

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3983947号

(P3983947)

(45) 発行日 平成19年9月26日(2007.9.26)

(24) 登録日 平成19年7月13日(2007.7.13)

(51) Int. Cl.		F I			
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/04	3 7 0
<b>G 0 1 N</b>	<b>21/64</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 1 N	21/64	Z

請求項の数 8 (全 21 頁)

<p>(21) 出願番号 特願平11-325209</p> <p>(22) 出願日 平成11年11月16日(1999.11.16)</p> <p>(65) 公開番号 特開2001-137174(P2001-137174A)</p> <p>(43) 公開日 平成13年5月22日(2001.5.22)</p> <p>審査請求日 平成16年8月23日(2004.8.23)</p> <p>前置審査</p>	<p>(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号</p> <p>(74) 代理人 100073184 弁理士 柳田 征史</p> <p>(74) 代理人 100090468 弁理士 佐久間 剛</p> <p>(72) 発明者 林 克巳 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</p> <p>審査官 安田 明央</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光画像表示方法および装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体組織に励起光および前記生体組織における病変組織と正常組織とで反射特性および吸収特性が変化しない参照光を照射する照射手段と、該励起光の照射により前記生体組織から発生した自家蛍光および該参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光をそれぞれ自家蛍光画像信号および参照光画像信号として検出する検出手段と、前記自家蛍光画像信号および参照光画像信号に基づき表示信号を生成する表示信号生成手段と、該生成された表示信号によって前記生体組織に関する情報を表示する表示手段とを備えた蛍光画像表示装置において、前記表示信号生成手段が、輝度に前記反射参照光の強度を反映させ、かつ色に前記生体組織が受光した前記励起光の強度と該励起光の受光により前記生体組織から発生した自家蛍光の強度との比率を示す蛍光収率を反映させた前記表示信号を生成するものであることを特徴とする蛍光画像表示装置。

10

【請求項 2】

前記蛍光収率を反映させる手法が、前記自家蛍光画像信号と前記参照光画像信号との加色混合により行うものであることを特徴とする請求項 1 記載の蛍光画像表示装置。

【請求項 3】

前記蛍光収率が、前記自家蛍光画像信号と前記参照光画像信号との除算により得られるものであることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の蛍光画像表示装置。

【請求項 4】

生体組織に励起光および前記生体組織における病変組織と正常組織とで反射特性および

20

吸収特性が変化しない参照光を照射する照射手段と、該励起光の照射により前記生体組織から発生した自家蛍光および該参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光をそれぞれ自家蛍光画像信号および参照光画像信号として検出する検出手段と、前記自家蛍光画像信号および参照光画像信号に基づき表示信号を生成する表示信号生成手段と、該生成された表示信号によって前記生体組織に関する情報を表示する表示手段とを備えた蛍光画像表示装置において、前記表示信号生成手段が、輝度に前記反射参照光の強度を反映させ、かつ色に前記自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を反映させた前記表示信号を生成するものであることを特徴とする蛍光画像表示装置。

【請求項 5】

前記自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を反映させる手法が、前記自家蛍光の蛍光スペクトルの中の互いに異なる波長領域から取得した 2 種類の前記自家蛍光画像信号により行うものであることを特徴とする請求項 4 記載の蛍光画像表示装置。

10

【請求項 6】

前記表示信号生成手段が、カラーマトリクス回路を備えていることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 項記載の蛍光画像表示装置。

【請求項 7】

前記カラーマトリクス回路が R G B 信号を生成するものであることを特徴とする請求項 6 記載の蛍光画像表示装置。

【請求項 8】

前記照射手段が、面順次照射手段を備え、該面順次照射手段が前記参照光の照射手段を含むものであることを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれか 1 項記載の蛍光画像表示装置

20

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、励起光の照射により生体組織から発生した自家蛍光を測定し、生体組織に関する情報を表す画像として表示する蛍光画像表示方法および装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

従来より、励起光の照射により生体組織内の内在色素から発せられる自家蛍光を画像として検出し、この検出された自家蛍光による画像を分析することにより各種疾患に伴う組織性状の変化を識別する測定装置が研究されている。

30

【0003】

当初、生体組織から発生する自家蛍光の強度変化に注目して生体の組織性状の測定を行う研究が行われたが、生体組織に照射される励起光の照射角度および距離の違い等により生体組織が受光する励起光の強度が変化し、この励起光の受光強度の違いにより生体組織から発生する自家蛍光の強度が変化するので、自家蛍光の強度情報だけでは生体組織の組織性状を識別する十分な識別能が得られないことがわかり、生体組織の部位が受光した励起光の強度と、この励起光の受光により前記部位から発生した自家蛍光の強度との比率、すなわち励起光を照射する距離や角度によって影響を受けない値である蛍光収率を反映した値を求めることにより測定部位の組織性状を識別する方式等が提案されている。

40

【0004】

しかし、生体組織の各部位が受光した励起光の強度を直接検出することは難しく、また励起光の照射を受けた生体組織によって反射された励起光の強度分布が生体組織が受光した励起光の強度分布を正しく反映すれば、この反射された励起光の強度分布を測定することにより生体組織が受光した励起光の強度分布を求めることができるが、自家蛍光を発生させるために照射する励起光のうち可視波長領域の短波長側の波長領域の励起光は種々生体組織に対して一様な吸収を受けないので、反射された励起光の強度分布を測定しても生体組織が受光した励起光の強度分布を正しく反映していない。そこで、蛍光収率を求める 1 つの方策として、種々生体組織に対して一様な吸収を受ける近赤外光を参照光として生体

50

組織に照射し、この参照光の照射を受けた生体組織によって反射された反射参照光の強度分布を検出してその値を生体組織が受光した励起光の強度分布の代わりとして用いる手法が提案されている。

【0005】

さらに、生体組織によって反射された反射参照光の強度を撮像することにより得た2次元画像データをカラー表示装置の赤色チャンネルに送り、生体組織から発生した自家蛍光の強度を撮像することにより取得した画像データを緑色チャンネルに送ることにより、自家蛍光の強度と反射参照光の強度との比率（すなわち蛍光収率）を色および輝度を変化させる表示信号として処理し、生体の組織性状の変化を画像として表示する手法が特表平第10-500588号に提案されている。

10

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、生体組織によって反射された反射参照光の強度を撮像した画像信号をカラー表示装置の赤色チャンネルに送り、生体組織から発生した自家蛍光の強度を撮像した画像信号を緑色チャンネルに送ることにより生成される画像の表示輝度は、観察対象となる生体組織の形状・遠近・影等を反映した輝度情報と、生体の組織性状（癌組織あるいは正常組織等の性状）を反映した輝度情報との双方をミックスした複雑な情報で表される。従って、表示された信号を目視で観察し病変部のために暗くなっているのか、または遠方もしくは凹み等のために暗くなっているのかを判断することは難しく、重要な診断情報である生体の組織形状を見誤ることがある。さらに、病変部の自家蛍光の強度は低くなり、その表示輝度も低くなるので、色の変化が捉えにくくなって病変部の見落としが発生する場合があります。

20

【0007】

また、表示装置が表示する画像のダイナミックレンジは検出装置が撮像する画像のダイナミックレンジより一般的に狭く、表示装置に表示されるときに上記欠点はさらに悪い方向に強調されることになる。

【0008】

本発明は、上記の事情に鑑みてなされたものであり、生体組織に関する情報である生体の組織性状および生体の形状をより正確に表示させることができる蛍光画像表示方法および装置を提供することを目的とするものである。

30

【0009】

【課題を解決するための手段】

本発明の蛍光画像表示方法は、励起光の照射により生体組織から発生した自家蛍光、および参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光をそれぞれ自家蛍光画像信号および参照光画像信号として検出し、前記自家蛍光画像信号および参照光画像信号に基づき表示信号を生成し、該生成された表示信号によって前記生体組織に関する情報を表示する蛍光画像表示方法において、前記表示信号を、輝度に主として前記反射参照光の強度を反映させ、かつ色に主として前記自家蛍光の相対強度を反映させるように生成したことを特徴とする。

【0010】

前記自家蛍光の相対強度を色に反映させる手法は、前記自家蛍光画像信号と前記参照光画像信号との加色混合により行うことができる。

40

【0011】

本発明の蛍光画像表示方法は、励起光の照射により生体組織から発生した自家蛍光、および参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光をそれぞれ自家蛍光画像信号および参照光画像信号として検出し、前記自家蛍光画像信号および参照光画像信号に基づき表示信号を生成し、該生成された表示信号によって前記生体組織に関する情報を表示する蛍光画像表示方法において、前記表示信号を、輝度に主として前記反射参照光の強度を反映させ、かつ色に主として前記自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を反映させるように生成したことを特徴とする。

50

## 【 0 0 1 2 】

前記自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を反映させる手法は、前記自家蛍光の蛍光スペクトルの中の互いに異なる波長領域から取得した２種類の前記自家蛍光画像信号により行うことができる。

## 【 0 0 1 3 】

本発明の蛍光画像表示装置は、生体組織に励起光および参照光を照射する照射手段と、該励起光の照射により前記生体組織から発生した自家蛍光および該参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光をそれぞれ自家蛍光画像信号および参照光画像信号として検出する検出手段と、前記自家蛍光画像信号および参照光画像信号に基づき表示信号を生成する表示信号生成手段と、該生成された表示信号によって前記生体組織に関する情報を表示する表示手段とを備えた蛍光画像表示装置において、前記表示信号生成手段が、輝度に主として前記反射参照光の強度を反映させ、かつ色に主として前記自家蛍光の相対強度を反映させたものであることを特徴とする。

10

## 【 0 0 1 4 】

前記自家蛍光の相対強度を色に反映させる手法は、前記自家蛍光画像信号と前記参照光画像信号との加色混合により行うものとすることができる。

## 【 0 0 1 5 】

前記自家蛍光の相対強度が、前記自家蛍光画像信号と前記参照光画像信号との除算により得られたものとすることができる。

## 【 0 0 1 6 】

本発明の蛍光画像表示装置は、生体組織に励起光および参照光を照射する照射手段と、該励起光の照射により前記生体組織から発生した自家蛍光および該参照光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射参照光をそれぞれ自家蛍光画像信号および参照光画像信号として検出する検出手段と、前記自家蛍光画像信号および参照光画像信号に基づき表示信号を生成する表示信号生成手段と、該生成された表示信号によって前記生体組織に関する情報を表示する表示手段とを備えた蛍光画像表示装置において、前記表示信号生成手段が、輝度に主として前記反射参照光の強度を反映させ、かつ色に主として前記自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を反映させたものであることを特徴とする。

20

## 【 0 0 1 7 】

前記自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を反映させる手法は、前記自家蛍光の蛍光スペクトルの中の互いに異なる波長領域から取得した２種類の前記自家蛍光画像信号により行うものとすることができる。

30

## 【 0 0 1 8 】

前記表示信号生成手段は、カラーマトリクス回路を備え、さらに該カラーマトリクス回路が R G B 信号を生成するものとすることができる。

## 【 0 0 1 9 】

前記照射手段は、面順次照射手段を備え、該面順次照射手段が前記参照光の照射手段を含むものとすることができる。

## 【 0 0 2 0 】

なお、前記「表示信号」とは、表示装置に入力することにより画像を再生させることができる信号を意味し、N T S C 方式の信号、P A L 方式の信号、S E C A M 方式の信号および R G B 信号等を意味する。

40

## 【 0 0 2 1 】

また、前記「自家蛍光の相対強度」とは、生体組織が受光した励起光の強度とこの励起光の受光により生体組織から発生した自家蛍光の強度との比率（すなわち蛍光収率）等、励起光を受光する位置や角度に依存しない相対的な強度を意味する。

## 【 0 0 2 2 】

また、前記「蛍光スペクトルの形状を表す強度」とは、必ずしもスペクトルの形状そのものを表していなくてもよく、全波長領域に亘る蛍光スペクトルの強度を特定の波長領域の蛍光スペクトルの強度で除算した値等の、特定の領域のスペクトルの形状を代表する値等

50

を表す相対的な強度を意味する。

【 0 0 2 3 】

【 発明の効果 】

本発明の蛍光画像表示方法および装置によれば、生体組織に関する情報を表示するにあたり、主として表示信号の輝度信号に反射参照光の強度を反映させ、かつ主として表示信号の色信号に自家蛍光の相対強度を反映させるように生成し、反射参照光の強度と自家蛍光の相対強度とが互いに干渉しないようにしたので、生体の組織性状と生体の形状とを正確に表示させることができる。

【 0 0 2 4 】

前記自家蛍光の相対強度を色に反映させる手法を、自家蛍光画像信号と参照光画像信号との加色混合により行うものとするれば、生体組織に関する情報をより正確に表示させることができる。

10

【 0 0 2 5 】

前記自家蛍光の相対強度を、前記自家蛍光画像信号と前記参照光画像信号との除算により得られたものとするれば、数値に基づいた生体組織に関する情報をより正確に表示させることができる。

【 0 0 2 6 】

本発明の蛍光画像表示方法および装置によれば、生体組織に関する情報を表示するにあたり、主として表示信号の輝度信号に反射参照光の強度を反映させ、かつ主として表示信号の色信号に自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を反映させるように生成し、反射参照光の強度と、自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を表す強度とが互いに干渉しないようにしたので、生体の組織性状と生体の形状とをより正確に表示させることができる。

20

【 0 0 2 7 】

前記自家蛍光の蛍光スペクトルの形状を反映させる手法を、自家蛍光の蛍光スペクトルの中の互いに異なる波長領域から取得した2種類の前記自家蛍光画像信号により行うものとするれば、生体組織に関する情報をより正確に表示させることができる。

【 0 0 2 8 】

前記表示信号生成手段を、カラーマトリクス回路を備えたものとするれば、より正確な表示信号を生成することができ、生体組織に関する情報をより正確に表示させることができる。

30

【 0 0 2 9 】

前記表示信号生成手段を、カラーマトリクス回路を備え、該カラーマトリクス回路がRGB信号を生成するものとするれば、生体組織に関する情報をより正確に表示させることができる。

【 0 0 3 0 】

前記照射手段が、面順次照射手段を備え、該面順次照射手段が前記参照光の照射手段を含むものとするれば、参照光の照射手段を別途用意する必要がなく装置構成を簡素化することができる。

【 0 0 3 1 】

【 発明の実施の形態 】

40

以下、本発明の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。

【 0 0 3 2 】

図1は、本発明の蛍光画像表示方法を実施する蛍光画像表示装置を蛍光内視鏡装置に適用した概略構成を示す図である。

【 0 0 3 3 】

本実施の形態による蛍光内視鏡装置800は、白色光L<sub>w</sub>、参照光L<sub>s</sub>および励起光L<sub>r</sub>をそれぞれ射出する3つの光源を備えた光源ユニット100、光源ユニット100から射出された励起光L<sub>r</sub>を照射光ファイバ21を通して生体組織1に照射し、この励起光L<sub>r</sub>の照射により生体組織1から発生した自家蛍光K<sub>j</sub>による像(以後自家蛍光像Z<sub>j</sub>と呼ぶ)をイメージファイバ22を通して伝搬する内視鏡ユニット200、内視鏡ユニット20

50

0のイメージファイバ22を通して伝搬された自家蛍光像Zjを撮像しデジタル値に変換して2次元画像データとして出力する撮像ユニット300、撮像ユニット300から出力された2次元画像データを表示信号に変換して出力する表示信号処理ユニット400および表示信号処理ユニット400から出力された表示信号を入力し表示する表示ユニット500から構成されている。

**【0034】**

光源ユニット100には、照射光ファイバ21から分岐された分岐光ファイバ21Aの端面21aおよび照射光ファイバ21から分岐された分岐光ファイバ21Bの端面21bが接続されており、白色光光源10から射出された白色光Lwは白色光集光レンズ11によって集光され分岐光ファイバ21Aの端面21aに入射する。またInGaN-LDからなる410nmの波長の光を発生する励起光光源13から射出された励起光Lrは、反射ミラー17によって略直角に反射され、さらに410nmの波長の光を反射し780nmの波長の光を透過するダイクロイックミラー18によって略直角に反射され集光レンズ14に入射し集光され分岐光ファイバ21Bの端面21bに入射し、GaAs-LDからなる780nmの波長の光を発生する参照光光源16から射出された参照光Lsはダイクロイックミラー18を透過し集光レンズ14によって集光されて分岐光ファイバ21Bの端面21bに入射する。なお、白色光光源11、励起光光源13および参照光光源16にはそれぞれの光源を駆動するための白色光電源12、励起光電源15および参照光電源19が備えられている。

10

**【0035】**

内視鏡ユニット200は、屈曲自在な先端部201と、光源ユニット100および撮像ユニット300が接続された操作部202とから構成され、励起光Lr、参照光Lsおよび白色光Lwを伝搬する照射光ファイバ21と、参照光Lsの照射を受けた生体組織1によって反射された参照光による像(以後参照光像Zsと呼ぶ)および自家蛍光像Zjを伝搬するイメージファイバ22と、後述する白色光像撮像器27によって撮像され変換された電気的な画像信号を送るケーブル28とが先端部201から操作部202に亘ってその内部に敷設されている。

20

**【0036】**

分岐光ファイバ21Aの端面21aから入射しその端面21cから照射レンズ23を通して射出された白色光Lwの照射を受けた生体組織1に生じた像(以後白色光像Zwと呼ぶ)は、白色光像対物レンズ25を通してプリズム26に入射し、プリズム26によりその光路は略直角に向きを変えられて白色光像撮像器27上に結像され電気的な画像信号に変換されてケーブル28により操作部202に伝送される。なお、白色光像撮像器27は撮像素子27aに補色モザイクフィルタ27bが密着され形成されたものであり、補色モザイクフィルタ27bは撮像素子27aの各画素に対応して、イエローYe、マゼンタMg、グリーンGおよびシアンCyの4色の微小フィルタが配置され、撮像素子27aの各画素にはこれら4色の微小フィルタを透過した光が受光される。

30

**【0037】**

分岐光ファイバ21Bの端面21bから入射しその端面21cから照射レンズ23を通して射出された励起光Lrの照射を受けた生体組織1から発生した自家蛍光像Zjは対物レンズ24によってイメージファイバ22の端面22dに結像され他端の端面22fに伝搬される。分岐光ファイバ21Bの端面21bから入射しその端面21cから照射レンズ23を通して射出された参照光Lsの照射を受けた生体組織1に生じた参照光像Zsも、対物レンズ24によってイメージファイバ22の端面22dに結像され他端の端面22fに伝搬される。

40

**【0038】**

撮像ユニット300には、ケーブル28およびイメージファイバ22の端面22fが接続され、ケーブル28によって伝送された白色光像Zwを担持する画像信号は白色光像プロセス回路部31によって雑音抑圧、欠陥補正および映像信号処理等が施され(例えば、CDS回路、輪郭補正回路、クランプ回路、およびガンマ補正回路等による処理が施され)

50

、さらにカラーマトリクス回路により色差信号と輝度信号に変換され出力される。そして、白色光像プロセス回路部 3 1 から出力された色差信号と輝度信号は白色光像 A / D 変換器 3 2 によってデジタル値に変換され色差信号データと輝度信号データとして出力される。一方、イメージファイバ 2 2 の端面 2 2 f に伝搬された参照光像 Z s および自家蛍光像 Z j は、それぞれ異なるタイミングで結像レンズ 3 3 によって撮像器 3 4 上に結像され撮像されて電気的な画像信号に変換され出力される。その後この画像信号はプロセス回路部 3 5 によって雑音抑圧、欠陥補正および映像信号処理等が施され A / D 変換器 3 6 によって数値化されて 2 次元画像データとして出力される。

#### 【 0 0 3 9 】

なお、撮像器 3 4 は、撮像素子 3 4 a 上に励起光カットフィルタ 3 4 b が密着され形成されたものであり、励起光カットフィルタ 3 4 b は 4 3 0 n m 以下の波長の光を遮断し 4 3 0 n m を越える波長の光を透過させる。

#### 【 0 0 4 0 】

表示信号処理ユニット 4 0 0 には、撮像された白色光像 Z w に関連する処理を行う白色光像信号処理部 4 0 1 および撮像された自家蛍光像 Z j に関連する処理を行う蛍光像信号処理部 4 0 2 が備えられている。白色光像信号処理部 4 0 1 には、白色光像 A / D 変換器 3 2 から出力された色差信号データおよび輝度信号データを記憶する白色光像メモリ 4 1、白色光像メモリ 4 1 に記憶された色差信号データおよび輝度信号データを入力し表示装置によって表示可能な表示信号に変換し出力する白色光像表示信号生成器 4 2 が配設されている。一方、蛍光像信号処理部 4 0 2 には、蛍光像 A / D 変換器 3 6 から出力された 2 次元画像データを記憶する蛍光像メモリ 4 3 および参照光像メモリ 4 4、蛍光像メモリ 4 3 および参照光像メモリ 4 4 から 2 次元画像データを入力し表示装置によって表示可能な表示信号に変換し出力する後述するカラーマトリクス回路を内部に備えた蛍光像表示信号生成器 4 5 が配設されている。

#### 【 0 0 4 1 】

表示ユニット 5 0 0 には、表示信号処理ユニット 4 0 0 の白色光像表示信号生成器 4 2 および蛍光像表示信号生成器 4 5 から出力された表示信号を入力し、それぞれの信号を重ね合わせて 1 つの表示信号に統合し出力するスーパーインポーズ 5 1 およびスーパーインポーズ 5 1 によって出力された表示信号を入力し表示する表示器 5 2 が備えられている。

#### 【 0 0 4 2 】

次に、上記実施の形態における作用について説明する。まず、白色光像 Z w を表す表示信号の生成について説明する。

#### 【 0 0 4 3 】

白色光光源 1 0 から射出された白色光 L w は内視鏡ユニット 2 0 0 を経由して生体組織 1 に照射される。白色光 L w の照射を受けた生体組織 1 に生じた白色光像 Z w は白色光像対物レンズ 2 5 およびプリズム 2 6 を介して白色光像撮像器 2 7 によって撮像され電気的な画像信号に変換されてケーブル 2 8 によって撮像ユニット 3 0 0 に伝送される。

#### 【 0 0 4 4 】

その後この画像信号は、白色光像プロセス回路部 3 1 および白色光像 A / D 変換器 3 2 を経由して白色光像信号処理部 4 0 1 の白色光像メモリ 4 1 に色差信号データおよび輝度信号データとして記憶される。より具体的には、白色光像撮像器 2 7 の補色フィルタ 2 7 b の 4 色のフィルタ、イエロー Y e、マゼンタ M g、グリーン G およびシアン C y をそれぞれ通過し撮像された光の強度情報が、白色光像プロセス回路部 3 1 のカラーマトリクス回路により色差信号および輝度信号に変換され、さらに白色光像 A / D 変換器 3 2 によってデジタル値に変換されて色差信号データおよび輝度信号データとして白色光像メモリ 4 1 に記憶される。そして、白色光像メモリ 4 1 に記憶された色差信号データおよび輝度信号データは、白色光像表示信号生成器 4 2 に入力され表示装置が表示可能な N T S C 方式の Y、Q および I 信号に変換されて表示ユニット 5 0 0 に出力される。

#### 【 0 0 4 5 】

つづいて、生体組織に関する情報を表す表示信号の生成について説明する。励起光光源 1

10

20

30

40

50

3から射出された励起光L<sub>r</sub>は内視鏡ユニット200を經由して生体組織1に照射され、励起光L<sub>r</sub>の照射を受けた生体組織1から発生した自家蛍光像Z<sub>j</sub>は対物レンズ24、イメージファイバ22および結像レンズ33を通して撮像器34によって撮像され電氣的な画像信号に変換される。その後、この画像信号はプロセス回路部35およびA/D変換器36を經由して蛍光像信号処理部401の蛍光像メモリ43に自家蛍光画像データD<sub>j</sub>として記憶される。一方、参照光光源13から射出された参照光L<sub>s</sub>は内視鏡ユニット200を經由して生体組織1に照射され、参照光L<sub>s</sub>の照射を受けた生体組織1に生じた参照光像Z<sub>s</sub>は対物レンズ24、イメージファイバ22および結像レンズ33を通して撮像器34によって撮像され電氣的な画像信号に変換される。その後、この画像信号はプロセス回路部35およびA/D変換器36を經由して蛍光像信号処理部401の参照光像メモリ44に参照光画像データD<sub>s</sub>として記憶される。

10

## 【0046】

蛍光像メモリ43および参照光像メモリ44にそれぞれ記憶された自家蛍光画像データD<sub>j</sub>および参照光画像データD<sub>s</sub>は、蛍光像表示信号生成器45に入力され生体組織に関する情報を表す蛍光画像としてNTSC方式の表示信号に変換され表示ユニット500に出力される。

## 【0047】

白色光像表示信号生成器42によって生成されたNTSC方式の表示信号と、蛍光像表示信号生成器45によって生成されたNTSC方式の表示信号とは表示ユニット500のスーパーインポーズ51に入力され1画面を表す信号となるように合成され表示器52によって表示される。

20

## 【0048】

ここで、上記蛍光像表示信号生成器45によって施される処理について詳細を説明する。この蛍光像表示信号生成器45によって施される処理は、主として輝度が反射参照光の強度を反映し、かつ主として色が前記自家蛍光の相対強度を反映するように表示信号を生成するものである。

## 【0049】

NTSC方式の信号は、3原色信号である赤色R、緑色Gおよび青色Bの3種類の信号から誘導され、主に輝度を表す輝度信号Yと主に色を表す色差信号(R-Y)および(B-Y)とから生成されており、実際に信号が伝送される際には、色差信号(R-Y)および(B-Y)からさらに誘導されるI信号およびQ信号が用いられ、4MHzの周波数帯域幅に輝度信号Yが、1.5MHzの周波数帯域幅にI信号が、0.5MHzの周波数帯域幅にQ信号がそれぞれ割り当てられ伝送されるように定められている。

30

## 【0050】

従って、蛍光像表示信号生成器45は、NTSC信号を生成するときに自家蛍光画像データD<sub>j</sub>および参照光像画像データD<sub>s</sub>を入力して、輝度信号Y、色差信号(R-Y)(以後R-yとして記述する)および色差信号(B-Y)(以後B-yとして記述する)を生成することになる。すなわち、ある1画面を表すために必要な2次元画像データである輝度画像データY(x,y)、色差画像データR-y(x,y)および色差画像データB-y(x,y)が蛍光像表示信号生成器45に備えられたカラーマトリクス回路により下記式(1)に従って求められる。

40

## 【0051】

## 【数1】

$$\begin{bmatrix} Y(x,y) \\ R-y(x,y) \\ B-y(x,y) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & a2 \\ b1 & b2 \\ c1 & c2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Dj(x,y) \\ Ds(x,y) \end{bmatrix} \dots\dots\dots \text{式(1)}$$

ここで、輝度画像データY(x,y)は参照光画像データD<sub>s</sub>(x,y)のみを反映し、自家蛍光画像データD<sub>j</sub>(x,y)の成分を含まない2次元画像データとなり、

50

$$Y(x, y) = a_2 \times D_s(x, y)$$

として表される。

【0052】

また、2つの色差画像データ  $R-y(x, y)$  および  $B-y(x, y)$  は、

$$R-y(x, y) = b_1 \times D_j(x, y) + b_2 \times D_s(x, y)$$

$$B-y(x, y) = c_1 \times D_j(x, y) + c_2 \times D_s(x, y)$$

として表され、これらの色差信号は参照光画像データ  $D_s$  と自家蛍光画像データ  $D_j$  との相対比率すなわち生体組織の組織性状を反映する蛍光収率を表す信号となる。従って、輝度の変化が主に形状を表し、色の変化が主に生体の組織性状を表す表示信号が生成される。

10

【0053】

なお、図2に示すように、この色差画像データ  $R-y(x, y)$  は  $B-y(x, y) = 0$  のときには色度軸  $X-Y$  を備えた座表上において直線  $M$  で表される領域の色の変化に対応し、色差画像データ  $B-y(x, y)$  は  $R-y(x, y) = 0$  のときに色度図の  $X-Y$  座表上において直線  $N$  で表される領域の色の変化に対応し、さらに色差画像データ  $R-y(x, y)$  および  $B-y(x, y)$  が共に0でない場合には、直線  $M$  および直線  $N$  に挟まれる領域の色の変化に対応するように、RGB信号と、 $Y$ 、 $(R-Y)$ 、 $(B-Y)$ 信号と、 $Y$ 、 $I$ 、 $Q$ 信号との関係がNTSC方式として定められているので、式(1)の係数  $a_2$ 、 $b_1$ 、 $b_2$ 、 $c_1$ 、 $c_2$ の値を適当に選ぶことにより自家蛍光画像データ  $D_j$  と参照光画像データ  $D_s$  との比率を任意の色に対応させて表示させることができる。すなわち、この色の変化は参照光画像データ  $D_s(x, y)$  と自家蛍光画像データ  $D_j(x, y)$  に基づく加色混合により表される。

20

【0054】

例えば、胃や腸のように管状で、かつ病変組織を含まない図3に示すような生体器官2に内視鏡ユニット200の先端部201を挿入し蛍光画像の測定を行う場合には、先端部201に近い部位Aが受光する参照光  $L_s$  の強度は高く、先端部201から遠い部位Bが受光する参照光の強度は低くなる。従ってこのとき撮像器35によって撮像された参照光像  $Z_s$  を表す画像の強度分布は、図4に示すように中心部の領域Oを中心に回転対称となり周辺部から中心部に向かってその強度が徐々に低くなり、参照光像  $Z_s$  を表す画像の  $U-U'$  断面の強度分布も図5に示すように周辺部から中心部に向かってその強度が徐々に低くなる。

30

【0055】

また、上記参照光  $L_s$  の代わりに励起光  $L_r$  が照射された場合も、生体器官2が受光する励起光  $L_r$  の受光強度の分布は前記参照光  $L_s$  の照射により生体器官2が受光する参照光  $L_s$  の受光強度の分布と同様な分布となるので、撮像器35によって撮像される自家蛍光像  $Z_j$  を表す画像の強度分布は、中心部の領域Oを中心に回転対称となり周辺部から中心部に向かってその強度が減少する。

【0056】

このように生体器官2に病変組織が存在しない場合には、参照光  $L_s$  が照射されたときに撮像される参照光像  $Z_s$  の強度分布と励起光  $L_r$  が照射されたときに撮像される自家蛍光像  $Z_j$  の強度分布とはほぼ等しい形状を示す。

40

【0057】

ここで、さらに図6に示すように生体器官2の部位P1およびP2に病変組織が存在し、部位P3に凹部が存在したときに蛍光画像の測定を行う場合には、内視鏡の先端部201から参照光  $L_s$  が照射されると、参照光  $L_s$  は病変組織および正常組織において反射特性および吸収特性がほとんど変化しないので、参照光像  $Z_s$  を表す強度分布は、図7に示すように部位P1およびP2においては変化はないが、部位P3においては凹部の受光した参照光  $L_s$  の強度が低くなったためにこの部位から反射される反射参照光の強度も低くなり、図8に示すように参照光像  $Z_s$  を表す画像の  $U-U'$  断面の部位P3の強度も低下する。一方、内視鏡の先端部201から励起光  $L_r$  が照射されると、病変組織の部位P1お

50

よび P 2 から発せられる自家蛍光の強度は他の部位の正常組織より低くなるので、自家蛍光像 Z j を表す画像の U - U ' 断面の強度分布は、図 9 に示すように部位 P 1 および P 2 において低下し、部位 P 3 においては凹部の受光した励起光 L r の強度が低いためにこの部位から発生する自家蛍光の強度も低くなり、自家蛍光像 Z j を表す画像の U - U ' 断面の部位 P 1、P 2 および P 3 の強度は低下する。従って、図 8 および図 9 から明らかなように輝度の変化が主に形状を表し、色の変化が主に生体の組織性状を表す表示信号が生成される。

【 0 0 5 8 】

そして、自家蛍光像 Z j を撮像して得られた自家蛍光画像データ D j は蛍光像メモリ 4 3 に記憶され、参照光像 Z s を撮像して得られた参照光画像データ D s は参照光像メモリ 4 4 に記憶される。

10

【 0 0 5 9 】

次に、蛍光像メモリ 4 3 に記憶された自家蛍光画像データ D j および参照光像メモリ 4 4 に記憶された参照光画像データ D s は、蛍光像表示信号生成器 4 5 に入力され N T S C 方式の Y、Q および I 信号に変換される。

【 0 0 6 0 】

すなわち、図 1 0 に示すように蛍光像表示信号生成器 4 5 に入力された自家蛍光画像データ D j および参照光画像データ D s は、カラーマトリクス回路 4 5 a に入力される。カラーマトリクス回路 4 5 a に入力された上記 2 つの画像データは、式 ( 1 ) に従って変換され輝度画像データ Y ( x , y )、色差画像データ R - y ( x , y ) および B - y ( x , y ) として出力される。そして、これらの輝度画像データ Y ( x , y )、色差画像データ R - y ( x , y ) および色差画像データ B - y ( x , y ) は、D / A 変換器 4 5 b 1、4 5 b 2 および 4 5 b 3 によってそれぞれアナログ信号に変換され、さらに N T S C エンコーダ 4 5 c によって Y、I、Q 信号に変換されて出力される。

20

【 0 0 6 1 】

表示信号処理ユニットから出力された N T S C 信号は、表示ユニット 5 0 0 に入力され表示される。

【 0 0 6 2 】

上記の事により、従来特に識別が難しかった、受光強度の低い部位における正常組織の凹部と病変組織との識別を色の識別として容易に行うことができ、さらに、図 1 1 ( a )、( b ) に示すように、撮像素子のダイナミックレンジ R s に比べて表示器のダイナミックレンジ R h が狭いことにより、本来異なる輝度で表示されるべき部位、例えば部位 P 2 および Q ( 図 1 1 ( a ) 参照 ) が表示されたときに同等の輝度で表示されてしまうことによる ( 図 1 1 ( b ) 参照 ) 病変組織の見落としの発生を防止することができる。また、重要な診断情報である組織形状を正確に表示することができる。

30

【 0 0 6 3 】

なお、上記測定は図 1 2 に示すようなタイミングチャートに従って各光の照射と各撮像素子による露光および読み出しが行われ、励起光 L r、参照光 L s、白色光 L w は、1 / 3 0 秒毎に取得される画像の 2 コマ分の間に ( 1 / 1 5 秒の間に ) 互いに干渉しないタイミングで照射されるので、他の光の照射によって測定が妨げられることはない。また、励起光 L r および参照光 L s は 1 / 1 5 秒毎に照射され、自家蛍光像 Z j および参照光像 Z s も 1 / 1 5 秒毎に取得されるので表示器 5 2 に表示される蛍光画像も 1 / 1 5 秒毎に更新される動画として表示される。

40

【 0 0 6 4 】

また図 1 0 に示すように蛍光像表示信号生成器 4 5 のカラーマトリクス回路 4 5 a に入力した自家蛍光画像データ D j および参照光画像データ D s をいったん輝度信号 Y、色差信号 ( R - Y ) および色差信号 ( R - B ) に変換した後、R G B エンコーダ 4 5 d にそれぞれの値を入力し N T S C 方式に定められた下記式

$$Y = + 0 . 5 9 G + 0 . 3 0 R + 0 . 1 1 B$$

$$R - Y = - 0 . 5 9 G + 0 . 3 0 R - 0 . 1 1 B$$

50

$$B - Y = -0.59G - 0.30R + 0.11B$$

$$G - Y = +0.59G - 0.30R - 0.11B$$

に従って3原色信号であるR、G、B信号に変換し出力することもできる。

【0065】

なお、この場合、表示ユニットとしてはR、G、B信号を直接入力し画像として表示することができる表示システムを選択する必要がある。

【0066】

上記のように、本発明によれば、生体の組織性状と生体の形状とをより正確に表示させることができる。

【0067】

また上記実施の形態では表示信号としてNTSC方式を用いたが、PAL方式あるいはSECAM方式等を用いても輝度信号および色差信号に対して上記と同様の対応付けを行うことにより同様の効果を得ることができる。

【0068】

次に、本発明の第2の実施の形態について説明する。本発明の第2の実施の形態は、第1の実施の形態の蛍光像表示信号生成器45の代わりに図13に示す蛍光像表示信号生成器60を用いたものである。

【0069】

蛍光像表示信号生成器60は、除算器61、除算メモリ62、参照光像メモリ63、ルックアップテーブル64、D/A変換器65およびNTSCエンコーダ66から構成されており、蛍光像表示信号生成器60の除算器61に入力された自家蛍光画像データ $D_j(x, y)$ および参照光画像データ $D_s(x, y)$ は対応するそれぞれの画素位置毎に、

$$Sub(x, y) = D_j(x, y) / D_s(x, y)$$

の除算が行われ、除算された値 $Sub(x, y)$ は除算メモリ62に記憶され、除算値 $Sub(x, y)$ に対応する色差信号の値 $R-y(x, y)$ および $B-y(x, y)$ がルックアップテーブル64から選択され出力される。この除算値 $Sub(x, y)$ は蛍光収率を反映する値を表し、蛍光収率の大小により表示色が適宜選択されることになる。一方、参照光画像データ $D_s(x, y)$ を入力した参照光像メモリ63は、その値を輝度信号の値 $Y(x, y)$ として出力する。

【0070】

そして $Y(x, y)$ 、 $R-y(x, y)$ および $B-y(x, y)$ の値は、それぞれD/A変換器65a、D/A変換器65bおよびD/A変換器65cによってアナログ信号に変換されNTSCエンコーダ66に入力されNTSC方式のY、IおよびQ信号に変換されて蛍光像表示信号生成器60から出力される。その他の構成および作用は第1の実施の形態と同様である。

【0071】

次に、本発明の第3の実施の形態について説明する。本発明の第3の実施の形態は、第1の実施の形態の撮像器34の代わりにCCD撮像素子79aとこの撮像素子に密着させ形成した図14に示すようなオンチップフィルタ79bを備えた撮像器79を用い、第1の実施の形態の蛍光像信号処理部402の代わりに図16に示すような蛍光像信号処理部403を用いたものである。

【0072】

なお、このオンチップフィルタ79bは図15(a)に示すように430nmから530nmに亘る波長領域の光を透過させる微小フィルタ2と430nm以上の波長領域の光を透過させる微小フィルタ1を規則正しく配置したものである。

【0073】

波長780nmの参照光 $L_s$ の照射により生体組織に生じた参照光像 $Z_s$ は撮像器79上に結像されオンチップフィルタ79bの微小フィルタ2が配置されている領域は透過せず、微小フィルタ1が配置されている領域を透過しCCD撮像素子79aによって撮像され電氣的な画像信号に変換される。この画像信号はプロセス処理部35およびA/D変

10

20

30

40

50

換器 3 6 を経由して蛍光像信号処理部 4 0 3 の画素区画変換器 7 1 に入力され、図 1 7 に示すように微小フィルタ 1 および微小フィルタ 2 をそれぞれ 2 個ずつ含む区画 ( n , m ) 毎に、2 つの微小フィルタ 1 を透過した参照光の強度の和が参照光画像データ D s ( n , m ) の値として求められ出力される。画素区画変換器 7 1 から出力された参照光画像データ D s ( n , m ) は参照光像メモリ 7 2 a に記憶される。

【 0 0 7 4 】

つづいて、励起光 L r の照射により生体組織から発生した自家蛍光像 Z j も撮像器 7 9 上に結像されオンチップフィルタ 7 9 b の微小フィルタ 1 および微小フィルタ 2 が配置されている領域を透過し CCD 撮像素子 7 9 a によって撮像され電氣的な画像信号に変換される。この画像信号はプロセス処理部 3 5 および A / D 変換器 3 6 を経由して蛍光像信号処理部 4 0 3 の画素区画変換器 7 1 に入力され、上記と同様に図 1 7 に示すように微小フィルタ 1 および微小フィルタ 2 をそれぞれ 2 個ずつ含む区画 ( n , m ) 毎に、2 つの微小フィルタ 1 を透過した自家蛍光の強度の和が第 1 の自家蛍光画像データ D j 1 ( n , m ) の値として求められ、2 つの微小フィルタ 2 を透過した自家蛍光の強度の和が第 2 の自家蛍光画像データ D j 2 ( n , m ) の値として求められて出力される。

10

【 0 0 7 5 】

画素区画変換器 7 1 から出力された第 1 の自家蛍光画像データ D j 1 ( n , m ) および第 2 の自家蛍光画像データ D j 2 ( n , m ) はそれぞれ蛍光像メモリ 7 2 b および 7 2 c に記憶される。

【 0 0 7 6 】

そして、参照光像メモリ 7 2 a、蛍光像メモリ 7 2 b および蛍光像メモリ 7 2 c にそれぞれ記憶された参照光画像データ D s ( n , m )、第 1 の自家蛍光画像データ D j 1 ( n , m ) および第 2 の自家蛍光画像データ D j 2 ( n , m ) は、カラーマトリクス回路 7 3 に入力される。カラーマトリクス回路 7 4 においては下記式 ( 2 ) で表される演算が施される。

20

【 0 0 7 7 】

【 数 2 】

$$\begin{bmatrix} Y(x,y) \\ R-y(x,y) \\ B-y(x,y) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & a3 \\ b1 & b2 & b3 \\ c1 & c2 & c3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Dj1(x,y) \\ Dj2(x,y) \\ Ds(x,y) \end{bmatrix} \text{----- 式 ( 2 )}$$

30

すなわち、

$$Y ( n , m ) = a 3 \times D s ( n , m )$$

$$R - y ( n , m ) = b 1 \times D j 1 ( n , m ) + b 2 \times D j 2 ( n , m ) + b 3 \times D s ( n , m )$$

$$B - y ( n , m ) = c 1 \times D j 1 ( n , m ) + c 2 \times D j 2 ( n , m ) + c 3 \times D s ( n , m )$$

の演算が施される。

【 0 0 7 8 】

ここで、上記係数 b 1 , b 2 , b 3、c 1 , c 2 , c 3 を適当に選ぶことにより正常組織と病変組織との色の变化を任意に定めることができる。

40

【 0 0 7 9 】

そして、輝度信号データ Y ( n , m )、色差信号データ R - y ( n , m ) および色差信号データ B - y ( n , m ) の値はさらに D / A 変換器 7 4 a、7 4 b および 7 4 c によりそれぞれアナログ信号に変換され輝度信号 Y、色差信号 ( R - Y ) および色差信号 ( B - Y ) として出力され、NTSC エンコーダ 7 5 によってさらに Y、I および Q 信号に変換されて出力される。

【 0 0 8 0 】

なお、上記演算は数値化された値を演算する以外に参照光像メモリ 7 2 a、蛍光像メモリ

50

72bおよび蛍光像メモリ72cの値をD/A変換器でD/A変換し、アナログ信号にしてからカラーマトリクス回路に入力し演算させることもできる。その場合、図17に示したD/A変換器74a、74b、74cは省略される。

【0081】

また、上記第3の実施の形態における測定は、図18に示すような各光の照射と各撮像素子による露光および読み出しとがタイミングチャートに従って行われ、励起光L<sub>r</sub>、参照光L<sub>s</sub>、白色光L<sub>w</sub>は、1/30秒毎に取得される画像の2コマ分の間に(1/15秒の間に)それぞれ互いに干渉しないタイミングで照射されるので、他の光の照射により測定が妨げられることはない。また、励起光L<sub>r</sub>および参照光L<sub>s</sub>は1/15秒毎に照射され、自家蛍光像Z<sub>j</sub>および参照光像Z<sub>s</sub>も1/15秒毎に取得されるので、表示される蛍光画像は1/15秒毎に画像が更新される動画となる。

10

【0082】

なお、上記参照光像メモリ72a、蛍光像メモリ72bおよび蛍光像メモリ72cは、時分割取得された2次元画像データを再び同時化する同時化メモリとして機能するものであり、異なるタイミングで撮像された2次元画像データは定められたタイミングに従って読み出され、輝度信号Y、色差信号(R-Y)および色差信号(B-Y)に変換される。

【0083】

上記のように自家蛍光の相対強度ならびに蛍光スペクトル形状を表す強度に基づき、生体組織に関する情報である生体の組織性状と生体の形状とをより正確に表示させることができる。すなわち、病変組織と正常組織とでは自家蛍光の積分強度が異なること、および病変組織と正常組織とでは規格化スペクトルの短波長側の積分強度が異なることに基づき正常組織と病変組織との識別能を大幅に向上させることができる。

20

【0084】

また、上記オンチップフィルタ79bを図15(b)に示すように430nmから510nmに亘る波長領域の光を透過させる微小フィルタ2と、630nm以上の波長領域の光を透過させる微小フィルタ1とを規則正しく配置したオンチップフィルタ79b'に変更し、前記と同様に画像の撮像および撮像された画像の処理を行うことによって、前記演算式

$$Y(n, m) = a_3 \times D_s(n, m)$$

$$R - y(n, m) = b_1 \times D_{j1}(n, m) + b_2 \times D_{j2}(n, m) + b_3 \times D_s(n, m)$$

30

$$B - y(n, m) = c_1 \times D_{j1}(n, m) + c_2 \times D_{j2}(n, m) + c_3 \times D_s(n, m)$$

における第1の自家蛍光画像データD<sub>j1</sub>(n, m)に630nm以上の波長領域の光を透過させる微小フィルタ1を透過した自家蛍光による2次元画像データを対応させ、第2の自家蛍光画像データD<sub>j2</sub>(n, m)に430nmから510nmに亘る波長領域の光を透過させる微小フィルタ2を透過した自家蛍光による2次元画像データを対応させ、これらの2次元画像データに基づき輝度信号データY(n, m)、色差信号データR-y(n, m)および色差信号データB-y(n, m)を生成し、さらにNTSC方式のY、IおよびQ信号に変換することにより可視画像として表示させることもできる。

40

【0085】

すなわち、上記表示された画像は1の波長領域を透過した自家蛍光の強度と、2の波長領域を透過した自家蛍光の強度との比率を反映した画像であり、表示された色の変化により自家蛍光スペクトルの形状の変化を知ることができる。

【0086】

なお、上記波長領域2は正常組織の自家蛍光スペクトルの最大強度値を示す480nm近傍の波長領域を含み、波長領域1は病変組織の自家蛍光スペクトルの極大値を示す630nm近傍から700nm近傍に亘る波長領域を含むことが好ましい。

【0087】

次に、本発明の第4の実施の形態について説明する。図19に示すように、本発明の第4

50

の実施の形態による蛍光内視鏡装置 810 は、白色光 Lw および励起光 Lr をそれぞれ射出する 2 つの光源を備えた光源ユニット 110、光源ユニット 110 から射出された励起光 Lr を照射光ファイバ 21 を通して生体組織 1 に照射し、この励起光 Lr の照射により生体組織 1 から発生した自家蛍光像 Zj を撮像し電気的な画像信号に変換して出力する内視鏡ユニット 210、内視鏡ユニット 210 から出力された画像信号を入力し雑音抑圧、欠陥補正および映像信号処理等を施しデジタル値からなる 2 次元画像データに変換して出力する中継ユニット 310、中継ユニット 310 から出力された 2 次元画像データを表示信号に変換して出力する表示信号処理ユニット 410 および表示信号処理ユニット 410 から出力された表示信号を入力し表示する表示ユニット 510 から構成されている。

【0088】

光源ユニット 110 には、照射光ファイバ 21 から分岐された分岐光ファイバ 21A の端面 21a および照射光ファイバ 21 から分岐された分岐光ファイバ 21B の端面 21b が接続されており、白色光光源 10 から射出された白色光 Lw は白色光集光レンズ 11 によって集光され分岐光ファイバ 21A の端面 21a に入射する。ここで、モータ 81 の回転軸に回転可能に取り付けられた、カラー 3 原色である RGB フィルタを備えた円盤状フィルタ 82 が白色光源 10 と集光レンズ 11 との間に配置されモータ 81 により回転されることにより、白色光光源 10 から射出された白色光 Lw は RGB の面順次照明を行う面順次光 Lm として端面 21a に入射する。

【0089】

InGaN-LD からなる 410nm の波長の光を発生する励起光光源 13 から射出された励起光 Lr は集光レンズ 14 によって集光されて分岐光ファイバ 21B の端面 21b に入射する。また、白色光光源 11 および励起光光源 13 にはそれぞれの光源を駆動するための白色光電源 12 および励起光電源 15 が備えられている。

【0090】

内視鏡ユニット 210 は、屈曲自在な先端部 211 と、光源ユニット 110 および中継ユニット 310 が接続された操作部 212 とから構成され、励起光 Lr、および面順次光 Lm を伝搬する照射光ファイバ 21 と、面順次光 Lm の照射を受けた生体組織 1 によって反射された反射面順次光による像（以後面順次光像 Zm と呼ぶ）および自家蛍光像 Zj を撮像し変換した電気的な画像信号を伝送するケーブル 28 とが先端部 211 から操作部 212 に亘ってその内部に敷設されている。

【0091】

分岐光ファイバ 21A の端面 21a から入射しその端面 21c から照射レンズ 23 を通して射出される RGB の面順次光 Lm の照射を受けた生体組織 1 により生じた像（以後 R 面順次光像 Zmr、B 面順次光像 Zmg、G 面順次光像 Zmb と呼ぶ）は、対物レンズ 25 を通してプリズム 26 に入射し、プリズム 26 によりその光路は略直角に向きを変えられて撮像器 83 上に結像され電気的な画像信号に変換されてケーブル 28 によって操作部 212 に伝送される。また、励起光 Lr の照射を受けた生体組織 1 から発生した自家蛍光像 Zj も同様に撮像され操作部 212 に伝送される。

【0092】

なお、撮像器 83 は撮像素子 83a に励起光カットフィルタ 83b が密着され形成されたものであり、撮像素子 83b の各画素には波長 410nm の励起光 Lr が除去された光が入射する。

【0093】

中継ユニット 310 には、ケーブル 28 が接続されており、ケーブル 28 によって伝送された面順次光像 Zm を担持する画像信号はプロセス回路部 31 によって雑音抑圧、欠陥補正および映像信号処理等が施され、A/D 変換器 32 および 36 によって数値化され 2 次元画像データとして出力される。

【0094】

表示信号処理ユニット 410 には、撮像された面順次光像 Zm の処理を行う面順次光像信号処理部 411 および自家蛍光像 Zj の処理を行う蛍光像信号処理部 412 が備えられて

10

20

30

40

50

いる。面順次光像信号処理部411には、A/D変換器32から出力された2次元画像データを記憶する面順次光像メモリ部41、面順次光像メモリ部41から2次元画像データを入力し表示装置によって表示可能な表示信号に変換し出力する面順次光像表示信号生成器42が配設されている。

【0095】

一方、蛍光像信号処理部412には、A/D変換器36から出力された自家蛍光像 $Z_j$ の2次元画像データを記憶する蛍光像メモリ43およびR面順次光像 $Z_{mr}$ の2次元画像データを記憶する参照光像メモリ44、蛍光像メモリ43および参照光像メモリ44から2次元画像データを入力し表示装置によって表示可能な表示信号に変換し出力する後述するカラーマトリクス回路を内部に備えた蛍光像表示信号生成器45が配設されている。その

10

【0096】

次に、上記実施の形態における作用について説明する。面順次フィルタ82は図20に示すようにカラー3原色のRGBフィルタの他に遮光部82dを備えており、図21に示すように各光の照射と撮像素子の露光および読み出しとがタイミングチャートに従って行われるようにモータ81によって回転され、RGBの面順次照射を各1/90秒間ずつ合計1/30秒間行い、この間に面順次光 $L_m$ の照射を受けた生体組織1により生じたR面順次光像 $Z_{mr}$ 、G面順次光像 $Z_{mg}$ 、B面順次光像 $Z_{mb}$ が撮像される。そして、次の1/30秒間は白色光源10からの光の入射は遮断され、励起光源13から射出された励起光 $L_r$ の照射により生体組織1から発生した自家蛍光像 $Z_j$ が撮像される。

20

【0097】

撮像された自家蛍光像 $Z_j$ はプロセス回路31を経由してA/D変換器36によって2次元画像データに変換され自家蛍光画像データ $D_j$ として蛍光像メモリ43に記憶される。

【0098】

一方、撮像されたR面順次光像 $Z_{mr}$ 、B面順次光像 $Z_{mg}$ 、G面順次光像 $Z_{mb}$ はプロセス回路31を経由してA/D変換器32によって2次元画像データ $D_m$ に変換されR画像データ $D_{mr}$ 、G画像データ $D_{mg}$ およびB画像データ $D_{mb}$ として白色光像信号処理部411の白色光像メモリ41のRメモリ41r、Gメモリ41gおよびBメモリ41bに記憶される。これらの2次元画像データはさらに白色光像表示信号生成器42によってNTSC信号に変換され表示ユニット510に出力される。なお、このときR画像データ

30

【0099】

上記のように、本発明によれば生体組織に関する情報である生体の組織性状および生体の形状等をより正確に表示させることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図2】色度座標上の色差信号の位置を示す図

【図3】病変組織を含まない生体器官を示す図

【図4】参照像 $Z_s$ の強度分布を示した図

【図5】参照像 $Z_s$ のU-U'断面の強度分布を示した図

【図6】病変組織を含む生体器官を示す図

【図7】参照像 $Z_s$ の強度分布を示した図

【図8】参照像 $Z_s$ のU-U'断面の強度分布を示した図

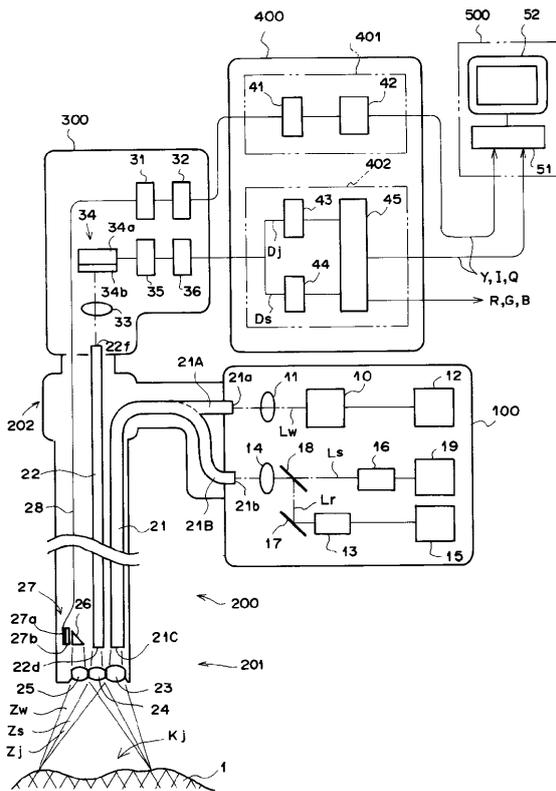
【図9】自家蛍光像 $Z_j$ のU-U'断面の強度分布を示した図

50

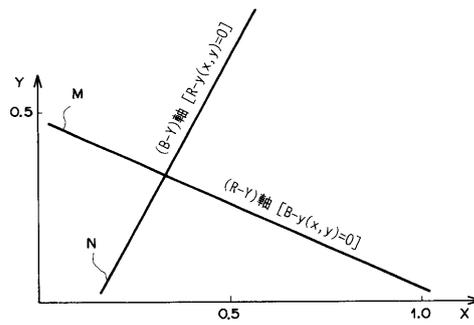
【図10】	蛍光像表示信号生成器45の内部構成を示す図	
【図11】	撮像系と表示系のダイナミックレンジの違いを示す図	
【図12】	第1の実施の形態におけるタイミングチャート	
【図13】	蛍光像表示信号生成器60の内部構成を示す図	
【図14】	モザイクフィルタ79bを示す図	
【図15】	微小フィルタ1および微小フィルタ2の透過波長領域を示す図	
【図16】	蛍光像信号処理部403の内部構成を示す図	
【図17】	微小フィルタの画素区画を示す図	
【図18】	第3の実施の形態におけるタイミングチャート	
【図19】	本発明の第4の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図	10
【図20】	面順次フィルタ82の構造を示す図	
【図21】	第4の実施の形態におけるタイミングチャート	
【符号の説明】		
1	生体組織	
10	白色光光源	
11	白色光集光レンズ	
12	白色光電源	
13	励起光光源	
14	集光レンズ	
15	励起光電源	20
16	参照光光源	
17	反射ミラー	
18	ダイクロイックミラー	
19	参照光電源	
21	照射光ファイバ	
22	イメージファイバ	
23	照射レンズ	
24	対物レンズ	
25	白色光像対物レンズ	
26	プリズム	30
27	白色光像撮像器	
28	ケーブル	
31	白色光像プロセス回路部	
32	白色光像A/D変換器	
33	結像レンズ	
34	撮像器	
35	プロセス回路部	
36	A/D変換器	
41	白色光像メモリ	
42	白色光像表示信号生成器	40
43	蛍光像メモリ	
44	参照光像メモリ	
45	蛍光像表示信号生成器	
51	スーパーインポーズ	
52	表示器	
100	光源ユニット	
200	内視鏡ユニット	
201	先端部	
202	操作部	
300	撮像ユニット	50

- 4 0 0 表示信号処理ユニット
- 4 0 1 白色光像信号処理部
- 4 0 2 蛍光像信号処理部
- 5 0 0 表示ユニット
- 8 0 0 蛍光内視鏡装置
- L w 白色光
- L s 参照光
- L r 励起光
- K j 自家蛍光
- Z j 自家蛍光像

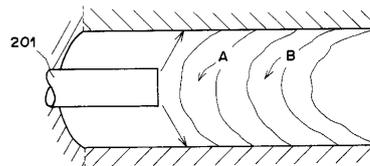
【 図 1 】



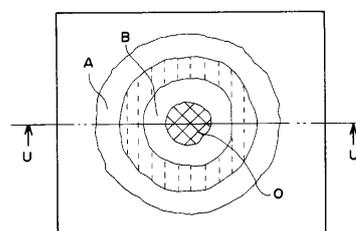
【 図 2 】



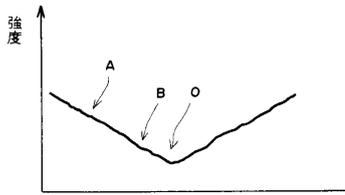
【 図 3 】



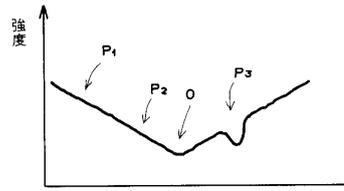
【 図 4 】



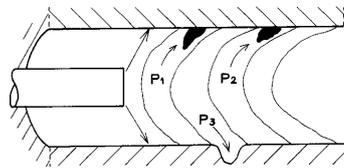
【図5】



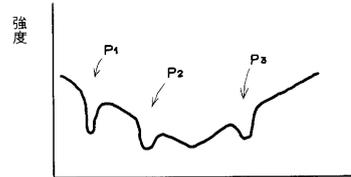
【図8】



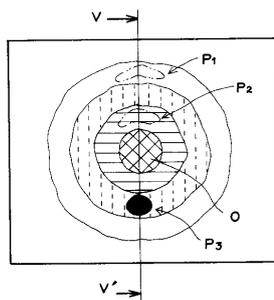
【図6】



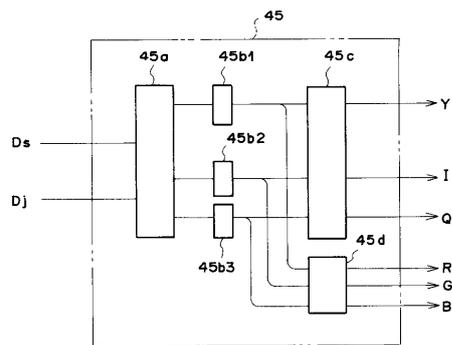
【図9】



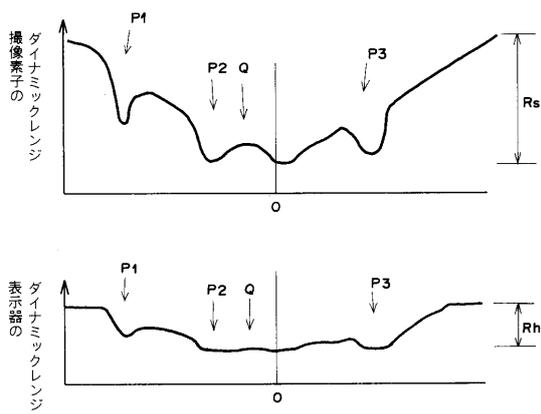
【図7】



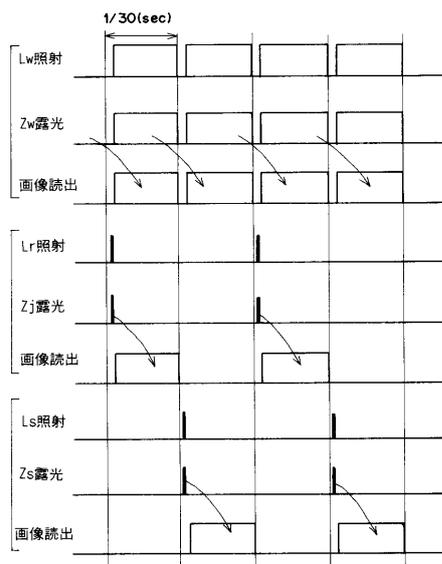
【図10】



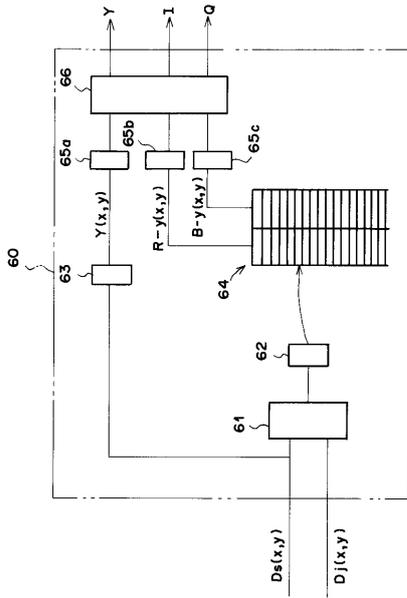
【図11】



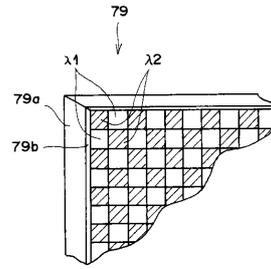
【図12】



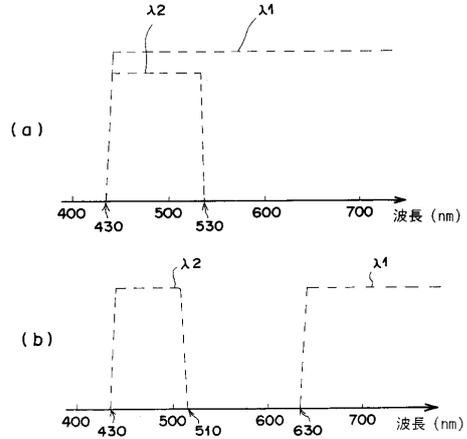
【 図 1 3 】



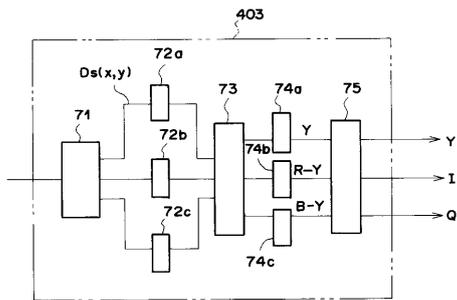
【 図 1 4 】



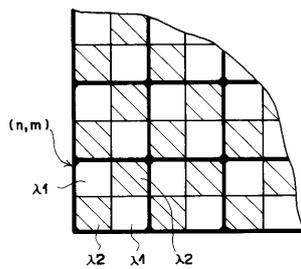
【 図 1 5 】



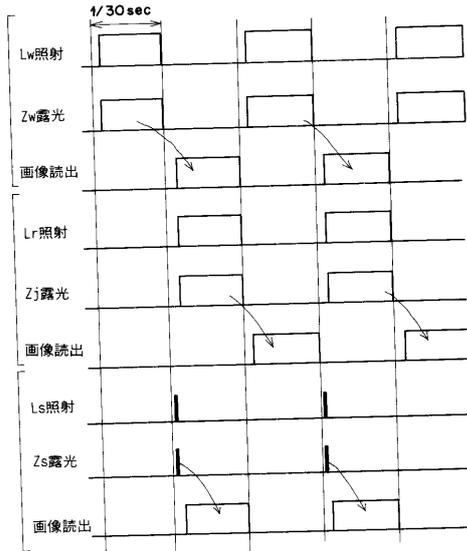
【 図 1 6 】



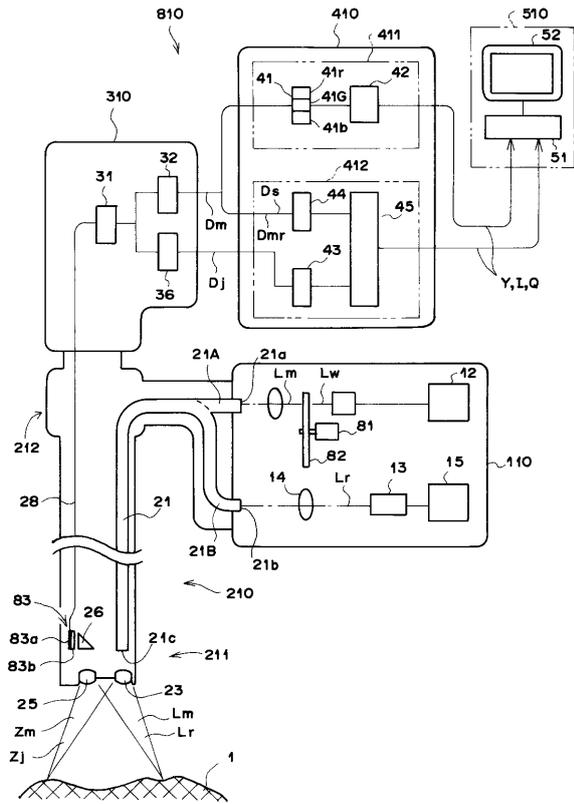
【 図 1 7 】



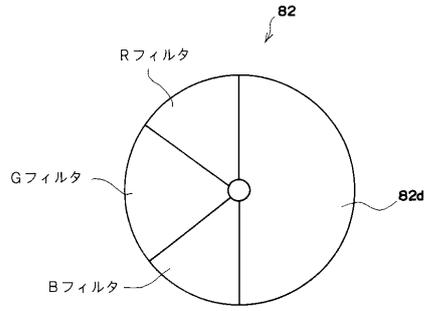
【 図 1 8 】



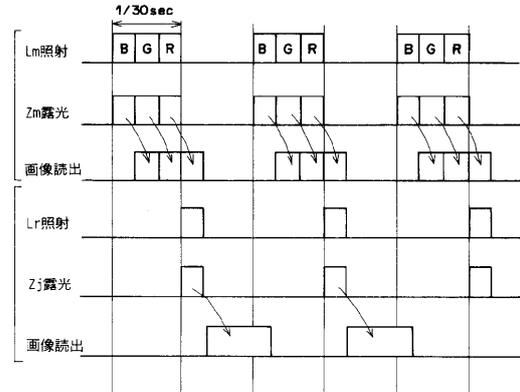
【図19】



【図20】



【図21】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特表平10-500588(JP,A)  
特開平02-224635(JP,A)  
特開平07-155292(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00-1/32  
G01N 21/64