

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号
WO2007/116663

発行日 平成21年8月20日 (2009. 8. 20)

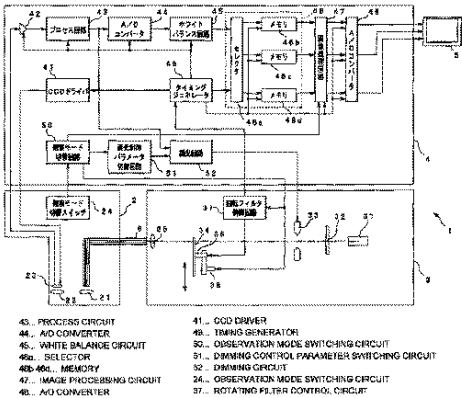
(43) 国際公開日 平成19年10月18日 (2007. 10. 18)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)		

出願番号 特願2008-509731 (P2008-509731)	(71) 出願人 304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2007/056088	(74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日 平成19年3月23日 (2007. 3. 23)	(72) 発明者 五十嵐 誠 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(31) 優先権主張番号 特願2006-110187 (P2006-110187)	(72) 発明者 山▲崎▼ 健二 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(32) 優先日 平成18年4月12日 (2006. 4. 12)	F ターム (参考) 2H040 BA09 CA09 CA11 CA12 CA23 GA02 GA11
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	
最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】
本発明の内視鏡装置は、青色領域の波長帯域を有する第1の狭帯域光及び緑色領域の波長帯域を有する第2の狭帯域光を生体内の被写体に対して出射可能な照明手段と、前記被写体が前記第1の狭帯域光により照明された場合に第1の被写体像を撮像し、前記被写体が前記第2の狭帯域光により照明された場合に第2の被写体像を撮像する撮像手段と、前記第1の被写体像を緑成分及び青成分として蓄積するとともに、前記第2の被写体像を赤成分及び青成分として蓄積する記憶手段と、前記赤成分、前記緑成分及び前記青成分に対して所定の色変換処理を行うことにより、所定の対象物の像を赤色以外の所定の第1の色を有する像とする色調変換手段とを有する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

青色領域の波長帯域を有する第 1 の狭帯域光と、緑色領域の波長帯域を有する第 2 の狭帯域光とを生体内の被写体に対して出射可能な照明手段と、

前記生体内の被写体が前記第 1 の狭帯域光により照明された場合に第 1 の被写体像を撮像し、前記生体内の被写体が前記第 2 の狭帯域光により照明された場合に第 2 の被写体像を撮像する撮像手段と、

前記第 1 の被写体像を緑成分及び青成分として蓄積するとともに、前記第 2 の被写体像を赤成分及び青成分として蓄積する記憶手段と、

前記赤成分、前記緑成分及び前記青成分に対して所定の色変換処理を行うことにより、
前記第 1 の被写体像及び前記第 2 の被写体像として撮像された、生体組織とは異なる所定
の対象物の像を、赤色以外の色である、所定の第 1 の色を有する像とする色調変換手段と

、
を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記所定の対象物は、前記生体内に存在する残渣、胆汁または腸液のうち、少なくとも
いずれか一を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記色調変換手段は、前記所定の色変換処理として、前記赤成分として蓄積された前記
第 2 の被写体像と、前記緑成分として蓄積された前記第 1 の被写体像と、前記青成分とし
て蓄積された前記第 2 の被写体像とに基づき、前記所定の対象物の像における赤成分の輝
度値及び青成分の輝度値を略同じにする処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の内
視鏡装置。

【請求項 4】

前記色調変換手段は、前記所定の色変換処理として、前記赤成分として蓄積された前記
第 2 の被写体像と、前記緑成分として蓄積された前記第 1 の被写体像と、前記青成分とし
て蓄積された前記第 2 の被写体像とに基づき、前記所定の対象物の像における赤成分の輝
度値及び青成分の輝度値を略同じにする処理を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の内
視鏡装置。

【請求項 5】

前記所定の第 1 の色は、マゼンタ色であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装
置。

【請求項 6】

前記所定の第 1 の色は、マゼンタ色であることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装
置。

【請求項 7】

前記所定の第 1 の色は、マゼンタ色であることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装
置。

【請求項 8】

前記所定の第 1 の色は、マゼンタ色であることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装
置。

【請求項 9】

前記色調変換手段は、前記所定の色変換処理として、前記赤成分として蓄積された前記
第 2 の被写体像と、前記緑成分として蓄積された前記第 1 の被写体像と、前記青成分とし
て蓄積された前記第 1 の被写体像及び前記第 2 の被写体像とに基づき、前記第 1 の被写体
像及び前記第 2 の被写体像として撮像された、ハレーションが発生した局所部位の像を、
所定の第 2 の色を有する像とする処理をさらに行うことを特徴とする請求項 1 に記載の内
視鏡装置。

【請求項 10】

前記色調変換手段は、前記所定の色変換処理として、前記赤成分として蓄積された前記

第2の被写体像と、前記緑成分として蓄積された前記第1の被写体像と、前記青成分として蓄積された前記第1の被写体像及び前記第2の被写体像とに基づき、前記第1の被写体像及び前記第2の被写体像として撮像された、ハレーションが発生した局所部位の像を、所定の第2の色を有する像とする処理をさらに行うことを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項11】

前記所定の第2の色は、白色であることを特徴とする請求項9に記載の内視鏡装置。

【請求項12】

前記所定の第2の色は、白色であることを特徴とする請求項10に記載の内視鏡装置。

【請求項13】

10

前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項14】

前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項15】

前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。

【請求項16】

前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする請求項4に記載の内視鏡装置。

20

【請求項17】

前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする請求項5に記載の内視鏡装置。

【請求項18】

前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする請求項6に記載の内視鏡装置。

【請求項19】

前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする請求項7に記載の内視鏡装置。

30

【請求項20】

前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする請求項8に記載の内視鏡装置。

【請求項21】

前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする請求項9に記載の内視鏡装置。

【請求項22】

前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする請求項10に記載の内視鏡装置。

【請求項23】

40

前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする請求項11に記載の内視鏡装置。

【請求項24】

前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする請求項12に記載の内視鏡装置。

【請求項25】

前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項26】

前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して同時

50

に出射することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 27】

前記照明手段は、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 28】

前記照明手段は、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 29】

前記照明手段は、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 30】

前記照明手段は、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

【請求項 31】

前記照明手段は、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 32】

前記照明手段は、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡装置。

【請求項 33】

20

前記照明手段は、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡装置。

【請求項 34】

前記照明手段は、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

【請求項 35】

前記照明手段は、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡装置。

【請求項 36】

前記照明手段は、前記第 1 の狭帯域光及び前記第 2 の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする請求項 12 に記載の内視鏡装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関し、特に、狭帯域光による生体内の観察が可能な内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

内視鏡及び光源装置等を有する内視鏡装置は、従来より、医療分野等において広く用いられている。特に、医療分野における内視鏡装置は、術者等が生体内の観察等を行うという用途において主に用いられている。

40

【0003】

また、医療分野における内視鏡装置を用いた観察として一般的に知られているものとしては、例えば、白色光を生体内の被写体に照射し、肉眼による観察と略同様の該被写体の像の画像を得ることが可能な通常観察の他に、通常観察における照明光よりも狭い帯域を有する光である狭帯域光を該被写体に照射して観察を行うことにより、通常観察に比べ、生体における粘膜表層の血管等が強調された像の画像を得ることが可能な狭帯域光観察（NBI：Narrow Band Imaging）がある。

【0004】

日本国特開 2002-095635 号公報に提案されている内視鏡装置は、狭帯域な照

50

明光を出力するための、離散的な分光特性を有するフィルタが設けられた光源装置と、該照明光により照明された被写体の像を撮像するための内視鏡とを有して構成されている。そして、日本国特開 2002-095635 号公報に提案されている内視鏡システムは、前述した構成を有することにより、前記被写体に対する狭帯域光観察を行うことができる。

【0005】

日本国特開 2002-095635 号公報に提案されている内視鏡装置は、生体における粘膜表層の血管等が強調された像の画像を得るために、狭帯域光観察に応じた所定の画像処理を行っている。そのため、日本国特開 2002-095635 号公報に提案されている内視鏡装置においては、前記所定の画像処理が行われることにより、生体における粘膜表層の血管等が強調された像に加え、例えば、残渣、胆汁または腸液の像が血液の色と略同様の赤色を有する像としてモニタ等の表示手段に画像表示されてしまう。その結果、日本国特開 2002-095635 号公報に提案されている内視鏡装置は、狭帯域光観察が行われる場合に、例えば、残渣、胆汁または腸液の像に対し、病変が疑われる出血部位の像と略同様の注意を払いながら観察を進めてゆく必要を生じさせるといったような、無用な負担を術者に生じさせてしまうという課題を有している。また、日本国特開 2002-095635 号公報に提案されている内視鏡装置は、狭帯域光観察が行われる場合に、残渣、胆汁または腸液の像が血液の色と略同様の赤色を有する像としてモニタ等の表示手段に画像表示されてしまうことにより、被験者に対して精神的ストレスを与えてしまうという課題もまた有している。

【0006】

本発明は、前述した点に鑑みてなされたものであり、生体に対する狭帯域光観察が行われる場合に、術者の負担及び被験者の精神的ストレスを軽減可能な内視鏡装置を提供することを目的としている。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明における第 1 の態様の内視鏡装置は、青色領域の波長帯域を有する第 1 の狭帯域光と、緑色領域の波長帯域を有する第 2 の狭帯域光とを生体内の被写体に対して出射可能な照明手段と、前記生体内の被写体が前記第 1 の狭帯域光により照明された場合に第 1 の被写体像を撮像し、前記生体内の被写体が前記第 2 の狭帯域光により照明された場合に第 2 の被写体像を撮像する撮像手段と、前記第 1 の被写体像を緑成分及び青成分として蓄積するとともに、前記第 2 の被写体像を赤成分及び青成分として蓄積する記憶手段と、前記赤成分、前記緑成分及び前記青成分に対して所定の色変換処理を行うことにより、前記第 1 の被写体像及び前記第 2 の被写体像として撮像された、生体組織とは異なる所定の対象物の像を、赤色以外の色である、所定の第 1 の色を有する像とする色調変換手段と、を有することを特徴とする。

【0008】

本発明における第 2 の態様の内視鏡装置は、前記第 1 の態様の内視鏡装置において、前記所定の対象物は、前記生体内に存在する残渣、胆汁または腸液のうち、少なくともいずれか一を含むことを特徴とする。

【0009】

本発明における第 3 の態様の内視鏡装置は、前記第 1 の態様の内視鏡装置において、前記色調変換手段は、前記所定の色変換処理として、前記赤成分として蓄積された前記第 2 の被写体像と、前記緑成分として蓄積された前記第 1 の被写体像と、前記青成分として蓄積された前記第 2 の被写体像とに基づき、前記所定の対象物の像における赤成分の輝度値及び青成分の輝度値を略同じにする処理を行うことを特徴とする。

【0010】

本発明における第 4 の態様の内視鏡装置は、前記第 2 の態様の内視鏡装置において、前記色調変換手段は、前記所定の色変換処理として、前記赤成分として蓄積された前記第 2

の被写体像と、前記緑成分として蓄積された前記第1の被写体像と、前記青成分として蓄積された前記第2の被写体像とに基づき、前記所定の対象物の像における赤成分の輝度値及び青成分の輝度値を略同じにする処理を行うことを特徴とする。

【0011】

本発明における第5の態様の内視鏡装置は、前記第1の態様の内視鏡装置において、前記所定の第1の色は、マゼンタ色であることを特徴とする。

【0012】

本発明における第6の態様の内視鏡装置は、前記第2の態様の内視鏡装置において、前記所定の第1の色は、マゼンタ色であることを特徴とする。

【0013】

本発明における第7の態様の内視鏡装置は、前記第3の態様の内視鏡装置において、前記所定の第1の色は、マゼンタ色であることを特徴とする。

【0014】

本発明における第8の態様の内視鏡装置は、前記第4の態様の内視鏡装置において、前記所定の第1の色は、マゼンタ色であることを特徴とする。

【0015】

本発明における第9の態様の内視鏡装置は、前記第1の態様の内視鏡装置において、前記色調変換手段は、前記所定の色変換処理として、前記赤成分として蓄積された前記第2の被写体像と、前記緑成分として蓄積された前記第1の被写体像と、前記青成分として蓄積された前記第1の被写体像及び前記第2の被写体像とに基づき、前記第1の被写体像及び前記第2の被写体像として撮像された、ハレーションが発生した局所部位の像を、所定の第2の色を有する像とする処理をさらに行うことを特徴とする。

【0016】

本発明における第10の態様の内視鏡装置は、前記第2の態様の内視鏡装置において、前記色調変換手段は、前記所定の色変換処理として、前記赤成分として蓄積された前記第2の被写体像と、前記緑成分として蓄積された前記第1の被写体像と、前記青成分として蓄積された前記第1の被写体像及び前記第2の被写体像とに基づき、前記第1の被写体像及び前記第2の被写体像として撮像された、ハレーションが発生した局所部位の像を、所定の第2の色を有する像とする処理をさらに行うことを特徴とする。

【0017】

本発明における第11の態様の内視鏡装置は、前記第9の態様の内視鏡装置において、前記所定の第2の色は、白色であることを特徴とする。

【0018】

本発明における第12の態様の内視鏡装置は、前記第10の態様の内視鏡装置において、前記所定の第2の色は、白色であることを特徴とする。

【0019】

本発明における第13の態様の内視鏡装置は、前記第1の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする。

【0020】

本発明における第14の態様の内視鏡装置は、前記第2の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする。

【0021】

本発明における第15の態様の内視鏡装置は、前記第3の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする。

【0022】

本発明における第16の態様の内視鏡装置は、前記第4の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次

10

20

30

40

50

出射することを特徴とする。

【0023】

本発明における第17の態様の内視鏡装置は、前記第5の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする。

【0024】

本発明における第18の態様の内視鏡装置は、前記第6の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする。

【0025】

本発明における第19の態様の内視鏡装置は、前記第7の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする。

10

【0026】

本発明における第20の態様の内視鏡装置は、前記第8の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする。

【0027】

本発明における第21の態様の内視鏡装置は、前記第9の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする。

20

【0028】

本発明における第22の態様の内視鏡装置は、前記第10の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする。

【0029】

本発明における第23の態様の内視鏡装置は、前記第11の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする。

【0030】

本発明における第24の態様の内視鏡装置は、前記第12の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して順次出射することを特徴とする。

30

【0031】

本発明における第25の態様の内視鏡装置は、前記第13の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする。

【0032】

本発明における第26の態様の内視鏡装置は、前記第2の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする。

40

【0033】

本発明における第27の態様の内視鏡装置は、前記第3の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする。

【0034】

本発明における第28の態様の内視鏡装置は、前記第4の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする。

【0035】

50

本発明における第29の態様の内視鏡装置は、前記第5の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする。

【0036】

本発明における第30の態様の内視鏡装置は、前記第6の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする。

【0037】

本発明における第31の態様の内視鏡装置は、前記第7の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする。 10

【0038】

本発明における第32の態様の内視鏡装置は、前記第8の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする。

【0039】

本発明における第33の態様の内視鏡装置は、前記第9の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする。

【0040】

本発明における第34の態様の内視鏡装置は、前記第10の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする。 20

【0041】

本発明における第35の態様の内視鏡装置は、前記第11の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする。

【0042】

本発明における第36の態様の内視鏡装置は、前記第12の態様の内視鏡装置において、前記照明手段は、前記第1の狭帯域光及び前記第2の狭帯域光を前記被写体に対して同時に射出することを特徴とする。 30

【図面の簡単な説明】

【0043】

【図1】 第1の実施形態に係る内視鏡装置の要部の構成の一例を示す図。

【図2】 図1の内視鏡装置における、回転フィルタの構成の一例を示す図。

【図3】 図2の回転フィルタにおける、第1のフィルタ群が有する各フィルタの透過特性の一例を示す図。

【図4】 図2の回転フィルタにおける、第2のフィルタ群が有する各フィルタの透過特性の一例を示す図。

【図5】 図1の内視鏡装置における、画像処理回路の構成の一例を示す図。 40

【図6】 図1に内視鏡装置を用いた観察により得られる、狭帯域光観察モードにおける被写体の像の一例を示す図。

【図7】 第2の実施形態に係る内視鏡装置の要部の構成の一例を示す図。

【図8】 第2の実施形態の内視鏡装置が有する狭帯域用フィルタの分光特性の一例を示す図。

【図9】 第2の実施形態の内視鏡装置が有する色分離フィルタに用いられる各フィルタの配置例を示す図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0044】

(第1の実施形態)

図1から図6は、本発明の第1の実施形態に係るものである。図1は、第1の実施形態に係る内視鏡装置の要部の構成の一例を示す図である。図2は、図1の内視鏡装置における、回転フィルタの構成の一例を示す図である。図3は、図2の回転フィルタにおける、第1のフィルタ群が有する各フィルタの透過特性の一例を示す図である。図4は、図2の回転フィルタにおける、第2のフィルタ群が有する各フィルタの透過特性の一例を示す図である。図5は、図1の内視鏡装置における、画像処理回路の構成の一例を示す図である。図6は、図1に内視鏡装置を用いた観察により得られる、狭帯域光観察モードにおける被写体の像の一例を示す図である。

【0045】

第1の実施形態の内視鏡装置1は、図1に示すように、生体内に挿入可能であり、該生体内に存在する生体組織等の被写体の像を撮像するとともに、該生体組織の像を撮像信号として出力する内視鏡2と、ライトガイド6を介し、被写体を照明するための照明光を内視鏡2に供給する光源装置3と、内視鏡2から出力される撮像信号に応じた信号処理を行い、該信号処理を行った後の撮像信号を映像信号として出力するビデオプロセッサ4と、ビデオプロセッサ4から出力される映像信号に基づき、内視鏡2が撮像した被写体の像を画像表示するモニタ5とを要部として有して構成されている。

【0046】

内視鏡2は、光源装置3から供給され、ライトガイド6により伝送された照明光を出射する照明光学系21と、照明光学系21から出射される照明光により照明された被写体の像を結像する対物光学系22と、対物光学系22の結像位置に配置されるCCD（電荷結合素子）23と、内視鏡装置1の観察モードを切り替えるための、観察モード切替指示信号をビデオプロセッサ4に対して出力する観察モード切替スイッチ24とを有して構成されている。

【0047】

撮像手段としてのCCD23は、照明光学系21から順次出射される照明光により照明された被写体の像を各々撮像し、該被写体の像を撮像信号として出力する。

【0048】

観察モード切替スイッチ24は、術者等に操作されることにより、内視鏡装置1の観察モードを、肉眼による観察と略同様の被写体の像の画像を得ることが可能である通常観察モードと、生体における粘膜表層の血管等が強調された像の画像を得ることが可能である狭帯域光観察モードとのうち、いずれか一の観察モードに切り替えることができる。

【0049】

照明手段としての光源装置3は、キセノンランプ等により構成された、白色光を発するランプ31と、ランプ31が発した白色光の熱線を遮断する熱線カットフィルタ32と、ビデオプロセッサ4から出力される絞り制御信号に基づき、熱線カットフィルタを通過した白色光の光量を調整する絞り装置33と、絞り装置33を通過した白色光を面順次の照明光にする回転フィルタ34と、回転フィルタ34を透過した面順次の照明光を集光してライトガイド6に供給する集光光学系35とを有している。

【0050】

回転フィルタ34は、図2に示すように、中心を回転軸とした円盤状に構成されており、内周側の周方向に沿って設けられた複数のフィルタを具備する第1のフィルタ群34Aと、外周側の周方向に沿って設けられた複数のフィルタを具備する第2のフィルタ群34Bとを有している。

【0051】

第1のフィルタ群34Aは、各々が回転フィルタ34の内周側の周方向に沿って設けられた、赤色領域の波長帯域の光を透過させるRフィルタ34rと、緑色領域の波長帯域の光を透過させるGフィルタ34gと、青色領域の光を透過させるBフィルタ34bとを有して構成されている。

【0052】

Rフィルタ34rは、赤色領域の波長帯域の光として、例えば、図3に示すように、6

00 nmから700 nmまでの光を透過させるような構成を有している。また、Gフィルタ34gは、緑色領域の波長帯域の光として、例えば、図3に示すように、500 nmから600 nmまでの光を透過させるような構成を有している。さらに、Bフィルタ34bは、青色領域の波長帯域の光として、例えば、図3に示すように、400 nmから500 nmまでの光を透過させるような構成を有している。

【0053】

第2のフィルタ群34Bは、各々が回転フィルタ34の外周側の周方向に沿って設けられた、青色領域の狭帯域の光を透過させるB_nフィルタ34b1と、緑色領域の狭帯域の光を透過させるG_nフィルタ34g1とを有して構成されている。

【0054】

10

B_nフィルタ34b1は、青色領域の狭帯域の光として、例えば、図4に示すように、415 nm±15 nmの光を透過させるような構成を有している。G_nフィルタ34g1は、緑色領域の狭帯域の光として、例えば、図4に示すように、540 nm±15 nmの光を透過させるような構成を有している。

【0055】

なお、第1の実施形態において、第2のフィルタ群34Bは、B_nフィルタ34b1及びG_nフィルタ34g1のみを有して構成されるものに限らず、例えば、前述した2枚のフィルタに加え、赤色領域の狭帯域の光を透過させるフィルタをさらに有して構成されるものであっても良い。

【0056】

20

さらに、光源装置3は、回転フィルタ34を回転駆動させる回転フィルタモータ36と、ビデオプロセッサ4から出力される観察モード切替信号に基づいて回転フィルタモータ36の回転駆動を制御するとともに、回転フィルタ34の回転に同期した同期信号をビデオプロセッサ4に対して出力する回転フィルタ制御回路37と、ビデオプロセッサ4から出力される観察モード切替信号に基づいて駆動するフィルタ切替モータ38とを有している。

【0057】

フィルタ切替モータ38は、ビデオプロセッサ4から出力される観察モード切替信号に基づき、回転フィルタ34が有する第1のフィルタ群34Aまたは第2のフィルタ群34Bのうち、いずれか一のフィルタをランプ31の光路上に配置する。

30

【0058】

光源装置3の各部が有する前述したような構成により、例えば、第1のフィルタ群34Aがランプ31の光路上に配置された場合、Rフィルタ34r、Gフィルタ34g及びBフィルタ34bを透過した白色光は、R（赤）光、G（緑）光及びB（青）光からなる面順次な照明光として、集光光学系35により各々集光された後、ライトガイド6に対して供給される。また、例えば、第2のフィルタ群34Bがランプ31の光路上に配置された場合、B_nフィルタ34b1及びG_nフィルタ34g1を透過した白色光は、青色領域の狭帯域の光（以降、B_n光と記す）及び緑色領域の狭帯域の光（以降、G_n光と記す）からなる面順次な照明光として、集光光学系35により各々集光された後、ライトガイド6に対して供給される。

40

【0059】

ビデオプロセッサ4は、内視鏡2が有するCCD23を駆動するCCDドライバ41と、CCD23から出力される撮像信号を増幅するアンプ42と、アンプ42から出力される撮像信号に対して相関2重サンプリング及びノイズ除去等の処理を施すプロセス回路43と、プロセス回路43から出力される撮像信号をデジタルの画像信号に変換するA/Dコンバータ44と、A/Dコンバータ44から出力される画像信号に対してホワイトバランス処理を施すホワイトバランス回路45とを有している。

【0060】

また、ビデオプロセッサ4は、ホワイトバランス回路45から順次出力される画像信号を一時的に蓄積して同時化する同時化回路46と、同時化回路46に蓄積された画像信号

50

に基づき、1フレーム分の画像信号を読み出し、該1フレーム分の画像信号に対してマトリックス変換処理及びガンマ補正処理を行う画像処理回路47と、画像処理回路47から出力される画像信号をアナログの映像信号に変換して出力するD/Aコンバータ48と、光源装置3の回転フィルタ制御回路37から出力される同期信号に応じたタイミング信号を、前述したビデオプロセッサ4の各部に対して出力するタイミングジェネレータ49とを有している。

【0061】

同時化回路46は、セクタ46a、メモリ46b、46c及び46dを有して構成されている。

【0062】

10

セクタ46aは、タイミングジェネレータ49から出力されるタイミング信号に基づき、ホワイトバランス回路45から出力される画像信号を、メモリ46b、46c及び46dに対して順次出力する。

【0063】

記憶手段としてのメモリ46b、46c及び46dは、メモリ46bがRチャンネル用のメモリとして、メモリ46cがGチャンネル用のメモリとして、メモリ46dがBチャンネル用のメモリとして夫々構成されている。すなわち、メモリ46bに入力された画像信号は赤成分として蓄積され、メモリ46cに入力された画像信号は緑成分として蓄積され、メモリ46dに入力された画像信号は青成分として蓄積される。

【0064】

20

そして、メモリ46b、46c及び46dは、タイミングジェネレータ49から出力されるタイミング信号に基づき、セクタ46aから出力される画像信号を蓄積して同時化する。

【0065】

画像処理回路47は、図5に示すように、マトリックス回路47Aと、 γ 補正回路47Bとを有して構成されている。また、画像処理回路47は、後述する観察モード切替回路50から出力される観察モード切替信号に基づき、通常観察モード及び狭帯域光観察モード各々に応じた画像処理を行う。

【0066】

色調変換手段としてのマトリックス回路47Aは、同時化回路46から読み出した、赤成分、緑成分及び青成分からなる1フレーム分の画像信号に対し、後述するマトリックス変換処理を行うことにより、該画像信号における被写体の像を観察モードに応じた色に変換して出力する。

30

【0067】

γ 補正回路47Bは、マトリックス回路47Aによりマトリックス変換処理が行われた後の画像信号に対し、 γ 補正処理を行って出力する。

【0068】

さらに、ビデオプロセッサ4は、観察モード切替回路50と、調光制御パラメータ回路51と、調光回路52とを有している。

【0069】

40

観察モード切替回路50は、内視鏡2から出力される観察モード切替指示信号に基づき、観察モードに応じた動作を光源装置3及びビデオプロセッサ4が有する各部に行わせるための観察モード切替信号を出力する。

【0070】

調光制御パラメータ回路51は、観察モード切替回路50から出力される観察モード切替信号に基づき、観察モードに応じた調光制御パラメータを出力する。

【0071】

調光回路52は、調光制御パラメータ回路51から出力される調光制御パラメータと、プロセス回路43から出力される撮像信号とに基づき、観察モードに応じた明るさ制御を行うための絞り制御信号を絞り装置33に対して出力する。

50

【0072】

次に、内視鏡装置1の作用について説明を行う。

【0073】

まず、術者等は、内視鏡装置1の各部、すなわち、内視鏡2、光源装置3、ビデオプロセッサ4及びモニタ5の電源を投入し、該各部を起動状態とする。なお、前記起動状態において、内視鏡2、光源装置3及びビデオプロセッサ4は、通常観察モードとして設定されているものとする。

【0074】

ビデオプロセッサ4が通常観察モードとして設定された場合、観察モード切替回路50は、観察モード切替スイッチ24から出力される観察モード切替指示信号に基づき、回転フィルタ34の第1のフィルタ群34Aがランプ31の光路上に配置されるように、フィルタ切替モータ38に対して観察モード切替信号を出力する。また、観察モード切替回路50は、観察モード切替スイッチ24から出力される観察モード切替指示信号に基づき、通常観察モードに適した調光制御パラメータが出力されるように、調光制御パラメータ回路51に対して観察モード切替信号を出力する。さらに、観察モード切替回路50は、観察モード切替スイッチ24から出力される観察モード切替指示信号に基づき、回転フィルタ34が通常観察モードに適した回転速度により回転駆動するように、回転フィルタ制御回路37に対して観察モード切替信号を出力する。

【0075】

そして、調光制御パラメータ回路51は、観察モード切替信号に基づき、通常観察モードに適した調光制御パラメータを調光回路52に対して出力する。

【0076】

調光回路52は、調光制御パラメータ回路51から出力される調光制御パラメータに基づき、通常観察モードに適した光量の照明光が光源装置3から供給されるように、絞り装置33に対して絞り制御信号を出力する。

【0077】

光源装置3は、絞り装置33、回転フィルタ制御回路37及びフィルタ切替モータ38に各々入力された観察モード切替信号により、R光、G光及びB光からなる面順次な照明光をライトガイド6に対して供給する。また、光源装置3の回転フィルタ制御回路37は、回転フィルタ34の回転に同期した同期信号をビデオプロセッサ4に対して出力する。

【0078】

そして、R光、G光及びB光からなる面順次な照明光は、ライトガイド6及び照明光学系21を介し、被写体に対して出射される。

【0079】

R光、G光及びB光からなる面順次な照明光により照明された被写体の像は、対物光学系22により結像され、CCD23により撮像された後、撮像信号としてビデオプロセッサ4に対して出力される。

【0080】

ビデオプロセッサ4に対して出力された撮像信号は、アンプ42により増幅され、プロセッサ回路43により相関2重サンプリング及びノイズ除去等の処理が施され、A/Dコンバータ44によりデジタルの画像信号に変換され、ホワイトバランス回路45によりホワイトバランス処理が施された後、同時化回路46において同時化された1フレーム分の画像信号として、画像処理回路47により読み込まれる。なお、通常観察モードにおいては、R光の被写体の像の画像信号が赤成分としてメモリ46bに蓄積され、G光の被写体の像の画像信号が緑成分としてメモリ46cに蓄積され、B光の被写体の像の画像信号が青成分としてメモリ46dに蓄積されるものであるとする。

【0081】

画像処理回路47は、観察モード切替回路50から出力される観察モード切替信号に基づき、ビデオプロセッサ4が通常観察モードとして設定されたことを検出すると、同時化回路46から読み込んだ画像信号に対し、マトリックス回路47Aにおける、後述するマ

トリックス変換処理を行わず、 γ 補正回路47Bにおける γ 補正処理のみを行って出力する。

【0082】

画像処理回路47から出力された画像信号は、D/Aコンバータ48によりアナログの映像信号に変換された後、モニタ5に対して出力される。

【0083】

以上に述べた処理がビデオプロセッサ4において行われることにより、モニタ5には、通常観察モードの被写体の像としての、肉眼による観察と略同様の被写体の像が画像表示される。

【0084】

10

その後、術者等は、生体内における所望の被写体が、対物光学系22の視野内であり、かつ、照明光学系21から出射される照明光により照明される位置となるように内視鏡2を操作して移動させる。そして、この状態において、術者等は、観察モード切替スイッチ24を操作することにより、内視鏡装置1の観察モードを、通常観察モードから狭帯域光観察モードへと切り替える。

【0085】

ビデオプロセッサ4が狭帯域光観察モードとして設定された場合、観察モード切替回路50は、観察モード切替スイッチ24から出力される観察モード切替指示信号に基づき、回転フィルタ34の第1のフィルタ群34Bがランプ31の光路上に配置されるように、フィルタ切替モータ38に対して観察モード切替信号を出力する。また、観察モード切替回路50は、観察モード切替スイッチ24から出力される観察モード切替指示信号に基づき、狭帯域光観察モードに適した調光制御パラメータが出力されるように、調光制御パラメータ回路51に対して観察モード切替信号を出力する。さらに、観察モード切替回路50は、観察モード切替スイッチ24から出力される観察モード切替指示信号に基づき、回転フィルタ34が狭帯域光観察モードに適した回転速度により回転駆動するように、回転フィルタ制御回路37に対して観察モード切替信号を出力する。

20

【0086】

そして、調光制御パラメータ回路51は、観察モード切替信号に基づき、狭帯域光観察モードに適した調光制御パラメータを調光回路52に対して出力する。

【0087】

30

調光回路52は、調光制御パラメータ回路51から出力される調光制御パラメータに基づき、狭帯域光観察モードに適した光量の照明光が光源装置3から供給されるように、絞り装置33に対して絞り制御信号を出力する。

【0088】

光源装置3は、絞り装置33、回転フィルタ制御回路37及びフィルタ切替モータ38に各々入力された観察モード切替信号により、G_n光及びB_n光からなる面順次な照明光をライトガイド6に対して供給する。また、光源装置3の回転フィルタ制御回路37は、回転フィルタ34の回転に同期した同期信号をビデオプロセッサ4に対して出力する。

【0089】

そして、G_n光及びB_n光からなる面順次な照明光は、ライトガイド6及び照明光学系21を介し、被写体に対して出射される。

40

【0090】

G_n光及びB_n光からなる面順次な照明光により照明された被写体の像は、対物光学系22により結像され、CCD23により各々撮像された後、撮像信号としてビデオプロセッサ4に対して出力される。すなわち、CCD23は、被写体がB_n光により照明された場合に第1の被写体像を撮像するとともに、該被写体がG_n光により照明された場合に第2の被写体像を撮像し、各々の被写体像を撮像信号として出力する。

【0091】

ビデオプロセッサ4に対して出力された撮像信号は、アンプ42により増幅され、プロセス回路43により相関2重サンプリング及びノイズ除去等の処理が施され、A/Dコン

50

バータ 4 4 によりデジタルの画像信号に変換され、ホワイトバランス回路 4 5 によりホワイトバランス処理が施された後、同時化回路 4 6 において同時化された 1 フレーム分の画像信号として、画像処理回路 4 7 により読み込まれる。なお、狭帯域光観察モードにおいては、セレクトア 4 6 a により、G_n 光により照明された被写体の像の画像信号である G_i 信号がメモリ 4 6 b 及びメモリ 4 6 d に対して出力され、B_n 光により照明された被写体の像の画像信号である B_i 信号がメモリ 4 6 c 及びメモリ 4 6 d に対して出力されるものであるとする。

【0092】

画像処理回路 4 7 は、観察モード切替回路 5 0 から出力される観察モード切替信号に基づき、ビデオプロセッサ 4 が狭帯域光観察モードとして設定されたことを検出すると、同時化回路 4 6 から読み込んだ各画像信号に対し、マトリックス回路 4 7 A において、所定の色変換処理としてのマトリックス変換処理を行う。 10

【0093】

マトリックス回路 4 7 A は、同時化回路 4 6 が有する各メモリから読み込んだ G_i 信号及び B_i 信号各々に対して下記数式 (1) に基づくマトリックス変換を施した信号を、マトリックス回路 4 7 A から出力される赤成分、緑成分及び青成分としての、R_o 信号、G_o 信号及び B_o 信号として各々出力する。

【0094】

$$\begin{pmatrix} R_o \\ G_o \\ B_o \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_1 & 0 \\ 0 & k_2 \\ k_3 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} G_i \\ B_i \end{pmatrix} \quad \cdots (1)$$

20

具体的には、マトリックス回路 4 7 A は、上記数式 (1) に基づくマトリックス変換処理を行うことにより、メモリ 4 6 b から読み込んだ G_i 信号の輝度値を k₁ 倍した信号を、該マトリックス変換処理後の赤成分である R_o 信号として出力する。

【0095】

30

また、マトリックス回路 4 7 A は、上記数式 (1) に基づくマトリックス変換処理を行うことにより、メモリ 4 6 c から読み込んだ B_i 信号の輝度値を k₂ 倍した信号を、該マトリックス変換処理後の緑成分である G_o 信号として出力する。

【0096】

さらに、マトリックス回路 4 7 A は、上記数式 (1) に基づくマトリックス変換処理を行うことにより、メモリ 4 6 d から読み込んだ G_i 信号の輝度値を k₃ 倍した信号を、該マトリックス変換処理後の青成分である B_o 信号として出力する。

【0097】

なお、数式 (1) において、定数 k₃ は、定数 k₁ 及び定数 k₂ のいずれの値よりも小さい値であるとする。より具体的には、定数 k₁、定数 k₂ 及び定数 k₃ の値は、例えば、k₃ < k₁ < k₂ という大小関係が各々成立する値であるとする。 40

【0098】

その後、γ補正回路 4 7 B は、マトリックス回路 4 7 A から出力される、上記数式 (1) に基づくマトリックス変換処理が施された、R_o 信号、G_o 信号及び B_o 信号を有する画像信号に対し、γ補正処理を行って出力する。

【0099】

画像処理回路 4 7 から出力された画像信号は、D/Aコンバータ 4 8 によりアナログの映像信号に変換された後、モニタ 5 に対して出力される。

【0100】

以上に述べた一連の処理がビデオプロセッサ 4 において行われることにより、モニタ 5 50

には、狭帯域光観察モードにおける被写体の像が画像表示される。そして、狭帯域光観察モードの被写体の像として、例えば、図6に示すような、生体内の粘膜表層付近の毛細血管101の像が強調された像と、生体組織とは異なる所定の対象物の像としての、残渣102の像とがモニタ5に画像表示される。なお、残渣102は、生体組織とは異なる所定の対象物として、例えば、胆汁または腸液等であっても良い。

【0101】

毛細血管101の像は、前述したマトリックス変換処理がビデオプロセッサ4において行われることにより、例えば、ブラウン色またはブラウン色に近い色の像として画像表示される。また、残渣102の像は、前述したマトリックス変換処理がビデオプロセッサ4において行われることにより、例えば、マゼンタ色またはマゼンタ色に近い色の像として画像表示される。すなわち、マトリックス回路47Aは、前述したマトリックス変換処理において、残渣102の像における、赤成分の輝度値及び青成分の輝度値が略同じになるように処理を行う。

10

【0102】

以上に述べた作用により、第1の実施形態の内視鏡装置1は、狭帯域光観察において、生体内の粘膜表層付近の毛細血管が強調された像の画像を得ることができるとともに、残渣の像が、血液の色と略同様の赤色とは異なる色の像となった画像を得ることができる。その結果、第1の実施形態の内視鏡装置1は、生体に対する狭帯域光観察が行われる場合に、術者等の負担を軽減することができる。

【0103】

20

なお、前述した効果と略同様の効果を得るための構成として、マトリックス回路47Aは、数式(1)に基づくマトリックス変換処理を行うものに限るものではなく、例えば、下記数式(2)に基づくマトリックス変換処理を行うものとして構成されていても良い。

【0104】

$$\begin{pmatrix} R_o \\ G_o \\ B_o \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_1 & 0 \\ 0 & k_2 \\ k_3 & k_4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} G_i \\ B_i \end{pmatrix} \quad \dots \quad (2)$$

30

マトリックス回路47Aは、上記数式(2)に基づくマトリックス変換処理を行うことにより、メモリ46bから読み込んだ G_i 信号の輝度値を k_1 倍した信号を、該マトリックス変換処理後の赤成分である R_o 信号として出力する。

【0105】

また、マトリックス回路47Aは、上記数式(2)に基づくマトリックス変換処理を行うことにより、メモリ46cから読み込んだ B_i 信号の輝度値を k_2 倍した信号を、該マトリックス変換処理後の緑成分である G_o 信号として出力する。

【0106】

さらに、また、マトリックス回路47Aは、上記数式(2)に基づくマトリックス変換処理を行うことにより、メモリ46dから読み込んだ G_i 信号の輝度値を k_3 倍した信号と、メモリ46dから読み込んだ B_i 信号の輝度値を k_4 倍した信号とを足し合わせた信号を、該マトリックス変換処理後の青成分である B_o 信号として出力する。

40

【0107】

なお、数式(2)において、定数 k_4 は、前述した定数 k_3 よりも大きく、かつ、前述した定数 k_1 及び k_2 のいずれの値よりも小さい値であるとする。より具体的には、定数 k_1 、定数 k_2 、定数 k_3 及び定数 k_4 の値は、例えば、 $k_3 < k_4 < k_1 < k_2$ という大小関係が各々成立する値であるとする。

【0108】

以降、前述した一連の処理と同様の処理がビデオプロセッサ4において行われることに

50

より、モニタ5には、狭帯域光観察モードにおける被写体の像が画像表示される。

【0109】

上記数式(2)に基づくマトリックス変換処理が行われた場合、上記数式(1)に基づくマトリックス変換処理が行われた場合に得られる像と略同様の色を有する残渣102の像がモニタ5に画像表示される。また、上記数式(2)に基づくマトリックス変換処理が行われた場合、上記数式(1)に基づくマトリックス変換処理が行われた場合に得られる像に比べてさらにコントラストの良い毛細血管101の像がモニタ5に画像表示される。

【0110】

そして、上記数式(1)に基づくマトリックス変換処理が行われた場合、例えば、図6に示すような局所部位103の像が、ハレーションを起こすことにより、黄色にごく近い色の像としてモニタ5に画像表示されることがある。しかし、上記数式(2)に基づくマトリックス変換処理が行われた場合、図6に示すような局所部位103の像は、白色または白色に近い色の像としてモニタ5に画像表示される。

【0111】

以上に述べた、上記数式(2)に基づくマトリックス変換処理がマトリックス回路47Aにおいて行われることにより、モニタ5には、狭帯域光観察モードの被写体の像として、上記数式(1)に基づくマトリックス変換処理が行われた場合に比べてコントラストの良い毛細血管101の像と、血液の色と略同様の赤色とは異なる色の像である残渣102の像と、白色または白色に近い色の像である局所部位103の像とが画像表示される。

【0112】

20

(第2の実施形態)

図7から図9は、本発明の第2の実施形態に係るものである。図7は、第2の実施形態に係る内視鏡装置の要部の構成の一例を示す図である。図8は、第2の実施形態の内視鏡装置が有する狭帯域用フィルタの分光特性の一例を示す図である。図9は、第2の実施形態の内視鏡装置が有する色分離フィルタに用いられる各フィルタの配置例を示す図である。

【0113】

なお、以降の説明において、第1の実施形態と同様の構成を持つ部分については、詳細な説明を省略する。

【0114】

30

第2の実施形態の内視鏡装置201は、図7に示すように、体腔内等に挿入され、内視鏡検査を行う電子内視鏡(以下、単に内視鏡と略記)202と、内視鏡202に照明光を供給する光源装置203と、内視鏡202に内蔵された撮像手段を駆動すると共に、該撮像手段の出力信号に対する信号処理を行うビデオプロセッサ204と、ビデオプロセッサ204から出力される映像信号に基づき、該撮像手段により撮像された被写体の像を内視鏡画像として表示するモニタ205と、を要部として有している。

内視鏡202は、細長の挿入部207と、この挿入部207の後端に設けられた操作部208と、この操作部208から延出されたユニバーサルケーブル209とを有している。また、ユニバーサルケーブル209の端部に設けられたライトガイドコネクタ211は、光源装置203に着脱自在に接続される。さらに、ユニバーサルケーブル209は、端部に設けられた信号コネクタにより、ビデオプロセッサ204に着脱自在に接続される。

【0115】

挿入部207の内部には、照明光を伝送するためのライトガイド213が挿通されている。そして、このライトガイド213における手元側の端部に設けられたライトガイドコネクタ211が光源装置203に接続されると、光源装置203の照明光がライトガイド213に供給される。

【0116】

光源装置203は、通常光観察モード時には、通常照明光としての白色(可視領域)の照明光を発するとともに、該白色の照明光をライトガイド213に供給する。また、光源装置203は、特殊光観察モードとしての例えば狭帯域光観察モード時には、狭帯域の照

50

明光を発するとともに、該狭帯域の照明光をライトガイド 2 1 3 に供給する。

【0 1 1 7】

通常光観察モードと狭帯域光観察モードの切替指示は、内視鏡 2 0 2 の操作部 2 0 8 に設けられたモード切替スイッチ 2 1 4 a の操作により行うことができる。なお、第 2 の実施形態の内視鏡装置 2 0 1 において、通常光観察モードと狭帯域光観察モードの切替指示は、内視鏡 2 0 2 に設けられたモード切替スイッチ 2 1 4 a の操作により行われるものに限らず、例えば、ビデオプロセッサ 2 0 4 の操作パネル 2 1 7 に設けられたモード切替スイッチ 2 1 4 b の操作により行われるものであっても良いし、図示しないフットスイッチまたはキーボードの操作により行われるものであっても良い。

【0 1 1 8】

10

モード切替スイッチ 2 1 4 a 等の操作による切替信号は、ビデオプロセッサ 2 0 4 内の制御回路 2 1 5 に入力される。そして、この制御回路 2 1 5 は、前記切替信号に応じてフィルタ挿脱装置 2 1 6 を制御することにより、光源装置 2 0 3 からライトガイド 2 1 3 に供給される照明光を、通常照明光または狭帯域照明光のいずれかに選択的に切り替える。

【0 1 1 9】

また、制御回路 2 1 5 は、光源装置 2 0 3 からライトガイド 2 1 3 に供給される照明光の切替制御に連動して、ビデオプロセッサ 2 0 4 内の映像信号処理系の特性を切り替える制御を併せて行う。すなわち、ビデオプロセッサ 2 0 4 は、モード切替スイッチ 2 1 4 a による切替指示に応じて映像信号処理系の特性を切り替えることにより、通常光観察モード及び狭帯域光観察モードの各々に適した信号処理を行うことができる。

20

【0 1 2 0】

また、ビデオプロセッサ 2 0 4 の操作パネル 2 1 7 には、モード切替スイッチ 2 1 4 b と、画像の鮮鋭度を強調する強調レベル切替スイッチ 2 1 9 とが設けられている。そして、スイッチ 2 1 4 b 及び 2 1 9 から出力された各信号は、制御回路 2 1 5 に入力される。モード切替スイッチ 2 1 4 b は、モード切替スイッチ 2 1 4 a と同じ機能を有している。

【0 1 2 1】

光源装置 2 0 3 は、可視領域を含む照明光を発するランプ 2 2 0 を内蔵している。ランプ 2 2 0 において発せられた照明光は、赤外カットフィルタ 2 2 1 により赤外光がカットされて略白色光の波長帯域に近い照明光にされた後、絞り 2 2 2 に入射される。絞り 2 2 2 は、絞り駆動回路 2 2 3 の制御により開口量が調整されるとともに、該開口量に応じた照明光を通過させる。

30

【0 1 2 2】

プランジャ等を具備して構成されるフィルタ挿脱装置 2 1 6 は、制御回路 2 1 5 の制御に応じ、ランプ 2 2 0 から発せられる照明光の光路上（例えば絞り 2 2 2 と集光レンズ 2 2 5 との間）において狭帯域用フィルタ 2 2 4 を挿脱させる。

【0 1 2 3】

一方、絞り 2 2 2 を通過した照明光は、狭帯域用フィルタ 2 2 4 を介して（狭帯域光観察モード時）、または、狭帯域用フィルタ 2 2 4 を介さずに（通常光観察モード時）集光レンズ 2 2 5 に入射され、集光レンズ 2 2 5 により集光された後、ライトガイド 2 1 3 の手元側の入射端面に入射される。

40

【0 1 2 4】

図 2 は、狭帯域用フィルタ 2 2 4 の透過率特性の一例を示す図である。狭帯域用フィルタ 2 2 4 は、3 峰性フィルタ特性を示し、例えば、赤、緑、青の各波長域において、それぞれ狭帯域に透過する狭帯域透過フィルタ特性部 R a, G a, B a を有している。

【0 1 2 5】

より具体的には、狭帯域透過フィルタ特性部 R a, G a, B a は、それぞれ中心波長が 6 0 0 n m、5 4 0 n m、4 2 0 n m であり、その半値幅が 2 0 ~ 4 0 n m のバンドパス特性を有している。

【0 1 2 6】

従って、狭帯域用フィルタ 2 2 4 がランプ 2 2 0 から発せられる照明光の光路上に配置

50

された場合には、前記狭帯域透過フィルタ特性部 R a, G a, B a を透過した 3 バンドの狭帯域の照明光が同時にライトガイド 2 1 3 に供給される。また、これに対し、狭帯域用フィルタ 2 2 4 がランプ 2 2 0 から発せられる照明光の光路上に配置されない場合には、(可視の波長領域の) 白色光がライトガイド 2 1 3 に供給される。

【0 1 2 7】

光源装置 2 0 3 側からライトガイド 2 1 3 へ入射された照明光は、ライトガイド 2 1 3 により伝送された後、挿入部 2 0 7 の先端部 2 2 6 に設けた照明窓に取り付けた照明レンズ 2 2 7 を経て外部に出射され、体腔内の患部等の生体組織の表面を照明する。

【0 1 2 8】

先端部 2 2 6 には、照明窓に隣接する位置に観察窓が設けられている。そして、前記観察窓には、生体組織からの戻り光による光学像を結像する対物レンズ 2 2 8 が取り付けられている。また、対物レンズ 2 2 8 の結像位置には、固体撮像素子として電荷結合素子 (CCD と略記) 2 2 9 が配置されている。そして、対物レンズ 2 2 8 により結像された光学像は、CCD 2 2 9 により光電変換された後、撮像信号として出力される。

【0 1 2 9】

CCD 2 2 9 の撮像面には、光学的に色分離する色分離フィルタ 2 3 0 として、例えば図 3 に示す補色系フィルタが各画素単位で取り付けられている。

【0 1 3 0】

前記補色系フィルタは、各画素の前に、マゼンタ (M g)、グリーン (G)、シアン (C y)、イエロ (Y e) の 4 色のカラーチップが配置された構成を有している。具体的には、前記補色系フィルタは、水平方向において、M g 及び G のカラーチップが交互に配置された構成を有している。また、前記補色系フィルタは、縦方向において、M g、C y、M g、Y e、…の順に繰り返し配置されたカラーチップ群と、と G、Y e、G、C y、…の順に繰り返し配置されたカラーチップ群と、が交互に配置された構成を有している。

【0 1 3 1】

そして、色分離フィルタ 2 3 0 として前記補色系フィルタを用いた CCD 2 2 9 の場合、縦方向に隣接する 2 列の画素を加算して順次読み出すが、このとき奇数フィールドと偶数フィールドで画素の列をずらして読み出すようにする。そして、後段側において Y/C 分離回路 2 3 7 が行う処理により、公知のように輝度信号と色信号とが生成される。

【0 1 3 2】

CCD 2 2 9 は、内視鏡 2 0 2 内部の信号線の一端と接続されている。そして、前記信号線の他端を内蔵する信号コネクタがビデオプロセッサ 2 0 4 に物理的に接続されることにより、ビデオプロセッサ 2 0 4 内の CCD 駆動回路 2 3 1 及び相関二重サンプリング回路 (CDS 回路) 2 3 2 と、CCD 2 2 9 とが電氣的に接続される。

【0 1 3 3】

なお、各内視鏡 2 0 2 は、その内視鏡 2 0 2 に固有の識別情報 (ID) を発生する ID 発生部 2 3 3 を備えている。そして、ID 発生部 2 3 3 において発せられた ID は、ユニバーサルケーブル 2 0 9 を介して制御回路 2 1 5 へ入力される。

【0 1 3 4】

制御回路 2 1 5 は、入力される ID に基づき、ビデオプロセッサ 2 0 4 に接続された内視鏡 2 0 2 の種類、内視鏡 2 0 2 に搭載された CCD 2 2 9 の種類、及び、CCD 2 2 9 の画素数等を識別する。そして、制御回路 2 1 5 は、識別した内視鏡 2 0 2 の CCD 2 2 9 が適切な駆動状態となるように、CCD 駆動回路 2 3 1 に対する制御を行う。

【0 1 3 5】

CCD 2 2 9 は、CCD 駆動回路 2 3 1 からの CCD 駆動信号に応じ、対物レンズ 2 2 8 により結像された光学像の光電変換を行う。そして、CCD 2 2 9 により光電変換された光学像の撮像信号は、CDS 回路 2 3 2 に入力される。

【0 1 3 6】

CDS 回路 2 3 2 に入力された撮像信号は、信号成分が抽出されたベースバンドの信号として A/D 変換回路 2 3 4 へ出力された後、A/D 変換回路 2 3 4 によりデジタル信号

に変換されるとともに、明るさ検波回路 235 により明るさ（信号の平均輝度）が検出される。

【0137】

明るさ検波回路 235 により検出された明るさを情報として有する明るさ信号は、調光回路 236 に入力された後、基準の明るさ（調光の目標値）との差分を情報として有する調光信号として変換される。そして、前記調光信号は、光源装置 203 からライトガイド 213 に供給される照明光の光量が前記基準の明るさに応じた光量となるように、絞り駆動回路 223 が絞り 222 の開口量の制御を行う際に用いられる。

【0138】

A/D 変換回路 234 から出力されたデジタル信号は、オートゲインコントロール回路（10 AGC 回路と略記）238 により信号レベルが所定のレベルとなるようにゲイン制御された後、Y/C 分離回路 237 に入力される。また、Y/C 分離回路 237 は、入力されるデジタル信号に基づき、輝度信号 Yh と（広義の色信号 C としての）線順次の色差信号 Cr（ $= 2R - G$ ）及び Cb（ $= 2B - G$ ）とを生成する。

【0139】

Y/C 分離回路 237 から出力された輝度信号 Yh は、セレクタ 239 に入力されるとともに、入力信号の通過帯域を制限する第 1 のローパスフィルタ（LPF と略記）241 に入力される。

【0140】

LPF 241 は、輝度信号 Yh に対応して広い通過帯域特性を有している。そして、輝度信号 Yh は、前記通過帯域特性に応じてフィルタリングされることにより、輝度信号 Y1 として第 1 マトリクス回路 242 に入力される。20

【0141】

一方、色差信号 Cr 及び Cb は、入力信号の通過帯域を制限する第 2 の LPF 243 を介して（線順次）同時化回路 244 に入力される。

このとき、第 2 の LPF 243 は、制御回路 215 の制御により、観察モードに応じてその通過帯域特性が変更される。具体的には、第 2 の LPF 243 は、制御回路 215 の制御により、通常光観察モード時には、第 1 の LPF 241 に比べて低帯域である、第 1 の通過帯域特性を有するように設定される。また、第 2 の LPF 243 は、制御回路 215 の制御により、狭帯域光観察モード時には、前記第 1 の通過帯域特性に比べて広い帯域30 であるとともに、第 1 の LPF 241 と略同様の帯域である、第 2 の通過帯域特性を有するように設定される。このように、第 2 の LPF 243 は、観察モードの切替に連動して、色差信号 Cr 及び Cb に対する通過帯域を制限することにより、処理特性を変更可能な処理特性変更手段を形成している。

【0142】

同時化回路 244 は、入力される色差信号 Cr 及び Cb を同時化し、第 1 マトリクス回路 242 に対して出力する。

第 1 マトリクス回路 242 は、輝度信号 Y1 と、色差信号 Cr 及び Cb とに応じて 3 原色信号 R1、G1 及び B1 を生成するとともに、生成した該 3 原色信号 R1、G1 及び B1 をホワイトバランス回路 245 に対して出力する。40

【0143】

また、第 1 マトリクス回路 242 は、制御回路 215 によって制御されることにより、CCD 229 の色分離フィルタ 230 の特性、及び、狭帯域用フィルタ 224 の特性に応じて（変換特性を決定する）マトリクス係数の値を変更する。これにより、第 1 マトリクス回路 242 は、混色の無い或いは混色を殆ど解消した 3 原色信号 R1、G1 及び B1 を生成することができる。

【0144】

例えば、ビデオプロセッサ 204 に実際に接続される内視鏡 202 により、該内視鏡 202 に搭載されている CCD 229 の色分離フィルタ 230 の特性が異なる場合がある。制御回路 215 は、ID の情報により実際に使用されている CCD 229 の色分離フィル50

タ230の特性に応じて第1マトリクス回路242の係数を変更する。これにより、ビデオプロセッサ204は、実際に使用される撮像素子の種類が異なる場合にも適切に対応でき、その結果、偽色の発生が防止され、かつ、混色の（殆ど）無い3原色信号R1、G1及びB1を生成することができる。

【0145】

なお、ビデオプロセッサ204は、混色の無い3原色信号R1、G1及びB1を生成可能であることにより、特に狭帯域光観察モード時に、特定の色の狭帯域光の下において撮像された光学像に基づく色信号が、他の色の狭帯域光の下において撮像された光学像に基づく色信号のために識別がしにくくなってしまうことを有効に防止できる作用効果を持つ。

10

【0146】

ホワイトバランス回路245は、入力された3原色信号R1、G1及びB1に対してホワイトバランス処理を施すことにより、3原色信号R2、G2及びB2を生成して出力する。

【0147】

第2マトリクス回路246は、ホワイトバランス回路245から出力される3原色信号R2、G2及びB2に基づき、輝度信号Yと、色差信号R-Y及びB-Yとを生成して出力する。

【0148】

この場合、制御回路215は、通常光観察モード時には、入力される3原色信号R2、G2及びB2から、輝度信号Yと、色差信号R-Y及びB-Yとを単に生成可能な係数として、第2マトリクス回路246のマトリクス係数を設定する。

20

【0149】

また、制御回路215は、狭帯域光観察モード時には、入力される3原色信号R2、G2及びB2から、特にB信号に対する比率（重み付け）を大きくした輝度信号Y_{nbi}と、色差信号R-Y及びB-Yとを生成可能な係数として、第2マトリクス回路246のマトリクス係数を、通常光観察モード時の値と異なる値として設定する。

【0150】

そして、前述した場合における変換式は、3行3列のマトリクスA及びKを用いた場合、下記数式（3）のように示される。

30

【0151】

$$\begin{pmatrix} Y_{nbi} \\ R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = A * K * \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix} \quad \dots (3)$$

ここで、マトリクスKは、例えば、前述した数式（1）における定数k₁、定数k₂及び定数k₃の各値を要素として有する、

40

$$K = \begin{pmatrix} 0 & k_1 & 0 \\ 0 & 0 & k_2 \\ 0 & k_3 & 0 \end{pmatrix} \quad \dots (4)$$

上記数式（4）に示すようなものであっても良いし、また、前述した数式（2）における

50

定数 k_1 、定数 k_2 、定数 k_3 及び定数 k_4 の各値を要素として有する、

$$K = \begin{pmatrix} 0 & k_1 & 0 \\ 0 & 0 & k_2 \\ 0 & k_3 & k_4 \end{pmatrix} \cdots (5)$$

上記数式 (5) に示すようなものであっても良い。

【0152】

10

また、マトリクス A は、RGB 信号から Y 色差信号を生成するためのマトリクスであり、例えば下記数式 (6) に示すような公知の演算係数が用いられる。

【0153】

$$A = \begin{pmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \end{pmatrix} \cdots (6)$$

20

第2マトリクス回路246から出力された輝度信号 Y_{nbi} は、セクタ239に入力される。そして、セクタ239は、制御回路215の制御に基づき、通常光観察モード時には輝度信号 Y_h を選択して出力するとともに、狭帯域光観察モード時には輝度信号 Y_{nbi} を選択して出力する。なお、図7においては、セクタ239から選択して出力される輝度信号 Y_h または Y_{nbi} を輝度信号 Y_{sel} として示している。

第2マトリクス回路246から出力される色差信号 $R-Y$ 及び $B-Y$ は、セクタ239を介して出力される輝度信号 Y_{sel} (輝度信号 Y_h または Y_{nbi}) と併せて拡大補間回路247に入力される。

【0154】

30

そして、輝度信号 Y_{sel} は、拡大補間回路247により拡大処理が施され、強調回路248により鮮鋭度強調の処理が施された後、第3マトリクス回路249に入力される。また、拡大補間回路247により拡大処理が施された色差信号 $R-Y$ 及び $B-Y$ は、第3マトリクス回路249に入力される。

【0155】

そして、輝度信号 Y_{sel} と、色差信号 $R-Y$ 及び $B-Y$ とは、第3マトリクス回路249による3原色信号 R 、 G 及び B への変換処理が施され、D/A変換回路251によるD/A変換処理が施された後、ビデオプロセッサ204の映像信号出力端からモニタ205に出力される。

【0156】

40

制御回路215は、モード切替スイッチ214a或いは214bの操作による観察モードの切替或いは選択に応じて、LPF243の特性の変更設定、第1マトリクス回路242のマトリクス係数の変更設定、第2マトリクス回路246のマトリクス係数の変更設定、及び、セクタ239の輝度信号 Y_h/Y_{nbi} の選択を行う。

【0157】

また、制御回路215は、観察モードの切替に応じて、光源装置203のフィルタ挿脱装置216の動作を制御する。また、この制御回路215は、ホワイトバランス調整時には、ホワイトバランス回路245のゲイン設定を行う。

【0158】

次に、本実施形態の内視鏡装置201の作用についての説明を行う。

50

【0159】

まず、術者等は、内視鏡装置201の各部、すなわち、内視鏡202、光源装置203、ビデオプロセッサ204及びモニタ205の電源を投入し、該各部を起動状態とする。なお、前記起動状態において、内視鏡202、光源装置203及びビデオプロセッサ204は、通常観察モードとして設定されているものとする。

【0160】

制御回路215は、モード切替スイッチ214aまたは214bから出力される観察モード切替信号に基づき、ビデオプロセッサ204が通常観察モードから狭帯域観察モードに切り替えられたことを検出すると、狭帯域用フィルタ224をランプ220の光路上に介挿させるための制御をフィルタ挿脱装置216に対して行う。また、制御回路215は、モード切替スイッチ214aまたは214bから出力される観察モード切替信号に基づき、セレクタ239、第1マトリクス回路242、第2のLPF243、ホワイトバランス回路245及び第2マトリクス回路246の各部に対し、狭帯域観察モードに応じた制御を行う。 10

【0161】

一方、光源装置203は、制御回路215の制御に基づき、狭帯域用フィルタ224の透過率特性に応じた狭帯域照明光をライトガイド213に供給する。

【0162】

そして、光源装置203により供給された狭帯域照明光は、ライトガイド213及び照明レンズ227を介して外部に出射され、体腔内の患部等の生体組織の表面を照明する。 20

【0163】

狭帯域照明光により照明された被写体の像は、対物レンズ228により結像され、色分離フィルタ230により光学的に色分離され、CCD229により撮像された後、撮像信号としてビデオプロセッサ204に対して出力される。

【0164】

ビデオプロセッサ204に対して出力された撮像信号は、CDS回路232により信号成分が抽出され、A/D変換回路234によりデジタル信号に変換され、AGC回路238によりゲイン制御が施された後、Y/C分離回路237に入力される。

【0165】

Y/C分離回路237は、入力されるデジタル信号に基づき、輝度信号Yhと、色差信号Cr及びCbとを生成する。そして、Y/C分離回路237は、輝度信号Yhをセレクタ239及び第1のLPF241へ出力するとともに、色差信号Cr及びCbを第2のLPF243へ出力する。 30

【0166】

輝度信号Yhは、第1のLPF241によるフィルタリング処理が施された後、輝度信号Ylとして第1マトリクス回路242へ出力される。また、色差信号Cr及びCbは、第2のLPF243による（前述した）第2の通過帯域特性に基づくフィルタリング処理が施され、同時化回路244により同時化された後、第1マトリクス回路242へ出力される。

【0167】

第1マトリクス回路242は、入力される輝度信号Ylと、色差信号Cr及びCbとに応じて3原色信号R1、G1及びB1を生成するとともに、生成した該3原色信号R1、G1及びB1をホワイトバランス回路245に対して出力する。 40

【0168】

ホワイトバランス回路245は、入力された3原色信号R1、G1及びB1に対してホワイトバランス処理を施すことにより、3原色信号R2、G2及びB2を生成して第2マトリクス回路246へ出力する。

【0169】

第2マトリクス回路246は、入力された3原色信号R2、G2及びB2に対し、例えば、上記数式(3)、数式(4)及び数式(6)に基づく変換処理を施すことにより輝度 50

信号 $Y_{nb i}$ と、色差信号 $R-Y$ 及び $B-Y$ とを生成する。そして、第2マトリクス回路246は、輝度信号 $Y_{nb i}$ をセレクタ239へ出力するとともに、色差信号 $R-Y$ 及び $B-Y$ を拡大補間回路247へ出力する。

【0170】

セレクタ239は、制御回路215の制御に基づいて輝度信号 $Y_{nb i}$ を選択し、該輝度信号 $Y_{nb i}$ を輝度信号 $Y_{se l}$ として拡大補間回路247へ出力する。

【0171】

そして、輝度信号 $Y_{se l}$ は、拡大補間回路247により拡大処理が施され、強調回路248により鮮鋭度強調の処理が施された後、第3マトリクス回路249に入力される。また、拡大補間回路247により拡大処理が施された色差信号 $R-Y$ 及び $B-Y$ は、第3マトリクス回路249に入力される。 10

【0172】

そして、輝度信号 $Y_{se l}$ と、色差信号 $R-Y$ 及び $B-Y$ とは、第3マトリクス回路249による3原色信号 R 、 G 及び B への変換処理が施され、 D/A 変換回路251による D/A 変換処理が施された後、ビデオプロセッサ204の映像信号出力端からモニタ205に出力される。

【0173】

以上に述べた一連の処理がビデオプロセッサ204において行われることにより、モニタ205には、狭帯域観察モードにおける被写体の像が画像表示される。そして、狭帯域観察モードの被写体の像として、例えば、図6に示すような、生体内の粘膜表層付近の毛細血管101の像が強調された像と、生体組織とは異なる所定の対象物の像としての、残渣102の像とがモニタ5に画像表示される。なお、残渣102は、生体組織とは異なる所定の対象物として、例えば、胆汁または腸液等であっても良い。 20

【0174】

毛細血管101の像は、前述したマトリックス変換処理がビデオプロセッサ204において行われることにより、例えば、ブラウン色またはブラウン色に近い色の像として画像表示される。また、残渣102の像は、前述したマトリックス変換処理がビデオプロセッサ204において行われることにより、例えば、マゼンタ色またはマゼンタ色に近い色の像として画像表示される。すなわち、第2マトリクス回路246は、前述した変換処理において、残渣102の像における、赤成分の輝度値及び青成分の輝度値が略同じになるように処理を行う。 30

【0175】

以上に述べた作用により、第2の実施形態の内視鏡装置201は、狭帯域光観察において、生体内の粘膜表層付近の毛細血管が強調された像の画像を得ることができるとともに、残渣の像が、血液の色と略同様の赤色とは異なる色の像となった画像を得ることができる。その結果、第2の実施形態の内視鏡装置201は、生体に対する狭帯域光観察が行われる場合に、術者等の負担を軽減することができる。

【0176】

なお、前述した効果と略同様の効果を得るために、第2マトリクス回路246は、例えば、上記数式(3)、数式(5)及び数式(6)に基づく変換処理を行うものであっても良い。 40

【0177】

上記数式(3)、数式(5)及び数式(6)に基づく変換処理が行われた場合、上記数式(3)、数式(4)及び数式(6)に基づく変換処理が行われた場合に得られる像と略同様の色を有する残渣102の像がモニタ205に画像表示される。また、上記数式(3)、数式(5)及び数式(6)に基づくマトリックス変換処理が行われた場合、上記数式(3)、数式(4)及び数式(6)に基づくマトリックス変換処理が行われた場合に得られる像に比べてさらにコントラストの良い毛細血管101の像がモニタ205に画像表示される。

【0178】

そして、上記数式(3)、数式(4)及び数式(6)に基づくマトリックス変換処理が行われた場合、例えば、図6に示すような局所部位103の像が、ハレーションを起こすことにより、黄色にごく近い色の像としてモニタ205に画像表示されることがある。しかし、上記数式(3)、数式(5)及び数式(6)に基づくマトリックス変換処理が行われた場合、図6に示すような局所部位103の像は、白色または白色に近い色の像としてモニタ205に画像表示される。

【0179】

上記数式(3)、数式(5)及び数式(6)に基づくマトリックス変換処理が第2マトリクス回路246において行われることにより、モニタ205には、狭帯域観察モードの被写体の像として、上記数式(3)、数式(4)及び数式(6)に基づくマトリックス変換処理が行われた場合に比べてコントラストの良い毛細血管101の像と、血液の色と略同様の赤色とは異なる色の像である残渣102の像と、白色または白色に近い色の像である局所部位103の像とが画像表示される。

【0180】

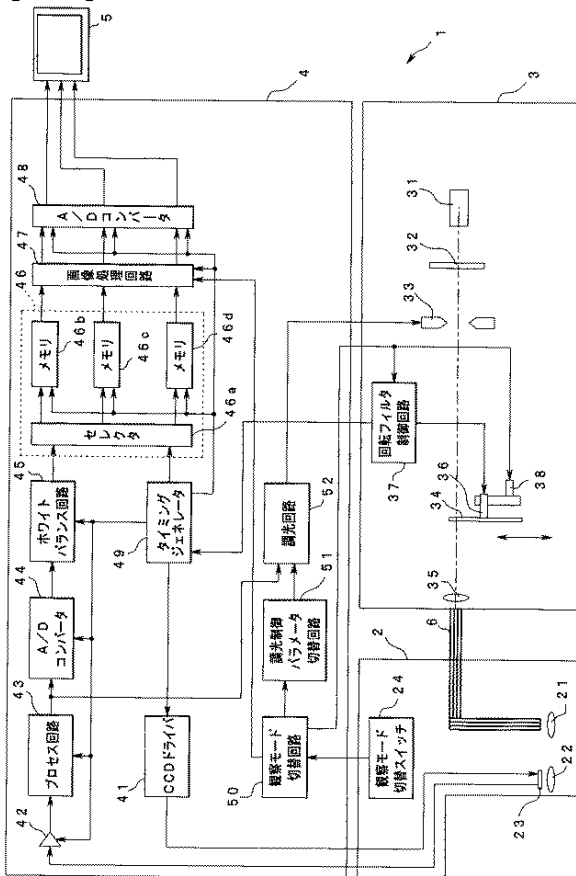
なお、本発明は、上述した各実施形態に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

【0181】

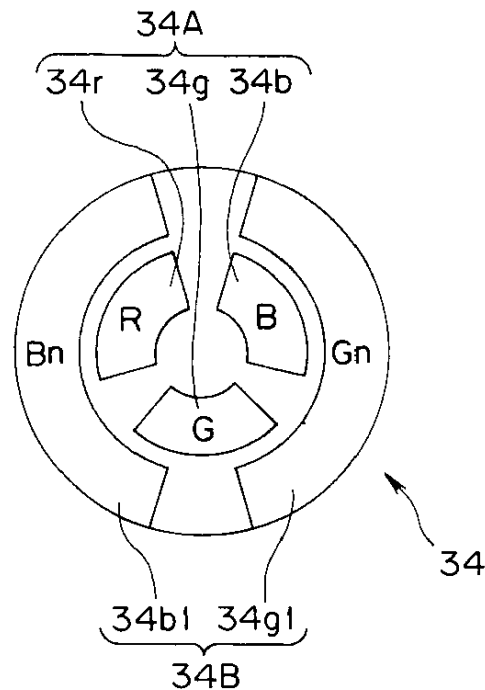
本出願は、2006年4月12日に日本国に出願された特願2006-110187号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

20

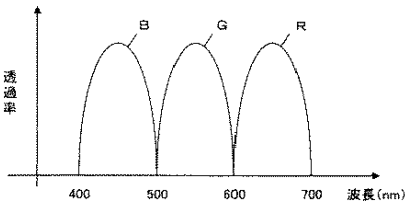
【図1】



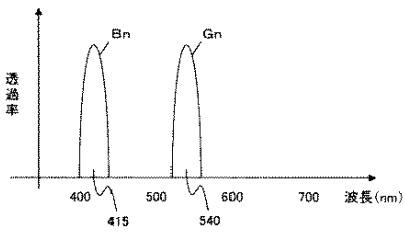
【図2】



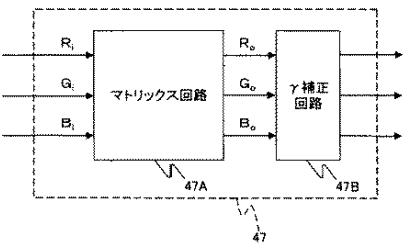
【図 3】



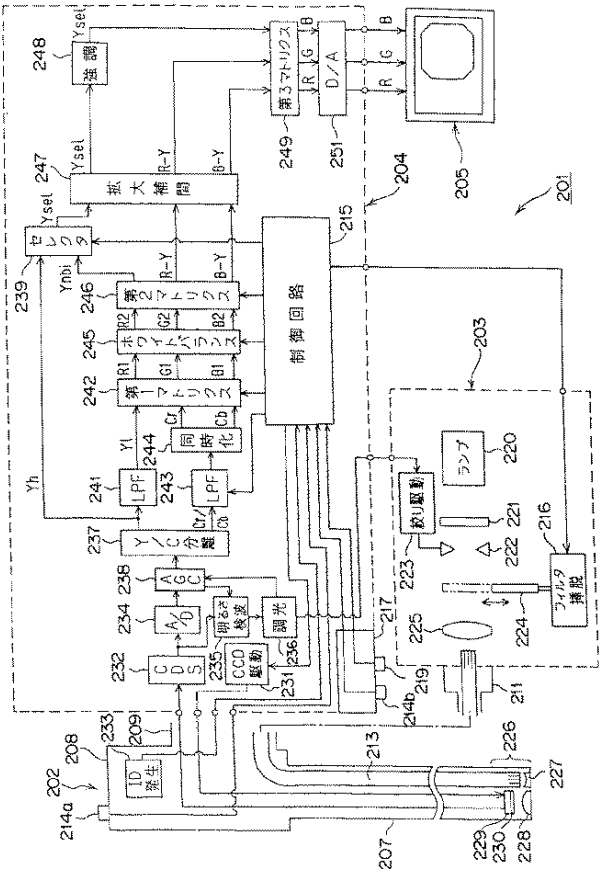
【図 4】



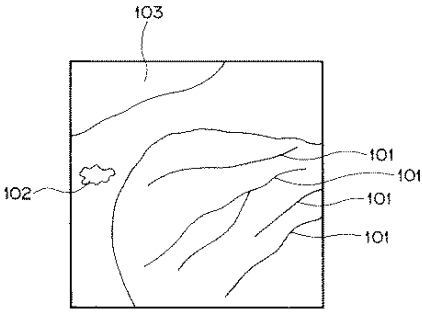
【図 5】



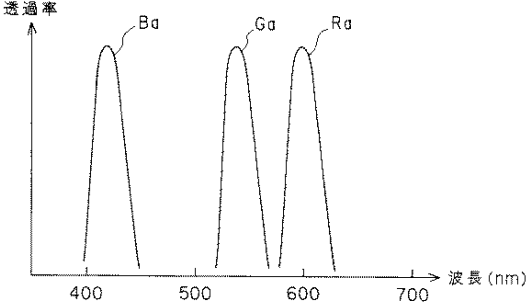
【図 7】



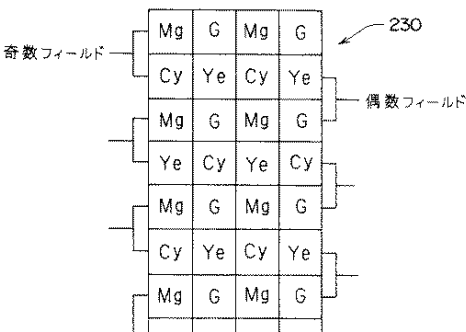
【図 6】



【図 8】



【図 9】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2007/056088
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N7/18(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26, H04N7/18 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 1996-2007 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2007 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2007 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.
X	WO 2006/025334 A1 (Olympus Corp.), 09 March, 2006 (09.03.06), Par. Nos. [0013] to [0033] (Family: none)	1-36
X	JP 2002-34908 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 05 February, 2002 (05.02.02), Par. Nos. [0012] to [0082] & EP 1302152 A1 & WO 2002/007588 A1	1-36
A	JP 2003-93336 A (Toshiba Corp.), 02 April, 2003 (02.04.03), Par. Nos. [0005] to [0028] (Family: none)	1-36
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 11 April, 2007 (11.04.07)		Date of mailing of the international search report 24 April, 2007 (24.04.07)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 7 / 0 5 6 0 8 8													
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C)) Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N7/18(2006.01)i															
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C)) Int.Cl. A61B1/00-1/32 G02B23/24-23/26 H04N7/18															
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2007年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2007年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2007年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2007年	日本国実用新案登録公報	1996-2007年	日本国登録実用新案公報	1994-2007年				
日本国実用新案公報	1922-1996年														
日本国公開実用新案公報	1971-2007年														
日本国実用新案登録公報	1996-2007年														
日本国登録実用新案公報	1994-2007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 請求の範囲の番号													
X	WO 2006/025334 A1 (オリンパス株式会社) 2006.03.09 段落[0013]~[0033] (ファミリーなし)	1-36													
X	JP 2002-34908 A (オリンパス光学工業株式会社) 2002.02.05 段落【0012】~【0082】 & EP 1302152 A1 & WO 2002/007588 A1	1-36													
A	JP 2003-93336 A (株式会社東芝) 2003.04.02 段落【0005】~【0028】 (ファミリーなし)	1-36													
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。															
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>の日の後に公表された文献</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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)</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td>「&」 同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</td> <td></td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献	「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	「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	「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	「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	「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)	「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	「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」 同一パテントファミリー文献	「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	
* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献														
「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	「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														
「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	「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														
「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)	「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														
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」 同一パテントファミリー文献														
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願															
国際調査を完了した日 11.04.2007		国際調査報告の発送日 24.04.2007													
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (I S A / J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 上田 正樹	2 Q 3 6 1 4												
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292													

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

F ターム(参考) 4C061 AA00 BB00 CC06 DD00 GG01 HH54 JJ18 LL02 MM02 MM03
NN01 NN05 NN07 PP12 QQ02 RR02 RR04 RR14 RR15 RR18
RR26 SS11 TT02 TT04 WW08 YY01 YY14
5C054 CC07 HA12

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JPWO2007116663A1	公开(公告)日	2009-08-20
申请号	JP2008509731	申请日	2007-03-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	五十嵐 誠 山崎 健二		
发明人	五十嵐 誠 山▲崎▼ 健二		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24 H04N7/18 A61B1/00		
CPC分类号	G02B23/2484 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0653 G02B21/365 G02B23/2469 G02B23/26 G02B26/008		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/06.A G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.300.D		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/JJ18 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR26 4C061/SS11 4C061/TT02 4C061/TT04 4C061/WW08 4C061/YY01 4C061/YY14 5C054/CC07 5C054/HA12		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2006110187 2006-04-12 JP		
其他公开文献	JP4891990B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的内窥镜设备包括能够将具有蓝色区域中的波长带的第一窄带光和具有绿色区域中的波长区域的第二窄带光发射到活体中的对象的照射装置。当用第一窄带光照射物体时捕获第一物体图像并且当用第二窄带光照射物体时捕获第二物体图像存储装置，用于将所述第一对象图像存储为绿色分量和蓝色分量，并将所述第二对象图像累积为红色分量和蓝色分量；并且色调转换装置用于对部件执行预定的颜色转换处理，从而使预定对象的图像成为具有除红色之外的预定第一颜色的图像。

