

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4611794号
(P4611794)

(45) 発行日 平成23年1月12日 (2011. 1. 12)

(24) 登録日 平成22年10月22日 (2010. 10. 22)

(51) Int. Cl.

F 1

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

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

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

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/06 A

G O 1 N 21/64 (2006. 01)

G O 1 N 21/64 Z

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

G O 2 B 23/24 C

請求項の数 7 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2005-125291 (P2005-125291)
 (22) 出願日 平成17年4月22日 (2005. 4. 22)
 (65) 公開番号 特開2006-296858 (P2006-296858A)
 (43) 公開日 平成18年11月2日 (2006. 11. 2)
 審査請求日 平成20年2月19日 (2008. 2. 19)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100098235
 弁理士 金井 英幸
 (72) 発明者 杉本 秀夫
 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

審査官 大▲瀬▼ 裕久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光観察装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に励起光を導入し、この励起光によって励起した被検体の生体組織が発する蛍光を分光測定する蛍光観察装置であって、

操作者によって第1の操作及び第2の操作がなされる操作部材と、

その基端と先端との間で光を導光するライトプロープと、

前記操作部材に対して前記第1の操作がなされている間に、生体組織を励起して蛍光を発光させる波長帯域の励起光を前記ライトプロープの基端に導入する励起光源と、

前記励起光源が前記励起光を前記ライトプロープの基端に導入している間に、前記ライトプロープの先端から基端へ導光された蛍光を分光測定する分光測定手段と、

前記操作部材に対して前記第1の操作がなされる毎に、前記分光測定手段による分光測定結果を新たに記憶するとともに、最新の複数回分の分光測定結果を保存する記憶部と、

前記操作部材に対して前記第2の操作がなされた場合に、前記記憶部によって保存されている最新の複数回分の分光測定結果を互いに重なるグラフのイメージに展開する展開手段と、

前記展開手段によって展開されたイメージを表示させる映像信号を生成するコンバータと、

前記映像信号に基づく画面表示を行うモニタと
 を備えたことを特徴とする蛍光観察装置。

【請求項 2】

10

20

体腔内に励起光を導入し、この励起光によって励起した被検体の生体組織が発する蛍光を分光測定する蛍光観察装置であって、

その先端に対物光学系及び照明窓を備えるとともにその基端と先端とを通じる中空のチャンネルが内蔵された体腔内挿入部を有する内視鏡と、

前記対物光学系によって形成された被検部の像を逐次撮像して、映像信号に変換して出力する撮像装置と、

操作者によって第１の操作及び第２の操作がなされる操作部材と、

前記照明窓を通じて前記被検部に可視光を照射する照明手段と、

前記チャンネルに挿通され、その基端から導入された光をその先端から射出するライトプローブと、

10

前記操作部材に対して前記第１の操作がなされている間に、生体組織を励起して蛍光を発光させる波長帯域の励起光を前記ライトプローブの基端に導入する励起光源と、

前記励起光源が前記励起光を前記ライトプローブの基端に導入している間に、前記照明手段による前記可視光の照射を遮る遮光手段と、

前記励起光源が前記励起光を前記ライトプローブの基端に導入している間に、前記蛍光を分光測定する分光測定手段と、

前記操作部材に対して前記第１の操作がなされる毎に、前記分光測定手段による分光測定結果を新たに記憶するとともに、最新の複数回分の分光測定結果を保存する記憶部と、

前記操作部材に対して前記第２の操作がなされた場合に、前記記憶部によって保存されている最新の複数回分の分光測定結果を互いに重なるグラフのイメージに展開する展開手段と、

20

前記映像信号による映像と前記展開手段によって展開されたイメージとを並べて表示させる映像信号を生成するコンバータと、

前記映像信号に基づく画面表示を行うモニタと
を備えたことを特徴とする蛍光観察装置。

【請求項３】

前記ライトプローブは、前記励起光を伝送する第１の光ファイバと、前記蛍光を伝送する第２の光ファイバとを先端側において互いに束ねることによって構成されており、その基端では、前記第１の光ファイバと前記第２光ファイバとが分離していることを特徴とする請求項１又は２記載の蛍光観察装置。

30

【請求項４】

前記記憶部は、サイクリックに選択されて新たな分光測定結果を記憶する複数のラインメモリから構成されていることを特徴とする請求項１又は２記載の蛍光観察装置。

【請求項５】

前記展開手段は、前記操作部材に対して前記第１の操作がなされた場合には、前記記憶部に新たに記憶された分光測定結果のみをグラフのイメージに展開することを特徴とする請求項１又は２記載の蛍光観察装置。

【請求項６】

前記操作部材に対して前記第１の操作がなされている間に、前記励起光源は断続的に前記励起光を前記ライトプローブの基端に導入し、前記遮光手段は、前記励起光源が前記励起光を前記ライトプローブの基端に導入している間のみ前記照明手段による前記可視光の照射を遮ることを特徴とする請求項２記載の蛍光観察装置。

40

【請求項７】

前記操作部材は、前記内視鏡に設けられた複数のスイッチであることを特徴とする請求項２記載の蛍光観察装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

50

本発明は、内視鏡の鉗子チャンネルを通じてプローブを挿通し、このプローブを介して被検部に励起光を照射するとともに蛍光を測定する蛍光観察装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の電子内視鏡システムは、内視鏡（電子内視鏡）の体腔内挿入管内に内蔵されたライトガイドファイババンドルを通じて被検者の体腔内に白色照明光を導入するとともに、この体腔内挿入管の先端に組み込まれた撮像装置によって、この白色照明光によって照らされた体腔内壁を撮像（即ち、体腔内壁表面にて反射した白色照明光が対物光学系によって結ぶ像を撮像素子によって撮像）し、この撮像によって得られた画像信号に基づく体腔内の映像を、TVモニター上に表示するものであった。

10

【0003】

他方、生体組織に対して特定波長の光を励起光として照射すると、その生体組織から励起光の波長よりも長波長側にスペクトルを有する蛍光（自家蛍光）が発せられるが、その自家蛍光の強度（特に、緑光領域の強度）については、生体の病変組織（腫瘍、癌）から発生するものの方が正常組織から発生するものよりも低い。このことを利用して、既存の内視鏡の鉗子チャンネルを通じて励起光照射用の光ファイバを挿入し、体腔内に励起光を導入するとともにこの励起光を照射された体腔内壁を蛍光観察させる（即ち、励起光によって励起された生体組織が発する蛍光が対物光学系によって結ぶ像を撮像素子によって撮像し、撮像によって得られた画像信号に基づく像をモニタ上に表示する）蛍光観察システムも、実用化されている。

20

【0004】

更に、近年においては、より簡便な操作によってより高度な画像処理を行うことを目的として、内視鏡システムと蛍光観察システムを様々な態様で統合することが提案されている。

【0005】

それらのうち特許文献1に記載されたものは、内視鏡（ファイバースコープ）のライトガイドファイババンドルに対して光源装置から白色照明光及び励起光を選択的に切り換えて導入するとともに、対物光学系及びイメージガイドファイババンドルを通じて伝送された体腔内の像を、白色照明光導入時には直接撮像し、励起光導入時には励起光カットフィルタを介して撮像するものである。これによれば、白色照明光導入時の画像（通常観察画像）と励起光導入時の画像（蛍光観察画像）を、選択的に又は並べて、モニタ上に表示させることができる。

30

【0006】

しかしながら、蛍光観察画像からは、病変部である可能性が高い部位（暗部）を知ることとはできるが、早急な処置を要する悪性部位であるか処置を要さない良性部位であるかを正確に判定することはできないので、更に詳しい検査が必要となる。

【0007】

そこで、内視鏡の鉗子チャンネルに挿入されたライトプローブを通じて、励起用光源から発された励起光を体腔内壁へ照射するとともに当該励起光を照射された生体組織からの蛍光を導光し、導光された蛍光中の二つの特定波長成分の光量の比率を算出して、その比率を悪性部位であるか否かの判定要素として表示できるようにしたシステムも、提案されている（特許文献2乃至4参照）。これは、生体組織の状態に依って、特定波長の励起光に因って生じる蛍光の波長特性が変化する現象を利用したものである。

40

【特許文献1】特開平10-295632号公報

【特許文献2】特開2003-174999号公報

【特許文献3】特開2003-180616号公報

【特許文献4】特開2003-199746号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

50

しかしながら、これらのシステムにおいては、体腔内壁の一点にライトプローブの先端を押し当てて測定を行った時には、その一点における測定結果（二つの特定波長成分の光量比率）が表示されるだけであって、他の点における測定結果が表示されることはない。従って、悪性部位か良性部位かの判定は、個々の操作者が経験的に定めた基準を越えたか否かの絶対的評価に依らざるを得ないので、悪性部位と良性部位の境界の位置を識別することは容易ではなかった。

【 0 0 0 9 】

そこで、本発明は、複数箇所での測定結果を同時に表示することによって、悪性部位と良性部位との境目を識別することがより容易になる蛍光観察装置の提供を、課題とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

上記の課題を解決するために案出された本発明による蛍光観察装置の第1の態様は、内視鏡の種類を問わずに実施できるように構成したものであり、体腔内に励起光を導入し、この励起光によって励起した被検体の生体組織が発する蛍光を分光測定する蛍光観察装置であって、操作者によって第1の操作及び第2の操作がなされる操作部材と、その基端と先端との間で光を導光するライトプローブと、前記操作部材に対して前記第1の操作がなされている間に、生体組織を励起して蛍光を発光させる波長帯域の励起光を前記ライトプローブの基端に導入する励起光源と、前記励起光源が前記励起光を前記ライトプローブの基端に導入している間に、前記ライトプローブの先端から基端へ導光された蛍光を分光測定する分光測定手段と、前記操作部材に対して前記第1の操作がなされる毎に、前記分光測定手段による分光測定結果を新たに記憶するとともに、最新の複数回分の分光測定結果を保存する記憶部と、前記操作部材に対して前記第2の操作がなされた場合に、前記記憶部によって保存されている最新の複数回分の分光測定結果を互いに重なるグラフのイメージに展開する展開手段と、前記展開手段によって展開されたイメージを表示させる映像信号を生成するコンバータと、前記映像信号に基づく画面表示を行うモニタとを、備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

また、本発明による蛍光観察装置の第2の態様は、内視鏡の具体的構成をも取り込んで構成したものであり、体腔内に励起光を導入し、この励起光によって励起した被検体の生体組織が発する蛍光を分光測定する蛍光観察装置であって、その先端に対物光学系及び照明窓を備えるとともにその基端と先端とを通じる中空のチャンネルが内蔵された体腔内挿入部を有する内視鏡と、前記対物光学系によって形成された被検部の像を逐次撮像して、映像信号に変換して出力する撮像装置と、操作者によって第1の操作及び第2の操作がなされる操作部材と、前記照明窓を通じて前記被検部に可視光を照射する照明手段と、前記チャンネルに挿通され、その基端から導入された光をその先端から射出するライトプローブと、前記操作部材に対して前記第1の操作がなされている間に、生体組織を励起して蛍光を発光させる波長帯域の励起光を前記ライトプローブの基端に導入する励起光源と、前記励起光源が前記励起光を前記ライトプローブの基端に導入している間に、前記照明手段による前記可視光の照射を遮る遮光手段と、前記励起光源が前記励起光を前記ライトプローブの基端に導入している間に、前記蛍光を分光測定する分光測定手段と、前記操作部材に対して前記第1の操作がなされる毎に、前記分光測定手段による分光測定結果を新たに記憶するとともに、最新の複数回分の分光測定結果を保存する記憶部と、前記操作部材に対して前記第2の操作がなされた場合に、前記記憶部によって保存されている最新の複数回分の分光測定結果を互いに重なるグラフのイメージに展開する展開手段と、前記映像信号による映像と前記展開手段によって展開されたイメージとを並べて表示させる映像信号を生成するコンバータと、前記映像信号に基づく画面表示を行うモニタとを、備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

このように構成された本発明の蛍光観察装置によれば、操作者によって操作部材に対して第1の操作がなされた時に、励起光源からライトプローブの基端に励起光が導入され、

10

20

30

40

50

この励起光がライトプロープによって導光されて、その先端から被検部に照射される。そして、この励起光によって被検部の生体組織が励起することによって発した蛍光が、分光測定手段によって分光測定される。なお、被検部から分光測定手段までの蛍光の導光は、ライトプロープによってなされても良いが、内視鏡を構成要件に含む場合には、この内視鏡のイメージガイドファイババンドルやライトガイドファイババンドルによってなされても良い。分光測定手段による分光測定結果は、記憶部に保存される。このようにして、操作部材に対して第１の操作がなされる毎に、蛍光の分光測定がなされ、その分光測定結果が記憶部に蓄積される。しかる後に、操作部材に対して第２の操作がなされると、記憶部に蓄積されている最新の数回分の分光測定結果が、展開手段によって、互いに重なる数本のグラフのイメージとして展開され、コンバータによって映像信号に変換され、モニタに表示される。なお、内視鏡を構成要件に含む場合には、この内視鏡の撮像装置が被検部を撮像することによって得られた映像信号が、コンバータによって一緒に読み込まれ、グラフのイメージと映像信号による映像とを並べて表示するための映像信号が生成される。このようにして、最新の複数回分の分光測定結果、即ち、最新に測定を行った複数箇所での測定結果が、互いに重なる複数本のグラフとしてモニタ上に表示されるので、術者は、特性が大きく変化する二箇所の際に、悪性部位と良性部位との境目が存在することを認識することができる。

10

【発明の効果】

【００１３】

本発明の蛍光観察装置によれば、複数箇所で計測した蛍光の分光特性をモニタ上に同時に表示することができるので、悪性部位と良性部位との境目を識別することがより容易になる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【００１４】

以下、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態を、説明する。

【００１５】

図１は、本発明による蛍光観察装置の実施の形態である内視鏡システムの概略構成図である。図１に示されるように、この内視鏡システムは、内視鏡１０，ライトプロープＰ，光源装置２０及びモニタ６０を、備えている。

<内視鏡>

30

内視鏡１０は、通常の電子内視鏡そのものであり、図２にその外観を示すように、体腔内に挿入されるために細長く形成されている体腔内挿入部１０ａ，その体腔内挿入部１０ａの先端部分を湾曲操作するためのアングルノブ１５，二つのスイッチ１７ａ，１７ｂ等が設けられた操作部１０ｂ，操作部１０ｂと光源プロセッサ装置２０とを接続するためのライトガイド可撓管１０ｃ，及び、このライトガイド可撓管１０ｃの基端に設けられたコネクタ１０ｄを、備えている。

【００１６】

図１に示すように、体腔内挿入部１０ａの先端面には、配光レンズ１１及び対物レンズ（対物光学系）１２が夫々嵌め込まれた照明窓及び撮影窓が形成されている。そして、この体腔内挿入部１０ａの内部には、対物レンズ１２によって形成された被写体の像を撮影する撮像素子（カラーＣＣＤ，撮像装置に相当）１３，及びこの撮像素子１３から出力された画像信号を増幅するアンプ１４が、組み込まれている。

40

【００１７】

アンプ１４によって増幅された画像信号を伝送するための信号ケーブル１８は、体腔内挿入部１０ａ，操作部１０ｂ及びライトガイド可撓管１０ｃ内を引き通されて、コネクタ１０ｄの端面に設けられた電気コネクタ３１を構成する何れかの端子（図示略）に導通している。この信号ケーブル１８と並行して、体腔内挿入部１０ａ，操作部１０ｂ及びライトガイド可撓管１０ｃ内には、ライトガイドファイババンドル１６が引き通されている。このライトガイドファイババンドル１６の先端は、体腔内挿入部１０ａの先端部内において配光レンズ１１に対向し、その基端は、コネクタ１０ｄの端面から突出した金属製のバ

50

イブ１９内に挿入されて固定されている。また、操作部材としての上記各スイッチ１７ａ，１７ｂに対する操作に応じた信号を伝達する信号ケーブル１９ａ，１９ｂは、操作部１０ｂ及びライトガイド可撓管１０ｃ内を引き通されて、コネクタ１０ｄの端面に設けられた電気コネクタ３１を構成する何れかの端子（図示略）に導通している。

【００１８】

また、体腔内挿入部１０ａ内には、その先端面に開口した中空の鉗子チャンネル１０ｅが内蔵されており、この鉗子チャンネル１０ｅの基端は、操作部１０ｂの側面から突出している鉗子口１０ｆに連通している。従って、操作部１０ｂの外部より、この鉗子口１０ｆからこの鉗子チャンネル１０ｅ内に鉗子類（後述するライトプローブＰ等）を挿入し、その先端を体腔内挿入部１０ａの先端面から突出させることができる。

10

<ライトプローブ>

図３は、ライトプローブＰの概略構成を側面から示す図であり、図４はその先端面を示す図である。これらの図に示されるように、ライトプローブＰは、生体組織を励起して自家蛍光を発生させるための励起光を導く第１光ファイババンドルＦ１、及び、生体組織から発した蛍光を導くための４本の第２光ファイババンドルＦ２から、構成されている。そして、各光ファイババンドルＦ１，Ｆ２は、その先端から過半の領域において、第１光ファイババンドルＦ１の周囲に４本の第２光ファイババンドルＦ２が配置されて全体として被覆チューブに覆われた形態に束ねられている。また、該過半の領域からその基端部においては、第１光ファイババンドルＦ１と４本の第２光ファイババンドルＦ２とが分離してそれぞれの分岐を形成しており、第１光ファイババンドルＦ１はそのまま被覆チューブによって覆われ、４本の光ファイババンドルＦ２が一つに束ねられて被覆チューブによって覆われている。以下、第１光ファイババンドルＦ１からなる分岐を「第１分岐部Ｐ１」と称し、４本の第２光ファイババンドルＦ２からなる分岐を「第２分岐部Ｐ２」と称する。

20

【００１９】

このプローブＰは、その先端が内視鏡１０の鉗子チャンネル１０ｅに挿通されるとともに、各分岐部Ｐ１，Ｐ２の基端が夫々光源装置２０の前面に設けられたソケット２０ｂ，２０ｃに挿入された状態で、使用される。

<光源装置>

光源装置２０は、内視鏡１０のライトガイドファイババンドル１６の端面に白色光を導入するとともに、内視鏡１０の電気コネクタ３１を通じて受信した画像信号に対して画像処理を行うことによってビデオ信号を生成してモニタ６０へ出力することを主たる機能とし、ライトプローブＰの第１分岐部Ｐ１の基端面に励起光を導入するとともに、第２分岐部Ｐ２の基端面から射出された蛍光を分光測定することを従たる機能とする装置である。

30

【００２０】

この光源装置２０の筐体の正面のパネルには、内視鏡１０のパイプ１９がその外面側から挿入される筒であるソケット２０ａが、設けられている。このソケット２０ａに穿たれた貫通孔は、光源装置２０の内部空間に通じている。この光源装置２０の内部空間内には、ソケット２０ａの中心軸（即ち、ソケット２０ａに挿入されたパイプ１９内のライトガイドファイババンドル１６の中心軸）の延長線に沿って順番に、集光レンズ２１，ロータリーシャッタ２２，調光用絞り２３，及び、ランプ２４が、配置されている。

40

【００２１】

集光レンズ２１は、その光軸に沿ってランプ２４側から入射してきた平行光をソケット２０ａに挿入されたパイプ１９内のライトガイドファイババンドル１６の基端面に集光するレンズである。

【００２２】

ランプ２４は、ランプ用電源４８から電源電流を供給されることによって白色光を発光する電球（図示略）と、この電球から発した白色光を平行光にするためのレンズ又はリフレクター（図示略）とを備えている。その結果として、ランプ２４は、白色光を、集光レンズ２１の光軸に沿った平行光として、集光レンズ２１に向けて射出する。これらランプ２４及び集光レンズ２１、並びに、内視鏡１０のライトガイドファイババンドル１６及び

50

配光レンズ 11 が、照明手段に相当する。

【0023】

これらランプ 24 と集光レンズ 21 との間に介在しているロータリーシャッタ 22 は、図 5 の正面図に示されるように、集光レンズ 21 に入射する白色光の光路の断面よりも幅広く中心角が 180 度の扇形のスリット 22a が形成された円板であり、第 1 モータ駆動制御回路 47 から駆動電流を供給されることによって駆動制御される第 1 モータ 28 により、回転させられる。この第 1 モータ 28 は、白色光の光路に直交する方向にスライド可能なテーブル 26 上に設置され、このテーブル 26 は、第 3 モータ駆動制御回路 46 から駆動電流を供給されることによって駆動制御される第 3 モータ 25 によって動作する。その結果、第 1 モータ 28 は、ロータリーシャッタ 22 の全体が白色光の光路から完全に排除される位置と、ロータリーシャッタ 22 の回転に伴ってスリット 22a が間欠的に白色光の光路に挿入される（間欠的に可視光の照射を遮断する）位置との間で、移動させられる。即ち、このロータリーシャッタ 22、第 1 モータ 28 及び第 1 モータ駆動制御回路 47 が、遮光手段に相当する。

10

【0024】

調光用絞り 23 は、第 2 モータ駆動制御回路 49 から駆動電流を供給される第 2 モータによって軸支され、この第 2 モータによってその軸を中心として回転駆動されることによって、ランプ 24 と集光レンズ 21 との間の白色光の光路から完全に出た位置から、この光路に進入して完全に遮光する位置までの間の任意の位置に、停止することができる。

【0025】

20

光源装置 20 の内部空間内には、また、ソケット 20b の中心軸（即ち、ソケット 20b に挿入されたライトプローブ P の第 1 分岐部 P1 の中心軸）の延長線に沿って順番に、集光レンズ 31 及び励起用光源 32 が、配置されている。

【0026】

励起用光源 32 は、励起光用駆動制御回路 50 から駆動電流を供給されることによって、励起光として用いられる特定波長（紫外光～青色光）の光を、平行光として射出する光源（レーザダイオード）である。また、集光レンズ 31 は、励起用光源 32 が射出した励起光を、ソケット 20b に挿入された第 1 分岐部 P1 の基端面に集光するレンズである。

【0027】

光源装置 20 の内部空間内には、また、ソケット 20c の中心軸（即ち、ソケット 20c に挿入されたライトプローブ P の第 2 分岐部 P2 の中心軸）の延長線に沿って順番に、コリメータレンズ 33、励起光カットフィルタ 34 及び分光器 35 が、配置されている。

30

【0028】

コリメータレンズ 33 は、ソケット 20c に挿入された第 2 分岐部 P2 の基端面から発散光として射出された光（蛍光及び励起光）を平行光にする正レンズである。励起光カットフィルタ 34 は、コリメータレンズ 33 を透過した光から、励起光の成分のみを遮断して、蛍光の成分のみを透過する光学的バンドパスフィルタである。

【0029】

分光器 35 は、その受光面に設置された光センサにより検出した光に含まれる各波長成分毎の強度を測定し（以下、「分光測定」という）、分光測定結果として、波長に対する光強度の特性（波長特性）を示す一次元の信号（以下、「測定波長特性信号」という）を出力する機器である（分光測定手段に相当）。この分光器 35 から出力された測定波長特性信号は、アンプ 36 によって増幅され、フィルタ 37 によってノイズ成分が除去された後に、A/D（Analog Digital）変換器 38 によってデジタル信号に変換（A/D 変換）される。

40

【0030】

一方、光源装置 20 の筐体の正面側パネルには、パイプ 19 がソケット 20a に挿入された状態において電気コネクタ 31 を構成する各端子と夫々導通する多数の電極からなる電気ソケット（図示略）と、外部から操作される複数のスイッチ（F パネルスイッチ 39）からなる操作パネルが、設けられている。そして、内視鏡 10 の操作部 10b に設けら

50

れた各スイッチ 17 a, 17 b に対応する操作信号は、各信号ケーブル 19 a, 19 b, 電気コネクタ 31 を構成する各端子及び図示せぬ電気ソケットを構成する各電極を通じて、光源装置 20 の内部に実装されたシステムコントローラ 40 に入力される。同様に、各 F パネルスイッチ 39 もシステムコントローラ 40 に接続されているので、各 F パネルスイッチ 39 に対する操作によって生じた操作信号も、夫々、システムコントローラ 40 に入力される。

【0031】

このシステムコントローラ 40 は、タイミングコントローラ 41, 後段信号処理回路 45, 第 2 モータ駆動制御回路 49, 第 3 モータ駆動制御回路 46 に接続されている。また、このタイミングコントローラ 41 は、第 1 モータ駆動制御回路 47, 励起用光源駆動制御回路 50, A/D 変換器 38, 第 1 乃至第 4 ラインメモリ 51 ~ 54, 第 2 メモリ 55, 前段信号処理回路 42, 第 1 メモリ 43, スキャンコンバータ 44, 後段信号処理回路 45 に、接続されている。上述した内視鏡 10 のアンプ 14 から出力された画像信号は、信号ケーブル 18, 電気コネクタ 31 を構成する各端子及び図示せぬ電気ソケットを構成する各電極を通じて、前段信号処理回路 42 の入力端に入力される。この前段信号処理回路 42 の出力端は、第 1 メモリ 43 の入力端に接続されている。この第 1 メモリ 43 の出力端は、スキャンコンバータ 44 の一方の入力端に接続されている。このスキャンコンバータ 44 の出力端は、後段信号処理回路 45 に接続されている。この後段信号処理回路 45 の出力端は、モニタ 60 の入力端に接続されている。一方、A/D 変換器 38 の出力端は、各ラインメモリ 51 ~ 54 の入力端に夫々接続されている。これら各ラインメモリ 51 ~ 54 の出力端は、第 2 メモリ 55 の入力端に接続されている。この第 2 メモリ 55 の出力端は、スキャンコンバータ 44 の他方の入力端に接続されている。

【0032】

これらのうち、前段信号処理回路 42 は、撮像素子 13 から送られてくる画像信号（例えば、インターレース方式に従って個々のフレームが夫々 2 フィールドから構成される画像信号）に対して所定の処理を施すための回路である。この前段信号処理回路 42 が画像信号に施す処理としては、高周波成分除去、増幅、ブラッキング、クランピング、ホワイトバランス調整、ガンマ補正、アナログデジタル変換、及び、色分離がある。

【0033】

第 1 メモリ 43 は、前段信号処理回路 42 による処理が施された画像信号をフレーム毎に記憶する画像メモリである。

【0034】

各ラインメモリ 51 ~ 54 は、後述するタイミングコントローラ 41 からのタイミング信号（ライトイネーブル信号）に従って、サイクリックに選択されて、上述した A/D 変換器 38 によってデジタル信号に変換された測定波長特性信号を夫々記憶し、後述するタイミングコントローラ 41 からの別のタイミング信号（リードイネーブル信号）に従って、記憶している測定波長特性信号を出力する（図 7 参照）。即ち、これら 4 つのラインメモリ 51 ~ 54 が、記憶部に相当する。

【0035】

第 2 メモリ 55 は、何れか一つのラインメモリ 51 ~ 54 から読み出された測定波長特性信号を論理的に二次元状の一本のグラフ（X 軸：波長，Y 軸：強度）のイメージとして記憶するメモリエリア（A）と、四つのラインメモリ 51 ~ 54 から同時に読み出された 4 つの測定波長特性信号を論理的に二次元状の四本のグラフ（X 軸：波長，Y 軸：強度）のイメージとして展開して記憶するメモリエリア（B）とを、有している。なお、何れか一つのラインメモリ 51 ~ 54 のみにリードイネーブル信号が入力された時には、メモリエリア A に読み出された測定波長特性信号が記憶され、四つのラインメモリ 51 ~ 54 に同時にリードイネーブル信号が入力された時には、メモリエリア B に 4 本の測定波長特性信号が記憶される。

【0036】

スキャンコンバータ 44 は、後述するタイミングコントローラ 41 からのタイミング信

号に従って、各フレーム毎に、第1メモリ43及び第2メモリ55から画像信号及び測定波長特性信号を読み出して、2つの画像信号から一画面分の映像信号を生成する回路である。

【0037】

後段信号処理回路45は、スキャンコンバータ44が生成した映像信号に対して、デジタルアナログ変換，エンコーディング，及び、インピーダンスマッチング等の処理を施してモニター60へ出力する。

【0038】

システムコントローラ40は、内視鏡10の各スイッチ17a，17b及び各Fパネルスイッチ39から入力された操作信号に応じて、光源装置20内の各回路（タイミングコントローラ41，第3モータ駆動制御回路46，第2モータ駆動制御回路49及び後段信号処理回路45）を制御する。具体的には、システムコントローラ40は、主電源投入後には、何れかのFパネルスイッチ39によって設定された光量（若しくは、図示せぬ自動調光回路によって自動設定された光量）の指示に応じて第2モータ駆動制御回路49を制御することによって、調光用絞り23を通過する白色光の光量を調整するとともに、内視鏡10の両スイッチ17a，17bが押下されていない限り、第3モータ駆動制御回路46を制御することによって、ロータリーシャッタ22を白色光の光路外へ待避させたままにしておく。これにより、内視鏡10のライトガイドファイババンドル16へは、常時白色光が導入され、撮像素子13からは、被検部表面での可視照明光の反射光による像（可視像）を表す画像信号が、前段信号処理回路42に入力される。この間、システムコントローラ40は、タイミングコントローラ41に対して、通常観察モードで動作する様、指示をしている。何れかのスイッチ17a，17bが押下されると、システムコントローラ40は、第3モータ駆動制御回路46を制御することによって、ロータリーシャッタ22を、その回転に伴ってそのスリット22aが白色光の光路に間欠的に挿入される位置へ移動する。この間、システムコントローラ40は、タイミングコントローラ41に対して、蛍光観察モードで動作する様、指示をしている。

【0039】

タイミングコントローラ41は、その内部においてタイミング信号（個々のフレームの先頭タイミングを示す垂直同期信号）を発生して、システムコントローラ40からの指示された動作モードが通常観察モードか蛍光観察モードかに応じて適宜分周した上で、各回路35，38，42～45，47，50～55に供給することによって、各回路を制御する。

【0040】

即ち、このタイミングコントローラ41は、通常観察モードにおいては、第1モータ駆動制御回路47に対してロータリーシャッタ22を停止させ、第3モータ駆動制御回路46を制御してロータリーシャッタ22をランプ24の白色光の光路外へ待避させ、励起用光源駆動制御回路50に対して励起光射出を停止させ、分光器35及びAD変換器38に対して動作を停止させ、各ラインメモリ51～54及び第2メモリ55に対してデータの読み込み及び読出しを停止させ、前段信号処理回路42を各フィールド毎に動作させ、各フレーム毎に前段信号処理回路42からの画像データを第1メモリ43に記憶させ、スキャンコンバータ44に対して各フレーム毎に第1メモリ43上の画像データ（第1フィールド及び第2フィールドに相当する画像データ）を読み出させて一画面分の映像信号を生成させ、後段信号処理回路45に対してスキャンコンバータ44からの映像信号を処理させてモニター60に出力させる。その結果、モニター60上には、被検部の可視画像の動画のみが表示される。

【0041】

一方、タイミングコントローラ41は、蛍光観察モードにおいては、第3モータ駆動制御回路46を制御して、ロータリーシャッタ22を、その回転に伴ってそのスリット22aがランプ24の白色光の光路に間欠的に挿入される位置へ移動させ、第1モータ駆動制御回路47に対して、上記垂直同期信号が規定する各フレームにおける第1フィールドに

10

20

30

40

50

相当する期間内にそのスリット 22 a が白色光の光路を通過する位相にて、ロータリーシャッタ 22 を回転させる。その結果、各フレームの第 1 フィールドに相当する期間には、内視鏡 10 のライトガイドファイババンドル 16 へ白色光が導入される。それと同時に、タイミングコントローラ 41 は、励起用光源駆動制御回路 50 に対して、各フレームにおける第 2 フィールドに相当する期間にのみ励起用光源 32 から励起光を射出させる。その結果、図 6 に示すように、各フレームの第 1 フィールドに相当する期間には、集光レンズ 21, ライトガイドファイババンドル 16 及び配光レンズ 11 を通じて白色光が被検体に照射され、被検体の可視像を表す画像信号が前段信号処理回路 42 に入力される、各フレームの第 2 フィールドに相当する期間には、集光レンズ 31, ライトプロープ P を通じて励起光が被検体に照射され、このライトプロープ P の先端が押しつけられた部分の生体組織から発した蛍光が分光器 35 に受光される（前段信号処理回路 42 には、励起光照射により被検体から発した蛍光による像を撮像素子 13 が撮像して得られた画像信号が入力される）。

10

【0042】

そして、タイミングコントローラ 41 は、各フレーム毎に、分光器 35 に対して第 2 フィールド期間内に入射した蛍光の分光測定を行って測定波長特性信号を出力させ、AD変換器 38 に対して測定波長特性信号をAD変換させる。そして、タイミングコントローラ 41 は、スイッチ 17 a のみが押下（第 1 の操作）されたときには、各ラインメモリ 51 ~ 54 のうちサイクリックに選択されたものに、測定波長特性信号を記憶させ（即ち、最初にスイッチ 17 a が押下された時には第 1 のラインメモリ 51 に測定波長特性信号を記憶させ、次にスイッチ 17 a が押下された時には第 2 のラインメモリ 52 に測定波長特性信号を記憶させ、以後、同様に第 4 のラインメモリ 52 に測定波長特性信号が記憶された後に再度スイッチ 17 a が押下された時には、第 1 のラインメモリ 51 に測定波長特性信号を上書きさせる）、当該記憶された測定波長特性信号のみを第 2 メモリ 55 の A 領域に展開させる（展開手段に相当）。これに対して、スイッチ 17 b のみが押下（第 2 の操作）された時には、タイミングコントローラ 41 は、その時点で 4 つのラインメモリ 51 ~ 54 に記憶されている 4 本の測定波長特性信号を第 2 メモリ 55 の B 領域に展開させる（展開手段に相当）。なお、タイミングコントローラ 41 は、両スイッチ 17 a, 17 b が同時に押下された時には、全ラインメモリ 51 ~ 54 の記憶内容をクリアさせる。同時に、タイミングコントローラ 41 は、前段信号処理回路 42 に対して撮像素子 13 から入力された各フレームの第 1 フィールドに相当する画像信号のみを処理させ、第 1 メモリ 43 に格納させる。

20

30

【0043】

そして、タイミングコントローラ 41 は、スキャンコンバータ 44 に対して、スイッチ 17 a のみが押下されている場合には、各フレーム毎に、第 1 メモリ 43 及び第 2 メモリ 55 の A 領域から夫々画像信号（第 1 フィールドのみに相当する画像信号）及び測定波長特性信号（1 本のグラフに相当する測定波長特性信号）を読み出させ、スイッチ 17 b のみが押下されている場合には、各フレーム毎に、第 1 メモリ 43 及び第 2 メモリ 55 の B 領域から夫々画像信号（第 1 フィールドのみに相当する画像信号）及び測定波長特性信号（4 本のグラフに相当する測定波長特性信号）を読み出させて、一画面分の映像信号を生成させる。そして、タイミングコントローラ 41 は、後段信号処理回路 45 に対してスキャンコンバータ 44 からの映像信号を処理させてモニタ 60 に出力させる。

40

【0044】

その結果、モニタ 60 上には、スイッチ 17 a のみが押下されている場合には、図 9 に示すように、被検部の可視像（図の右側）と最新に取得された一つの測定波長特性信号に基づく一本のグラフ（図の左側）とが並んで表示される。また、スイッチ 17 b のみが押下されている場合には、上記グラフとして、図 10 に示されるように、過去 4 回に渡ってスイッチ 17 a の押下によって取得された四つの測定波長特性信号に基づく四本のグラフが重ねて表示される。

【0045】

50

以上のように構成された本実施形態の蛍光内視鏡システムを使用する術者は、先ず、両スイッチ 17 a, 17 b を押下しない状態で内視鏡 10 を操作して、その体腔内挿入部 10 a を体腔内に挿入し、その先端面を被検部（悪性部位と疑う箇所）に対向させる。そして、術者は、鉗子口 10 f からライトプロープ P を挿入し、その先端面を被検部に押しつけて、スイッチ 17 a を押下する。すると、各フレームの第 2 フィールドに相当する期間において、白色光の代わりにライトプロープ P の先端から励起光が被検部に照射され、その励起光によって被検部の生体組織から生じた蛍光が、分光器 35 によって分光測定され、その結果である測定波長特性信号が、サイクリックに選択された何れかのラインメモリ 51 ~ 54 に格納され、それに対応するグラフのイメージがメモリ 55 の A 領域に展開される。そして、各フレームの第 1 フィールドに相当する画像信号による可視画像と並んで、当該グラフがモニタ 60 上に表示される。

10

【0046】

術者は、このような蛍光測定を、悪性部位の外側と思しき箇所から悪性箇所の内側と思しき箇所に至る任意の 4 箇所において夫々実行した後に、スイッチ 17 b を押下する。すると、これら 4 箇所での測定の結果得られた 4 本のグラフが、モニタ 60 上に重ねて表示される。これにより、術者は、複数箇所でも測定した蛍光の分光特性を比較することができるので、悪性部位と良性部位とを明確に区別できる。そして、術者は、これら 4 本のグラフが示す分光測定結果を比較することによって、悪性部位の存在が確認できた場合には、その波長特性が大きく変わっている二箇所を、悪性部位と良性部位との境が存在する範囲として、特定する。なお、これらの二箇所が未だ離れている場合には、それら二箇所の間において更に 4 箇所の蛍光測定を行い、悪性部位と良性部位との境の位置を更に絞っていけば良い。このようにして、測定箇所を細かく設定することによって、両部位の境を厳密に特定することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図 1】本発明の実施形態による内視鏡システムの内部構成を示す概略図

【図 2】内視鏡の外観を示す側面図

【図 3】ライトプロープの外観を示す側面図

【図 4】ライトプロープの先端面を示す正面図

【図 5】ロータリーシャッタの正面図

30

【図 6】体腔内に導入される光の切替を示すシーケンス図（A）及び光源装置が取得する情報の切替を示すシーケンス図（B）

【図 7】ラインメモリの構造を示す図

【図 8】第 2 メモリの構造を示す図

【図 9】モニタ上に表示される画面を示す図

【図 10】スイッチ 17 b が押下された時に表示されるグラフ

【符号の説明】

【0048】

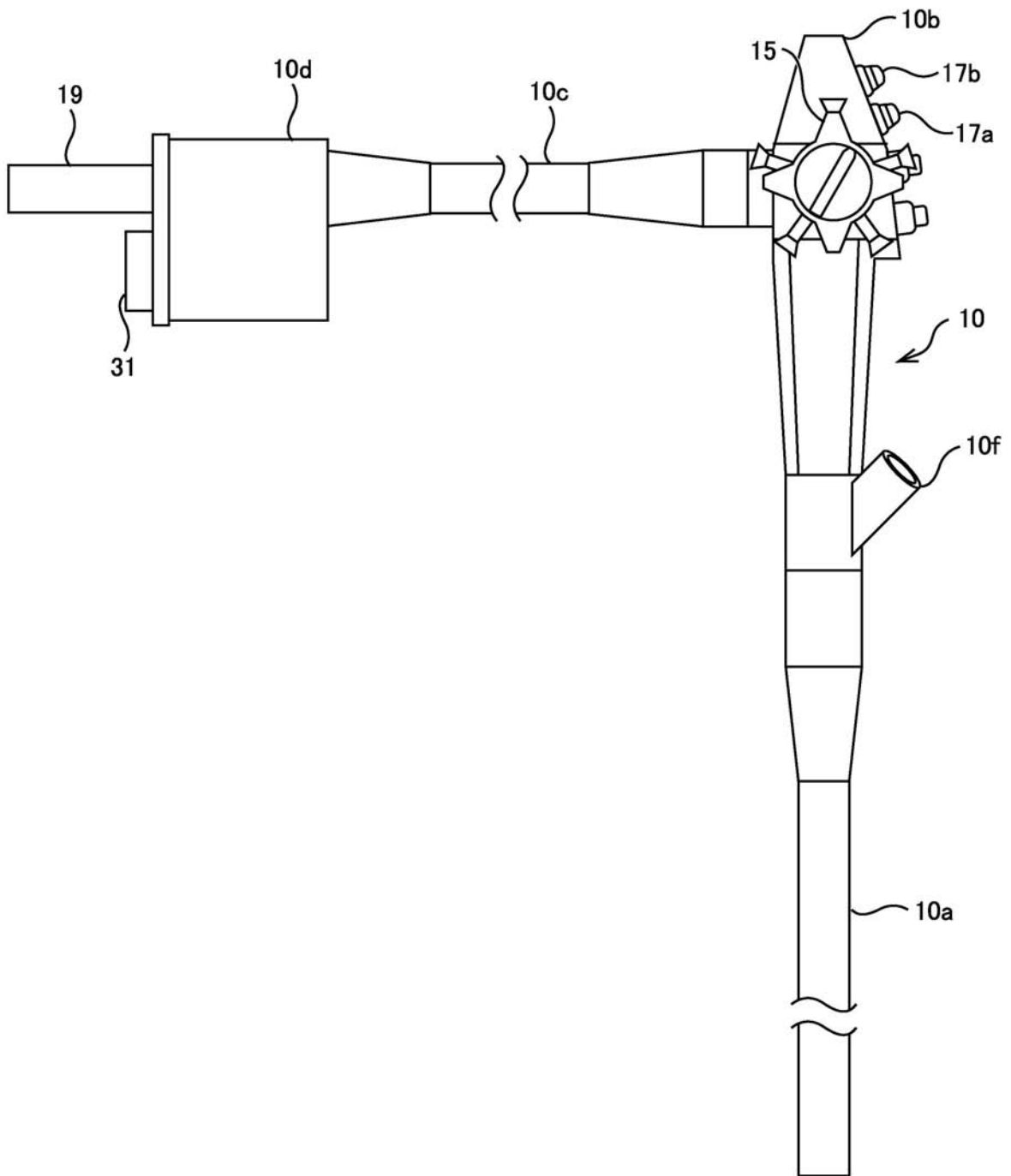
- 10 内視鏡
- 10 e 鉗子チャンネル
- 17 a スイッチ
- 17 b スイッチ
- 20 光源装置
- 32 励起用光源
- 34 励起光カットフィルタ
- 35 分光器
- 40 システムコントローラ
- 41 タイミングコントローラ
- 44 スキャンコンバータ
- 51 ラインメモリ

40

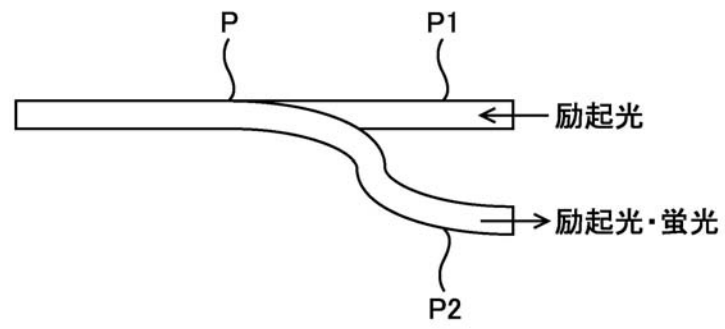
50

5 2	ラインメモリ
5 3	ラインメモリ
5 4	ラインメモリ
5 5	第 2 メモリ
6 0	モニタ

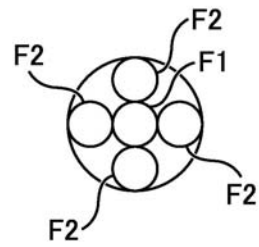
【図2】



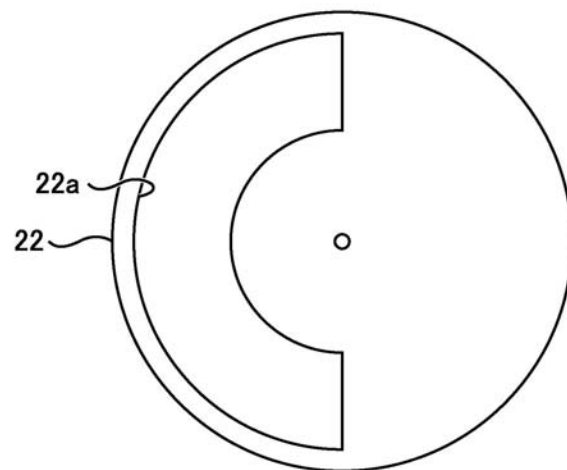
【 図 3 】



【 図 4 】

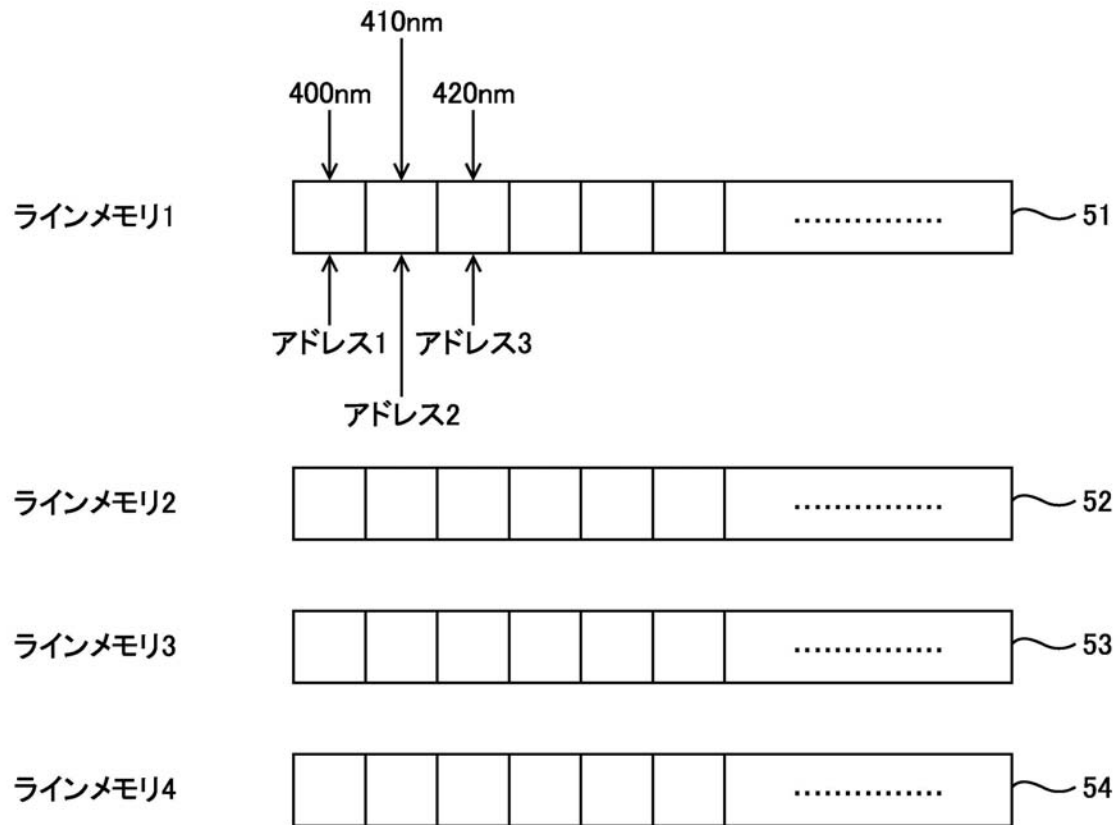


【 図 5 】

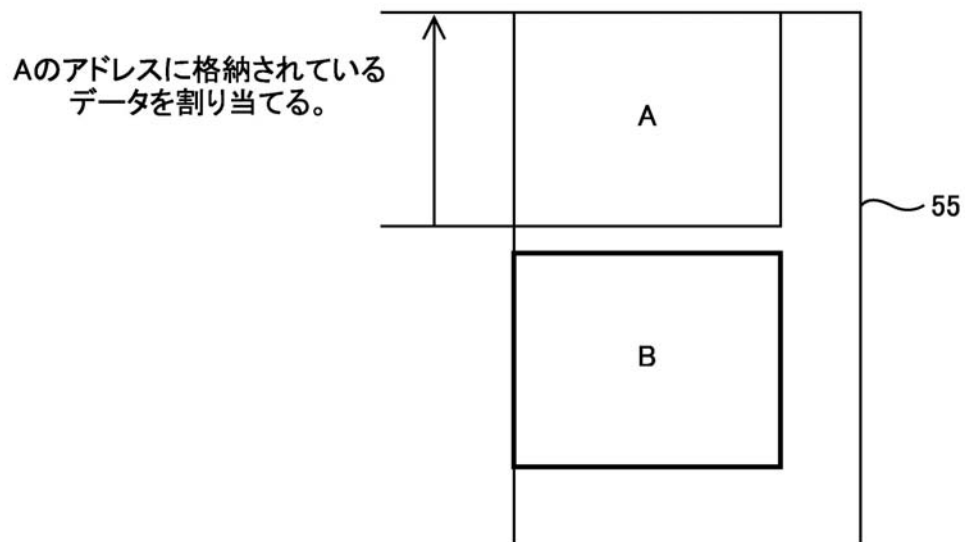




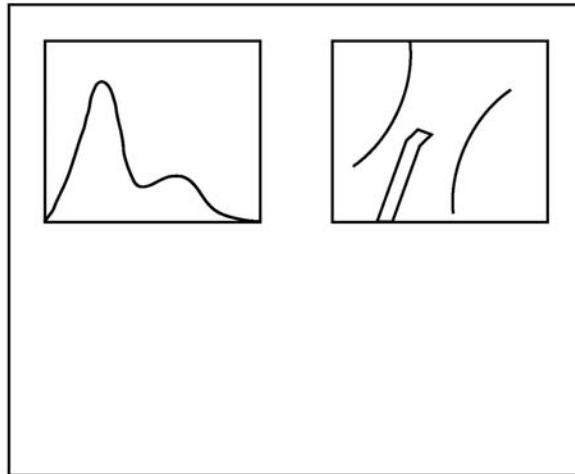
【図 7】



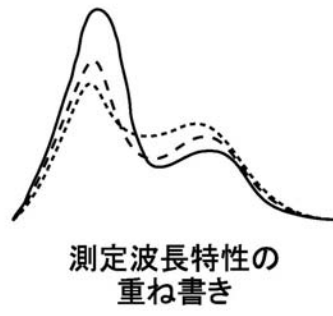
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭63-68127(JP,A)
特開昭58-200209(JP,A)
国際公開第2004/039254(WO,A1)
特開平9-294707(JP,A)
特開平10-62328(JP,A)
特開昭60-53918(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	1 / 0 0
A 6 1 B	1 / 0 4
A 6 1 B	1 / 0 6
G 0 1 N	2 1 / 6 4
G 0 2 B	2 3 / 2 4

专利名称(译)	荧光观察装置		
公开(公告)号	JP4611794B2	公开(公告)日	2011-01-12
申请号	JP2005125291	申请日	2005-04-22
[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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	杉本秀夫		
发明人	杉本 秀夫		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G01N21/64 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A G01N21/64.Z G02B23/24.C A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/EA14 2G043/FA01 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/HA11 2G043/JA01 2G043/JA02 2G043/KA02 2G043/KA09 2G043/LA03 2G043/NA05 2G043/NA06 2H040/BA00 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/CA27 2H040/DA18 2H040/DA21 2H040/GA02 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF43 4C061/FF46 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/MM07 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR26 4C061/WW04 4C061/WW10 4C061/WW17 4C061/XX02 4C061/YY14 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF43 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/MM07 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/WW04 4C161/WW10 4C161/WW17 4C161/XX02 4C161/YY14		
其他公开文献	JP2006296858A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种荧光观察装置，其通过在多个区域中同时显示测量结果，有助于区分恶性区域和良性区域之间的边界。

ŽSOLUTION：光探针P通过内窥镜10的钳子通道10e插入，并且光探针P的基端连接到光源单元20。光源单元20的内部配备有：激发光源32和聚光透镜31，使激发光进入光探针P的基端；激发光截止滤波器34，用于从光探测器P的基端面发射的光中去除激发光分量，以及分光镜35，用于进行荧光的光谱测量；每当内窥镜10的开关17a被按下时，用于存储分光器35的光谱测量结果的行存储器组51-54；第二存储器55，当按下开关17a时，以存储在行存储器组51-54中的四个光谱测量结果相互重叠的方式使图像扩展；扫描转换器44用于将在第二存储器55中扩展的图像转换为图像信号。Ž

