

(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2004-222938
(P2004-222938A)

(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 2 O L (全 13 頁)		

(21) 出願番号	特願2003-13865 (P2003-13865)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成15年1月22日 (2003.1.22)		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 BA01 BA11 CA02 CA04 CA10
			DA21 DA22 DA42 GA02 GA05
			GA06 GA07
			4C061 CC06 DD01 HH51 JJ17 LL03
			NN01 NN05 QQ02 QQ03 QQ09
			RR04 RR14 RR18 RR24 WW08
			WW14 XX02
			最終頁に続く

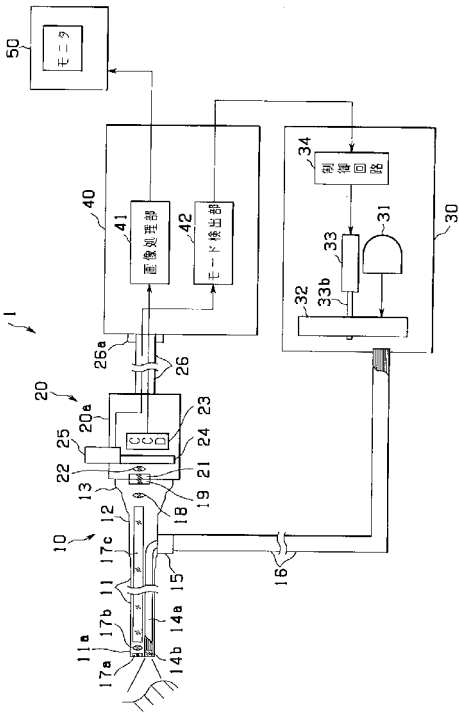
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】面順次方式を用いずに、簡易な構成でリンパ節を見分けることが可能な内視鏡装置を実現する。

【解決手段】内視鏡装置1は、赤外光ヘッドフィルタと可視光ヘッドフィルタとを切り換えて撮像するカメラヘッド20と、ランプ31からの照明光を805nm付近の波長領域に制限する赤外光光源フィルタと可視光波長領域に制限する可視光光源フィルタとを切り換える光源装置30と、カメラヘッド20から伝達された撮像信号を信号処理する画像処理部41及び、カメラヘッド20で切り換えられる光学モードを検出するモード検出部42を設けたCCU40とを有して構成される。画像処理部41は、フィルタ切換時に通常観察画像（可視光像）で黒色となる部分を検出してこの検出した黒色部分を、赤外観察画像の映像信号に対して白色に変換表示させる色変換処理を行う。

【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照射可能な光源と、
前記光源からの照明光を被写体に供給する照明手段と、
前記照明手段からの照明光により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、
前記照明手段又は、前記撮像手段のうち、少なくとも一方に設けられた光学フィルタ系と、
前記撮像手段から送信される撮像信号を処理し、映像信号の生成を行う画像処理手段と、
を具備し、
前記光学フィルタ系は、可視光波長領域を透過する可視光フィルタと、赤外光波長領域を透過する赤外光フィルタとを有し、
前記画像処理手段は、前記可視光フィルタと前記赤外光フィルタとのフィルタ切替時に、得られた映像信号に対して特定の色変換処理を行うことを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項 2】

少なくとも可視光から近赤外光までの波長の光を照射可能な光源と、
前記光源からの照明光を被写体に供給する照明手段と、
前記照明手段からの照明光により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、
前記照明手段又は、前記撮像手段のうち、少なくとも一方に設けられた光学フィルタ系と、
前記撮像手段から送信される撮像信号を処理し、映像信号の生成を行う画像処理手段と、
を具備し、
前記光学フィルタ系は、造影剤の吸収波長領域を透過するフィルタと、造影剤の吸収波長領域外を透過するフィルタとを有し、これらフィルタを切り換えるフィルタ切替手段を設けたことを特徴とする内視鏡装置。

20

【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。

30

【0002】

【従来の技術】

従来、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うものがある。そして、赤外光観察（以下、赤外観察）において、内視鏡装置は、生体内に 805 nm 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）という薬剤を造影剤として使用し、血管走行やリンパ節（リンパ管とも言う）の検出精度を高めるといことが行われている。

【0003】

このため、赤外観察が可能な内視鏡装置は、805 nm 付近の単一波長で赤外観察を行った場合、リンパ節等に滞留している ICG が 805 nm 付近の赤外光を吸収して他の部分よりも暗く（黒く）なり、検出可能である。

40

【0004】

しかしながら、従来の内視鏡装置は、肺の炭粉沈着のように初めから黒い部分があると、赤外観察した場合、モノクロ画像である赤外観察画像で ICG が滞留しているリンパ節と見分けがつかなくなってしまう。

【0005】

一方、これに対して、内視鏡装置は、特開 2000-41942 号公報に記載されているように、ICG の吸収波長である 805 nm 付近の赤外光の他に、ICG にほとんど吸収されない 930 nm 付近の赤外光を面順次で照射し、各々の照射光による像を異なる色成分に割り当てることで、ICG に擬似的に色を付けて表示をするものが提案されている。

50

【0006】

【特許文献1】

特開2000-41942号公報

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記特開2000-41942号公報に記載の内視鏡は、照明光を面順次で照射するため、可視光による通常観察時に腫瘍位置の特定などで内視鏡を動かすと通常観察画像に色ずれが生じる虞れがあった。

【0008】

また、上記公報に記載の内視鏡装置は、可視光用の他に赤外光用のフィルタを有する回転フィルタを設け、この回転フィルタに同期して画像読み込み及び画像処理を行う必要があった。このため、上記公報に記載の内視鏡装置は、装置が大型化し、コストもかかる。

【0009】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、面順次方式を用いずに、簡易な構成でリンパ節を見分けることが可能な内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】

本発明の請求項1に記載の内視鏡装置は、少なくとも可視光から近赤外光までの波長の光を照射可能な光源と、前記光源からの照明光を被写体に供給する照明手段と、前記照明手段からの照明光により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、前記照明手段又は、前記撮像手段のうち、少なくとも一方に設けられた光学フィルタ系と、前記撮像手段から送信される撮像信号を処理し、映像信号の生成を行う画像処理手段と、を具備し、前記光学フィルタ系は、可視光波長領域を透過する可視光フィルタと、赤外光波長領域を透過する赤外光フィルタとを有し、前記画像処理手段は、前記可視光フィルタと前記赤外光フィルタとのフィルタ切替時に、得られた映像信号に対して特定の色変換処理を行うことを特徴としている。

また、本発明の請求項2に記載の内視鏡装置は、少なくとも可視光から近赤外光までの波長の光を照射可能な光源と、前記光源からの照明光を被写体に供給する照明手段と、前記照明手段からの照明光により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、前記照明手段又は、前記撮像手段のうち、少なくとも一方に設けられた光学フィルタ系と、前記撮像手段から送信される撮像信号を処理し、映像信号の生成を行う画像処理手段と、を具備し、前記光学フィルタ系は、造影剤の吸収波長領域を透過するフィルタと、造影剤の吸収波長領域外を透過するフィルタとを有し、これらフィルタを切り換えるフィルタ切替手段を設けたことを特徴としている。

この構成により、面順次方式を用いずに、簡易な構成でリンパ節を見分けることが可能な内視鏡装置を実現する。

【0011】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（第1の実施の形態）

図1ないし図8は、本発明の第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態を備えた内視鏡装置を示す全体構成図、図2は図1のカメラヘッドのヘッドフィルタ部を示す正面図、図3は図1の光源装置のターレットを示す正面図、図4は可視光ヘッドフィルタ及び可視光光源フィルタの分光透過特性を示すグラフ、図5は赤外光ヘッドフィルタ及び赤外光光源フィルタの分光透過特性を示すグラフ、図6は本実施の形態の内視鏡装置で得た通常観察画像を示す画像表示例、図7は従来の内視鏡装置で得た赤外観察画像を示す画像表示例、図8は本実施の形態の内視鏡装置で得た赤外観察画像を示す画像表示例である。

【0012】

図1に示すように本発明の第1の実施の形態の内視鏡装置1は、例えば、細長な挿入部11を有する光学式内視鏡（以下、単に内視鏡）10と、この内視鏡10に着脱自在に装着

10

20

30

40

50

され、後述の撮像素子を有する内視鏡撮像手段としてのカメラヘッド20と、内視鏡10に照明光を供給する光源装置30と、カメラヘッド20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。)40と、このCCU40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50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10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。

【0013】

内視鏡10は、挿入部11と、この挿入部11の後端に連設された太径の把持部12と、この把持部12の後端に形成された接眼部13とから構成される。

内視鏡挿入部11(内視鏡10の挿入部11のこと)は、照明光を伝達するライトガイド14aが挿通されている。このライトガイド14aは、把持部12に設けられたライトガイド口金15に接続されるライトガイドケーブル16を介して光源装置30に接続される。

【0014】

光源装置30は、キセノンランプ等のランプ31が設けられている。ランプ31は、可視光波長領域から近赤外光波長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31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学フィルタ系を設けたターレット32を通過するようになっている。

【0015】

ターレット32は、回転軸33bを中心にモータ33によって回転自在に回転し、所望の光学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33は、制御回路34に電氣的に接続され、この制御回路34により制御駆動されるようになっている。

そして、ターレット32の光学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16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観察用の照明光として入射される。

【0016】

光源装置30からの照明光は、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に伝達され、挿入部先端部11aに取り付けられた照明窓14bで拡開されて患者等の被検部を照明する。

挿入部先端部11aは、照明窓14bに隣接して設けられた観察窓17a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17bで集光されてリレーレンズ等の像伝達光学系17cに入射される。そして、被写体像は、像伝達光学系17cによりその後端面側に伝達される。そして、像伝達光学系17cで伝達された被写体像は、接眼部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。

【0017】

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の結像位置に撮像素子として例えば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。

【0018】

カメラヘッド20は、結像光学系22とCCD23と間の撮像光路上に後述の光学フィルタ系を設けたヘッドフィルタ部24が配置されている。

このヘッドフィルタ部24は、通常観察用の光学モード(以下、通常観察モード)又は赤外観察用の光学モード(以下、赤外観察モード)により所望の光学フィルタに切り換えるフィルタ切り替え手段としての切換レバー25に一体的に設けられている。この切換レバー25は、カメラヘッド外装20aに突設して手動で切り換えられるようになっている。

【0019】

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 26 a が設けられている。このコネクタ 26 a 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 26 a 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。

【0020】

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。

10

【0021】

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、表示画面上に通常観察用の内視鏡画像（以下、通常観察画像）又は赤外観察用の内視鏡画像（以下、赤外観察画像）を表示するようになっている。

【0022】

本実施の形態では、画像処理部 41 は、フィルタ切替時に通常観察画像（可視光像）で黒色となる部分を検出してこの検出した黒色部分を、赤外観察画像の映像信号に対して白色に変換表示させる色変換処理を行うようになっている。この場合、画像処理部 41 は、通常観察画像（可視光像）で輝度信号が 0 となる黒色部分を検出するようになっている。

20

【0023】

また、CCU 40 は、切替レバー 25 によってカメラヘッド 20 のヘッドフィルタ部 24 が切り換えられる通常観察モード又は赤外観察モードを検出するモード検出部 42 を設けている。

モード検出部 42 は、光源装置 30 の制御回路 34 に電氣的に接続されている。このモード検出部 42 は、検出した光学モードに基づき、ターレット 32 が照明光路上に所望の光学フィルタを配置するように光源装置 30 の制御回路 34 へモード検出信号を送信するようになっている。

【0024】

ここで、カメラヘッド 20 のヘッドフィルタ部 24 及び光源装置 30 のターレット 32 は、図 2 及び図 3 に示すように構成されている。図 2 はカメラヘッド 20 のヘッドフィルタ部 24 の正面図であり、図 3 は光源装置 30 のターレット 32 の正面図である。

30

ヘッドフィルタ部 24 は、図 2 に示すように通常観察用の可視光ヘッドフィルタ 24 a を保持固定すると共に、赤外観察用の赤外光ヘッドフィルタ 24 b を保持固定している。

【0025】

また、ターレット 32 は、図 3 に示すように通常観察用の可視光光源フィルタ 32 a を保持固定すると共に、赤外観察用の赤外光光源フィルタ 32 b を保持固定している。

図 4 は可視光ヘッドフィルタ 24 a 及び可視光光源フィルタ 32 a の分光透過特性を示したグラフであり、図 5 は赤外光ヘッドフィルタ 24 b 及び赤外光光源フィルタ 32 b の分光透過特性を示したグラフである。

40

【0026】

可視光ヘッドフィルタ 24 a 及び可視光光源フィルタ 32 a は、可視光フィルタとして図 4 に示すように例えば波長領域として可視光波長領域 415 ～ 780 nm に制限するように設計されている。

赤外光ヘッドフィルタ 24 b 及び赤外光光源フィルタ 32 b は、赤外光フィルタとして図 5 に示すように波長領域として ICG（インドシアニンググリーン）の吸収波長である 805 nm 付近を含むバンドパスフィルタとして設計されている。

【0027】

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 11 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 11 a が導かれる。尚、この

50

とき、内視鏡装置 1 は、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 50 で観察しながら、内視鏡挿入部の挿入を行っている。

【0028】

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、805nm 付近に吸収波長を有する ICG を局注する。すると、病変部（腫瘍部）に局注された ICG は、注入部位よりリンパ管に移行し、5 分から 15 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。

【0029】

ここで、通常観察の場合、CCU40 は、通常観察モードをモード検出部 42 が検出し、この検出した通常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

【0030】

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 が照明光路上に可視光光源フィルタ 32a 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、照明光路上に可視光光源フィルタ 32a を配置する。

【0031】

このことにより、光源装置 30 のランプ 31 で発生した可視光波長領域から近赤外光波長領域までの波長を含んだ照明光は、ターレット 32 の可視光光源フィルタ 32a を通過して上述した図 4 で説明したように可視光波長領域 415～780nm 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

そして、内視鏡 10 は、ライトガイド 14a を伝達された可視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。

【0032】

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。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切換レバー 25 で切り換えられたヘッドフィルタ部 24 の可視光ヘッドフィルタ 24a で可視光波長領域 415～780nm に制限して CCD 23 で撮像し、光電変換する。 30

【0033】

CCU40 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 の表示画面上に例えば、図 6 に示すように通常観察画像を表示させる。また、画像処理部 41 は、通常観察画像の輝度信号が 0 となる黒色部分を検出する。

【0034】

ここで、図 6 に示すように通常観察画像 61 は、例えば、表示画像の真ん中付近に腫瘍 62 が存在し、この腫瘍 62 の右側に暗く（黒く）表示されている 2ヶ所の炭粉沈着 63 が存在している。尚、このとき、リンパ節は、表面より 2～3mm の深い位置に存在しているため、通常観察画像 61 には現れない。 40

【0035】

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 の切換レバー 25 を切り換えてヘッドフィルタ部 24 の光学フィルタを赤外光ヘッドフィルタ 24b に切り換えると共に、赤外観察モードに切り換える。

すると、CCU40 は、切り換えられた赤外観察モードをモード検出部 42 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。

【0036】

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。 50

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。

【0037】

このことにより、光源装置 30 のランプ 31 で発生した可視光波長領域から近赤外光波長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 ICG の吸収波長である 805 nm 付近を含む赤外光波長領域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。

【0038】

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。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切換レバー 25 で切り換えられたヘッドフィルタ部 24 の赤外光ヘッドフィルタ 24b で ICG の吸収波長である 805 nm 付近を含む赤外光波長領域に制限して CCD 23 で撮像し、光電変換する。

【0039】

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 の表示画面上にモノクロ画像である赤外観察画像を表示させる。

【0040】

ここで、従来の内視鏡装置で得られる赤外観察画像 64 は、例えば、図 7 に示すように腫瘍 61 の左側にセンチネルリンパ節 65 が二ヶ所存在していれば、これらセンチネルリンパ節 65 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 65 の部分が暗く（黒く）表示される。

しかしながら、従来の内視鏡装置で得られる赤外観察画像 64 は、上記図 6 で示したように腫瘍 61 の右側に暗く（黒く）表示されている 2ヶ所の炭粉沈着 63 の部分も黒く表示されるため、これら炭粉沈着 63 の部分とセンチネルリンパ節 65 との区別が付かなかった。

【0041】

そこで、本実施の形態では、図示しないが肺適用 SW が押下操作されると、画像処理部 41 は、上述したように通常観察画像 61 で検出した輝度信号が 0 となる炭粉沈着 62 の黒色部分を、赤外観察画像 64 で白色に変換表示させる色変換処理を行っている。

【0042】

このため、本実施の形態の内視鏡装置 1 で得られる赤外観察画像 66 は、例えば、図 8 に示すように腫瘍 62 の右側に二ヶ所存在している炭粉沈着 62 の部分が白く表示され、腫瘍 62 の左側に二ヶ所存在しているセンチネルリンパ節 65 の部分のみ暗く（黒く）表示される。尚、画像処理は、リンパ節を識別できれば、何を用いても同じであることは言うまでもない。

このことにより、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、赤外観察画像 66 の表示画面上でセンチネルリンパ節 65 を識別可能となる。

【0043】

従って、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、炭粉沈着 63 の部分とセンチネルリンパ節 65 との区別が容易であり、特に肺での適用が可能となる。

また、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、照明手段が面順次方式でないので、可視光による通常観察時に腫瘍位置の特定などで内視鏡を動かしても通常観察画像に色ずれが生じることがない。

【0044】

更に、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、画像処理部 31 の変更のみで他の構成を従来と全

10

20

30

40

50

く同じにできるので、安価に構成できる。

この結果、本実施の形態の内視鏡装置 1 は、面順次方式を用いずに、簡易な構成で（センチネル）リンパ節 6 5 を見分けることが可能となる。

【0045】

（第 2 の実施の形態）

図 9 ないし図 1 5 は、本発明の第 2 の実施の形態に係り、図 9 は第 2 の実施の形態の内視鏡装置に用いられる光源装置のターレットを示す正面図、図 1 0 は図 9 の赤外光光源フィルタの分光透過特性を示すグラフ、図 1 1 は第 2 の実施の形態の内視鏡装置に用いられるカメラヘッドのヘッドフィルタ部を示す正面図、図 1 2 は図 1 1 の赤外光ヘッドフィルタの分光透過特性を示すグラフ、図 1 3 はセンチネルリンパ節が黒く表示される赤外観察画像を示す画像表示例、図 1 4 はセンチネルリンパ節が白く表示される赤外観察画像を示す画像表示例、図 1 5 はセンチネルリンパ節が点滅表示される赤外観察画像を示す画像表示例である。

【0046】

上記第 1 の実施の形態は、通常観察画像（可視光像）で黒色となる部分を検出してこの検出した黒色部分を、赤外観察画像の映像信号に対して白色に変換表示させる色変換処理を行うように構成しているが、本第 2 の実施の形態は、リンパ節部分を点滅表示させる点滅処理を行うように構成する。それ以外の構成は、上記第 1 の実施の形態と同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

【0047】

本第 2 の実施の形態の内視鏡装置は、図 9 に示すように光源装置 3 0 のターレット 3 2 B に赤外光ヘッドフィルタ 2 4 c を更に固定保持して構成されている。

この赤外光ヘッドフィルタ 2 4 c は、波長領域として図 1 0 に示すように I C G が吸収されない非吸収波長の 9 0 0 n m 以下のバンドパスフィルタとして設計されている。

【0048】

一方、カメラヘッド 2 0 のヘッドフィルタ部 2 4 B は、図 1 1 に示すように赤外光光源フィルタ 3 2 b の代わりに赤外光光源フィルタ 3 2 c を固定保持して構成されている。

この赤外光光源フィルタ 3 2 c は、波長領域として図 1 2 に示すように I C G の吸収波長である 8 0 5 n m 付近を含むと共に、I C G が吸収されない非吸収波長の 9 0 0 n m 以下のバンドパスフィルタとして設計されている。

【0049】

従って、内視鏡装置は、赤外光光源フィルタ 3 2 b をランプ 3 1 の照明光路上に配置すると、8 0 5 n m 付近の赤外光を供給されて図 1 3 に示すように I C G が滞留しているセンチネルリンパ節 6 5 が黒く表示される赤外観察画像 6 7 を得る。

【0050】

また、内視鏡装置は、赤外光光源フィルタ 3 2 c をランプ 3 1 の照明光路上に配置すると、9 0 0 n m 以下の赤外光を供給されて図 1 4 に示すように I C G が滞留しているセンチネルリンパ節 6 5 が白く表示される赤外観察画像 6 8 を得る。尚、これら 2 種類の赤外観察画像 6 7, 6 8 では、両方とも炭粉沈着 6 3 の部分は、暗く（黒く）表示される。

【0051】

このことにより、内視鏡装置は、赤外光光源フィルタ 3 2 b と赤外光光源フィルタ 3 2 c とをランプ 3 1 の照明光路上で連続して交互に切り換えることで、図 1 5 に示すように赤外観察画像 6 9 に対して、炭粉沈着 6 3 の部分は黒いままだが、センチネルリンパ節 6 5 の部分のみを点滅表示させる点滅処理を行うことが可能となる。

【0052】

この結果、本第 2 の実施の形態の内視鏡装置は、上記第 1 の実施の形態と同様な効果を得ることに加え、画像処理部 4 1 で特別な処理をすることなく、赤外光光源フィルタを 1 枚追加にするのみで簡易に且つ安価にリンパ節を識別可能である。

【0053】

尚、本第 2 の実施の形態の内視鏡装置は、画像処理部 4 1 で特別な処理をすることなく構

10

20

30

40

50

成しているが画像処理部 41 で点滅処理を行うように構成しても良い。

この場合、図示しないが、画像処理部 41 は、光源装置 30 のモータ 33 の駆動に同期して、ターレット 32 の赤外光光源フィルタ 32b と赤外光光源フィルタ 32c とをランプ 31 の照明光路上で切り換えることで得られる 2 種類の赤外観察画像 67, 68 に基づき、センチネルリンパ節 65 の部分を検出してこの検出したセンチネルリンパ節 65 の部分を、赤外観察画像の映像信号に対して点滅表示させる点滅処理を行うようにしている。

【0054】

尚、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【0055】

10

[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照射可能な光源と、前記光源からの照明光を被写体に供給する照明手段と、前記照明手段からの照明光により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、前記照明手段又は、前記撮像手段のうち、少なくとも一方に設けられた光学フィルタ系と、

前記撮像手段から送信される撮像信号を処理し、映像信号の生成を行う画像処理手段と、を具備し、

前記光学フィルタ系は、可視光波長領域を透過する可視光フィルタと、赤外光波長領域を透過する赤外光フィルタとを有し、

20

前記画像処理手段は、前記可視光フィルタと前記赤外光フィルタとのフィルタ切替時に、得られた映像信号に対して特定の色変換処理を行うことを特徴とする内視鏡装置。

【0056】

(付記項 2) 少なくとも可視光から近赤外光までの波長の光を照射可能な光源と、前記光源からの照明光を被写体に供給する照明手段と、前記照明手段からの照明光により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、前記照明手段又は、前記撮像手段のうち、少なくとも一方に設けられた光学フィルタ系と、

30

前記撮像手段から送信される撮像信号を処理し、映像信号の生成を行う画像処理手段と、を具備し、

前記光学フィルタ系は、造影剤の吸収波長領域を透過するフィルタと、造影剤の吸収波長領域外を透過するフィルタとを有し、これらフィルタを切り換えるフィルタ切替手段を設けたことを特徴とする内視鏡装置。

【0057】

(付記項 3) 前記赤外光フィルタの透過波長領域は、造影剤の吸収波長を含むバンドパスフィルタであることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡装置。

【0058】

(付記項 4) 前記赤外光フィルタの透過波長領域は、約 805 nm 付近を含むバンドパスフィルタであることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡装置。

40

【0059】

(付記項 5) 前記赤外光フィルタの透過波長領域は、約 900 nm 以下のバンドパスフィルタであることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡装置。

【0060】

(付記項 6) 前記画像処理手段で色変換を行う特定の色が黒であることを特徴とする付記項 1 に記載の内視鏡装置。

【0061】

(付記項 7) 前記フィルタ切替手段のフィルタ切替により、前記フィルタを連続して交互に切り換えることで、表示画像上に表示される造影剤の領域部分を点滅表示させること

50

を特徴とする付記項 2 に記載の内視鏡装置。

【0062】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、面順次方式を用いずに、簡易な構成でリンパ節を見分けることが可能な内視鏡装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】第 1 の実施の形態を備えた内視鏡装置を示す全体構成図

【図 2】図 1 のカメラヘッドのヘッドフィルタ部を示す正面図

【図 3】図 1 の光源装置のターレットを示す正面図

【図 4】可視光ヘッドフィルタ及び可視光光源フィルタの分光透過特性を示すグラフ

10

【図 5】赤外光ヘッドフィルタ及び赤外光光源フィルタの分光透過特性を示すグラフ

【図 6】本実施の形態の内視鏡装置で得た通常観察画像を示す画像表示例

【図 7】従来の内視鏡装置で得た赤外観察画像を示す画像表示例

【図 8】本実施の形態の内視鏡装置で得た赤外観察画像を示す画像表示例

【図 9】第 2 の実施の形態の内視鏡装置に用いられる光源装置のターレットを示す正面図

【図 10】図 9 の赤外光光源フィルタの分光透過特性を示すグラフ

【図 11】第 2 の実施の形態の内視鏡装置に用いられるカメラヘッドのヘッドフィルタ部を示す正面図

【図 12】図 11 の赤外光ヘッドフィルタの分光透過特性を示すグラフ

【図 13】センチネルリンパ節が黒く表示される赤外観察画像を示す画像表示例

20

【図 14】センチネルリンパ節が白く表示される赤外観察画像を示す画像表示例

【図 15】センチネルリンパ節が点滅表示される赤外観察画像を示す画像表示例

【符号の説明】

1 … 内視鏡装置

10 … 内視鏡

11 … 挿入部

12 … 把持部

13 … 接眼部

14 a … ライトガイド

20 … カメラヘッド

23 … CCD（電荷結合素子）

24 … ヘッドフィルタ部

24 a … 可視光ヘッドフィルタ

24 b … 赤外光ヘッドフィルタ

25 … 切換レバー

30 … 光源装置

31 … ランプ

32 … ターレット

32 a … 可視光光源フィルタ

32 b … 赤外光光源フィルタ

33 … モータ

34 … 制御回路

40 … CCU（カメラコントロールユニット）

41 … 画像処理部

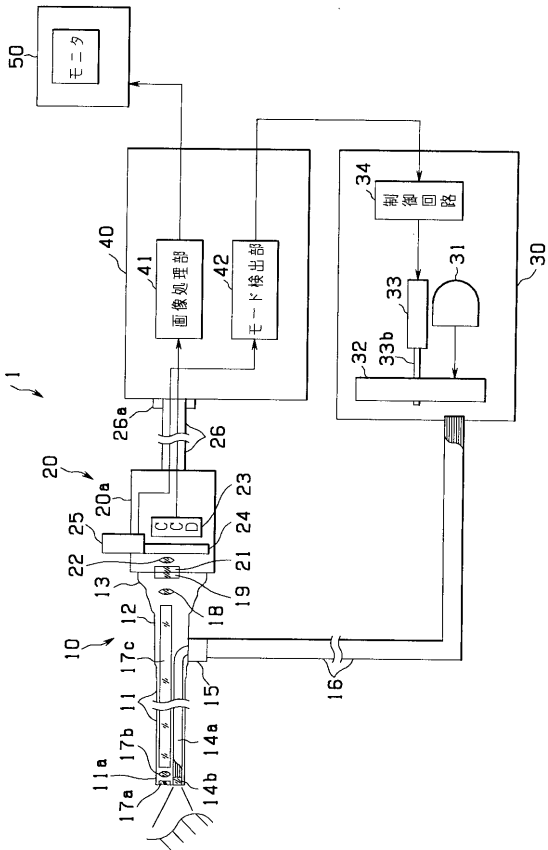
42 … モード検出部

50 … モニタ

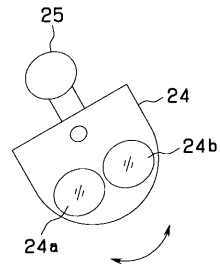
30

40

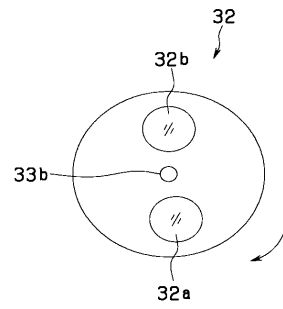
【図 1】



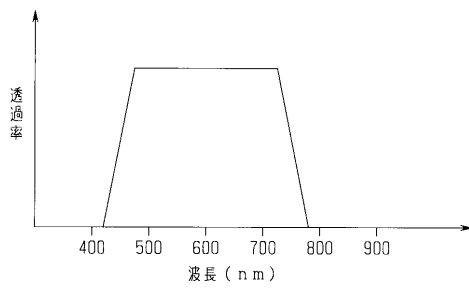
【図 2】



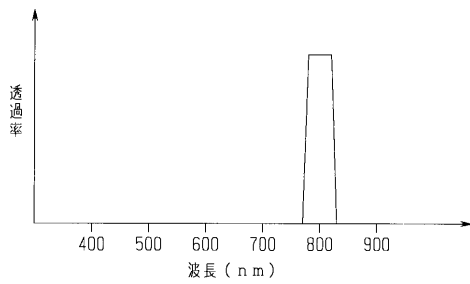
【図 3】



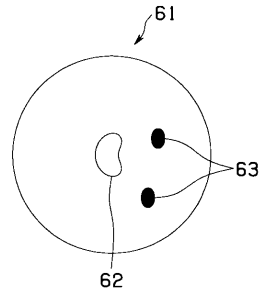
【図 4】



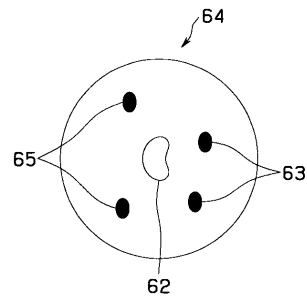
【図 5】



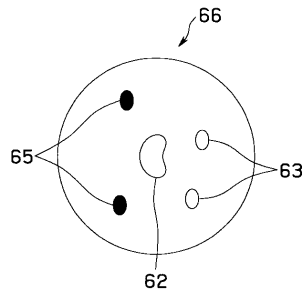
【図 6】



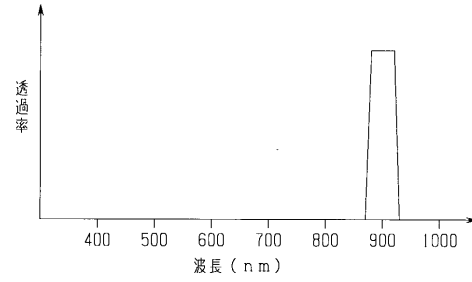
【図 7】



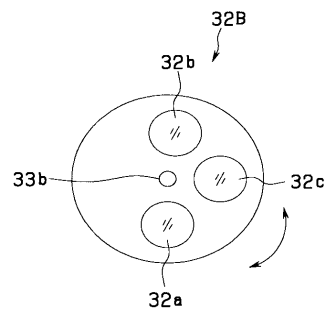
【図 8】



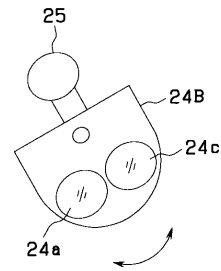
【図 10】



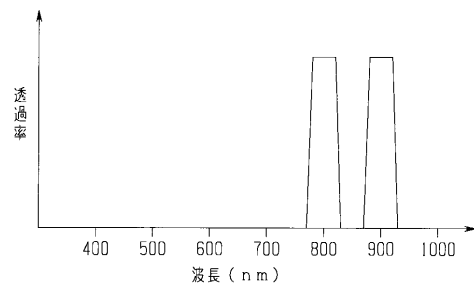
【図 9】



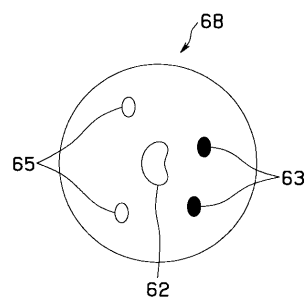
【図 11】



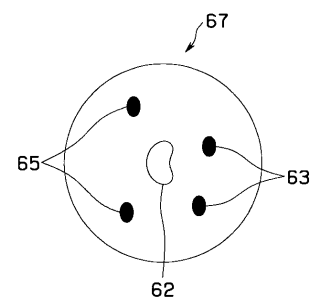
【図 12】



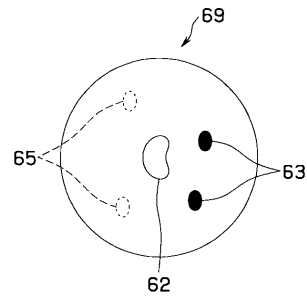
【図 14】



【図 13】



【図 15】



フロントページの続き

Fターム(参考) 5C054 CA04 CA05 CC02 CD03 CH02 EA01 EA05 EA07 FC11 FE02
FE05 GB02 GD03 HA12

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2004222938A	公开(公告)日	2004-08-12
申请号	JP2003013865	申请日	2003-01-22
[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/BA01 2H040/BA11 2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/DA21 2H040/DA22 2H040/DA42 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA07 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL03 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR24 4C061/WW08 4C061/WW14 4C061/XX02 5C054/CA04 5C054/CA05 5C054/CC02 5C054/CD03 5C054/CH02 5C054/EA01 5C054/EA05 5C054/EA07 5C054/FC11 5C054/FE02 5C054/FE05 5C054/GB02 5C054/GD03 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR24 4C161/WW08 4C161/WW14 4C161/XX02		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：实现一种内窥镜装置，该内窥镜装置能够以简单的结构而不使用帧顺序法来区分淋巴结。内窥镜装置（1）包括：摄像头（20），其在红外光头滤光器和可见光头滤光器之间切换以捕获图像；以及红外光，其将来自灯（31）的照明光限制在805nm附近的波长区域。在限制可见光波长范围的光源滤光器和可见光滤光器之间切换的光源装置30，对从相机头20发送的摄像信号进行信号处理的图像处理单元41，以及可以由相机头20切换的光学模式。CCU 40设置有用于检测的模式检测单元42。图像处理单元41在切换滤光器时检测正常观察图像（可见光图像）中的黑色部分，并将检测到的黑色部分转换为用于红外观察图像的视频信号的白色，并显示颜色转换。执行处理。[选型图]图1

