

(19)日本国特許庁（ J P ）

(12) 公 開 特 許 公 報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2001 - 224549

(P2001 - 224549A)

(43)公開日 平成13年8月21日(2001.8.21)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00	300 D 2 H 0 4 0
			300 T 4 C 0 6 1
1/04	362	1/04	362 Z
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B
23/26		23/26	D

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 12数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2000 - 41777(P2000 - 41777)

(22)出願日 平成12年2月18日(2000.2.18)

(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

(72)発明者 袴田 和男

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

(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

(74)代理人 100073184

弁理士 柳田 征史 (外 1 名)

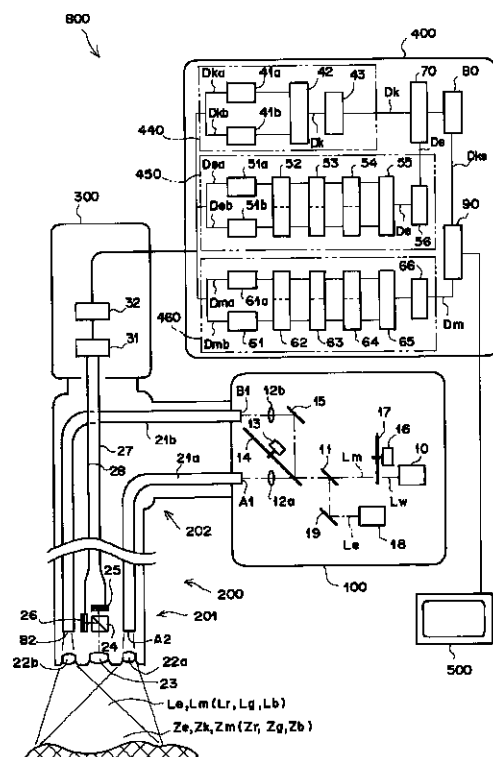
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡画像取得方法および装置

(57)【要約】

【課題】 内視鏡画像取得方法および装置において、光の照射により生体組織によって反射された正反射光の影響を正確に除去した画像を取得する。

【解決手段】 光源100から射出され内視鏡ユニット200を経由して伝搬された光の照射を受けた生体組織1によって反射された反射光を内視鏡ユニット200によって撮像し、さらに2次元画像データに変換して演算ユニット400に記憶し、演算ユニット400においてこの2次元画像データを演算して反射画像を取得するにあたり、前記2次元画像データにローパスフィルタ処理を施して反射画像を取得する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、
前記反射光を検出して得た画像にローパスフィルタ処理を施して前記反射画像を取得することを特徴とする内視鏡画像取得方法。

【請求項 2】 光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、
前記反射光を検出して得た画像に微分フィルタ処理を施して該画像の中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、該正反射画像領域内の画像値を該正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換えて前記反射画像を取得することを特徴とする内視鏡画像取得方法。

【請求項 3】 光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、
前記光の照射を 2 つの互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで行い、前記 2 つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記 2 つの光の反射光をそれぞれ画像として検出し、この検出した 2 つの画像の差を求めることにより各画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、各画像の前記正反射画像領域内の画像値をそれぞれその正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換え、該置き換えられた 2 つの画像を加算することによって前記反射画像を取得することを特徴とする内視鏡画像取得方法。

【請求項 4】 光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、
前記光の照射を 2 つの互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで行い、前記 2 つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記 2 つの光の反射光をそれぞれ画像として検出し、この検出した 2 つの画像にそれぞれローパスフィルタ処理を施し、該ローパスフィルタ処理が施された 2 つの画像を加算することにより前記反射画像を取得することを特徴とする内視鏡画像取得方法。

【請求項 5】 生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、
前記画像取得手段が、前記反射光を検出して得た画像にローパスフィルタ処理を施すことによって反射画像を取得するものであることを特徴とする内視鏡画像取得装置。

【請求項 6】 前記ローパスフィルタ処理が 1 次元のロ

ーパスフィルタ処理を行うものであることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 7】 前記ローパスフィルタ処理が 2 次元のローパスフィルタ処理を行うものであることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 8】 生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、
前記画像取得手段が、前記反射光を検出して得た画像に微分フィルタ処理を施して該画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、該正反射画像領域内の画像値を該正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換えて前記反射画像を取得するものであることを特徴とする内視鏡画像取得装置。

【請求項 9】 前記微分フィルタ処理が 1 次元の微分フィルタ処理を行うものであることを特徴とする請求項 8 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 10】 前記微分フィルタ処理が 2 次元の微分フィルタ処理を行うものであることを特徴とする請求項 8 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 11】 生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、
前記照射手段が、前記生体組織に対して互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで 2 つの光を照射するものであり、

前記検出手段が、前記 2 つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記 2 つの光の反射光をそれぞれの画像として検出するものであり、
前記画像取得手段が、前記検出された 2 つの画像の差を求めることにより、各画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、各画像の前記正反射画像領域内の画像値をそれぞれその周辺の正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換え、該置き換えられた 2 つの画像を加算することによって前記反射画像を取得するものであることを特徴とする内視鏡画像取得装置。

【請求項 12】 生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、
前記照射手段が、前記生体組織に対して互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで 2 つの光を照射するものであり、

前記検出手段が、前記 2 つの光の照射を受けた前記生

組織によって反射された前記 2 つの光の反射光をそれぞれの画像として検出するものであり、

前記画像取得手段が、前記検出された 2 つの画像にそれぞれローパスフィルタ処理を施し、該ローパスフィルタ処理が施された 2 つの画像を加算することによって前記反射画像を取得するものであることを特徴とする内視鏡画像取得装置。

【請求項 13】 前記生体組織に、励起光を照射する励起光照射手段と該励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光を画像として検出する蛍光画像検出手段とをさらに備え、前記画像取得手段が、前記蛍光画像と前記反射画像との比率に基づき蛍光収率画像を取得するものであることを特徴とする請求項 5 から 12 いずれか 1 項記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 14】 前記反射画像が、前記励起光の反射光によって形成されたものであることを特徴とする請求項 13 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 15】 前記反射画像が、前記照射手段によって照射された近赤外光の反射光によって形成されたものであることを特徴とする請求項 13 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 16】 前記反射画像が、前記照射手段によって照射された赤色の波長領域の反射光によって形成されたものであることを特徴とする請求項 13 記載の内視鏡画像取得装置。

【請求項 17】 前記反射画像が、前記照射手段によって照射された前記光の反射光に基づいて生成された輝度信号によって形成されたものであることを特徴とする請求項 13 記載の内視鏡画像取得装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、光を照射することにより生体組織によって反射された反射光に基づき前記生体組織の画像を取得する内視鏡画像取得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、体腔内の生体組織を観察する内視鏡が広く用いられており、照明光が照射された体腔内の生体組織を CCD 等の撮像素子によって画像として撮像し、この画像を TV モニタ上で観察する電子式の内視鏡が広く実用化されている。また、体腔内の生体組織に励起光を照射し、この励起光の照射により生体組織から発生した蛍光の強度と生体組織が受光した前記励起光の強度との比率に基づき蛍光収率を表す画像を得、可視画像として表示することにより生体の組織性状を観察する内視鏡装置も提案されている。

【0003】なお、蛍光収率は、同一強度の励起光が生体の正常組織および癌組織によって受光された場合に正常組織から発生する蛍光の強度が癌組織から発生する蛍

光の強度より高いことに基づき癌組織と正常組織とを識別する指標であり、生体組織から発生した蛍光の強度とこの生体組織が受光した励起光の強度との比率によって表されるが、生体組織が受光した励起光の強度は直接測定することができないので、生体組織で反射された励起光の強度によって生体組織が受光した励起光の強度を代替することにより求められるものである。

【0004】上記のように体腔内の生体組織を観察する場合には、生体組織に照射された光が生体組織を覆っている粘膜等を透過し、この粘膜下の生体組織によって反射された拡散反射光を撮像素子上に結像し撮像することにより、生体組織を表す画像を得ているが、生体組織に照射された光が生体組織を覆っている粘膜や血液によって正反射（鏡面反射）されることにより直接撮像素子の受光面上に入射することがあり、この撮像素子の受光面上に入射した正反射光は高い輝度の輝点として生体組織を表す画像中表示されて観察の妨げとなるので、このような正反射光による輝点を除去する研究が行われている。具体的には、偏光フィルタを介して光の照射および撮像を行うことにより、正反射による輝点の光量を減衰させる方式（特公平 3-74367 号）、生体組織の粘膜上に液体を充填して粘膜の境界面における反射率を低減して輝点の光量を減衰させる方式（特公平 4-65684 号）あるいは撮像素子の入射光路に偏光素子を挿入し S 偏光と P 偏光を受けた画像を取得し、その画像から演算処理により輝点を除去した反射像を取得する方式（特開平 5-340728）等が提案されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、偏光フィルタを介して光の照射および撮像を行うことにより正反射による輝点の光強度を減衰させる方式は、光学系に偏向フィルターを付加し、この偏光フィルタを通して励起光を生体組織に照射するので、励起光の強度が弱まり、検出される光の光量不足や色再現性が悪くなるという問題が生じ、また、生体組織の粘膜上に液体を充填して粘膜の境界面における反射率を低減して輝点の光量を減衰させる方式は、膀胱等の液体が充填されている生体器官においては実現の可能性があるものの気管支や胃などでは現実的には実現困難であり、また、撮像素子の入射光路に偏光素子を挿入し S 偏光と P 偏光を受けた画像を取得し、その画像間の演算処理により輝点を除去する方式は、内視鏡先端に偏光方向を制御可能な素子を実装することが難しく実現困難である。

【0006】本発明は、上記の事情に鑑みてなされたものであり、生体組織に照射された光の反射光を検出することにより得られた画像に含まれる正反射光による輝点によって他の領域の生体組織の観察が妨げられるという悪影響を軽減した画像を取得することができる内視鏡画像取得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。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明の第1の内視鏡画像取得方法は、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、前記反射光を検出して得た画像にローパスフィルタ処理を施して前記反射画像を取得することを特徴とする。

【0008】本発明の第2の内視鏡画像取得方法は、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、前記反射光を検出して得た画像に微分フィルタ処理を施して該画像の中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、該正反射画像領域内の画像値を該正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換えて前記反射画像を取得することを特徴とする。

【0009】本発明の第3の内視鏡画像取得方法は、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、前記光の照射を2つの互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで行い、前記2つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記2つの光の反射光をそれぞれ画像として検出し、この検出した2つの画像の差を求めることにより各画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、各画像の前記正反射画像領域内の画像値をそれぞれその正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換え、該置き換えられた2つの画像を加算することによって前記反射画像を取得することを特徴とする。

【0010】本発明の第4の内視鏡画像取得方法は、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得する内視鏡画像取得方法であって、前記光の照射を2つの互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで行い、前記2つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記2つの光の反射光をそれぞれ画像として検出し、この検出した2つの画像にそれぞれローパスフィルタ処理を施し、該ローパスフィルタ処理が施された2つの画像を加算することにより前記反射画像を取得することを特徴とする。

【0011】本発明の第1の内視鏡画像取得装置は、生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、前記画像取得手段が、前記反射光を検出して得た画像にローパスフィルタ処理を施すことにより反射画像を取得するものであることを特徴とする。

【0012】前記ローパスフィルタ処理は1次元のローパスフィルタ処理を行うものとすることができる。

【0013】前記ローパスフィルタ処理は、2次元の口

ーパスフィルタ処理を行うものとすることができる。

【0014】本発明の第2の内視鏡画像取得装置は、生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、前記画像取得手段が、前記反射光を検出して得た画像に微分フィルタ処理を施して該画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、該正反射画像領域内の画像値を該正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換えて前記反射画像を取得するものであることを特徴とする内視鏡画像取得装置。

【0015】前記微分フィルタ処理は1次元の微分フィルタ処理を行うものとすることができる。

【0016】前記微分フィルタ処理は2次元の微分フィルタ処理を行うものとすることができる。

【0017】本発明の第3の内視鏡画像取得装置は、生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、前記照射手段が、前記生体組織に対して互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで2つの光を照射するものであり、前記検出手段が、前記2つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記2つの光の反射光をそれぞれの画像として検出するものであり、前記画像取得手段が、前記検出された2つの画像の差を求めることにより、各画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、各画像の前記正反射画像領域内の画像値をそれぞれその周辺の正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換え、該置き換えられた2つの画像を加算することによって前記反射画像を取得するものであることを特徴とする。

【0018】本発明の第4の内視鏡画像取得装置は、生体組織に光を照射する照射手段と、前記光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光を画像として検出する検出手段と、前記画像に基づいて反射画像を取得する画像取得手段とを備えた内視鏡画像取得装置であって、前記照射手段が、前記生体組織に対して互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで2つの光を照射するものであり、前記検出手段が、前記2つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記2つの光の反射光をそれぞれの画像として検出するものであり、前記画像取得手段が、前記検出された2つの画像にそれぞれローパスフィルタ処理を施し、該ローパスフィルタ処理が施された2つの画像を加算することによって前記反射画像を取得するものであることを特徴とする。

【0019】前記生体組織に、励起光を照射する励起光

照射手段と該励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光を画像として検出する蛍光画像検出手段とをさらに備え、前記画像取得手段は、前記蛍光画像と前記反射画像との比率に基づき蛍光収率画像を取得するものとすることができる。

【0020】前記反射画像は、前記励起光の反射光によって形成されたものとすることができる。

【0021】前記反射画像は、前記照射手段によって照射された近赤外光の反射光によって形成されたものとすることができる。

【0022】前記反射画像は、前記照射手段によって照射された赤色の波長領域の反射光によって形成されたものとすることができる。

【0023】前記反射画像は、前記照射手段によって照射された前記光の反射光に基づいて生成された輝度信号によって形成されたものとすることができる。

【0024】なお、前記「輝度信号」とは映像信号においてRGBの3原色を表す信号を組み合わせることによって得られる映像の輝度を表す信号を意味する。

【0025】

【発明の効果】本発明の第1の内視鏡画像取得方法および装置によれば、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得するにあたり、前記反射光を検出して得た画像に1次元または2次元等のローパスフィルタ処理を施すようにしたので、この検出された反射光に含まれる急激な輝度変化を持つ正反射画像領域の画像値の変化度合いが緩和され、その結果、正反射光を表す輝点によって他の領域の生体組織の観察が妨げられるという悪影響が軽減された反射画像を取得することができる。

【0026】本発明の第2の内視鏡画像取得方法および装置によれば、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得するにあたり、前記反射光を検出して得た画像に1次元または2次元の微分フィルタ処理を施して該画像の中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、該正反射画像領域内の画像値を該正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換えるようにしたので、この検出された反射光に含まれる極端に高い輝度を持つ正反射光を表す領域、すなわち正反射画像領域を正確に特定できると共に、この正反射光の高い輝度を表す領域の画像値が、生体組織の観察に適した周辺の画像値と同等の値となる。その結果、正反射光を表す輝点によって他の領域の生体組織の観察が妨げられるという悪影響が軽減された反射画像を取得することができる。

【0027】本発明の第3の内視鏡画像取得方法および装置によれば、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得するにあたり、前記光の照射を2つの互いに異なる位置からそ

れぞれ異なるタイミングで行い、前記2つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記2つの光の反射光をそれぞれ画像として検出し、この検出した2つの画像の差を求めることにより各画像中の前記光の正反射光を表す正反射画像領域を特定し、各画像の前記正反射画像領域内の画像値をそれぞれその正反射画像領域の周辺の画像値に基づいて決定した修正値に置き換え、該置き換えられた2つの画像を加算するようにしたので、光の照射位置によって異なる領域に現われる正反射光を表す領域、すなわち正反射画像領域を正確に特定できると共に、この正反射光の高い輝度を表す領域の画像値が、生体組織の観察に適した周辺の画像値と同等の値となる。その結果、正反射光を表す輝点によって、他の領域の生体組織の観察が妨げられるという悪影響が軽減された反射画像を取得することができる。

【0028】本発明の第4の内視鏡画像取得方法および装置によれば、光の照射を受けた生体組織によって反射された前記光の反射光に基づいて反射画像を取得するにあたって、前記光の照射を2つの互いに異なる位置からそれぞれ異なるタイミングで行い、前記2つの光の照射を受けた前記生体組織によって反射された前記2つの光の反射光をそれぞれ画像として検出し、この検出した2つの画像にそれぞれローパスフィルタ処理を施し、該ローパスフィルタ処理が施された2つの画像を加算するようにしたので、光の照射位置によって異なる領域に現われる正反射光を表す領域、すなわち正反射画像領域を正確に特定できると共に、この検出された反射光に含まれる急激な輝度変化を持つ正反射画像領域の画像値の変化度合いが緩和される。その結果、正反射光を表す輝点によって他の領域の生体組織の観察が妨げられるという悪影響が軽減された反射画像を取得することができる。

【0029】なお、前記生体組織に、励起光を照射する励起光照射手段と該励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光を画像として検出する蛍光画像検出手段とをさらに備え、前記画像取得手段を、前記蛍光画像と前記反射画像との比率に基づき蛍光収率画像を取得するものとすれば、正確な蛍光収率を表す蛍光収率画像を取得することができる。

【0030】また、前記反射画像を、前記励起光の反射光によって形成されたものとすれば、正確な蛍光収率を表す蛍光収率画像を取得することができる。

【0031】また、前記反射画像を、前記照射手段によって照射された赤色の波長領域の反射光または近赤外光の反射光によって形成されたものとすれば、正確な蛍光収率を表す蛍光収率画像を取得することができる。

【0032】また、前記反射画像が、前記照射手段によって照射された前記光の反射光に基づいて生成された輝度信号によって形成されたものとすれば、正確な蛍光収率を表す蛍光収率画像を取得することができる。

【0033】

【発明の実施の形態】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。図1は、本発明の内視鏡画像取得方法を実施する内視鏡画像取得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。

【0034】本発明の第1の実施の形態による蛍光内視鏡装置800は、白色光Lwおよび波長410nmの励起光Leを射出する光源ユニット100、光源ユニット100から射出された励起光Leを、A側光ファイバ21aおよびB側光ファイバ21bを通して生体組織1に照射し、この励起光Leの照射により生体組織1によって反射された励起光による生体組織1の像を短波長撮像素子25によって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200、内視鏡ユニット200から出力された画像信号を入力し雑音抑制、欠陥補正および映像信号処理等のプロセス処理を施しさらに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300、中継ユニット300から出力された2次元画像データを入力し、この2次元画像データに含まれる後述する正反射画像領域のデータを修正し反射画像を得、さらに蛍光収率を表す蛍光収率画像を求める演算ユニット400および演算ユニット400によって取得された蛍光収率画像を表示する表示器500から構成されている。

【0035】光源ユニット100には、A側光ファイバ21aの端面A1およびB側光ファイバ21bの端面B1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、励起光Leの波長領域を反射し白色光Lwの波長領域を透過するダイクロイックミラー11に入射する。

【0036】なお、白色光光源10とダイクロイックミラー11の間にはモータ16の回転軸に回転可能に取り付けられた図2に示すようなカラー3原色RGBの3つのフィルタおよび遮光フィルタを備えた円盤状の回転フィルタ17が配置され、この回転フィルタが回転す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赤色光Lr、緑色光Lgおよび青色光Lbからなる面順次光Lmに時分割される。

【0037】この面順次光Lmは、ダイクロイックミラー11を透過し、モータ13の回転軸に回転可能に取り付けられた図3に示すような光を透過する透過板14aと光を反射する反射板14bとが交互に配設され一体化された回転反射透過板14によって2つの光路に分岐され、透過板14aを透過した面順次光Lmは集光レンズ12aによって集光され端面A1に入射し、反射板14bによって反射された面順次光Lmは、さらに反射ミラー15によって反射され集光レンズ12bによって集光され端面B1に入射する。

【0038】また、励起光光源18から射出された励起光Leは、反射ミラー19によって反射され、さらにダ

イクロイックミラー11によって反射されて回転反射透過板14に入射し上記と同様に2つの光路に分岐されて端面A1および端面B1にそれぞれ異なるタイミングで入射する。

【0039】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および中継ユニット300が接続された操作部202とから構成され、A側光ファイバ21aおよびB側光ファイバ21bが操作部202から先端部201に亘って施設されている。

【0040】A側光ファイバ21aとA側照射レンズ22aとはAチャンネルを構成し、A側光ファイバ21aの端面A1に入射した面順次光Lmおよび励起光Leは、A側光ファイバ21a内を伝搬してその端面A2から射出されA側照射レンズ22aを通して生体組織1に照射される。一方、B側光ファイバ21bとB側照射レンズ22bとはBチャンネルを構成し、B側光ファイバ21bの端面B1に入射した面順次光Lmおよび励起光Leは、B側光ファイバ21b内を伝搬してその端面B2から射出されB側照射レンズ22bを通して生体組織1に照射される。

【0041】励起光Leの照射により生体組織1によって反射された励起光による生体組織1の像（以後励起光像Zeと呼ぶ）は、先端部201に配設された対物レンズ23を通して410nmの波長の光を透過し410nmを越える波長の光を反射するダイクロイックキューブビームスプリッタ24に入射し、さらにその内部を透過して短波長撮像素子25上に結像され撮像されて電気的な画像信号に変換されケーブル27によって中継ユニット300に伝送される。

【0042】励起光Leの照射により生体組織1から発生した蛍光による生体組織1の像（以後蛍光像Zkと呼ぶ）およびRGBの面順次光Lmの照射により生体組織1によって反射された生体組織1の像（以後面順次光像Zmと呼ぶ）は、それぞれ異なるタイミングで対物レンズ23に入射し、ダイクロイックキューブビームスプリッタ24によってその光路は略直角に向きを変えられて長波長撮像素子26上に結像され撮像されて電気的な画像信号に変換されケーブル28によって中継ユニット300に伝送される。

【0043】なお、上記面順次光像Zmは、RGBの面順次光である赤色光Lr、緑色光Lgおよび青色光Lbの照射により生体組織1によって反射された生体組織1のそれぞれの像である赤色光像Zr、緑色光像Zgおよび青色光像Zbの3つの像をまとめて指すものである。

【0044】中継ユニット300には、内視鏡ユニット200からケーブル27、28によって伝送された画像信号を入力し雑音抑制、欠陥補正および映像信号処理等のプロセス処理を行うプロセス回路部31およびプロセス処理が施された画像信号をA/D変換し2次元画像データとして出力するA/D変換器32が配設されてい

る。

【0045】演算ユニット400は、中継ユニット300によって2次元画像データに変換された蛍光像Zkの加算処理を行う蛍光画像処理部440、2次元画像データに変換された励起光像Zeに含まれる正反射光による輝点を除去する画像処理を行う励起光画像処理部450、および2次元画像データに変換された面順次光像Zmに含まれる正反射光による輝点を除去する画像処理を行う面順次光画像処理部460から構成されている。

【0046】蛍光画像処理部440によって処理された2次元画像データと励起光画像処理部450によって処理された2次元画像データとは蛍光収率演算器70に入力され、蛍光収率を求める演算が施されてその結果は蛍光収率画像データとして蛍光収率画像メモリ80に記憶される。蛍光収率画像メモリ80に記憶された蛍光収率画像データと、面順次光画像処理部460から出力された反射画像を表す反射面順次光画像データとは、共に表示信号処理回路90に入力され、それぞれの2次元画像データは表示信号に変換され表示器500に伝送されて表示される。

【0047】次に、上記の実施の形態における作用について説明する。まず始めにAチャンネルおよびBチャンネルから照射される光のタイミングについて説明する。白色光光源10は常に点灯されており、白色光光源10から射出された光は回転フィルタ17を透過することにより図4に示すように面順次光として赤色光Lr、緑色光Lg、青色光Lbに順次分離されダイクロイックミラー11を透過する。そして、さらに回転フィルタ17が回転すると遮光フィルタによって光が遮光され回転フィルタ17の回転による1サイクルが終了する。一方、遮光フィルタにより白色光Lwが遮光されている間に励起光光源18が点灯し励起光Leが射出されダイクロイックミラー11によって反射され、励起光Leは、赤色光Lr、緑色光Lgおよび青色光Lbと共通の光路に互いに異なるタイミングで伝搬される。

【0048】つづいて、共通の光路を異なるタイミングで伝搬する赤色光Lr、緑色光Lg、青色光Lbおよび励起光Leは、回転フィルタ17に同期して回転している回転反射透過板14によってさらに2つの光路に分離されて図4に示すようなタイミングでそれぞれAチャンネルの端面A1およびBチャンネルの端面B1に入射する。従って、AチャンネルとBチャンネルとから交互に同じ波長領域の光が生体組織1に向けて照射される1対の動作が繰り返され、さらにその照射される光の波長領域が順次変更される。

【0049】次に、AチャンネルおよびBチャンネルを通して各波長領域の光が照射され、生体組織1が撮像されて2次元画像データに変換され、さらに画像処理が施される場合について説明する。

【0050】励起光LeをAチャンネルから照射するこ

とにより生体組織1から発生した蛍光によるA側蛍光像Zkaは、対物レンズ23およびダイクロイックキューブビームスプリッタ24を介して長波長撮像素子26によって撮像され中継ユニット300を介して蛍光画像処理部440のA側蛍光画像メモリ41aにA側蛍光画像データDkaとして記憶される。一方、励起光LeをBチャンネルから照射し上記と同様のプロセスによって得られたB側蛍光画像データDkbは蛍光画像処理部440のB側蛍光画像メモリ41bに記憶される。

【0051】励起光LeをAチャンネルから照射することにより形成された生体組織1のA側励起光像Zeaは、対物レンズ23およびダイクロイックキューブビームスプリッタ24を介して短波長撮像素子25によって撮像され中継ユニット300を介して励起光画像処理部450のA側励起光画像メモリ51aにA側励起光画像データDeaとして記憶される。一方、励起光LeをBチャンネルから照射することにより上記と同様に得られたB側励起光画像データDebは励起光画像処理部450のB側励起光画像メモリ51bに記憶される。

【0052】RGBの面順次光LmをAチャンネルから照射することにより形成された生体組織1のA側面順次光像Zmaは、対物レンズ23およびダイクロイックキューブビームスプリッタ24を介して長波長撮像素子26によって撮像され中継ユニット300を介して面順次光画像処理部460のA側面順次光メモリ61aにA側面順次光画像データDma(A側赤色光画像データDra、A側緑色光画像データDgaおよびA側青色光画像データDba)として記憶される。一方RGBの面順次光LmをBチャンネルから照射することにより生じた生体組織1のB側面順次光像Zmbは、上記Aチャンネルと同様のプロセスを経てB側面順次光メモリ61bに記憶される。

【0053】蛍光画像処理部440においては、A側蛍光画像メモリ41aに記憶されたA側蛍光画像データDkaおよびB側蛍光画像メモリ41bに記憶されたB側蛍光画像データDkbは加算器42に入力され、それぞれの画像データの値は対応する各画素位置毎に加算されその結果は蛍光画像データDkとして蛍光画像メモリ43に記憶される。

【0054】励起光画像処理部450においては、A側励起光画像メモリ51aに記憶されたA側励起光画像データDeaは、ローパスフィルタ52によってローパスフィルタ処理が施され、微分フィルタ53によって微分フィルタ処理が施されてさらに置換処理器54によって置換処理が施され加算器55に入力される。一方、B側励起光画像メモリ51bに記憶されたB側励起光画像データDebも上記と同様の処理が施され加算器55に入力される。加算器に入力された上記AチャンネルおよびBチャンネルから得られた2次元画像データの値は対応する各画素位置毎に加算され反射励起光画像データDe

として励起光画像メモリ 56 に記憶される。

【0055】面順次光画像処理部 460 においても、上記励起光画像処理部 450 と同様に A 側面順次光画像メモリ 61a に記憶された A 側面順次光画像データ Dma は、ローパスフィルタ 62 によってローパスフィルタ処理が施され、微分フィルタ 63 によって微分フィルタ処理が施されてさらに置換処理器 64 によって置換処理が施され加算器 65 に入力される。一方、B 側面順次光画像メモリ 61b に記憶された B 側面順次光画像データ Dmb も上記と同様の処理が施され加算器 65 に入力される。加算器に入力された上記 A チャンネルおよび B チャンネルの 2 次元画像データの値は対応する各画素位置毎に加算され反射面順次光画像データ Dm として面順次光画像メモリ 66 に記憶される。

【0056】蛍光画像メモリ 43 に記憶された蛍光画像データ Dk と励起光画像メモリ 56 に記憶された反射励起光画像データ De とは蛍光収率演算器 70 に入力され、蛍光収率を表す蛍光収率画像データ Dks が求められる。すなわち、 $Dks = Dk / De$ の演算が各画素位置毎に施され、蛍光収率画像データ Dks が算出されてその結果は蛍光収率画像メモリ 80 に記憶される。

【0057】次に、面順次光画像メモリ 66 に記憶された反射面順次光画像データ Dm および蛍光収率画像メモリ 80 に記憶された蛍光収率画像データ Dks は表示信号処理回路 90 に入力され、表示信号処理回路 90 によってこれらの 2 次元画像データは表示信号に変換され反射面順次光画像および蛍光収率画像として表示器 500 に同時に表示される。

【0058】ここで、励起光画像処理部 450 で施される処理の詳細について説明する。A 側励起光画像メモリ 51a に記憶された A 側励起光画像データ Dea が担持する画像は、図 5 に示すように A チャンネルから照射された照射光が生体組織 1 によって正反射された光を短波長撮像素子 25 が受光したために生じた大きな輝点 Pa1 および小さな輝点 Pa2 と、A チャンネルから照射された照射光が生体組織 1 によって散乱反射された光を短波長撮像素子 25 が受光することにより得られた生体組織 1 の形状を表す領域とから構成されている。

【0059】これらの輝点を含む 2 次元画像データにローパスフィルタ 52 によってローパスフィルタ処理を施すと、具体的には図 6 に示すようにこの 2 次元画像データに 5×5 の移動平均オペレータによるローパスフィルタ処理を施すと、小さな輝点 Pa2 の領域は散乱反射によって得られた周辺の領域と同等の値となり除去されるが、低周波からなる大きな輝点 Pa1 は除去することができない。そこで、次に微分フィルタ 53 によって大きな輝点 Pa1 の境界領域の急峻な立ち上がりを検出し、その領域を特定する。すなわち、図 7 に示す 3×3 の微分オペレータによる微分処理を大きな輝点 Pa1 を含む 2 次元画像データに施し、予め設定された閾値を越える

領域を正反射画像領域として特定する。そしてこの特定された正反射画像領域の位置データおよびローパスフィルタ処理が施された 2 次元画像データは置換処理器 54 に入力され、図 8 に示すようにこの特定された輝点 Pa1 を表す正反射画像領域の周辺の領域 Qa1 の画像値の平均値を、この正反射画像領域の画像値と置き換える置換処理が施される。

【0060】一方、B 側励起光画像メモリ 51b に記憶された B 側励起光画像データ Deb も上記 A 側励起光画像データ Dea とほぼ同様の画像を担持しており上記 A チャンネルと同様に正反射光による輝点を除去するためのローパスフィルタ処理、微分処理および置換処理が施される。

【0061】なお、生体組織 1 を撮像する光学系の光路は、A チャンネルから光が照射された場合も B チャンネルから光が照射された場合も共に共通なので、図 9 (a)、(b) に示すように散乱反射光によって得られる両者の画像は一致し、A チャンネルから光が照射された場合の正反射光による輝点 v1、v2、v3 と B チャンネルから光が照射された場合の正反射光による輝点 w1、w2、w3 との位置だけがそれぞれの画像によって異なるので、上記置換処理が施された A チャンネルおよび B チャンネルの 2 つの 2 次元画像データは加算器 56 に入力され加算され平均化されて、正反射光による輝点の影響はさらに軽減される。そして、この輝点の影響が軽減された 2 次元画像データは反射励起光画像データ Dr として励起光画像メモリ 56 に入力され記憶される。

【0062】なお上記画像処理の過程は面順次光画像処理部 460 においても同様であり、面順次光画像処理部 460 に入力された A 側面順次光画像データ Dma および B 側面順次光画像データ Dmb に対しても輝点を除去するローパスフィルタ処理、微分処理、置換処理および加算処理が施され、これらの処理が施された 2 次元画像データは反射面順次光画像データ Dm として面順次光画像メモリ 66 に入力され記憶される。

【0063】このような正反射画像領域の処理により、最終的に表示される反射面順次光画像（反射画像）および蛍光収率画像による生体組織の観察が正反射光による輝点の影響によって妨げられるという悪影響が軽減され、より正確に生体の組織性状を観察することができる。

【0064】本発明の第 2 の実施の形態は、図 10 に示すように演算ユニット 600 に、蛍光画像処理部 610、励起光画像処理部 620、面順次光画像処理部 630、蛍光収率演算器 640、蛍光収率メモリ 650 および表示信号処理回路 660 が配置され、その他の構成および作用は第 1 の実施の形態と同じものである。

【0065】第 1 の実施の形態と同様に、A チャンネルと B チャンネルとから励起光 Le の照射を受けた生体組織 1 から発生した蛍光によって形成された生体組織 1 の

蛍光像、AチャンネルとBチャンネルとから励起光 L_e の照射を受けた生体組織 1 によって反射された反射励起光によって形成された生体組織 1 の励起光像、および A チャンネルと B チャンネルとから面順次光 L_m 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って形成された生体組織 1 の面順次光像は、それぞれ撮像され画像信号に変換され A/D 変換されて 2 次元画像データとして演算ユニット 600 に出力される。

【0066】演算ユニット 600 に入力された A 側蛍光画像データ D_{ka} および B 側蛍光画像データ D_{kb} は、10 蛍光画像処理部 610 の A 側蛍光画像メモリ 611a および B 側蛍光画像メモリ 611b に記憶され、演算ユニット 600 に入力された A 側励起光画像データ D_{ea} および B 側励起光画像データ D_{eb} は励起光画像処理部 620 の A 側励起光画像メモリ 621a および B 側励起光画像メモリ 621b に記憶され、演算ユニット 600 に入力された A 側面順次光画像データ D_{ma} および B 側面順次光画像データ D_{mb} は面順次光画像処理部 630 の A 側面順次光画像メモリ 631a および B 側面順次光画像メモリ 631b に記憶される。

【0067】蛍光画像処理部 610 において、A 側蛍光画像メモリ 611a に記憶された A 側蛍光画像データ D_{ka} および B 側蛍光画像メモリ 611b に記憶された B 側蛍光画像データ D_{kb} は加算器 612 に入力され、それぞれの画像データの値は対応する各画素位置毎に加算され蛍光画像データ D_k として蛍光画像メモリ 613 に記憶される。

【0068】励起光画像処理部 620 において、A 側励起光画像メモリ 621a に記憶された A 側励起光画像データ D_{ea} および B 側励起光画像メモリ 621b に記憶20 された B 側励起光画像データ D_{eb} は減算器 622 に入力され A 側励起光画像データ D_{ea} から B 側励起光画像データ D_{eb} が減算され、この減算の結果得られた 2 次元画像データの画像値が減算器 622 に予め入力され記憶されている正の閾値 G_a より大きくなった領域および負の閾値 G_b より小さくなった領域は、それぞれ正反射画像領域データ D_{sz} および D_{fz} として正反射画像領域メモリ 623a および 623b に出力され記憶される。

【0069】すなわち、図 11(a)、(b) に示すよ40 うに、A 側励起光画像データ D_{ea} の中に含まれる正反射光による輝点に対応する領域 U_a の画像値 (図 11(a) 参照)、および B 側励起光画像データ D_{eb} の中に含まれる正反射光による輝点に対応する領域 U_b の画像値 (図 11(b) 参照) は拡散反射光のみに基づき形成された他の領域の画像値に比べて極端に大きな値を持ち、A 側励起光画像データ D_{ea} の値から B 側励起光画像データ D_{eb} の値を減じると図 12 に示すように、領域 U_a の画像値は極端に大きな正の値となり、領域 U_b の画像値は極端に小さな負の値となって、その他の拡

散反射光のみに基づき形成された領域は A チャンネルからの励起光 L_e の照射および B チャンネルからの励起光 L_e の照射によって得られる画像値にほとんど差が無いので 0 に近い値となる。従って、A チャンネルから照射された励起光による輝点の領域および B チャンネルから照射された励起光による輝点の領域は、閾値 G_a と閾値 G_b との間に挟まれる範囲外の値となり、正反射画像領域として特定され、A チャンネルから照射された励起光による輝点の領域 U_a は正反射画像領域データ D_{sz} として正反射画像領域メモリ 623a に記憶され、B チャンネルから照射された励起光による輝点の領域 U_b は正反射画像領域データ D_{fz} として正反射画像領域メモリ 623b に記憶される。

【0070】つづいて、正反射画像領域メモリ 623a に記憶された正反射画像領域データ D_{sz} と A 側励起光画像メモリ 621a にすでに記憶されている A 側励起光画像データ D_{ea} とは置換処理器 624a に入力され、正反射画像領域として特定された領域は周辺の領域の画像値の平均値によって置換され加算器 625 に出力される。一方、正反射画像領域メモリ 623b に記憶された正反射画像領域データ D_{fz} と B 側励起光画像メモリ 621b にすでに記憶されている B 側励起光画像データ D_{eb} とは置換処理器 624b に入力され、上記と同様に正反射画像領域として特定された領域は周辺の領域の画像値の平均値によって置換され加算器 625 に出力される。加算器 625 に入力された上記 2 つの 2 次元画像データは加算されることにより平均化され、さらに輝点の影響が軽減された 2 次元画像データとなり、反射励起光画像データ D_e として励起光画像メモリ 626 に出力され記憶される。

【0071】励起光画像メモリ 626 に記憶された反射励起光画像データ D_e と蛍光画像メモリ 613 に記憶された蛍光画像データ D_k とは蛍光収率演算器 640 に入力され演算されて蛍光収率画像データ D_{ks} が求められ、すなわち、 $D_{ks} = D_k / D_e$ の演算が施され蛍光収率画像メモリ 650 に記憶される。

【0072】面順次光画像処理部 630 においても励起光画像処理部 620 と同様に、面順次光による輝点を除く処理が施された 2 次元画像データが求められ、そのデータは反射面順次光画像データ D_m として面順次光画像メモリ 636 に記憶される。

【0073】面順次光画像メモリ 636 に記憶された反射面順次光画像データ D_m および蛍光収率画像メモリ 650 に記憶された蛍光収率画像データ D_{ks} は表示信号処理回路 660 に入力され表示信号に変換されて、反射画像および蛍光収率画像として表示器 670 によって同時に表示される。

【0074】なお、前記置換処理は、正反射画像領域を周辺の領域の画像値の平均値によって置換する処理に限らず、この領域を周辺の領域の画像値で外挿したり内挿

したりすることによって補間する処理等に変更することもできる。

【0075】また、ローパスフィルタおよび微分フィルタによる処理は1次元のフィルタ処理であってもよい。

【0076】また、ローパスフィルタのオペレータは、移動平均のオペレータに限らずガウス平均のオペレータ等であってもよい。

【0077】また、蛍光収率は、蛍光像 Z_k に基づく2次元画像データと励起光像 Z_e に基づく2次元画像データとに基づいて求める方式に限らず、励起光像 Z_e の代わりに、RGBの面順次光像 Z_m の赤色光像 Z_r を用いて蛍光収率を得たり、RGBの面順次光像 Z_m の加減算によって求まる映像信号の輝度信号に相当する2次元画像データを用いて蛍光収率を得たり、近赤外光の照射によって生じた近赤外光像に基づいて蛍光収率を得たりすることができる。なお、近赤外光像を得るには、白色光をRGBの3原色に分離する回転フィルタに近赤外の波長領域の光のみを透過させるフィルタを付加した図13に示すような回転フィルタを用い、白色光を赤色光、緑色光、青色光および近赤外光に分離することにより近赤外光を得、この近赤外光を生体組織1に照射することにより近赤外光像に基づく2次元画像データを得ることができる。

【0078】また、上記短波長撮像素子25および長波長撮像素子26は、高い量子効率を持ち、かつ可視光の短波長領域にも高い感度を有する裏面入射型CCDを用いることが好ましく、その場合には、1つの撮像素子によって蛍光像 Z_k 、面順次光像 Z_m および励起光像 Z_e とを撮像することができる。この場合、蛍光像 Z_k の光強度は非常に微弱であるので裏面入射型CCDの受光感度およびダイナミックレンジ等の特性に合わせて生体組織1を照射する励起光 L_e および面順次光 L_m の強度、各フィルタの透過率および撮像するときの露光時間等が適切に調整される必要がある。

【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】回転反射透過板の詳細を示す図

【図3】回転フィルタの構造を示す図

【図4】照射光のタイミングチャート図

【図5】蛍光内視鏡装置によって撮像される生体組織を示す図

【図6】移動平均フィルタを示す図

【図7】微分フィルタを示す図

【図8】輝点とその周辺の領域を示す図

【図9】AおよびBチャンネルから照射された光によって撮像された生体組織の図

【図10】本発明の第2実施の形態による演算ユニットの概略構成を示す図

【図11】2次元画像データの各画素の値を示す図

【図12】減算された2次元画像データの各画素の値を示す図

【図13】近赤外光を透過させるフィルタを付加した回転フィルタの構造を示す図

【符号の説明】

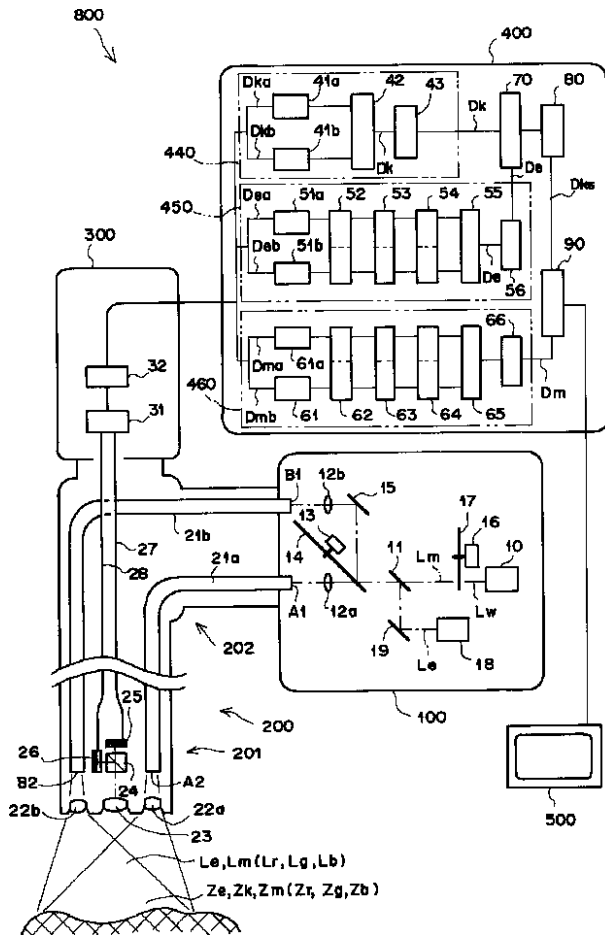
1	生体組織
10	白色光光源
11	ダイクロイックミラー
12a	集光レンズ
12b	集光レンズ
13	モータ
14	回転反射透過板
14a	透過板
14b	反射板
15	反射ミラー
16	モータ
17	回転フィルタ
18	励起光光源
19	反射ミラー
21a	A側光ファイバ
21b	B側光ファイバ
22a	A側照射レンズ
22b	B側照射レンズ
23	対物レンズ
24	ダイクロイックキューブビームスプリッタ
25	短波長撮像素子
26	長波長撮像素子
27	ケーブル
28	ケーブル
31	プロセス回路部
32	A/D変換器
70	蛍光収率演算器
90	表示信号処理回路
100	光源ユニット
200	内視鏡ユニット
201	屈曲自在な先端部
202	操作部
300	中継ユニット
400	演算ユニット
440	蛍光画像処理部
450	励起光画像処理部
460	面順次光画像処理部
500	表示器
800	蛍光内視鏡装置
A1	端面
B1	端面
L_e	励起光
L_w	白色光
L_r	赤色光
L_g	緑色光

L b	青色光
L m	面順次光
Z e	勵起光像

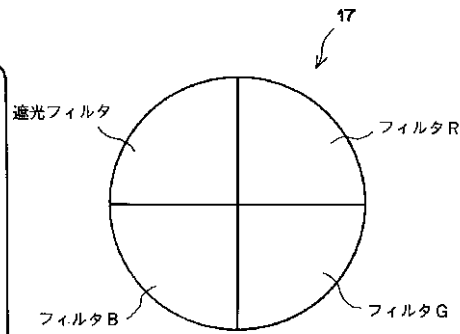
* Z k	蛍光像
Z m	面順次光像

*

【図 1】



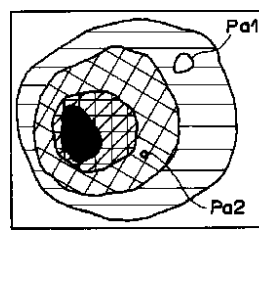
【図 2】



【図 6】

1	1	1	1	1
1	1	1	1	1
1	1	1	1	1
1	1	1	1	1
1	1	1	1	1

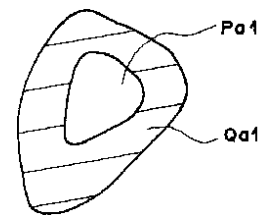
【図 5】



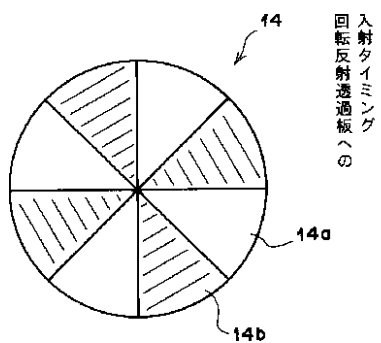
【図 7】

-1	-1	-1
-1	8	-1
-1	-1	-1

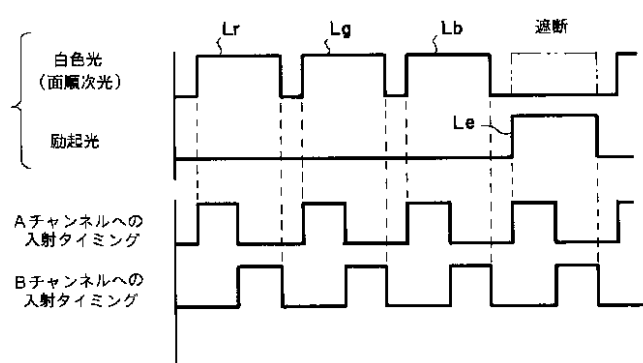
【圖 8】



【図 3】



【図 4】



专利名称(译)	内窥镜图像采集方法和装置		
公开(公告)号	JP2001224549A	公开(公告)日	2001-08-21
申请号	JP2000041777	申请日	2000-02-18
[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	袴田和男 林克巳		
发明人	袴田 和男 林 克巳		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.T A61B1/04.362.Z G02B23/24.B G02B23/26.D G02B23/26.B A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.730 A61B1/045 A61B1/045.610 A61B1/045.618 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	2H040/BA01 2H040/BA09 2H040/CA09 2H040/GA02 2H040/GA10 4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/LL01 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/QQ07 4C061/RR03 4C061/SS21 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/LL01 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/RR03 4C161/SS21		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了获得在内窥镜图像获取方法和设备中准确地去除由于光的照射而被活体组织反射的镜面反射光的影响的图像。 解决方案：活体组织1反射的反射光从光源100发出并传播到内窥镜单元200，并由内窥镜单元200成像，进而获得二维图像。 运算部400在将其转换为数据并存储在运算部400中的情况下，对该二维图像数据进行运算以获取反射图像，对该二维图像数据进行低通滤波以获取反射图像。

