明光は、ビーズ 5 2 に入射する前の進行方向とは逆の方向に向けて進行するように、放出される。このため、通常の物体の表面では、一点に入射した光があらゆる方向へ散乱する（図 7 参照）のに対し、再帰反射材の表面では、一点に入射した光の殆どが、散乱することなく元の位置へ戻るように反射する（図 8 参照）。

【 0 0 7 9 】

< 手術支援システムの作用 >

次に、手術支援システムの作用について、説明する。この手術支援システムは、上述したように構成されているために、以下に説明するように作用する。

【 0 0 8 0 】

この手術支援システムを用いる術者は、被験者の体内の臓器等に外科的手術を施す際、まず、被験者の腹壁等に小さな孔を穿ち、その孔に外套管（トラカール；図 1 の T）を嵌め込む。次に、術者は、硬性鏡 1 0 の先端をその外套管 T に挿入して、第 1 及び第 2 モニタ M 1, M 2 と第 1 及び第 2 カメラ C 1, C 2 と像分離装置 2 0 と光源装置 L S の電源を順に投入する。

【 0 0 8 1 】

すると、光源装置 L S が出力する照明光が、ライトガイド L G を介して硬性鏡 1 0 に供給され、その硬性鏡 1 0 の先端から被験者の体内に向けて放射される。このように照明光が被験者の体内を照明すると、体内の臓器等の表面にて反射されて硬性鏡 1 0 の先端に向かった光が、対物光学系 1 2 へ入射する。このとき、被験者の体内の像が、その対物光学系 1 2 によって、硬性鏡 1 0 の基端側に形成される。

【 0 0 8 2 】

そして、硬性鏡 1 0 の基端側に形成された像は、第 1 再結像光学系 2 3 によって第 1 カメラ C 1 の撮像面に再結像され、第 1 カメラ C 1 によって撮像された後、最終的に、第 1 モニタ M 1 に表示される。

【 0 0 8 3 】

術者は、この第 1 モニタ M 1 に表示された広角像を観察することによって、外科的手術を施すべき箇所を特定すると、被験者の腹壁等に再度小さな孔を穿ち、その孔に別の外套管 T を嵌め込み、処置具 4 0 の挿入部 4 2 の先端をその外套管 T に挿入する。

【 0 0 8 4 】

続いて、術者が、処置具 4 0 を操作して、その処置具 4 0 の挿入部 4 2 の先端を、硬性鏡 1 0 内の対物光学系 1 2 の視野内に進入させると、第 1 モニタ M 1 には、被験者の体内の様子とともに、処置具 4 0 の挿入部 4 2 の先端が、映し出される。

【 0 0 8 5 】

このとき、第 1 モニタ M 1 では、処置具 4 0 のマーカ一部 4 4 が高輝度に映し出される。これと同時に、制御装置 3 0 が、第 1 画像データの全画素の中から、最大輝度を持つ画素を抽出し、ペシャンプリズム 2 4 がそれら画素群の重心位置に対応する位置へ X Y ステージ 2 6 a によって移動されるように、移動機構 2 6 を制御する。その結果、第 2 モニタ M 2 では、そのマーカ一部 3 4 がその中心に常駐した状態で、マーカ一部 3 4 とその周辺の拡大像が、映し出される。

【 0 0 8 6 】

< 効果 >

上述したように、第 1 の実施形態の手術支援システムでは、マーカ一部 4 4 の表面が再帰反射材により構成されているため、全体的に輝度の低い第 1 画像データの画素群の中において、極めて輝度の高い画素が形成されることとなる。このとき、全体的に輝度の低い画素の中から同程度の輝度の画素を識別するときの識別率よりも、全体的に輝度の低い画素の中から極めて高輝度な画素を識別するときのほうが、識別率が高いので、マーカを示

10

20

30

40

50

す画素を識別するときの識別率が、従来のものよりも向上する。従って、制御装置 30 において、第 1 画像データの全画素の中からマーカ一部 44 を示す画素が抽出されなくなることが大幅に減少する。

【0087】

なお、上記の説明においては、処置具 40 の挿入部 42 の先端には、作用部として把持鉗子 43 が備えられているとしたが、これに限定されるものではない。この処置具 40 は、図示していないが、挿入部 42 の先端に、作用部として、剪刀を備えるものであっても良いし、注射針を備えるものであっても良いし、窃刺針を備えるものであっても良いし、電極を備えるものであっても良い。何れの場合でも、処置具 40 は、作用部に重ならない範囲でできるだけこの作用部に近い箇所に、マーカ一部 44 を有することが好ましい。

10

【0088】

<変形例>

上述した第 1 の実施形態では、マーカ一部 44 を構成する再帰反射材は、図 6 に示されるように、シート状のベース 51 における反射材 53 がコーティングされた一方の面に多数の球状のビーズ 52 が敷き詰められたものであったが、そうでなくても良い。例えば、図 9 の断面図に示されるように、再帰反射材は、シート状のベース 61 の一方の面に二つの層 62, 63 が積層されているものであっても良い。

【0089】

但し、図 9 に示される再帰反射材 60 では、ベース 61 における二つの層が積層されている面には、多数の窪みが形成されている。この窪みは、直角二等辺三角形の 3 つの側面と正三角形の 1 つの底面とを持つ三角錐の形状に形成されており、ベース 61 のこの面に正三角形の開口を形成している。

20

【0090】

さらに、ベース 61 のこの面の正面図である図 10 に示されるように、辺同士が接して隣合う正三角形の開口が互いに逆向きとなるように、配列されることにより、各窪みは、ベース 61 のこの面上を、稠密に埋め尽くしている。

【0091】

また、ベース 61 に接する層 62 は、反射材からなる反射層として構成され、均等な厚みを有している。また、この反射層 62 の外側にある層 63 は、樹脂等の透明な素材からなる透明層として構成され、この透明層 63 における反射層 62 がある側とは反対側の外面は、ベース 61 における各窪みがある側とは反対側の面と同様に、平坦に形成されている。

30

【0092】

そして、図 9 の紙面に垂直な方向に視線を向けて見た場合において、透明層 63 に向けて放出された照明光は、透明層 63 の表面において屈折されつつ透明層 63 の内部へ進入し、透明層 63 と反射層 62 の境界面で 2 回反射された後、再び透明層 63 の表面において屈折されつつ透明層 63 の外側へ脱出する。

【0093】

このとき、図 9 の矢印によって示されるように、透明層 63 内を通過することによって反射された照明光は、透明層 63 に入射する前の進行方向とは逆の方向に向けて進行するように、放出される。

40

【0094】

なお、この変形例においても、マーカ一部 44 は、処置具 40 の挿入部 42 の先端近傍に帯状に貼り付けられたシールによって構成され、このシールの表側の層が、図 9 の再帰反射材から作成されている。これにより、処置具 40 がどのような姿勢にある場合でも、マーカ一部 44 の再帰反射材に入射した照明光の大部分は、180°反転するように反射されて、対物光学系 12 へ入射するので、第 1 画像データに基づく広角画像に示されたマーカ一部 44 の中には、輝度の高い点が形成される。

【0095】

【実施形態 2】

50

第2の実施形態は、マーカー部44が所定の色の光のみを反射するように構成されているとともに、制御装置30が第1画像データの全画素の中からその色の画素を抽出する他は、第1の実施形態と同じ構成を有している。従って、以下では、第1の実施形態と相違する点についてのみ、説明する。

【0096】

図11は、第2の実施形態のマーカー部44に採用される再帰反射材の構造を概略的に示す断面図である。図11に示されるように、第2の実施形態のマーカー部44に採用される再帰反射材50'は、緑色の光のみを透過するとともに他の色の光を反射するコート材54を、図6に示した再帰反射材の表面にコーティングしたものである。

【0097】

つまり、第2の実施形態の再帰反射材50'では、反射材53がコーティングされているベース51の一方の面に、透明な球状の多数のビーズ52が半分だけ埋め込まれているとともに、ベース51及びビーズ52に挟まれていない反射材53の外面並びにビーズ52の外面に、上記コート材54が均等な厚みにてコーティングされている。

【0098】

第2の実施形態の再帰反射材50'がこのように構成されるので、この再帰反射材50'のビーズ52に向かって進行する照明光のうちの緑色の帯域以外の光は、コート材54によって進行方向とは無関係な方向へ反射される(図12参照)。一方、緑色の帯域の光は、図11の矢印によって示されるように、コート材54を透過し、ビーズ52の表面で屈折しつつその内部へ進入し、ビーズ52と反射材53との境界面によって反射され、ビーズ52の表面で屈折しつつその外部へ脱出し、再度コート材54を透過して、入射してきた方向に向けて進行する。

【0099】

この結果、処置具40のマーカー部44では、緑色の成分だけが、散乱することなくほぼ同じ方向へ反射される。そして、第1画像データの画素群の中において、極めて輝度の高い緑色の画素が、形成され、第1モニタM1には、緑色のマーカー部44が映し出されることとなる。

【0100】

一方、第2の実施形態の制御装置30のROM30eには、第1の実施形態とは内容が若干変更された追従制御プログラムが、記録されている。この追従制御プログラムは、電源が投入されている間、CPU30aに対し、図13のフローチャートに表されるような追従制御処理の実行を継続させるプログラムである。この追従制御処理では、CPU30aは、各コマの第1画像データに対し、以下に示す処理ループ(ステップS201~S207)を繰り返し実行する。

【0101】

まず、CPU30aは、1コマ分の第1画像データを取得すると(S201)、その第1画像データの全画素の位置を特定するために定義されている平面座標系の各座標の中から、緑色についての最大輝度値を持つ画素の座標を全て抽出する(S202)。続いて、CPU30aは、抽出した各座標のうち、赤色及び青色についての輝度値が“0”を上回る画素の座標を除外し(S203)、残りの各座標に基づいて重心座標を算出する(S204)。そして、CPU30aは、その重心座標に対応するXYステージ26aのそれぞれの位置を示す位置情報を目的位置情報として算出し(S205)、XYステージ26aの目的位置情報とRAM30c内の現在位置情報との差分を算出する(S206)。その後、CPU30aは、その差分だけXYステージ26aを移動させるための信号を移動機構26のアクチュエータへ出力するように、第1のインターフェース回路30cに指示する(S207)。

【0102】

このような追従制御処理が、制御装置30において実行されることにより、第2の実施形態の手術支援システムは、以下に説明するように作用する。

【0103】

10

20

30

40

50

すなわち、通常、体内の臓器等の表面が体液等で湿っているので、図14の広角画像の画面例に示されるように、照明光が高輝度にて反射する箇所が幾つか発生する場合がある。しかし、上述した追従制御処理によると、赤色成分及び青色成分を有する点(図14の画面例における二つの大きい の部分)は、処理対象から除外され、体内に存在する可能性の低い緑色の成分のみ高輝度な点(図14の画面例における小さい の部分)が、マーカ一部44を示している画素であると、判定される。そして、その点の位置に対応する位置に向けてペシャンプリズム24が移動するように、XYステージ26aが制御される。

#### 【0104】

このように、第2の実施形態によれば、高輝度の点が多数発生した場合でも、赤色成分及び青色成分を持つ高輝度の点が除外されるので、第1の実施形態に比べて、マーカ一部44を示す画素をより高い識別率にて識別することができる。

#### 【0105】

##### <変形例>

上述した第2の実施形態では、マーカ一部44を構成する再帰反射材は、図11に示されるように、シート状のベース51における反射材53がコーティングされた一方の面に多数の球状のビーズ52が敷き詰められるとともに、ビーズ42の表面にコート材54がコーティングされたものであったが、そうでなくても良い。例えば、図15に示されるように、再帰反射材50"は、ベース51とビーズ52との間にある反射材53が、緑色帯域の光のみを反射するように構成されていても良い。このとき、他の帯域の光は、ベース51に吸収される。これにより、再帰反射材50"には、図11に示されるようなコート材54を用いなくても済む。

#### 【0106】

##### 【発明の効果】

以上に説明したように、本発明によれば、広角画像の中から抽出される領域を拡大画像として表示する場合であってその抽出領域を広角画像内でのマーカの位置に追従させる際に、広角画像の全画素の中からマーカを示す画素を識別するときの識別率を向上させることができる。

##### 【図面の簡単な説明】

【図1】第1の実施形態の手術支援システムを概略的に示す構成図

【図2】硬性鏡及び像分離装置を概略的に示す構成図

【図3】ペシャンプリズムの斜視図

【図4】制御装置を概略的に示す構成図

【図5】追従制御処理を説明するためのフローチャート

【図6】再帰反射材の構造を説明するための断面図

【図7】物体表面において光が散乱する状態を示す説明図

【図8】再帰反射材の表面において光が反射する状態を示す説明図

【図9】変形例として採用され得る再帰反射材の構造を説明するための断面図

【図10】変形例の再帰反射材の窪みの配置を説明するための正面図

【図11】第2の実施形態の再帰反射材の構造を説明するための断面図

【図12】再帰反射材で他の帯域の光が反射される様子を示す断面図

【図13】追従制御処理を説明するためのフローチャート

【図14】第1画像データにより示される広角画像内に高輝度な点が表示された例を示す例示図

【図15】変形例として採用され得る再帰反射材の構造を説明するための断面図

##### 【符号の説明】

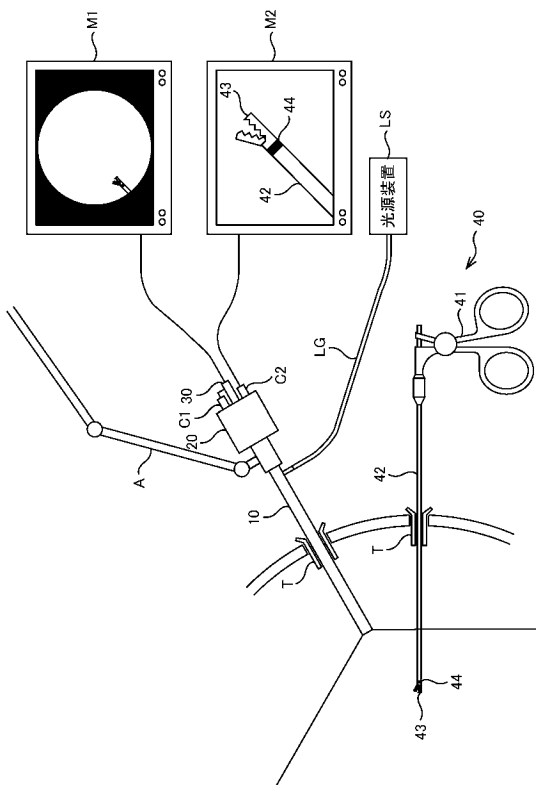
M1 第1モニタ  
M2 第2モニタ  
C1 第1カメラ  
C2 第2カメラ  
LS 光源装置

- L G     ライトガイド
- 1 0     硬性鏡
- 1 1     光ファイバ
- 1 2     対物光学系
- 1 2 a   対物レンズ群
- 1 2 b   リレーレンズ群
- 2 0     像分離装置
- 2 1     半透明鏡
- 2 2     折り返しミラー
- 2 3     第1再結像光学系
- 2 4     ペシャンプリズム
- 2 5     第2再結像光学系
- 2 6     移動機構
- 2 6 a   XYステージ
- 3 0     制御装置
- 3 0 a   CPU
- 3 0 b   RAM
- 3 0 f   ROM
- 4 0     処置具
- 4 1     操作部
- 4 2     挿入部
- 4 3     把持鉗子
- 4 4     マーカ一部

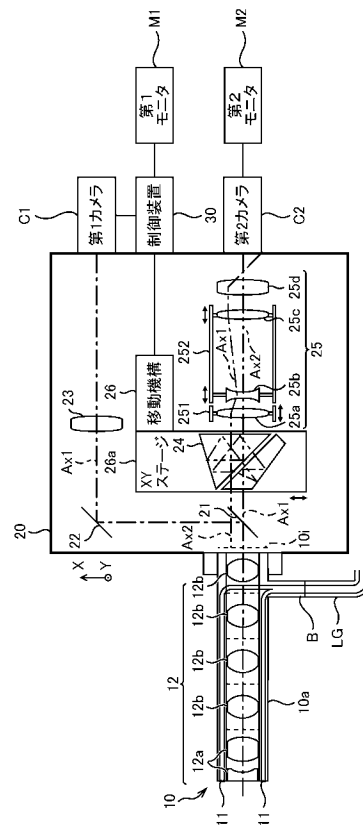
10

20

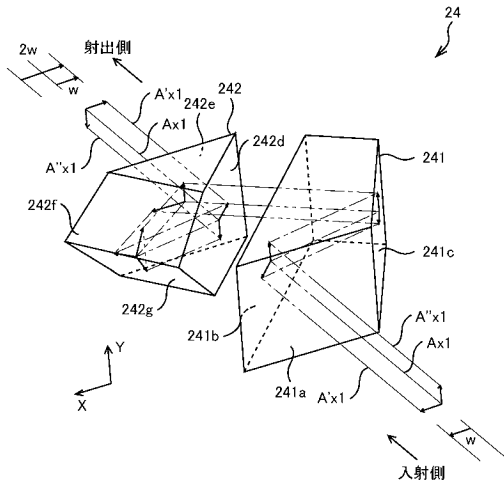
【 図 1 】



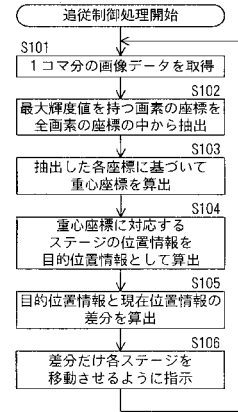
【 図 2 】



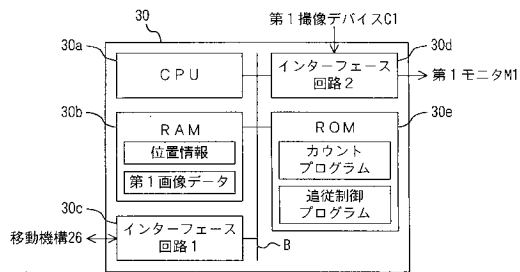
【 図 3 】



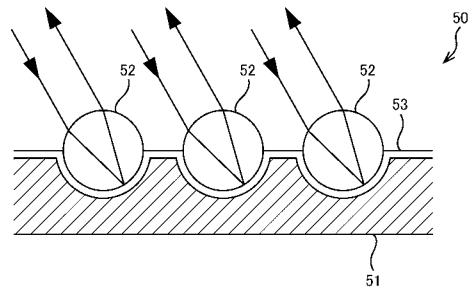
【 図 5 】



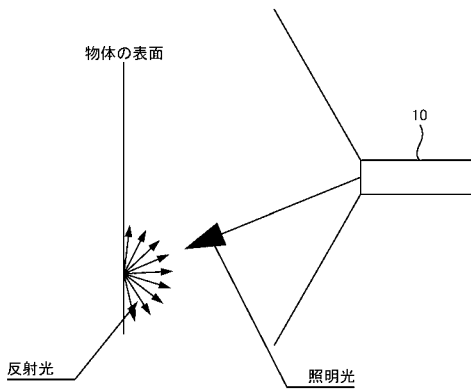
【 図 4 】



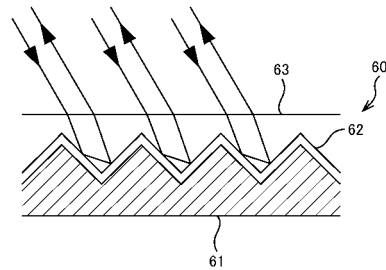
【 図 6 】



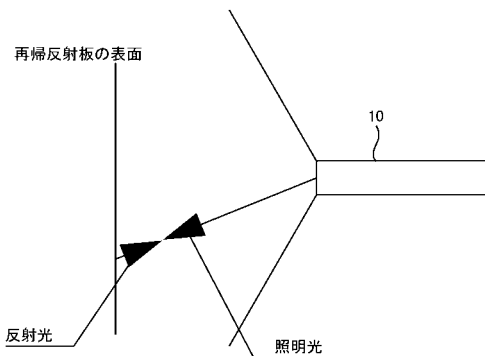
【 図 7 】



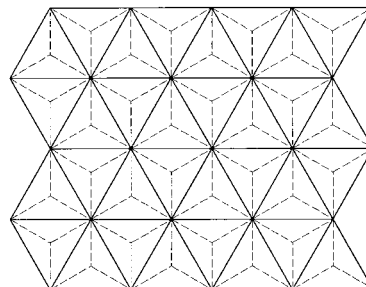
【 図 9 】



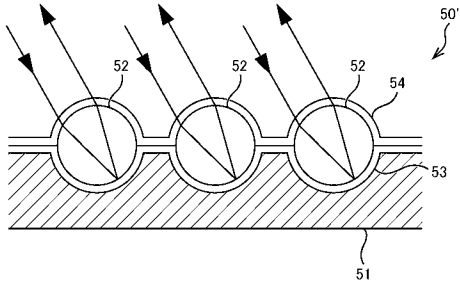
【 図 8 】



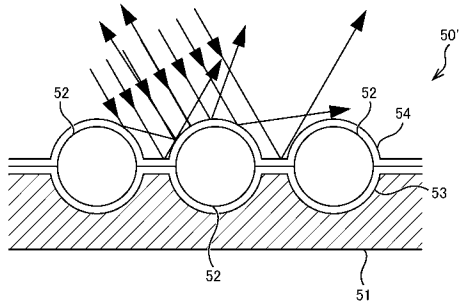
【 図 10 】



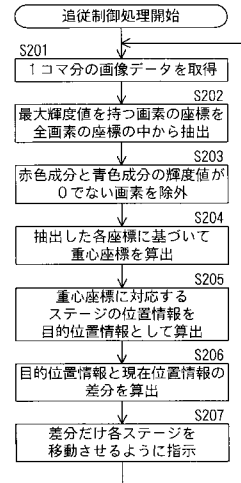
【図 1 1】



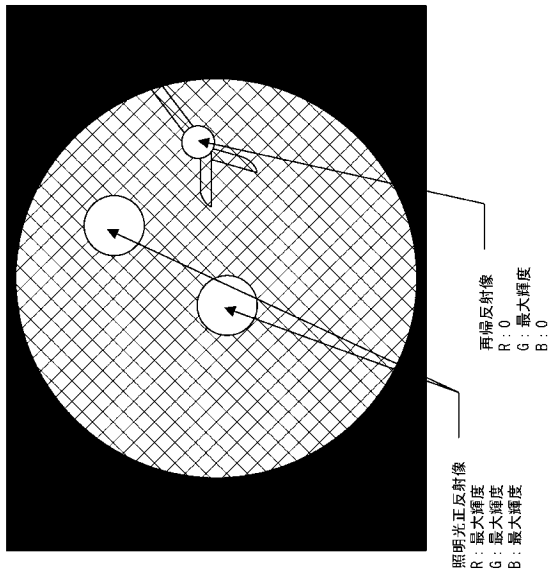
【図 1 2】



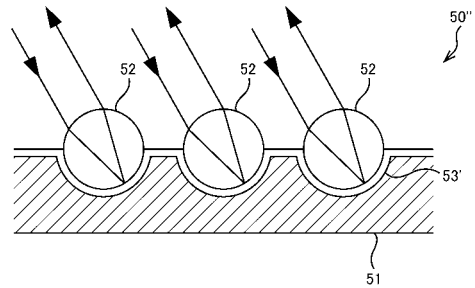
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005013557A</a>	公开(公告)日	2005-01-20
申请号	JP2003184327	申请日	2003-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	伊藤 栄一		
发明人	伊藤 栄一		
IPC分类号	A61B19/00 A61B1/00 A61B1/04 A61B17/28 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.T A61B1/04.370 A61B17/28.310 A61B19/00.502 H04N7/18.M A61B1/00.R A61B1/00.620 A61B1/00.730 A61B1/00.735 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/06.510 A61B17/28 A61B17/94 A61B90/00		
F-TERM分类号	4C060/GG22 4C060/GG40 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/FF35 4C061/FF40 4C061/JJ11 4C061/LL08 4C061/NN05 4C061/WW03 4C061/WW10 5C054/CC06 5C054/CC07 5C054/CF05 5C054/FC12 5C054/FC15 5C054/HA12 4C160/GG24 4C160/GG28 4C160/MM32 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF35 4C161/FF40 4C161/JJ11 4C161/LL08 4C161/NN05 4C161/WW03 4C161/WW10		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：要将从广角图像中提取的区域显示为放大图像，并使提取的区域跟随标记在广角图像中的位置，请从广角图像的所有像素中选择标记。（EN）提供了一种内窥镜装置，该内窥镜装置能够在辨别所示像素时提高辨别率。手术支持系统的图像分离装置（20）包括第一再成像光学系统（23），该第一再成像光学系统（23）通过物镜光学系统（12）在刚性内窥镜（10）中在第一摄像机（C1）的成像表面上对广角图像进行再成像。第二再成像光学系统25用于在第二相机C2的成像表面上再成像由物镜光学系统12形成的一部分广角图像。包括回射材料的标记器部分44布置在治疗仪器40的插入部分42的尖端附近。控制装置40基于来自第一照相机C1的第一图像数据的所有像素中提取的高强度像素组的位置，将标记单元44显示在第一监视器M1上的放大图像的中央。使它成为居民。[选型图]图1

