

(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2005-198794

(P2005-198794A)

(43) 公開日 平成17年7月28日(2005.7.28)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 G 0 4 3
A 6 1 B 1/04	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24	G 0 2 B 23/24 B	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/26	G 0 2 B 23/26 B	5 C 0 2 2
H 0 4 N 5/225	H 0 4 N 5/225 C	
審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 10 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2004-7475 (P2004-7475)  
 (22) 出願日 平成16年1月15日 (2004.1.15)

(71) 出願人 000000527  
 ペンタックス株式会社  
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号  
 (74) 代理人 100090169  
 弁理士 松浦 孝  
 (74) 代理人 100127306  
 弁理士 野中 剛  
 (72) 発明者 池谷 浩平  
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ  
 ンタックス株式会社内  
 (72) 発明者 福山 三文  
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ  
 ンタックス株式会社内

最終頁に続く

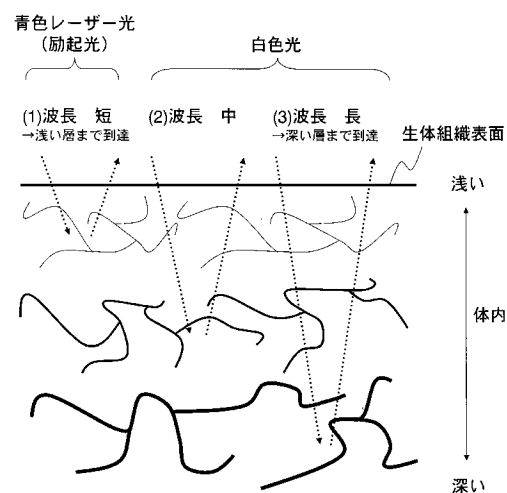
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

## (57) 【要約】

【課題】 通常観察画像に加えて生体組織表面から浅い領域における鮮明な画像を取得する装置を提供する。

【解決手段】 内視鏡装置は、波長帯域の広い光を照射する第1光源部を備える。波長が短く且つ波長帯域が狭い光を照射する第2光源部を備える。第1、第2光源部を切り替えて観察面に照射する光源切り替え部を備える。第1、第2光源部の各光の照射時に撮像により得られた第1、第2画像信号のうち先に照射して得られた画像信号を一時記録する第1画像メモリ部を備える。第1、第2画像信号を合成する映像信号合成部を備える。第1、第2画像信号のうち後に照射して得られた画像信号を一時記録する第2画像メモリ部を備える。第2光源部は、レーザーによる青色光源を有する。第2画像信号は、第2光源部の照射時に得られた画像信号のうち高周波成分だけを取り出して得られる。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

波長帯域の広い光を照射する第 1 光源部と、  
波長が短く且つ波長帯域が狭い光を照射する第 2 光源部と、  
前記第 1、第 2 光源部を切り替えて観察面に照射する光源切り替え部と、  
前記第 1、第 2 光源部の各光の照射時に撮像により得られた第 1、第 2 画像信号のうち  
先に照射して得られた画像信号を一時記録する第 1 画像メモリ部と、  
前記第 1、第 2 画像信号を合成する映像信号合成部とを備える内視鏡装置。

**【請求項 2】**

前記第 1、第 2 画像信号のうち後に照射して得られた画像信号を一時記録する第 2 画像  
メモリ部をさらに備えた請求項 1 に記載の内視鏡装置。 10

**【請求項 3】**

前記第 1 光源部は、放電ランプによる白色光源を有することを特徴とする請求項 1 に記  
載の内視鏡装置。

**【請求項 4】**

前記第 2 光源部は、レーザーによる青色光源を有することを特徴とする請求項 1 に記載  
の内視鏡装置。

**【請求項 5】**

前記第 2 光源部が発する光の波長帯域は、400nm から 420nm であることを特徴  
とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。 20

**【請求項 6】**

前記第 2 画像信号は、第 2 光源部の照射時に撮像により得られた画像信号のうち高周波  
成分だけを取り出して得られることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 7】**

前記第 2 画像信号を構成する画素信号のそれぞれは、前記第 2 光源部の照射時に得られ  
た画像信号を構成する画素信号のそれぞれにおいて隣接画素との輝度情報の差分値である  
ことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】**

30

**【0001】**

本発明は、内視鏡装置に関し、特に、波長帯域幅の異なる 2 つの光源を用いた内視鏡装  
置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

体腔内の観察や検査を行う内視鏡装置において、波長の短い光は生体組織表面から浅い  
領域にまで到達して反射し、波長の長い光は生体組織表面から深い領域にまで到達して反  
射する特性を使って、波長の異なる光を観察面に照射することのできる光源装置が提案さ  
れている。

**【0003】**

40

特許文献 1 は、キセノンランプなどの放電ランプによる白色光を、フィルタを使って波  
長の異なる R、G、B の三色に分けて照射させ、フィルタの透過度合いを調整することに  
よって生体組織表面から所望する深度の情報を得る装置を開示する。

【特許文献 1】特開 2002 - 95635 号公報

**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

しかし、この装置において光源となるキセノンランプなどの放電ランプによる白色光は  
、波長帯域が広く一定の波長分布の広がりを持っている。そのため、フィルタを用いたと  
しても波長帯域を狭めることは困難で、所望の深度以外の領域の画像情報も得られてしま 50

い鮮明な画像を得るまでに至らなかった。

【0005】

図1に、一般的なCCDにおけるフィルタの分光特性と、後述する青色レーザー光の波長帯域をグラフで示す。400～700nm程度の幅広い波長帯域を有する白色光では、フィルタによってBを中心とした分光、Gを中心とした分光、Rを中心とした分光を行うことは可能であるが、フィルタによる分光では、一定の幅以下に波長帯域を抑えることは困難であることが分かる。

【0006】

また、白色光は、幅広い波長帯域を有するが比較的波長の長い500nm以上の波長帯域の成分が多く、比較的波長の短い500nm以下の波長帯域の成分が少ない。そのため通常観察画像を得ることには問題が生じないが、生体組織表面から浅い領域の画像を鮮明に得るために、フィルタによって波長の短い光だけを分光して照射すると照明光量不足が生じていた。

【0007】

したがって本発明の目的は、通常観察画像に加えて生体組織表面から浅い領域における鮮明な画像を取得する装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明に係る内視鏡装置は、波長帯域の広い光を照射する第1光源部と、波長が短く且つ波長帯域が狭い光を照射する第2光源部と、第1、第2光源部を切り替えて観察面に照射する光源切り替え部と、第1、第2光源部の各光の照射時に撮像により得られた第1、第2画像信号のうち先に照射して得られた画像信号を一時記録する第1画像メモリ部と、第1、第2画像信号を合成する映像信号合成部とを備える内視鏡装置。これにより、白色光照射により得られる生体組織表面から深い領域の画像に加えて、励起光照射により得られる生体組織表面から浅い領域の画像を合成して、観察面の鮮明な画像を取得することが可能になる。

【0009】

好ましくは、第1、第2画像信号のうち後に照射して得られた画像信号を一時記録する第2画像メモリ部をさらに備える。

【0010】

また、好ましくは、第1光源部は、放電ランプによる白色光源を有する。

【0011】

また、好ましくは、第2光源部は、レーザーによる青色光源を有する。これにより、特定の波長で狭い波長領域を有する光を励起光として照射することが可能となる。

【0012】

また、好ましくは、第2光源部が発する光の波長帯域は、400nmから420nmである。

【0013】

また、好ましくは、第2画像信号は、第2光源部の照射時に得られた画像信号のうち高周波成分だけを取り出して得られる。これにより、励起光照射により得られた画像のうち輪郭部分を強調させた第2画像信号を第1画像信号と合成させることができ、生体組織表面から浅い領域の画像をより鮮明に得ることが可能になる。

【0014】

さらに好ましくは、第2画像信号を構成する画素信号のそれぞれは、第2光源部の照射時に撮像により得られた画像信号を構成する画素信号のそれぞれにおいて隣接画素との輝度情報の差分値である。これにより、励起光照射により得られた画像の輪郭部分の情報を簡易に得ることが可能になる。

【発明の効果】

【0015】

以上のように本発明によれば、通常観察画像に加えて生体組織表面から浅い領域にお

10

20

30

40

50

る鮮明な画像を取得する装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明の実施形態について、図2～7を参照して説明する。図2は、内視鏡装置の構成図を示す。本実施形態に係る内視鏡装置は、電子スコープ10と、カラープロセッサ（電子内視鏡用プロセッサ）20と、カラーモニタ40とを備える。電子スコープ10は、カラープロセッサ20の制御により、被写体を撮像する。撮像により得られた画像信号はカラープロセッサ20によってカラーモニタ40で出力（画面表示）が可能な映像信号に変換される。変換された映像信号はアナログ信号でカラーモニタ40に伝達される。伝達された映像信号は、カラーモニタ40によって出力される。使用者は、カラーモニタ40による出力結果により、電子スコープで撮像された被写体映像を観察することができる。

10

【0017】

電子スコープ10は、撮像部11と、照明部12とを有し、照明部12が被写体に適度な光量を与えながら撮像部11が被写体を撮像する。

【0018】

撮像部11は、対物レンズ11a、CCDなどの撮像素子11bとを有する。撮像素子11bの駆動は、後述する制御回路24が出力するクロックパルスに従って行われる。被写体の撮像によって撮像素子11bに蓄積された電荷は、画像信号としてRとGとBに色分離されて、映像信号処理部21に転送される。

20

【0019】

照明部12は、白色光を発し、光誘導部材12b、配光レンズ12aを介して生体組織に照射する第1光源部26からの光、及び励起光を発し、光誘導部材12b、配光レンズ12aを介して、生体組織に照射する第2光源部27からの光を照射面に供給する。電子スコープ10と、カラープロセッサ20は、コネクタ部（不図示）で電氣的、光学的に接続される。

【0020】

カラープロセッサ20は、映像信号処理部21、制御回路24、第1、第2光源部26、27、及び光源切り替え部30を有しており、電子スコープ10で撮像し電荷転送された画像信号を、カラーモニタ40で出力できる映像信号に変換する。

30

【0021】

映像信号処理部21は、電子スコープ10から送られてきた画像信号を前段映像信号処理回路21aでA/D変換、ガンマ補正、輪郭強調、及び増幅し、メモリ切り替え部21bを介して、第1、第2画像メモリ部21c、21dに順次一時記録する。メモリ切り替え部21bは、後述する光源切り替え部30で第1、第2光源部26、27のいずれかに切り替えられた光源に対応して画像信号を一時記録させるメモリを切り替える。第1画像メモリ部21cは、第1光源部26から供給された白色光照射による第1画像信号を一時記録する。第2画像メモリ部21dは、第2光源部27から供給された励起光照射による第2画像信号を一時記録する。第2画像信号は、第2光源部27から供給された励起光による画像信号のうち高周波成分だけを取り出した画像信号である。高周波成分の取り出しについては後述する。第1、第2画像メモリ部21c、21dに一時記録された第1、第2画像信号は、後段映像信号処理回路21eに転送される。後段映像信号処理回路21eは、転送された第1、第2画像信号を合成した後、Videoコンボジット信号、Y/C分離信号などの映像信号に変換し、D/A変換部21fでアナログ信号に変換された後、カラーモニタ40に出力する。

40

【0022】

制御回路24は、図示しないCPUとRAMとを有し、内視鏡装置各部の制御や信号の一時記録を行う。

【0023】

第1光源部26は、白色光を発するキセノンランプなど印加された高電圧パルスによっ

50

て放電を開始し白色光を発光する放電ランプによる白色光源を有する。第2光源部27は、励起光を含む青色レーザー光を発するレーザーダイオード(LD)などの励起光を発するレーザーによる青色光源を有する。発光された白色光、励起光は、光源切り替え部30、光ファイバなどの光誘導部材12b、配光部12aを介して被写体である生体組織(観察面)に照射される。白色光、励起光のいずれを照射させるかは、使用者が選択する。

#### 【0024】

放電ランプによる白色光は、短い波長から長い波長まで波長帯域の広い広帯域光である。レーザーによる青色レーザー光の励起光は、短い波長(400nm~420nm)で波長帯域の狭い狭帯域光である(図1参照)。

#### 【0025】

光源切り替え部30は、第1、第2シャッタ30a、30bと、ハーフミラー30cと、励起光反射ミラー30dとを有する。第1、第2シャッタ30a、30bは、開閉により白色光や励起光を透過又は遮断させる。使用者によって、白色光を観察面に照射させる選択がされた場合には、第1シャッタ30aはオープン状態にして第1光源部26からの白色光を透過させ、第2シャッタ30bはクローズ状態にして第2光源部27からの励起光を遮断する。透過された白色光はハーフミラー30cを透過して光誘導部材12b、配光部12aを介して観察面に照射される。使用者によって、励起光を観察面に照射させる選択がされた場合には、第1シャッタ30aはクローズ状態にして第1光源部26からの白色光を遮断し、第2シャッタ30bはオープン状態にして第2光源部27からの励起光を透過させる。透過された励起光は、励起光反射ミラー30d、ハーフミラー30cを反

10

20

#### 【0026】

カラーモニタ40は、映像信号を取り込んで表示することが可能な市販のカラーモニタであり、電子スコープ10で撮像され、カラープロセッサ20で変換された映像信号を、出力(画面表示)する。

#### 【0027】

配光レンズ12aを介して白色光が生体組織に照射されると、生体組織で反射されたあるいは散乱した広帯域光が対物レンズ11aで集光され撮像素子11bで受光される。配光レンズ12aを介して励起光が生体組織に照射されると、生体組織で反射されたあるいは散乱した狭帯域光と、励起された生体組織が発する自家蛍光の双方が対物レンズ11aに集光され撮像素子11cで受光される。但し自家蛍光については微弱な光なので撮像結果には大きく影響しない。

30

#### 【0028】

生体組織に対する光の深さ方向の到達度合いは、その波長に依存する。すなわち短い波長の光は生体組織表面から浅い領域にまでしか光は到達せず、長い波長の光は生体組織表面から深い領域にまで光が到達する(図3参照)。

#### 【0029】

波長帯域が広い放電ランプによる白色光は、生体組織表面から深い領域にまで光が到達し、到達した深さの範囲から反射、散乱した広帯域光によって生体組織表面から深い領域にある太い血管などを映し出すことが可能になる。そのため、生体組織の観察面の全体像を把握し易い。但し、白色光は比較的短い波長成分が多くは含まれないので、生体組織表面から浅い領域にある毛細血管などを映し出すことはできない。図4に、広帯域光による観察画像例を示す。

40

#### 【0030】

波長が短く波長帯域が狭いレーザーによる青色レーザー光の励起光は、生体組織表面付近までしか光が到達せず、到達した深さの範囲から反射、散乱した狭帯域光によって粘膜表面の毛細血管などの微細構造を映し出すことが可能になる。そのため、生体組織表面から進行が始まる癌などを発見するのに役立つ。但し、生体組織表面から深い領域にある毛

50

細血管よりも太い血管などを映し出すことはできない。図 5 に、図 4 と同じ被写体の観察面を撮像した狭帯域光による観察画像例を示す。

【 0 0 3 1 】

従って、白色光の広帯域光による観察画像に、狭帯域光による観察画像を合成することで、被写体の観察面に関する鮮明な画像を得ることが可能になる。図 6 は、図 4 の広帯域光による観察画像に、図 5 の狭帯域光による観察画像を合成した画像例である。

【 0 0 3 2 】

広帯域光による観察画像と狭帯域光による観察画像の合成については、第 1 画像信号と第 2 画像信号をそれぞれ第 1、第 2 画像メモリ部 2 1 c、2 1 d に一時記録しこれらを合成することによって得られる。第 2 画像信号は、狭帯域光による観察画像そのままでよいが、第 2 画像信号のうち毛細血管など画像を構成する輪郭線に関する情報だけを取り出して合成を行った方がより鮮明な画像を得ることが出来る。

【 0 0 3 3 】

毛細血管などの輪郭線に関する情報の取り出しは、狭帯域光による観察画像のうち高周波（高空間周波数）成分だけを取り出すことによって行う。具体的には、前段映像信号処理回路 2 1 a における輪郭強調処理で画像信号を構成する画素信号のそれぞれにおいて隣接画素との輝度情報の差分値、すなわちそれぞれの画素の輝度値と隣接画素の輝度の平均値との差分値を求める。各画素信号がこの差分値で構成される画像信号を第 2 画像信号として第 2 画像メモリ部 2 1 d に一時記録し第 1 画像信号と合成する。

【 0 0 3 4 】

これらの手順を図 7 のフローチャートで説明する。ステップ S 1 1 で内視鏡操作が開始されると、ステップ S 1 2 で第 1 シャッタ 3 0 a がオープン状態にされる。このとき第 2 シャッタ 3 0 b はクローズ状態である。ステップ S 1 3 で第 1 光源部 2 6 から白色光を観察面に向かって照射する。ステップ S 1 4 で、照射された白色光の反射による広帯域光を撮像し、第 1 画像信号を通常観察画像として第 1 メモリ 2 1 c に一時記録する。ステップ S 1 5 で、第 1 シャッタ 3 0 a をクローズ状態にし、ステップ S 1 6 で、第 2 シャッタ 3 0 b をオープン状態にする。ステップ S 1 7 で、第 2 光源部 2 7 から青色レーザー光の励起光を観察面に向かって照射する。ステップ S 1 8 で、照射された励起光の反射による狭帯域光を撮像し、狭帯域光画像として第 2 メモリ 2 1 d に一時記録する。このとき狭帯域光画像として一時記録するのは、輪郭線に関する情報を強調した第 2 画像信号である。ステップ S 1 9 で、第 2 シャッタ 3 0 b をクローズ状態にする。ステップ S 2 0 で、第 1、第 2 画像メモリ 2 1 c、2 1 d に一時記録された第 1 画像信号及び第 2 画像信号を合成する。ステップ S 2 1 で、合成した画像信号を映像信号に変換してカラーモニタ 4 0 に表示する。ステップ S 2 2 で、観察を継続するか否かを判断する。観察を継続する場合は、ステップ S 1 2 に戻って次のフレームの撮像手順に入る。観察を継続せず終了する場合は、ステップ S 2 3 で終了する。

【 0 0 3 5 】

なお、生体組織に照射させる光の光源を白色光と励起光のいずれかに切り替える光源切り替え部 3 0 は、第 1、第 2 シャッタ 3 0 a、3 0 b を用いるものとして説明したが、これは放電ランプのようにオンオフ信号により瞬時に点灯消灯が行えないものの場合に有効である。白色光の光源を LED など瞬時の点灯消灯が行えるものであれば、第 1 シャッタ 3 0 a を使用しなくてもよく、光源切り替え部 3 0 は、励起光を発する第 2 光源部 2 7 と白色光を発する LED などの光源とを交互にオンオフ切り替え制御ができる機能があればよい。

【 0 0 3 6 】

また、第 1、第 2 画像信号を一時記録するメモリとして第 1、第 2 画像メモリ部 2 1 c、2 1 d とを有する形態を説明したが、先に照射する光に対応した画像信号（本実施形態では第 1 画像信号に相当）だけ一時記録し、後で照射する光に対応した画像信号（本実施形態では第 2 画像信号に相当）は一時記録せず、直接後段映像信号処理回路 2 1 e に転送して先に照射する光に対応した画像信号と合成する形態であってもよい。

10

20

30

40

50

## 【図面の簡単な説明】

【0037】

【図1】一般的なCCDにおけるフィルタの分光特性と、青色レーザー光の波長帯域をグラフで示す。

【図2】内視鏡装置の構成図を示す。

【図3】照射する光の波長と、光の到達する生体組織表面から深さの関係を示す。

【図4】白色光照射による生体組織表面から深い領域を撮像した画像例を示す。

【図5】励起光照射による生体組織表面から浅い領域を撮像した画像例を示す。

【図6】白色光照射による画像例と、励起光照射による画像例の合成した画像例を示す。

【図7】白色光、励起光照射による2つの画像を合成する手順のフローチャートを示す。

10

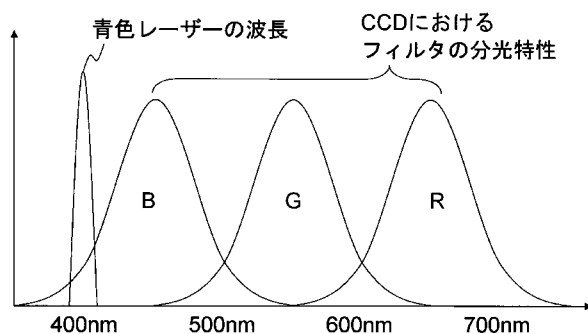
## 【符号の説明】

【0038】

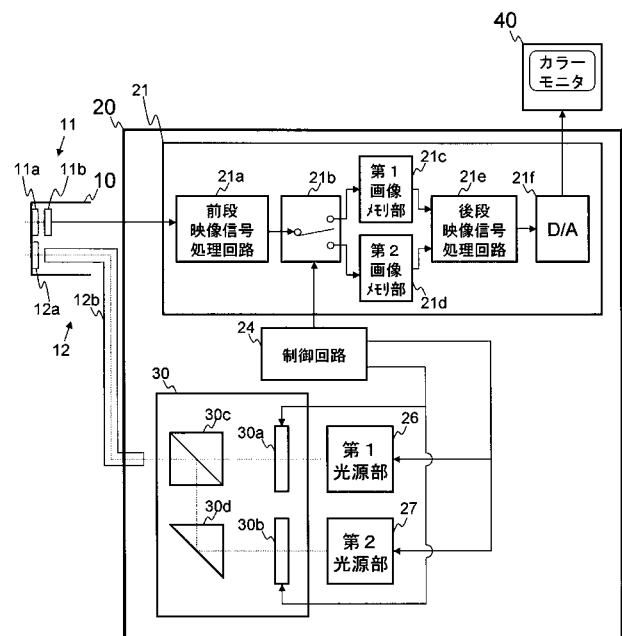
- 10 電子スコープ
- 11 撮像部
- 12 照明部
- 20 カラープロセッサ
- 21 映像信号処理部
- 24 制御回路
- 26 第1光源部
- 27 第2光源部
- 30 光源切り替え部
- 40 カラーモニタ

20

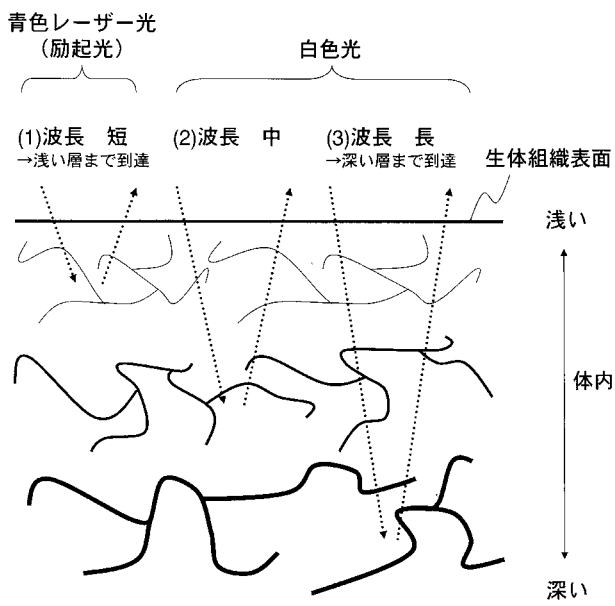
【図1】



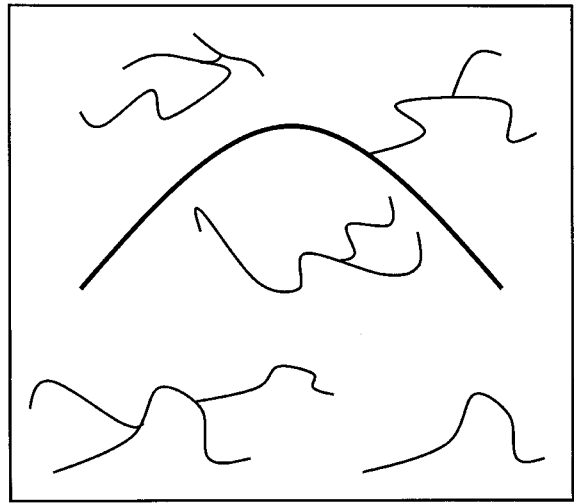
【図2】



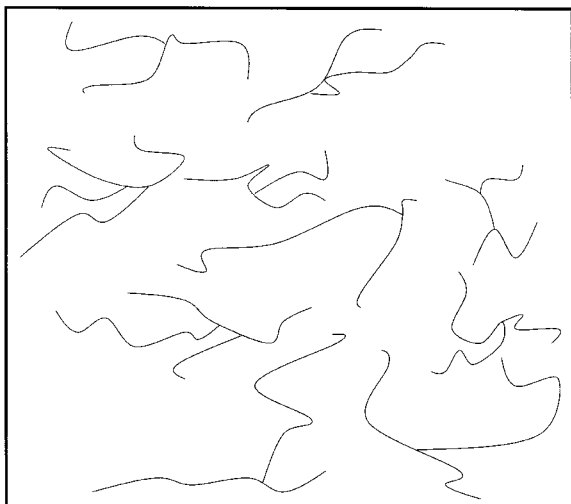
【図 3】



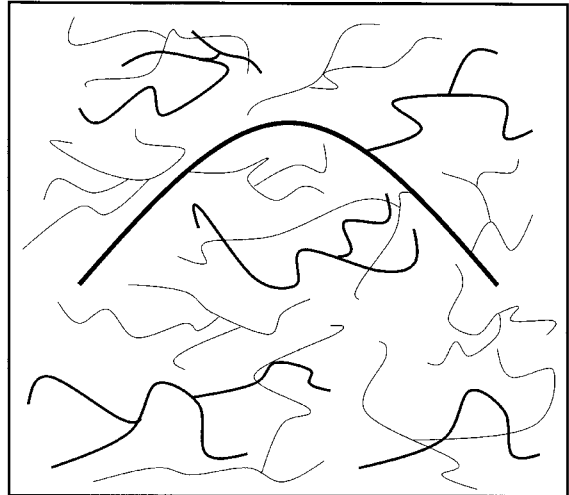
【図 4】



【図 5】

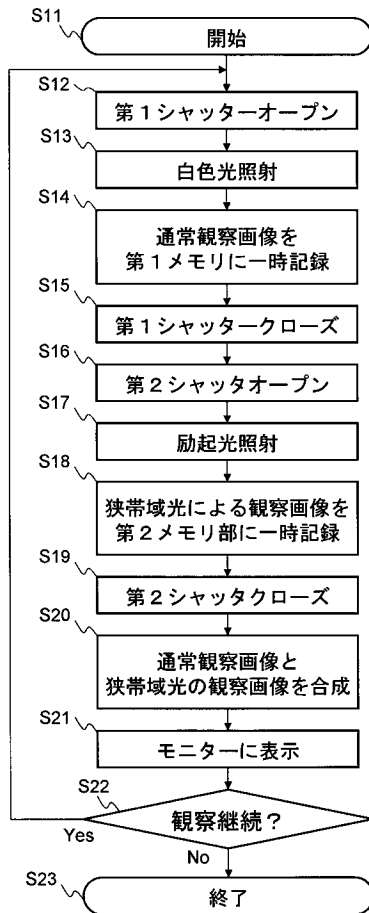


【図 6】





【 図 7 】



## フロントページの続き

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード(参考)
H 0 4 N 5/238	H 0 4 N 5/238	Z
// G 0 1 N 21/64	G 0 1 N 21/64	Z

F ターム(参考) 2G043 AA03 BA16 EA01 EA14 FA01 FA05 FA06 GA02 GA25 GB01  
GB18 HA01 HA02 HA05 HA09 HA11 KA02 KA05 KA09 LA03  
NA06  
2H040 BA00 CA02 CA04 CA06 CA11 CA22 DA03 GA02 GA06 GA10  
GA11  
4C061 CC06 HH51 LL02 MM02 NN01 NN05 QQ02 QQ04 QQ07 QQ09  
RR04 RR15 RR26 SS21 WW04 WW07 WW17 YY02  
5C022 AA08 AB15 AC01

## 【要約の続き】

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005198794A</a>	公开(公告)日	2005-07-28
申请号	JP2004007475	申请日	2004-01-15
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	池谷浩平 福山三文		
发明人	池谷 浩平 福山 三文		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26 H04N5/225 H04N5/238		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G02B23/24.B G02B23/26.B H04N5/225.C H04N5/238.Z G01N21/64.Z A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/045.610 A61B1/05 A61B1/06.610 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/232.290 H04N5/238		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/EA14 2G043/FA01 2G043/FA05 2G043/FA06 2G043/GA02 2G043/GA25 2G043/GB01 2G043/GB18 2G043/HA01 2G043/HA02 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/HA11 2G043/KA02 2G043/KA05 2G043/KA09 2G043/LA03 2G043/NA06 2H040/BA00 2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/DA03 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR15 4C061/RR26 4C061/SS21 4C061/WW04 4C061/WW07 4C061/WW17 4C061/YY02 5C022/AA08 5C022/AB15 5C022/AC01 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR15 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW07 4C161/WW17 4C161/YY02 5C122/DA26 5C122/EA12 5C122/EA59 5C122/FH11 5C122/FH18 5C122/GA01 5C122/GG03 5C122/GG05 5C122/GG26 5C122/HA63 5C122/HA86 5C122/HA88 5C122/HB01 5C122/HB06		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
其他公开文献	JP4554944B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

解决的问题：除了正常观察图像之外，提供一种用于从活组织的表面在浅区域中获取清晰图像的装置。内窥镜设备包括发射具有宽波段的光的第一光源单元。提供了第二光源单元，该第二光源单元发射具有短波长和窄频带的光。提供了一种光源切换单元，该光源切换单元在第一光源单元和第二光源单元之间切换以照射观察面。提供第一图像存储单元，该第一图像存储单元在照射第一和第二光源单元的每个光临时记录通过首先照射通过成像获得的第一和第二图像信号而获得的图像信号。提供了合成第一和第二图像信号的视频信号合成单元。提供第二图像存储单元，用于临时记录随后通过照射第一和第二图像信号而获得的图像信号。第二光源单元通过激光具有蓝色光源。通过从照射第二光源部时获得的图像信号中仅提取高频分量来获得第二图像信号。[选择图]图3

