

(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2011-62378

(P2011-62378A)

(43) 公開日 平成23年3月31日(2011.3.31)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
<b>G 0 2 B</b> 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	2 H 0 8 7
<b>G 0 2 B</b> 15/00 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 0 6 1
<b>G 0 2 B</b> 17/08 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 C	
	G 0 2 B 15/00	
審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 14 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2009-216385 (P2009-216385)  
 (22) 出願日 平成21年9月18日 (2009. 9. 18)

(71) 出願人 306037311  
 富士フイルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目26番30号  
 (74) 代理人 100073184  
 弁理士 柳田 征史  
 (74) 代理人 100090468  
 弁理士 佐久間 剛  
 (74) 復代理人 100128451  
 弁理士 安田 隆一  
 (72) 発明者 小向 牧人  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士フイルム株式会社内  
 (72) 発明者 西尾 祐二  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

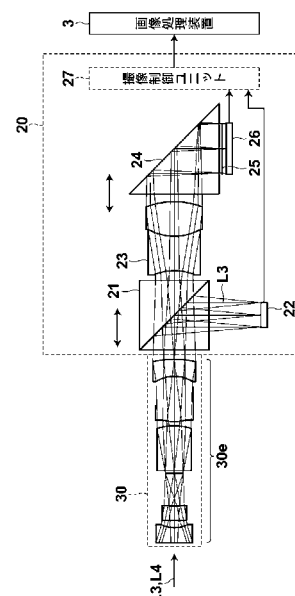
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

## (57) 【要約】

【課題】通常画像と特殊画像とを合成して合成画像を取得する内視鏡システムにおいて、大規模な拡大・縮小回路を用いることなく、装置の小型化および簡略化を図る。

【解決手段】特殊画像を撮像する第1の撮像系と、第1の撮像系とは異なる光学倍率を有し、通常画像を撮像する第2の撮像系とを備えた撮像装置と、蛍光画像と通常画像とが同じ大きさとなるように拡大処理または縮小処理を施すとともに、特殊画像と通常画像とに基づいて合成画像を生成する画像処理装置とを備えた内視鏡システムにおいて、第1の撮像系および第2の撮像系の少なくとも一方を、ピント調整機構を備えたものとともに、像側テレセントリック光学系を構成し、予め設定された一定の拡張率で拡大処理または縮小処理を行う。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

体腔内に挿入される内視鏡挿入部を有し、特殊光の照射によって被観察部から発せられた発光光を受光して特殊画像を撮像する第 1 の撮像素子を有する第 1 の撮像系と、該第 1 の撮像系とは異なる光学倍率を有し、通常光の照射によって被観察部から反射された反射光を受光して通常画像を撮像する第 2 の撮像素子を有する第 2 の撮像系とを備えた撮像装置と、

前記第 1 の撮像系によって撮像された蛍光画像と前記第 2 の撮像系によって撮像された通常画像とが同じ大きさとなるように拡大処理または縮小処理を施すとともに、前記特殊画像と前記通常画像とに基づいて合成画像を生成する画像処理装置とを備えた内視鏡システムにおいて、

前記第 1 の撮像系および前記第 2 の撮像系の少なくとも一方が、ピント調整機構を備えるとともに、像側テレセントリック光学系を構成するものであり、

前記画像処理装置が、予め設定された一定の拡縮率で拡大処理または縮小処理を行うものであることを特徴とする内視鏡システム。

**【請求項 2】**

前記第 1 および第 2 の撮像系が、前記内視鏡挿入部の先端から入射された前記反射光を直角方向に反射して前記第 2 の撮像素子の撮像面に結像するとともに前記発光光を透過する分光光学素子をとともに用いるものであり、

前記第 1 の撮像系が、さらに前記分光光学素子を透過した前記発光光を直角方向に反射して前記第 1 の撮像素子の撮像面に結像させる反射光学素子を備えたものであることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

**【請求項 3】**

前記第 1 および第 2 の撮像系が、前記内視鏡挿入部の先端から入射された前記発光光を直角方向に反射して前記第 1 の撮像素子の撮像面に結像するとともに前記反射光を透過する分光光学素子をとともに用いるものであり、

前記第 2 の撮像系が、さらに前記分光光学素子を透過した前記反射光を直角方向に反射して前記第 2 の撮像素子の撮像面に結像させる反射光学素子を備えたものであることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

**【請求項 4】**

前記第 1 の撮像素子の撮像面に結像される前記蛍光画像と前記第 2 の撮像素子の撮像面に結像される前記通常画像とが異なる大きさであることを特徴とする請求項 1 から 3 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

**【請求項 5】**

前記像側テレセントリック光学系を構成する前記撮像系において、前記撮像素子の撮像面に対して垂直な方向と前記撮像素子に入射する主光線とが成す角  $\theta$  が、

$$\theta < 0.03 \text{ rad}$$

を満たす値であることを特徴とする請求項 1 から 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、通常光の被観察部への照射によって取得した通常画像と特殊光の被観察部への照射によって取得した特殊画像とを合成した合成画像を取得する内視鏡システムに関するものである。

**【背景技術】****【0002】**

従来、体腔内の組織を観察する内視鏡システムが広く知られており、白色光の照射によって体腔内の被観察部を撮像して通常画像を得、この通常画像をモニタ画面上に表示する電子式内視鏡システムが広く実用化されている。

**【0003】**

また、上記のような内視鏡システムとして、たとえば、特許文献 1 においては、通常画像とともに、励起光の照射によって被観察部から発せられた自家蛍光像を撮像して自家蛍光画像を得、これらの画像をモニタ画面上に表示する蛍光内視鏡システムが提案されている。

【 0 0 0 4 】

また、蛍光内視鏡システムとしては、たとえば、ICG（インドシアニンググリーン）を予め体内に投入し、励起光を被観察部に照射して血管内の ICG の蛍光を検出することによって血管の蛍光画像を取得するものも提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 3 - 8 4 2 1 4 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

ここで、たとえば、上述したような ICG を用いた血管画像の観察を行う場合、蛍光画像上においては、通常画像上には現れない脂肪下の血管まで現れるため、この蛍光画像を通常画像に重ね合わせて表示したい場合がある。

【 0 0 0 7 】

一方、蛍光像は通常像に比べて微弱であり、十分な感度を得るために蛍光像を撮像する撮像素子として、通常像を撮像する撮像素子よりも大きいものを使用する場合がある。すなわち、通常画像よりも蛍光画像の方が大きくなるように光学系の倍率を設定する場合がある。

【 0 0 0 8 】

このような場合、蛍光画像と通常画像とをそのまま重ね合わせたのでは、互いの大きさが異なり適切な合成画像を取得することができないため、蛍光画像が通常画像と同じ大きさとなるように蛍光画像に対して縮小処理を施すことが考えられる。

【 0 0 0 9 】

しかしながら、蛍光画像と通常画像を撮像する際には、それぞれを撮像する撮像系においてピント調整が行われ、このピント調整によって撮像系の光学倍率が変化する。

【 0 0 1 0 】

したがって、ピント調整に応じて光学倍率が変化する度に、蛍光画像に対して施される拡大・縮小処理の拡縮率を光学倍率に応じて変化させる必要がある。

【 0 0 1 1 】

しかしながら、このような種々の拡縮率に応じた拡大・縮小処理を行うためには、拡縮率を切り替えるための大規模で複雑な処理回路が必要となり、さらに、倍率変動を検出するためにピント調整量を検出する構成や、基準チャートなどを撮影して画像解析する構成も必要となり、装置が複雑化、大型化し、コストアップにもなる。

【 0 0 1 2 】

なお、特許文献 1 には、イメージガイドの出射端の像を撮像素子に再結像する光学系を備えた内視鏡装置において、ピント調整により倍率が変化してしまうため、再結像光学系の入射側および出射側とともにテレセントリック光学系とすることが提案されているが、特許文献 1 に記載の内視鏡装置は、上述したような通常画像と蛍光画像とを撮像して合成画像を得るような装置ではなく、合成画像を生成する際の上記のような問題点についても一切考慮されていない。

【 0 0 1 3 】

本発明は、上記の問題に鑑みてなされたものであり、通常画像と特殊画像とを合成して合成画像を取得する内視鏡システムにおいて、種々の拡縮率に切り替え可能な大規模な拡大・縮小回路や、ピント調整による倍率変動を検出する機構などを必要とすることなく、装置の小型化および簡略化、コストの削減を図ることができる内視鏡システムを提供する

10

20

30

40

50

ことを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明の内視鏡システムは、体腔内に挿入される内視鏡挿入部を有し、特殊光の照射によって被観察部から発せられた発光光を受光して特殊画像を撮像する第1の撮像素子を有する第1の撮像系と、第1の撮像系とは異なる光学倍率を有し、通常光の照射によって被観察部から反射された反射光を受光して通常画像を撮像する第2の撮像素子を有する第2の撮像系とを備えた撮像装置と、第1の撮像系によって撮像された蛍光画像と第2の撮像系によって撮像された通常画像とが同じ大きさとなるように拡大処理または縮小処理を施すとともに、特殊画像と通常画像とに基づいて合成画像を生成する画像処理装置とを備えた内視鏡システムにおいて、第1の撮像系および第2の撮像系の少なくとも一方が、ピント調整機構を備えるとともに、像側テレセントリック光学系を構成するものであり、画像処理装置が、予め設定された一定の拡大率で拡大処理または縮小処理を行うものであることを特徴とする。

10

【0015】

また、本発明の内視鏡システムにおいては、第1および第2の撮像系を、内視鏡挿入部の先端から入射された反射光を直角方向に反射して第2の撮像素子の撮像面に結像するとともに発光光を透過する分光光学素子をと共に用いるものとし、第1の撮像系を、さらに分光光学素子を透過した発光光を直角方向に反射して第1の撮像素子の撮像面に結像させる反射光学素子を備えたものとすることができる。

20

【0016】

また、第1および第2の撮像系を、内視鏡挿入部の先端から入射された発光光を直角方向に反射して第1の撮像素子の撮像面に結像するとともに反射光を透過する分光光学素子をと共に用いるものとし、第2の撮像系を、さらに分光光学素子を透過した反射光を直角方向に反射して第2の撮像素子の撮像面に結像させる反射光学素子を備えたものとすることができる。

【0017】

また、第1の撮像素子の撮像面に結像される蛍光画像と第2の撮像素子の撮像面に結像される通常画像とを異なる大きさにすることができる。

30

【0018】

また、像側テレセントリック光学系を構成する撮像系において、撮像素子の撮像面に対して垂直な方向と撮像素子に入射する主光線とが成す角が、 $< 0.03 \text{ rad}$ を満たすようにすることができる。

【発明の効果】

【0019】

本発明の内視鏡システムによれば、第1の撮像系および第2の撮像系の少なくとも一方を、ピント調整機構を備えるとともに、像側テレセントリック光学系を構成するものとしたので、ピント調整を行ったとしても通常画像と蛍光画像との大きさの比を略一定に保つことができる。これによって、画像処理装置を、予め設定された一定の拡大率で拡大処理または縮小処理を行うものとするので、種々の拡大率に切り替え可能な大規模な拡大・縮小回路や、ピント調整による倍率変動を検出する機構などを必要とすることなく、装置の小型化および簡略化、コストの削減を図ることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明の内視鏡装置の一実施形態を用いた腹腔鏡システムの概略構成図

【図2】硬質挿入部の概略構成図

【図3】撮像ユニットの概略構成図

【図4】撮像素子の撮像面に垂直な方向と蛍光像および通常像の主光線とが成す角を示す図

【図5】画像処理装置および光源装置の概略構成を示すブロック図

50

【図 6】画像処理部の概略構成を示すブロック図

【図 7】蛍光画像、通常画像および合成画像の一例を示す図

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、図面を参照して本発明の内視鏡装置の一実施形態を用いた腹腔鏡システムについて詳細に説明する。図 1 は、本実施形態の腹腔鏡システム 1 の概略構成を示す外観図である。

【0022】

本実施形態の腹腔鏡システム 1 は、図 1 に示すように、白色の通常光および特殊光を同時に射出する光源装置 2 と、光源装置 2 から射出された通常光および特殊光を導光して被観察部に照射するとともに、通常光の照射により被観察部から反射された反射光に基づく通常像および特殊光の照射により被観察部から発せられた蛍光に基づく蛍光像を撮像する硬性鏡撮像装置 10 と、硬性鏡撮像装置 10 によって撮像された画像信号に所定の処理を施す画像処理装置 3 と、画像処理装置 3 において生成された表示制御信号に基づいて被観察部の通常画像および蛍光画像を表示するモニタ 4 とを備えている。

【0023】

硬性鏡撮像装置 10 は、図 1 に示すように、腹腔内に挿入される硬質挿入部 30 と、硬質挿入部 30 によって導光された被観察部の通常像および蛍光像を撮像する撮像ユニット 20 とを備えている。

【0024】

また、硬性鏡撮像装置 10 は、図 2 に示すように、硬質挿入部 30 と撮像ユニット 20 とが着脱可能に接続されている。そして、硬質挿入部 30 は接続部材 30a、挿入部材 30b、ケーブル接続口 30c、および照射窓 30d を備えている。

【0025】

接続部材 30a は、硬質挿入部 30（挿入部材 30b）の一端側 30X に設けられており、たとえば撮像ユニット 20 側に形成された開口 20a に嵌め合わされることにより、撮像ユニット 20 と硬質挿入部 30 とが着脱可能に接続される。

【0026】

挿入部材 30b は、腹腔内の撮影を行う際に腹腔内に挿入されるものであって、硬質な材料から形成され、たとえば、直径略 5 mm の円柱形状を有している。挿入部材 30b の内部には、被観察部の像を結像するための対物レンズ群 30e（図 3 参照）が収容されており、他端側 30Y から入射された被観察部の通常像および蛍光像は対物レンズ群 30e を介して一端側 30X の撮像ユニット 20 側に射出される。

【0027】

挿入部材 30b の側面にはケーブル接続口 30c が設けられており、このケーブル接続口 30c に光ケーブル LC が機械的に接続される。これにより、光源装置 2 と挿入部材 30b とが光ケーブル LC を介して光学的に接続されることになる。

【0028】

照射窓 30d は、硬質挿入部 30 の他端側 30Y に設けられており、光ケーブル LC によって導光された通常光および特殊光を被観察部に対し照射するものである。なお、挿入部材 30b 内にはケーブル接続口 30c から照射窓 30d まで通常光および特殊光を導光するライトガイドが収容されており（図示せず）、照射窓 30d はライトガイドによって導光された通常光および特殊光を被観察部に照射するものである。

【0029】

図 3 は、撮像ユニット 20 および硬質挿入部 30 内の対物レンズ群 30e の概略構成を示す図である。

【0030】

撮像ユニット 20 は、硬質挿入部 30 内の対物レンズ群 30e により結像された被観察部の蛍光像を撮像して被観察部の蛍光画像信号を生成する第 1 の撮像系と、硬質挿入部 30 内の対物レンズ群 30e により結像された被観察部の通常像を撮像して通常画像信号を

10

20

30

40

50

生成する第2の撮像素子とを備えている。これらの撮像素子は、通常像を反射するとともに、蛍光像を透過する分光特性を有するダイクロイックプリズム21によって、互いに直交する2つの光軸に分けられている。

#### 【0031】

第1の撮像素子は、硬質挿入部30内の対物レンズ群30eにより結像された被観察部の蛍光像L4を透過するとともに、通常像L3を直角方向に反射するダイクロイックプリズム21と、ダイクロイックプリズム21を透過した蛍光像L4を拡大する拡大レンズ23と、拡大レンズ23によって拡大された蛍光像L4を直角方向に反射するプリズム24と、被観察部から反射された特殊光をカットする特殊光カットフィルタ25と、プリズム24によって反射され、特殊光カットフィルタ25を透過した蛍光像L4が結像され、その蛍光像L4を撮像する高感度撮像素子26とを備えている。なお、プリズム24は、ミラーでもよい。

10

#### 【0032】

第1の撮像素子におけるプリズム24は、図3の矢印方向に $\pm 0.2\text{ mm}$ 程度移動可能に構成されており、このプリズム24の移動によって蛍光像L4のピント調整が行われる。

#### 【0033】

第2の撮像素子は、硬質挿入部30内の対物レンズ群30eにより結像された被観察部の通常像L3を直角方向に反射するダイクロイックプリズム21と、ダイクロイックプリズム21を反射した通常像L3が結像され、その通常像L3を撮像する撮像素子22を備えている。

20

#### 【0034】

第2の撮像素子におけるダイクロイックプリズム21は、図3の矢印方向に $\pm 0.2\text{ mm}$ 程度移動可能に構成されており、このダイクロイックプリズム21の移動によって通常像L3のピント調整が行われる。

#### 【0035】

また、本実施形態においては、第1の撮像素子および第2の撮像素子の両方が、像側テレセントリック光学系を構成しており、プリズム24またはダイクロイックプリズム21が移動してピント調整が行われたとしても、高感度撮像素子26の撮像面に結像される蛍光像L4の大きさと撮像素子22の撮像面に結像される通常像L3の大きさはほとんど変化しないものとする。

30

#### 【0036】

そして、図4に示すように、高感度撮像素子26の撮像面に対して垂直方向（図4の点線）と高感度撮像素子26に入射する蛍光像L4の主光線とが成す角 $\theta_1$ と、撮像素子22の撮像面に対して垂直方向（図4の点線）と撮像素子22に入射する通常像L3の主光線とが成す角 $\theta_2$ とが、 $\theta_1 < 0.03\text{ rad}$ を満たす値であることが望ましい。第1の撮像素子と第2の撮像素子においては、上述したようにプリズム24またはダイクロイックプリズム21が $\pm 0.2\text{ mm}$ 程度移動することによってピント調整が行われるが、このピント調整代に対して、 $\theta_1 < 0.03\text{ rad}$ を満たす像側テレセントリック光学系を構成することによって撮像素子全体としての倍率変化を1.5%以下とすることができる。撮像素子全体の倍率変化は、通常画像の血管画像と蛍光画像の血管画像とを重ね合わせた際のずれを生じさせるが、たとえば、1mmから数mmの太さの血管を含む通常画像と蛍光画像とを重ね合わせる場合には、1.5%以下程度の倍率変化であれば許容レベルの範囲とすることができる。

40

#### 【0037】

一方、たとえば、高感度撮像素子26の撮像面に対して垂直方向と高感度撮像素子26に入射する蛍光像L4の主光線とが成す角 $\theta_1$ と、撮像素子22の撮像面に対して垂直方向と撮像素子22に入射する通常像L3の主光線とが成す角 $\theta_2$ とが $0.1\text{ rad}$ である場合には、ピント調整 $\pm 0.2\text{ mm}$ の調整代に対して、第1および第2の撮像素子のそれぞれで $\pm 3\%$ の倍率変化が生じ、全体としては、 $\pm 6\%$ の倍率変化を生じてしまい、適切な合成画像を取得することができない。

50

## 【 0 0 3 8 】

高感度撮像素子 2 6 は、蛍光像の波長帯域の光を高感度に検出し、蛍光画像信号に変換して出力するものである。高感度撮像素子 2 6 はモノクロの撮像素子である。

## 【 0 0 3 9 】

撮像素子 2 2 は、通常像の波長帯域の光を検出し、通常画像信号に変換して出力するものである。撮像素子 2 2 の撮像面には、3 原色の赤 ( R )、緑 ( G ) および青 ( B )、またはシアン ( C )、マゼンダ ( M ) およびイエロー ( Y ) のカラーフィルタがベイヤー配列またはハニカム配列で設けられている。

## 【 0 0 4 0 】

そして、本実施形態においては、蛍光像 L 4 は通常像 L 3 に比べて微弱なので、その感度を得るため、蛍光像撮像用の高感度撮像素子 2 6 は、通常像撮像用の撮像素子 2 2 に比べてほぼ 3 倍の大きさになっている。また、第 1 の撮像系の倍率もこれに対応した倍率に設定されている。なお、高感度撮像素子 2 6 と撮像素子 2 2 の画素数はほぼ等しくなるように設計されており、すなわち、高感度撮像素子 2 6 の画素の大きさが撮像素子の画素の大きさのほぼ 3 倍となるように設計されている。

## 【 0 0 4 1 】

また、撮像ユニット 2 0 は、撮像制御ユニット 2 7 を備えている。撮像制御ユニット 2 7 は、高感度撮像素子 2 6 から出力された蛍光画像信号および撮像素子 2 2 から出力された通常画像信号に対し、C D S / A G C ( 相関二重サンプリング / 自動利得制御 ) 処理や A / D 変換処理を施し、ケーブル 5 ( 図 1 参照 ) を介して画像処理装置 3 に出力するものである。

## 【 0 0 4 2 】

画像処理装置 3 は、図 5 に示すように、通常画像入力コントローラ 3 1、蛍光画像入力コントローラ 3 2、画像処理部 3 3、メモリ 3 4、ビデオ出力部 3 5、操作部 3 6、T G ( タイミングジェネレータ ) 3 7 および C P U 3 8 を備えている。

## 【 0 0 4 3 】

通常画像入力コントローラ 3 1 および蛍光画像入力コントローラ 3 2 は、所定容量のラインバッファを備えており、撮像ユニット 2 0 の撮像制御ユニット 2 7 から出力された 1 フレーム分の通常画像信号および蛍光画像信号をそれぞれ一時的に記憶するものである。そして、通常画像入力コントローラ 3 1 に記憶された通常画像信号および蛍光画像入力コントローラ 3 2 に記憶された蛍光画像信号はバスを介してメモリ 3 4 に格納される。

## 【 0 0 4 4 】

画像処理部 3 3 は、メモリ 3 4 から読み出された 1 フレーム分の通常画像信号および蛍光画像信号が入力され、これらの画像信号に所定の画像処理を施し、バスに出力するものである。画像処理部 3 3 のより具体的な構成を図 6 に示す。

## 【 0 0 4 5 】

画像処理部 3 3 は、図 6 に示すように、入力された通常画像信号に対し、通常画像に適した所定の画像処理を施して出力する通常画像処理部 3 3 a と、入力された蛍光画像信号に対し、縮小処理を施すとともに、蛍光画像に適した所定の画像処理を施して出力する蛍光画像処理部 3 3 b と、蛍光画像処理部 3 3 b において画像処理の施された蛍光画像信号に対して、血管を表す画像信号を抽出する処理を施して蛍光血管画像信号を生成する血管抽出部 3 3 c と、血管抽出部 3 3 c において生成された蛍光血管画像信号と通常画像処理部 3 3 a から出力された通常画像信号とを合成して合成画像信号を生成する画像合成部 3 3 d とを備えている。なお、画像処理部 3 3 の各部における処理については、後で詳述する。

## 【 0 0 4 6 】

ビデオ出力部 3 5 は、画像処理部 3 3 から出力された通常画像信号、蛍光画像信号および合成画像信号がバスを介して入力され、所定の処理を施して表示制御信号を生成し、その表示制御信号をモニタ 4 に出力するものである。

## 【 0 0 4 7 】

操作部 36 は、種々の操作指示や制御パラメータなどの操作者による入力を受け付けるものである。また、T G 37 は、撮像ユニット 20 の高感度撮像素子 26、撮像素子 22 および後述する光源装置 2 の L D ドライバ 45 を駆動するための駆動パルス信号を出力するものである。また、C P U 36 は装置全体を制御するものである。

【0048】

光源装置 2 は、図 5 に示すように、約 400 ~ 700 nm の広帯域の波長からなる通常光（白色光）L1 を射出する通常光源 40 と、通常光源 40 から射出された通常光 L1 を集光する集光レンズ 42 と、集光レンズ 42 によって集光された通常光 L1 を透過するとともに、後述する特殊光 L2 を反射し、通常光 L1 および特殊光 L2 とを光ケーブル L C の入射端に入射させるダイクロイックミラー 43 とを備えている。なお、通常光源 40 と 10  
としては、たとえばキセノンランプが用いられる。また、通常光源 40 と集光レンズ 42 との間には、絞り 41 が設けられており、A L C（Automatic light control）からの制御信号に基づいてその絞り量が制御される。

【0049】

また、光源装置 2 は、700 nm ~ 800 nm の可視から近赤外帯域の光であり、たとえば蛍光色素として I C G（インドシアニンググリーン）を用いた場合には 750 ~ 790 nm の近赤外光を特殊光 L2 として射出する L D 光源 44 と、L D 光源 44 を駆動する L D ドライバ 45 と、L D 光源 44 から射出された特殊光 L2 を集光する集光レンズ 46 と、集光レンズ 46 によって集光された特殊光 L2 をダイクロイックミラー 43 に向けて 20  
反射するミラー 47 とを備えている。

【0050】

なお、特殊光 L2 としては、広帯域の波長からなる通常光よりも狭帯域の波長が用いられる。そして、特殊光 L2 としては上記波長域の光に限定されず、蛍光色素の種類もしくは自家蛍光させる生体組織の種類によって適宜決定される。

【0051】

また、光源装置 2 は、光ケーブル L C を介して硬性鏡撮像装置 10 に光学的に接続されている。

【0052】

次に、本実施形態の腹腔鏡システムの作用について説明する。

【0053】

まず、光ケーブル L C が接続された硬質挿入部 30 およびケーブル 5 が撮像ユニット 20 に取り付けられた後、光源装置 2 および撮像ユニット 20 および画像処理装置 3 の電源が投入され、これらが駆動される。

【0054】

次に、操作者により硬質挿入部 30 が腹腔内に挿入され、硬質挿入部 30 の先端が被観察部の近傍に設置される。

【0055】

そして、光源装置 2 の通常光源 40 から射出された通常光 L1 が、集光レンズ 42、ダイクロイックミラー 43 および光ケーブル L C を介して硬質挿入部 30 に入射され、硬質挿入部 30 の照射窓 30 d から被観察部に照射される。一方、光源装置 2 の L D 光源 44 40  
から射出された特殊光 L2 が、集光レンズ 46、ミラー 47、ダイクロイックミラー 43 および光ケーブル L C を介して硬質挿入部 30 に入射され、硬質挿入部 30 の照射窓 30 d から被観察部に通常光と同時に照射される。なお、同時に照射するとは、必ずしも照射期間が完全に一致している必要はなく、少なくとも一部の照射期間が重複していればよい。

【0056】

そして、通常光 L1 の照射によって被観察部から反射された反射光に基づく通常像が撮像されるとともに、特殊光 L2 の照射によって被観察部から発せられた蛍光に基づく蛍光像が通常像と同時に撮像される。なお、同時に撮像するとは、必ずしも高感度撮像素子 26 と撮像素子 22 の撮像タイミングが完全に一致している必要はなく、少なくとも一部の 50



撮像タイミングが重複していればよい。また、被観察部には、予め I C G が投与されており、この I C G から発せられる蛍光を撮像するものとする。

【 0 0 5 7 】

より具体的には、通常像の撮像の際には、通常光 L 1 の照射によって被観察部から反射された反射光に基づく通常像 L 3 が挿入部材 3 0 b の先端 3 0 Y から入射し、挿入部材 3 0 b 内の対物レンズ群 3 3 e により導光されて撮像ユニット 2 0 に向けて射出される。

【 0 0 5 8 】

撮像ユニット 2 0 に入射された通常像 L 3 は、ダイクロイックプリズム 2 1 により撮像素子 2 2 に向けて直角方向に反射され、撮像素子 2 2 の撮像面上に結像され、撮像素子 2 2 によって撮像される。

10

【 0 0 5 9 】

撮像素子 2 2 から出力された通常画像信号は、撮像制御ユニット 2 7 において C D S / A G C ( 相関二重サンプリング / 自動利得制御 ) 処理や A / D 変換処理が施された後、ケーブル 5 を介して画像処理装置 3 に出力される。

【 0 0 6 0 】

一方、蛍光像の撮像の際には、特殊光の照射によって被観察部から発せられた蛍光に基づく蛍光像 L 4 が挿入部材 3 0 b の先端 3 0 Y から入射し、挿入部材 3 0 b 内の対物レンズ群 3 3 e により導光されて撮像ユニット 2 0 に向けて射出される。

【 0 0 6 1 】

撮像ユニット 2 0 に入射された蛍光像 L 4 は、ダイクロイックプリズム 2 1 を通過した後、拡大レンズ 2 3 に入射され、拡大レンズ 2 3 において所定の倍率で拡大される。そして、拡大レンズ 2 3 において拡大された蛍光像 L 4 は、プリズム 2 4 により高感度撮像素子 2 6 に向けて直角方向に反射され、高感度撮像素子 2 6 の撮像面上に結像され、高感度撮像素子 2 6 によって撮像される。

20

【 0 0 6 2 】

そして、高感度撮像素子 2 6 から出力された蛍光画像信号は、撮像制御ユニット 2 7 において C D S / A G C ( 相関二重サンプリング / 自動利得制御 ) 処理や A / D 変換処理が施された後、ケーブル 5 を介して画像処理装置 3 に出力される。

【 0 0 6 3 】

次に、上記のようにして撮像ユニット 2 0 において撮像された通常画像信号および蛍光画像信号に基づいて通常画像、蛍光画像および合成画像を表示する作用について、図 5 から図 7 を参照しながら説明する。

30

【 0 0 6 4 】

まず、通常画像および蛍光画像を表示する作用について説明する。画像処理装置 3 に入力された通常画像信号は、通常画像入力コントローラ 3 1 において一時的に記憶された後、メモリ 3 4 に格納される。そして、メモリ 3 4 から読み出された 1 フレーム分の通常画像信号は、画像処理部 3 3 の通常画像処理部 3 3 a において階調補正処理およびシャープネス補正処理が施された後、ビデオ出力部 3 5 に出力される。

【 0 0 6 5 】

そして、ビデオ出力部 3 5 は、入力された通常画像信号に所定の処理を施して表示制御信号を生成し、その表示制御信号をモニタ 4 に出力する。そして、モニタ 4 は、入力された表示制御信号に基づいて通常画像を表示する。図 7 左上に、通常画像信号に基づいて表示された通常画像の一例を示す。

40

【 0 0 6 6 】

また、画像処理装置 3 に入力された蛍光画像信号は、蛍光画像入力コントローラ 3 2 において一時的に記憶された後、メモリ 3 4 に格納される。そして、メモリ 3 4 から読み出された 1 フレーム分の蛍光画像信号は、画像処理部 3 3 の蛍光画像処理部 3 3 b において縮小処理が施される。本実施形態においては、上述したように、蛍光画像が通常画像の 3 倍の大きさとなっているので、蛍光画像信号に対して、3 分の 1 の縮小処理が施される。そして、その他の所定の画像処理が施された後、ビデオ出力部 3 5 に出力される。

50

## 【 0 0 6 7 】

そして、ビデオ出力部 3 5 は、入力された縮小処理済みの蛍光画像信号に所定の処理を施して表示制御信号を生成し、その表示制御信号をモニタ 4 に出力する。そして、モニタ 4 は、入力された表示制御信号に基づいて蛍光画像を表示する。図 7 右上に、蛍光画像信号に基づいて表示された蛍光画像の一例を示す。

## 【 0 0 6 8 】

そして、上記のようにして通常画像および蛍光画像がモニタ 4 に表示された後、操作者によって手動で、もしくは自動的に通常画像および蛍光画像のピント調整が行われる。ピント調整は、上述したように、第 1 の撮像系のプリズム 2 4 と第 2 の撮像系のダイクロイックプリズム 2 1 とを移動させることによって行われるが、第 1 の撮像系と第 2 の撮像系とは像側テレセントリック光学系によって構成されているので、このピント調整によって蛍光画像と通常画像の大きさはほとんど変化しない。

10

## 【 0 0 6 9 】

次に、通常画像信号および蛍光画像信号に基づいて、合成画像を表示する作用について説明する。

## 【 0 0 7 0 】

まず、上記のようにして縮小処理の施された蛍光画像信号が、画像処理部 3 3 の血管抽出部 3 3 c に入力される。そして、血管抽出部 3 3 c において血管抽出処理が施される。

## 【 0 0 7 1 】

血管抽出処理は、たとえば、エッジ検出を用いた線分抽出処理を行うことによって行われる。エッジ検出方法としては、たとえば、1 次微分を用いたキャニー法や、ノイズを減らすためのガウシアンフィルタ処理と 2 次微分処理とを行ってエッジを抽出するラプラシアンフィルタを組み合わせた L O G (Laplace of Gaussian) フィルタを用いた方法などがある。

20

## 【 0 0 7 2 】

そして、蛍光画像信号に対して血管抽出処理を施すことによって蛍光血管画像信号が生成され、この蛍光血管画像信号は画像合成部 3 3 d に出力される。そして、画像合成部 3 3 d には、通常画像処理部 3 3 a から出力された通常画像信号も入力され、この通常画像信号と蛍光血管画像信号とが合成されて合成画像信号が生成される。

## 【 0 0 7 3 】

そして、画像合成部 3 3 d において生成された合成画像信号は、ビデオ出力部 3 5 に出力される。

30

## 【 0 0 7 4 】

ビデオ出力部 3 5 は、入力された合成画像信号に所定の処理を施して表示制御信号を生成し、その表示制御信号をモニタ 4 に出力する。そして、モニタ 4 は、入力された表示制御信号に基づいて合成画像を表示する。図 7 に、合成画像信号に基づいて表示された合成画像の一例を示す。

## 【 0 0 7 5 】

また、上記実施形態においては、蛍光画像と通常画像との大きさを同じにするために、蛍光画像に対して縮小処理を施すようにしたが、通常画像に対して一定の拡大率で拡大処理を施すようにしてもよい。

40

## 【 0 0 7 6 】

また、上記実施形態においては、第 1 の撮像系と第 2 の撮像系の両方にピント調整機構を設け、像側テレセントリック光学系を構成するようにしたが、これに限らず、いずれか一方のみにピント調整機構を設け、そのピント調整機構を設けた撮像系のみを像側テレセントリック光学系を構成するようにしてもよい。

## 【 0 0 7 7 】

また、上記実施形態においては、ダイクロイックプリズム 2 1 として蛍光像 L 4 を透過するとともに、通常像 L 3 を直角方向に反射するものを使用し、プリズム 2 4 として蛍光像 L 4 を直角方向に反射するものを使用するようにしたが、これに限らず、ダイクロイッ

50

クプリズム 2 1 として通常像 L 3 を透過するとともに、蛍光像 L 4 を直角方向に反射するものを使用し、プリズム 2 4 として通常像 L 3 を直角方向に反射するものを使用するようにし、ダイクロイックプリズム 2 1 を反射した蛍光像を高感度撮像素子により撮像し、プリズム 2 4 を反射した通常像を撮像素子により撮像するようにしてもよい。

【 0 0 7 8 】

また、上記実施形態においては、通常光源としてキセノンランプを用いるようにしたがこれに限らず、GaN系半導体レーザーを用いた高輝度白色光源(商品名：マイクロホワイト、日亜化学工業(株)製)を用いるようにしてもよい。この高輝度白色光源は、波長 445 nm の半導体レーザーから出射する光を、光学レンズを用いて光ファイバーに導光し、蛍光体材料を塗布した光ファイバーのもう一方の端面から、全光束が 501 nm の白色光を放出させるものである。

10

【 0 0 7 9 】

また、上記実施形態においては、特殊光源としてLED光源を用いるようにしたが、これに限らず、キセノンランプに励起フィルタを付加し、通常光と特殊光とを時系列に照射するようにしてもよい。

【 0 0 8 0 】

また、上記実施形態においては、第1の撮像系により蛍光画像を撮像するようにしたが、これに限らず、被観察部への特殊光の照射による被観察部の吸光特性に基づく画像を撮像するようにしてもよい。

【 0 0 8 1 】

20

また、上記実施形態においては、血管画像を抽出するようにしたが、これに限らず、たとえば、リンパ管などのその他の管部分を表す画像を抽出するようにしてもよい。

【 0 0 8 2 】

また、上記実施形態は、本発明の内視鏡装置を腹腔鏡システムに適用したものであるが、これに限らず、たとえば、軟性内視鏡装置を有するシステムに適用してもよい。そして、軟性内視鏡装置を有するシステムに適用する場合には、第1および第2の撮像系を内視鏡挿入部の先端部分に設けるようにしてもよい。

【符号の説明】

【 0 0 8 3 】

30

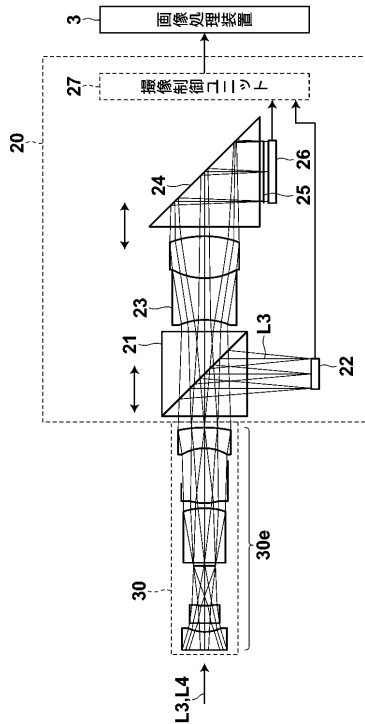
- 1 腹腔鏡システム
- 2 光源装置
- 3 画像処理装置
- 4 モニタ
- 10 硬性鏡撮像装置
- 20 撮像ユニット
- 21 ダイクロイックプリズム
- 22 撮像素子
- 23 拡大レンズ
- 24 プリズム
- 25 特殊光カットフィルタ
- 26 高感度撮像素子
- 27 撮像制御ユニット
- 30 硬質挿入部
- 31 通常画像入力コントローラ
- 32 蛍光画像入力コントローラ
- 33 画像処理部
- 33a 通常画像処理部
- 33b 蛍光画像処理部
- 33c 血管抽出部
- 33d 画像合成部

40

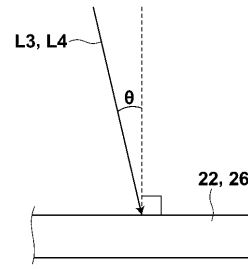
50



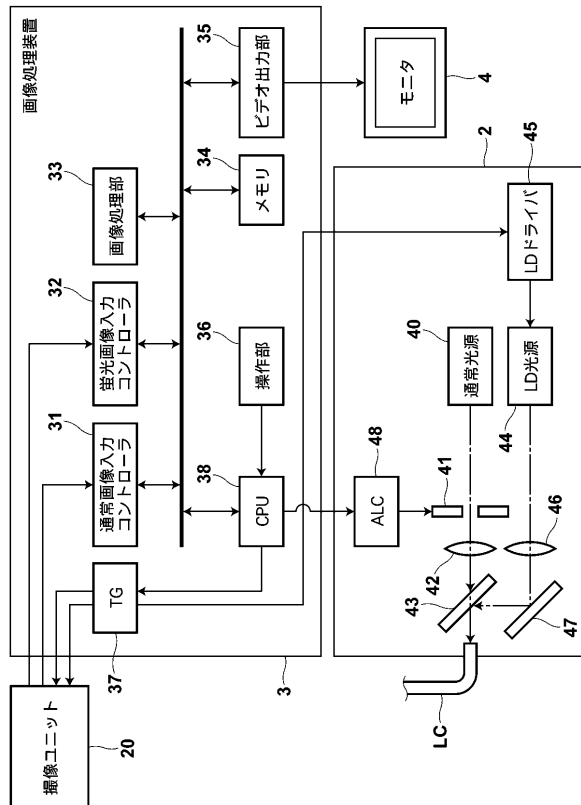
【図 3】



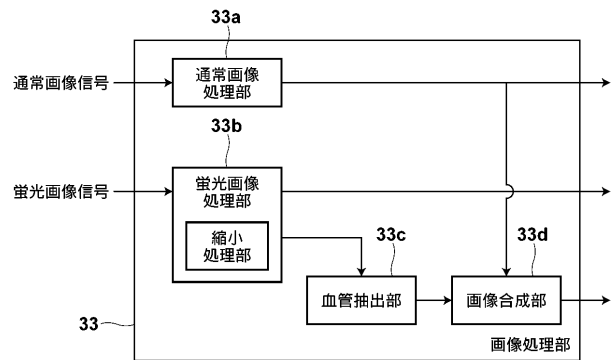
【図 4】



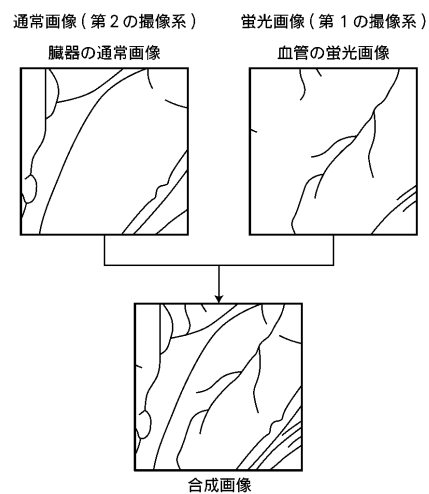
【図 5】



【図 6】



【図 7】



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

G 0 2 B 17/08

(72)発明者 片倉 和彦

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA03 CA09 CA11 CA23 CA24 GA02 GA10 GA11  
2H087 KA10 LA01 MA00 RA41 RA43 SA89 TA01 TA03  
4C061 AA24 BB05 CC06 DD01 FF40 FF47 LL03 LL08 MM01 MM05  
NN01 QQ02 QQ04 QQ07 RR02 RR15 RR22 SS21 WW03 WW04  
WW10 WW17

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011062378A</a>	公开(公告)日	2011-03-31
申请号	JP2009216385	申请日	2009-09-18
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	小向牧人 西尾祐二 片倉和彦		
发明人	小向 牧人 西尾 祐二 片倉 和彦		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02B15/00 G02B17/08		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y G02B23/24.B G02B23/24.C G02B15/00 G02B17/08 A61B1/00.R A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/00.733 A61B1/00.735 A61B1/002 A61B1/045.610 G02B17/08.Z		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/CA24 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 2H087/KA10 2H087/LA01 2H087/MA00 2H087/RA41 2H087/RA43 2H087/SA89 2H087/TA01 2H087/TA03 4C061/AA24 4C061/BB05 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/LL03 4C061/LL08 4C061/MM01 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/RR15 4C061/RR22 4C061/SS21 4C061/WW03 4C061/WW04 4C061/WW10 4C061/WW17 4C161/AA24 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/LL03 4C161/LL08 4C161/MM01 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR15 4C161/RR22 4C161/SS21 4C161/WW03 4C161/WW04 4C161/WW10 4C161/WW17		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP5358368B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：在不使用内窥镜系统中的大规模扩展/收缩电路的情况下缩小和简化设备，以将正常图像与特殊图像组合以获取合成图像。解决方案：内窥镜系统，包括：成像设备，其具有用于对特殊图像成像的第一成像系统；以及第二成像系统，其具有与第一成像系统不同的光学放大率并对正常图像成像；以及图像处理器，其执行扩展处理或收缩处理，使得荧光图像和正常图像具有相同的尺寸，并且基于特殊图像和正常图像生成合成图像；其中，第一成像系统和第二成像系统中的至少一个设置有焦点调节机构，同时配置像侧远心光学系统，并且通过预设的固定扩展/收缩比率执行扩展处理或收缩处理。

