

(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2004-222997
(P2004-222997A)

(43) 公開日 平成16年8月12日(2004.8.12)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00 3 O O D	2 H O 4 O
A 6 1 B 1/04	A 6 1 B 1/04 3 7 O	4 C O 6 1
G O 2 B 23/24	G O 2 B 23/24 B	5 C O 5 4
G O 2 B 23/26	G O 2 B 23/26 B	
H O 4 N 7/18	H O 4 N 7/18 M	
審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 12 頁)		

(21) 出願番号	特願2003-15081 (P2003-15081)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成15年1月23日 (2003.1.23)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	原野 健二
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス光学工業株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 BA11 CA02 CA04 CA10 GA02
			GA05 GA06
			4C061 CC06 DD01 FF47 HH51 LL03
			NN01 QQ02 QQ03 QQ09 RR04
			RR14 RR18 RR24
			5C054 CA04 CA05 CC02 CD03 CH02
			EA01 EA05 EA07 FC11 FE02
			FF02 GB02 GD03 HA12

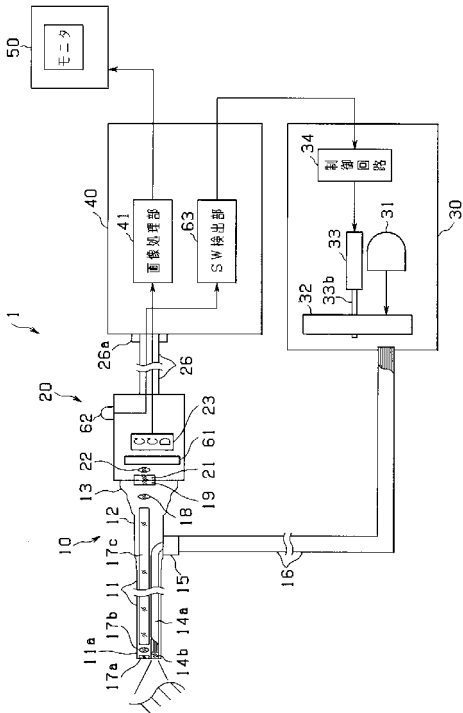
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】安価にリンパ節・リンパ管の検出精度が向上可能な内視鏡装置を実現する。

【解決手段】内視鏡装置1は、可視光から近赤外光までの波長の光を供給可能なランプ31と、ランプ31からの照明光で照明された被写体からの反射光を受光して撮像するCCD23と、ランプ31の光路上に選択的に配置可能に設け、可視光を透過する可視光フィルタと、ランプ31の光路上に選択的に配置可能に設け、赤外光を透過する赤外光フィルタと、CCD23に入射する反射光の光路上に設け、可視光と赤外光との両方を透過する共通ヘッドフィルタと、を具備して構成される。共通ヘッドフィルタは、可視光フィルタの可視光透過域よりも狭い可視光透過域を有し、且つ赤外光フィルタの赤外光透過域よりも狭い赤外光透過域を有している。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも可視光から近赤外光までの波長の光を供給可能な照明手段と、
前記照明手段からの照明光で照明された被写体からの反射光を受光して撮像する撮像手段と、
前記照明手段の光路上に選択的に配置可能に設け、可視光を透過する可視光フィルタと、
前記照明手段の光路上に選択的に配置可能に設け、赤外光を透過する赤外光フィルタと、
前記撮像手段に入射する前記反射光の光路上に設け、可視光と赤外光との両方を透過する
共通光フィルタと、
を具備し、
前記共通光フィルタは、前記可視光フィルタの可視光透過域よりも狭い可視光透過域を有し、
且つ前記赤外光フィルタの赤外光透過域よりも狭い赤外光透過域を有していることを
特徴とする内視鏡装置。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、赤外光観察が可能な内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、内視鏡装置は、医療用分野及び工業用分野で広く用いられる。上記内視鏡装置は、
細長の内視鏡挿入部を体腔内に挿入することで、切開を必要とせずに体腔内の患部等の被
検対象部位を診断したり、必要に応じて処置具を挿入して治療処置を行うことができる。
上記内視鏡装置は、被検対象部位の被写体像を上記内視鏡挿入部の先端部から対物光学系
により取り込み、イメージガイド等の被写体像伝達手段により手元側の接眼部に伝達され
て接眼光学系により拡大観察できるようになっている。

20

【0003】

このような内視鏡装置は、撮像装置として内視鏡の接眼部にテレビカメラを着脱自在に取り
付け、このテレビカメラに内蔵したCCD（電荷結合素子）等の撮像素子からの信号を
カメラコントロールユニット（以下、CCU）で信号処理して、モニタに内視鏡画像を表
示させることができる。

30

【0004】

また、近年、内視鏡装置は、可視光を用いた通常の内視鏡観察に加えて紫外光や赤外光な
どを用いた特殊光観察を行い、観察、診断するものがある。

この場合、内視鏡装置は、赤外光観察において、例えば、造影剤として生体内に805nm
付近の近赤外光に吸収ピークをもつインドシアニンググリーン（ICG；Indocyanine
Green）という薬剤を使用する。そして、内視鏡装置は、805nm
付近の単一波長で赤外光観察を行い、ICGを注入したリンパ節・リンパ管が他の部分に
よりも暗く（黒く）なる傾向を利用して、血管走行やリンパ節・リンパ管の検出精度を高
めている。

【0005】

このような内視鏡装置は、例えば、特開2002-219097号公報に記載されている
ように光源装置とテレビカメラヘッド（以下、カメラヘッド）とのそれぞれに可視光フィ
ルタ及び赤外光フィルタとを備え、可視光による通常観察機能と、紫外光や赤外光等によ
る特殊光観察機能との両方が可能に構成されたものが提案されている。

40

【0006】

このような従来の内視鏡装置は、例えば、図5ないし図7に示すように構成されている。
図5ないし図7は従来の内視鏡装置を示し、図5は従来の内視鏡装置を示す全体構成図、
図6は図5のターレット状フィルタ及びターレットを示す正面図であり、図6（a）はター
レット状フィルタの正面図、図6（b）はターレットの正面図、図7は可視光光源フィ
ルタ及び赤外光光源フィルタの分光特性と、可視光ヘッドフィルタ及び赤外光ヘッドフィ

50

ルタの分光特性とを示すグラフである。

【0007】

従来の内視鏡装置100は、可視光観察（通常観察）を行う場合、カメラヘッド104の切換レバー111を操作して可視光観察に切り換えることで、ヘッドフィルタ部が図6（a）に示す可視光ヘッドフィルタ112aに選択される。

【0008】

このとき、CCU（カメラコントロールユニット）104のモード検出部104aは、カメラヘッド104の切換レバー111の操作に伴い、カメラヘッド104からの切換信号を入力されて可視光観察であることを検出し、検出信号を光源装置103の制御回路113に伝達する。

10

【0009】

すると、光源装置103の制御回路113は、モータ114を用いてターレット115を回転させ、図6（b）に示す可視光光源フィルタ115aをランプ116の照明光路上に設定する。そして、光源装置103は、可視光をライトガイドケーブル101cの入射端面に照明光として入射する。

【0010】

そして、内視鏡101は、ライトガイドケーブル101cから伝達された可視光により挿入部101aの先端部から被写体を照明し、この被写体からの反射光を取り込む。取り込まれた被写体からの反射光は、被写体像として図示しない像伝達手段によりその後端面側に伝達される。伝達された被写体像は、内視鏡101の接眼部101bに着脱自在に取り付けたカメラヘッド104に供給される。

20

【0011】

カメラヘッド104は、内視鏡接眼部101bから供給される被写体像を可視光ヘッドフィルタ112aを介してCCD（電荷結合素子）117が撮像して光電変換し、撮像信号を生成する。生成された撮像信号は、CCU104内に設けた画像処理部104bに出力され、この画像処理部104bで信号処理されて画像信号が生成される。生成された画像信号は、モニタ105に出力され、このモニタ105で可視光観察の内視鏡画像として表示される。これにより、内視鏡装置100は、可視光観察が可能となっている。

【0012】

一方、赤外光観察の場合も同様に、内視鏡装置100は、カメラヘッド104の切換レバー111を赤外光観察に切り換えることで、ヘッドフィルタ部が図6（b）に示す赤外光ヘッドフィルタ112bに選択されると同時に、CCU104のモード検出部104aが赤外光観察であることを検出し、検出信号を光源装置103の制御回路113に伝達する。

30

【0013】

すると、光源装置103の制御回路113は、モータ114を用いてターレット115を回転させ、図6（b）に示す赤外光光源フィルタ115bをランプ116の照明光路上に設定して、内視鏡101に赤外光を供給する。以降、上記可視光と同様に、内視鏡装置100は、内視鏡101の挿入部先端部から被写体を照明し、この被写体からの反射光を取り込み、被写体像としてカメラヘッド104に供給される。そして、カメラヘッド104は、内視鏡接眼部101bから供給される被写体像を赤外光ヘッドフィルタ123を介してCCD117が撮像して光電変換し、生成された撮像信号がCCU104内の画像処理部104bで信号処理されてモニタ105で赤外光観察の内視鏡画像として表示される。これにより、内視鏡装置100は、赤外光観察が可能となっている。

40

【0014】

ここで、光源装置103に設けた可視光光源フィルタ115a及び赤外光光源フィルタ115bと、カメラヘッド104に設けた可視光ヘッドフィルタ112a及び赤外光ヘッドフィルタ112bとの分光特性は、図7に示すようになっている。

【0015】

尚、図7は、可視光光源フィルタ115a及び赤外光光源フィルタ115bの分光特性に

50

、可視光ヘッドフィルタ 1 1 2 a 及び赤外光ヘッドフィルタ 1 1 2 b の分光特性をそれぞれ重ね合わせ、斜線にて可視観察光及び赤外観察光の分光特性を示している。

尚、赤外観察光は、ICGの吸収ピークである 805 nm を中心に透過するように、赤外光光源フィルタ（光源側フィルタ）1 1 5 b 及び赤外光ヘッドフィルタ（カメラヘッド側フィルタ）1 1 2 b を 805 nm に制限した分光特性となるように設計されている。

【0016】

しかしながら、このような従来の内視鏡装置は、実際には光源側フィルタ（赤外光光源フィルタ）1 1 5 b のみで透過域の波長制限をしている場合が多い。

ここで、一般的に、ICG注入によるリンパ節、リンパ管の同定は、赤外観察光の波長を ICG の吸収ピークである 805 nm に限定した方が視認性が向上する。つまり、この同定方法は、赤外光を吸収し暗くなったリンパ節、リンパ管と、それ以外の部分との輝度コントラストが重要である。 10

【0017】

このため、従来の内視鏡装置は、805 nm 以外の波長が多いと、リンパ節、リンパ管の輝度が上がるため、コントラストが悪くなり視認性が低下するという問題がある。従って、従来の内視鏡装置は、特に、赤外観察光において、ICGの吸収ピークである 805 nm に制限した分光特性が望まれる。

【0018】

このため、従来の内視鏡装置は、赤外光光源フィルタ 1 1 5 b のみで赤外光を制限する場合、例えば、以下に記載するように 7 枚ものフィルタを必要としている。 20

▲ 1 ▼ 紫外・可視カットフィルタ：350 ~ 420 nm、

▲ 2 ▼ 紫外・可視カットフィルタ：420 ~ 540 nm、

▲ 3 ▼ 可視カットフィルタ：540 ~ 680 nm、

▲ 4 ▼ 熱カットフィルタ：1000 ~ 1500 nm、

▲ 5 ▼ 熱カットフィルタ：1500 ~ nm、

▲ 6 ▼ 近赤外カットフィルタ：1000 ~ 1200 nm、

▲ 7 ▼ 透過域限定フィルタ：400 ~ 600 nm、780 ~ 820 nm、1050 ~ 1250 nm

【特許文献 1】

特開 2002 - 219097 号公報 30

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記従来の内視鏡装置は、赤外光光源フィルタ 1 1 5 b の透過域を 805 nm 近辺にするために、上述したようにフィルタ枚数が多くなり、コストがかかるという問題があった。

また、上記従来の内視鏡装置は、上述したように赤外光光源フィルタ 1 1 5 b のフィルタ枚数を多く用いても、図 7 に示す赤外光光源フィルタ 1 1 5 b の範囲までしか赤外光を制限できない。

従って、上記従来の内視鏡装置は、光源側フィルタ（赤外光光源フィルタ）1 1 5 b の透過制限のみで赤外光を 805 nm 近辺に制限することが困難であった。

【0019】 40

本発明は、これらの事情に鑑みてなされたものであり、安価にリンパ節・リンパ管の検出精度が向上可能な内視鏡装置を提供することを目的としている。

【0020】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明の内視鏡装置は、少なくとも可視光から近赤外光までの波長の光を供給可能な照明手段と、前記照明手段からの照明光で照明された被写体からの反射光を受光して撮像する撮像手段と、前記照明手段の光路上に選択的に配置可能に設け、可視光を透過する可視光フィルタと、前記照明手段の光路上に選択的に配置可能に設け、赤外光を透過する赤外光フィルタと、前記撮像手段に入射する前記反射光の光路上に設け、可視光と赤外光との両方を透過する共通光フィルタと、を具備し、前記共通光フィル 50

タは、前記可視光フィルタの可視光透過域よりも狭い可視光透過域を有し、且つ前記赤外光フィルタの赤外光透過域よりも狭い赤外光透過域を有していることを特徴としている。この構成により、安価にリンパ節・リンパ管の検出精度が向上可能な内視鏡装置を実現する。

【 0 0 2 1 】

【 発明の実施の形態 】

以下、図面を参照して本発明の 1 実施の形態を説明する。

図 1 ないし図 4 は、本発明の 1 実施の形態に係り、図 1 は本発明の 1 実施の形態の内視鏡装置を示す全体構成図、図 2 は図 1 のターレットを示す正面図、図 3 は可視光光源フィルタ及び赤外光光源フィルタの分光特性と、共通ヘッドフィルタの分光特性とを示すグラフ、図 4 は変形例の可視光光源フィルタ及び赤外光光源フィルタの分光特性と、共通ヘッドフィルタの分光特性とを示すグラフである。

10

【 0 0 2 2 】

図 1 に示すように本発明の 1 実施の形態の内視鏡装置 1 は、例えば、細長な挿入部 1 1 を有する光学式内視鏡（以下、単に内視鏡）1 0 と、この内視鏡 1 0 に着脱自在に装着され、後述の撮像素子を有するカメラヘッド 2 0 と、内視鏡 1 0 に照明光を供給する光源装置 3 0 と、カメラヘッド 2 0 に対する信号処理を行う画像処理手段としてのカメラコントロールユニット（CCU と略記する。）4 0 と、この CCU 4 0 からの映像信号を入力され、内視鏡画像を表示するモニタ 5 0 とから構成される。

尚、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、光学式の内視鏡 1 0 を用いて構成しているが、撮像素子を内蔵した電子内視鏡を用いて構成した内視鏡装置に本発明を適用しても構わない。

20

【 0 0 2 3 】

内視鏡 1 0 は、挿入部 1 1 と、この挿入部 1 1 の後端に連設された太径の把持部 1 2 と、この把持部 1 2 の後端に形成された接眼部 1 3 とから構成される。

内視鏡挿入部 1 1（内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 のこと）は、照明光を伝達するライトガイド 1 4 a が挿通されている。このライトガイド 1 4 a は、把持部 1 2 に設けられたライトガイド口金 1 5 に接続されるライトガイドケーブル 1 6 を介して光源装置 3 0 に接続される。

【 0 0 2 4 】

光源装置 3 0 は、キセノンランプ等の照明手段であるランプ 3 1 が設けられている。ランプ 3 1 は、可視光領域から近赤外光領域までの波長を含んだ照明光を発生するようになっている。このランプ 3 1 からの光は、照明光路上の、図示しない絞りを介して後述する光源側フィルタを設けたフィルタ配置手段としてのターレット 3 2 を通過するようになっている。

30

【 0 0 2 5 】

ターレット 3 2 は、回転軸 3 3 b を中心にモータ 3 3 によって回転自在に回転し、所望の光源側フィルタが照明光路上に配置されるようになっている。モータ 3 3 は、制御回路 3 4 に電氣的に接続され、この制御回路 3 4 により制御駆動されるようになっている。

【 0 0 2 6 】

そして、ターレット 3 2 の光源側フィルタを通過した光は、図示しない集光レンズで集光されてライトガイドケーブル 1 6 の入射端面に可視光による通常観察用又は赤外光による赤外光観察用の照明光として入射される。

40

光源装置 3 0 からの照明光は、ライトガイドケーブル 1 6 からライトガイド口金 1 5 を経て内視鏡 1 0 内のライトガイド 1 4 a に伝達され、挿入部先端部 1 1 a に取り付けられた照明窓 1 4 b で拡開されて患者等の被検部を照明する。

【 0 0 2 7 】

挿入部先端部 1 1 a は、照明窓 1 4 b に隣接して設けられた観察窓 1 7 a から被写体像を取り込み、この取り込まれた被写体像は、対物光学系 1 7 b で集光されてリレーレンズ等の像伝達光学系 1 7 c に入射される。そして、被写体像は、像伝達光学系 1 7 c によりその後端面側に伝達される。そして、像伝達光学系 1 7 c で伝達された被写体像は、接眼

50

部 13 に設けた接眼光学系 18 により拡開されて接眼部 13 に配設した接眼窓 19 で観察可能になっている。

【0028】

カメラヘッド 20 は、内視鏡接眼部 13 (内視鏡 10 の接眼部 13 のこと) に着脱自在に装着できるようになっている。カメラヘッド 20 の先端側は、内視鏡接眼部 13 の接眼窓 19 に対向する位置に撮像窓 21 が設けられ、この撮像窓 21 の後部に結像光学系 22 が配置されている。

カメラヘッド 20 は、結像光学系 22 の結像位置に、白色光、赤外光による被写体像を撮像する撮像手段として CCD (電荷結合素子) 23 が配置され、この撮像面に結像される被写体像を光電変換するようになっている。

10

【0029】

カメラヘッド 20 の後端は、カメラケーブル 26 が延出している。このカメラケーブル 26 は、この後端にコネクタ 26a が設けられている。このコネクタ 26a は、CCU 40 に着脱自在に接続される。カメラケーブル 26 のコネクタ 26a が CCU 40 に接続されると、CCD 23 と CCU 40 とは、信号線を介して電氣的に接続されるようになっている。

【0030】

CCD 23 は、CCU 40 内に設けた図示しない駆動回路から駆動信号を伝達され、駆動制御される。そして、CCD 23 は、入力された駆動信号に基き、結像面に結像された被写体像を光電変換して、電荷を蓄積する。CCD 23 で蓄積された電荷は、駆動回路にて撮像信号として読み出され、CCU 40 内の画像処理部 41 へ伝達される。

20

【0031】

画像処理部 41 は、伝達された撮像信号を信号処理し、標準的な映像信号を生成し、モニタ 50 に出力する。モニタ 50 は、得られた映像信号に基き、表示画面上に可視光観察用の内視鏡画像 (以下、通常観察画像とも言う) 又は赤外光観察用の内視鏡画像 (以下、赤外観察画像とも言う) を表示するようになっている。

【0032】

本実施の形態では、カメラヘッド 20 は、共通光フィルタとして共通ヘッドフィルタ 61 のみを有して構成されており、可視光観察 (通常観察) モード又は赤外光観察モードとを切り換える切換 SW 62 が外装部に設けられている。また、CCU 40 は、カメラヘッド 20 の切換 SW 62 と電氣的に接続された SW 検出部 63 が設けられている。

30

【0033】

尚、切換 SW 62 は、1 回押下操作されることで可視光観察 (通常観察) モードから赤外光観察モードへ切り換わるようになっている。また、切換 SW 62 は、押下操作された後、更に押下操作されて復帰し、赤外光観察モードから可視光観察 (通常観察) モードへ戻るようになっている。

SW 検出部 62 は、光源装置 30 の制御回路 34 に電氣的に接続されているターレット 32 が照明光路上に所望の光源側フィルタを配置するように光源装置 30 の制御回路 34 へ SW 検出信号を送信するようになっている。

【0034】

40

ここで、光源装置 30 のターレット 32 は、図 2 に示すように構成されている。図 2 は、光源装置 30 のターレット 32 の正面図である。

ターレット 32 は、図 2 に示すように可視光観察 (通常観察) 用の可視光フィルタ (又は第 1 可視光透過手段) としての可視光光源フィルタ 32a を保持固定すると共に、赤外光観察用の赤外光フィルタ (又は第 1 赤外光透過手段) としての赤外光光源フィルタ 32b を保持固定している。

【0035】

図 3 は、可視光光源フィルタ 32a 及び赤外光光源フィルタ 32b の分光透過特性と、共通ヘッドフィルタ 61 の分光透過特性とを示したグラフである。

可視光光源フィルタ 32a は、例えば可視光透過域として波長域 400 ~ 730 nm に制

50

限するように設計されている。また、赤外光光源フィルタ 3 2 b は、例えば赤外光透過域として波長域 7 5 0 ~ 9 0 0 n m に制限するように設計されている。

【 0 0 3 6 】

一方、これに対して共通ヘッドフィルタ 6 1 は、例えば可視光透過域として波長域 4 0 0 ~ 7 3 0 n m に制限すると共に、赤外光透過域として波長域 7 5 0 ~ 8 8 0 n m に制限するように設計されている。

【 0 0 3 7 】

尚、図 3 は、可視光光源フィルタ 3 2 a 及び赤外光光源フィルタ 3 2 b の分光特性に、共通ヘッドフィルタ 6 1 の分光特性をそれぞれ重ね合わせ、斜線にて可視観察光及び赤外観察光の分光特性を示したグラフである。

10

【 0 0 3 8 】

このことにより、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、共通ヘッドフィルタ 6 1 の分光特性で必要な可視光域と赤外光域を特定しているため、光源側フィルタ（可視光光源フィルタ 3 2 a 及び赤外光光源フィルタ 3 2 b ）の分光特性をかなり広範囲に設定可能に構成されている。

【 0 0 3 9 】

このように構成される内視鏡装置 1 は、術者の操作により内視鏡挿入部 1 1 を患者の体腔内に挿入されて胃等の病変部（腫瘍部）付近に挿入部先端部 1 1 a が導かれる。尚、このとき、内視鏡装置 1 は、可視光観察（通常観察）モードであり、術者は、可視光による通常観察画像をモニタ 5 0 で観察しながら、内視鏡挿入部の挿入を行っている。

20

【 0 0 4 0 】

そして、術者は、図示しない穿刺針を体腔内に挿入して、この穿刺針を病変部（腫瘍部）の下層に差し込み、8 0 5 n m に吸収波長を有する I C G を局注する。すると、病変部（腫瘍部）に局注された I C G は、注入部位よりリンパ管に移行し、5 分から 1 5 分後にセンチネルリンパ節に達してこのセンチネルリンパ節に滞留する。

【 0 0 4 1 】

ここで、可視光観察（通常観察）の場合、術者は、カメラヘッド 2 0 の切換 S W 6 2 を押下操作していないので、C C U 4 0 は可視光観察（通常観察）モードであることを S W 検出部 6 2 が検出し、この検出した可視光観察（通常観察）モードに基づき、光源装置 3 0 の制御回路 3 4 へモード検出信号を送信する。

30

【 0 0 4 2 】

光源装置 3 0 の制御回路 3 4 は、送信されたモード検出信号に基づき、ターレット 3 2 が照明光路上に可視光光源フィルタ 3 2 a を配置するようにモータ 3 3 を制御駆動する。そして、モータ 3 3 の回転によりターレット 3 2 は、照明光路上に可視光光源フィルタ 3 2 a を配置する。

【 0 0 4 3 】

このことにより、光源装置 3 0 のランプ 3 1 で発生した可視光領域から近赤外光領域までの波長を含んだ照明光は、ターレット 3 2 の可視光光源フィルタ 3 2 a を通過して上述した図 3 で説明したように可視光域 4 0 0 ~ 7 3 0 n m に制限されて集光レンズを介してライトガイドケーブル 1 6 からライトガイド口金 1 5 を経て内視鏡 1 0 内のライトガイド 1 4 a へ供給される。

40

【 0 0 4 4 】

そして、内視鏡 1 0 は、ライトガイド 1 4 a を伝達された可視光により挿入部先端部 1 1 a から患者等の被検部を照明する。

内視鏡 1 0 は、挿入部 1 1 の先端部から取り込んだ被写体像を像伝達光学系 1 7 c で伝達して接眼光学系 1 8 を介して接眼窓 1 9 まで伝達する。そして、カメラヘッド 2 0 は、撮像窓 2 1 を介して内視鏡 1 0 の接眼窓 1 9 から取り込んだ被写体像を共通ヘッドフィルタ 6 1 で可視光域 4 0 0 ~ 7 3 0 n m に制限して C C D 2 3 で撮像し、光電変換する。

【 0 0 4 5 】

C C U 4 0 は、C C D 2 3 からの撮像信号を伝達され、画像処理部 4 1 で信号処理を行う

50

。画像処理部 41 は、伝達された撮像信号を信号処理して映像信号を生成し、モニタ 50 に出力してモニタ 50 の表示画面上に通常観察画像を表示させる。尚、このとき、リンパ節は、例えば、表面より 2 ~ 3 mm の深い位置に存在しているため、通常観察画像には現れない。

【0046】

次に、術者は、この付近のセンチネルリンパ節を同定するために、カメラヘッド 20 の切換 SW 62 を 1 回押下操作して赤外観察モードに切り換える。

すると、CCU 40 は、切換 SW 62 からの切換信号に基づき、赤外観察モードであることを SW 検出部 62 が検出し、この検出した赤外観察モードに基づき、光源装置 30 の制御回路 34 へモード検出信号を送信する。

10

【0047】

光源装置 30 の制御回路 34 は、送信されたモード検出信号に基づき、ターレット 32 が照明光路上に赤外光ヘッドフィルタ 24b を配置するようにモータ 33 を制御駆動する。そして、モータ 33 の回転によりターレット 32 は、照明光路上に赤外光光源フィルタ 32b を配置する。

【0048】

このことにより、光源装置 30 のランプ 31 で発生した可視光領域から近赤外光領域までの波長を含んだ照明光は、ターレット 32 の赤外光光源フィルタ 32b を通過して上述した図 5 で説明したように赤外光域 750 ~ 900 nm に制限されて集光レンズを介してライトガイドケーブル 16 からライトガイド口金 15 を経て内視鏡 10 内のライトガイド 14a へ供給される。

20

【0049】

そして、内視鏡 10 は、ライトガイド 14a を伝達された赤外光により挿入部先端部 11a から患者等の被検部を照明する。

内視鏡 10 は、挿入部 11 の先端部から取り込んだ被写体像を像伝達光学系 17c で伝達して接眼光学系 18 を介して接眼窓 19 まで伝達する。

【0050】

そして、カメラヘッド 20 は、撮像窓 21 を介して内視鏡 10 の接眼窓 19 から取り込んだ被写体像を共通ヘッドフィルタ 61 で赤外光域 750 ~ 890 nm に制限して CCD 23 で撮像し、光電変換する。

30

【0051】

CCU 40 は、CCD 23 からの撮像信号を伝達され、画像処理部 41 で信号処理を行う。画像処理部 41 は、伝達された撮像信号を信号処理して映像信号を生成し、モニタ 50 に出力してモニタ 50 の表示画面上に赤外観察画像を表示させる。

【0052】

ここで、赤外観察画像は、センチネルリンパ節に滞留している ICG が赤外光を吸収し、センチネルリンパ節の部分が暗く（黒く）表示される。

従って、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、赤外観察画像の表示画面上でセンチネルリンパ節を同定可能となる。

【0053】

40

この結果、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、カメラヘッド 30 の共通光フィルタが共通ヘッドフィルタ 61 のみのため、フィルタ枚数を減らすと共に、カメラヘッド 40 の小型化が可能となる。

また、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、フィルタ切換のためのレバー等を設けないことで、洗浄性も向上する。

【0054】

また、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、光源側フィルタ（赤外光光源フィルタ）も、分光特性が広範囲にできるため市販フィルタの使用が可能となる。特に、赤外光光源フィルタは、分光特性を広げることでフィルタ枚数を削減できると共に、フィルタでの発熱も低く抑えられる。これにより、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、従来に比べ大幅な原低となる

50

。

【 0 0 5 5 】

尚、赤外光光源フィルタ 3 2 b 及び共通ヘッドフィルタ 6 1 は、分光特性を図 4 に示すように制限するよう構成しても良い。

図 4 は、変形例の可視光光源フィルタ及び赤外光光源フィルタの分光特性と、共通ヘッドフィルタの分光特性とを示すグラフである。

【 0 0 5 6 】

図 4 に示すように赤外光光源フィルタ 3 2 b は、例えば赤外光透過域として波長域 7 7 0 ~ 9 3 0 n m に制限するように設計されている。一方、共通ヘッドフィルタ 6 1 は、例えば赤外光透過域として波長域 7 0 0 ~ 8 0 0 n m に制限するように設計されている。

10

尚、図 4 は、赤外光光源フィルタ 3 2 b の分光特性に、共通ヘッドフィルタ 6 1 の分光特性を重ね合わせ、斜線にて赤外観察光の分光特性を示したグラフである。

【 0 0 5 7 】

このように赤外光光源フィルタ 3 2 b 及び共通ヘッドフィルタ 6 1 は、両方の分光特性とも直線的な形状になり、重なり合った部分が赤外観察光となっている。

このことにより、本変形例の内視鏡装置は、共通ヘッドフィルタ 6 1 の赤外域と赤外光光源フィルタ 3 2 b の分光特性の重なりで赤外観察光を制限でき、フィルタ枚数を削減するだけでなく波長域を限りなく 8 0 5 n m に限定できる。

【 0 0 5 8 】

これにより、本変形例の内視鏡装置は、赤外観察光が I C G に吸収されるため、I C G を

20

注入されたリンパ節、リンパ管とそれ以外のコントラストが向上する。
従って、本変形例の内視鏡装置は、ほぼ 8 0 5 n m に限定された赤外光で被写体を観察できるため、リンパ節、リンパ管同定の視認性が向上する。しかも、本変形例の内視鏡装置は、フィルタ構成も簡単なため、従来よりも安価に実現できる。

【 0 0 5 9 】

尚、本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【 0 0 6 0 】

[付 記]

(付 記 項 1) 少なくとも可視光から近赤外光までの波長の光を供給可能な照明手段と、前記照明手段からの照明光で照明された被写体からの反射光を受光して撮像する撮像手段と、

30

前記照明手段の光路上に選択的に配置可能に設け、可視光を透過する可視光フィルタと、前記照明手段の光路上に選択的に配置可能に設け、赤外光を透過する赤外光フィルタと、前記撮像手段に入射する前記反射光の光路上に設け、可視光と赤外光との両方を透過する共通光フィルタと、

を具備し、

前記共通光フィルタは、前記可視光フィルタの可視光透過域よりも狭い可視光透過域を有し、且つ前記赤外光フィルタの赤外光透過域よりも狭い赤外光透過域を有していることを特徴とする内視鏡装置。

40

【 0 0 6 1 】

(付 記 項 2) 前記共通光フィルタの赤外光透過域と前記赤外光フィルタの赤外光透過域との重なる領域が造影剤の吸収波長を含むことを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡装置。

。

【 0 0 6 2 】

(付 記 項 3) 前記共通光フィルタの赤外光透過域が造影剤の吸収波長を含むことを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡装置。

【 0 0 6 3 】

(付 記 項 4) 前記共通光フィルタの可視光透過域と赤外光透過域とがそれぞれ異なることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡装置。

50

【 0 0 6 4 】

(付記項 5) 少なくとも可視光から近赤外光までの波長の光を供給可能な照明手段と、前記照明手段からの照明光で照明された被写体からの反射光を受光して撮像する撮像手段と、

前記照明手段の光路上に選択的に配置可能に設け、可視光を透過する可視光フィルタと、前記照明手段の光路上に選択的に配置可能に設け、赤外光を透過する赤外光フィルタと、前記撮像手段に入射する前記反射光の光路上に設け、可視光と赤外光との両方を透過する共通光フィルタと、

を具備し、

前記共通光フィルタの赤外光透過域と前記赤外光フィルタの赤外光透過域との重なる領域が造影剤の吸収波長を含むことを特徴とする内視鏡装置。 10

【 0 0 6 5 】

(付記項 6) 前記造影剤の吸収波長ピークが、約 8 0 5 n mであることを特徴とする付記項 2 又は 3 又は 5 に記載の内視鏡装置。

【 0 0 6 6 】

【 発明の効果 】

以上説明したように本発明によれば、安価にリンパ節・リンパ管の検出精度が向上可能な内視鏡装置を実現できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の 1 実施の形態の内視鏡装置を示す全体構成図 20

【 図 2 】 図 1 のターレットを示す正面図

【 図 3 】 可視光光源フィルタ及び赤外光光源フィルタの分光特性と、共通ヘッドフィルタの分光特性とを示すグラフ

【 図 4 】 変形例の可視光光源フィルタ及び赤外光光源フィルタの分光特性と、共通ヘッドフィルタの分光特性とを示すグラフ

【 図 5 】 従来の内視鏡装置を示す全体構成図

【 図 6 】 図 5 のターレット状フィルタ及びターレットを示す正面図

【 図 7 】 可視光光源フィルタ及び赤外光光源フィルタの分光特性と、可視光ヘッドフィルタ及び赤外光ヘッドフィルタの分光特性とを示すグラフ

【 符号の説明 】 30

1 ... 内視鏡装置

1 0 ... 内視鏡

2 0 ... カメラヘッド

2 3 ... C C D (電荷結合素子)

3 0 ... 光源装置

3 1 ... ランプ

3 2 ... ターレット

3 2 a ... 可視光光源フィルタ

3 2 b ... 赤外光光源フィルタ

3 4 ... 制御回路 40

4 0 ... C C U (カメラコントロールユニット)

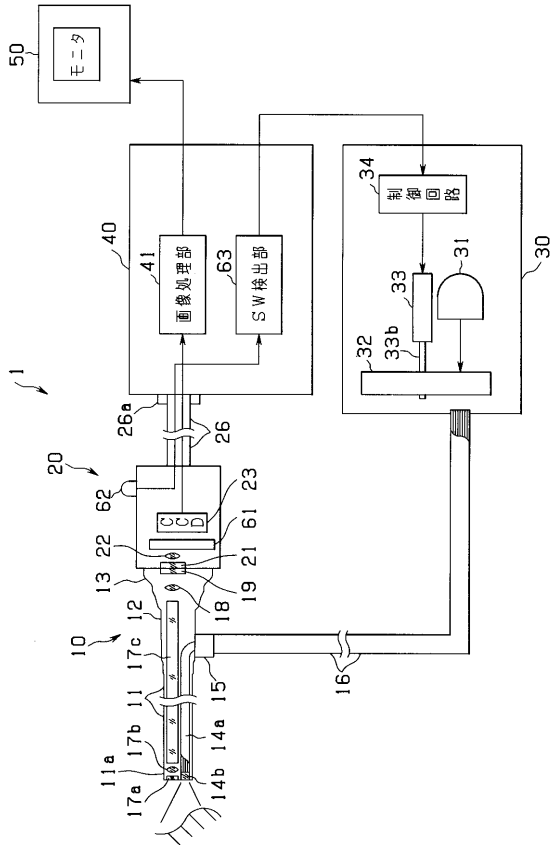
4 1 ... 画像処理部

6 1 ... 共通ヘッドフィルタ

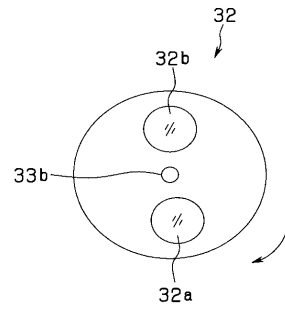
6 2 ... 切換 S W

6 3 ... S W 検出部

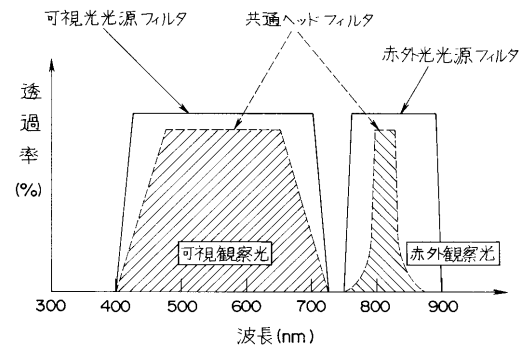
【図 1】



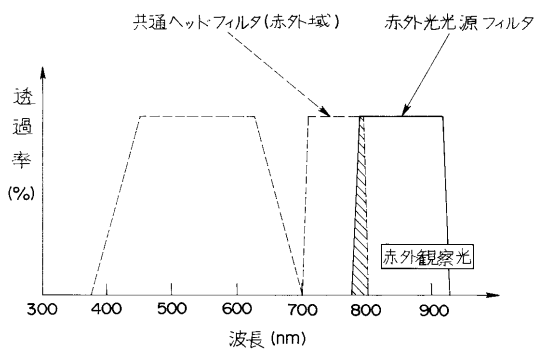
【図 2】



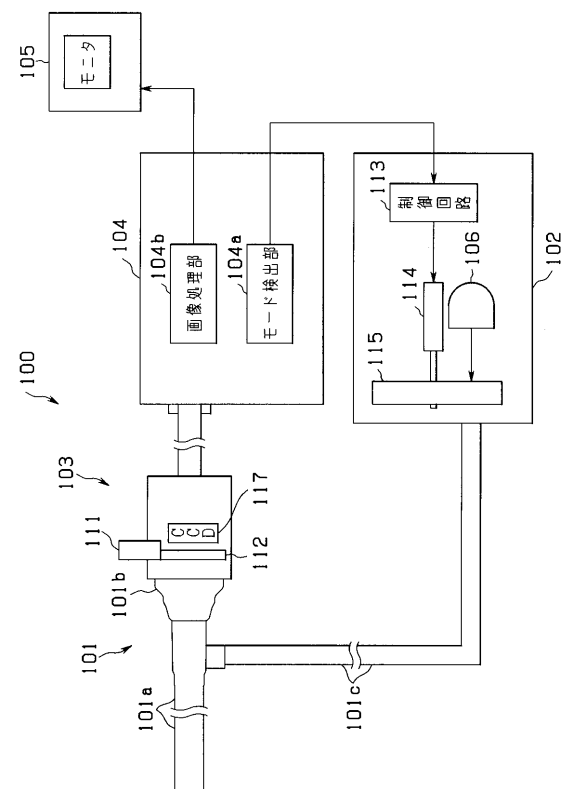
【図 3】



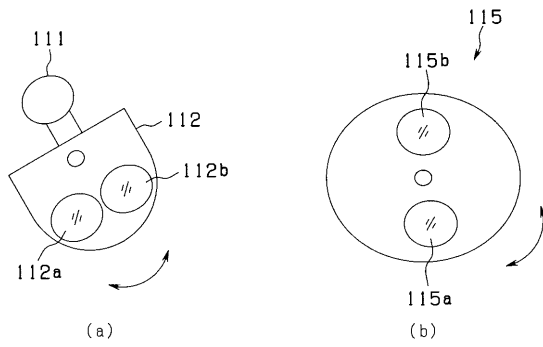
【図 4】



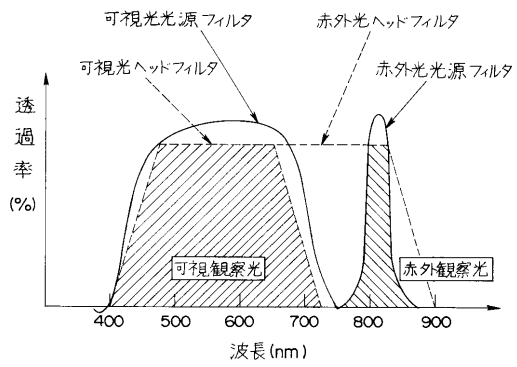
【図 5】



【図 6】



【図 7】



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2004222997A	公开(公告)日	2004-08-12
申请号	JP2003015081	申请日	2003-01-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	原野健二		
发明人	原野 健二		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G02B23/24.B G02B23/26.B H04N7/18.M A61B1/00.512 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/LL03 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR24 5C054/CA04 5C054/CA05 5C054/CC02 5C054/CD03 5C054/CH02 5C054/EA01 5C054/EA05 5C054/EA07 5C054/FC11 5C054/FE02 5C054/FF02 5C054/GB02 5C054/GD03 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/LL03 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR24		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实现一种能够以低成本提高淋巴结和淋巴管的检测精度的内窥镜装置。内窥镜装置（1）接收灯（31），该灯（31）能够提供从可见光到近红外的波长的光，并接收来自被灯（31）照射的照明了的被检体的反射光。用于成像的CCD 23，选择性地布置在灯31的光路上的可见光滤光器，和透射可见光的可见光滤光器，以及选择性地布置在灯31的光路上并且透射红外光的红光滤光器 设置有外部滤光器和设置在进入CCD 23的反射光的光路上的普通滤光器，该反射光透射可见光和红外光。普通头滤光片具有比可见光滤光片的可见光透射区域窄的可见光透射区域，并且具有比红外光滤光片的红外光透射区域窄的红外光透射区域。[选型图]图1

