

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-81709

(P2013-81709A)

(43) 公開日 平成25年5月9日(2013.5.9)

|                               |                      |             |
|-------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl.                  | F I                  | テーマコード (参考) |
| <b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 3 0 0 D | 4 C 1 6 1   |
| <b>A 6 1 B</b> 1/06 (2006.01) | A 6 1 B 1/06 A       |             |
| <b>A 6 1 B</b> 1/04 (2006.01) | A 6 1 B 1/04 3 7 2   |             |

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 14 頁)

|           |                              |          |                    |
|-----------|------------------------------|----------|--------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2011-225141 (P2011-225141) | (71) 出願人 | 306037311          |
| (22) 出願日  | 平成23年10月12日 (2011.10.12)     |          | 富士フイルム株式会社         |
|           |                              |          | 東京都港区西麻布2丁目26番30号  |
|           |                              | (74) 代理人 | 100075281          |
|           |                              |          | 弁理士 小林 和憲          |
|           |                              | (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        |
|           |                              | (72) 発明者 | 小澤 聡               |
|           |                              |          | 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 |
|           |                              |          | 富士フイルム株式会社内        |
|           |                              | (72) 発明者 | 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        |

最終頁に続く

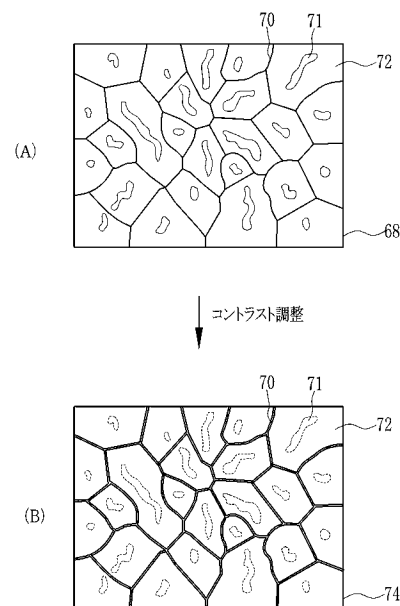
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び画像生成方法

## (57) 【要約】

【課題】表層微細構造や肥厚などの生体組織上の凹凸のみを明瞭化する。

【解決手段】励起光光源からの励起光E Lを蛍光体に当てて白色光を励起発光させる。この白色光Wと青色狭帯域光B Nを被検体に同時に照射する。青色狭帯域光B Nと励起光E Lの光量比において、青色狭帯域光B Nの比率を励起光E Lの比率よりも大きくする。被検体からの反射光の像光をカラーのC C Dで撮像することにより、表層強調画像6 8を得る。表層強調画像5 8に対して、微細構造7 0の明るさを上げる一方で、微細構造7 0以外の微細血管7 1及び粘膜7 2の明るさを下げるコントラスト調整を行う。これにより、微細構造7 0のみが明瞭化した微細構造強調画像7 4が得られる。

【選択図】図8



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

青色帯域において狭帯域化された第 1 の照明光を発する第 1 の半導体光源と、  
前記第 1 の照明光とは波長域が異なる第 2 の照明光を発する第 2 の半導体光源と、  
前記第 2 の照明光によって白色光を励起発光する波長変換部材と、  
前記第 1 の照明光及び白色光で照明された被検体を撮像することにより、被検体画像を生成する被検体画像生成手段と、

前記第 1 の照明光と前記第 2 の照明光との光量比に応じて前記被検体画像の色特性値を調整することによって、生体組織上の凹凸のみを強調した凹凸強調画像を生成する凹凸強調画像生成手段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】

前記凹凸強調画像生成部は、

前記光量比において前記第 1 の照明光の比率が第 2 照明光の比率よりも大きい場合に、表層の生体組織のうち、微細構造のコントラストを上げる一方で、微細構造以外のコントラストを下げることによって、前記微細構造のみを強調した微細構造強調画像を生成する微細構造強調画像生成部を有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】

前記微細構造強調画像生成部は、前記被検体画像の色相に基づいて、微細構造及びそれ以外の位置を特定することを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡システム。

20

## 【請求項 4】

前記凹凸強調画像生成部は、

前記光量比において前記第 1 の照明光の比率が第 2 照明光の比率よりも小さい場合に、中深層の生体組織のうち、肥厚のコントラストを上げる一方で、肥厚以外のコントラストを下げることによって、前記肥厚のみを強調した肥厚強調画像を生成する肥厚強調画像生成部を有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 5】

前記肥厚強調画像生成部は、前記被検体画像の色相に基づいて、肥厚及びそれ以外の位置を特定することを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡システム。

## 【請求項 6】

前記第 1 の照明光は中心波長が 405 nm であり、前記第 2 の照明光は中心波長が 445 nm であり、前記白色光は 460 ~ 700 nm の波長範囲を有していることを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

30

## 【請求項 7】

前記波長変換部材は蛍光体であることを特徴とする請求項 1 ないし 6 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

## 【請求項 8】

前記凹凸強調画像を表示する表示手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

## 【請求項 9】

青色帯域において狭帯域化された第 1 の照明光、及び前記第 1 の照明光とは波長域が異なる第 2 の照明光を波長変換部材に当てて励起発光する白色光を被検体に照明するとともに、これら第 1 の照明光及び白色光で照明された被検体を撮像して被検体画像を取得する電子内視鏡に接続された内視鏡システムのプロセッサ装置において、

40

前記光量比に応じて前記被検体画像の色特性値を調整することによって、生体組織上の凹凸のみを強調した凹凸強調画像を生成する凹凸強調画像生成手段とを備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置。

## 【請求項 10】

青色帯域において狭帯域化された第 1 の照明光、及び前記第 1 の照明光とは波長域が異なる第 2 の照明光を波長変換部材に当てて励起発光する白色光を被検体に照明し、

前記第 1 の照明光及び白色光で照明された被検体を電子内視鏡で撮像することによって

50

被検体画像を取得し、

前記第1の照明光と前記第2の照明光との光量比に応じて前記被検体画像の色特性値を調整することによって、生体組織上の凹凸のみを強調した凹凸強調画像を凹凸強調画像生成手段で生成することことを特徴とする画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織上に形成されるピットパターンなどの微細構造や肥厚などの凹凸パターンを明瞭に観察することができる内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び画像生成方法に関する。

10

【背景技術】

【0002】

近年の医療においては、内視鏡装置を用いた診断等が広く行われている。この内視鏡診断では、被検体内の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、特定波長の特殊光を照明光として用いることによって、ガンなどの病変部を他の部位よりも明瞭化したり、また、病変部の位置や大きさを直感的に把握し易くする特殊光観察も行われるようになってきている。

【0003】

例えば、特許文献1では、生体組織の深さ方向への深達度及び血中ヘモグロビンの吸光特性が波長依存性を有すること利用し、短波長の青色狭帯域光で、生体組織表層に形成される微細血管やピットパターンなどの微細構造の明瞭化するとともに、青色狭帯域光よりも長波長の緑色狭帯域光で、生体組織の中深層に位置する太い血管を明瞭化している。これら表層～中深層の血管や表層微細構造は、ガンの鑑別や深達度診断をする際の重要な手がかりとなることから、青色狭帯域光や緑色狭帯域光で明瞭化することによって、鑑別等の精度を飛躍的に向上させることができる。

20

【0004】

また、特許文献2では、自家蛍光を励起するための励起光を生体組織に照射したときには、ガンなどの病変によって肥厚している病変部位からの自家蛍光は、肥厚していない正常部位からの自家蛍光よりも光量が減少するという特性を利用することで、病変部位と正常部位との境界の明確化を図っている。このように病変部位との境界を明確化することで、スクリーニング時のように遠景状態から観察を行う場合に、病変部の位置や大きさの把握が容易になる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2001-170009号公報

【特許文献2】特開平8-252218号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

近年では、ガンの鑑別方法や深達度診断の方法は多岐にわたっている。したがって、表層微細血管や中深層血管などの血管パターンと、表層微細構造や肥厚などの凹凸パターンの両方から、ガン診断を行う場合の他、凹凸パターンのみに着目して診断を行う場合もある。このように凹凸パターンのみに着目して診断を行う場合には、凹凸パターンの視認性を向上させる一方で、血管パターンの視認性を低下させる必要がある。

40

【0007】

この凹凸パターンのみの明瞭化については、特許文献1には記載及び示唆がない。また、特許文献2によれば、凹凸パターンのうち肥厚の明瞭化を行うことができる。しかしながら、肥厚の検出に用いる自家蛍光は微弱であるため、これを感度良く捉えるためには、EMCCDのような高感度の撮像素子が別途必要となってしまう。

50

## 【 0 0 0 8 】

本発明は、表層微細構造や肥厚などの生体組織上の凹凸のみを明瞭化することができる内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び画像生成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】

## 【 0 0 0 9 】

本発明の内視鏡システムは、青色帯域において狭帯域化された第1の照明光を発する第1の半導体光源と、前記第1の照明光とは波長域が異なる第2の照明光を発する第2の半導体光源と、前記第2の照明光によって白色光を励起発光する波長変換部材と、前記第1の照明光及び白色光で照明された被検体を撮像することにより、被検体画像を生成する被検体画像生成手段と、前記第1の照明光と前記第2の照明光との光量比に応じて前記被検体画像の色特性値を調整することによって、生体組織上の凹凸のみを強調した凹凸強調画像を生成する凹凸強調画像生成手段とを備えることを特徴とする。

10

## 【 0 0 1 0 】

前記凹凸強調画像生成部は、前記光量比において前記第1の照明光の比率が第2照明光の比率よりも大きい場合に、表層の生体組織のうち、微細構造のコントラストを上げる一方で、微細構造以外のコントラストを下げることによって、前記微細構造のみを強調した微細構造強調画像を生成する微細構造強調画像生成部を有することが好ましい。前記微細構造強調画像生成部は、前記被検体画像の色相に基づいて、微細構造及びそれ以外の位置を特定することが好ましい。

20

## 【 0 0 1 1 】

前記凹凸強調画像生成部は、前記光量比において前記第1の照明光の比率が第2照明光の比率よりも小さい場合に、中深層の生体組織のうち、肥厚のコントラストを上げる一方で、肥厚以外のコントラストを下げることによって、前記肥厚のみを強調した肥厚強調画像を生成する肥厚強調画像生成部を有することが好ましい。前記肥厚強調画像生成部は、前記被検体画像の色相に基づいて、肥厚及びそれ以外の位置を特定することが好ましい。

## 【 0 0 1 2 】

前記第1の照明光は中心波長が405nmであり、前記第2の照明光は中心波長が445nmであり、前記白色光は460～700nmの波長範囲を有していることが好ましい。前記波長変換部材は蛍光体であることが好ましい。前記凹凸強調画像を表示する表示手段を備えることが好ましい。

30

## 【 0 0 1 3 】

本発明は、青色帯域において狭帯域化された第1の照明光、及び前記第1の照明光とは波長域が異なる第2の照明光を波長変換部材に当てて励起発光する白色光を被検体に照明するとともに、これら第1の照明光及び白色光で照明された被検体を撮像して被検体画像を取得する電子内視鏡に接続された内視鏡システムのプロセッサ装置において、前記光量比に応じて前記被検体画像の色特性値を調整することによって、生体組織上の凹凸のみを強調した凹凸強調画像を生成する凹凸強調画像生成手段とを備えることを特徴とする。

## 【 0 0 1 4 】

本発明の画像生成方法は、青色帯域において狭帯域化された第1の照明光、及び前記第1の照明光とは波長域が異なる第2の照明光を波長変換部材に当てて励起発光する白色光を被検体に照明し、前記第1の照明光及び白色光で照明された被検体を電子内視鏡で撮像することによって被検体画像を取得し、前記第1の照明光と前記第2の照明光との光量比に応じて前記被検体画像の色特性値を調整することによって、生体組織上の凹凸のみを強調した凹凸強調画像を凹凸強調画像生成手段で生成することことを特徴とする。

40

## 【発明の効果】

## 【 0 0 1 5 】

本発明によれば、凹凸強調画像生成手段で得られる凹凸強調画像は、青色帯域において狭帯域化された第1の照明光と波長変換部材で白色光を励起するための第2の照明光との光量比に応じて、被検体画像の色特性値を調整して得られた画像であるため、この凹凸強

50

調画像では、表層微細構造や肥厚などの生体組織上の凹凸のみが明瞭化されている。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】内視鏡システムを示す図である。

【図2】内視鏡システムの内部構成を示す図である。

【図3A】通常観察モード時における白色光Wの発光スペクトルを示すグラフである。

【図3B】微細構造観察モード時における白色光Wの発光スペクトルを示すグラフである。

【図3C】肥厚観察モード時における白色光Wの発光スペクトルを示すグラフである。

【図3D】微細構造・肥厚観察モード時における白色光Wの発光スペクトルを示すグラフである。

10

【図4A】ズームレンズがワイド位置にある場合の被検体内の画像を示す図である。

【図4B】ズームレンズがテレ位置にある場合の被検体内の画像を示す図である。

【図5】R色、G色、B色のカラーフィルターの分光透過率を示すグラフである。

【図6A】通常観察モード時におけるCCDの撮像制御を説明するための図である。

【図6B】微細構造観察モード、肥厚観察モード、微細構造・肥厚観察モード時におけるCCDの撮像制御を説明するための図である。

【図7】特殊光画像生成部の内部構成を示す図である。

【図8】微細構造強調画像の生成方法を説明するための図である。

【図9】肥厚強調画像の生成方法を説明するための図である。

20

【図10】微細構造観察モードにおける一連の流れを表したフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0017】

図1及び図2に示すように、内視鏡システム10は、被検体内を撮像する電子内視鏡11と、電子内視鏡11で撮像した画像に各種画像処理を施すプロセッサ装置12と、被検体を照明する光を電子内視鏡11に供給する光源装置13と、プロセッサ装置12で各種画像処理が施された画像を表示するモニタ14とを備えている。

【0018】

電子内視鏡11は、被検体内に挿入される可撓性の挿入部16と、挿入部16の基端部分に設けられた操作部17と、操作部17とプロセッサ装置12及び光源装置13との間を連結するユニバーサルコード18とを備えている。挿入部16の先端には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部19が形成されている。湾曲部19は、操作部17のアングルノブ21を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部19の先端には、体腔内撮影用の光学系等を内蔵した先端部16aが設けられている。先端部16aは、湾曲部19の湾曲動作によって被検体内の所望の方向に向けられる。

30

【0019】

また、操作部17には、各種モードに切り替えるためのモード切替SW15が設けられている。モードは、白色光で照明された被検体を撮像することで得られる通常光画像をモニタ14に表示する通常観察モードと、生体組織の表層上に形成された微細構造を強調した微細構造強調画像をモニタ14に表示する微細構造観察モードと、生体組織において表層から中深層にかけて厚みを帯びた肥厚を強調した肥厚強調画像をモニタ14に表示する肥厚観察モードと、微細構造及び肥厚の両方を微細構造・肥厚強調画像をモニタ14に表示する微細構造・肥厚観察モードとの合計3つのモードで構成される。

40

【0020】

ユニバーサルコード18には、プロセッサ装置12および光源装置13側にコネクタ24が取り付けられている。コネクタ24は、通信用コネクタと光源用コネクタからなる複合タイプのコネクタであり、電子内視鏡11は、このコネクタ24を介して、プロセッサ装置12および光源装置13に着脱自在に接続される。

【0021】

光源装置13は、特定波長の励起光ELを発する励起光光源30と、青色帯域において

50

特定波長に狭帯域化された青色狭帯域光 B N を発する青色狭帯域光源 3 1 と、励起光光源 3 0 からの励起光 E L が入射する励起光用光ファイバ 3 2 と、青色狭帯域光源 3 1 からの青色狭帯域光 B N が入射する青色狭帯域光用光ファイバ 3 3 と、これら光ファイバ 3 2 , 3 3 と電子内視鏡内のライトガイド 4 3 とを光学的に連結するカプラー 3 5 と、励起光光源 3 0 及び青色狭帯域光源 3 1 の O N ・ O F F を切り替えるための光源切替部 3 6 と、励起光光源 3 0 及び青色狭帯域光源 3 1 の光量を調整する光量制御部 3 7 を備えている。

#### 【 0 0 2 2 】

励起光光源 3 0 はレーザーダイオードなどの半導体光源で構成され、中心波長 4 4 5 n m の励起光 E L を発する ( 図 3 A ~ D 参照 ) 。この励起光 E L は、励起光用光ファイバ 3 2 、カプラー 3 5 及びライトガイド 4 3 を介して、電子内視鏡 1 1 の先端部 1 6 a に設けられた蛍光体 4 0 に照射される。蛍光体 4 0 では、励起光 E L の一部を吸収して緑色 ~ 赤色 ( 4 6 0 ~ 7 0 0 n m ) の蛍光 F L を励起発光する複数種の蛍光物質 ( 例えば Y A G 系蛍光物質、或いは B A M ( B a M g A l <sub>10</sub> O <sub>17</sub> ) 等の蛍光物質 ) を含んで構成される。蛍光体 4 0 で励起発光した蛍光 F L は、蛍光体 4 0 により吸収されず透過した励起光 E L と合波することで、白色光 W が生成される ( 図 3 A ~ D 参照 ) 。この白色光 W は、表層から中深層に至るまでの大きい深達度を有していることから、肥厚などの検出に用いられる。

10

#### 【 0 0 2 3 】

青色狭帯域光源 3 1 はレーザーダイオードなどの半導体光源で構成され、中心波長 4 0 5 n m の青色狭帯域光 B N を発する ( 図 3 A ~ D 参照 ) 。この青色狭帯域光 B N は、生体組織の表層にまで深達度を有していることから、生体組織の表層にある表層微細血管や微細構造を明るく光らせるために用いられる。

20

#### 【 0 0 2 4 】

光源切替部 3 6 はプロセッサ装置内のコントローラ 5 9 に接続されており、設定されているモードに応じて、励起光光源 3 0 及び青色狭帯域光源 3 1 の O N ( 点灯 ) 、 O F F ( 消灯 ) を切り替える。通常観察モードに設定されている場合には、励起光光源 3 0 が常時 O N にされる一方で、青色狭帯域光源 3 1 は常時 O F F にされる。したがって、被検体には白色光 W のみが常時照射される。一方、微細構造観察モード、肥厚観察モード、又は微細構造・肥厚観察モードに設定されている場合には、励起光光源 3 0 と青色狭帯域光源 3 1 の両方が常時 O N にされる。これにより、白色光 W 及び青色狭帯域光 B N の両方が、被検体に照射される。

30

#### 【 0 0 2 5 】

光量制御部 3 7 はプロセッサ装置内のコントローラ 5 9 に接続されており、設定されているモードに応じて、励起光光源 3 0 及び青色狭帯域光源 3 1 の光量を調整する。通常観察モードに設定されている場合には、図 3 A に示すように、励起光 E L は光量 E L c に調整される。通常観察モード以外のモードでは、この光量 E L c を基準に、励起光 E L 及び青色狭帯域光 B N の光量の調整が行われる。微細構造観察モードに設定されている場合には、図 3 B に示すように、励起光 E L を光量 E L c よりも小さい光量 E L s に調整することにより、白色光 W 全体の光量を減少させる。一方、青色狭帯域光 B N は光量 E L c よりも大きい光量 B N s に調整される。即ち、励起光 E L と青色狭帯域光 B N の光量比において、青色狭帯域光 B N の割合の方が高くなるように調整される。

40

#### 【 0 0 2 6 】

肥厚観察モードに設定されている場合には、図 3 C に示すように、励起光 E L を光量 E L c よりも大きい光量 E L d に調整することにより、白色光 W 全体の光量を増加させる。一方、青色狭帯域光 B N は光量 E L c よりも小さい光量 B N d に調整される。即ち、励起光 E L と青色狭帯域光 B N の光量比において、励起光 E L の割合の方が高くなるように調整される。微細構造・肥厚観察モードに設定されている場合には、図 3 D に示すように、励起光 E L を光量 E L c よりも大きい光量 E L b に調整することで白色光 W 全体の光量を増加させるとともに、青色狭帯域光 B N も光量 E L c よりも大きい光量 B N b に調整される。また、光量の調整時には、励起光 E L と青色狭帯域光 B N の光量比が 1 : 1 となるよ

50

うに、それぞれの光量が調整される。

【 0 0 2 7 】

図 2 に示すように、電子内視鏡 1 1 は、ライトガイド 4 3、C C D 4 4、アナログ処理回路 4 5 ( A F E : Analog Front End )、撮像制御部 4 6、倍率制御部 4 7 を備えている。ライトガイド 4 3 は大口径光ファイバ、バンドルファイバなどであり、入射端が光源装置内のカプラー 3 5 に挿入されており、出射端が蛍光体 4 0 に向けられている。ライトガイド 4 3 内で導光された光は、蛍光体 4 0、ズームレンズ 4 8 a、照射レンズ 4 8 b、及び照明窓 4 9 を通して、被検体内に照射される。

【 0 0 2 8 】

ズームレンズ 4 8 a には、このズームレンズ 4 8 a を光軸方向に移動させるアクチュエータ 4 8 c が取り付けられている。アクチュエータ 4 8 c は、コントローラ 5 9 に接続された倍率制御部 4 7 によって駆動制御される。倍率制御部 4 7 は、ズーム操作部 2 0 で設定された倍率に応じた位置にズームレンズ 4 8 a が移動するように、アクチュエータ 4 8 c を制御する。スクリーニング時のように、被検体内の全体的な様子を観察する必要がある場合には、ズームレンズ 4 8 a をワイド位置にセットして、図 4 A のような非拡大画像をモニタ 1 4 に表示させる。一方、癌の鑑別診断時のように、観察部位の詳細構造を観察する必要がある場合には、ズームレンズ 4 8 a をテレ位置にセットして、図 4 B のような拡大画像をモニタ 1 4 に表示させる。

【 0 0 2 9 】

なお、通常観察モード時、肥厚観察モード時には、被検体内の全体的な様子を観察することが多いことから、ズームレンズ 4 8 a をワイド位置にセットすることが多い。一方、微細構造観察モード時には、観察対象を拡大して観察することが多いことから、ズームレンズ 4 8 a をテレ位置にセットすることが多い。

【 0 0 3 0 】

図 2 に示すように、観察窓 5 0 は、被検体からの戻り光を受光する。受光した光は、集光レンズ 5 1 を介して C C D 4 4 に入射する。C C D 4 4 は、集光レンズ 5 1 からの光が入射する撮像面 4 4 a を有しており、この撮像面 4 4 a で受光した光を光電変換して信号電荷を蓄積する。蓄積された信号電荷は撮像信号として読み出され、A F E 4 5 に送られる。C C D 4 4 はカラー C C D であり、撮像面 4 4 a には、B 色のカラーフィルタが設けられた B 画素、G 色のカラーフィルタが設けられた G 画素、R 色のカラーフィルタが設けられた R 画素の 3 色の画素が配列されている。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 5 2、5 3、5 4 で示される分光透過率を有している。

【 0 0 3 1 】

A F E 4 5 は、相関二重サンプリング回路 ( C D S )、自動ゲイン制御回路 ( A G C )、及びアナログ / デジタル変換器 ( A / D ) ( いずれも図示省略 ) から構成されている。C D S は、C C D 4 4 からの撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、C C D 4 4 の駆動により生じたノイズを除去する。A G C は、C D S によりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A / D は、A G C で増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタルな撮像信号に変換してプロセッサ装置 1 2 に入力する。

【 0 0 3 2 】

撮像制御部 4 6 は、プロセッサ装置 1 2 内のコントローラ 5 9 に接続されており、コントローラ 5 9 から指示がなされたときに C C D 4 4 に対して駆動信号を送る。C C D 4 4 は、撮像制御部 4 6 からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号を A F E 4 5 に出力する。

【 0 0 3 3 】

通常観察モードに設定されている場合には、図 6 A に示すように、1 フレーム期間内で、白色光 W の像光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷として読み出すステップとが行なわれる。この撮像制御は、通常観察モードに設定されている間、繰り返し行なわれる。なお、このモードにおいては、C C D 4 4 の B 画素、G 画素、R 画素からは、それぞれ青色信号 B c、緑色信号 G c、赤色信号 R c が出力される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 4 】

一方、微細構造観察モード、肥厚観察モード、微細構造・肥厚モードに設定されている場合には、図 6 B に示すように、1 フレーム期間内で、白色光 W 及び青色狭帯域光 B N の像光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷として読み出すステップとが行なわれる。この撮像制御は、微細構造観察モード、肥厚観察モード、微細構造・肥厚モードに設定されている間、繰り返し行なわれる。

## 【 0 0 3 5 】

なお、微細構造観察モード時には、C C D 4 4 の B 画素、G 画素、R 画素から、それぞれ青色信号 B s、緑色信号 G s、赤色信号 R s が出力される。また、肥厚観察モード時には、C C D 4 4 の B 画素、G 画素、R 画素から、それぞれ青色信号 B d、緑色信号 G d、赤色信号 R d が出力される。また、微細構造・肥厚観察モード時には、C C D 4 4 の B 画素、G 画素、R 画素から、それぞれ青色信号 B b、緑色信号 G b、赤色信号 R b が出力される。

## 【 0 0 3 6 】

図 2 に示すように、プロセッサ装置 1 2 は、通常光画像生成部 5 5 と、フレームメモリ 5 6 と、特殊光画像生成部 5 7 と、表示制御回路 5 8 を備えており、コントローラ 5 9 が各部を制御している。通常光画像生成部 5 5 は、白色光 W の像光を電子内視鏡 1 1 で撮像して得られる信号 B c、G c、R c から、通常光画像画像を作成する。生成された通常光画像はフレームメモリ 5 6 に一時的に記憶される。

## 【 0 0 3 7 】

図 7 に示すように、特殊光画像生成部 5 7 は、微細構造強調画像生成部 6 1 と、肥厚強調画像生成部 6 2 と、微細構造・強調画像生成部 6 3 とを備えている。微細構造強調画像生成部 6 1 は、生体組織表層に形成される微細孔が多数集まったピットパターンなどから構成される表層微細構造などを強調した表層強調画像を生成する画像生成部 6 1 a と、表層強調画像のコントラストを調整して、表層微細構造のみを強調した微細構造強調画像を生成するコントラスト調整部 6 1 b とを備えている。

## 【 0 0 3 8 】

画像生成部 6 1 a は、微細構造観察モード時に取得した信号 B s、G s、R s に基づいて、表層強調画像を生成する。信号 B s は、白色光 W の成分よりも青色狭帯域光 B N の成分が多く含まれている。この青色狭帯域光 B N は、ピットパターンの微細孔に、白色光や青色狭帯域光 B N が入り込んで多重散乱現象を生じさせることによって、ピットパターンを明るく光らせる。したがって、ピットパターンがある微細構造の領域の画素値は極めて高くなっている。また、青色狭帯域光 B N は生体組織表層にまで深達度を有し、ヘモグロビンの吸光係数が高い波長域に含まれている。そのため、表層強調画像においては表層微細血管が有る領域の画素値は他の領域と比べて小さくなっている。

## 【 0 0 3 9 】

コントラスト調整部 6 1 b は、表層強調画像中で微細構造を強調表示するために、表層強調画像のコントラストを調整する。コントラスト調整に際しては、まず、表層強調画像を色相、彩度、明度の色空間に変換する。色空間変換後の表層強調画像 6 8 では、図 8 ( A ) に示すように、微細構造 7 0 の色相は白色に対応する値となり、微細血管 7 1 の色相は黒味を帯びた色に対応する値となり、微細構造 7 0 及び微細血管 7 1 以外の粘膜 7 2 の色相は青味を帯びた色に対応する値となる。

## 【 0 0 4 0 】

これら色相から、表層強調画像 6 8 における微細構造 7 0、微細血管 7 1、粘膜 7 2 の位置を特定する。それらの位置が特定されたら、微細構造 7 0 の明度を大きくする一方で、微細血管 7 1 及び粘膜 7 2 の明度を小さくする。これにより、図 8 ( B ) に示すように、微細構造 7 0 が強調表示される一方で、微細血管 7 1 及び粘膜 7 2 の表示が抑制された微細構造強調画像 7 4 が得られる。この微細構造強調画像 7 4 は、色空間から R G B の画像に変換された後に、表示制御回路 5 8 によってモニタ 1 4 に表示される。なお、コントラスト調整部 6 1 b では明度の増減によって微細構造のコントラストを向上させたが、明

度以外の各種色特性値に応じて微細構造及びそれ以外のコントラストを調整してもよい。

【 0 0 4 1 】

以上のように、微細構造観察モードにおいて、微細構造 7 0 が白色で表示され、微細血管 7 1 は黒味を帯びた色で表示され、粘膜 7 2 が青味を帯びた色で表示されるのは、以下の理由からである。微細構造観察モードで被検体に照射される光は、青色狭帯域光 B N の成分を多く含んでいるため、青味を帯びた白色光となっている。この青味を帯びた白色光が照明されたときには、ピットパターンなどの微細構造では、微細孔に入り込んだ光が多重散乱現象を起こして白く光る。そのため、微細構造は白色に表示される。また、微細血管は、青色帯域の光に対して高い吸光特性を示すため、微細血管で反射する光の量は減少する。そのため、微細血管は黒味を帯びた色で表示される。これに対して、粘膜は単に反射するだけであるので、青味を帯びて表示される。

10

【 0 0 4 2 】

肥厚強調画像生成部 6 2 は、生体組織表層から隆起した部位によって表層から中深層にかけて厚みを帯びた肥厚などを強調した中深層強調画像を生成する画像生成部 6 2 a と、中深層強調画像のコントラストを調整するコントラスト調整部 6 2 b とを備えている。

【 0 0 4 3 】

画像生成部 6 2 a は、肥厚観察モード時に取得した信号 B d 、 G d 、 R d に基づいて、中深層強調画像を生成する。信号 G d 、 R d には、青色狭帯域光 B N よりも白色光 W の成分が多く含まれている。この白色光 W を肥厚部分に照射したときには、肥厚部分からの反射光は、肥厚でない部分の反射光と比較して、光量が落ちている。したがって、肥厚がある領域の画素値は低くなっている。また、白色光 W は生体組織の中深層にまで深達度を有してことから、中深層部分に血管がある場合には、その血管部分の画素値は、肥厚がある領域よりも更に低くなっている。以上から、中深層強調画像においては、肥厚していない領域、肥厚している領域、血管領域の順に、画素値が低くなっている。

20

【 0 0 4 4 】

コントラスト調整部 6 2 b は、中深層強調画像中で肥厚を強調表示するために、中深層強調画像のコントラストを調整する。コントラストの調整に際しては、まず、コントラスト調整部 6 1 b と同様、中深層強調画像を色相、彩度、明度の色空間に変換する。色空間変換後の中深層強調画像 7 8 では、図 9 ( A ) に示すように、肥厚 8 0 の色相は灰色を帯びた色に対応する値となり、中深層血管 8 1 の色相は黒味を帯びた色に対応する値となり、肥厚 8 0 及び中深層血管 8 1 以外の粘膜 8 2 の色相は黄色を帯びた色に対応する値となる。

30

【 0 0 4 5 】

これら色相から、中深層強調画像 7 8 における肥厚 8 0 、中深層血管 8 1 、粘膜 8 2 の位置を特定する。それらの位置が特定されたら、肥厚 8 0 の明度を大きくする一方で、中深層血管 8 1 及び粘膜 8 2 の明度を小さくする。これにより、図 9 ( B ) に示すように、肥厚 8 0 が強調表示される一方で、中深層血管 8 1 及び粘膜 8 2 の表示が抑制された肥厚強調画像 8 4 が得られる。この肥厚強調画像 8 4 は、色空間から R G B の画像に変換された後、表示制御回路 5 8 によってモニタ 1 4 に表示される。なお、コントラスト調整部 6 2 b では明度の増減によって肥厚のコントラストを向上させたが、明度以外の各種色特性値に応じて微細構造及びそれ以外のコントラストを調整してもよい。

40

【 0 0 4 6 】

以上のように、肥厚観察モードにおいて、肥厚 8 0 が灰色で表示され、中深層血管 8 1 は黒味を帯びた色で表示され、粘膜 8 2 が黄味を帯びた色で表示されるのは、以下の理由からである。肥厚観察モードで被検体に照射される光は、白色光 W の成分のうち蛍光 F L の成分を多く含んでいるため、黄味を帯びた白色光となっている。この黄味を帯びた白色光が照明されたときには、肥厚 8 0 は反射光の光量が落ちる特性があるため、灰色で表示される。同様にして、中深層血管 8 1 は肥厚よりも更に反射光の光量が落ちる特性があるため、黒味を帯びた色で表示される。これに対して、粘膜 8 2 は、反射光の光量が落ちることが無いので、黄味を帯びた色で表示される。

50

## 【 0 0 4 7 】

微細構造・肥厚強調画像生成部 6 3 は、微細構造・肥厚観察モード時に取得した信号 B b、G b、R b に基づいて、微細構造とともに肥厚を強調した微細構造・肥厚強調画像を生成する。生成された微細構造・肥厚強調画像は、表示制御回路 5 8 によってモニタ 1 4 に表示される。信号 B b には通常観察モード時の光量 E L c よりも大きい光量 E L b を有する青色狭帯域光 B N の成分が含まれているとともに、信号 G b、R b には通常観察モード時よりも大きい光量を有する白色光 W の成分が含まれている。したがって、微細構造・肥厚強調画像においては、ピットパターンがある微細構造の領域の画素値は極めて高くなっている一方、肥厚している領域は低くなっているため、微細構造及び肥厚部分はそれぞれ強調表示されている。

10

## 【 0 0 4 8 】

次に、微細構造観察モードにおける一連の流れを、図 1 0 に示すフローチャートを用いて説明する。なお、肥厚観察モードや微細構造・肥厚観察モード時における一連の流れも略同様であるので、説明を省略する。

## 【 0 0 4 9 】

モード切替 S W 1 5 により微細構造観察モードに切り替えられると、既に点灯している励起光光源 3 0 に加えて、青色狭帯域光源 3 1 が点灯する。また、励起光 E L は通常観察モード時の光量 E L c よりも小さい光量 E L s に設定されるとともに、青色狭帯域光 B N の光量は光量 E L c よりも大きい E L s に設定される。光量が設定された励起光 E L 及び青色狭帯域光 B N は、ライトガイド 4 3 等を介して、蛍光体 4 0 に照射される。蛍光体 4 0 では、励起光 E L によって白色光 W が発せられる一方、青色狭帯域光 B N はそのまま透過する。蛍光体 4 0 を経た白色光 W 及び青色狭帯域光 B N は、被検体に向けて同時に照射される。白色光及び青色狭帯域光 B N で照明された被検体をカラーの C C D 4 4 で撮像することにより、C C D 4 4 から青色信号 B s、緑色信号 G s、赤色信号 R s が出力される。

20

## 【 0 0 5 0 】

次に、青色信号 B s、緑色信号 G s、赤色信号 R s に基づいて、表層強調画像を生成する。表層強調画像では、ピットパターンの微細孔に青色狭帯域光 B N が入り込んで多重散乱現象が生じることによって、ピットパターンを明るく表示されている。一方、青色狭帯域光 B N は表層の微細血管が強調表示されている。したがって、表層強調画像では、ピットパターンなどの微細構造だけでなく、表層の微細血管も明瞭化している。

30

## 【 0 0 5 1 】

次に、表層強調画像において、微細構造のみを強調表示させるために、コントラストの調整を行う。まず、表層強調画像を、色相、彩度、明度の色空間に変換し、色相の値から、微細構造、微細血管、粘膜の位置を特定する。それらの位置が特定されたら、微細構造の明度を大きくする一方で、微細血管及び粘膜の明度を小さくする。これにより、微細構造 7 0 のみが強調表示された微細構造強調画像が得られる。この微細構造強調画像は、色空間から R G B の画像に変換された後に、表示制御回路 5 8 によってモニタ 1 4 に表示される。

## 【 符号の説明 】

40

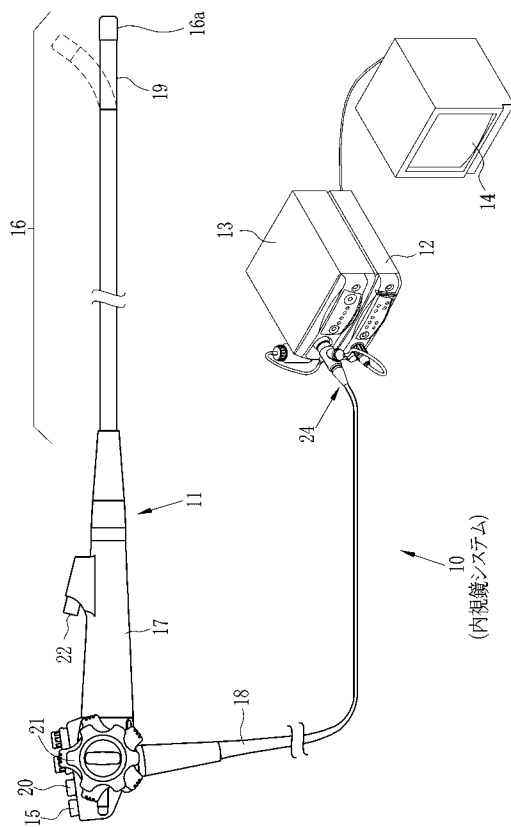
## 【 0 0 5 2 】

- 1 0 内視鏡システム
- 3 2 励起光光源
- 3 3 青色狭帯域光源
- 4 0 蛍光体
- 6 1 微細構造強調画像生成部
- 6 1 a , 6 2 a 画像生成部
- 6 2 肥厚強調画像生成部
- 6 1 b , 6 2 b コントラスト調整部
- 7 4 微細構造強調画像

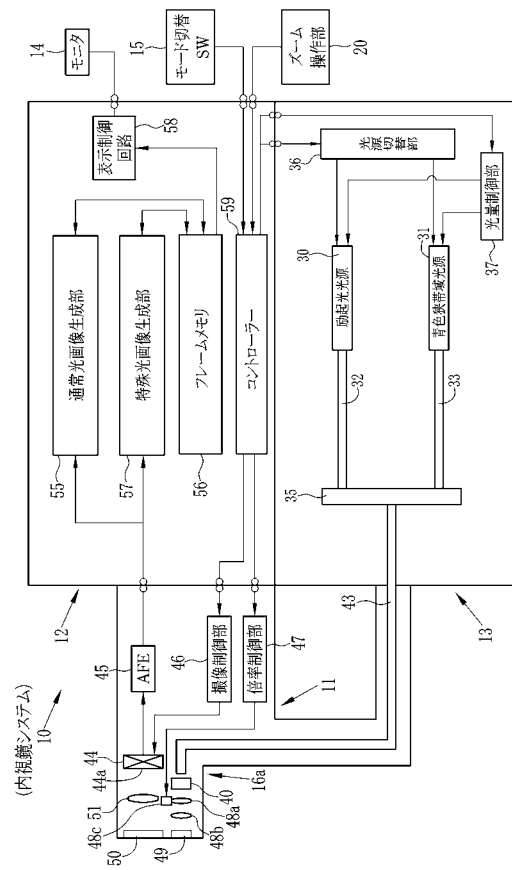
50

## 8 4 肥厚強調画像

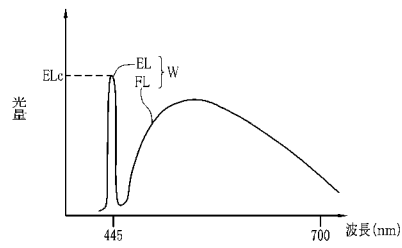
【図 1】



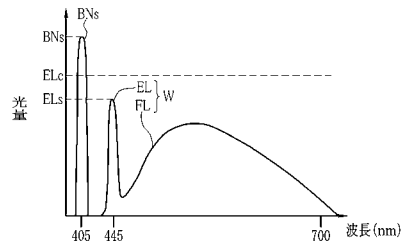
【図 2】



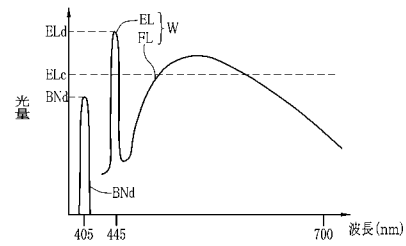
【図 3 A】



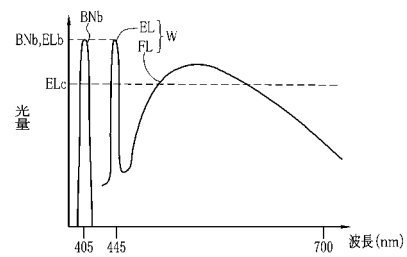
【図 3 B】



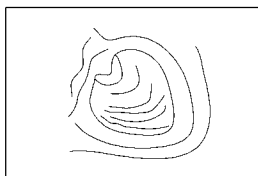
【図 3 C】



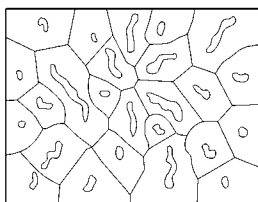
【図 3 D】



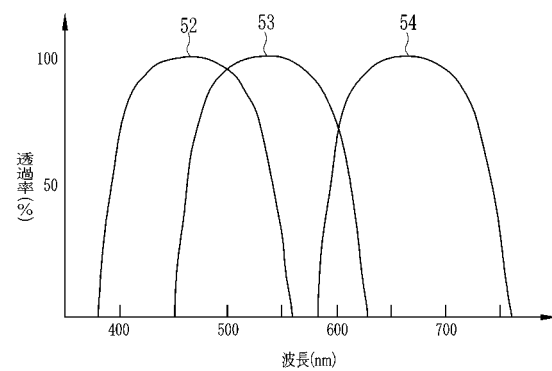
【図 4 A】



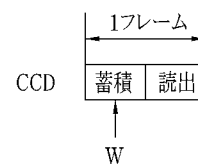
【図 4 B】



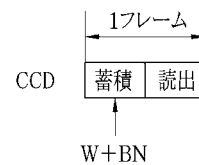
【図 5】



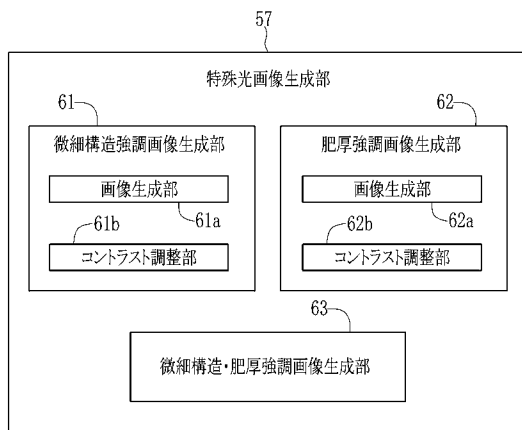
【図 6 A】



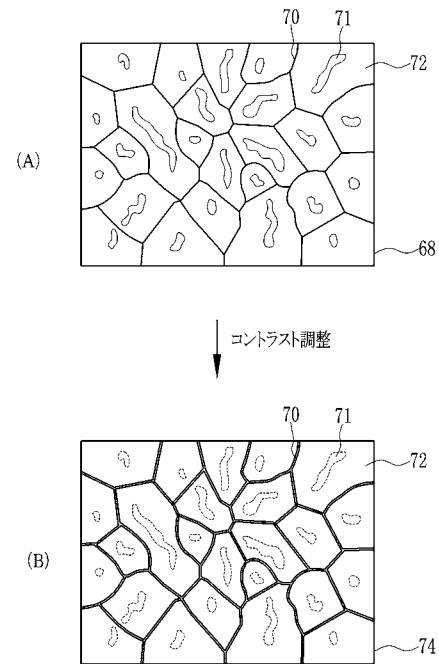
【図 6 B】



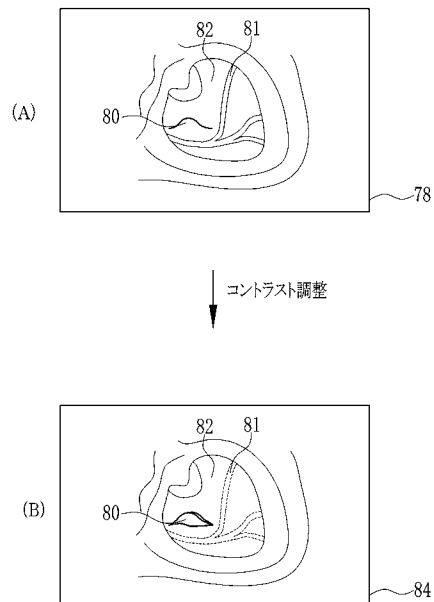
【図 7】



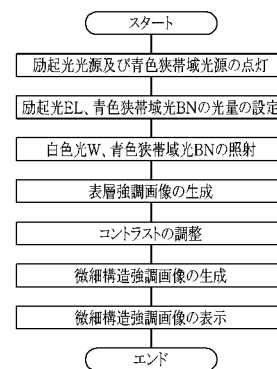
【図 8】



【図 9】



【図 10】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 DD03 HH51 LL02 MM05 QQ04 QQ07 QQ09 RR02 RR04 RR26  
TT01 TT02 WW07

|                |                                                                                                                                                |         |            |
|----------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置和图像生成方法                                                                                                                       |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2013081709A</a>                                                                                                                  | 公开(公告)日 | 2013-05-09 |
| 申请号            | JP2011225141                                                                                                                                   | 申请日     | 2011-10-12 |
| [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         | 山口博司<br>小澤聡<br>飯田孝之                                                                                                                            |         |            |
| 发明人            | 山口 博司<br>小澤 聡<br>飯田 孝之                                                                                                                         |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/00 A61B1/06 A61B1/04                                                                                                                     |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/04.372 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/045.610 A61B1/05 A61B1/07.730 A61B1/07.736        |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/TT01 4C161/TT02 4C161/WW07 |         |            |
| 代理人(译)         | 小林和典                                                                                                                                           |         |            |
| 其他公开文献         | JP5829472B2                                                                                                                                    |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                      |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题仅澄清活组织上的不规则性，如表面微观结构和增厚。解决方案：将来自激发光源的激发光EL施加到荧光物质上以激发并发射白光。白光W和蓝色窄带光BN同时照射在对象上。蓝色窄带光BN与蓝色窄带光BN和激发光EL之间的光量比的比率大于激发光EL的比率。通过用彩色CCD对来自对象的反射光的图像光进行成像，获得表面强调图像68。进行对比度调节，用于降低微结构70以外的微观血管71和粘膜72的亮度，同时提高微结构70相对于表面层强调图像58的亮度。由此，获得仅微细结构70变得澄清的微结构加权图像74。点域8

