

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/035531

発行日 平成27年3月23日 (2015.3.23)

(43) 国際公開日 平成25年3月14日 (2013.3.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
<b>A 6 1 B 1/04 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 35 頁)

出願番号 特願2013-532529 (P2013-532529)	(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
(21) 国際出願番号 PCT/JP2012/071173	(74) 代理人 100075281 弁理士 小林 和憲
(22) 国際出願日 平成24年8月22日 (2012.8.22)	(72) 発明者 齋藤 孝明 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
(31) 優先権主張番号 特願2011-193185 (P2011-193185)	(72) 発明者 山口 博司 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
(32) 優先日 平成23年9月5日 (2011.9.5)	(72) 発明者 飯田 孝之 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
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	

最終頁に続く

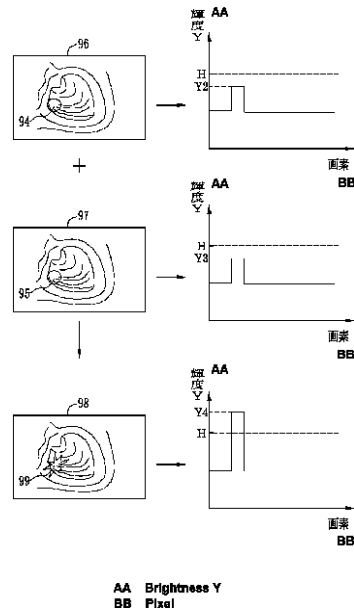
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその作動方法

(57) 【要約】

内視鏡システムは、生体機能情報の表示とともに、その信頼性を表示する。

酸素飽和度測定光が照明された検体を撮像して第1の画像信号を取得するとともに、白色光が照明された検体を撮像して第2の画像信号を取得する。第2の画像信号から通常光画像(97)を作成する。第1及び第2の画像信号から酸素飽和度を算出する。算出した酸素飽和度を画像化することにより酸素飽和度画像(96)を得る。通常光画像(97)と酸素飽和度画像(96)を合成することにより、酸素飽和度の算出結果が異常である可能性がある異常領域(99)を明るさで強調した強調酸素飽和度画像98を作成する。作成した強調酸素飽和度画像(98)は表示装置に表示される。

【選択図】 図14



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

検体を撮像することにより画像情報を取得する画像情報取得部と、  
前記画像情報に基づき、前記検体が有する生体機能情報を算出する生体機能情報算出部と、  
前記生体機能情報を画像化した生体機能情報画像を作成する第 1 の画像作成部と、  
前記生体機能情報画像に基づいて、前記生体機能情報算出部での算出結果が異常である可能性がある異常領域を明るさで強調した強調画像を作成する強調画像作成部と、  
前記強調画像を表示する表示部と、  
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

10

**【請求項 2】**

前記画像情報に基づき、白色光で照明された前記検体を画像化した通常光画像を作成する第 2 の画像作成部を備え、  
前記強調画像作成部は、前記生体機能情報画像を前記通常光画像に合成して、前記強調画像を作成することを特徴とする請求の範囲第 1 項記載の内視鏡システム。

**【請求項 3】**

前記強調画像作成部は、前記異常領域を明るさ又は暗さのいずれか一方で強調することを特徴とする請求の範囲第 1 項記載の内視鏡システム。

**【請求項 4】**

前記生体機能情報画像は輝度情報と色差情報から構成され、  
前記強調画像作成部は、前記生体機能情報画像の色差情報については情報処理を行わず、前記生体機能情報画像の輝度情報については、明るい部分を更に明るくするとともに、暗い部分は更に暗くなるように情報処理することを特徴とする請求の範囲第 3 項記載の内視鏡システム。

20

**【請求項 5】**

前記強調画像作成部は、前記生体機能情報画像において、明るい部分は更に明るくなるようにするとともに、暗い部分は更に暗くなるように、前記生体機能情報画像の画素値を調整することを特徴とする請求の範囲第 3 項記載の内視鏡システム。

**【請求項 6】**

前記生体機能情報画像中に、画素値が一定値以上のハレーション値を超えているハレーション領域が存在するか否かを検出するハレーション検出部と、  
前記ハレーション領域が検出された場合には、前記生体機能情報画像を前記表示部に表示し、前記ハレーション領域が検出されなかった場合には、前記強調画像を前記表示部に表示する表示制御部と、  
を備えることを特徴とする請求の範囲第 1 項記載の内視鏡システム。

30

**【請求項 7】**

前記生体機能情報には、血中ヘモグロビンの量である血液量と、血中ヘモグロビンの酸素飽和度が含まれることを特徴とする請求の範囲第 1 項記載の内視鏡システム。

**【請求項 8】**

前記生体情報算出部は、前記画像情報に含まれる複数の生体機能情報の中から、前記血液量に関する情報と前記酸素飽和度に関する情報を分離することを特徴とする請求の範囲第 7 項記載の内視鏡システム。

40

**【請求項 9】**

前記画像情報は、前記酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する第 1 の波長範囲を含む第 1 照明光が照明された検体を撮像することにより得られる第 1 の画像情報と、前記第 1 の波長範囲と異なる第 2 の波長範囲を含む第 2 照明光が照明された検体を撮像することにより得られる第 2 の画像情報であることを特徴とする請求の範囲第 1 項記載の内視鏡システム。

**【請求項 10】**

検体を撮像することにより画像情報を画像情報取得部で取得し、

50

前記画像情報に基づき、前記検体が有する生体機能情報を生体機能情報算出部で算出し

、  
前記生体機能情報を画像化した生体機能情報画像を第1の画像作成部で作成し、  
前記生体機能情報画像に基づいて、前記生体機能情報算出部での算出結果が異常である  
可能性がある異常領域を明るさで強調した強調画像を強調画像作成部で作成し、  
前記強調画像を表示部に表示する、  
ことを特徴とする画像表示方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、血中ヘモグロビン量や酸素飽和度などの生体機能情報を画像化した生体機能  
情報画像を作成する内視鏡システム及び画像表示方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年の医療においては、光源装置と、内視鏡装置と、プロセッサ装置を備える内視鏡シ  
ステムが広く用いられている。この内視鏡システムを用いた内視鏡診断では、照明光とし  
て広帯域光の白色光を用いる通常光観察の他、波長を狭帯域化した狭帯域光を用いて、検  
体内の血管を強調表示等させる特殊光観察も行われるようになってきている。

【0003】

また、特殊光観察の他に、血管の吸光特性や生体組織の散乱特性を利用して、内視鏡装  
置で得られた画像信号からヘモグロビン量や酸素飽和度や血管深さなどの生体機能情報を  
算出し、その算出した生体機能情報を画像化することも行われている。例えば、特許文献  
1では、酸素飽和度の大小を異なる色で表した疑似カラーの酸素飽和度画像を作成してい  
る。この酸素飽和度画像から、低酸素状態となる癌の発見が極めて容易になる。

20

【0004】

生体機能情報は、画像信号に基づく演算処理により得られるため、適切な撮像条件の下  
で得られた画像信号でなければ、酸素飽和度自体の正確性が低いものになってしまう。例  
えば、検体への照明光の光量が強すぎて、画像信号の画素値が異常に高くなる場合には、  
その画像信号から得られる酸素飽和度の信頼性は低いと考えられる。

【0005】

30

この問題に対して、特許文献2及び3では、画像信号の画素値が一定の閾値よりを超え  
ている領域を異常領域として検出し、この異常領域に対して、画素値が閾値を下回る正常  
領域と異なる表示にする処理や制御（例えばマスクするなど）を行っている。これにより  
、酸素飽和度などの生体機能情報が正確に表された領域と不正確な領域とを、ユーザが認  
識しやすいようにしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特許2648494号公報

【特許文献2】特許2768936号公報

40

【特許文献3】特許3217343号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献2及び3のように一定の閾値を境にして異常領域と正常領域とを区別する方  
法においては、異常領域の画素値が閾値を大幅に超えている、即ちハレーションが起きてい  
るような場合であれば、画面上での異常領域の表示は、酸素飽和度の信頼性を正確に反映  
している。しかしながら、異常領域と判定された場合であっても、その異常領域の画素値  
が閾値を若干上回っているだけで、実際の酸素飽和度の信頼性は低い場合には、画面  
上における異常領域の表示は、酸素飽和度の信頼性を正確に反映していない。反対に、正

50

常領域と判定された場合であっても、その正常領域の画素値は閾値をわずかに下回っているだけで、実際の酸素飽和度の信頼性は低い場合は、画面上の正常領域の表示は酸素飽和度の信頼性を正確に反映していないことになる。したがって、酸素飽和度などの生体機能情報の信頼性を正確に表示することができる内視鏡システムが求められていた。

【0008】

本発明は、酸素飽和度などの生体機能情報の信頼性を正確に表示することができる内視鏡システム及び画像表示方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、画像情報取得部と、生体機能情報取得部と、第1の画像作成部と、強調画像作成部と、表示部とを備える。画像情報取得部は、検体を撮像することにより画像情報を取得する。生体機能情報取得部は、画像情報に基づき、検体が有する生体機能情報を算出する。第1の画像作成部は、生体機能情報を画像化した生体機能情報画像を作成する。強調画像作成部は、生体機能情報画像に基づいて、生体機能情報算出部での算出結果が異常である可能性がある異常領域を明るさで強調した強調画像を作成する。表示部は、強調画像を表示する。

10

【0010】

画像情報に基づき、白色光で照明された検体を画像化した通常光画像を作成する第2の画像作成部を備え、強調画像作成部は、生体機能情報画像を通常光画像に合成して強調画像を作成することが好ましい。

20

【0011】

強調画像作成部は、異常領域を明るさ又は暗さのいずれか一方で強調することが好ましい。生体機能情報画像は輝度情報と色差情報から構成され、強調画像作成部は、生体機能情報画像の色差情報については情報処理を行わず、生体機能情報画像の輝度情報については、明るい部分を更に明るくするようにするとともに、暗い部分は更に暗くするように情報処理することが好ましい。強調画像作成部は、生体機能情報画像において、明るい部分は更に明るくするようにするとともに、暗い部分は更に暗くするように、生体機能情報画像の画素値を調整することが好ましい。

【0012】

生体機能情報画像中に、画素値が一定値以上のハレーション値を超えているハレーション領域が存在するか否かを検出するハレーション検出部と、ハレーション領域が検出された場合には、生体機能情報画像を表示部に表示し、ハレーション領域が検出されなかった場合には、強調画像を表示部に表示する表示制御部とを備えることが好ましい。

30

【0013】

生体機能情報には、血中ヘモグロビンの量である血液量と、血中ヘモグロビンの酸素飽和度が含まれることが好ましい。生体情報算出部は、画像情報に含まれる複数の生体機能情報の中から、血液量に関する情報と酸素飽和度に関する情報を分離することが好ましい。

【0014】

画像情報は、酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する第1の波長範囲を含む第1照明光が照明された検体を撮像することにより得られる第1の画像情報と、第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第2照明光が照明された検体を撮像することにより得られる第2の画像情報であることが好ましい。

40

【0015】

本発明の画像表示方法は、検体を撮像することにより画像情報を画像情報取得部で取得し、画像情報に基づき、検体が有する生体機能情報を生体機能情報算出部で算出し、生体機能情報を画像化した生体機能情報画像を第1の画像作成部で作成し、生体機能情報画像に基づいて、生体機能情報算出部での算出結果が異常である可能性がある異常領域を明るさで強調した強調画像を強調画像作成部で作成し、記強調画像を表示部に表示することを特徴とする。

50

## 【発明の効果】

## 【0016】

本発明によれば、生体機能情報算出部での算出結果が異常の可能性のある異常領域を、明るさ又は暗さのいずれか一方で強調した強調画像として、表示部に表示している。この強調画像で表示された異常領域は、特許文献2及び3のように閾値を設定して正常領域との境界を決めるのではなく、単に明るさ又は暗さで強調して直感的に分かるように表示しているため、酸素飽和度などの生体機能情報の信頼性を正確に知ることができる。

## 【0017】

なお、ハレーション領域が既に存在する生体機能情報画像については、その領域の演算結果が異常であることは明確である。そこで、本発明では、ハレーション領域が既に存在する生体機能情報画像については、強調画像を作成することなく、そのまま表示部に表示している。これにより、強調画像の作成に要する時間が短縮されるため、動画性が向上する。

10

## 【図面の簡単な説明】

## 【0018】

【図1】内視鏡システムを示す構成図である。

【図2】内視鏡システムの内部構成を示す概略図である。

【図3】スコープ先端部の先端面を示す正面図である。

【図4】酸素飽和度測定光、励起光、蛍光体の励起発光光の光量分布を示すグラフである。

20

【図5】撮像素子におけるカラーフィルタの透過率を示すグラフである。

【図6A】第1実施形態の通常観察モードにおける撮像素子の撮像制御を示す説明図である。

【図6B】第1実施形態の生体情報観察モードにおける撮像素子の撮像制御を示す説明図である。

【図7】血液量と信号比  $R2/G2$  との相関を示す説明図である。

【図8】酸素飽和度と信号比  $B1/G2$ 、 $R2/G2$  との相関関係を示すグラフである。

【図9】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図10】図8のグラフにおいて信号比から酸素飽和度を算出する方法を示す説明図である。

30

【図11】第1実施形態における強調画像処理部の内部構成を示す構成ブロック図である。

【図12】ハレーション値を示すグラフである。

【図13】ハレーション領域を有する酸素飽和度画像及びハレーション領域を通常光画像上の輝度で示す説明図である。

【図14】第1実施形態で強調酸素飽和度画像を作成する方法を示す説明図である。

【図15】生体情報観察モードにおける一連の流れを示すフローチャートである。

【図16】第2実施形態における強調画像処理部の内部構成を示す構成ブロック図である。

【図17】ゲインと輝度  $Y$  との関係を表したグラフである。

40

【図18】第2実施形態で強調酸素飽和度画像を作成する方法を示す説明図である。

【図19】回転フィルタ方式の内視鏡システムの内部構成を示す概略図である。

【図20】白色光の光量分布を示すグラフである。

【図21】回転フィルタを示す平面図である。

【図22】半導体光源で光を生成するとともに、キセノンランプなどの白色光源の広帯域光から波長分離して光を生成する光源装置を示す概略図である。

【図23】Bフィルタ部、Gフィルタ部、Rフィルタ部が周方向に沿って設けられたロータリフィルタを示す平面図である。

【図24】Bフィルタ部、Gフィルタ部、Rフィルタ部の分光透過率と青色狭帯域光の発光強度を示すグラフである。

50

【図 2 5】シャッタ板を示す平面図である。

【図 2 6】青色狭帯域光 B N、B 光、G 光、R 光の内視鏡装置への供給タイミングを示す説明図である。

【図 2 7 A】図 2 2 の光源装置を使用したときの通常観察モード時における撮像素子の撮像制御を示す説明図である。

【図 2 7 B】図 2 2 の光源装置を使用したときの生体情報観察モード時における撮像素子の撮像制御を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

図 1 及び 2 に示すように、第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 は、所定の波長範囲の光を発生する光源装置 1 1 と、光源装置からの光で検体の観察領域を照明しながら、検体像を撮像する内視鏡装置 1 2 と、内視鏡装置 1 2 の撮像で得られた画像信号を処理するプロセッサ装置 1 3 と、プロセッサ装置 1 3 で処理された画像信号に基づいて検体の画像を表示する表示装置 1 4 と、プロセッサ装置 1 3 に各種情報を入力するキーボード等で構成される入力装置 1 5 とを備えている。

10

【0020】

内視鏡システム 1 0 は、波長範囲が青色～赤色に及ぶ可視光の検体像からなる通常光画像を表示装置 1 4 に表示する通常観察モードと、検体における血中ヘモグロビンの量を画像化した血液量画像と、ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示装置 1 4 に表示する生体情報観察モードとを備えている。観察モードは、内視鏡装置の切り替えスイッチ 1 7 や入力装置 1 5 によって、いずれか一方のモードに切り替えられる。

20

【0021】

光源装置 1 1 は、2 種類のレーザ光源 L D 1 , L D 2 と、光源制御部 2 0 と、コンバイナ 2 1 と、カプラ 2 2 とを備えている。レーザ光源 L D 1 は、酸素飽和度の測定に用いられる狭帯域光（酸素飽和度測定光）を発生させる。レーザ光源 L D 2 は、内視鏡装置 1 2 の先端部に配置された蛍光体 5 0 を励起させるための励起光を発生させる。蛍光体 5 0 から励起された蛍光と励起光によって白色光が生成される。各レーザ光源 L D 1 , L D 2 から発せられる光は、集光レンズ（図示省略）を介してそれぞれ対応する光ファイバ 2 4 , 2 5 に入射する。なお、レーザ光源 L D 1 , L D 2 は、ブロードエリア型の In Ga N 系レーザダイオードが使用でき、また、In Ga N A s 系レーザダイオードや Ga N A s 系

30

【0022】

光源制御部 2 0 は、レーザ光源 L D 1 , L D 2 を制御することによって、各レーザ光源の発光タイミングや光量比を調節する。本実施形態では、通常観察モードのときには、レーザ光源 L D 1 をオフにする一方、レーザ光源 L D 2 はオンにする。これに対して、生体情報観察モードのときには、レーザ光源 L D 1 とレーザ光源 L D 2 のオン・オフを交互に繰り返す。

【0023】

コンバイナ 2 1 は、各光ファイバ 2 4 , 2 5 からの光を合波させる。合波した光は、分波器であるカプラ 2 2 によって 4 系統の光の分波される。分波された 4 系統の光のうち、レーザ光源 L D 1 からの光はライトガイド 2 6 , 2 7 で導光され、レーザ光源 L D 2 からの光はライトガイド 2 8 , 2 9 で導光される。これらライトガイド 2 6 ~ 2 9 は多数の光ファイバを束ねたバンドルファイバなどから構成される。なお、コンバイナ 2 1 及びカプラ 2 2 を用いずに、各レーザ光源 L D 1 , L D 2 からの光を直接ライトガイド 2 6 ~ 2 9 に入れる構成としてもよい。

40

【0024】

内視鏡装置 1 2 は電子内視鏡であり、内視鏡スコープ 3 2 と、ライトガイド 2 6 ~ 2 9 で導光される 4 系統（4 灯）の光を検体に向けて照射する照明部 3 3 と、観察領域を撮像する 1 系統の撮像部 3 4 と、内視鏡スコープ 3 2 の先端部の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部 3 5 と、内視鏡スコープ 3 2 と光源装置 1 1 及びプロセッサ装置 1 3 とを着

50

脱自在に接続するコネクタ部 36 とを備えている。

【0025】

内視鏡スコープ 32 には、操作部 35 側から順に、軟性部 38、湾曲部 39、スコープ先端部 40 が設けられている。軟性部 38 は、内視鏡スコープ挿入時に屈曲自在にするために、可撓性を有している。湾曲部 39 は、操作部 35 に配置されたアングルノブ 35a の回動操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部 39 は、検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲させることができるため、スコープ先端部 40 を所望の観察部位に向けることができる。

【0026】

スコープ先端部 40 には照明部 33 と撮像部 34 が設けられている。撮像部 34 は、スコープ先端部 40 の略中心位置に、観察領域からの光を受光する 1 つの観察窓 42 を備えている。照明部 33 は、撮像部 34 の両脇に設けられた 2 つの照明窓 43、44 を備えており、各照明窓 43、44 は、酸素飽和度測定光と白色光の 2 種類の光のうちのいずれかを観察領域に向けて照射する。

10

【0027】

一方の照明窓 43 の奥には 2 つの投光ユニット 46、47 が収納されている。一方の投光ユニット 46 では、ライドガイド 26 からの酸素飽和度測定光を、レンズ 48 を介して観察領域に向けて照射する。もう一方の投光ユニット 47 では、ライドガイド 28 からの励起光を蛍光体 50 に当てることによって白色光を発光させ、その発光した白色光をレンズ 51 を介して観察領域に向けて照射する。なお、他方の照明窓 44 の奥にも、上記投光ユニット 46 と同様の投光ユニット 53 と、上記投光ユニット 47 と同様の投光ユニット 54 の 2 つが収納されている。

20

【0028】

図 3 に示すように、照明窓 43、44 は、スコープ先端部 40 において、観察窓 42 を挟んでその両側に配置されている。また、4 つの投光ユニット 46、47、53、54 は、蛍光体 50 を備える投光ユニット 47、54 の出射面間を結ぶ直線 LA と、蛍光体 50 を備えていない投光ユニット 46、53 の出射面間を結ぶ直線 LB とが、観察窓 42 の中心部で交差するように、互い違いに配置されている。このような配置にすることによって、照明ムラの発生を防止することができる。

30

【0029】

蛍光体 50 は、レーザ光源 LD2 からの励起光の一部を吸収して緑色～赤色に励起発光する複数種の蛍光物質（例えば YAG 系蛍光物質、或いは BAM (BaMgAl<sub>10</sub>O<sub>17</sub>) 等の蛍光物質）を含んで構成される。励起光が蛍光体 50 に照射されると、蛍光体 50 から発せられる緑色～赤色の励起発光光（蛍光）と、蛍光体 50 に吸収されず透過した励起光とが合わされて、白色光（疑似白色光）が生成される。なお、蛍光体 50 は略直方体形状を有していることが好ましい。この場合、蛍光体 50 は、蛍光体物質をバインダで略直方体状に固めて形成してもよく、また、無機ガラスなどの樹脂に蛍光体物質を混合したものを略直方体状に形成してもよい。なお、蛍光体 50 は、商品名としてマイクロホワイト（登録商標）（Micro White (MW)）とも呼ばれている。

40

【0030】

したがって、蛍光体 50 を備える投光ユニット 47、54 から発せられる白色光は、図 4 に示すように、中心波長 445 nm の励起光の波長範囲（例えば、440～460 nm）と、その励起光によって励起発光する蛍光において発光強度が増大する概ね 450 nm～700 nm の波長範囲とを有する発光スペクトルとなる。一方、蛍光体 50 を備えていない投光ユニット 46、53 から発せられる酸素飽和度測定光は、中心波長 473 nm の近傍に波長範囲（例えば、460～480 nm）を有する発光スペクトルとなる。

40

【0031】

なお、ここで、本明細書中の白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば、上述した疑似白色光を始めとして、基準色である R（赤）、G（緑）、B（青）等、特定の波長帯の光を含むものであればよい。つまり、白色光には、例えば、

50

緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含まれるものとする。

【 0 0 3 2 】

観察窓 4 2 の奥には、検体の観察領域の像光を取り込むための対物レンズユニット（図示省略）等の光学系が設けられており、さらにその対物レンズユニットの奥には、観察領域の像光を受光して観察領域を撮像する C C D（Charge Coupled Device）や C M O S（Complementary

Metal-Oxide Semiconductor）などの撮像素子 6 0 が設けられている。

【 0 0 3 3 】

撮像素子 6 0 は、対物レンズユニットからの光を受光面（撮像面）で受光し、受光した光を光電変換して撮像信号（アナログ信号）を出力する。撮像素子 6 0 はカラー C C D であり、その受光面には、R 色のカラーフィルタが設けられた R 画素、G 色のカラーフィルタが設けられた G 画素、B 色のカラーフィルタが設けられた B 画素を 1 組とする画素群が、多数マトリックス状に配列されている。これら B 色、G 色、R 色のカラーフィルタは、図 5 に示す曲線 6 3，6 4，6 5 で表される分光透過率を有している。

【 0 0 3 4 】

撮像素子 6 0 から出力される撮像信号（アナログ信号）は、スコープケーブル 6 7 を通じて A / D 変換器 6 8 に入力される。A / D 変換器 6 8 は、撮像信号（アナログ信号）をその電圧レベルに対応する画像信号（デジタル信号）に変換する。変換後の画像信号は、コネクタ部 3 6 を介して、プロセッサ装置 1 3 の画像処理部 7 3 に入力される。

【 0 0 3 5 】

撮像制御部 7 0 は撮像素子 6 0 の撮像制御を行う。図 6 A に示すように、通常観察モード時には、1 フレーム期間内で、白色光（4 4 5 n m + 蛍光体（本実施形態では 4 4 5 n m の励起光を蛍光体 5 0 に当てて白色光を発生させるため、このように表記する））を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計 2 ステップが行われる。これは通常観察モード中、所定のサイクルで繰り返し行われる。通常観察モードでは、撮像素子 6 0 の B 画素から出力される青色信号 B c と、G 画素から出力される緑色画素 G c と、R 画素から出力される赤色信号 R c とが得られる。

【 0 0 3 6 】

一方、生体情報観察モード時には、図 6 B に示すように、1 フレーム期間内で、酸素飽和度測定光（4 7 3 n m の狭帯域光）を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計 2 ステップが行われる（1 フレーム目）。その次に、1 フレーム期間内で、白色光（4 4 5 n m + M W）を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計 2 ステップが行われる（2 フレーム目）。これら合計 2 フレームの撮像制御は、所定のサイクルで繰り返し行われる。

【 0 0 3 7 】

生体情報観察モードでは、1 フレーム目に、撮像素子 6 0 の B 画素から出力される青色信号 B 1 と、G 画素から出力される緑色信号 G 1 と、R 画素から出力される赤色信号 R 1 が得られ、2 フレーム目に、B 画素から出力される青色信号 B 2 と、G 画素から出力される緑色信号 G 2 と、R 画素から出力される赤色信号 R 2 とが得られる。なお、2 フレーム目の B 2、G 2、R 2 は、通常観察モード時に得られる B c、G c、R c と同じである。

【 0 0 3 8 】

なお、図示はしていないが、内視鏡装置 1 2 における操作部 3 5 及び内視鏡スコープ 3 2 の内部には、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられている。

【 0 0 3 9 】

図 2 に示すように、プロセッサ装置 1 3 は、制御部 7 2 と、画像処理部 7 3 と、記憶部 7 4 とを備えており、制御部 7 2 には表示装置 1 4 及び入力装置 1 5 が接続されている。制御部 7 2 は、内視鏡装置 1 2 の切り替えスイッチ 1 7 や入力装置 1 5 からの入力情報に

10

20

30

40

50

基づいて、画像処理部 73、光源装置 11 の光源制御部 20、内視鏡装置 12 の撮像制御部 70、及び表示装置 14 の動作を制御する。

【0040】

画像処理部 73 は通常光画像処理部 80、機能情報画像処理部 82、強調画像処理部 90 を備えており、内視鏡装置 12 からの画像信号に対して、所定の画像処理を施す。

【0041】

通常光画像処理部 80 は、画像信号に対して所定の画像処理を施すことによって、通常光画像を作成する。通常光画像は輝度 Y と色差信号 Cb, Cr からなる映像信号で構成される。輝度 Y には、通常観察モード時に得られる緑色信号 Gc 又は生体情報観察モード時に得られる緑色信号 G2 が割り当てられる。色差信号 Cb には、通常観察モード時に得られる青色信号 Bc と緑色信号 Gc の差分値 ( Bc - Gc )、又は生体情報観察モード時に得られる青色信号 B2 と緑色信号 G2 の差分値 ( B2 - G2 ) が割り当てられる。色差信号 Cr には、通常観察モード時に得られる赤色信号 Rc と緑色信号 Gc の差分値 ( Rc - Gc )、又は生体情報観察モード時に得られる赤色信号 R2 と緑色信号 G2 の差分値 ( R2 - G2 ) が割り当てられる。

10

【0042】

機能情報画像処理部 82 は、内視鏡装置 12 から入力される画像信号に基づき検体の血液量及び血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を算出するとともに、この血液量を画像化した血液量画像と酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像とを作成する。機能情報画像処理部 82 は、信号比算出部 84 と、相関関係記憶部 85 と、血液量及び酸素飽和度算出部 86 と、血液量画像作成部 87 と、酸素飽和度画像作成部 88 とを備えている。

20

【0043】

信号比算出部 84 は、生体情報観察モード時に取得する 1 フレーム目の画像信号と 2 フレーム目の画像信号において、各画素間の強度比を算出する。信号比は画面全体に対して算出される。本実施形態では、信号比算出部 84 は、1 フレーム目の青色信号 B1 と 2 フレーム目の緑色信号 G2 との信号比 B1 / G2 と、2 フレーム目の緑色信号 G2 と赤色信号 R2 との信号比 R2 / G2 とを求めている。なお、信号比は画像信号のうち血管部分の画素のみ求めてもよい。この場合、血管部分は、血管部分の画像信号とそれ以外の部分の画像信号との差に基づいて特定される。

【0044】

相関関係記憶部 85 は、信号比 B1 / G2 及び R2 / G2 と血液量及び酸素飽和度との相関関係を記憶している。信号比と血液量との相関関係は、図 7 に示すように、信号比 R2 / G2 が大きくなればなるほど血液量も多くなるように定義されている。この相関関係は、1 次元テーブルの形式で記憶されている。なお、信号比 R2 / G2 は log スケールで表されている。

30

【0045】

一方、信号比と酸素飽和度との相関関係は、図 8 に示す二次元空間上に酸素飽和度の等高線を定義した 2 次元テーブルで記憶されている。この等高線の位置、形は光散乱の物理的なシミュレーションで得られ、血液量に応じて変わるように定義されている。例えば、血液量の変化があると、各等高線間の間隔が広くなったり、狭くなったりする。なお、信号比 B1 / G2, R2 / G2 は log スケールで表されている。

40

【0046】

なお、上記相関関係は、図 9 に示すような酸化ヘモグロビンや還元ヘモグロビンの吸光特性や光散乱特性と密接に関連性し合っている。曲線 90 は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、曲線 91 は還元ヘモグロビンの吸光係数を示している。例えば、473 nm のように吸光係数の差が大きい波長では、酸素飽和度の情報を取り易い。しかしながら、473 nm の光に対応する信号を含む青色信号は、酸素飽和度だけでなく血液量にも依存度が高い。そこで、青色信号 B1 に加え、主として血液量に依存して変化する光に対応する赤色信号 R2 と、青色信号 B1 と赤色信号 R2 のリファレンス信号となる緑色信号 G2 から得られる信号比 B1 / G2 及び R2 / G2 を用いることで、血液量に依存することなく、酸素

50

飽和度を正確に求めることができる。

【0047】

また、血中ヘモグロビンの吸光係数の波長依存性から、以下の3つのことが言える。

(1) 波長470nm近辺(例えば、中心波長470nm±10nmの青色の波長領域)では酸素飽和度の変化に応じて吸光係数が大きく変化する。

(2) 540~580nmの緑色の波長範囲で平均すると、酸素飽和度の影響を受けにくい。

(3) 590~700nmの赤色の波長範囲では、酸素飽和度によって一見吸光係数が大きく変化するように見えるが、吸光係数の値自体が非常に小さいので、結果的に酸素飽和度の影響を受けにくい。

【0048】

血液量及び酸素飽和度算出部86は、相関関係記憶部85に記憶された相関関係と信号比算出部84で求めた信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ とを用いて、各画素における血液量及び酸素飽和度の両方を求める。血液量は、相関関係記憶部85の1次元テーブルにおいて信号比算出部84で求めた信号比 $R2/G2$ に対応する値となる。一方、酸素飽和度については、まず、図10に示すように、信号比算出部84で求めた信号比 $B1^*/G2^*$ 、 $R2^*/G2^*$ に対応する対応点Pを二次元空間上で特定する。

【0049】

そして、対応点Pが酸素飽和度=0%限界の下限ライン93と酸素飽和度=100%限界の上限ライン94との間にある場合、対応点Pが位置する等高線が示すパーセント値が、酸素飽和度となる。例えば、図10の場合であれば、対応点Pは60%の等高線上に位置しているため、酸素飽和度は60%となる。なお、対応点が下限ライン93よりも上方に位置するときには酸素飽和度を0%とし、対応点が上限ライン94よりも下方に位置するときには酸素飽和度を100%とする。なお、この場合には、酸素飽和度の信頼度を下げて表示しないようにしてもよい。

【0050】

血液量画像作成部87は、血液量及び酸素飽和度算出部86で求めた血液量を疑似カラーで表した血液量画像を作成する。血液量画像は、輝度Yと色差信号Cb, Crからなる映像信号で構成される。輝度Yには、ヘモグロビンによる吸収がやや強い波長帯域の反射光の情報を含んでいる緑色信号G2を割り当てる。G2を割り当てることで、疑似カラー画像の全体的な明るさを定義することができるため、粘膜の凹凸や血管などの視認性が向上する。

【0051】

一方、色差信号Cb, Crは、カラーテーブル87aに従って、血液量に応じた信号値が割り当てられる。カラーテーブル87aは、色差信号Cbについては血液量が大きくなるほど信号値が低下するように定義され、色差信号Crについては血液量が大きくなるほど信号値が増加するように定義されている。したがって、血液量画像は、血液量が多いところでは赤味が増し、血液量が少なくなるにつれて赤味の彩度が下がってモノクロに近づいていく。

【0052】

酸素飽和度画像作成部88は、血液量及び酸素飽和度算出部87で求めた酸素飽和度を疑似カラーで表した酸素飽和度画像を作成する。酸素飽和度画像は、血液量画像と同様、輝度Yと色差信号Cb, Crからなる映像信号で構成される。輝度Yには、全体的な明るさが定義でき、且つ粘膜の凹凸や血管などの視認性を向上させることができる緑色信号G2が割り当てられる。色差信号Cb, Crには、カラーテーブル88aに従い、酸素飽和度に応じた信号値が割り当てられる。

【0053】

カラーテーブル88aは、高酸素飽和度下では色差信号Crの信号値が正、色差信号Cbの信号値が負となるように定義され、低酸素飽和度下では、反対に色差信号Crの信号値が負、色差信号Cbの信号値が正となるように定義されている。そして、中酸素飽和度

10

20

30

40

50

下において、色差信号Crの信号値と色差信号Cbの信号値の大小関係が逆転するように定義されている。このように定義することにより、酸素飽和度が低い方から高い方に大きくなるにつれて、酸素飽和度画像の色味は青 水色 緑 黄色 橙 赤に変化する。

【0054】

図11に示すように、強調画像処理部90は、血液量画像又は酸素飽和度画像中に、血液量及び酸素飽和度算出部86での算出結果が異常となっているハレーション領域が存在するか否かを検出するハレーション検出部90aと、ハレーション領域が検出されなかった血液量画像又は酸素飽和度画像に、通常光画像を合成することにより、血液量及び酸素飽和度算出部86での算出結果が異常である可能性が高い第1異常領域を強調した強調画像を作成する強調画像作成部90bとを備えている。

10

【0055】

ハレーション検出部90aは、血液量画像又は酸素飽和度画像において、図12に示すようなハレーション値H以上の輝度Yを有するハレーション領域が存在するか否かを検出する。例えば、図13に示す酸素飽和度画像92の場合であれば、領域93は、輝度Y1がハレーション値Hを超えているため、ハレーション領域93として検出される。ハレーション領域93が検出された酸素飽和度画像92は、そのまま表示装置14に表示される。ハレーション領域93は輝度Yが極めて大きいため、表示装置14上で極めて明るく表示される。これにより、表示装置14を観察している術者は、そのハレーション領域については酸素飽和度の演算結果が異常であること、即ち信頼度が低いことを直感的に把握することができる。

20

【0056】

強調画像作成部90bは、ハレーション領域が検出されなかった血液量画像に通常光画像を合成して強調血液量画像を作成し、またハレーション領域が検出されなかった酸素飽和度画像に通常光画像を合成して強調酸素飽和度画像を作成する。作成した強調血液量画像または強調酸素飽和度画像は表示装置14に表示される。合成時には、血液量画像又は酸素飽和度画像の輝度Yにのみ通常光画像の輝度Yを足し込み、血液量画像又は酸素飽和度画像の色差信号Cb, Crについては通常光画像の色差信号Cb, Crを足し込まない。これにより、血液量画像及び酸素飽和度画像の色味を変えずに、明るさだけ変化させることができる。なお、ハレーション領域が検出された場合にも、上記と同様にして、強調血液量画像又は強調酸素飽和度画像を作成してもよい。

30

【0057】

例えば、図14に示すように、輝度Y2がハレーション値Hをわずかに下回っている領域94がある酸素飽和度画像96と、輝度Y3がハレーション値Hをわずかに下回っている領域95がある通常光画像97(領域95は領域94と略同一の位置)を合成する場合、酸素飽和度画像95の輝度Y2に通常光画像97の輝度Y3を足し合わせて強調酸素飽和度画像98を作成する。合成後の強調酸素飽和度画像98においては、領域94, 95に対応する領域99は、その輝度Y4がハレーション値Hを超えることによって、強調表示されるようになる。

【0058】

領域99は、ハレーション領域と同程度に明るく、又はハレーション領域よりも若干暗く表示される。したがって、領域99は、酸素飽和度の演算結果が異常であること又は異常である可能性が高いこと、即ち信頼度の低さを直感的に把握することができる第1異常領域99となる。なお、図14では、第1異常領域99は、輝度Y4がハレーション値Hを超えているが、必ずしも合成後の輝度Yがハレーション値Hを超える必要はなく、例えば、合成により、輝度Yがハレーション値Hに接近すればよい。

40

【0059】

次に、本発明の作用について図15のフローチャートに沿って説明する。なお、通常観察モードの元では、内視鏡スコープ32を体内、例えば消化管内に挿入する。アングルノブ35aの操作によって、所望の観察部位にスコープ先端部40をセットし、通常観察を行う。この通常観察では、白色光で照明された観察領域のカラーの通常光画像が表示装置

50

14に表示される。

【0060】

そして、観察部位が病変部と推測される場合は、内視鏡装置の切り替えスイッチ17によって、生体情報観察モードに切り替える。これにより、スコープ先端部40から中心波長473nmの狭帯域光である酸素飽和度測定光が検体内に照射される。検体からの反射光は、B画素、G画素、R画素を備える撮像素子60で光電変換される。これにより、青色信号B1、緑色信号G1、赤色信号R1からなる1フレーム目の画像信号が得られる(フレーム1)。

【0061】

1フレーム目の画像信号が得られると、中心波長445nmの励起光がスコープ先端部40の蛍光体50に照射される。これにより、蛍光体から白色光が発光され、発光された白色光は検体に照射される。検体からの戻り光を撮像素子60で受光して撮像することにより、青色信号B2、緑色信号G2、赤色信号R2からなる2フレーム目の画像信号が得られる(フレーム2)。

【0062】

2フレーム目の画像信号が得られると、それら2フレーム目の画像信号B2、G2、R2から通常光画像を作成する。また、1フレーム目の画像信号B1及び2フレーム目の画像信号G2、R2から血液量及び酸素飽和度の算出を行う。まず、1フレーム目の画像信号と2フレーム目の画像信号間で同じ位置の画素について、信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ を求める。信号比は全ての画素について求める。信号比が求まると、相関関係記憶部85に記憶している相関関係から、信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ に対応する血液量及び酸素飽和度を求める。血液量及び酸素飽和度は、画面内の全ての画素について求める。

【0063】

全ての画素について血液量及び酸素飽和度が求まると、血液量画像作成部87内のカラーテーブル87aを参照し、血液量に対応する色差信号Cb、Crを求める。そして、この求めた色差信号Cb、Crと、緑色信号G2が割り当てられた輝度Yとから、血液量が疑似カラーで表された血液量画像を作成する。また、この血液量画像と同様に、カラーテーブル88aを用いて、酸素飽和度が疑似カラーで表された酸素飽和度画像を作成する。

【0064】

次に、作成された血液量画像及び酸素飽和度画像中に、輝度Yがハレーション値Hを超えるハレーション領域が存在するか否かを検出する。ハレーション領域が検出された血液量画像及び酸素飽和度画像は、そのまま表示装置14に並んで表示される。一方、ハレーション領域が検出されなかった場合には、血液量画像と通常光画像を合成して輝度Yをアップした強調血液量画像と、酸素飽和度画像と通常光画像を合成して輝度Yをアップした強調酸素飽和度画像を作成する。これら強調血液量画像及び強調酸素飽和度画像は輝度Yがアップしているので、輝度Yがハレーション値Hを超える又はハレーション値Hに近づいた第1異常領域が作成される。

【0065】

以上のように、ハレーション領域が存在する血液量画像及び酸素飽和度画像は、輝度Yをアップすることなく、そのまま表示装置14に表示することで、そのハレーション領域における演算結果が異常であり、それ以外の領域の演算結果は正常であることを術者に認識させることができる。一方、ハレーション領域が存在しない血液量画像及び酸素飽和度画像については、通常光画像との画像合成によって強調血液量画像及び強調酸素飽和度画像を作成する。作成された強調血液量画像及び強調酸素飽和度画像を、表示装置14に表示する。これにより、強調血液量画像及び強調酸素飽和度画像中の第1異常領域での演算結果が、異常又は異常である可能性が高く、それ以外は正常であることを術者に認識させることができる。以上の一連の処理は、生体情報観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

【0066】

本発明の第2実施形態では、輝度Yが大きすぎて、血液量及び酸素飽和度算出部86で

の算出結果が異常である可能性がある第1異常領域を明るくして、その明るさで強調する一方、輝度Yが小さすぎて、血液量及び酸素飽和度算出部86での算出結果が異常である可能性がある第2異常領域を暗くして、その暗さで強調する。この第2実施形態における強調処理は、第1実施形態の強調画像処理部90に代えて、図16に示す強調画像処理部100で行われる。なお、強調画像処理部100以外については、第1実施形態と同様であるので、説明を省略する。

**【0067】**

強調画像処理部100は、第1実施形態のハレーション検出部90aと同様のハレーション検出部100aと、ハレーション検出部100aでハレーション領域が検出されなかった血液量画像及び酸素飽和度画像に対して、第1異常領域を更に明るくするとともに第2異常領域を更に暗くする輝度調整フィルタリングを施す輝度調整フィルタ部100bとを備えている。

10

**【0068】**

輝度調整フィルタ部100bは、図17に示すゲインテーブルを備えている。このゲインテーブルを用いて輝度調整フィルタリングを行うことで、輝度Yが一定の上限値Uを超えている場合には「1」以上のゲインで輝度Yが増加し、輝度Yが一定の下限値Lを下回っている場合には「1」以下のゲインで輝度Yが減少する。それ以外の場合は、「1」のゲインで輝度Yをそのままに維持する。輝度調整フィルタリングを血液量画像に施した強調血液量画像と、輝度調整フィルタリングを酸素飽和度画像に施した強調酸素飽和度画像は、表示装置14に表示される。

20

**【0069】**

例えば、図18に示すように、酸素飽和度画像102において、上限値Uを超える輝度Y<sub>m</sub>を有する明るい第1異常領域103と、下限値Lを下回る輝度Y<sub>n</sub>を有する暗い第2異常領域104が存在する場合には、この酸素飽和度画像102に輝度調整フィルタリングを施すことによって、第1異常領域103の輝度Y<sub>m</sub>が更に大きくなるとともに、第2異常領域104の輝度Y<sub>n</sub>が更に小さくなった強調酸素飽和度画像105が得られる。この強調酸素飽和度画像105を表示装置14に表示したときには、第1異常領域103は極めて明るくなる一方で、第2異常領域104は極めて暗くなる。このように、第1異常領域103を明るさで強調するとともに、第2異常領域104を暗さで強調することで、術者は、第1及び第2異常領域103, 104における酸素飽和度の信頼度が低いことを直感的に把握することができる。

30

**【0070】**

なお、上記第1実施形態においては、血液量画像及び酸素飽和度画像中で、ハレーション領域が検出された場合にも、通常光画像との画像合成により第1異常領域を強調してもよい。また、上記第2実施形態においては、血液量画像及び酸素飽和度画像中で、ハレーション領域が検出された場合にも、輝度調整フィルタリングにより第1及び第2異常領域を強調してもよい。

**【0071】**

また、第2実施形態では、輝度Yの調整を行うことによって第1及び第2異常領域の強調を行ったが、輝度Yの調整に代えて、画素値そのものの調整を行ってもよい。また、第1及び第2異常領域の強調を明るさと暗さの両方で行ったが、明るさと暗さのいずれか一方のみで強調を行ってもよい。

40

**【0072】**

本発明の第3実施形態では、キセノンランプなどの白色光源と波長分離機能を備える回転フィルタとを用いて、血液量画像及び酸素飽和度画像の作成に必要な照明光を作成する。この第3実施形態の内視鏡システム120には、図19に示すように、第1及び第2実施形態におけるレーザ光源LD1, LD2、光源制御部20、及びコンバイナ21に代えて、図20に示すような分光強度を有する白色光を発するキセノン光源等の広帯域光源121と、白色光のうち酸素飽和度測定光の波長成分または白色光をそのまま透過させる回転フィルタ122と、回転フィルタを透過した光が入射する光ファイバ123と、回転フィ

50

ルタ 1 2 2 の回転を制御する回転制御部 1 2 4 が設けられている。

【 0 0 7 3 】

光ファイバ 1 2 3 に入射した光は、カプラ 2 2 で 2 系統の光に分波され、分波された光はそれぞれライトガイド 2 6 及び 2 7 を介して、投光ユニット 4 6 及び 5 3 から検体内に照射される。なお、これら以外については、内視鏡システム 1 2 0 は内視鏡システム 1 0 と同様の構成を有しているため、説明を省略する。

【 0 0 7 4 】

図 2 1 に示すように、回転フィルタ 1 2 2 は、白色光のうち中心波長が 4 7 3 n m の酸素飽和度測定光（図 4 参照）を透過させるバンドフィルタ 1 2 5 と、白色光をそのまま透過させる開口部 1 2 6 とからなる。したがって、回転フィルタ 1 2 2 が回転することで、酸素飽和度測定光と白色光とが交互に検体内に照射される。このとき、第 1 及び 2 実施形態と同様に、酸素飽和度測定光が照射されたときに 1 フレーム目の画像信号を取得し、白色光が照射されたときに 2 フレーム目の画像信号を取得する。そして、第 1 及び 2 実施形態と同様に、2 フレーム目の画像信号から通常光画像を作成するとともに、1 フレーム目及び 2 フレーム目の画像信号から、血液量画像、酸素飽和度画像を作成する。なお、バンドパスフィルタ 1 2 5 は 4 6 0 n m ~ 4 8 0 n m の波長範囲の光を透過させることが好ましい。

10

【 0 0 7 5 】

また、第 1 及び 2 実施形態と同様に、通常光画像と血液量画像との画像合成により、血液量の算出結果に異常がある又は異常の可能性のある領域を強調させた強調血液量画像を作成するとともに、通常光画像と酸素飽和度画像との画像合成により、酸素飽和度の算出結果に異常がある又は異常の可能性のある領域を強調させた強調酸素飽和度画像を作成する。

20

【 0 0 7 6 】

なお、白色光は図 2 0 のような分光強度特性を有することから、青色信号 B 2 には 4 0 0 n m ~ 5 3 0 n m の波長範囲の光に対応する信号が含まれ、緑色信号 G 2 には 5 4 0 n m ~ 5 8 0 n m の波長範囲の光に対応する信号が含まれ、赤色信号 R 2 には 5 9 0 n m ~ 7 0 0 n m の波長範囲の光に対応する信号が含まれる。

【 0 0 7 7 】

なお、血液量と酸素飽和度の算出に使用する 3 波長の光のうち、一部の光については、第 1 及び 2 実施形態と同様に、半導体光源の光を使用する一方、残りの光については、キセノンランプなどの白色光源の広帯域光 B B から波長分離した光を使用してもよい。

30

【 0 0 7 8 】

本発明の第 4 実施形態では、図 2 2 に示す光源装置 2 0 0 を用いる。この光源装置 2 0 0 で生成された光は、内視鏡装置 1 8 0 に供給される。この内視鏡装置 1 8 0 は第 1 及び 2 実施形態の内視鏡装置 1 2 とほぼ同様の構成を備えているが、先端部の照明部 3 3 に蛍光体 5 0 が設けられていない点が内視鏡装置 1 2 と異なる。そのため、光源装置 2 0 0 からの光は、内視鏡装置 1 8 0 を介して、そのまま検体内に照射される。

【 0 0 7 9 】

また、内視鏡装置 1 8 0 内における撮像素子 1 8 0 a の構成及び撮像制御部 7 0 の動作については、第 1 及び 2 実施形態と異なっている。また、プロセッサ装置 1 2 においては、通常光画像処理部 8 0 での通常光画像の作成方法が異なり、また、機能情報画像処理部 8 2 で使用する信号が第 1 及び 2 実施形態で使用する信号と異なっている。以下においては、上記第 1 及び 2 実施形態と異なる部分についてのみ説明し、それ以外については説明を省略する。

40

【 0 0 8 0 】

光源装置 2 0 0 は、広帯域光 B B ( 4 0 0 ~ 7 0 0 n m ) を発する白色光源 2 3 0 と、この白色光源 2 3 0 からの広帯域光 B B を B、G、R の 3 色の光に色分離し、それら各色の光を順次内視鏡装置 1 8 0 に供給するロータリフィルタ 2 3 4 と、青色狭帯域光 B N を発する半導体光源ユニット 2 3 6 と、広帯域光 B B の光路 L 1 上に青色狭帯域光 B N の光

50

路 L 2 を合流させる光合流部 2 3 8 と、所定のタイミングにおいて、白色光源 2 3 0 とロータリフィルタ 2 3 4 との間の広帯域光 B B の光路を塞ぐシャッタ板 2 4 0 とを備えている。

【 0 0 8 1 】

白色光源 2 3 0 は、広帯域光 B B を放射する光源本体 2 3 0 a と、広帯域光 B B の光量を調整する絞り 2 3 0 b とを備えている。光源本体 2 3 0 a はキセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドなどから構成される。絞り 2 3 0 b の開度は、光量制御部（図示省略）によって調節される。

【 0 0 8 2 】

図 2 3 に示すように、ロータリフィルタ 2 3 4 は、B フィルタ部 2 3 4 a、G フィルタ部 2 3 4 b、R フィルタ部 2 3 4 c が選択的に広帯域光 B B の光路 L 1 に挿入されるように回転自在に設けられている。ロータリフィルタ 2 3 4 は、円板形状をしており、円周方向に 3 分割されて中心角が 1 2 0 ° の扇型の領域に、それぞれ B フィルタ部 2 3 4 a、G フィルタ部 2 3 4 b、R フィルタ部 2 3 4 c が設けられている。

10

【 0 0 8 3 】

図 2 4 に示すように、B フィルタ部 2 3 4 a は広帯域光 B B から青色帯域の B 光を透過させ、G フィルタ部 2 3 4 b は広帯域光 B B から緑色帯域の G 光を透過させ、R フィルタ部 2 3 4 c は広帯域光 B B から赤色帯域の R 光を透過させる。したがって、ロータリフィルタ 2 3 4 の回転によって、ロータリフィルタ 2 3 4 から B 光、G 光、R 光が順次出射する。

20

【 0 0 8 4 】

半導体光源ユニット 2 3 6 は、レーザ光源 2 3 6 a、光源制御部 2 3 6 b を有する。図 2 4 に示すように、レーザ光源 2 3 6 a は中心波長 4 7 3 n m の青色狭帯域光 B N を発光する。このレーザ光源 2 3 6 a は、光源制御部 2 3 6 b の制御に従って、点灯及び消灯を行う。この光源制御部 2 3 6 b はプロセッサ装置内の制御部 7 2 によって制御される。レーザ光源 2 3 6 a から発光された青色狭帯域光 B N は、集光レンズ 2 3 6 c を通して、光合流部 2 3 8 に向けて出射する。

【 0 0 8 5 】

光合流部 2 3 8 はダイクロイックミラーであり、ロータリフィルタ 2 3 4 からの光はそのまま透過させる一方で、半導体光源ユニット 2 3 6 からの青色狭帯域光 B N は反射させてその光路 L 2 を広帯域光 B B の光路 L 1 に一致させる。光合流部 2 3 8 を出た光は、集光レンズ 2 4 2 を通して、内視鏡装置 1 8 0 に供給される。

30

【 0 0 8 6 】

図 2 5 に示すように、シャッタ板 2 4 0 は、1 2 0 ° の中心角を有し、広帯域光 B B を遮光する遮光部 2 4 0 a と、残りの 2 4 0 ° の中心角を有し、広帯域光 B B を透過させる透過部 2 4 0 b とを備えている。シャッタ板 2 4 0 は回転自在に設けられており、回転することで、遮光部 2 4 0 a と透過部 2 4 0 b が交互に選択的に広帯域光 B B の光路に挿入させるようになっている。

【 0 0 8 7 】

シャッタ板 2 4 0 は広帯域光 B B の光路 L 1 に挿入する挿入位置と、広帯域光の光路から退避する退避位置との間で回転自在に設けられている。通常観察モードにおいては、シャッタ板 2 4 0 は、遮光部 2 4 0 a が広帯域光 B B の光路 L 1 から退避し、透過部 2 4 0 b が光路 L 1 に挿入された状態で停止している。したがって、広帯域光 B B は、常時ロータリフィルタ 2 3 4 に入射する。これにより、広帯域光 B B の光路 L 1 に挿入されている、B、G、R の各フィルタ部 2 3 4 a、2 3 4 b、2 3 4 c の種類に応じて、B 光、G 光、R 光の三色の光が順次生成される。

40

【 0 0 8 8 】

一方、生体情報観察モードにおいては、図 2 6 に示すように、シャッタ板 2 4 0 は、挿入位置と退避位置との間で間欠動作を繰り返す。シャッタ板 2 4 0 が挿入位置に位置する挿入期間には、ロータリフィルタ 2 3 4 には広帯域光 B B は入射しないため、ロータリ

50

フィルタ 234 からの B 光、G 光、R 光は内視鏡装置 180 に供給されない。その代わりに、レーザ光源 236 a を点灯して、青色狭帯域光 BN を内視鏡装置 180 に供給する。この挿入期間は、ロータリフィルタ 234 のうちのいずれか 1 色のフィルタ部が広帯域光 BB の光路 L1 に挿入されてから退避するまでの期間、即ち、ロータリフィルタ 234 a が 1 / 3 回転する期間となっている。

【0089】

そして、挿入期間が経過すると、シャッタ板 240 が挿入位置から退避位置に移動して、シャッタ板 240 が退避位置に位置する退避期間が開始する。この退避期間は、ロータリフィルタ 234 が 1 回転する期間となっている。したがって、この退避期間内に、B 光、G 光、R 光の 3 色分の光が内視鏡装置 180 に供給される。

10

【0090】

例えば、図 26 の場合であれば、第 1 挿入期間において、ロータリフィルタ 234 の R フィルタ部 234 c が広帯域光 BB の光路 L1 に挿入されているときには、この R フィルタ部 234 c には広帯域光 BB は入射せず、その代わりに、青色狭帯域光 BN が内視鏡装置 180 に供給される。そして、次の第 1 退避期間が開始すると、広帯域光 BB がロータリフィルタ 234 の B フィルタ部 234 a、G フィルタ部 234 b、R フィルタ部 234 c を順に入射する。これにより、B 光、G 光、R 光が、この順で内視鏡装置 180 に供給される。

【0091】

そして、次の第 2 挿入期間には、ロータリフィルタ 234 の B フィルタ部 234 a が光路 L1 に挿入されるため、B フィルタ部 234 a には広帯域光 BB は入射しない。この第 2 挿入期間に、青色狭帯域光 BN が内視鏡装置 180 に供給される。そして、次の第 2 退避期間では、広帯域光 BB がロータリフィルタ 234 の G フィルタ部 234 b、R フィルタ部 234 c、B フィルタ部 234 a を順に入射することで、G 光、R 光、B 光が、この順で内視鏡装置 180 に供給される。

20

【0092】

内視鏡装置 180 内の撮像素子 180 a は、上記第 1 及び 2 実施形態の撮像素子 60 と異なり、撮像面にマイクロカラーフィルタが設けられていないモノクロ撮像素子である。また、この撮像素子 180 a の撮像を制御する撮像制御部 70 についても、上記第 1 及び 2 実施形態と異なる動作を行う。

30

【0093】

通常観察モードにおいては、図 27 A に示すように、B、G、R の三色の像光を順次撮像して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて面順次撮像信号 B、G、R を順次出力する。この一連の動作は、通常観察モードに設定されている間、繰り返される。一方、生体情報観察モードにおいては、図 27 B に示すように、青色狭帯域光 BN、B 光、G 光、R 光の 4 つの光の像光を順次撮像して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて面順次撮像信号 N、B、G、R を順次出力する。こうした動作が生体情報観察モードに設定されている間、繰り返される。

【0094】

プロセッサ装置内の通常光画像処理部 80 は、面順次撮像信号 B、G、R に基づいて、通常光画像を作成する。この通常光画像において、面順次撮像信号 B は第 1 及び 2 実施形態の青色信号 B2 (Bc) に略対応し、面順次撮像信号 G は第 1 及び 2 実施形態の緑色信号 G2 (Gc) に略対応し、面順次撮像信号 R は第 1 及び 2 実施形態の R2 (Rc) に略対応している。

40

【0095】

プロセッサ装置内の機能情報画像処理部 82 は、第 1 及び 2 実施形態と異なり、面順次撮像信号 N1、G、R に基づいて、血液量及び酸素飽和度を算出する。ここでは、第 1 及び 2 実施形態の第 1 輝度比 B1 / G2 に対応する輝度比として N / G を用い、第 1 及び 2 実施形態の第 2 輝度比 R2 / G2 に対応する輝度比として R / G を用いる。これに伴って、相関関係記憶部 82 には、輝度比 B1 / G2 及び R2 / G2 と血液量及び酸素飽和度と

50

の相関関係が記憶されている。それ以外については、第1及び2実施形態と同様の手順で処理が行われる。

【0096】

なお、上記第1～第4実施形態では、生体機能情報として血液量及び酸素飽和度を画像化した。これに代えて又は加えて、「血液量(酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和)×酸素飽和度(%)」から求まる酸化ヘモグロビンインデックスや、「血液量×(100-酸素飽和度)(%)」から求まる還元ヘモグロビンインデックスを画像化してもよい。

【符号の説明】

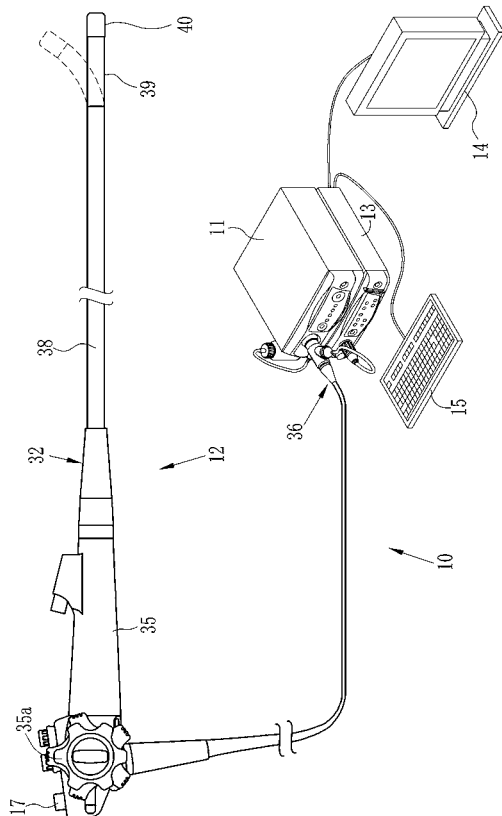
【0097】

- 10, 120 内視鏡システム
- 87 血液量画像作成部
- 88 酸素飽和度画像作成部
- 90, 100 強調画像処理部
- 90a ハレーション検出部
- 90b 強調画像作成部
- 93 ハレーション領域
- 92, 96, 102 酸素飽和度画像
- 97 通常光画像
- 98, 105 強調酸素飽和度画像
- 99, 103 第1異常領域
- 100b 輝度調整フィルタ部
- 104 第2異常領域

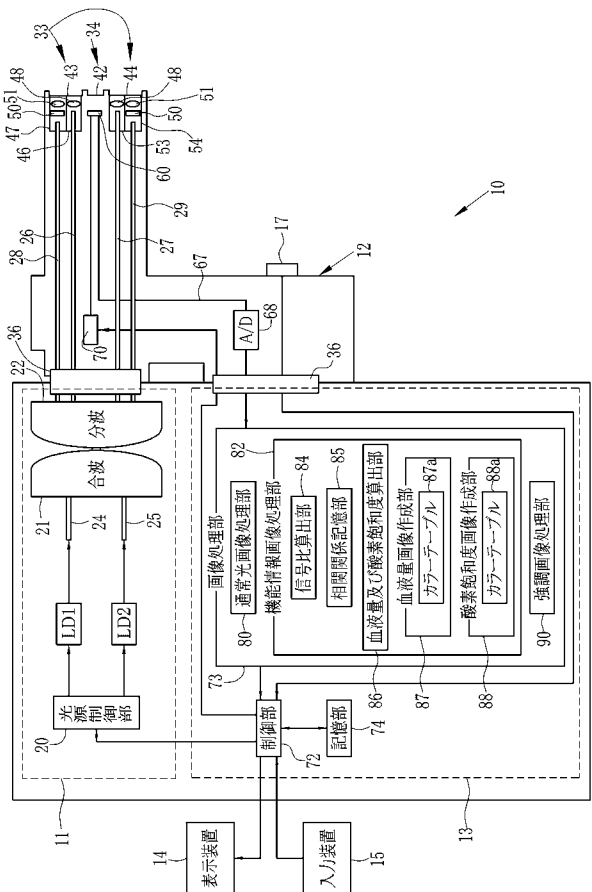
10

20

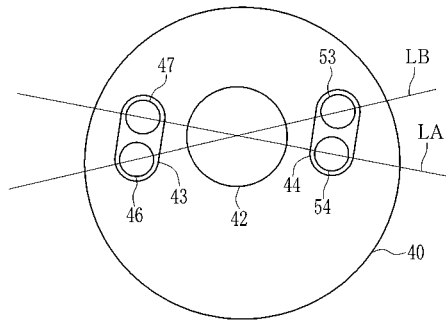
【図1】



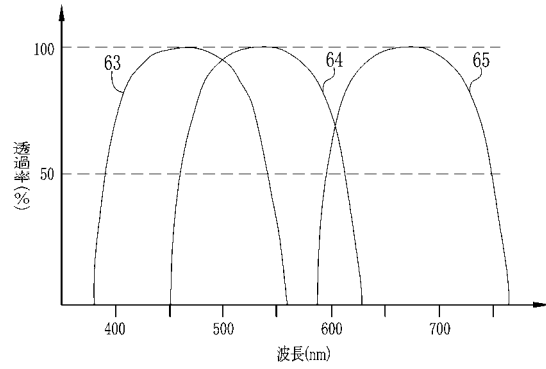
【図2】



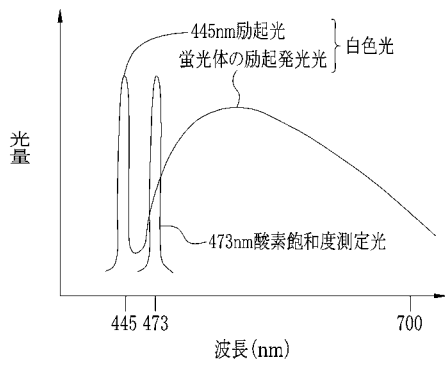
【 図 3 】



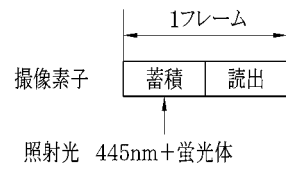
【 図 5 】



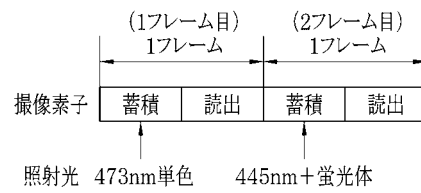
【 図 4 】



【 図 6 A 】



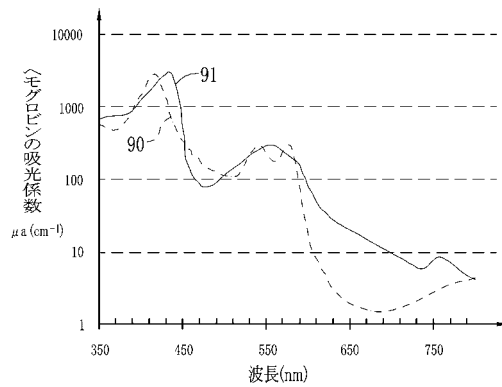
【 図 6 B 】



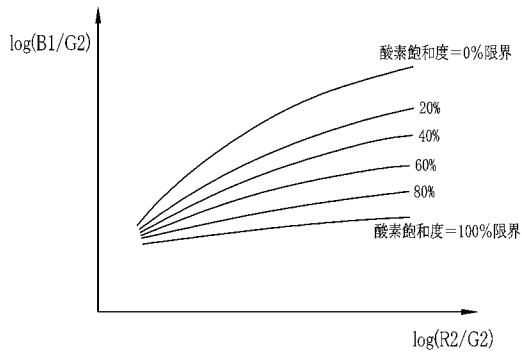
【 図 7 】



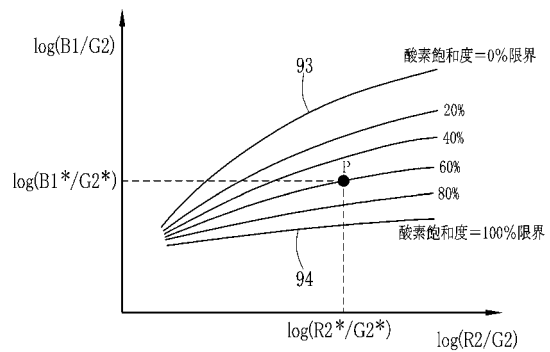
【 図 9 】



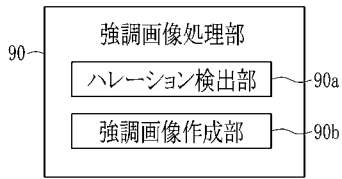
【 図 8 】



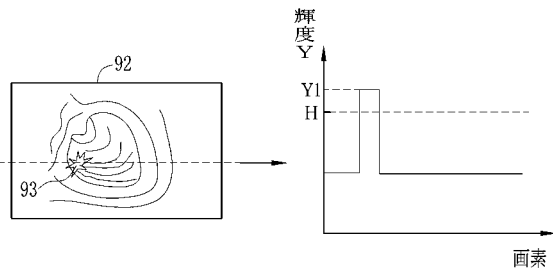
【 図 10 】



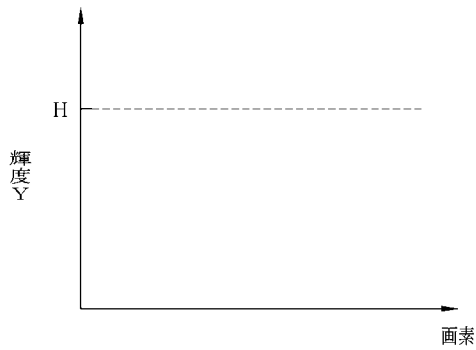
【図11】



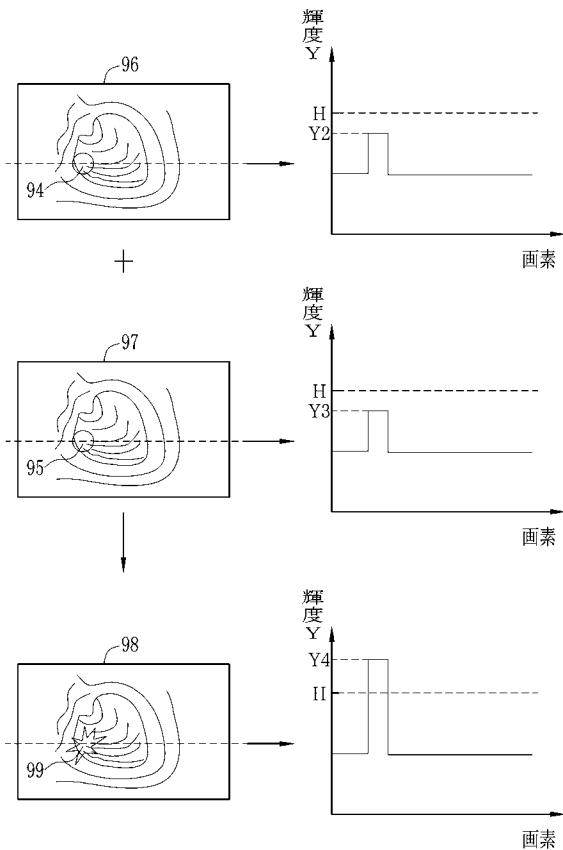
【図13】



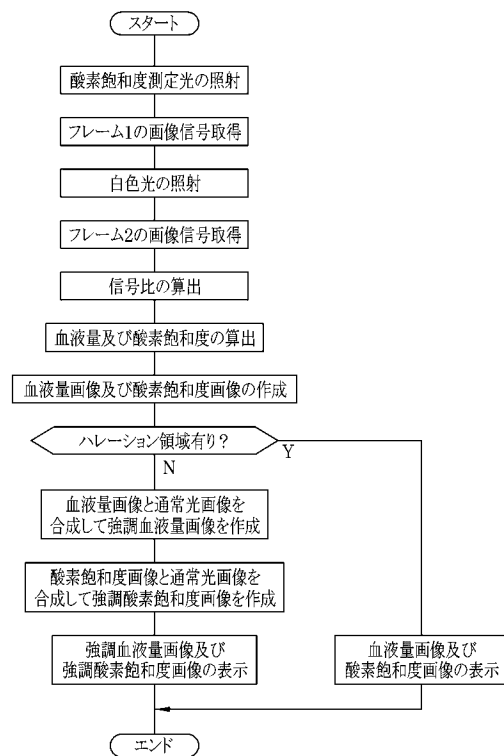
【図12】



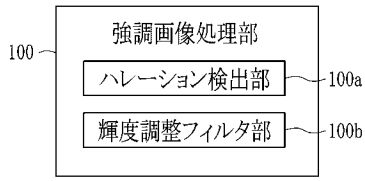
【図14】



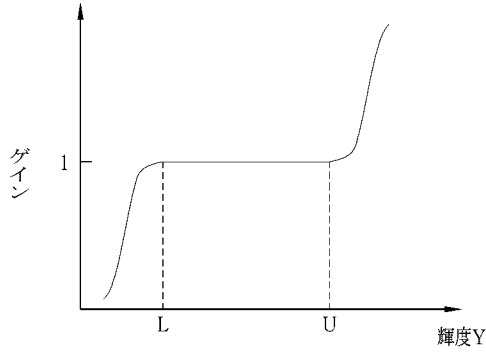
【図15】



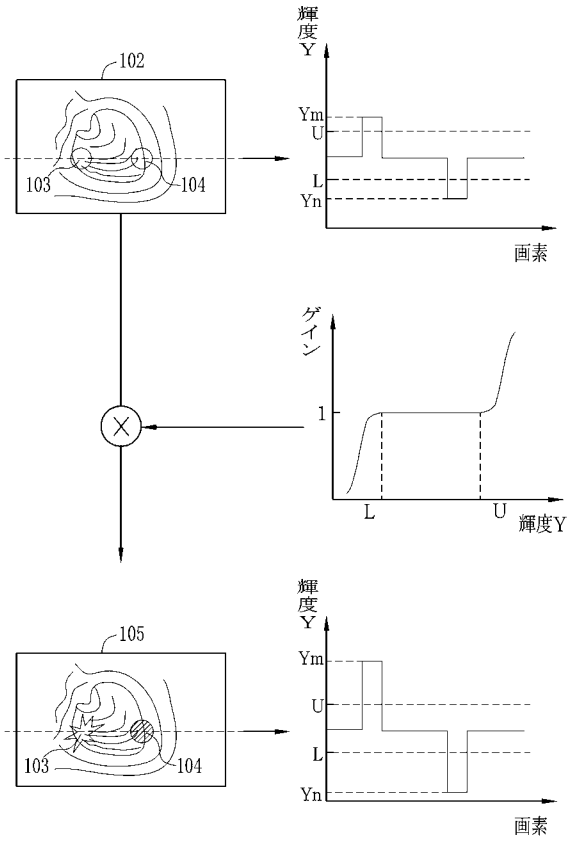
【図16】



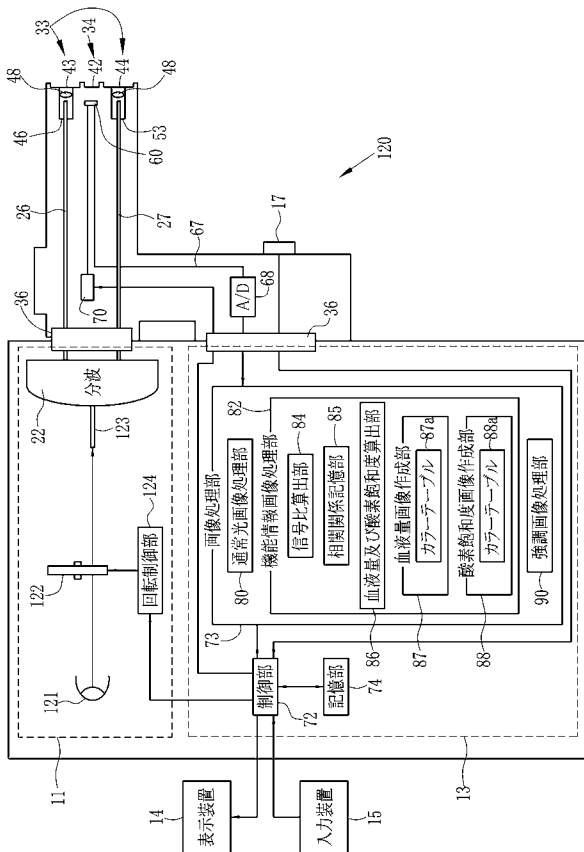
【図17】



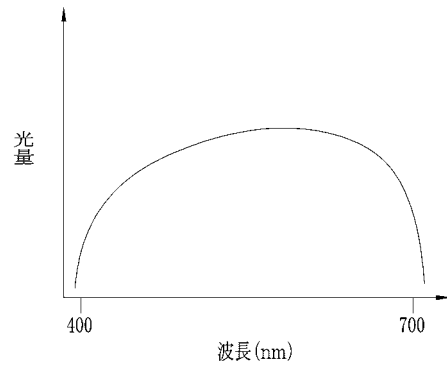
【図18】



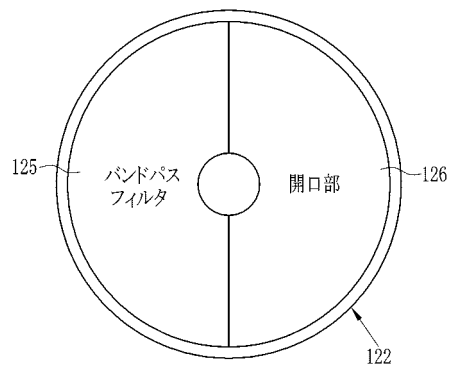
【図19】



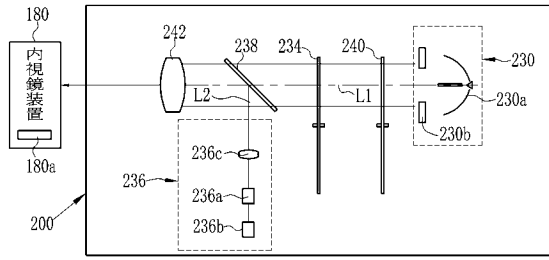
【図20】



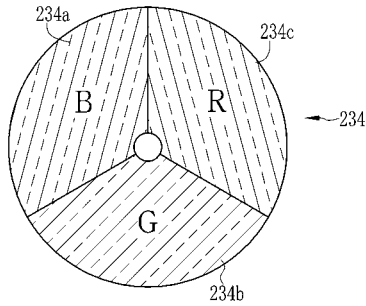
【図21】



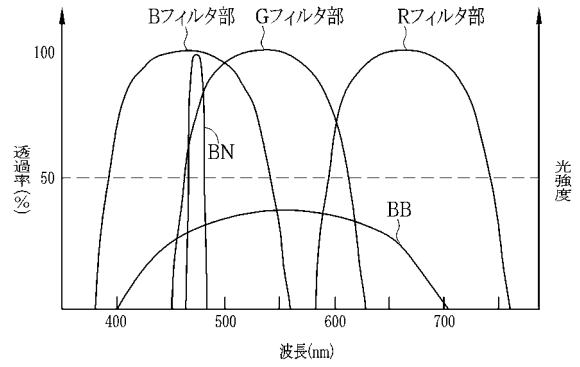
【図 2 2】



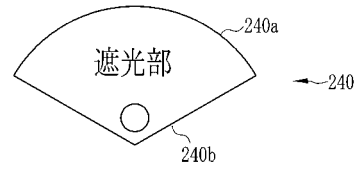
【図 2 3】



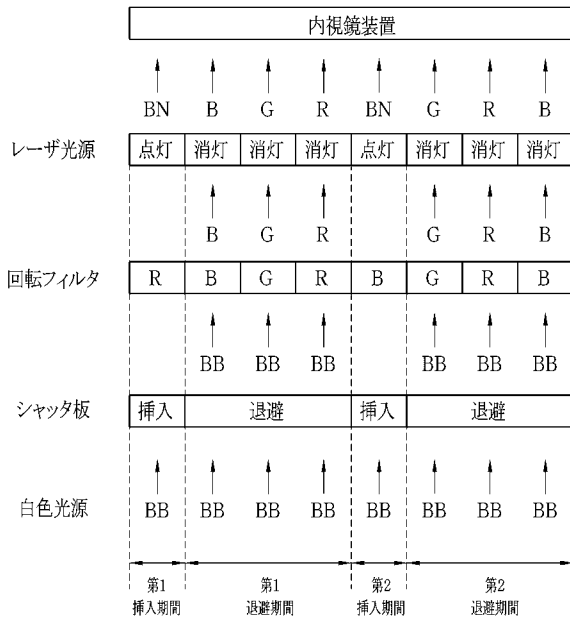
【図 2 4】



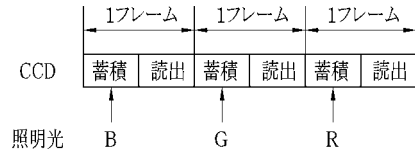
【図 2 5】



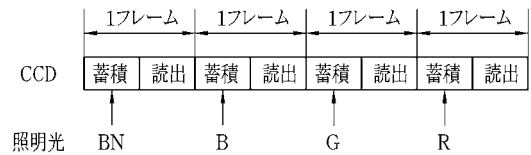
【図 2 6】



【図 2 7 A】



【図 2 7 B】



## 【手続補正書】

【提出日】平成24年12月25日(2012.12.25)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

検体を撮像することにより画像情報を取得する画像情報取得部と、  
前記画像情報に基づき、前記検体が有する生体機能情報を算出する生体機能情報算出部と、

前記生体機能情報を画像化した生体機能情報画像を作成する第1の画像作成部と、  
前記生体機能情報画像のうち、前記生体機能情報算出部での算出結果が異常である可能性がある異常領域内の明るい部分が更に明るくなるように強調した強調画像を作成する強調画像作成部と、

前記強調画像を表示する表示部と、  
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記画像情報に基づき、白色光で照明された前記検体を画像化した通常光画像を作成する第2の画像作成部を備え、

前記強調画像作成部は、前記生体機能情報画像を前記通常光画像に合成して、前記強調画像を作成することを特徴とする請求の範囲第1項記載の内視鏡システム。

【請求項3】

(削除)

【請求項4】

前記生体機能情報画像は輝度情報と色差情報から構成され、  
前記強調画像作成部は、前記生体機能情報画像の色差情報については情報処理を行わず、前記生体機能情報画像の輝度情報については、前記異常領域内の明るい部分が更に明るくなるように情報処理することを特徴とする請求の範囲第3項記載の内視鏡システム。

【請求項5】

前記強調画像作成部は、前記生体機能情報画像において、前記異常領域内の明るい部分が更に明るくなるように、前記生体機能情報画像の画素値を調整することを特徴とする請求の範囲第3項記載の内視鏡システム。

【請求項6】

前記生体機能情報画像中に、画素値が一定値以上のハレーション値を超えているハレーション領域が存在するか否かを検出するハレーション検出部と、

前記ハレーション領域が検出された場合には、前記生体機能情報画像を前記表示部に表示し、前記ハレーション領域が検出されなかった場合には、前記強調画像を前記表示部に表示する表示制御部と、  
を備えることを特徴とする請求の範囲第1項記載の内視鏡システム。

【請求項7】

前記生体機能情報には、血中ヘモグロビンの量である血液量と、血中ヘモグロビンの酸素飽和度が含まれることを特徴とする請求の範囲第1項記載の内視鏡システム。

【請求項8】

前記生体情報算出部は、前記画像情報に含まれる複数の生体機能情報の中から、前記血液量に関する情報と前記酸素飽和度に関する情報を分離することを特徴とする請求の範囲第7項記載の内視鏡システム。

【請求項9】

前記画像情報は、前記酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する第1の波長範囲を含

む第1照明光が照明された検体を撮像することにより得られる第1の画像情報と、前記第1の波長範囲と異なる第2の波長範囲を含む第2照明光が照明された検体を撮像することにより得られる第2の画像情報であることを特徴とする請求の範囲第1項記載の内視鏡システム。

【請求項10】

画像情報取得部が、検体を撮像して画像情報を取得し、  
前記画像情報に基づき、前記検体が有する生体機能情報を生体機能情報算出部で算出し

、  
前記生体機能情報を画像化した生体機能情報画像を第1の画像作成部で作成し、  
前記生体機能情報画像のうち、前記生体機能情報算出部での算出結果が異常である可能性がある異常領域内の明るい部分が更に明るくなるように強調した強調画像を強調画像作成部で作成し、

前記強調画像を表示部に表示する、  
ことを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【手続補正書】

【提出日】平成26年8月7日(2014.8.7)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

検体を撮像することにより画像情報を取得する画像情報取得部と、  
前記画像情報に基づき、前記検体が有する生体機能情報を算出する生体機能情報算出部と、

前記生体機能情報を画像化した生体機能情報画像を作成する第1の画像作成部と、  
前記生体機能情報画像のうち、前記生体機能情報算出部での算出結果が異常である可能性がある異常領域内の明るい部分が更に明るくなるように強調した強調画像を作成する強調画像作成部と、

前記強調画像を表示する表示部と、  
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記画像情報に基づき、白色光で照明された前記検体を画像化した通常光画像を作成する第2の画像作成部を備え、

前記強調画像作成部は、前記生体機能情報画像を前記通常光画像に合成して、前記強調画像を作成す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】

前記生体機能情報画像は輝度情報と色差情報から構成され、

前記強調画像作成部は、前記生体機能情報画像の色差情報については情報処理を行わず、前記生体機能情報画像の輝度情報については、前記異常領域内の明るい部分が更に明るくなるように情報処理することを特徴とする請求項2記載の内視鏡システム。

【請求項4】

前記強調画像作成部は、前記生体機能情報画像において、前記異常領域内の明るい部分が更に明るくなるように、前記生体機能情報画像の画素値を調整することを特徴とする請求項2記載の内視鏡システム。

【請求項5】

前記生体機能情報画像中に、画素値が一定値以上のハレーション値を超えているハレーション領域が存在するか否かを検出するハレーション検出部と、

前記ハレーション領域が検出された場合には、前記生体機能情報画像を前記表示部に表

示し、前記ハレーション領域が検出されなかった場合には、前記強調画像を前記表示部に表示する表示制御部と、

を備え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 6】

前記生体機能情報には、血中ヘモグロビンの量である血液量と、血中ヘモグロビンの酸素飽和度が含まれ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 7】

前記生体機能情報算出部は、前記画像情報に含まれる複数の生体機能情報の中から、前記血液量に関する情報と前記酸素飽和度に関する情報を分離することを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記画像情報は、酸素飽和度の変化により吸光係数が変化する第 1 の波長範囲を含む第 1 照明光が照明された検体を撮像することにより得られる第 1 の画像情報と、前記第 1 の波長範囲と異なる第 2 の波長範囲を含む第 2 照明光が照明された検体を撮像することにより得られる第 2 の画像情報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 9】

画像情報取得部が、検体を撮像して画像情報を取得するステップと、

生体機能情報算出部が、前記画像情報に基づき、前記検体が有する生体機能情報を算出するステップと、

第 1 の画像作成部が、前記生体機能情報を画像化した生体機能情報画像を作成するステップと、

強調画像作成部が、前記生体機能情報画像のうち、前記生体機能情報算出部での算出結果が異常である可能性がある異常領域内の明るい部分が更に明るくなるように強調した強調画像を作成するステップと、

表示部が、前記強調画像を表示するステップと、

を有することを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、画像情報取得部と、生体機能情報算出部と、第 1 の画像作成部と、強調画像作成部と、表示部とを備える。画像情報取得部は、検体を撮像することにより画像情報を取得する。生体機能情報算出部は、画像情報に基づき、検体が有する生体機能情報を算出する。第 1 の画像作成部は、生体機能情報を画像化した生体機能情報画像を作成する。強調画像作成部は、生体機能情報画像に基づいて、生体機能情報算出部での算出結果が異常である可能性がある異常領域を明るさで強調した強調画像を作成する。表示部は、強調画像を表示する。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0013

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0013】

生体機能情報には、血中ヘモグロビンの量である血液量と、血中ヘモグロビンの酸素飽和度が含まれることが好ましい。生体機能情報算出部は、画像情報に含まれる複数の生体機能情報の中から、血液量に関する情報と酸素飽和度に関する情報を分離することが好ましい。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0035

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0035】

撮像制御部70は撮像素子60の撮像制御を行う。図6Aに示すように、通常観察モード時には、1フレーム期間内で、白色光(445nm+蛍光体(本実施形態では445nmの励起光を蛍光体50に当てて白色光を発生させるため、このように表記する))を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計2ステップが行われる。これは通常観察モード中、所定のサイクルで繰り返し行われる。通常観察モードでは、撮像素子60のB画素から出力される青色信号Bcと、G画素から出力される緑色信号Gcと、R画素から出力される赤色信号Rcとが得られる。

【手続補正6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0046

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0046】

なお、上記相関関係は、図9に示すような酸化ヘモグロビンや還元ヘモグロビンの吸光特性や光散乱特性と密接に関連性し合っている。曲線81は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、曲線91は還元ヘモグロビンの吸光係数を示している。例えば、473nmのように吸光係数の差が大きい波長では、酸素飽和度の情報を取り易い。しかしながら、473nmの光に対応する信号を含む青色信号は、酸素飽和度だけでなく血液量にも依存度が高い。そこで、青色信号B1に加え、主として血液量に依存して変化する光に対応する赤色信号R2と、青色信号B1と赤色信号R2のリファレンス信号となる緑色信号G2から得られる信号比B1/G2及びR2/G2を用いることで、血液量に依存することなく、酸素飽和度を正確に求めることができる。

【手続補正7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0049

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0049】

そして、対応点Pが酸素飽和度=0%限界の下限ライン130と酸素飽和度=100%限界の上限ライン131との間にある場合、対応点Pが位置する等高線が示すパーセント値が、酸素飽和度となる。例えば、図10の場合であれば、対応点Pは60%の等高線上に位置しているため、酸素飽和度は60%となる。なお、対応点が下限ライン130よりも上方に位置するときには酸素飽和度を0%とし、対応点が上限ライン131よりも下方に位置するときには酸素飽和度を100%とする。なお、この場合には、酸素飽和度の信頼度を下げて表示しないようにしてもよい。

【手続補正8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0052

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0052】

酸素飽和度画像作成部88は、血液量及び酸素飽和度算出部86で求めた酸素飽和度を疑似カラーで表した酸素飽和度画像を作成する。酸素飽和度画像は、血液量画像と同様、輝度Yと色差信号Cb, Crからなる映像信号で構成される。輝度Yには、全体的な明るさが定義でき、且つ粘膜の凹凸や血管などの視認性を向上させることができる緑色信号G

2 が割り当てられる。色差信号 C b , C r には、カラーテーブル 8 8 a に従い、酸素飽和度に応じた信号値が割り当てられる。

【手続補正 9】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 7 2

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 7 2】

本発明の第 3 実施形態では、キセノンランプなどの白色光源と波長分離機能を備える回転フィルタとを用いて、血液量画像及び酸素飽和度画像の作成に必要な照明光を作成する。この第 3 実施形態の内視鏡システム 1 2 0 には、図 1 9 に示すように、第 1 及び 2 実施形態におけるレーザ光源 L D 1 , L D 2、光源制御部 2 0、及びコンバイナ 2 1 に代えて、図 2 0 に示すような分光強度を有する白色光を発するキセノン光源等の広帯域光源 1 2 1 と、白色光のうち酸素飽和度測定光の波長成分または白色光をそのまま透過させる回転フィルタ 1 2 2 と、回転フィルタ 1 2 2 を透過した光が入射する光ファイバ 1 2 3 と、回転フィルタ 1 2 2 の回転を制御する回転制御部 1 2 4 が設けられている。

【手続補正 1 0】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 7 4

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 7 4】

図 2 1 に示すように、回転フィルタ 1 2 2 は、白色光のうち中心波長が 4 7 3 n m の酸素飽和度測定光（図 4 参照）を透過させるバンドパスフィルタ 1 2 5 と、白色光をそのまま透過させる開口部 1 2 6 とからなる。したがって、回転フィルタ 1 2 2 が回転することで、酸素飽和度測定光と白色光とが交互に検体内に照射される。このとき、第 1 及び 2 実施形態と同様に、酸素飽和度測定光が照射されたときに 1 フレーム目の画像信号を取得し、白色光が照射されたときに 2 フレーム目の画像信号を取得する。そして、第 1 及び 2 実施形態と同様に、2 フレーム目の画像信号から通常光画像を作成するとともに、1 フレーム目及び 2 フレーム目の画像信号から、血液量画像、酸素飽和度画像を作成する。なお、バンドパスフィルタ 1 2 5 は 4 6 0 n m ~ 4 8 0 n m の波長範囲の光を透過させることが好ましい。

【手続補正 1 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 8 7

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 8 7】

シャッタ板 2 4 0 は広帯域光 B B の光路 L 1 に挿入する挿入位置と、広帯域光 B B の光路 L 1 から退避する退避位置との間で回転自在に設けられている。通常観察モードにおいては、シャッタ板 2 4 0 は、遮光部 2 4 0 a が広帯域光 B B の光路 L 1 から退避し、透過部 2 4 0 b が光路 L 1 に挿入された状態で停止している。したがって、広帯域光 B B は、常時ロータリフィルタ 2 3 4 に入射する。これにより、広帯域光 B B の光路 L 1 に挿入されている、B、G、R の各フィルタ部 2 3 4 a、2 3 4 b、2 3 4 c の種類に応じて、B 光、G 光、R 光の三色の光が順次生成される。

【手続補正 1 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 9 5

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0095】

プロセッサ装置内の機能情報画像処理部82は、第1及び2実施形態と異なり、面順次撮像信号N、G、Rに基づいて、血液量及び酸素飽和度を算出する。ここでは、第1及び2実施形態の第1輝度比 $B1/G2$ に対応する輝度比として $N/G$ を用い、第1及び2実施形態の第2輝度比 $R2/G2$ に対応する輝度比として $R/G$ を用いる。これに伴って、相関関係記憶部85には、輝度比 $B1/G2$ 及び $R2/G2$ と血液量及び酸素飽和度との相関関係が記憶されている。それ以外については、第1及び2実施形態と同様の手順で処理が行われる。

【手続補正13】

【補正対象書類名】図面

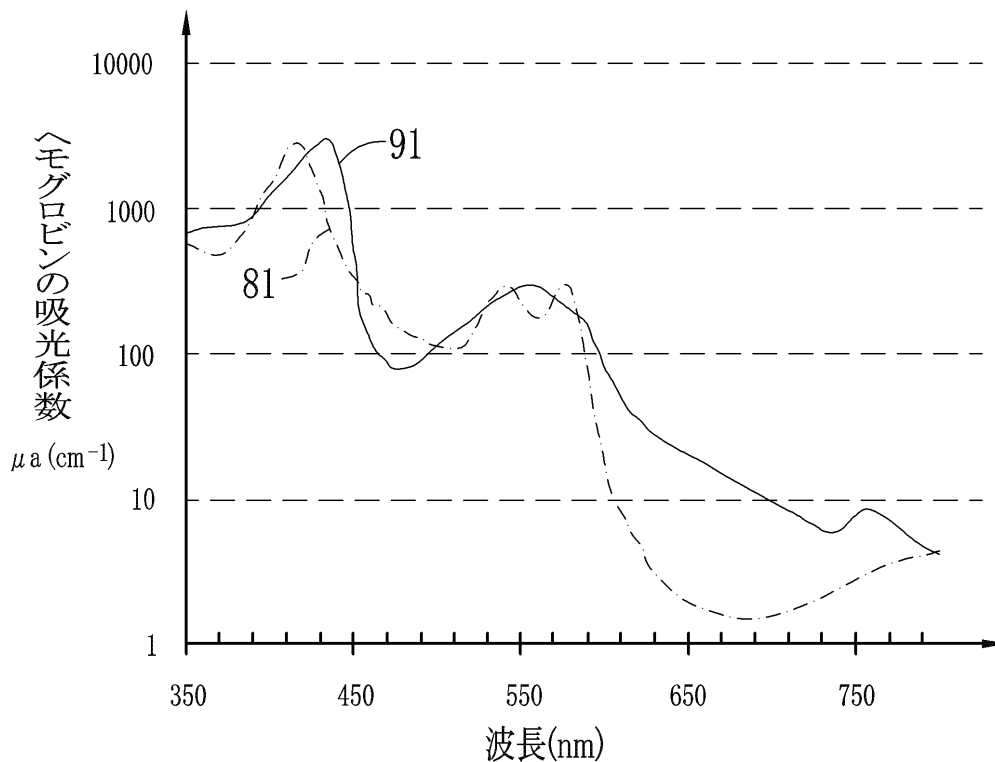
【補正対象項目名】図9

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図9】

【図9】



【手続補正14】

【補正対象書類名】図面

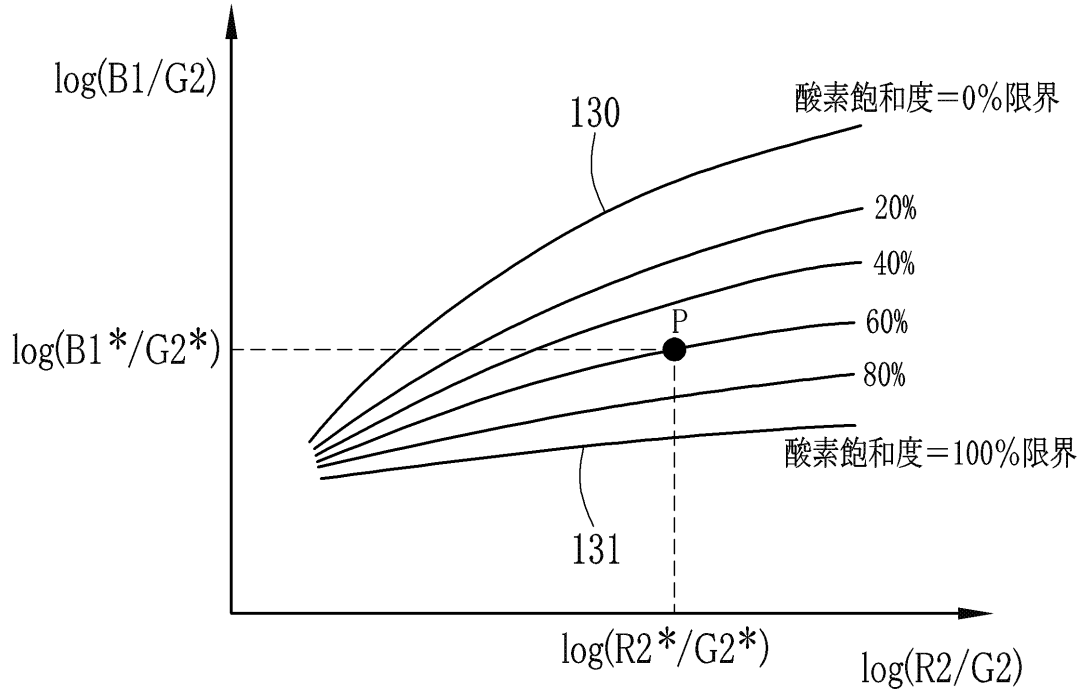
【補正対象項目名】図10

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 図 1 0 】

【 図 1 0 】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2012/071173
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, A61B1/04  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 1996-2012 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 6-335451 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 06 December 1994 (06.12.1994), 1st example & US 5550582 A	1-5 7-9 6
X Y A	JP 10-210324 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 07 August 1998 (07.08.1998), 2nd carrying-out mode (Family: none)	1-5 7-9 6
Y	JP 5-84218 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 06 April 1993 (06.04.1993), paragraphs [0002], [0027], [0094], [0095] & US 5187572 A	7-9
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 12 October, 2012 (12.10.12)		Date of mailing of the international search report 23 October, 2012 (23.10.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/071173

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 5-56918 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 09 March 1993 (09.03.1993), paragraphs [0008], [0047] (Family: none)	7-9
Y	JP 3-80834 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 05 April 1991 (05.04.1991), claims (Family: none)	7-9

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/071173

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.: 10  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:  
The invention of claim 10 is considered as a surgical method as it includes a process for capturing an image of a sample.
2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**Remark on Protest**

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2012/071173									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04											
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>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012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	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2012年										
日本国実用新案登録公報	1996-2012年										
日本国登録実用新案公報	1994-2012年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X Y A	JP 6-335451 A (オリンパス光学工業株式会社) 1994.12.06, 第1実施例 & US 5550582 A	1-5 7-9 6									
X Y A	JP 10-210324 A (オリンパス光学工業株式会社) 1998.08.07, 第2の実施の形態 (ファミリーなし)	1-5 7-9 6									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		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 12.10.2012		国際調査報告の発送日 23.10.2012									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 小田倉 直人	2Q 9163								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2012/071173

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 5-84218 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993.04.06, 段落【0002】、【0027】、【0094】、【0095】 & US 5187572 A	7-9
Y	JP 5-56918 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993.03.09, 段落【0008】、【0047】 (ファミリーなし)	7-9
Y	JP 3-80834 A (オリンパス光学工業株式会社) 1991.04.05, 特許請求の範囲 (ファミリーなし)	7-9

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 7 1 1 7 3

## 第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a))の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1.  請求項 10 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、請求項10に係る発明は、検体を撮像する工程を備えていることからみて、手術方法に該当するものと認められる。
2.  請求項 \_\_\_\_\_ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3.  請求項 \_\_\_\_\_ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1.  出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2.  追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3.  出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4.  出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

## 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

様式PCT/ISA/210 (第1ページの続葉(2)) (2009年7月)

## フロントページの続き

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

Fターム(参考) 4C161 CC06 DD03 HH51 LL02 MM05 NN01 NN05 QQ02 QQ04 QQ07  
SS21 WW08

(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)	内窥镜系统及其操作方法		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2013035531A1</a>	公开(公告)日	2015-03-23
申请号	JP2013532529	申请日	2012-08-22
[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	齋藤孝明 山口博司 飯田孝之		
发明人	齋藤 孝明 山口 博司 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00045 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B5/14551 A61B5/1459 A61B5/489 G06T5/008 G06T7/0012 G06T2207/10016 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/20221 G06T2207/30028		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/SS21 4C161/WW08		
代理人(译)	小林和典		
优先权	2011193185 2011-09-05 JP		
其他公开文献	JP5887350B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

内窥镜系统显示生物功能信息及其可靠性。观察对象在氧饱和度测量光的照射下成像以获得第一图像信号，并且观察对象在白光的照射下成像以获得第二图像信号。从第二图像信号产生正常光图像（97）。从第一和第二图像信号计算出氧饱和度水平。将计算出的氧饱和度水平成像在氧饱和度图像中（96）。通过将普通光图像（97）叠加在氧饱和度图像（96）上，产生强调的氧饱和度图像（98）。在强调的氧饱和度图像（98）中，通过其亮度强调其中氧饱和度水平的计算结果可能异常的异常区域（99）。所产生的强调氧饱和度图像（98）显示在显示装置（14）上。

