

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5501210号
(P5501210)

(45) 発行日 平成26年5月21日 (2014. 5. 21)

(24) 登録日 平成26年3月20日 (2014. 3. 20)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

G 0 2 B 23/24 (2006. 01)

G 0 2 B 23/24 B

G 0 2 B 23/26 (2006. 01)

G 0 2 B 23/26 B

G 0 6 T 1/00 (2006. 01)

G 0 6 T 1/00 2 9 0 Z

請求項の数 8 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2010-280629 (P2010-280629)
 (22) 出願日 平成22年12月16日 (2010. 12. 16)
 (65) 公開番号 特開2012-125461 (P2012-125461A)
 (43) 公開日 平成24年7月5日 (2012. 7. 5)
 審査請求日 平成24年6月1日 (2012. 6. 1)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100080159
 弁理士 渡辺 望穂
 (74) 代理人 100090217
 弁理士 三和 晴子
 (74) 代理人 100152984
 弁理士 伊東 秀明
 (74) 代理人 100148080
 弁理士 三橋 史生
 (72) 発明者 加来 俊彦
 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】 画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

白色光を観察光として内視鏡で撮影した通常光観察画像、および、前記通常光観察画像と同時に前記内視鏡によって撮影した、所定の狭帯域光を観察光として撮影した特殊光観察画像を取得する画像取得手段と、

前記画像取得手段が取得した特殊光観察画像にフィルタによる周波数処理を施し、前記周波数処理によって生成した特殊光観察画像の情報を、前記通常光観察画像に付与する、前記特殊光観察画像の周波数処理を行なうフィルタとして、複数の異なるフィルタを有する画像処理手段と、

前記画像処理手段における特殊光観察画像の周波数処理に用いるフィルタを選択する、フィルタ選択手段とを有し、

かつ、前記画像処理手段は、前記フィルタ選択手段によって選択されたフィルタを用いて、前記特殊光観察画像を第1のフィルタで周波数処理した第1の画像、ならびに、前記特殊光観察画像を前記第1のフィルタとは異なるフィルタで周波数処理した第2の画像を作成し、前記第1の画像および第2の画像を合成した画像の情報、もしくは、前記第1の画像および第2の画像の一方から他方を減算した画像の情報を、前記通常光観察画像に付与することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記画像処理手段は、前記特殊光観察画像をハイパスフィルタで処理する機能、前記特殊光観察画像をバンドパスフィルタで処理する機能、および、前記特殊光観察画像をロー

10

20

パスフィルタで処理する機能の、1以上を有する請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項3】

前記画像処理手段は、前記周波数処理に加え、前記特殊光観察画像から所定の色成分を抽出する処理を行う請求項1または2に記載の画像処理装置。

【請求項4】

前記画像処理手段は、前記周波数処理に加え、前記特殊光観察画像から所定のコントラストを有する部分を抽出する処理を行う請求項1～3のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項5】

前記画像処理手段は、前記周波数処理に加え、前記特殊光観察画像から所定の構造を有する部分を抽出する処理を行う請求項1～4のいずれかに記載の画像処理装置。

10

【請求項6】

前記画像処理手段は、前記周波数処理の後に画像の密集具合を検出し、密集具合が所定の状態を超えた領域を、さらに抽出する請求項1～5のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項7】

さらに、前記特殊光観察画像を処理して生成した画像を強調するか抑制するかを選択する処理選択手段を有し、

前記画像処理手段は、前記処理選択手段による選択に応じて、前記特殊光観察画像を処理して生成した画像の強調処理もしくは抑制処理を行なう請求項1～6のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項8】

20

前記画像処理手段は、前記周波数処理の後に画像の密集具合を検出し、密集が所定の状態を超えた領域の強調処理、および、密集が所定の状態以下の領域の抑制処理の、少なくとも一方を行なう請求項1～7のいずれかに記載の画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、白色光による通常光観察画像と特定の狭帯域光による特殊光観察画像との、両者の特徴を生かした内視鏡による観察を可能にする画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

30

近年、特定の狭い波長帯域光（狭帯域光）を観察光として生体の粘膜組織に照射し、生体組織の所望の深さの組織情報を得る、いわゆる特殊光観察を行うことができる内視鏡装置が活用されている。

この特殊光観察によれば、粘膜層或いは粘膜下層に発生する新生血管の表層微細構造、病変部の強調等、通常の観察像では得られない生体情報を簡単に可視化できる。例えば、観察対象が癌病変部である場合、表層組織の観察に適した青色（B）の狭帯域光と、中深層組織の観察に適した緑色（G）の狭帯域光とを粘膜組織に照射することにより、組織表層の微細血管や微細構造の状態がより詳細に観察できるため、病変部をより正確に診断することができる。

【0003】

40

通常光観察および特殊光観察の機能を有する内視鏡装置として、特許文献1に示されるような内視鏡装置が知られている。

この内視鏡装置は、白色光を照射する光源と、白色光を赤（R）光にするRフィルタ、同緑（G）光にするGフィルタ、および、同青（B）光にするBフィルタを有する回転フィルタとを有する光源装置、ならびに、入射光を分光せずに測定する撮像素子で画像を撮影する内視鏡を用いるもので、いわゆる面順次で画像を撮影する内視鏡装置である。

【0004】

この特許文献1に記載される内視鏡装置は、回転フィルタとして、外周側の第1のフィルタ組と、内衆側の第2のフィルタ組とを有する、二重構造の物を用いている。

ここで、外周側の第1のフィルタ組は、各色の波長領域が互いに重なる（オーバーラッ

50

ブする)分光特性を有する、通常光観察用のフィルタとなっている。他方、内周側の第2のフィルタ組は、各色の波長領域が互いに離間する、離散的な狭帯域の分光特性を有する、特殊光観察用のフィルタとなっている。

従って、この内視鏡装置によれば、回転フィルタの回転軸を移動により、通常光観察を行なう場合には第1のフィルタ組を光路に作用させ、特殊光観察を行なう場合には、第2のフィルタ組を光路に作用させることで、通常光観察および特殊光観察の両方を行なうことができる。

【0005】

しかしながら、この内視鏡装置では、通常光観察と特殊光観察とを切り換えるためには、回転フィルタの切り替えが必要である。そのため、同じ生体組織において、通常光観察画像と特殊光観察画像との両者を同時に観察することができない。

10

これに対して、通常光観察と特殊光観察との同時観察を可能にするための提案が、各種、行なわれている。

【0006】

例えば、特許文献2には、回転方向に2分割した回転フィルタによって、通常光と特殊光とによる撮影を所定の期間で交互に行なって記憶し、所定のタイミングで、画像を読み出し、互いに異なる処理を施して、通常光観察画像と特殊光観察画像とを(略)同時に取得する内視鏡装置(電子内視鏡システム)が記載されている。

この内視鏡装置では、このようにして同時期に取得した通常光観察画像と特殊光観察画像とを、切り替え表示し、あるいは1画面に並べて表示し、あるいは重ねて(2画像の合成)表示することで、通常光観察画像と特殊光観察画像との同時観察を行なっている。

20

【0007】

また、特許文献3には、帯域制限して撮影したR、GおよびB画像からなるカラー画像を、ローパスフィルタやバンドパスフィルタで処理することにより、通常光観察画像の画像信号と特殊光画像の画像信号を生成することで、通常光観察画像と特殊光観察画像とを同時に取得する内視鏡装置が記載されている。

この内視鏡装置でも、取得した通常光観察画像と特殊光観察画像とを、切り替え表示し、あるいは1画面に並べて表示することで、通常光観察画像と特殊光観察画像との同時観察を行なっている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特許第3559755号公報

【特許文献2】特開2004-321244号公報

【特許文献3】特開2008-43604号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

特許文献2および特許文献3に記載される内視鏡装置によれば、同一の生体組織において、特殊光画像と通常光画像とを、同時に表示して、観察することができる。

40

しかしながら、これらの文献に記載される装置では、特殊光観察画像と通常光観察画像とを見比べる必要があるので、診察時には手間が残り、未だ、表層の微細血管を観察し易い等の特殊光観察画像の利点、明るく観察部位の周辺を含めた撮影領域全体の構成や状態を認識し易い等の通常光観察画像の利点など、通常光観察画像と特殊光観察画像との両者の特性を十分に生かした、内視鏡観察画像を得られるには至っていない。

【0010】

本発明の目的は、前記従来技術の問題点を解決することにより、同時(略同時)に内視鏡で撮影した通常光観察画像と特殊光観察画像とを取得して、通常光観察画像と特殊光観察画像との特性を十分に生かした画像を表示することができる画像処理装置を提供することにある。

50

【課題を解決するための手段】**【0011】**

前記目的を達成するために、本発明の内視鏡装置は、白色光を観察光として内視鏡で撮影した通常光観察画像、および、前記通常光観察画像と同時に前記内視鏡によって撮影した、所定の狭帯域光を観察光として撮影した特殊光観察画像を取得する画像取得手段と、前記画像取得手段が取得した特殊光観察画像に所定の処理を施し、前記所定の処理によって生成した特殊光観察画像の情報を、前記通常光観察画像に付与する画像処理手段とを有することを特徴とする画像処理装置を提供する。

【0012】

このような本発明の内視鏡装置において、前記画像処理手段は、前記所定の処理として、前記特殊光観察画像に周波数処理を行なうのが好ましい。

10

この際において、前記画像処理手段は、前記特殊光観察画像をハイパスフィルタで処理する機能、前記特殊光観察画像をバンドパスフィルタで処理する機能、および、前記特殊光観察画像をローパスフィルタで処理する機能の、1以上を有するのが好ましい。

また、さらに、前記画像処理手段における特殊光観察画像の周波数処理に用いるフィルタを選択する、フィルタ選択手段を有し、かつ、前記画像処理手段は、特殊光観察画像の周波数処理を行なうフィルタとして、複数の異なるフィルタを有し、前記フィルタ選択手段によって選択されたフィルタを用いて、前記特殊光観察画像の周波数処理を行なうのが好ましい。また、前記画像処理手段は、前記特殊光観察画像を第1のフィルタで周波数処理した第1の画像、ならびに、前記特殊光観察画像を前記第1のフィルタとは異なるフィルタで周波数処理した第2の画像を作成し、前記第1の画像および第2の画像を合成した画像の情報、もしくは、第1の画像および第2の画像の一方から他方を減算した画像の情報を、前記通常光観察画像に付与するのが好ましい。

20

【0013】

また、前記画像処理手段は、前記所定の処理として、前記特殊光観察画像から所定の色成分を抽出するのが好ましい。また、前記画像処理手段は、前記所定の処理として、前記特殊光観察画像から所定のコントラストを有する部分を抽出するのが好ましい。また、前記画像処理手段は、前記所定の処理として、所定の構造を有する部分を抽出するのが好ましい。

さらに、前記画像処理手段は、前記所定の処理の後に画像の密集具合を検出し、密集が所定の状態を超えた領域を、さらに抽出するのが好ましい。

30

【0014】

また、前記特殊光観察画像を処理して生成した画像を強調するか抑制するかを選択する処理選択手段を有し、前記画像処理手段は、前記処理選択手段による選択に応じて、前記特殊光観察画像を処理して生成した画像の強調処理もしくは抑制処理を行なうのが好ましい。さらに、前記画像処理手段は、前記所定の処理の後に画像の密集具合を検出し、密集が所定の状態を超えた領域の強調処理、および、密集が所定の状態以下の領域の抑制処理の、少なくとも一方を行なうのが好ましい。

【発明の効果】**【0015】**

40

本発明の画像処理装置は、白色光を観察光として内視鏡で撮影した通常光観察画像、および、この通常光画像と（略）同時に同一位置を内視鏡で撮影した、特定の狭帯域光を観察光とする特殊光観察画像を取得して、特殊光観察画像に処理を施した後に、画像合成等によって、処理済の特殊光観察画像の情報を通常光観察画像に付与した画像を生成する。

そのため、本発明の画像処理装置によれば、例えば周波数処理によって特殊光観察画像から表層の毛細血管や中深層の太い血管等を抽出することにより、表層の微細血管や中深層の太い血管を通常光観察画像に付与した画像、表層の微細血管のみを通常光画像に付与した画像、中深層の太い血管のみを通常光観察画像に付与した画像等を生成できる。

【0016】

従って、本発明によれば、同時に同一位置を撮影した特殊光観察画像と通常光観察画像

50

とを用い、明るく、奥行きを含めた撮影領域全体の構成や状態を認識し易い通常光画像を基本として、特殊光観察によって撮影された注目すべき部位の画像を付与してなる、通常光観察画像と特殊光観察画像との特性を十分に生かした画像を生成して、表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の内視鏡装置の一例を概念的に示す図である。

【図2】図1に示す内視鏡装置の構成を概念的に示すブロック図である。

【図3】(A)および(B)は、図1に示される内視鏡装置に用いられる回転フィルタの一例を概念的に示す図である。

10

【図4】図1に示す内視鏡装置の処理系を概念的に示すブロック図である。

【図5】本発明の内視鏡装置の別の例の構成を概念的に示すブロック図である。

【図6】本発明の内視鏡装置の別の例の構成を概念的に示すブロック図である。

【図7】図6に示す内視鏡装置における観察光の分光特性の一例を概念的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の画像画像処理装置について、添付の図面に示される好適実施例に基づいて詳細に説明する。

【0019】

20

図1に、本発明の画像処理装置を利用する内視鏡装置の一例の概略斜視図を示し、図2に、図1に示す内視鏡装置の構成を概念的に示す。

【0020】

図示例の内視鏡装置10は、一例として、内視鏡12と、内視鏡12が撮影した画像の処理等を行なうプロセッサ装置14と、内視鏡12での観察(撮影)を行なうための観察光(照明光)を供給する光源装置16とを有して構成される。

また、プロセッサ装置14は、内視鏡が撮影した画像を表示する表示装置18と、各種の指示等を入力するための入力装置20とを有する(表示装置18と入力装置20とが接続される)。さらに、プロセッサ装置14は、内視鏡が撮影した画像をハードコピーとして出力するプリンタ(記録装置)を有してもよい。

30

図示例の内視鏡装置10においては、このプロセッサ装置14が、本発明の画像処理装置を構成するものである。

【0021】

図2に示すように、内視鏡12は、CCDセンサ48等の撮像素子を用いて、画像を光電的に撮影する、電子内視鏡である。この内視鏡12は、通常の内視鏡と同様、挿入部26と、操作部28と、ユニバーサルコード30と、コネクタ32と、ビデオコネクタ36とを有する。

内視鏡12は、観察時(診断時)には、ビデオコネクタ36をプロセッサ装置14の接続部14aに、コネクタ32を光源装置16の接続部16aに、それぞれ接続される。なお、コネクタ32には、通常の内視鏡と同様、観察部位の吸引や送気を行なう吸引手段や送気手段、観察部位に水を噴射するための吸水手段等が接続される。

40

【0022】

また、通常の内視鏡と同様、内視鏡12の挿入部26は、基端側の長尺な軟性部38と、CCDセンサ48等が配置される先端のスコープ部(内視鏡先端部)42と、軟性部38とスコープ部42との間の湾曲部(アングル部)40とを有し、さらに、操作部28には、湾曲部40を湾曲させる、操作ノブ28a等が設けられる。

【0023】

図2に概念的に示すように、スコープ部42には、撮影レンズ46、CCDセンサ48、照明用レンズ50、および、光ファイバ52や、レンズ等を保護するためカバーガラス(図示省略)等が配置される。

50

【 0 0 2 4 】

なお、図示は省略するが、内視鏡 1 2 には、鉗子等の各種の処置具を挿通するための鉗子チャンネルおよび鉗子口、吸引、送気、送水等を行うための送気 / 送水チャンネルおよび送気 / 送水口等も設けられる。

鉗子チャンネルは、湾曲部 4 0 および軟性部 3 8 を通って操作部 2 8 に設けられる鉗子挿入口に連通し、送気 / 送水チャンネルは、湾曲部 4 0、軟性部 3 8、操作部 2 8、およびユニバーサルコード 3 0 を通って、コネクタ 3 2 の吸引手段、送気手段、送水手段との接続部に連通する。

【 0 0 2 5 】

光ファイバ 5 2 は、湾曲部 4 0、軟性部 3 8、操作部 2 8、およびユニバーサルコード 3 0 を通って、光源装置 1 6 に接続されるコネクタ 3 2 まで挿通されている。

後述する光源装置 1 6 が照射する観察光は、コネクタ 3 2 から光ファイバ 5 2 に入射して、光ファイバ 5 2 で伝搬されて、スコープ部 4 2 において、光ファイバ 5 2 の先端部から照明用レンズ 5 0 に入射して、照明用レンズ 5 0 によって観察部位に照射される。

【 0 0 2 6 】

また、観察光が照射された観察部位の画像は、撮影レンズ 4 6 によって C C D センサ 4 8 の受光面に結像される。

図示例の内視鏡装置 1 0 において、内視鏡 1 2 に用いられる C C D センサ 4 8 は、受光面に入射した光を、R (赤)、B (青) および G (緑) などの帯域光に分光することなく測光する、いわゆるモノクロの C C D センサである。C C D センサ 4 8 は、後述する光源装置 1 6 から供給される R 光、G 光、B 光および B の狭帯域光を観察光として、いわゆる面順次で、観察部位の撮影を行なう。

【 0 0 2 7 】

なお、本発明において、撮像素子は C C D センサ 4 8 に限定はされず、C M O S イメージセンサ等、公知の各種の撮像素子が利用可能である。

【 0 0 2 8 】

C C D センサ 4 8 の出力信号は、信号線によって、スコープ部 4 2 から湾曲部 4 0、軟性部 3 8、操作部 2 8、ユニバーサルコード 3 0、およびコネクタ 3 2 を通ってビデオコネクタ 3 6 に送られる。

【 0 0 2 9 】

図示例においては、ビデオコネクタ 3 6 に、A F E (Analog Front End) 基板 5 6 が配置される。

A F E 基板 5 6 には、一例として、相関二重サンプリング回路、アンプ (自動利得制御回路)、および A / D 変換器が配置される。C C D センサ 4 8 の出力信号は、A F E 基板 5 6 において、相関二重サンプリングによるノイズ除去、アンプによる増幅を行なわれ、さらに、A / D 変換器によってアナログ信号からデジタル信号に変換されて、デジタルの画像信号として、プロセッサ装置 1 4 (後述する D S P 7 6) に、出力される。

なお、本発明の内視鏡装置において、これらの処理は、ビデオコネクタ 3 6 ではなく、コネクタ 3 2 で行なってもよく、あるいは、プロセッサ装置 1 4 で行なってもよい。

【 0 0 3 0 】

前述のように、内視鏡装置 1 0 において、内視鏡 1 2 のコネクタ 3 2 は、光源装置 1 6 の接続部 1 6 a に接続される。

光源装置 1 6 は、生体内での観察を行なうための観察光を内視鏡 1 2 に供給するものである。前述のように、光源装置 1 6 から内視鏡 1 2 に供給された観察光は、コネクタ 3 2 から光ファイバ 5 2 に入射して伝搬されて、スコープ部 4 2 から観察部位に照射される。

【 0 0 3 1 】

図 2 に概念的に示すように、内視鏡装置 1 0 において、光源装置 1 6 は、光源 6 0 と、コリメータレンズ 6 2 と、回転フィルタ 6 4 と、集光レンズ 6 8 と、光ファイバ 7 0 と、回転駆動源 7 2 と、前述の接続部 1 6 a とを有する。

【 0 0 3 2 】

光源 60 は、観察光となる光を照射する光源である。

図示例の内視鏡装置 10 の光源装置 16 において、光源 60 は、キセノンランプや白色光 LED 等、公知の内視鏡装置等に利用されている白色光を照射可能な光源が、各種、利用可能である。

【0033】

光源 60 が照射した白色光は、コリメータレンズ 62 によって平行光に整形され、回転フィルタ（フィルタターレット）64 に入射する。

図 3（A）に、回転フィルタ 64 の概念図を示す。回転フィルタ 64 は、白色光を R 光にする R フィルタ 74 r、白色光を G 光にする G フィルタ 74 g、および、白色光を B 光にする B フィルタ 74 b と、白色光を B の狭帯域光にする狭帯域 B フィルタ 74 nb との、4 つのフィルタを有するものである。

10

【0034】

R、G および B の各フィルタは、画像を RGB の 3 原色に分光するカラー画像の撮影に利用される、公知の色フィルタである。

また、狭帯域 B 光とは、例えば、波長が 380 ~ 480 nm の範囲内で分光分布における波長帯域が 75 nm 以下の光である。具体的には、内視鏡における、いわゆる特殊光観察（狭帯域光観察）で利用される各種の B の狭帯域光が例示され、より具体的には、波長が 390 ~ 445 nm の範囲に入る光、特に、波長が 400 ± 10 nm で中心波長が 405 nm の光等が例示される。

狭帯域 B フィルタ 74 nb は、白色光を、このような B の狭帯域光（以下、狭帯域 B 光とする）にできるフィルタが、各種、利用可能である。

20

【0035】

回転フィルタ 64 は、後述するプロセッサ装置 14 の制御部 14 b に駆動（回転）を制御される回転駆動源 74 によって、回転軸 64 a を中心に回転され、各フィルタを、順次、コリメータレンズ 62 を通過した光の光路に挿入される。

すなわち、光源 60 が照射した白色光は、挿入される回転フィルタ 64 の各フィルタによって、R 光、G 光、B 光、および狭帯域 B 光に、時分割される。

【0036】

回転フィルタ 64 の各フィルタを通過した光は、集光レンズ 68 によって集光されて光ファイバ 70 の入射端面に入射する。

30

光ファイバ 70 に入射した光は、伝搬され、接続部 16 a から、内視鏡 12 のコネクタ 32 を経て、内視鏡 12 の光ファイバ 52 に入射して伝搬され、観察光としてスコープ部 42 から観察部位に照射され、CCD センサ 48 が観察部位の画像を撮影する。

【0037】

前述のように、光源装置 16 は、回転フィルタ 64 によって、光源 60 が照射した白色光を、R 光、G 光、B 光、および狭帯域 B 光に、時分割して観察光を供給する。従って、内視鏡 12 には、R 光、G 光、B 光、および狭帯域 B 光が、順次、繰り返し、供給され、スコープ部 42 から観察部位に照射される。

CCD センサ 48 は、同じく制御部 14 b による制御の下、回転フィルタ 74 に同期して（回転フィルタ 74 の回転に応じたタイミングで）、各色の光による画像の撮影（サンプリング）を、順次、行なう。すなわち、モノクロの CCD センサ 48 は、R 光、G 光、B 光、および狭帯域 B 光の照射に対応して、R 画像、G 画像、B 画像、および狭帯域 B 画像を、面順次で撮影する。

40

内視鏡装置 10 のプロセッサ装置 14 は、この R 画像、G 画像および B 画像から、白色光を観察光とする通常光観察画像を得、狭帯域 B 画像および G 画像から、特殊光を観察光とする特殊光観察画像を得る。すなわち、内視鏡装置 10 によれば、同時（略同時）に撮影した通常光観察画像および特殊光観察画像を得ることができる。この点に関しては、後に詳述する。

【0038】

なお、図示例の内視鏡装置 10 に用いられる光源装置 16 において、回転フィルタ 64

50

は、図 3 (A) に示される、4 つのフィルタを有する構成に限定はされない。

例えば、図 3 (B) に示されるように、R フィルタ 7 4 r、G フィルタ 7 4 g、B フィルタ 7 4 b、および狭帯域 B フィルタ 7 4 n b に加え、さらに、白色光を狭帯域の G 光にする狭帯域 G フィルタ 7 4 n g を有する、5 つのフィルタを有する回転フィルタも、好適に利用可能である。

この場合には、プロセッサ装置 1 4 は、R 画像、G 画像および B 画像から、白色光を観察光とする通常光観察画像を、狭帯域 B 画像および狭帯域の G 光による狭帯域 G 画像から、特殊光を観察光とする特殊光観察画像を、それぞれ同時に得ることができる。

【 0 0 3 9 】

なお、G の狭帯域光とは、例えば、波長が 4 8 0 ~ 5 8 0 n m の範囲内で分光分布における波長帯域が 7 5 n m 以下の光である。具体的には、内視鏡における、いわゆる特殊光観察で利用される各種の G の狭帯域光が例示され、より具体的には、波長が 5 3 0 ~ 5 5 0 n m の範囲に入る光等が例示される。

狭帯域 G フィルタ 7 4 n g は、白色光を、このような G の狭帯域光 (以下、狭帯域 G 光とする) にできるフィルタが、各種、利用可能である。

【 0 0 4 0 】

光源装置 1 6 からの観察光が照射された観察部位の画像は、C C D センサ 4 8 によって撮影される。

C C D センサ 4 8 が撮影した画像 (C C D センサ 4 8 の出力信号) は、前述のように、A F E 基板 5 6 によって A / D 変換等の処理を行なわれて、デジタルの画像信号 (画像データ / 画像情報) として、プロセッサ装置 1 4 に供給される。

【 0 0 4 1 】

プロセッサ装置 1 4 は、内視鏡 1 2 から供給 (出力) された画像信号 (以下、単に画像とも言う) に所定の処理を施して、内視鏡 1 2 が撮影した画像として表示装置 1 8 に表示すると共に、内視鏡装置 1 0 の制御を行なうもので、画像の処理部 1 4 a および自身を含む内視鏡装置 1 0 の全体を制御する制御部 1 4 b を有する。

【 0 0 4 2 】

図 4 に、プロセッサ装置 1 4 における画像の処理部 1 4 a を、ブロック図によって概念的に示す。

図 4 に示すように、処理部 1 4 a は、D S P 7 6 と、記憶部 7 8 と、通常光画像生成部 8 0 と、特殊光画像処理部 8 2 と、画像合成部 8 4 と、表示信号生成部 8 6 とを有する。

【 0 0 4 3 】

プロセッサ装置 1 4 において、内視鏡 1 2 から供給された画像 (R 画像、G 画像、B 画像および狭帯域 B 画像) は、D S P 7 6 に供給される。

D S P 7 6 は、公知の D S P (Digital Signal Processor) であって、供給された画像に、ガンマ補正、色補正処理等の所定の処理を施した後、記憶部 (メモリ) 7 8 の所定領域に記憶させる。

【 0 0 4 4 】

画像が記憶部 7 8 に記憶されると、通常光画像生成部 8 0 が記憶部 7 8 から R、G および B の画像を読み出して、通常光観察画像を生成する。また、特殊光画像処理部 8 2 が、記憶部 7 8 から狭帯域 B 画像および G 画像を読み出して、特殊光観察画像を生成し、この特殊光観察画像から合成用画像を生成する。

前述のように、この R、G、B および狭帯域 B 画像は、回転フィルタ 6 4 の回転によって同時に撮影された画像であり、従って、この通常光観察画像と特殊光観察画像とは、同時に撮影された画像である。

【 0 0 4 5 】

通常光画像生成部 8 0 は、読み出し部 8 0 a および画像処理部 8 0 b を有する。

読み出し部 8 0 a は、前述のように、記憶部 7 8 に記憶された各色の画像のうち、通常光観察画像となる R 画像、G 画像および B 画像を読み出し、画像処理部 8 0 b に供給する部位である。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

画像処理部 8 0 b は、読み出し部 8 0 a が読み出した R、G および B の画像に、 3×3 のマトリクス処理、階調変換処理、3 次元 L U T 処理などによる色変換処理；画面内の血管と粘膜との色味の差をつけて血管を見易くなるように、画像の平均的な色味よりも血管と粘膜との色味の差をつける方向に強調する色彩強調処理；シャープネス処理や輪郭強調などの像構造強調処理；等を行なって、通常光観察画像の画像として、画像合成部 8 4 に供給する部位である。

【 0 0 4 7 】

他方、特殊光画像処理部 8 2 は、読み出し部 8 2 a、画像処理部 8 2 b、および、合成用画像生成部 8 2 c を有する。

読み出し部 8 2 a は、前述のように、記憶部 7 8 に記憶された各色の画像のうち、特殊光観察画像となる狭帯域 B 画像および G 画像を読み出して、画像処理部 8 2 b に供給する部位である。

【 0 0 4 8 】

なお、光源装置 1 6 の回転フィルタが、図 3 (B) に示されるような狭帯域 G フィルタ 7 4 n g を含む 5 つのフィルタを有する場合には、内視鏡 1 2 から供給された画像は、R、G、B および B 狭帯域の各画像に、狭帯域 G 画像を加えた 5 画像となる。

この場合には、読み出し部 8 2 a は、G 画像は読み出さず、特殊光観察画像となる画像として、記憶部 7 8 から、狭帯域 B 画像および狭帯域 G 画像を読み出して、画像処理部 8 2 b に供給する。さらに、特殊光画像処理部 8 2 における以下の処理は、G 画像に変えて、狭帯域 G 画像に対して行なわれる。

【 0 0 4 9 】

画像処理部 8 2 b は、狭帯域 B 画像および G 画像を処理して、特殊光観察画像とする部位である。

表示画像（プロセッサ装置 1 4 からの出力画像）は、R、G および B の 3 つのサブピクセルで 1 つの画素を構成する。しかしながら、図示例においては、特殊光観察画像となる画像は、狭帯域 B 画像および G 画像しか無い。そのため、画像処理部 8 2 b は、最初に、G 画像を表示に対応する R 画素に割り付け、狭帯域 B 画像を表示に対応する G 画素および B 画素に割り付けて、表示に対応する R、G および B の 3 つのサブピクセルを 1 画素とする画像とする。

なお、画像の割り付けに先立ち、必要に応じて、画像に所定の係数を乗じる等、画像の処理（補正）を行なってもよい。

【 0 0 5 0 】

その後、画像処理部 8 2 b は、R、G および B に割り付けた画像に対して、 3×3 のマトリクス処理、階調変換処理、3 次元 L U T 処理などによる色変換処理；画面内の血管と粘膜との色味の差をつけて血管を見易くなるように、画像の平均的な色味よりも血管と粘膜との色味の差をつける方向に強調する色彩強調処理；シャープネス処理や輪郭強調などの像構造強調処理；等を行なって、特殊光観察画像として、合成用画像生成部 8 2 c に供給する。

【 0 0 5 1 】

合成用画像生成部 8 2 c は、画像処理部 8 2 b が生成した特殊光観察画像の画像に、所定の処理を施して、通常光画像生成部 8 0 が生成した通常光画像に合成（通常光観察画像に、特殊光観察画像の情報を付与）するための合成用画像を生成し、画像合成部 8 4 に供給する部位である。

【 0 0 5 2 】

図示例において、合成用画像生成部 8 2 c では、まず、画像処理部 8 2 b が生成した特殊光観察画像に対して、ローパスフィルタ（L P F）、バンドパスフィルタ（B P F）、ハイパスフィルタ（H P F）等を用いた周波数処理を施す。

なお、これらのフィルタで処理する周波数帯域は、観察部位や目的とする画像等に応じて、適宜、設定すればよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 3 】

周知のように、狭帯域 B 光および G 光（好ましくは、狭帯域 G 光）を用いた特殊光観察によれば、例えば、粘膜表層の微細血管や粘膜中深層の太い（太めの）血管を撮影することができる（これらの血管の情報が得られる）。

従って、H P F や、高周波数の所定周波数帯を通過させる B P F で特殊光観察画像を処理することにより、元の特殊光観察画像から、粘膜表層の微細血管を抽出（すなわち粘膜中深層の血管等を除去）した特殊光観察画像が得られる。なお、以下の説明では、便宜的に、この元の特殊光観察画像（C C D センサ 4 8 の撮影画像から得た特殊光観察画像）を『原特殊光画像』、原特殊光画像をフィルタ（色抽出など）で処理した特殊光観察画像を『処理済特殊光画像』とする。

10

他方、L P B や、低周波数の所定周波数帯を通過させる B P F で原特殊光画像を処理することにより、原特殊光画像から粘膜中深層の太い血管を抽出（すなわち表層微細血管等を除去）した処理済特殊光画像が得られる。

【 0 0 5 4 】

また、異なるフィルタで原特殊光画像を処理した複数の処理済特殊光画像を生成し、合成することにより、表層微細血管と中深層の太い血管（以下、中深層血管とも言う）とを選択的に再現した処理済特殊光画像など、各フィルタで抽出した特定部位のみを再生した処理済特殊光画像を生成できる。

さらに、処理済特殊光画像を、原特殊光画像や他のフィルタで処理した処理済特殊光画像から減算することにより、原特殊光画像から中深層血管を除去した画像や表層微細血管を除去した画像など、原特殊光画像から特定の部位を選択的に除去した処理済特殊光画像を生成できる。

20

【 0 0 5 5 】

すなわち、原特殊光画像（撮影した画像特殊光観察画像）を周波数処理することにより、粘膜表層の微細血管や粘膜中深層の太い血管など、特殊光画像から所望の部位を抽出し、あるいは、不要な部位を除去した処理済特殊光画像を生成できる。

従って、このような処理済特殊光画像（周波数処理を行なった特殊光観察画像）を合成用画像として、後述するように通常光観察画像に合成することにより、原特殊光画像から所望の部位を抽出および／または削除して、通常光観察画像に付与することができる。

すなわち、本発明によれば、同時（略同時）に撮影した特殊光観察画像と通常光観察画像とを取得して、明るく、奥行きを含めた撮影領域全体の構成や状態を認識し易い通常光画像を基本として、特殊光観察による注目部位の画像を付与してなる、通常光観察画像と特殊光観察画像との特性を十分に生かした画像を生成できる。

30

【 0 0 5 6 】

なお、合成用画像生成部 8 2 c は、L P F、B P F および H P F を、全て有するのに限定はされず、適宜、選択された 1 以上を有するものであってもよいが、要求に応じて、表層微細血管および中深層血管の両者の強調／除去／抑制等を行なうことを可能にするためには、少なくとも、2 つのフィルタを有するのが好ましい。また、通過帯域が異なる複数種の L P F 等、各フィルタで特性の異なる複数種のフィルタを有してもよい。

【 0 0 5 7 】

40

なお、本発明において、原特殊光画像から、目的部位を抽出あるいは除去する処理は、周波数処理に限定はされない。

周知のように、生体組織に入射した光（観察光）は、生体組織内を拡散的に伝搬するが、生体組織の光吸収・散乱特性は波長依存性を有しており、短波長の光ほど、散乱性が高くなる傾向があり、すなわち、光の深達度が低くなる。従って、表層の微細血管は狭帯域 B 光で撮影され、中深層の太い血管は G 光（狭帯域 G 光）で撮影される。そのため、特殊光観察画像では、表層の部位は青みを帯び、中深層の太い血管は緑味を帯びる。

本発明では、これを利用して、原特殊光画像から緑色抽出や青色抽出等の色成分の抽出を行い、これにより、表層の微細血管や中深層の太い血管の抽出等を行なった処理済特殊光画像を生成してもよい。

50

【 0 0 5 8 】

本発明において、原特殊光画像から、目的部位を抽出あるいは除去する処理としては、画像のコントラストも利用可能である。

すなわち、表層の微細血管や中深層血管が有る部分は、周辺に比してコントラストが高くなる。これを利用して、周辺特殊光画像から、所定値以上のコントラストを有する部分（画素）の抽出を行い、これにより、表層の微細血管や中深層の太い血管の抽出等を行なった処理済特殊光画像を生成してもよい。

この際において、抽出するコントラストの閾値は、観察部位や内視鏡 1 2 の特性などに応じて、過去の経験やシミュレーション等に応じて、適宜、設定すればよい。

【 0 0 5 9 】

10

また、癌などの病巣が有る部分は、病気の進行（進達度）や部位に応じて、表層の微細血管等が、所定の形状を有する場合が多い。

これを利用して、予め、病気の進達度や部位に特有の血管の形状（構造）を記憶しておき、パターンマッチングによって、原特殊光画像から所定の形状を有する部分の抽出を行い、これにより、表層の微細血管や中深層の太い血管の中でも、特に病巣である可能性が高い領域を優先的に抽出した、処理済特殊光画像を生成してもよい。

この際において、パターンマッチング（形状認識）は、公知の方法で行なえばよい。また、病気の進達度等に応じた血管の形状は、各種の文献に記載された物を利用してよく、明らかな病巣を撮影した画像からサンプリングを行なって取得してもよい。

【 0 0 6 0 】

20

なお、本発明においては、周波数処理、色成分の抽出、コントラストの抽出、および、形状による抽出は、1 つのみを行なってもよく、適宜、選択した複数を併用してもよい。

【 0 0 6 1 】

さらに、このような周波数処理、色成分の抽出、コントラストの抽出、形状による抽出等を行なった後に、処理によって得られた画像における絵柄の密集具合を検出し、密集具合が所定値を超えた領域を、さらに抽出して、処理済特殊光画像としてもよい。

癌などの病巣が有る部分は、表層の微細血管等が、健常な部分に比して密集する傾向にある。従って、周波数処理や色成分抽出等を行なって微細血管等の抽出を行なった画像から、密集具合を検出し、密集具合が高い領域をさらに抽出することにより、病巣の可能性が高い領域を優先的に抽出した、処理済特殊光画像を生成してもよい。

30

なお、画像の密集具合は、空間周波数の測定や M T F (Modulation Transfer Function) の測定等の公知の方法で検出すればよい。また、抽出する密集具合の閾値は、観察部位や内視鏡 1 2 の特性などに応じて、過去の経験やシミュレーション等に応じて、適宜、設定すればよい。

【 0 0 6 2 】

合成用画像生成部 8 2 c において、合成用画像を生成するための画像処理は、このような周波数処理や、色成分の抽出、コントラストの抽出、形状による抽出、密集具合の抽出等による、特定部位の抽出や除去に限定はされない。すなわち、このような特定部位の抽出や除去以外にも、必要に応じて、内視鏡画像を始めとする各種の画像に対して行なわれている、公知の各種の画像処理を施して、合成用画像を生成してもよい。

40

一例として、原特殊光画像から視認性を良くしたい部位を抽出した場合には、処理済特殊光画像に対して、シャープネス処理、輪郭強調、画像の高濃度化や高彩度化、色相変更による周辺部位（画像）との差別化等の処理を行なって、特定部位の強調処理を行なってもよい。

あるいは、原特殊光画像から除去しなかったが、診断の妨げになると考えられる部位を抽出した場合には、処理済特殊光画像に対して、低濃度化、低彩度化、符号の反転（プラス信号をマイナス信号にする）等の処理を行なって、特定部位の抑制処理を行なってもよい。

【 0 0 6 3 】

また、前述のように、癌などの病巣が有る部分は、健常な部分に比して、表層の微細血

50

管等が密集する傾向に有る。

そのため、先と同様にして処理済特殊光画像の密集具合を検出し、密集具合が所定値を超えた領域の強調処理や、密集具合が所定値以下の領域の抑制処理を行なって、病巣部の強調や健常部の抑制等を行なってもよい。

この際において、強調処理および抑制処理は、両方を行なってもよく、もしくは、いずれか一方のみを行なってもよい。また、密集具合が所定値を超えた領域の強調処理、および/または、密集具合が所定値以下の領域の抑制処理を、選択できるようにしてもよい。

【 0 0 6 4 】

また、前述のように、特殊光観察で撮影した表層の微細血管は青味を帯び、同中深層の血管は緑味を帯びている。すなわち、特殊光観察画像は、実際の生体の色味とは異なり、不自然さや違和感を感じる場合も有る。

10

これに応じて、処理済特殊光画像の色味を、通常の生体に合わせて変更して、生体本来の色味に対応する画像にしてもよい。あるいはさらに、処理済特殊光画像の色味の変更を行なった上で、シャープネス処理や輪郭強調等の強調処理を行なうようにしてもよい。

逆に、表層微細血管や中深層血管を、より、視認し易くするために、逆に、生体本来との処理済特殊光画像の色味の違いを、強調するような処理を行なってもよい。

【 0 0 6 5 】

なお、このような強調や抑制等を行なうタイミングには、特に限定はない。

例えば、表層微細血管を抽出した処理済特殊光画像と、中深層血管を抽出した処理済特殊光画像とを作成して、両者を合成して合成用画像を生成する場合には、個々の処理済特殊光画像に強調処理等を施した後に合成して合成用画像としてもよく、あるいは、2つの処理済特殊光画像を合成した後に、強調処理等を行なって合成用画像としてもよい。

20

また、強調処理等を行なった後に複数の処理済特殊光画像を合成して合成用画像を生成する場合には、個々の処理済特殊光画像に施す処理は同じである必要はない。例えば、2つの処理済特殊光画像を合成して合成用画像を生成する際には、同じ強調処理でも互いに強度や画像処理方法を変えてもよく、あるいは、一方の処理済特殊光画像のみに強調処理等を施してもよく、あるいは、一方の処理済特殊光画像は強調処理を行い、他方の処理済特殊光画像は抑制処理を行なってもよい。

【 0 0 6 6 】

このような合成用画像生成部 8 2 c での画像の処理は、入力装置 2 0 あるいはさらに内視鏡 1 2 の操作部 2 8 に、微細血管の表示 / 強調 / 抑制 / 除去、中深層血管の表示 / 強調 / 抑制 / 除去、所定部位の色変換等を指示するための指示手段（選択手段）を設け、この指示手段による指示入力に応じて行なうようにすればよい。

30

【 0 0 6 7 】

合成用画像処理部 8 2 c は、原特殊光画像（元の特殊光観察画像）に所定の処理を施して、合成用画像を生成したら、合成用画像を画像合成部 8 4 に供給する。

画像合成部 8 4 は、特殊光画像処理部 8 2 から供給された合成用画像と、通常光画像生成部 8 0 から供給された通常光観察画像とを合成して、表示装置 1 8 に表示するための合成画像として、表示信号生成部 8 6 に供給する。

画像合成部 8 4 における画像合成方法には、特に限定はなく、公知の画像合成方法が、各種、利用可能である。

40

【 0 0 6 8 】

表示信号生成部 8 6 は、画像合成部 8 4 から供給された合成画像に、色空間の変換や拡大 / 縮小等の必要な処理を行い、また、画像の割り付けや被検者の氏名などの文字情報の組み込み等の必要な処理を行なって、合成画像を組み込んだ表示用の画像を生成し、表示装置 1 8 に、この画像を表示させる。

【 0 0 6 9 】

なお、表示信号生成部 8 6 は、合成画像のみならず、入力装置 2 0 や内視鏡 1 2 の操作部 2 8 に設けられた指示手段による指示に応じて、通常光画像生成部 8 0 や特殊光画像処理部 8 2 から画像を受け取り、表示装置 1 8 に、合成画像のみならず、通常光観察画像や

50

特殊光観察画像（原特殊光画像および／または処理済特殊光画像）を表示させるようにしてもよい。

この際には、全ての画像を表示装置 18 に表示してもよく、適宜選択された 2 以上の画像を表示装置 18 に表示してもよく、適宜選択された 1 画像を表示装置 18 に表示してもよい。さらに、3 画像表示や 2 画像表示などの表示形態や、表示する画像を、トグル式に切り替え可能にしてもよい。

【0070】

以下、内視鏡装置 10 の作用の一例を説明する。

入力装置 20 によって、内視鏡 12 による撮影開始が指示されると、光源装置 16 の光源 60 が点灯し、回転駆動源 72 が回転フィルタ 64 の回転を開始し、さらに、CCD センサ 48 が、回転フィルタ 64 の回転に同期して撮影（測光）を開始する。

10

【0071】

光源 60 が照射した光は、コリメータレンズ 62 が成形し、回転フィルタ 64 が、R 光、G 光、B 光、および狭帯域 B 光（あるいはさらに狭帯域 G 光）に時分割して、集光レンズ 68 が光ファイバ 70 に入射させる。

光ファイバ 70 は、入射した光を伝搬して、観察光として、接続部 16a から内視鏡 12 のコネクタ 32 に供給する。

【0072】

内視鏡 12 のコネクタ 32 に供給された観察光は、光ファイバ 52 がスコープ部 42 まで伝搬して、スコープ部 42 において、光ファイバ 52 の先端から出射して、照明用レンズ 50 によって観察部位（生体内）に照射される。

20

観察光が照射された観察部位の画像は、撮影レンズ 46 によって CCD センサ 48 の受光面に結像され、CCD センサ 48 によって撮影（測光）され、R 画像、G 画像、B 画像および狭帯域 B 画像（あるいはさらに狭帯域 G 画像）が、面順次で撮影される。

CCD センサ 48 の出力信号は、AFE 基板 56 に供給される。AFE 基板 56 は、CCD センサ 48 の出力信号に、相関二重サンプリングによるノイズ除去、増幅、A/D 変換等を行い、されて、デジタルの画像信号として、プロセッサ装置 14（処理部 14a）の DSP 76 に供給する。

【0073】

DSP 76 は、供給された画像（画像信号）にガンマ補正、色補正処理等の所定の処理を施した後、処理済の画像を記憶部 78 の所定部位に記憶させる。

30

画像信号が記憶部 78 に記憶されると、通常光画像生成部 80 では、読み出し部 80a が、記憶部 78 から R 画像、G 画像および B 画像の画像信号を読み出して画像処理部 80b に供給する。また、特殊光画像処理部 82 の読み出し部 82a が、記憶部 78 から狭帯域 B 画像および（狭帯域）G 画像を読み出し、画像処理部 82b に供給する。

【0074】

通常光画像生成部 80 では、画像処理部 80b が、色変換処理、色彩強調処理および像構造強調処理を行なって、通常光観察画像の画像として、画像合成部 84 に供給する。

【0075】

他方、特殊光画像処理部 82 では、画像処理部 82b が、G 画像を表示の R 画素に割り付け、狭帯域 B 画像を表示の B および G 画素に割りつけて、3 つのサブピクセルからなる画素とし、さらに、画像に、色変換処理、色彩強調処理および像構造強調処理を行なって、特殊光観察画像（原特殊光画像）として、合成用画像生成部 82c に供給する。

40

【0076】

原特殊光画像を供給された合成用画像生成部 82c は、原特殊光画像に周波数処理等を施して、合成用画像を生成する。

例えば、原特殊光画像を HPF で処理して、表面微細血管を抽出（すなわち、中深層の太い血管を除去）した処理済特殊光画像を生成し、合成用画像とする。

あるいは、原特殊光画像を HPF で処理して表面微細血管を抽出した第 1 の処理済特殊光画像、および、原特殊光画像を LPF で処理して中深層血管を抽出した第 2 の処理済特

50

殊光画像を生成する。次いで、第１の処理済特殊光画像には強調処理、第２の処理済特殊光画像には抑制処理を施す。その後、第１の処理済特殊光画像と第２の処理済特殊光画像とを合成することで、表面微細血管を強調し中深層の太い血管を抑制した処理済特殊光画像を生成し、合成用画像とする。

合成用画像を生成したら、合成用画像生成部８２ｃは、生成した合成用画像を、画像合成部８４に供給する。

【００７７】

画像合成部８４は、通常画像生成部８０から供給された通常光観察画像に、特殊光画像処理部８２から供給された合成用画像を合成して、通常光観察画像に特殊光画像の情報を付与した合成画像を生成し、表示信号生成部８６に供給する。

10

合成画像を供給された表示信号生成部８６は、この合成画像を組み込んだ表示用の画像を生成し、この画像を、表示装置１８に表示させる。

【００７８】

以上の例は、本発明の画像処理装置を、Ｒ光、Ｇ光、Ｂ光および狭帯域Ｂ光のフィルタを有する回転フィルタ６４を用いる光源装置１６と、モノクロのＣＣＤセンサ４８を用いる内視鏡１２とを有する内視鏡装置１０に利用した例であるが、本発明は、これに限定はされない。

すなわち、本発明の画像処理装置（図示例のプロセッサ装置１４）は、通常光観察画像および特殊光観察画像と成り得る画像を、同時（もしくは略同時）に撮影可能な光源装置および内視鏡を用いる内視鏡装置に、各種、利用可能である。

20

【００７９】

例えば、図１および図２に示す内視鏡装置１０において、光源装置１６の回転フィルタを無くし、さらに、内視鏡１２のＣＣＤセンサをモノクロのＣＣＤセンサ４８ではなく、入射した光を、Ｒ光、Ｇ光、Ｂ光および狭帯域Ｂ光（あるいはさらに狭帯域Ｇ光）に分光して測光する４色（５色）のＣＣＤセンサに変えて、Ｒ画像、Ｇ画像、Ｂ画像および狭帯域Ｂ画像を撮影して、先と同様に、同時に撮影された通常光観察画像および特殊光観察画像を得る構成が、例示される。

【００８０】

別の例として、図１および図２に示す内視鏡装置１０において、光源装置１６の回転フィルタ６４を、無色透明フィルタ（あるいは素抜け部）と白色光を狭帯域Ｂ光にする狭帯域Ｂフィルタとを回転方向に有する回転フィルタに変更し、内視鏡１２のモノクロのＣＣＤセンサ４８を、通常のカラ－のＣＣＤセンサに変更する構成が、例示される。

30

なお、通常のカラ－のＣＣＤセンサとは、一般的な内視鏡やデジタルカメラ等に利用されている、入射した光を、Ｒ光、Ｇ光およびＢ光の３原色に分光して測光するセンサである。

【００８１】

この構成では、光源装置は、回転フィルタの回転によって、観察光として、無色透明フィルタを通過した白色光と、狭帯域Ｂフィルタを通過した狭帯域Ｂ光とを、交互に内視鏡に供給する。これに対応して、内視鏡のカラ－のＣＣＤセンサは、回転フィルタの回転に同期して、白色光を観察光とするＲ、ＧおよびＢ画像からなる通常光観察画像と、狭帯域Ｂ光を観察光とする狭帯域Ｂ画像を、交互に撮影して、出力する。

40

これにより、プロセッサ装置１４の記憶部７８には、前述の例と同様に、同時に撮影されたＲ、ＧおよびＢ画像、ならびに、狭帯域Ｂ画像が記憶される。

従って、先と同様に、記憶部７８に記憶した画像から、通常光画像生成部８０がＲ、ＧおよびＢ画像を読み出し、特殊光画像処理部８２が、狭帯域Ｂ画像およびＧ画像を読み出すことで、同時（略同時）に撮影された通常光観察画像および特殊光観察画像を得ることができる。

【００８２】

なお、この構成においても、回転フィルタに、無色透明フィルタおよび狭帯域Ｂフィルタに加え、狭帯域Ｇフィルタを設け、先と同様に、狭帯域Ｂ画像および狭帯域Ｇ画像から

50

特殊光観察画像を生成してもよいのは、もちろんである。

【 0 0 8 3 】

同様に、通常のカラーＣＣＤセンサを有する内視鏡を利用する例として、図５に示す光源装置９０を用いる構成が例示される。

なお、図５において、図２に示す例と同じ部材には同じ符号を付し、以下の説明は、異なる部位を主に行なう。また、符合１２Ａで示す内視鏡において、ＣＣＤセンサ４８Ａは前記通常のカラーのＣＣＤセンサである。

【 0 0 8 4 】

この光源装置９０は、先と同様の光源６０と、分波器９２と、Ｂファイバ９４ｂ、Ｇファイバ９４ｇおよびＲファイバ９４ｒと、Ｂフィルタ９６ｂ、Ｇフィルタ９６ｇおよびＲフィルタ９６ｒと、合波器９８と、光ファイバ１００と、先と同様の接続部１６ａとを有する。

10

【 0 0 8 5 】

図示例の光源装置９０において、光源６０が照射した白色光は、分波器９２によって３つに分波され、それぞれ、光ファイバであるＢファイバ９４ｂ、Ｇファイバ９４ｇおよびＲファイバ９４ｒに入射され、合波器９８に向けて伝搬される。

ここで、分波器９２から合波器９８に至るＢファイバ９４ｂの途中にはＢフィルタ９６ｂが、同Ｇファイバ９４ｇの途中にはＧフィルタ９６ｇが、同Ｒファイバ９４ｒの途中にはＲフィルタ９６ｒが、それぞれ、配置される。なお、各光ファイバと、各フィルタとの間における光の入／出射は、公知の方法で行なえばよい。

20

【 0 0 8 6 】

Ｂフィルタ９６ｂは、白色光をＢの狭帯域光にするフィルタである。また、Ｇフィルタ９６ｇは、白色光をＧの狭帯域光（もしくはＧの帯域光）にするフィルタである。さらに、Ｒフィルタ９６ｒは、白色光をＲの帯域光にするフィルタである。

従って、Ｂファイバ９４ｂを伝搬される光はＢフィルタ９６ｂによって狭帯域Ｂ光とされ、Ｇファイバ９４ｇを伝搬される光はＧフィルタ９６ｇによって狭帯域Ｇ光とされ、Ｒファイバ９４ｒを伝搬される光はＲフィルタ９６ｒによってＲ光とされて、それぞれ、合波器９８に入射する。

【 0 0 8 7 】

狭帯域Ｂ光、狭帯域Ｇ光およびＲ光は、合波器９８において１本にされ、光ファイバ１００によって伝搬され、接続部１６ａから、内視鏡１２Ａに供給される。

30

すなわち、内視鏡には、狭帯域Ｂ光、狭帯域Ｇ光およびＲ光が混合された、擬似的な白色光が供給され、内視鏡は、この擬似的な白色光を観察光として、撮影を行なう。

前述のように、内視鏡のＣＣＤセンサは、カラーのＣＣＤセンサである。従って、内視鏡からは、Ｒ画像、Ｇ画像およびＢ画像が出力され、プロセッサ装置１４の記憶部７８に記憶される。

【 0 0 8 8 】

ここで、観察光は、狭帯域Ｂ光、狭帯域Ｇ光およびＲの帯域光を混合してなる擬似的な白色光で、ＣＣＤセンサ４８Ａは、カラーのＣＣＤセンサである。従って、ＣＣＤセンサ４８Ａが測光したＢ画像、Ｇ画像およびＲ画像を用いて、画像を生成することにより、白色光を観察光として用いた、通常光観察の画像を生成できる。

40

また、観察光のＢ光およびＧ光は、共に、その色の狭帯域光である。従って、ＣＣＤセンサ４８が測光したＢ画像およびＧ画像を用いて、画像を生成することにより、狭帯域Ｂ光および狭帯域Ｇ光を観察光として用いた、特殊光観察の画像を生成できる。

従って、記憶部７８に記憶した画像から、通常光画像生成部８０がＲ、ＧおよびＢ画像を読み出し、特殊光画像処理部８２が、Ｂ画像およびＧ画像を読み出すことで、同時に撮影された通常光観察画像および特殊光観察画像を得ることができる。

【 0 0 8 9 】

図５に示す光源装置９０においては、各フィルタと合波器９８との間に、互いに独立して光量調整可能な光量調節手段を設け、各光の光量（光強度）を、Ｂ光＞Ｇ光＞Ｒ光とし

50

て、合波器 9 8 に供給するのが好ましい。

一般的なカラー CCD センサは、B、G および R の各色のフィルタ特性により、B、G および R の各色の画素は、隣接する色の領域まで感度を有する。すなわち、G 画素には、G の狭帯域光に加えて R の帯域光も入射 / 測光され、B 画素には、B の狭帯域光に加えて G の狭帯域光も入射 / 測光される。

これに対して、光量を B 光 > G 光 > R 光とすることにより、CCD センサの B 画素に入射する光において狭帯域 B 光を支配的にでき、同様に G 画素に入射する光において、狭帯域 G 光を支配的にできる。これにより CCD センサが読み取った画像から、適正な通常光観察画像および特殊光観察画像の生成が可能になる。

【0090】

10

また、観察光における光量を B 光 > G 光 > R 光とした場合には、通常光画像生成部 8 0 において、最初に、各画像のゲイン調整を行なって、画像を、B、G および R の光量が等しい白色の観察光で撮影を行なった場合と、同様の画像にするのが好ましい。

ゲイン調整は、例えば、補正係数の乗算や LUT を用いた処理によって、G 画像および R 画像の増幅処理や、B 画像および G 画像の減縮処理を行い、画像を、B、G および R の光量が等しい白色の観察光で撮影を行なった場合と、同様とすればよい。

【0091】

さらに、同様に通常のカラーの CCD センサを有する内視鏡を利用する例として、図 6 に示す光源装置 1 1 0 と内視鏡 1 1 2 とを用いる構成が例示される。

なお、図 6 において、図 5 に示す例と同じ部材には同じ符号を付し、以下の説明は、異なる部位を主に行なう。

20

【0092】

光源装置 1 1 0 は、4 4 5 L D 1 1 4 と、4 0 5 L D 1 1 6 と、光ファイバ 1 1 8 a、9 8 b および 9 8 c と、合波器 1 2 0 とを有する。

4 4 5 L D 1 1 4 は、中心波長 4 4 5 n m の図 7 に示す分光特性を有する B 光のレーザ光源である。他方、4 0 5 L D 1 1 6 は、図 7 に示す分光特性を有する中心波長 4 0 5 n m の狭帯域の青紫色 (V) 光のレーザ光源である。

4 4 5 L D 1 1 4 が照射した B 光は光ファイバ 1 1 8 a によって伝搬され、4 0 5 L D 1 1 6 が照射した V 光は光ファイバ 1 1 8 b によって伝搬され、共に、合波器 1 2 0 によって 1 本に合波される。

30

【0093】

合波された B 光および V 光は、光ファイバ 1 1 8 c によって伝搬され、接続部 1 6 a から内視鏡 1 1 2 のコネクタ 3 2 に供給され、光ファイバ 5 2 に入射して伝搬されて、光ファイバ 5 2 の先端から出射する。

ここで、内視鏡 1 1 2 において、光ファイバ 5 2 の先端部には、蛍光体 1 2 4 が配置されている。蛍光体 1 2 4 は、B 光の一部を吸収して、緑色 ~ 黄色に励起発光する複数種の蛍光体 (例えば Y A G 系蛍光体、或いは B A M (B a M g A l ₁₀ O ₁₇) 等の蛍光体) を含んで構成される。これにより、B 光を励起光とする緑色 ~ 黄色の励起発光光と、蛍光体 2 4 で吸収されずに透過した B 光とが合わされて、疑似的な白色光となる。

なお、4 0 5 L D 1 1 6 が照射した V 光 (V レーザ光) は、この蛍光体 1 2 4 には殆ど吸収されずに透過する。

40

【0094】

図 7 に、4 0 5 L D 1 1 6 が照射した V 光と、4 4 5 L D 1 1 4 が照射した B 光と、B 光によって励起された蛍光体 2 4 による発光スペクトルの分光特性を示す。

図 7 に示すように、4 0 5 L D 1 1 6 が照射した V 光は、中心波長 4 0 5 n m の輝線 (プロファイル A) で表される、V の狭帯域光である。

また、4 4 5 L D 1 1 4 が照射した B 光は、中心波長 4 4 5 n m の輝線で表される。さらに、B 光による蛍光体 2 4 からの励起発光光は、概ね 4 5 0 n m ~ 7 0 0 n m の波長帯域で発光強度が増大する分光強度分布となる。

【0095】

50

従って、光源装置 110 において、445LD114のみを点灯した場合には、蛍光体 24 による励起発光光と、蛍光体 24 に吸収されなかった 445LD114 からの B 光とによる疑似的な白色光（プロファイル B）が形成され、白色光を観察光とする通常光観察が可能となる。

また、445LD114と405LD116との両者を点灯した場合には、さらに、プロファイル A で示す V の狭帯域 B 光が観察光に加わり、特殊光撮影が可能となる。

【0096】

すなわち、制御部 14b による制御に応じて、光源装置 16 において、405LD116 を所定周期で on/off（あるいは高出力点灯および低出力点灯を交互に行い）し、内視鏡 112 において、この 405LD116 の on/off に同期して CCD センサ 48A によって画像を撮影する。

10

これに応じて、405LD116 が off（低出力）の際に記憶部 78 に記憶した画像から、通常光画像生成部 80 が R、G および B 画像を読み出し、かつ、405LD116 が on（高出力）の際に記憶部 78 に記憶した画像から、特殊光画像処理部 82 が、B 画像および G 画像を読み出すことで、同時（略同時）に撮影された通常光観察画像および特殊光観察画像を得ることができる。

【0097】

なお、本例においては、405LD116 の on/off を行なわずに、合成画像を生成する際には、405LD116 を常時点灯した状態として、同様に、同時に撮影された通常光観察画像および特殊光観察画像を得てもよい。

20

【0098】

以上、本発明の画像処理装置について詳細に説明したが、本発明は、上述の例に限定はされず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行ってもよい。

【符号の説明】

【0099】

- 10 内視鏡装置
- 12, 12A, 112 内視鏡
- 14 プロセッサ装置
- 16, 90, 110 光源装置
- 18 表示装置
- 20 入力装置
- 26 挿入部
- 28 操作部
- 30 ユニバーサルコード
- 32 コネクタ
- 36 ビデオコネクタ
- 38 軟性部
- 40 湾曲部
- 42 スコープ部
- 46 撮影レンズ
- 48, 48A CCD センサ
- 50 照明用レンズ
- 52, 70, 100, 118a, 118b, 118c 光ファイバ
- 56 AFE 基板
- 60 光源
- 62 コリメータレンズ
- 64 回転フィルタ
- 68 集光レンズ
- 72 回転駆動源
- 74r R フィルタ

30

40

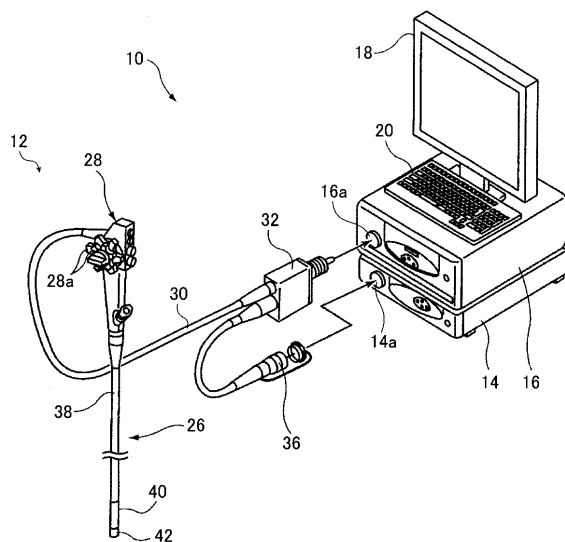
50

7 4 g G フィルタ
7 4 b B フィルタ
7 6 D S P
7 8 記憶部
8 0 通常光画像生成部
8 0 a , 8 2 a 読み出し部
8 0 b , 8 2 b 画像処理部
8 2 c 合成用画像生成部
8 2 特殊光画像処理部
8 4 画像合成部
8 6 表示信号生成部
9 2 分波器
9 4 b B ファイバ
9 4 g G ファイバ
9 4 r R ファイバ
9 6 b B フィルタ
9 6 g G フィルタ
9 6 r R フィルタ
9 8 , 1 2 0 合波器
1 1 4 4 4 5 L D
1 1 6 4 0 5 L D

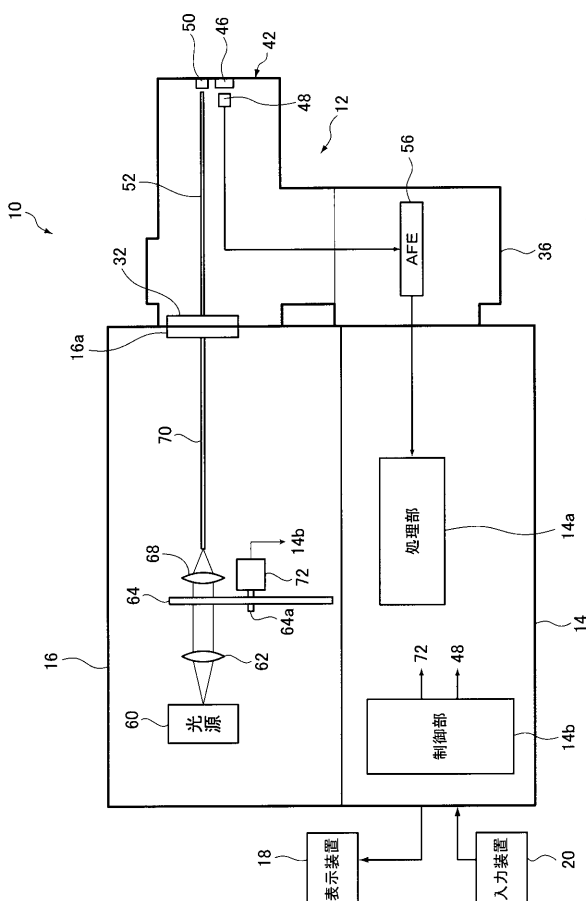
10

20

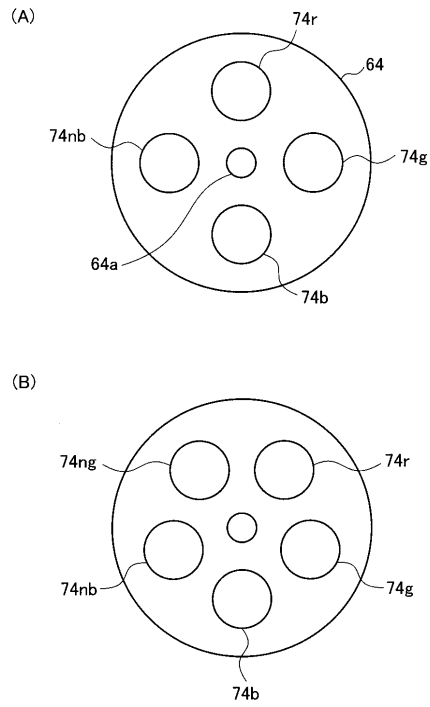
【图 1】



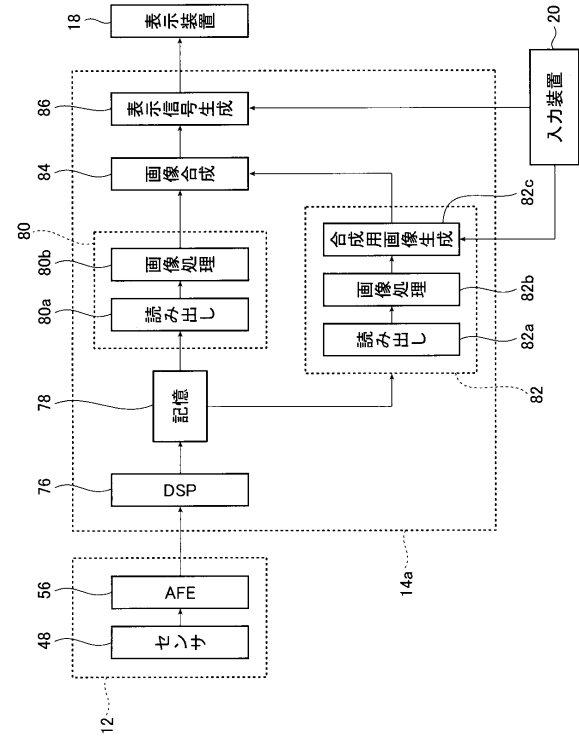
【圖 2】



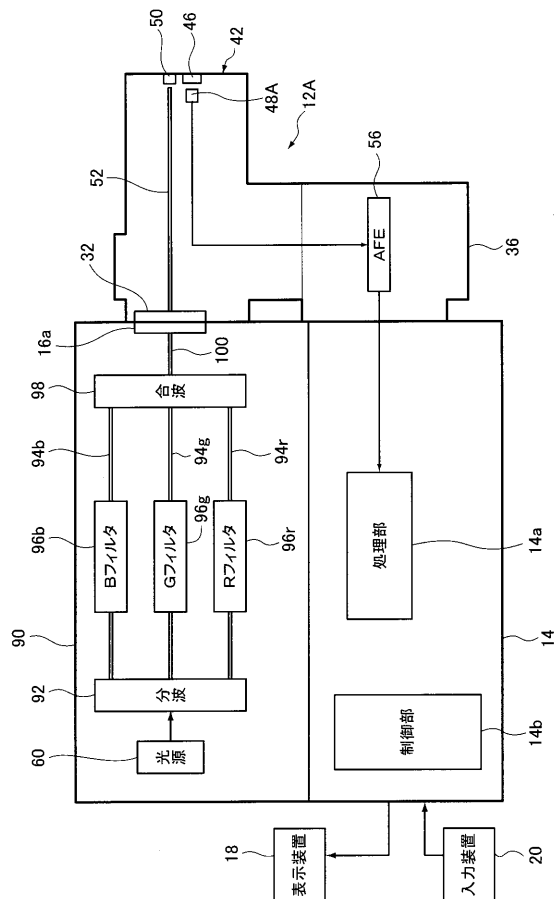
【図 3】



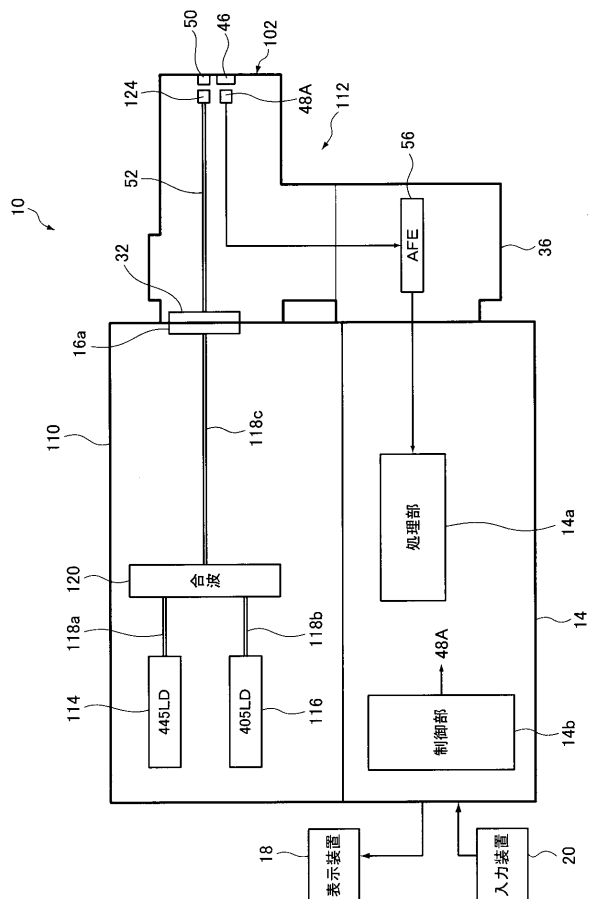
【図 4】



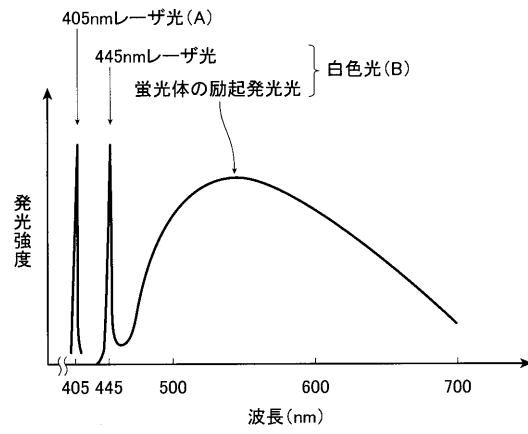
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

審査官 濱本 禎広

(56)参考文献 特開 2 0 0 9 - 0 2 2 3 7 6 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 2 3 6 4 1 5 (J P , A)
特開昭 6 2 - 2 6 6 0 2 8 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 0 6 6 3 0 1 (J P , A)
特開昭 6 3 - 0 7 9 6 3 2 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 1 4 8 9 8 7 (J P , A)
特開平 1 1 - 0 8 8 7 2 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	图像处理设备		
公开(公告)号	JP5501210B2	公开(公告)日	2014-05-21
申请号	JP2010280629	申请日	2010-12-16
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	加來俊彦		
发明人	加來 俊彦		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26 G06T1/00		
CPC分类号	H04N5/2256 A61B1/00009 A61B1/005 A61B1/043 A61B1/05 A61B1/0669 A61B1/07 G02B23/2461 G02B23/2469 G02B23/2476 G02B23/26 G02B26/008 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D G02B23/24.B G02B23/26.B G06T1/00.290.Z A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/BB01 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR26 4C061/SS22 4C061/SS23 4C061/TT13 4C061/WW04 4C061/WW05 4C061/WW06 4C061/WW07 4C161/BB01 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR26 4C161/SS22 4C161/SS23 4C161/TT13 4C161/WW04 4C161/WW05 4C161/WW06 4C161/WW07 5B057/AA07 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5L096/AA02 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA02 5L096/CA13 5L096/EA07 5L096/GA12 5L096/GA40		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP2012125461A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种图像处理装置，其能够显示由内窥镜装置捕获的图像，该内窥镜装置具有使用窄带光的特殊光观察图像和使用白光的普通光观察图像两者的特性。到。一种图像获取装置，用于获取用白光拍摄的普通光观察图像和用普通光观察图像同时用预定窄带光拍摄的特殊光观察图像，以及由图像获取装置获取的特殊图像通过在光观察图像上包括预定处理和将通过预定处理生成的特殊光观察图像的信息添加到普通光观察图像的图像处理单元来解决上述问题。[选图]图4

【图 1】

