

(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2009-201685

(P2009-201685A)

(43) 公開日 平成21年9月10日(2009.9.10)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 D 4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2008-46648 (P2008-46648)
 (22) 出願日 平成20年2月27日 (2008.2.27)

(71) 出願人 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 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 山▲崎▼ 健二
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 Fターム(参考) 4C061 CC06 FF47 HH51 LL02 NN01
 NN05 PP12 QQ04 QQ09 RR02
 RR15 RR22 SS21 SS30 WW08
 WW17

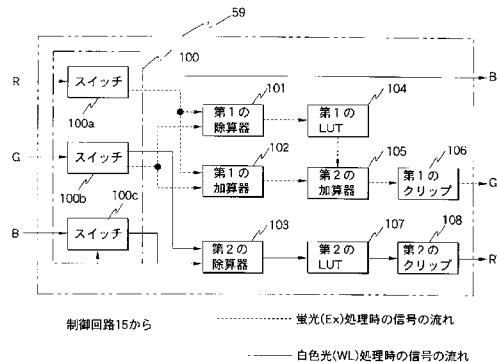
(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡装置及び蛍光内視鏡画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】 励起光の照度不足によるS/N低下を軽減した
 蛍光観察画像を生成する。

【解決手段】 画像間演算部59は、3板化部からの3つ
 の画像データ(R, G, B)のそれぞれをスイッチング
 する3つのスイッチ部100a、100b、100cから
 なるスイッチ回路100と、第1の除算器101、第
 2の除算器103、第1の加算器102、第2の加算器
 105、第1のLUT104、第2のLUT107、第
 1のクリップ部106及び第2のクリップ部108と、
 を備えて構成される。

【選択図】 図8



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に照明光及び励起光を照射する照射手段を有し、

前記照明光に基づき被検体から生じる反射光像と、前記励起光に基づき被検体から発生する第 1 蛍光像及び第 2 蛍光像を受光する受光手段と、

前記第 1 蛍光像と前記第 2 蛍光像の加算処理の結果と、前記第 1 蛍光像と前記第 2 蛍光像の除算処理の結果を加算する処理を行う演算手段と、

前記照明光による前記反射光像、前記第 1 蛍光像、前記第 2 蛍光像及び前記演算手段の演算結果に基づいて、蛍光観察画像を生成する画像生成手段と、

を備えたことを特徴とする蛍光内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記第 1 蛍光像及び前記第 2 蛍光像は、1 つの波長帯域の励起光によって励起された緑帯域と赤帯域の蛍光に基づく蛍光像である

ことを特徴とする請求項 1 記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 3】

前記照射手段による前記励起光は、第 1 の波長帯域を持つ第 1 励起光と第 1 の波長帯域とは異なる第 2 の波長帯域を持つ第 2 励起光を含み、

前記第 1 の蛍光像は、前記第 1 励起光に基づき、前記第 2 の蛍光像は前記第 2 励起光に基づく

ことを特徴とする請求項 1 記載の蛍光内視鏡装置。

20

【請求項 4】

前記画像生成手段によって生成された蛍光観察画像を表示する表示手段を有する

ことを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 つに記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 5】

照射手段から照明光及び励起光を照射するステップと、

前記照明光に基づく反射光像及び前記励起光に基づく第 1 蛍光像、第 2 蛍光像を受光するステップと、

前記第 1 蛍光像と前記第 2 蛍光像の加算処理の結果と、前記第 1 蛍光像と前記第 2 蛍光像の除算処理の結果を加算する処理を行うステップと、

前記照明光による反射光像、前記第 1 蛍光像、前記第 2 蛍光像及び前記演算手段の演算結果に基づいて蛍光観察画像を生成するステップと、

を有することを特徴とする蛍光内視鏡画像生成方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、反射光画像と蛍光画像とを得て正常組織と病変組織を診断するための蛍光内視鏡装置及び蛍光内視鏡画像生成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡は医療用分野及び工業用分野で広く用いられるようになった。特に医療用分野においては、通常の白色光による通常画像を得る内視鏡装置の他に、正常組織と病変組織とを識別し易いような画像が得られるような技術の提案も行われている。

40

【0003】

例えば、生体内因性蛍光物質の励起波長領域にある励起光を生体組織に照射した場合に、正常組織と病変組織では、発する自家蛍光の蛍光強度が異なることを利用して、生体組織に所定波長領域の励起光を照射し、生体内因性蛍光物質が発する蛍光を受光することにより病変組織の局在、浸潤範囲を蛍光画像として表示する技術が提案されている。

【0004】

生体組織からの蛍光強度は非常に弱いために、測定される蛍光画像の S / N は非常に低い。従って、このような蛍光画像を使って規格化演算を行なうと、得られる演算値に基づ

50

く演算画像の S / N も非常に低くなり、正常組織と病変組織との識別が非常に困難となる。

【 0 0 0 5 】

そこで、例えば特開 2 0 0 1 - 3 1 4 3 6 6 号公報等においては、2 種類の蛍光画像の比に基づいて規格化演算を行って演算画像を生成する際の S / N ・コントラスト向上を目的とし、規格化演算前に各画像それぞれにオフセット値を付加する装置を開示している。

【特許文献 1】特開 2 0 0 1 - 3 1 4 3 6 6 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、従来の反射光画像と蛍光画像とを得るための内視鏡装置では、1 つのランプ（キセノンランプ）を光源とし、このランプが発光した光を、光学フィルタを介することで、可視光を生体組織に照射したときの戻り光である反射光と、生体組織から自家蛍光を励起させるための所定帯域の励起光とを、生体組織の関心部位に順次照射するため、励起光の照度不足によって S / N が低くなるといった問題がある。

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、励起光の照度不足による S / N 低下を軽減した蛍光観察画像を生成することのできる蛍光内視鏡装置及び蛍光内視鏡画像生成方法を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明の蛍光内視鏡装置は、
被検体に照明光及び励起光を照射する照射手段を有し、
前記照明光に基づき被検体から生じる反射光像と、前記励起光に基づき被検体から発生する第 1 蛍光像及び第 2 蛍光像を受光する受光手段と、
前記第 1 蛍光像と前記第 2 蛍光像の加算処理の結果と、前記第 1 蛍光像と前記第 2 蛍光像の除算処理の結果を加算する処理を行う演算手段と、
前記照明光による前記反射光像、前記第 1 蛍光像、前記第 2 蛍光像及び前記演算手段の演算結果に基づいて、蛍光観察画像を生成する画像生成手段と、
を備えて構成される。

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、励起光の照度不足による S / N 低下を軽減した蛍光観察画像を生成することができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 0 】

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

【実施例 1】

【 0 0 1 1 】

図 1 ないし図 1 2 は本発明の実施例 1 に係わり、図 1 は蛍光内視鏡装置の構成を示す構成図、図 2 は図 1 の回転フィルタの構成を示す図、図 3 は図 2 の W L フィルタの透過特性を示す図、図 4 は図 2 の E X フィルタの透過特性を示す図、図 5 は図 1 の励起光カットフィルタの透過特性を示す図、図 6 は図 1 の C C D の撮像面に配置している B a y e r 配列されたカラーフィルタを示す図、図 7 は図 6 のカラーフィルタの透過特性を示す図、図 8 は図 1 の画像間演算部の構成を示すブロック図、図 9 は図 1 の画像間演算部及び同時化部の画像データのタイミングを示す図、図 1 0 は図 8 の画像間演算部の作用を説明するための自家蛍光の蛍光スペクトルの強度分布を示す第 1 のスペクトル図、図 1 1 は図 8 の画像間演算部の作用を説明するための自家蛍光の蛍光スペクトルの強度分布を示す第 2 のスペクトル図、図 1 2 は図 8 の画像間演算部の変形例の構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 2 】

10

20

30

40

50

図 1 に示すように、本実施例 1 の蛍光内視鏡装置 1 は、体腔内等に挿入され、内視鏡検査を行う電子内視鏡（以下、単に内視鏡と略記）2 と、この内視鏡 2 に照明光を供給する光源装置 3 と、内視鏡 2 に内蔵された撮像手段を駆動すると共に、撮像手段の出力信号に対する信号処理を行うビデオプロセッサ 4 と、このビデオプロセッサ 4 から出力される映像信号が入力されることにより、撮像手段により撮像した内視鏡画像を表示するモニタ 5 と、を備えている。

【 0 0 1 3 】

内視鏡 2 は、細長の挿入部 7 と、この挿入部 7 の後端に設けられた操作部 8 と、この操作部 8 から延出されたユニバーサルケーブル 9 とを有し、このユニバーサルケーブル 9 の端部のライトガイドコネクタ 11 は、光源装置 3 に着脱自在に接続され、同じくユニバーサルケーブル 9 の端部に設けられた信号コネクタ（図示せず）は、ビデオプロセッサ 4 に着脱自在に接続される。

10

【 0 0 1 4 】

上記挿入部 7 内には、照明光を伝送するライトガイド 13 が挿通され、このライトガイド 13 における手元側の端部のライトガイドコネクタ 11 を光源装置 3 に接続することにより、光源装置 3 からの照明光がライトガイド 13 に供給される。

【 0 0 1 5 】

光源装置 3 は、照明光を発生するランプ 20 を内蔵し、このランプ 20 は、（赤、緑、青等の）可視光の波長領域をカバーする照明光を発生する。この照明光は、赤外カットフィルタ 21 により赤外光がカットされて略白色の照明光にされた後、絞り 22 に入射される。この絞り 22 は、絞り駆動回路 23 により、その開口量が制御される。そして、この絞り 22 を通過する照明光量が制御される。

20

【 0 0 1 6 】

この絞り 22 を通過した照明光は、図 2 に示すような照明光を生成する白色光を透過する W L フィルタ 51 W L（図 3 に透過特性を示す）と励起光を透過する E X フィルタ 51 E X（図 4 に透過特性を示す）とからなる回転フィルタ 51 を通して、集光レンズ 25 に入射され、この集光レンズ 25 により集光されてライトガイド 13 の手元側の端面、つまり入射端面に入射される。なお、回転フィルタ 51 は、モータ 52 により一定速度で回転される。

30

【 0 0 1 7 】

ライトガイド 13 からの照明光は、ライトガイド 13 によりその先端面に伝送され、挿入部 7 の先端部 26 に設けた照明窓に取り付けた照明レンズ 27 を経て外部に出射され、体腔内の患部等の生体組織の表面を照明する。

【 0 0 1 8 】

先端部 26 には、照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓には対物レンズ 28 が取り付けられている。この対物レンズ 28 は、生体組織からの戻り光による光学像を結像する。この対物レンズ 28 の結像位置には、固体撮像素子としてカラー電荷結合素子（以下、C C D と略記）29 が配置されており、この C C D 29 により光学像が光電変換される。なお、この C C D 29 の撮像面には、励起光をカットする励起光カットフィルタ 30（図 5 に透過特性を示す）が設けられている。

40

【 0 0 1 9 】

C C D 29 は、信号線の一端と接続されており、この信号線の他端が接続された信号コネクタをビデオプロセッサ 4 に接続することにより、ビデオプロセッサ 4 内の C C D 駆動回路 31 と C D S 回路 32 とに接続される。C C D 29 は、C C D 駆動回路 31 からの C C D 駆動信号の印加により、光学像を光電変換する。そして光電変換されて得られた C C D 29 からの撮像信号は、C D S 回路 32 に入力され、C D S 処理される（撮像信号から信号成分が抽出されてベースバンドの信号に変換される）。

【 0 0 2 0 】

この C D S 回路 32 の出力信号は、A / D 変換回路 54 に入力され、デジタル信号に変換されると共に、調光信号生成回路 55 を構成する検波回路 56 を経て調光回路 57 に入

50

力される。調光回路 57 は、調光信号を生成し、光源装置 3 の絞り駆動回路 23 を制御する。

【0021】

A/D変換回路 54 により生成されたデジタル信号は、3板化部 58 により3つの画像データ (R, G, B) に変換される。画像データ (R, G, B) は、画像間演算部 59 により後述する演算処理が施される。画像間演算部 59 は、3つの画像データ (R, G, B) より3つの画像データ (R', G', B') を生成し、同時化部 60 に出力する。同時化部 60 は、画像間演算部 59 により生成された3つの画像データ (R', G', B') の出力タイミングを同時化する。

【0022】

3板化部 58 は、CCD 29 が撮像面に配置している、図 6 に示す Bayer 配列されたカラーフィルタ (図 7 に透過特性を示す) を介した撮像信号を、RGB カラー画像信号に分離して3つの画像データ (R, G, B) に変換し、Rチャンネル、Gチャンネル、Bチャンネルの画像として画像間演算部 59 に出力する。なお、画像間演算部 59 及び同時化部 60 の詳細は後述する。

【0023】

同時化部 60 にて同時化された3つの画像データ (R', G', B') は、拡大回路 40 に入力され、拡大補間処理が行われる。拡大回路 40 の出力信号は、強調回路 41 に入力され、構造強調等の鮮鋭化処理が行われる。そして、画像データ (R', G', B') は、拡大補間処理と強調処理がされた後、D/A変換回路 61 によりアナログ信号に変換されて、出力端からモニタ 5 に出力される。

【0024】

なお、ビデオプロセッサ 4 では、検波回路 56、調光回路 57 及び画像間演算部 59 は、制御回路 15 により制御される。この制御回路 15 は、検波回路 56、調光回路 57 及び画像間演算部 59 の制御の他に、光源装置のランプ 20 の点灯制御及びモータ 52 の駆動制御も行う。

【0025】

画像間演算部 59 は、図 8 に示すように、3板化部 58 からの3つの画像データ (R, G, B) のそれぞれをスイッチングする3つのスイッチ部 100a、100b、100c からなるスイッチ回路 100 と、第1の除算器 101、第2の除算器 103、第1の加算器 102、第2の加算器 105、第1のルックアップテーブル (LUT) 104、第2の LUT 107、第1のクリップ部 106 及び第2のクリップ部 108 と、を備えて構成される。

【0026】

スイッチ回路 100 の3つのスイッチ部 100a、100b、100c は、制御回路 15 からの制御に基づき、3板化部 58 からの3つの画像データ (R, G, B) のそれぞれをスイッチングするスイッチである。

【0027】

このように構成された本実施例の作用について説明する。画像間演算部 59 は、制御回路 15 からの制御信号に基づき、照射タイミングに応じてスイッチ部 100a、100b、100c を切り換える。画像間演算部 59 は、スイッチ部 100a、100b、100c を介して出力された画像データ (R, G, B) に対して、第1の除算器 101、第2の除算器 103、第1の加算器 102、第2の加算器 105、第1の LUT 104、第2の LUT 107、第1のクリップ部 106 及び第2のクリップ部 108 の各部で、以下の式 (1) に示す演算を実施し、画像データ (R', G', B') として出力する。

10

20

30

40

【数 1】

$$\begin{aligned}
 R' &= K \log_2(G_{wl} / B_{wl}) \\
 G' &= G_{ex} + R_{ex} + K \log_2(G_{ex} / R_{ex}) \\
 B' &= R_{wl} \quad \dots(1)
 \end{aligned}$$

【0028】

具体的には、図 9 に示すように、スイッチ回路 100 は、制御回路 15 の制御により、回転フィルタ 51 の Ex フィルタ 51 Ex を介した励起光の照射時には、この励起光の照射タイミングに応じてスイッチ部 100 a、100 b、100 c を切り換え、励起光照射時の 3 板化部 58 の R チャンネルからの R 画像データ（以下、R_{ex}と記す）を第 1 の除算器 101 及び第 1 の加算器 102 に出力する。同様に、スイッチ回路 100 は、励起光照射時の 3 板化部 58 の G チャンネルからの G 画像データ（以下、G_{ex}と記す）を第 1 の除算器 101 及び第 1 の加算器 102 に出力する。

【0029】

そして、第 1 の除算器 101 は、「G_{ex} / R_{ex}」なる演算を画素毎に実行する。後続の第 1 の LUT 104 では、テーブル参照により、第 1 の除算器 101 の出力に対して、対数演算と係数 K の乗算なる演算を実行する。

【0030】

ここで、係数 K は、例えば画像データが 8 ビットの場合には、例えば 16 とし、 $K \log_2(G_{ex} / R_{ex})$ の値を 8 ビットに抑える。なお、ビット数や、励起波長などにより、所定の値を設定することができる。さらには、複数の係数値セットを選択可能とし、スコープ SW（図示せず）などにより切換えることが可能とする。

【0031】

第 1 の加算器 102 は、R_{ex} と G_{ex} を加算し、後続の第 2 の加算器 105 は第 1 の加算器 102 の出力に第 1 の LUT 104 の出力を加算する。

【0032】

そして、第 1 のクリップ部 106 は、第 2 の加算器 105 の出力に対して、所定のビット精度を超えた場合のクリップ処理を実施し、画像間演算部 59 の G チャンネル出力である画像データ G' として同時化部 60 に出力する。

【0033】

一方、スイッチ回路 100 は、制御回路 15 の制御により、回転フィルタ 51 の WL フィルタ 51 WL を介した白色光の照射時には、この白色光の照射タイミングに応じてスイッチ部 100 a、100 b、100 c を切り換え、白色光照射時の R 画像データ（以下、R_{wl}と記す）を画像間演算部 59 の B チャンネル出力である画像データ B' として同時化部 60 に出力する。また、白色光の照射タイミングに応じてスイッチ部 100 a、100 b、100 c を切り換え、白色光照射時の 3 板化部 58 の G チャンネルからの G 画像データ（以下、G_{wl}と記す）と B チャンネルからの B 画像データ（以下、B_{wl}と記す）とを第 2 の除算器 103 に出力し、第 2 の除算器 103 は、「G_{wl} / R_{wl}」なる演算を画素毎に実行する。後続の第 2 の LUT 107 では、テーブル参照により、第 2 の除算器 103 の出力に対して、対数演算と係数 K の乗算なる演算を実行する。

【0034】

そして、第 2 のクリップ部 108 は、第 2 の LUT 107 の出力に対して、所定のビット精度を超えた場合のクリップ処理を実施し、画像間演算部 59 の R チャンネル出力である画像データ R' として同時化部 60 に出力する。

【0035】

同時化部 60 は、画像間演算部 59 にて上述の演算により出力された画像データ G'、画像データ B'、画像データ R' を同時化して画像データ (R', G', B') として拡大回路 40 に出力する。

【0036】

10

20

30

40

50

通常、励起光を照射すると、図10に示すスペクトル図において、実線で示すように正常組織からは強い蛍光が発せられ、病変組織からは破線で示すように微弱な蛍光が発せられるため、蛍光強度を測定することにより、生体組織が正常であるか病変状態にあるかを判定することができる。また、病変組織から発生する蛍光のスペクトルは、病変組織により、図10とは異なる図11に示すようなスペクトルを発する場合がある。

【0037】

式(1)における除算の効果について説明する。一般に、蛍光画像の位置(i、j)における画素値 $IntF(i, j)$ は、式(2)により定義される。

【数2】

$$IntF(i, j) = IntEx(i, j) \sum_{\lambda} Obj(\lambda, i, j) Sens(\lambda) \quad \dots(2)$$

10

【0038】

ここで

$IntEx(i, j)$ は励起光の位置(i、j)における強度、

$Obj(\lambda, i, j)$ は内因性蛍光物質の濃度や蛍光量子収率、励起光や蛍光の散乱、吸収特性を加味した総合的な粘膜の応答特性、

$Sens(\lambda)$ は、対物レンズの分光透過率や撮像素子の分光感度などを合わせた撮像系の総合的な分光積、

λ_{band-1} は蛍光検出波長帯域

である。

20

【0039】

蛍光の検出波長帯域 λ_{band-1} が、第1の帯域である $Band-1$ 、第2の帯域である $Band-2$ の場合には、夫々式(3)により示される。なお、式(3)において、 $Obj(\lambda, i, j)$ は、当該検出波長帯域 λ_{band-1} に応じた応答特性である。

【数3】

$$IntF_{band-1}(i, j) = IntEx(i, j) \sum_{\lambda_{band-1}} Obj(\lambda, i, j) Sens(\lambda)$$

$$IntF_{band-2}(i, j) = IntEx(i, j) \sum_{\lambda_{band-2}} Obj(\lambda, i, j) Sens(\lambda) \quad \dots(3)$$

30

【0040】

従って、式(4)のように、 $IntF_{band-1}$ と $IntF_{band-2}$ の比を取ることで、励起光の照明強度の項をキャンセルできる。

【数4】

$$\frac{IntF_{band-1}(i, j)}{IntF_{band-2}(i, j)} = \frac{\sum_{\lambda_{band-1}} Obj(\lambda, i, j) Sens(\lambda)}{\sum_{\lambda_{band-2}} Obj(\lambda, i, j) Sens(\lambda)} \quad \dots(4)$$

40

【0041】

次に、式(1)における対数演算の効果について説明する。CCD29のRチャンネルで撮像された蛍光画像データ Rex と、CCD29のGチャンネルの Gex との比である「 Gex/Rex 」は、図10の蛍光スペクトルの場合には、1以上となるため、式(1)の対数成分は正值となる。一方、図11では「 Gex/Rex 」 < 1 (1未満)となり、負値となる。つまり、対数を取ることで、 Rex と Gex の大小に応じて、 Rex と Gex とを加算した画像データ上に、明暗変化をつけ加えることができる。また、対数演算では、大きい入力値に対する出力値を小さく抑えることが可能であるため、式(1)の G' は除算のみで、

50

対数をとらない場合に比べてダイナミックレンジを適切に保つことができる。

【 0 0 4 2 】

このため、対数演算を行うことで、スペクトル形状を反映させた画像情報を生成することが可能となる。

【 0 0 4 3 】

このように本実施例では、画像間演算部 5 9 において上述の演算を実行するので、蛍光像の明るさを向上させることにより、S / N 低下を軽減させ、かつスペクトル形状を反映させた画像情報を生成することができる。

【 0 0 4 4 】

すなわち、第 1 蛍光像 R_{ex} と第 2 蛍光像 G_{ex} の加算処理の結果が S / N を高め、また第 1 蛍光像 R_{ex} と第 2 蛍光像 G_{ex} を除算処理した後に対数演算した結果がスペクトル形状を反映させるので、この 2 つの結果を加算する処理を行うことで S / N 低下が軽減された蛍光観察画像の生成ができる。

【 0 0 4 5 】

(変形例)

実施例 1 の画像間演算部 5 9 の変形例として、図 1 2 に示すように、第 2 の加算器 1 0 5 の代わりに減算器 1 0 5 a を用いて構成してもよい。この場合の画像間演算部 5 9 の演算は、式 (5) のようになる。

【 数 5 】

$$\begin{aligned} R' &= K \log_2(G_{wf} / B_{wf}) \\ G' &= G_{ex} + R_{ex} - K \log_2(R_{ex} / G_{ex}) \\ B' &= R_{wf} \end{aligned} \quad \dots(5)$$

【 0 0 4 6 】

この変形例においても、本実施例と同様な作用 / 効果を得ることができる。

【 実施例 2 】

【 0 0 4 7 】

図 1 3 ないし図 2 3 は本発明の実施例 2 に係わり、図 1 3 は蛍光内視鏡装置の構成を示す構成図、図 1 4 は図 1 3 の回転フィルタの構成を示す図、図 1 5 は図 1 4 の G フィルタの透過特性を示す図、図 1 6 は図 1 4 の EX 1 フィルタ及び EX 2 フィルタの透過特性を示す図、図 1 7 は図 1 3 の励起光カットフィルタの透過特性を示す図、図 1 8 は図 1 3 の蛍光内視鏡装置の作用を説明する図、図 1 9 は図 1 3 の画像間演算部の構成を示すブロック図、図 2 0 は図 1 3 の蛍光内視鏡装置の各部の画像データのタイミングを示す図、図 2 1 は図 1 3 の蛍光内視鏡装置の第 1 の変形例における画像間演算部の構成を示すブロック図、図 2 2 は図 1 3 の蛍光内視鏡装置の第 2 の変形例における回転フィルタの構成を示す図、図 2 3 は図 1 3 の蛍光内視鏡装置の第 2 の変形例における画像間演算部の構成を示すブロック図である。

【 0 0 4 8 】

実施例 2 は、実施例 1 とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 0 4 9 】

本実施例では、図 1 3 に示すように、CCD 2 9 a は、白黒の CCD であり、ビデオプロセッサ 4 A 内に設けた CCD 駆動回路 3 1 からの CCD 駆動信号により駆動され、CCD 2 9 に結像された光学像を光電変換して画像信号を出力する。

【 0 0 5 0 】

この画像信号はビデオプロセッサ 4 A 内に設けたプリアンプ 1 5 2 で増幅され、さらにオートゲインコントロール (A G C) 回路 1 5 3 で所定レベルまで増幅された後、A / D 変換回路 5 4 によりアナログ信号からデジタル信号 (画像データ) に変換され、各画像データは切換を行うマルチプレクサ 1 5 5 を経て、第 1 フレームメモリ 1 5 6 a、第 2 フレ

10

20

30

40

50

ームメモリ 156 b 及び第 3 フレームメモリ 156 c に一時格納（記憶）される。

【0051】

制御回路 15 は、マルチプレクサ 35 の切換を制御し、撮像した各画像データをそれぞれ第 1 フレームメモリ 156 a、第 2 フレームメモリ 156 b、第 3 フレームメモリ 156 c に順次記憶させるように制御する。

【0052】

フレームメモリ 156 a ~ 156 c に格納された画像データは画像間演算部 59 A に入力され、画像間演算部 59 A により入力信号を R、G、B チャンネルの色信号に対して後述する演算処理を行い、D/A 変換回路 61 によりアナログの RGB 信号に変換されてモニタ 5 に出力される。

【0053】

本実施例の回転フィルタ 51 A は、図 14 に示すように、G 光を透過する G フィルタ 51 G（図 15 に透過特性を示す）と、第 1 の励起光を透過する EX1 フィルタ 51 EX1 及び第 2 の励起光を透過する EX2 フィルタ 51 EX2（図 16 に透過特性を示す）とからなる。また、本実施例の励起光をカットする励起光カットフィルタ 30 は図 17 に示すような透過特性を有しており、G 光を生体組織に照射したときの戻り光である、G 反射光透過する。

【0054】

図 18 に示すように、生体組織においては、浅い組織 160 と深い組織 161 での自家蛍光を促す励起光の波長が異なる。そこで、本実施例では、図 16 に示すような特性の励起光 EX1、EX2 を生体組織に照射することで、深さの異なる組織からの自家蛍光 F1、F2 による光学像を撮像すると共に、G フィルタ 51 G による G 光の反射光による光学像を撮像する。フレームメモリ 156 a ~ 156 c は、この 3 つの画像データ（F1、F2、G）を一時格納（記憶）する。

【0055】

画像間演算部 59 A は、図 19 に示すように、フレームメモリ 36 a ~ 36 c からの 3 つの画像データ（F1、F2、G）に対して演算処理を実行するための、除算器 101、LUT 104、第 1 の加算器 102、第 2 の加算器 105、クリップ部 106 を備えて構成される。

【0056】

このように構成された本実施例の作用について説明する。画像データ（F1、F2、G）に対して、除算器 101、第 1 の加算器 102、第 2 の加算器 105、LUT 104 及びクリップ部 106 の各部で、以下の式（6）に示す演算を実施し、画像データ（R'、G'、B'）として出力する。

【数 6】

$$R' = G$$

$$G' = F1 + F2 + K \log_2(F1 / F2)$$

$$B' = G \quad \dots(6)$$

【0057】

具体的には、図 20 に示すように、画像間演算部 59 A は、フレームメモリ 156 a からの F1 画像データ（以下、F1 と記す）と、フレームメモリ 156 b からの F2 画像データ（以下、F2 と記す）とを除算器 101 及び第 1 の加算器 102 に入力する。

【0058】

そして、第 1 の除算器 101 は、「F1 / F2」なる演算を画素毎に実行する。後続の LUT 104 では、テーブル参照により、除算器 101 の出力に対して、対数演算と係数 K の乗算なる演算を実行する。

【0059】

第 1 の加算器 102 は、F1 と F2 を加算し、後続の第 2 の加算器 105 は第 1 の加算器 102 の出力に LUT 104 の出力を加算する。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 0 】

そして、第1のクリップ部106は、第2の加算器105の出力に対して、所定のビット精度を超えた場合のクリップ処理を実施し、画像間演算部59のGチャンネル出力である画像データG'としてD/A変換回路61に出力する。

【 0 0 6 1 】

また、画像間演算部59Aは、フレームメモリ156cからのG画像データ(以下、Gと記す)を、画像間演算部59のRチャンネル出力である画像データR'及びBチャンネル出力である画像データB'としてD/A変換回路61に出力する。

【 0 0 6 2 】

クリップ部106は、画像データR'及び画像データB'の出力タイミングに合わせて、所定時間、画像データG'の出力を遅延させ、画像データR'及び画像データB'及び画像データG'を同期させて出力する。

【 0 0 6 3 】

式(6)における除算の効果について説明する。励起光E_{x1}による蛍光画像の位置(i、j)における画素値IntF1(i、j)は以下の式(7)により定義され、励起光E_{x2}による蛍光画像の位置(i、j)における画素値IntF2(i、j)は以下の式(8)により定義される。

【 数 7 】

$$IntF1(i,j) = IntEx1(i,j) \sum_{\lambda} ObjEx1(\lambda,i,j) Sens(\lambda) \quad \dots(7)$$

10

20

【 数 8 】

$$IntF2(i,j) = IntEx2(i,j) \sum_{\lambda} ObjEx2(\lambda,i,j) Sens(\lambda) \quad \dots(8)$$

【 0 0 6 4 】

ここで、

IntE_{x1}(i、j)は励起光E_{x1}の位置(i、j)における強度、

ObjE_{x1}(、i、j)は、励起光E_{x1}に対応した、内因性蛍光物質の濃度や蛍光量子収率、励起光や蛍光の散乱、吸収特性を加味した総合的な粘膜の応答特性、

Sens()は、対物レンズの分光透過率や撮像素子の分光感度などを合わせた撮像系の総合的な分光積、

IntE_{x2}(i、j)は励起光E_{x2}の位置(i、j)における強度、

ObjE_{x2}(、i、j)は、励起光E_{x2}に対応した、内因性蛍光物質の濃度や蛍光量子収率、励起光や蛍光の散乱、吸収特性を加味した総合的な粘膜の応答特性、

は蛍光検出波長帯域

である。

【 0 0 6 5 】

照明系の分光特性が、励起光E_{x1}およびE_{x2}の波長帯域に対しては同等な設計がなされている場合には、式(9)に示すような関係となる。

【 数 9 】

$$IntEx1(i,j) = IntEx2(i,j) \quad \dots(9)$$

30

40

【 0 0 6 6 】

すなわち、式(9)を満たす場合には、

【数 1 0】

$$\frac{IntF1(i,j)}{IntF2(i,j)} = \frac{\sum_{\lambda} ObjEx1(\lambda,i,j)ISens(\lambda)}{\sum_{\lambda} ObjEx2(\lambda,i,j)Sens(\lambda)} \quad \dots(10)$$

【0067】

となり、この式(10)の関係から、IntF1とIntF2の比を取ることにより、位置によって変化する励起光の照明強度をキャンセルできる。

【0068】

次に、式(6)における対数演算の効果について説明する。F1/F2は、蛍光画像の画素値(位置(i、j))の関係がF1(i、j) > F2(i、j)の場合には、対数成分は、正值となる一方、F1(i、j) < F2(i、j)では、負値となる。対数を取ることで、F1とF2の大小に応じて、F1とF2とを加算した画像データ上に、(位置によって変わる)励起光の照明強度に影響されず、明暗変化をつけ加えることができる。

【0069】

このため、蛍光像の明るさを向上させ、励起される蛍光物質の違いや、その分布層の違いを反映させた画像情報を生成することが可能となる。

【0070】

このように本実施例においても、実施例1と同様な効果を得ることができる。

【0071】

(変形例)

第1の変形例：

実施例2の画像間演算部59Aの第1の変形例として、図21に示すように、第2の加算器105の代わりに減算器105aを用いて構成してもよい。この場合の画像間演算部59Aの演算は、式(11)のようになる。

【数 1 1】

$$R' = G$$

$$G' = F1 + F2 - K \log_2(F2 / F1)$$

$$B' = G$$

$$\dots(11)$$

【0072】

この第1の変形例においても、本実施例と同様な作用/効果を得ることができる。

【0073】

第2の変形例：

実施例2の第2の変形例として、回転フィルタ51Aの代わりに、図22に示すような回転フィルタ51Bを設けて構成してもよい。この回転フィルタ51Bは、Gフィルタ51G、EX1フィルタ51EX1及びEX2フィルタ51EX2に加え、R光を透過するRフィルタ51Rを備えて構成される。

【0074】

本第2の変形例では、図示はしないが、ビデオプロセッサ4A内に、3つのフレームメモリ156a~156cの他に、Rフィルタ51RによるR光帯域の参照光Rの反射光による光学像を格納するための、第4のフレームメモリが設けられる。

【0075】

そして、図23に示すように、本第2の変形例の画像間演算部59Aは、フレームメモリ156cからのG画像データをRチャンネル出力である画像データR'とし、第4のフレームメモリからのR画像データをBチャンネル出力である画像データB'としてD/A変換回路61に出力する。この場合の画像間演算部59Aの演算は、式(12)のようになる。

10

20

30

40

50

【数 1 2】

$$R' = G$$

$$G' = F1 + F2 + K \text{Log}_2(F1 / F2)$$

$$B' = R \quad \dots(12)$$

【0076】

この第2の変形例においても、本実施例と同様な作用/効果を得ることができる。

【0077】

本発明は、上述した実施例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。

10

【図面の簡単な説明】

【0078】

【図1】本発明の実施例1に係る蛍光内視鏡装置の構成を示す構成図

【図2】図1の回転フィルタの構成を示す図

【図3】図2のWLフィルタの透過特性を示す図

【図4】図2のEXフィルタの透過特性を示す図

【図5】図1の励起光カットフィルタの透過特性を示す図

【図6】図1のCCDの撮像面に配置しているBayer配列されたカラーフィルタを示す図

【図7】図6のカラーフィルタの透過特性を示す図

20

【図8】図1の画像間演算部の構成を示すブロック図

【図9】図1の画像間演算部及び同時化部の画像データのタイミングを示す図

【図10】図8の画像間演算部の作用を説明するための自家蛍光の蛍光スペクトルの強度分布を示す第1のスペクトル図

【図11】図8の画像間演算部の作用を説明するための自家蛍光の蛍光スペクトルの強度分布を示す第2のスペクトル図

【図12】図8の画像間演算部の変形例の構成を示すブロック図

【図13】本発明の実施例2に係る蛍光内視鏡装置の構成を示す構成図

【図14】図13の回転フィルタの構成を示す図

【図15】図14のGフィルタの透過特性を示す図

30

【図16】図14のEX1フィルタ及びEX2フィルタの透過特性を示す図

【図17】図13の励起光カットフィルタの透過特性を示す図

【図18】図13の蛍光内視鏡装置の作用を説明する図

【図19】図13の画像間演算部の構成を示すブロック図

【図20】図13の蛍光内視鏡装置の各部の画像データのタイミングを示す図

【図21】図13の蛍光内視鏡装置の第1の変形例における画像間演算部の構成を示すブロック図

【図22】図13の蛍光内視鏡装置の第2の変形例における回転フィルタの構成を示す図

【図23】図13の蛍光内視鏡装置の第2の変形例における画像間演算部の構成を示すブロック図

40

【符号の説明】

【0079】

1 ... 蛍光内視鏡装置

2 ... (電子)内視鏡

3 ... 光源装置

4 ... ビデオプロセッサ

5 ... モニタ

58 ... 3板化部

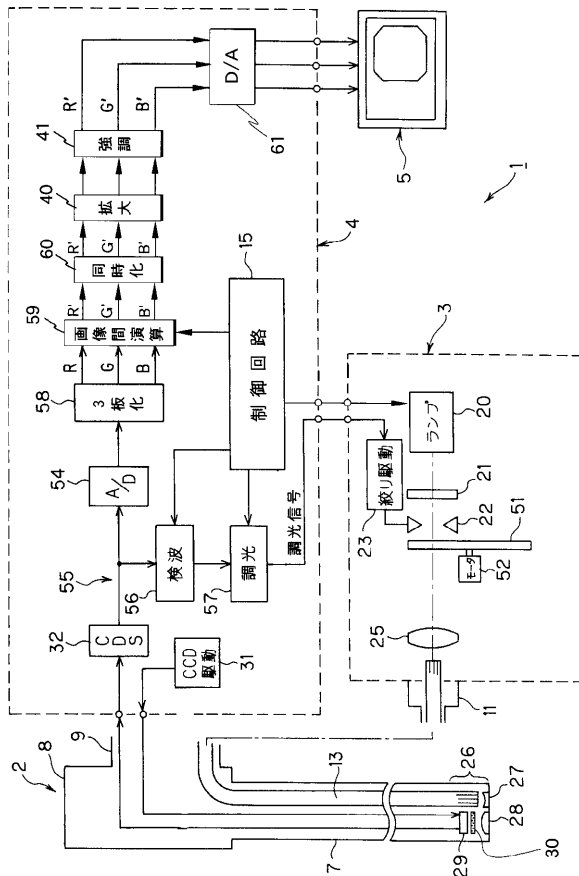
59 ... 画像間演算部

60 ... 同時化部

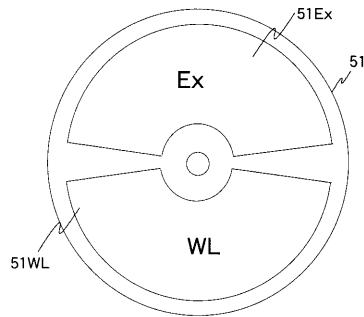
50

- 100 ... スイッチ回路
- 100 a、100 b、100 c ... スイッチ部
- 101 ... 第1の除算器
- 102 ... 第1の加算器
- 103 ... 第2の除算器
- 104 ... 第1のLUT
- 105 ... 第2の加算器
- 106 ... 第1のクリップ部
- 107 ... 第2のLUT
- 108 ... 第2のクリップ部

【図1】



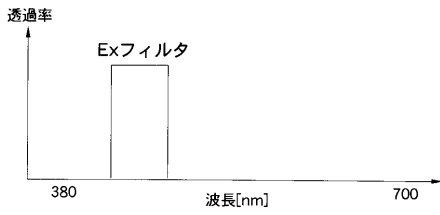
【図2】



【図3】



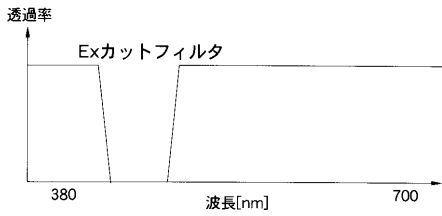
【 図 4 】



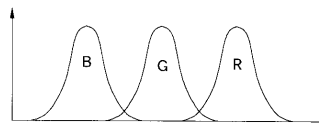
【 図 6 】

R	G	R	G
G	B	G	B
R	G	R	G
G	B	G	B

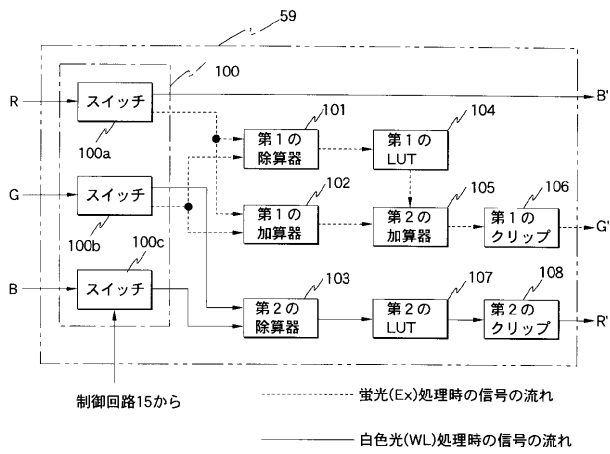
【 図 5 】



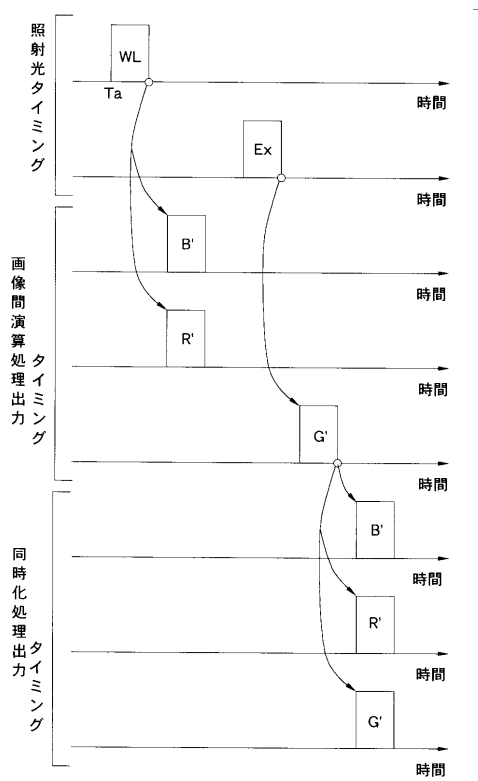
【 図 7 】



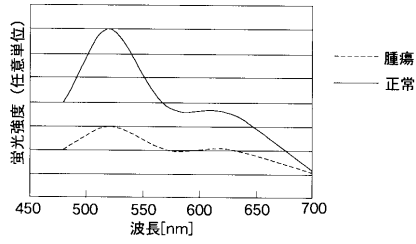
【 図 8 】



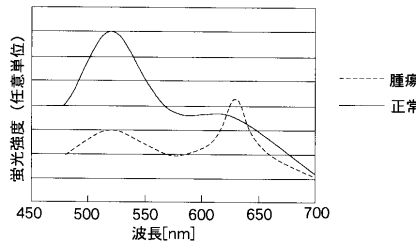
【 図 9 】



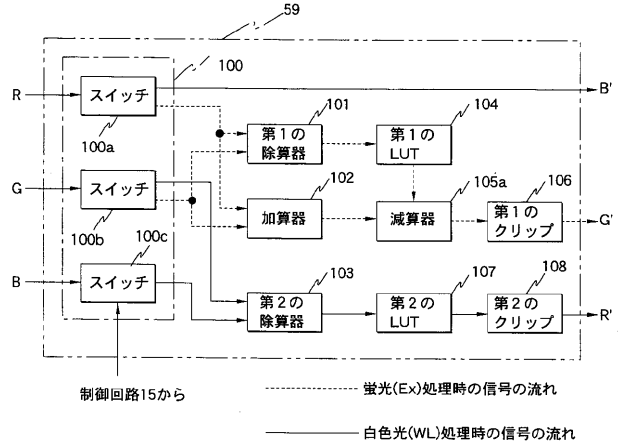
【図10】



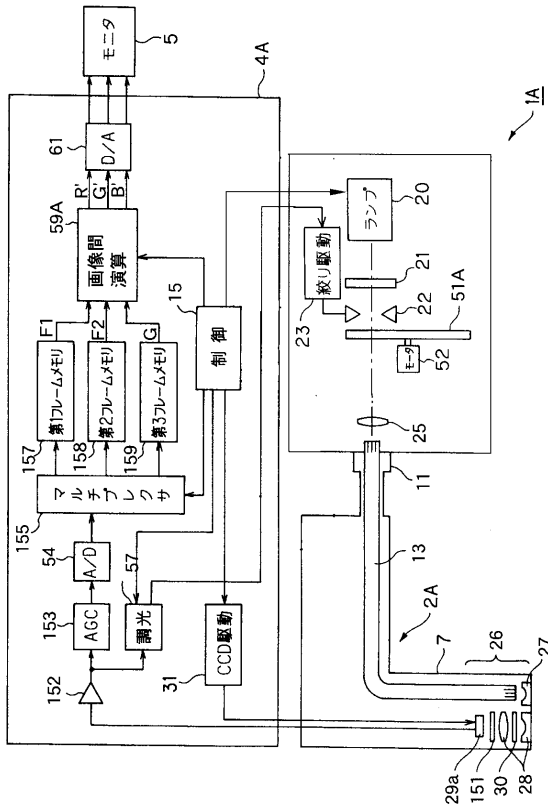
【図11】



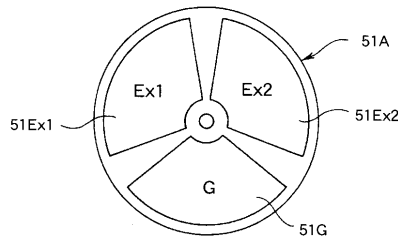
【図12】



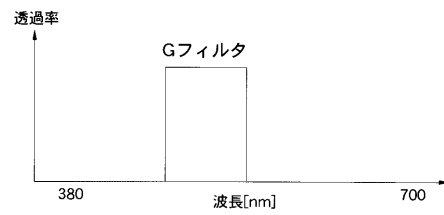
【図13】



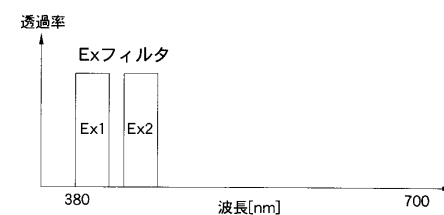
【図14】



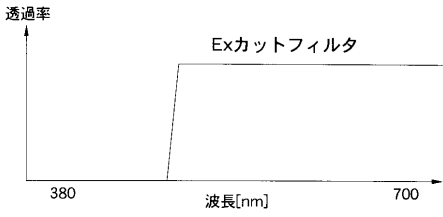
【図15】



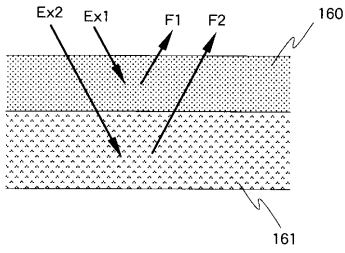
【図16】



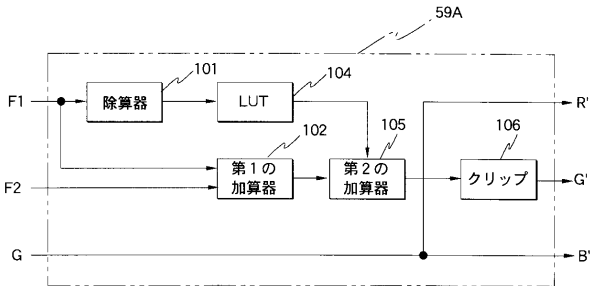
【図17】



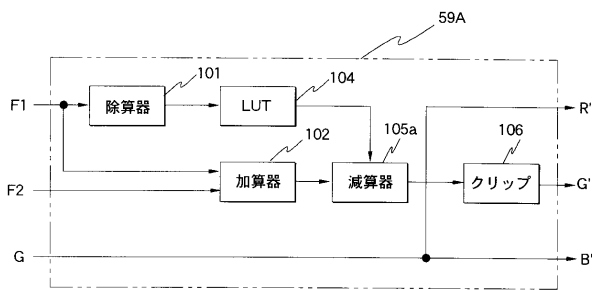
【図18】



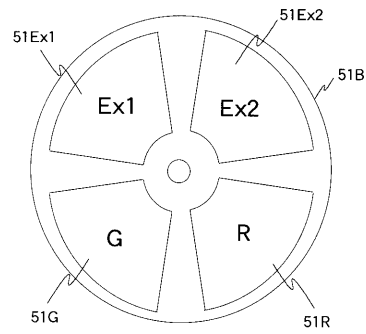
【図19】



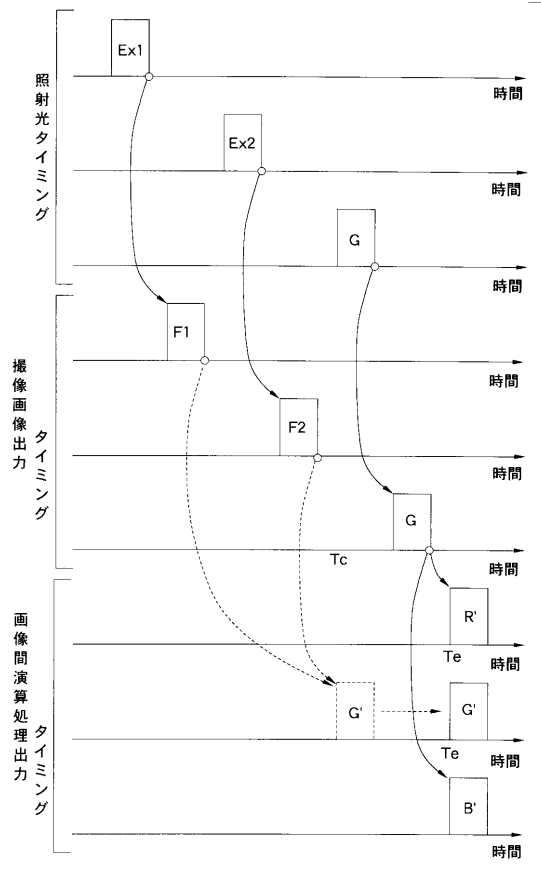
【図21】



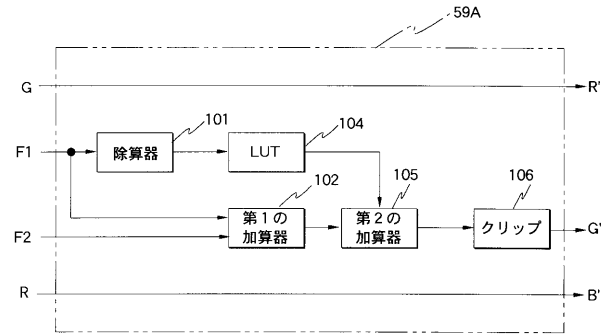
【図22】



【図20】



【図23】



专利名称(译)	荧光内窥镜装置和荧光内窥镜图像生成方法		
公开(公告)号	JP2009201685A	公开(公告)日	2009-09-10
申请号	JP2008046648	申请日	2008-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	山崎健二		
发明人	山▲崎▼ 健二		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/0071 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0075 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP12 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR15 4C061/RR22 4C061/SS21 4C061/SS30 4C061/WW08 4C061/WW17 4C161/CC06 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR15 4C161/RR22 4C161/SS21 4C161/SS30 4C161/WW08 4C161/WW17		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5295587B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：产生荧光观察图像，其中由于激发光的照射不足而导致的S/N劣化得到缓解。解决方案：图像间计算部分59包括开关电路100，开关电路100包括三个开关部分100a，100b和100c，用于从三板处理部分切换三个图像数据（R，G，B）中的每一个，第一分频器101，第二分频器103，第一加法器102，第二加法器105，第一LUT 104，第二LUT 107，第一剪辑部分106和第二剪辑部分108。

