

(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2006-122560

(P2006-122560A)

(43) 公開日 平成18年5月18日(2006.5.18)

(51) Int.Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

G01N 21/64 (2006.01)

F I

A61B 1/00 300D

G01N 21/64 Z

テーマコード (参考)

2G043

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号

特願2004-317797 (P2004-317797)

(22) 出願日

平成16年11月1日(2004.11.1)

(71) 出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(74) 代理人 100073184

弁理士 柳田 征史

(74) 代理人 100090468

弁理士 佐久間 剛

(72) 発明者 千代 知成

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地

富士写真フイルム株式会社内

Fターム(参考) 2G043 AA03 BA16 CA05 EA01 FA01

GA08 GB01 GB21 HA01 HA02

HA05 HA09 JA03 KA03 LA03

4C061 AA01 BB08 CC04 DD03 LL02

NN01 QQ04 WW17

(54) 【発明の名称】 体液蛍光スペクトル取得装置

(57) 【要約】

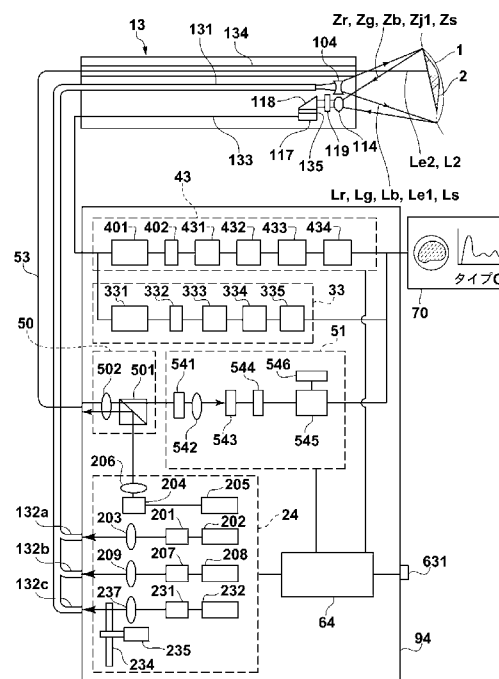
【課題】 励起光を照射された体液から発せられる蛍光の蛍光スペクトルを検出する際に、所望の部位に存在する体液から発せられた蛍光の蛍光スペクトルを確実に検出する。

【解決手段】 内視鏡のスコープ部13を介して励起光Le1を観察部1へ照射する。観察1から発せられた蛍光Lsは、CCD撮像素子117により撮像され、蛍光画像としてモニタ70に表示される。観察者は、表示された蛍光画像に基づいて、所望の部位に存在する体液2へ、鉗子口134から突出している石英ファイバ53の先端部を接触させる。該石英ファイバ53を介して励起光Le2が体液2へ照射される。また体液2から発せられた蛍光L2は、石英ファイバ53を介して受光され、スペクトル分光器543により蛍光スペクトルが検出される。すなわち、観察者は蛍光画像が示す組織性状に基づいて、体液の蛍光スペクトルを検出する部位を選択することができる。

。

【選択図】

図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

励起光が照射された観察部から発せられた蛍光による像を撮像し、該撮像した蛍光による像に基づいた蛍光画像を生成する蛍光画像取得手段と、

前記観察部内に存在する、励起光が照射された体液から発せられた蛍光を受光し、該受光した蛍光の蛍光スペクトルを検出し、該蛍光スペクトルに基づいた体液蛍光スペクトル情報を取得する体液蛍光スペクトル情報取得手段と、

前記蛍光画像取得手段により生成された蛍光画像および前記体液蛍光スペクトル情報取得手段により取得された蛍光スペクトル情報を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする体液蛍光スペクトル取得装置。

10

【請求項 2】

照明光が照射された観察部の反射像を撮像し、該反射像に基づいた通常画像を生成する通常画像取得手段と、

前記観察部内に存在する、励起光が照射された体液から発せられた蛍光を受光し、該受光した蛍光の蛍光スペクトルを検出し、該蛍光スペクトルに基づいた体液蛍光スペクトル情報を取得する体液蛍光スペクトル情報取得手段と、

前記通常画像取得手段により生成された通常画像および前記体液蛍光スペクトル情報取得手段により取得された体液蛍光スペクトル情報を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする体液蛍光スペクトル取得装置。

【請求項 3】

前記体液蛍光スペクトル情報取得手段が、予め体液サンプルから取得したサンプル蛍光スペクトルを記憶するサンプル蛍光スペクトル記憶手段と、該サンプル蛍光スペクトル記憶手段に記憶されたサンプル蛍光スペクトルと前記体液蛍光スペクトル取得手段により取得された蛍光スペクトルとを比較し、該比較結果を体液蛍光スペクトル情報として出力するものであることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の体液蛍光スペクトル取得装置。

20

【請求項 4】

前記体液蛍光スペクトル取得手段が、体液を保持する体液保持部を有し、該体液保持部に保持された体液から発せられる蛍光を受光するものであることを特徴とする請求項 1 から 3 いずれか 1 項記載の体液蛍光スペクトル取得装置。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】**【0001】**

本発明は、励起光を照射された体液から発せられる蛍光の蛍光スペクトルを取得する体液蛍光スペクトル取得装置に関し、特に詳細には、表示された観察部内の体液の蛍光スペクトルを取得する体液蛍光スペクトル取得装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来より、生体から採取した体液あるいは生体内の体液の蛍光スペクトルを取得する装置が知られている（例えば特許文献 1 参照）。特許文献 1 に記載された装置では、生体内の体液の蛍光スペクトルを取得する方法の一例として、導光体を介して励起光の照射および蛍光の受光を行うことが提案されている。

40

【特許文献 1】特許公表 2003 - 535330 号公報

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0003】**

近年体液の蛍光スペクトルに対する研究が進められ、体液、例えば消化液の蛍光スペクトルに個人差があること、また同一人物であっても、消化液の存在する部位により蛍光スペクトルが異なる場合があることがわかっている。このため、所望の部位に存在する体液の蛍光スペクトルを検出することが望まれている。しかしながら、従来知られている装置においては、例えば胃液の蛍光スペクトルを取得する際に、胃液を吸引により採取して蛍

50

光スペクトルを取得しても、あるいは胃の中へ導光体を挿入して蛍光スペクトルを取得しても、その胃液の存在した部位は不明であるという問題がある。さらには、胃の中へ導光体を挿入して蛍光スペクトルを取得した場合には、その蛍光スペクトルが確実に体液から発せられた蛍光の蛍光スペクトルであるか否かが不明であるという問題もある。

【0004】

本発明は上記の事情に鑑みて、励起光を照射された体液から発せられる蛍光の蛍光スペクトルを検出し、該蛍光スペクトルに基づいた体液蛍光スペクトル情報を表示する体液蛍光スペクトル取得装置において、所望の部位に存在する体液から発せられた蛍光の蛍光スペクトルを確実に検出することのできる体液蛍光スペクトル取得装置を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の第1の体液蛍光スペクトル取得装置は、励起光が照射された観察部から発せられた蛍光による像を撮像し、該撮像した蛍光による像に基づいた蛍光画像を生成する蛍光画像取得手段と、

前記観察部に存在する、励起光が照射された体液から発せられた蛍光を受光し、該受光した蛍光の蛍光スペクトルを検出し、該蛍光スペクトルに基づいた体液蛍光スペクトル情報を取得する体液蛍光スペクトル情報取得手段と、

前記蛍光画像取得手段により生成された蛍光画像および前記体液蛍光スペクトル情報取得手段により取得された蛍光スペクトル情報を表示する表示手段とを備えたことを特徴とするものである。

20

【0006】

本発明の第2の体液蛍光スペクトル取得装置は、照明光が照射された観察部の反射像を撮像し、該反射像に基づいた通常画像を生成する通常画像取得手段と、

前記観察部に存在する、励起光が照射された体液から発せられた蛍光を受光し、該受光した蛍光の蛍光スペクトルを検出し、該蛍光スペクトルに基づいた体液蛍光スペクトル情報を取得する体液蛍光スペクトル情報取得手段と、

前記通常画像取得手段により生成された通常画像および前記体液蛍光スペクトル情報取得手段により取得された体液蛍光スペクトル情報を表示する表示手段とを備えたことを特徴とするものである。

30

【0007】

なお、「蛍光スペクトルに基づいた体液蛍光スペクトル情報」とは、体液の蛍光スペクトルそのものであってもよいし、あるいは第1の所定波長帯域の光強度と第2の所定波長帯域の光強度との比である蛍光強度比等であってもよい。

【0008】

また、予め体液サンプルから取得したサンプル蛍光スペクトルと実際に体液から取得した蛍光スペクトルとを比較した比較結果であってもよい。なお、「予め体液サンプルから取得したサンプル蛍光スペクトルと実際に体液から取得した蛍光スペクトルとを比較する」とは、例えば実際に体液から取得した蛍光スペクトルが、複数の体液サンプルから取得したサンプル蛍光スペクトルの中のいずれのサンプル蛍光スペクトルにもっとも近いものであるかを比較すること、あるいは、実際に体液から取得した蛍光スペクトルと、少なくとも1つの体液サンプルから取得したサンプル蛍光スペクトルとの近似度を求めること等である。

40

【0009】

また、前記体液蛍光スペクトル取得手段は、体液を保持する体液保持部を有し、該体液保持部に保持された体液から発せられる蛍光を受光するものであってもよい。なお、「体液保持部」は、体液を保持可能であれば、いかなる部位に設けられるものであってもよく、また体液保持部内に自然に体液が流れ込む構成を有するものであってもよいし、吸引することにより体液が流れ込む構成を有するものであってもよい。

【発明の効果】

50

【 0 0 1 0 】

本発明の第 1 の体液蛍光スペクトル取得装置は、励起光が照射された観察部から発せられた蛍光による像を撮像し、該撮像した蛍光による像に基づいた蛍光画像を生成する蛍光画像取得手段と、前記観察部内に存在する、励起光が照射された体液から発せられた蛍光を受光し、該受光した蛍光の蛍光スペクトルを検出し、該蛍光スペクトルに基づいた体液蛍光スペクトル情報を取得する体液蛍光スペクトル情報取得手段と、前記蛍光画像取得手段により生成された蛍光画像および前記体液蛍光スペクトル情報取得手段により取得された蛍光スペクトル情報を表示する表示手段とを備えているため、観察者は、表示手段に表示された蛍光画像に基づいて選択した所望の部位に存在する体液の蛍光スペクトルに基づいて取得された体液蛍光スペクトル情報を確実に知ることができ、また、観察部の蛍光画像と体液蛍光スペクトル情報とを併せて見ることができる。さらに、蛍光画像が組織性状を反映するものである場合には、組織性状に基づいて、体液の蛍光スペクトルを検出する部位を選択することができ、装置の利便性が向上する。

10

【 0 0 1 1 】

本発明の第 2 の体液蛍光スペクトル取得装置は、照明光が照射された観察部の反射像を撮像し、該反射像に基づいた通常画像を生成する通常画像取得手段と、

前記観察部内に存在する、励起光が照射された体液から発せられた蛍光を受光し、該受光した蛍光の蛍光スペクトルを検出し、該蛍光スペクトルに基づいた体液蛍光スペクトル情報を取得する体液蛍光スペクトル情報取得手段と、

前記通常画像取得手段により生成された通常画像および前記体液蛍光スペクトル情報取得手段により取得された体液蛍光スペクトル情報を表示する表示手段とを備えているため、観察者は、表示手段に表示された蛍光画像に基づいて選択した所望の部位に存在する体液の蛍光スペクトルに基づいて取得された体液蛍光スペクトル情報を確実に知ることができ、また通常画像と体液蛍光スペクトル情報とを併せて見ることができる。

20

【 0 0 1 2 】

体液蛍光スペクトル情報が、予め体液サンプルから取得したサンプル蛍光スペクトルと実際に体液から取得した蛍光スペクトルとを比較した比較結果であれば、観察者は、体液の特性を容易に認識することができる。

【 0 0 1 3 】

また、前記体液蛍光スペクトル取得手段が、体液を保持する体液保持部を有し、該体液保持部に保持された体液から発せられる蛍光を受光するものであれば、体液以外の部位、例えば体腔壁等から発せられる蛍光の影響を抑制でき、より信頼度の高い蛍光スペクトルを取得することができる。

30

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 4 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。図 1 は本発明による第 1 の体液蛍光スペクトル取得装置および第 2 の体液蛍光スペクトル取得装置を適用した体液蛍光スペクトル取得システムの概略構成図であり、図 2 は本体液蛍光スペクトル取得システムに搭載されるモザイクフィルタの模式図である。図 3 は本体液蛍光スペクトル取得システムに搭載される切換フィルタの模式図である。

40

【 0 0 1 5 】

この体液蛍光スペクトル取得システムは、観察部 1 に波長 410 nm の励起光 L_e1 を照射して、観察部 1 から発せられた蛍光による像に基づいた蛍光診断画像をモニター 70 に表示し、該蛍光診断画像を観察しながら体液の蛍光スペクトルを取得する蛍光診断画像モード、または通常のカラ画像である通常画像をモニター 70 に表示し、該通常画像を観察しながら体液の蛍光スペクトルを取得する通常画像モードにおいて動作するものである。2 つのモードの切り替えは、入力部 631 からの入力操作により行われる。

【 0 0 1 6 】

蛍光診断画像モードにおいては、まず、波長 410 nm の励起光 L_e1 が照射された観察部 1 から発せられた蛍光から波長帯域 430 nm ~ 530 nm の狭帯域蛍光画像データと、波

50

長帯域 430 nm ~ 700 nm の広帯域蛍光画像データとを取得し、近赤外光である参照光 L_s を照射された観察部 1 の反射光から IR 反射画像を取得し、狭帯域蛍光画像データの画素値を広帯域蛍光画像データの画素値で除算した規格化蛍光演算値を求め、該規格化蛍光演算値に基づいて色情報を作成し、IR 反射画像の画素値に基づいて輝度情報を作成し、両画像情報を合成した蛍光診断画像をモニター 70 上に表示するものである。また、使用者はモニター 70 上に表示された蛍光診断画像を観察し、観察部 1 内に存在する体液 2 へ石英ファイバ 53 を接触させ、石英ファイバ 53 を介して体液 2 へ波長 410 nm の励起光 $L_e 2$ を照射して、これにより生じた蛍光を石英ファイバ 53 により検出し、予め記憶部 546 に記憶されている体液サンプルから取得したサンプル蛍光スペクトルと、体液 2 から発せられた蛍光の蛍光スペクトルとを比較し、比較結果をモニター 70 上に表示するものである。

10

【0017】

通常画像モードにおいては、まず、面順次光 (R 光 L_r 、 G 光 L_g 、 B 光 L_b) を照射された観察部 1 の反射像をスコープ部 13 の先端に設けられた CCD 撮像素子 117 により撮像して、通常の色信号処理により作成した通常画像をモニター 70 上に表示する。その後蛍光診断画像モードと同様に、体液の蛍光スペクトルを取得し、サンプル蛍光スペクトルとの比較結果をモニター 70 上に表示するものである。

【0018】

本発明の実施形態である体液蛍光スペクトル取得システムは、図 1 に示すように、患者の病巣と疑われる部位に挿入されるスコープ部 13、体液 2 の蛍光スペクトル取得用の波長 410 nm の励起光 $L_e 2$ を射出する光源と、蛍光像撮像用の波長 410 nm の励起光 $L_e 1$ を射出する光源と、IR 反射光像撮像用の参照光 L_s を射出する光源と、通常像撮像用の照明光である面順次光 (R 光 L_r 、 G 光 L_g および B 光 L_b) を射出する光源とを備える照明ユニット 23、通常画像データを生成して出力する通常画像処理ユニット 33、狭帯域蛍光画像データおよび広帯域蛍光画像データから規格化蛍光演算値を算出し、該規格化蛍光演算値および IR 反射画像の画素値に基づいて第 1 の蛍光診断情報としての蛍光診断画像データを生成して出力する蛍光画像処理ユニット 43、励起光 $L_e 2$ と測定した蛍光の光路を分ける光路分離ユニット 50、励起光 $L_e 2$ の照射により体液 2 から発せられた蛍光を受光し、該蛍光 $L_e 2$ の蛍光スペクトルを取得し、該体液の蛍光スペクトルと、予め記憶されているサンプル体液から取得されたサンプル蛍光スペクトルとを比較し、比較結果を出力する蛍光スペクトル比較ユニット 51、各ユニットに接続され、動作タイミングの制御を行うコントローラ 64、該コントローラ 64 に接続される入力装置 631、モニター 70、励起光 $L_e 3$ および励起光 $L_e 3$ を照射された体液 2 から発せられる蛍光を導光する石英ファイバ 53 から構成されている。

20

30

【0019】

なお照明ユニット 24、通常画像処理ユニット 33、蛍光画像処理ユニット 43、光路分離ユニット 50、蛍光スペクトル比較ユニット 51 およびコントローラ 64 はプロセッサ部 94 を構成し、スコープ部 13 とプロセッサ部 94、石英ファイバ 53 とプロセッサ部 94 およびプロセッサ部 94 とモニター 70 は、それぞれ図示省略したコネクタにより、接離自在に接続されている。

【0020】

スコープ部 13 は、内部に先端まで延びるライトガイド 131、CCD ケーブル 133 および石英ファイバ 53 が貫通している鉗子口 134 を備えている。ライトガイド 131 および CCD ケーブル 133 の先端部、即ちスコープ部 13 の先端部には、照明レンズ 104 および対物レンズ 114 を備えている。CCD ケーブル 133 の先端部には、微少な帯域フィルタがモザイク状に組み合わされたモザイクフィルタ 135 がオンチップされた CCD 撮像素子 117 が接続され、該 CCD 撮像素子 117 には、プリズム 118 が取り付けられている。また、プリズム 118 と対物レンズ 114 の間には、波長 420 nm 以下の波長の光をカットする励起光カットフィルタ 119 が取り付けられている。

40

【0021】

ライトガイド 131 は、励起光 $L_e 1$ 用のライトガイド 132a、参照光 L_s 用のライトガイド 132b および面順次光用のライトガイド 132c がバンドルされ、ケーブル状に一体化されて

50

おり、各ライトガイドは、照明ユニット23へ接続されている。

【0022】

モザイクフィルタ135は、図2に示すように、430nm～530nmの波長帯域の光を透過させるバンドパスフィルタである微少な光学フィルタ136aと、430nm～700nmの波長帯域の光を透過させるバンドパスフィルタである微少な光学フィルタ136bと、全波長帯域の光を透過させる光学フィルタ136cが組み合わされ、各帯域フィルタはCCD撮像素子117の画素に一对一で対応している。なお、光学フィルタ136aは、励起光Le1が照射された際の狭帯域蛍光画像データ取得用の光学フィルタであり、光学フィルタ136bは励起光Le1が照射された際の広帯域蛍光画像データ取得用の光学フィルタであり、光学フィルタ136cは通常像およびIR反射画像取得用の光学フィルタである。

10

【0023】

照明ユニット24は、蛍光像撮像用の波長410nmの励起光Le1を発するGa-N系半導体レーザ201および励起光源用電源202と、波長410nmの励起光Le2を発するGa-N系半導体レーザ204および励起光源用電源205と、参照光Lsを発する参照光源207および参照光源用電源208と、白色光を射出する白色光源231、白色光源用電源232、白色光をR光Lr、G光LgおよびB光Lbに、順次色分解するための切換フィルタ234およびフィルタ回転部236とを備えている。

【0024】

上記切換フィルタ234は、図3に示すように、R光Lrを透過するRフィルタ235a、G光Lgを透過するGフィルタ235b、B光Lbを透過するBフィルタ235cとから構成されている。

20

【0025】

通常画像処理ユニット33は、R光Lr、G光LgまたはB光Lbが照射された時に、モザイクフィルタ135の光学フィルタ136cと対応する画素で受光した画像データにプロセス処理を施す信号処理回路331、該信号処理回路331から出力された画像データをデジタル化するA/D変換回路332、デジタル化された画像データを各色毎の画像(R画像、G画像およびB画像)として保存する画像メモリ333、該画像メモリに保存された各色毎の画像から通常画像データを生成する通常画像生成部334、通常画像生成部334から出力された通常画像データをビデオ信号に変換して出力するビデオ信号処理回路335を備えている。

【0026】

蛍光画像処理ユニット43は、励起光Le1または参照光Lsが照射された時に、CCD撮像素子117で撮像された信号のプロセス処理を行う信号処理回路401、該信号処理回路401で得られた画像データをデジタル化するA/D変換回路402、蛍光像Zj1を撮像した狭帯域蛍光画像データと広帯域蛍光画像データと、IR反射光像Zsを撮像したIR反射画像とを、異なる記憶領域に保存する画像メモリ431と、対応する画素毎に、画像メモリ431に記憶された狭帯域蛍光画像データの画素値を広帯域蛍光画像データの画素値で除算して、第1の特徴量としての規格化蛍光演算値を算出する第1の特徴量取得手段としての蛍光演算値算出部432と、規格化蛍光演算値に基づいて色情報を割り当て、IR反射画像の画素値に基づいて輝度情報を割り当て、色情報および輝度情報を合成して第1の蛍光診断情報である蛍光診断画像データを生成して出力する蛍光診断画像生成部433と、蛍光診断画像データをビデオ信号へ変換してモニタ70へ出力するビデオ信号処理回路434とを備えている。

30

40

【0027】

光路分離部50はGa-N系半導体レーザ204から出力される励起光Le2を石英ファイバ53へ入射させ、また逆に石英ファイバ53を通ってくる蛍光を蛍光スペクトル比較ユニット51へ透過させるダイクロイックミラー501を備える。

【0028】

石英ファイバ53の先端部531は、図4に示すように、球状に形成されている。このため、励起光Le2を周囲に効率よく照射し、また体液2から発せられる蛍光L2を効率よく受光できる。また、先端部531の周囲には、体液保持部としての円錐形状のカバー532が取

50

り付けられている。このカバー532は黒アルマイト処理を施されたアルミニウムから形成されている。またカバー532の円錐形の底面部533はアルミニウムにより覆われているが、側面部には、多数の窓部534が設けられている。

【0029】

蛍光スペクトル比較ユニット51は、石英ファイバ53を経た蛍光から励起光 L_e2 の波長を含む波長430nm以下の光をカットする励起光カットフィルタ541、該励起光カットフィルタ541を透過した蛍光の蛍光スペクトルを測定するスペクトル分光器543、該スペクトル分光器543で測定された蛍光スペクトルを記憶する記憶部544および予め体液サンプルから取得されたサンプル蛍光スペクトル、例えば図5に示すように3人の被験者から取得した胃液サンプルへ励起光 L_e2 を照射して、該胃液から発せられた蛍光の蛍光スペクトルであるサンプル蛍光スペクトルを記憶する記憶部546と、記憶部544へ記憶された被験者の体液、例えば胃液の蛍光スペクトルと、記憶部546へ記憶されたサンプル蛍光スペクトルとを比較し、Aタイプ：サンプル蛍光スペクトルAに近似、Bタイプ：サンプル蛍光スペクトルBに近似、Cタイプ：サンプル蛍光スペクトルCに近似およびDタイプ：該当なしのうちから、適切なタイプを決定して出力する判定部545とを備えている。

10

【0030】

コントローラ64は、各ユニットに接続され動作タイミングを制御している。またコントローラ64には、入力装置631が接続されている。

【0031】

以下、本発明による蛍光内視鏡装置の動作について説明する。まず、蛍光診断画像モードにおける動作について説明する。コントローラ64からの信号に基づき、励起光源用電源202が駆動され、Ga-N系半導体レーザ201から波長410nmの励起光 L_e1 が射出される。励起光 L_e1 は、レンズ203を透過し、ライトガイド132aに入射され、スコープ部13先端まで導光された後、照明レンズ104から観察部1へ照射される。

20

【0032】

励起光 L_e1 を照射されることにより生じる観察部1からの蛍光は、集光レンズ114により集光され、励起光カットフィルタ119により420nm以下の波長帯域に光がカットされ、プリズム118に反射して、モザイクフィルタ135を透過して、CCD撮像素子117上に蛍光像 Z_j1 として結像される。この際励起光 L_e1 の反射光は、励起光カットフィルタ119によりカットされるため、CCD撮像素子117に入射することはない。CCD撮像素子117では、蛍光像 Z_j1 が受光されて、光電変換され、光の強弱に応じた画像信号に変換されて出力される。

30

【0033】

CCD撮像素子117から出力された信号は、蛍光画像処理ユニット43の信号処理回路401で、プロセス処理を施され、A/D変換回路402でデジタル信号に変換されて、光学フィルタ136aを透過した狭帯域蛍光画像データと光学フィルタ136bを透過した広帯域蛍光画像データに分けて、画像メモリ431の記憶領域へ記憶される。

【0034】

次に参照光 L_s のIR反射光像 Z_s を撮像する際の動作を説明する。コントローラ61からの信号に基づき、参照光源用電源208が駆動され、参照光源207から近赤外光である参照光 L_s が射出される。参照光 L_s は、レンズ209を透過し、ライトガイド112cに入射され、スコープ部11の先端まで導光された後、照明レンズ104から観察部1へ照射される。

40

【0035】

観察部1で反射された参照光 L_s の反射光は、集光レンズ114により集光され、プリズム118に反射して、モザイクフィルタ135を透過して、CCD撮像素子117上にIR反射光像 Z_s として結像される。CCD撮像素子117では、IR反射光像 Z_s が受光されて光電変換され、光の強弱に応じた画像信号に変換されて出力される。CCD撮像素子117から出力された信号は、信号処理回路401で、プロセス処理を施されて出力され、A/D変換回路402でデジタル信号に変換されて、光学フィルタ136cを透過した画像データのみが、画像メモリ431へIR反射画像として記憶される。

50

【 0 0 3 6 】

画像メモリ431へ狭帯域蛍光画像データと、広帯域蛍光画像データと、IR反射画像とが記憶されると、蛍光演算値算出部432ではまず、隣合う画素毎に、画像メモリ431に記憶された狭帯域蛍光画像データの画素値を広帯域蛍光画像データの画素値で除算して規格化蛍光演算値を算出する。

【 0 0 3 7 】

蛍光診断画像生成部433では、規格化蛍光演算値に基づいて、色情報を割り当てる。通常、正常組織から発せられた蛍光の規格化蛍光演算値は大きく、病変組織から発せられた蛍光の規格化蛍光演算値は小さいので、表示色の差異が明らかになるような疑似カラーを設定することにより、例えば規格化蛍光演算値が大きい方から小さい方へ、順次緑色から赤色へ変化するように色情報を割り当てることにより、観察者は正常組織と病変組織とを識別することができる。

10

【 0 0 3 8 】

観察者は、この蛍光診断画像を観察し、観察部1内で体液の蛍光スペクトルを取得する部位を選択し、石英ファイバ53の先端部531をその部位へ手動操作にて誘導する。カバー532で覆われた先端部531が体液2へ浸される、あるいは体液2の存在する部位へ押圧されると、カバー532の窓部534から体液2がカバー532内へ流れ込む。

【 0 0 3 9 】

観察者は、入力装置631を用いて、体液の蛍光スペクトル取得を指定する。まず、コントローラ64からの信号に基づき、励起光源電源205が駆動され、Ga-N系半導体レーザ204から波長410nmの励起光Le2が射出される。励起光Le2は、レンズ206を透過し、ダイクロイックミラー501に向かう。ダイクロイックミラー501で反射された励起光Le2は、レンズ502によって石英ファイバ53に入射され、スコープ部13の鉗子口134内を経て、体液2近傍まで導光され、石英ファイバ53の先端部531から体液2へ照射される。

20

【 0 0 4 0 】

励起光Le2を照射されることにより体液2から発せられる蛍光L2は、石英ファイバ53の先端部531に入射され、石英ファイバ53およびレンズ502を経て、ダイクロイックミラー501に向かう。なお、石英ファイバ53の先端部531は、カバー532で覆われているため、石英ファイバ53の先端部531が体腔壁へ接触することがない。このため、カバー532内に保持されている体液2から確実に蛍光を取得することができる。また、体液保持部532の底面部533が、アルミニウムにより覆われているため、先端部531が体腔壁の近傍に位置している場合であっても体腔壁から発せられる蛍光の影響を受けることを防止できる。なお、カバー532は、黒アルマイト処理が施されているため、体液保持部532そのものから蛍光が発せられることはない。ダイクロイックミラー501を透過した蛍光L2は、励起光カットフィルタ541およびレンズ542を透過し、スペクトル分光器543へ入射する。スペクトル分光器543は、検出した蛍光L2のスペクトルを測定データメモリ544へ出力する。

30

【 0 0 4 1 】

判定部545では、記憶部544へ記憶された被験者の体液、例えば胃液の蛍光スペクトルと、記憶部546へ記憶されたサンプル蛍光スペクトルとを比較し、Aタイプ：サンプル蛍光スペクトルAに近似、Bタイプ：サンプル蛍光スペクトルBに近似、Cタイプ：サンプル蛍光スペクトルCに近似およびDタイプ：該当なしのうちから、適切な蛍光タイプを決定する。また体液2の蛍光スペクトルおよび決定した蛍光タイプをモニター70へ出力する。

40

【 0 0 4 2 】

モニター70には、蛍光診断画像、体液の蛍光スペクトルおよび体液の蛍光タイプが表示される。観察者はこれらの表示を見ることにより、観察部1の性状および体液の性状を知ることができる。

【 0 0 4 3 】

次に通常画像モードにおける動作を説明する。観察者は、入力装置631を用いて、通常画像モードを選択する。通常画像モードにおいては、面順次光の照射が照射され、通常像が撮像されて、通常画像データが生成され、モニター70にカラー画像である通常画像が表示

50

される。撮像に先立ち、観察者はスコープ部13を、被験者の体腔内に挿入し、スコープ部13先端を観察部1の近傍に誘導する。

【0044】

最初に、R画像を取得する際の動作を説明する。コントローラ64からの信号に基づき、白色光源用電源232が駆動され、白色光源231から白色光が射出される。白色光は、集光レンズ233により集光され、切換フィルタ234を透過する。切換フィルタ234では、コントローラ64からの信号に基づいて、Rフィルタ235aが光路上に配置されている。このため、白色光は、切換フィルタ234を透過するとR光Lrとなる。R光Lrは、ライトガイド132cに入射され、スコープ部13の先端まで導光された後、照明レンズ104から観察部1へ照射される。

10

【0045】

観察部1で反射されたR光Lrの反射光は、集光レンズ114により集光され、プリズム118に反射して、CCD撮像素子117上にR光反射光像Zrとして結像される。CCD撮像素子117により出力された画像データの中で、モザイクフィルタ135の光学フィルタ136cと対応する画素で受光した信号のみが、通常画像処理ユニット33の信号処理回路331で、プロセス処理を施されR画像データとして出力され、残りの信号は破棄される。R画像データは、A/D変換回路332でデジタル信号に変換されて、画像メモリ333のR画像の記憶領域へ記憶される。以後、同様な動作によりG画像およびB画像が取得され、それぞれ、画像メモリ333のG画像の記憶領域およびB画像の記憶領域へ記憶される。

【0046】

20

R画像、G画像およびB画像が画像メモリ333に記憶されると、表示タイミングに合わせて通常画像生成部334において、3色の画像から通常画像データが生成され出力される。ビデオ信号処理回路335では、通常画像データをビデオ信号に変換し、モニタ70に出力する。モニタ70には、カラー画像である通常画像が表示される。

【0047】

観察者は、この通常画像を観察し、観察部1内で体液の蛍光スペクトルを取得する部位を選択し、石英ファイバ53の先端部531をその部位へ手動操作にて誘導する。カバー532で覆われた先端部531が体液2へ浸される、あるいは体液2の存在する部位へ押圧されると、カバー532の窓部534から体液2がカバー532内へ流れ込む。以下蛍光診断画像モードを選択している場合と同様に、体液2の蛍光スペクトルを検出し、蛍光タイプを決定し、蛍光スペクトルおよび蛍光タイプをモニタ70へ出力する。

30

【0048】

モニタ70には、通常画像、体液の蛍光スペクトルおよび体液の蛍光タイプが表示される。観察者はこれらの表示を見ることにより、観察部1の性状および体液2性状を知ることができる。

【0049】

以上の説明であきらかなように、蛍光診断画像モードでは、観察者は、モニタ70に表示された観察部1の蛍光診断画像に基づいて選択した所望の部位に存在する体液2の蛍光スペクトルに基づいて取得された蛍光タイプを確実に知ることができ、また蛍光診断画像、体液の蛍光スペクトルおよび蛍光タイプを併せて観察することができる。さらに、観察者は、蛍光診断画像に表されている組織性状に基づいて、体液の蛍光スペクトルを検出する部位を選択することができ、装置の利便性が向上する。

40

【0050】

通常画像モードにおいても、観察者は、モニタ70に表示された観察部1の通常画像に基づいて選択した所望の部位に存在する体液2の蛍光スペクトルに基づいて取得された蛍光タイプを確実に知ることができ、また蛍光診断画像、体液の蛍光スペクトルおよび蛍光タイプを併せて見ることができる。

【0051】

また、体液保持部としてのカバーを有し、該体液保持部に保持された体液から発せられる蛍光を受光するものであれば、体液以外の部位、例えば体腔壁等から発せられる蛍光の

50

影響を抑制でき、より信頼度の高い蛍光スペクトルを取得することができる。

【 0 0 5 2 】

なお、石英ファイバ53を鉗子口134から取り外すことにより、鉗子口134は、例えば生検を行うための鉗子等を通すために使用することができる。

【 0 0 5 3 】

また、本実施の変形例として、図6に示すように、鉗子口134の先端部141に体液を保持可能な体液保持エリア142を設けたもの、あるいは図7に示すような鉗子口134の先端部141に体液が流入可能な窓部143を有する蓋体144を設けたものなどが考えられる。なお、この場合には、鉗子口134の先端部141が本発明の体液保持部として機能するものである。これらの体液保持部を設けたシステムを用いる場合には、まず石英ファイバ53の先端部531を鉗子口134の先端部141へ配置し、その状態で内視鏡の先端部、すなわち、鉗子口134の先端部141へ設けられた体液保持部を、体液中に浸す、あるいは体液が存在する部位に押圧する。体液2が体液保持部内へ流れ込んだ状態で、体液2から発せられる蛍光を取得する。この場合にも、石英ファイバ53の先端部531が体腔壁へ接触することがないため、体液保持部内に保持されている体液2から確実に蛍光を検出することができる。なお、体液保持部内は、黒アルマイト処理等により、蛍光が発せられないように形成されている。また、図6に示す変形例では、石英ファイバ53を鉗子口134から取り外すことにより鉗子口134を通常の鉗子口134として使用することができる。また図7に示す変形例では、鉗子口134の先端から蓋体144を取り外し、かつ石英ファイバ53を鉗子口134から取り外すことにより鉗子口134を通常の鉗子口134として使用することができる。

10

20

【 0 0 5 4 】

なお、石英ファイバ53の周囲に被覆管を設け、該被覆管の先端部へ体液保持エリア142あるいは蓋体144を設けてもよい。

【 0 0 5 5 】

また、本実施の形態では、半導体レーザ201と、および励起光源用電源202と、蛍光診断画像撮像用の励起光Le1を発する半導体レーザ201と、体液の蛍光スペクトル検出用の励起光Le2を発する半導体レーザ204とを別個に設けたが、一つの半導体レーザにより兼用してもよい。また、本実施の形態においては、半導体レーザ204から射出される体液の蛍光スペクトル検出用の励起光Le2を、石英ファイバ53により内視鏡先端まで導光したが、これに限定されるものではなく、例えば図8に示すように、内視鏡先端に体液の蛍光スペクトル検出用の励起光Le2を射出する半導体レーザ201aを設けてもよく、照明ユニット24が小型化できる。また、石英ファイバ53を図8に示すように、鉗子口134内を介さずに、内視鏡のスコープ部13本体内に埋め込んでもよい。このような構成とすることにより、鉗子口134を他の機器の挿入に使用することができ、体液2の蛍光スペクトルの取得と、例えば生検等を並行して行うことができる。なお、このように石英ファイバ53を内視鏡のスコープ部13本体内に埋め込む場合には、図6あるいは図7に示すような体液保持部を石英ファイバ53の先端部近傍へ設けてもよい。

30

【 0 0 5 6 】

また、本実施の形態においては、体液保持部を石英ファイバ53の先端部あるいは鉗子口134の先端部へ設けたが、これに限定されるものではなく、体液を保持可能な部位であればいかなる部位に設けられるものであってもよい。例えば図9に示すように、内視鏡のスコープ部13とプロセッサ部94の間に、体液保持部である体液だまり14を設け、内視鏡のスコープ部13内に吸引管15を通し、該吸引管15により所望の部位の体液2を体液だまり14まで吸引してもよい。なおこの場合には、石英ファイバ53の先端部531は、この体液だまり14内へ配置される。体腔壁などから発せられる蛍光の影響を完全に無くすことができ、検出した蛍光スペクトルの信頼性が向上する。また、このような構成とすることにより、吸引した体液2の蛍光スペクトルを即座に取得することができ、通常画像あるいは蛍光画像と、該通常画像あるいは蛍光画像内の所望の部位に存在する体液2の蛍光スペクトルとをリアルタイムに表示することができる。また、吸引管15を鉗子口134から取り外すことにより、鉗子口134は、例えば生検を行うための鉗子等を通すために使用することができる

40

50

。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 7 】

【図 1】本発明による具体的な実施の形態である体液蛍光スペクトル取得システムの概略構成図

【図 2】モザイクフィルタの概略構成図

【図 3】切換フィルタの概略構成図

【図 4】石英ファイバの先端部へ設けられたカバーの説明図

【図 5】サンプル蛍光スペクトルの説明図

【図 6】鉗子口の先端部へ設けられた体液保持エリアの説明図

10

【図 7】鉗子口の先端部に設けられた蓋体の説明図

【図 8】他の体液蛍光スペクトル取得システムの概略構成図

【図 9】他の体液蛍光スペクトル取得システムの概略構成図

【符号の説明】

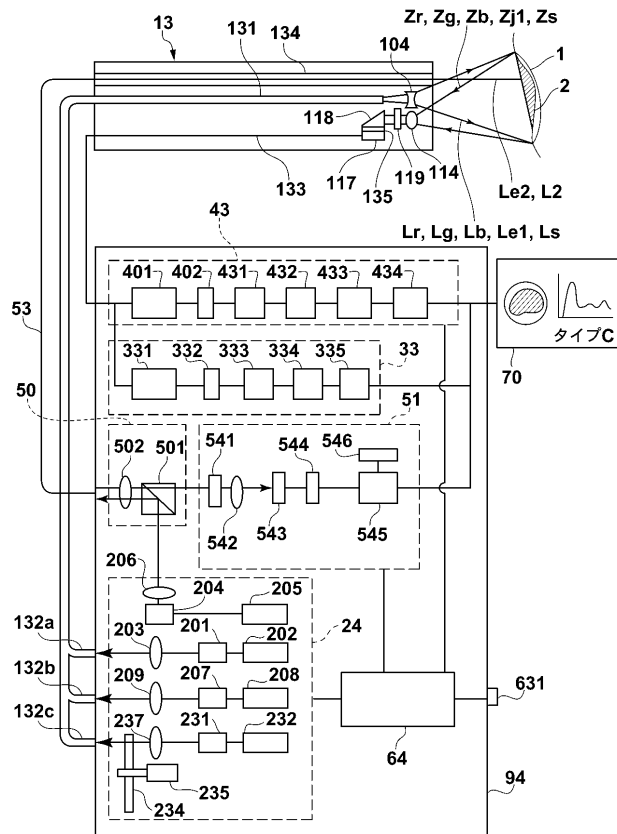
【 0 0 5 8 】

1	観察部
2	体液
13	スコープ部
24	照明ユニット
30	撮像処理ユニット
33	通常画像処理ユニット
43	蛍光画像処理ユニット
50	光路分離ユニット
51	蛍光スペクトル比較ユニット
53	石英ファイバ
64	コントローラ
70	モニタ
131	ライトガイド
134	鉗子口
135	モザイクフィルタ
117	CCD撮像素子
234	切換フィルタ
432	蛍光演算値算出部
433	蛍光診断画像生成部
543	スペクトル分光器
546	記憶部

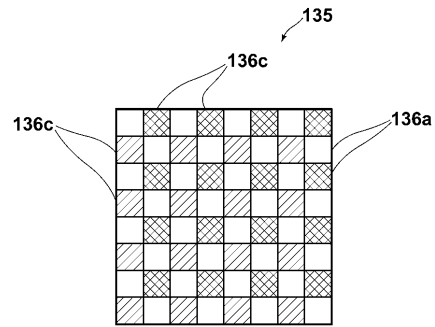
20

30

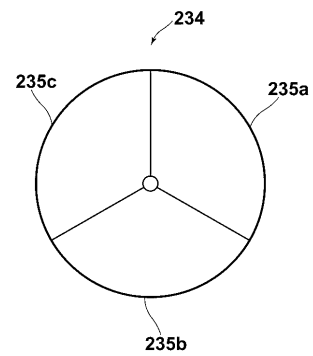
【図 1】



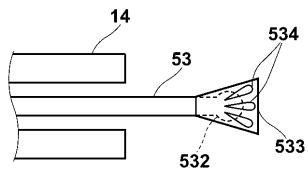
【図 2】



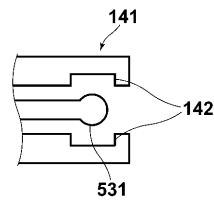
【図 3】



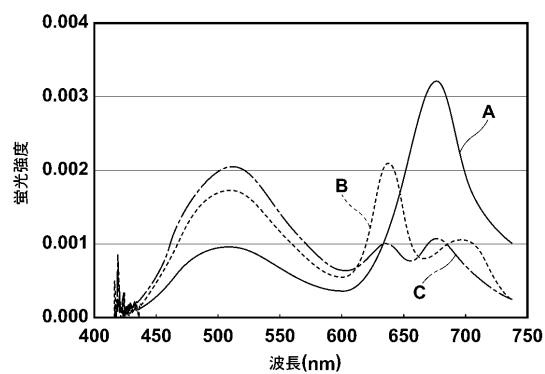
【図 4】



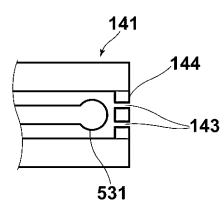
【図 6】



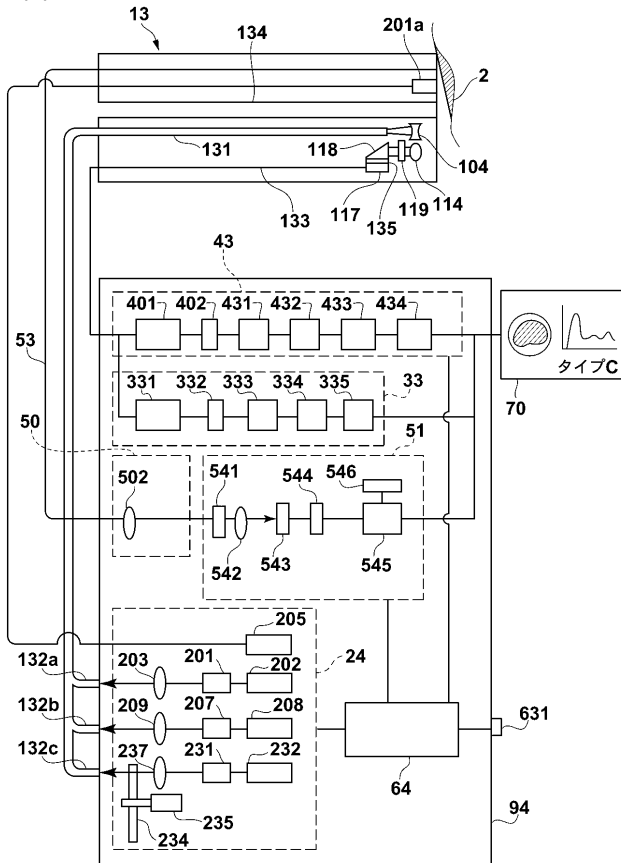
【図 5】



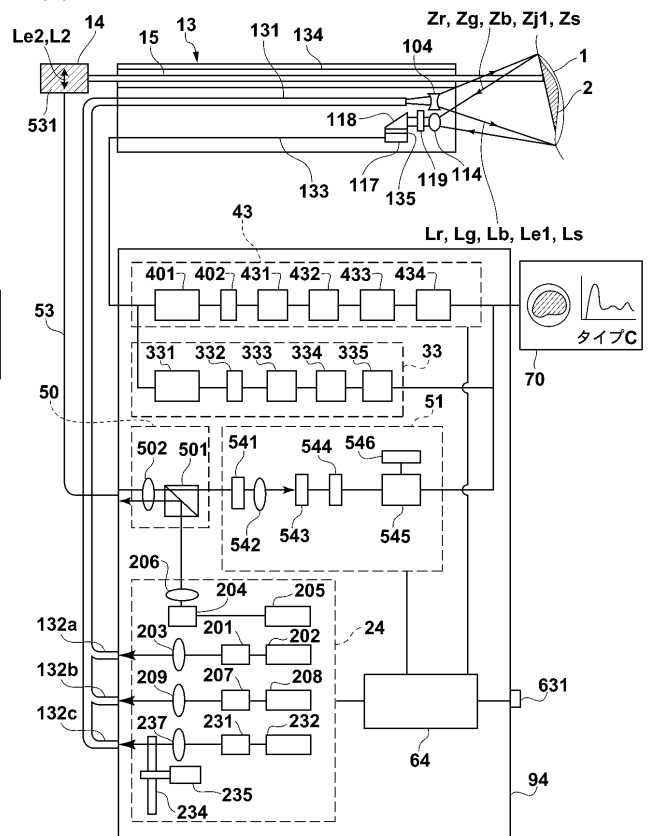
【図 7】



【図 8】



【図 9】



专利名称(译)	体液荧光光谱采集装置		
公开(公告)号	JP2006122560A	公开(公告)日	2006-05-18
申请号	JP2004317797	申请日	2004-11-01
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	千代知成		
发明人	千代 知成		
IPC分类号	A61B1/00 G01N21/64		
FI分类号	A61B1/00.300.D G01N21/64.Z A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/018.513 A61B1/018.515 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/CA05 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/GA08 2G043/GB01 2G043/GB21 2G043/HA01 2G043/HA02 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/JA03 2G043/KA03 2G043/LA03 4C061/AA01 4C061/BB08 4C061/CC04 4C061/DD03 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ04 4C061/WW17 4C161/AA01 4C161/BB08 4C161/CC04 4C161/DD03 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/WW17		
代理人(译)	佐久间刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：当检测从激发光照射的体液发射的荧光的荧光光谱时，可靠地检测存在于期望部位的体液发射的荧光的荧光光谱。 解决方案：观察部分1通过内窥镜的观察镜部分13照射激发光Le1。从观测1发射的荧光Ls被CCD图像传感器117捕获，并作为荧光图像显示在监视器70上。观察者基于所显示的荧光图像，使从钳口134突出的石英纤维53的前端与存在于期望部位的体液2接触。经由石英纤维53向体液2照射激发光Le2。另外，从体液2发出的荧光L2经由石英纤维53被接收，该荧光光谱由光谱分光镜543检测。即，观察者可以基于荧光图像所示的组织特性来选择用于检测体液的荧光光谱的部位。 [选型图]图1

