

【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体組織に励起光と照明光とを互いに異なるタイミングで照射し、前記励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光による蛍光像と、前記照明光の照射を受けた生体組織によって反射された照明光による照明光像とを同一の光電変換素子により受光して、該受光した蛍光像と照明光像とをそれぞれ光電変換して前記蛍光像および照明光像をそれぞれ表すアナログ信号を取得し、該アナログ信号をデジタル値に変換して、該デジタル値を画像信号として出力する内視鏡装置の撮像方法

において、前記蛍光像を表すアナログ信号を前記照明光像を表すアナログ信号よりも大きいゲインで増幅した後にデジタル値に変換することを特徴とする内視鏡装置の撮像方法。

【請求項2】 生体組織に励起光と照明光とを互いに異なるタイミングで照射する照射手段と、前記励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光による蛍光像と前記照明光の照射を受けた生体組織によって反射された照明光による照明光像とを受光し、該受光した蛍光像と照明光像とをそれぞれ光電変換して前記蛍光像および照明光像をそれぞれ表すアナログ信号を出力する受光手段と、該アナログ信号を増幅する増幅手段と、該増幅手段により増幅されたアナログ信号をデジタル値に変換するA/D変換手段とを備えた内視鏡装置の撮像装置において、

前記増幅手段が、前記蛍光像を表すアナログ信号を、前記照明光像を表すアナログ信号よりも大きいゲインで増幅するものであることを特徴とする内視鏡装置の撮像装置。

【請求項3】 前記増幅手段が、前記蛍光像を表すアナログ信号の最大値が前記照明光像を表すアナログ信号の最大値に略等しくなるようにゲインを定めるものであることを特徴とする請求項2記載の内視鏡装置の撮像装置。

【請求項4】 前記増幅手段が、前記受光手段から出力されるアナログ信号を電圧に変換するフローティング・ディフュージョン・アンプおよび該アンプの出力電圧を増幅するA/D変換ゲイン調整アンプを備え、前記ゲインが、前記フローティング・ディフュージョン・アンプのゲインおよび/または前記A/D変換ゲイン調整アンプのゲインであることを特徴とする請求項2または3記載の内視鏡装置の撮像装置。

【請求項5】 前記ゲインが、前記デジタル値を用いて作成された前記蛍光像および照明光像の光強度の分布を示すヒストグラムに基づいて、各ヒストグラム中のそれぞれの光強度分布の最大値が略等しくなるように定められたものであることを特徴とする請求項2から4のいずれか1項記載の内視鏡装置の撮像装置。

【請求項6】 前記ゲインが、予め段階的に定められた複数の値の中から選択されるものであることを特徴とす

る請求項2から5のいずれか1項記載の内視鏡装置の撮像装置。

【請求項7】 生体組織に励起光と照明光とを互いに異なるタイミングで照射し、前記励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光による蛍光像と、前記照明光の照射を受けた生体組織によって反射された照明光による照明光像とを同一の光電変換素子により受光して、該受光した蛍光像と照明光像とをそれぞれ光電変換して前記蛍光像および照明光像をそれぞれ表すアナログ信号を取得し、A/D変換器により該アナログ信号をデジタル値に変換して、該デジタル値を画像信号として出力する内視鏡装置の撮像方法であって、

前記A/D変換器において前記蛍光像を表すアナログ信号を前記照明光像を表すアナログ信号よりも狭い入力レンジでデジタル値に変換することを特徴とする内視鏡装置の撮像方法。

【請求項8】 生体組織に励起光と照明光とを互いに異なるタイミングで照射する照射手段と、前記励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光による蛍光像と前記照明光の照射を受けた生体組織によって反射された照明光による照明光像とを受光し、該受光した蛍光像と照明光像とをそれぞれ光電変換して前記蛍光像および照明光像をそれぞれ表すアナログ信号を出力する受光手段と、該アナログ信号を増幅する増幅手段と、該増幅手段により増幅されたアナログ信号をデジタル値に変換するA/D変換器とを備えた内視鏡装置の撮像装置において、

前記A/D変換器が、前記蛍光像を表すアナログ信号を、前記照明光像を表すアナログ信号よりも狭い入力レンジでデジタル値に変換するものであることを特徴とする内視鏡装置の撮像装置。

【請求項9】 前記A/D変換器が、前記蛍光像を表すデジタル値の最大値が前記照明光像を表すデジタル値の最大値に略等しくなるように前記入力レンジを切替え可能としたことを特徴とする請求項8記載の内視鏡装置の撮像装置。

【請求項10】 前記入力レンジが、前記デジタル値を用いて作成された前記蛍光像および照明光像の光強度の分布を示すヒストグラムに基づいて、各ヒストグラム中のそれぞれの光強度分布の最大値が略等しくなるように定められたものであることを特徴とする請求項8または9記載の内視鏡装置の撮像装置。

【請求項11】 前記入力レンジが、予め段階的に定められた複数の値の中から選択されるものであることを特徴とする請求項8から10のいずれか1項記載の内視鏡装置の撮像装置。

【請求項12】 前記蛍光像が、互いに異なる複数の波長領域にそれぞれ時分割に分光された蛍光像であることを特徴とする請求項2から6、および8から11のいずれか1項記載の内視鏡装置の撮像装置。

【請求項13】 前記照明光が、近赤外光を含むものであることを特徴とする請求項2から6、および8から12のいずれか1項記載の内視鏡装置の撮像装置。

【請求項14】 前記A/D変換手段が、前記増幅手段から出力されたアナログ信号を14ビット以下のデジタル値に変換するものであることを特徴とする請求項2から6、および8から13のいずれか1項記載の内視鏡装置の撮像装置。

【請求項15】 前記受光手段が電荷増倍型の光電変換素子であることを特徴とする請求項2から6、および8から14のいずれか1項記載の内視鏡装置の撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、内視鏡装置の撮像方法および装置に関し、詳しくは、同一の光電変換素子を用いて光強度の低い蛍光像と光強度の高い照明光像とを受光する内視鏡装置の撮像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装置が広く知られており、生体組織を観察するための白色光等の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、この画像をテレビ画面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、体腔内の生体組織を白色光等で照明して観察するばかりでなく、波長410nm近傍の励起光の照射を受けた生体組織から発生した480nm近傍の波長領域の蛍光の強度と430nm~730nmに亘る波長領域の蛍光の強度との比率で表される規格化蛍光強度や、上記励起光の照射を受けて生体組織から発生した蛍光の強度と参照光である近赤外光の照射を受けた生体組織によって反射された近赤外光の強度との比率で表される蛍光収率に基づいて作成された映像によって生体の組織性状を診断する内視鏡装置も提案されている。なお、励起光は生体組織に吸収されやすく、生体組織が受光した励起光の強度の測定に使用し難いので、生体組織に吸収されにくい近赤外光や赤色光等を参照光として用い、生体組織が受光した励起光の強度の測定を行っている。

【0003】上記照明光の照射を受けた生体組織によって反射された光強度の高い照明光による照明光像と、励起光の照射を受けた生体組織から発生した光強度の低い蛍光による蛍光像とは、光強度に大きな差があるため、これらを例えば時分割して同一の撮像素子で撮像しようとする90dB程度のダイナミックレンジ(約65000階調)が必要となる。ところが、現在入手可能な通常の光電変換素子のダイナミックレンジは60dB(約1000階調)程度なので、例えば、照明光像のみを減光フィルタを通して受光し、蛍光像と照明光像とが60dB以下のダイナミックレンジの範囲内に収まるように

して受光し、これらの受光した蛍光像と照明光像とをそれぞれ光電変換して蛍光像および照明光像をそれぞれ表すアナログ信号を取得することが行なわれている。そして、これらのアナログ信号は予め定められた概略固定されたゲインで増幅された後にデジタル値に変換され、このデジタル値を用いて上記生体組織を表す映像を作成して観察を行ったり、蛍光収率や規格化蛍光強度を求めて生体の組織性状を表す映像を作成して診断を行ったりしている。

【0004】一方、90dB程度のダイナミックレンジを有する光電変換素子の検討も進められており、このようなダイナミックレンジの広い光電変換素子を用いるようにすれば、減光フィルタ等を通さずに蛍光像と照明光像とを同一撮像素子のダイナミックレンジの範囲内で受光することができ、光電変換素子によって受光される照明光像の光強度が高くなる。これにより、受光される光強度の平方根に比例して発生するフォトンノイズの割合が大幅に減少し、照明光像のS/Nを大きく改善することができるので、このようなダイナミックレンジの広い光電変換素子の内視鏡装置への適用が望まれる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、このような広いダイナミックレンジを有する光電変換素子から出力される広いダイナミックレンジを持つアナログ信号を処理する回路、例えばA/D変換回路や演算回路等は、同じ広いダイナミックレンジ(例えば90dBあるいは16ビット)を持つ回路で構成することが難しいという問題がある。すなわち、このように広いダイナミックレンジを有する回路およびこのような回路を構成する素子は一般的でなく、非常に高価なものになると共に、特に内視鏡装置において光電変換素子が内視鏡先端部に配置され細い管内を通して信号が伝送されるような場合においては、信号の伝送中にノイズが混入する虞があるという問題がある。

【0006】本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、光電変換されて出力されたアナログ信号を、階調の低下を抑えつつ、よりダイナミックレンジの狭いデジタル値に変換することにより、デジタル値に混入するノイズを抑制し、かつ装置コストを低減することができる内視鏡装置の撮像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】本発明の内視鏡装置の撮像方法は、生体組織に励起光と照明光とを互いに異なるタイミングで照射し、励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光による蛍光像と、照明光の照射を受けた生体組織によって反射された照明光による照明光像とを同一の光電変換素子により受光して、これらの受光した蛍光像と照明光像とをそれぞれ光電変換して蛍光像および照明光像をそれぞれ表すアナログ信号を取得し、この

アナログ信号をデジタル値に変換して、さらにこのデジタル値を画像信号として出力する内視鏡装置の撮像方法において、蛍光像を表すアナログ信号を照明光像を表すアナログ信号よりも大きいゲインで増幅した後にデジタル値に変換することを特徴とするものである。

【0008】本発明の内視鏡装置の撮像装置は、生体組織に励起光と照明光とを互いに異なるタイミングで照射する照射手段と、励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光による蛍光像と照明光の照射を受けた生体組織によって反射された照明光による照明光像とを受光し、これらの受光した蛍光像と照明光像とをそれぞれ光電変換して蛍光像および照明光像をそれぞれ表すアナログ信号を出力する受光手段と、このアナログ信号を増幅する増幅手段と、この増幅手段により増幅されたアナログ信号をデジタル値に変換するA/D変換手段とを備えた内視鏡装置の撮像装置において、増幅手段が、蛍光像を表すアナログ信号を、照明光像を表すアナログ信号よりも大きいゲインで増幅することを特徴とするものである。

【0009】前記増幅手段は、蛍光像を表すアナログ信号の最大値が照明光像を表すアナログ信号の最大値に略等しくなるようにゲインを定めることが好ましい。

【0010】前記増幅手段は、受光手段から出力されるアナログ信号を電圧に変換するフローティング・ディフュージョン・アンプおよびこのアンプの出力電圧を増幅するA/D変換ゲイン調整アンプを備え、前記ゲインは、フローティング・ディフュージョン・アンプのゲインおよび/またはA/D変換ゲイン調整アンプのゲインとすることができる。ここで、フローティング・ディフュージョン・アンプのゲインおよび/またはA/D変換ゲイン調整アンプのゲインの「および」とは、前記増幅手段のゲインを、フローティング・ディフュージョン・アンプのゲインとA/D変換ゲイン調整アンプのゲインとを掛け合わせたゲインとすることを意味するものである。

【0011】前記ゲインは、デジタル値を用いて作成された蛍光像および照明光像の光強度の分布を示すヒストグラムに基づいて、各ヒストグラム中のそれぞれの光強度分布の最大値が略等しくなるように定められたものとすることができる。

【0012】前記ゲインは、予め段階的に定められた複数の値の中から選択されるものとすることができる。

【0013】上記蛍光像を表すアナログ信号を照明光像を表すアナログ信号よりも大きいゲインで増幅する手法としては、以下のような方式を採用することができる。

【0014】すなわち、蛍光像を表すアナログ信号を増幅するときのゲイン（蛍光像ゲインと呼ぶ）と、照明光像を表すアナログ信号を増幅するときのゲイン（照明光像ゲインと呼ぶ）とを、蛍光像ゲインが照明光像ゲインよりも大きくなるように設定しておき、蛍光像を表すア

ナログ信号を増幅するには上記蛍光像ゲインを適用し、照明光像を表すアナログ信号を増幅するには照明光像ゲインを適用する方式を採用することができる。この手法は、オートゲインコントロール（AGC）のように、入力された画像情報に基づいて、この画像情報の入力の後に光電変換された像を表すアナログ信号に対する増幅ゲインを自動的に調節する手法とは異なるものである。

【0015】また、本発明の内視鏡装置の撮像方法および装置は、前記蛍光像を表すアナログ信号を照明光像を表すアナログ信号よりも大きいゲインで増幅する増幅手段の代わりに、蛍光像を表すアナログ信号を照明光像を表すアナログ信号よりも狭い入力レンジでデジタル値に変換するA/D変換器を備えるものとしてもよい。

【0016】このA/D変換器は、蛍光像を表すデジタル値の最大値が照明光像を表すデジタル値の最大値に略等しくなるように入力レンジを切替え可能とすることが好ましい。

【0017】前記入力レンジは、デジタル値を用いて作成された蛍光像および照明光像の光強度の分布を示すヒストグラムに基づいて、各ヒストグラム中のそれぞれの光強度分布の最大値が略等しくなるように定められたものとしてすることができる。

【0018】前記入力レンジは、予め段階的に定められた複数の値の中から選択されるものとすることができる。

【0019】前記蛍光像は、互いに異なる複数の波長領域にそれぞれ時分割に分光された蛍光像とすることができる。

【0020】前記照明光は、近赤外光を含むものとすることができる。

【0021】前記A/D変換手段は、増幅手段から出力されたアナログ信号を14ビット以下のデジタル値に変換するものとすることが好ましい。

【0022】前記受光手段は電荷増倍型の光電変換素子とすることが好ましい。

【0023】なお、上記入力レンジとは、A/D変換手段がA/D変換可能な最大のアナログ信号値の入力レンジ（フルスケール入力レンジ）を意味するものである。

【0024】

【発明の効果】本発明の内視鏡装置の撮像方法および装置によれば、蛍光像と、照明光像とを同一の光電変換素子により受光して取得したアナログ信号をデジタル値に変換して画像信号として出力するにあたり、受光強度の低い蛍光像を表す小さな信号値からなるアナログ信号（以後蛍光像アナログ信号と呼ぶ）を受光強度の高い照明光像を表す大きな信号値からなるアナログ信号（以後照明光像アナログ信号と呼ぶ）よりも大きいゲインで増幅した後にデジタル値に変換するようにしたので、蛍光像アナログ信号をより上位のデジタル値の領域に対応さ

せて変換させることができ、蛍光像アナログ信号と照明光像アナログ信号とを同じゲインで増幅した場合に比して、蛍光像アナログ信号が担持する画像情報から失なわれる階調を少なく抑えてデジタル値に変換することができる。すなわち、蛍光像アナログ信号を、照明光像アナログ信号より量子化単位が小さい信号レベルに分割したデジタル値として表すことができる。

【0025】さらに、上記デジタル値のダイナミックレンジを、上記アナログ信号が持つダイナミックレンジより狭いダイナミックレンジに設定した場合には、上記蛍光像アナログ信号を、階調の低下を抑えつつダイナミックレンジの狭いデジタル値に変換することができ、このデジタル値を処理する処理回路を、上記アナログ信号と同等のダイナミックレンジを持つ回路より単純な、より狭いダイナミックレンジを持つ回路によって構成することができるので装置コストを低減することができ、またダイナミックレンジが狭い回路構成とすることによるノイズの混入を抑制する効果も期待することができる。

【0026】なお、上記照明光像アナログ信号をデジタル値に変換するときに照明光像の階調が低下するが、照明光像アナログ信号は蛍光像アナログ信号より大きな信号値からなり高い階調を持つので、照明光像アナログ信号が担持する画像情報の階調が多少低下しても画像情報としての品質の低下は少なく、また、上記蛍光収率等を求めるときの演算精度に与える影響も殆どない。

【0027】ここで、前記増幅手段を、蛍光像を表すアナログ信号の最大値が照明光像を表すアナログ信号の最大値に略等しくなるようにゲインを定めるものとするれば、照明光像アナログ信号より小さな信号値からなる蛍光像アナログ信号を、照明光像アナログ信号と同等の大きさに増幅してデジタル値に変換することができるので、蛍光像アナログ信号が担持する画像情報の階調の低下をより確実に抑えてデジタル値に変換することができる。

【0028】さらに、前記増幅手段を、受光手段から出力されるアナログ信号を電圧に変換するフローティング・ディフュージョン・アンプおよびこのアンプの出力電圧を増幅するA/D変換ゲイン調整アンプを備えたものとし、前記ゲインを、フローティング・ディフュージョン・アンプのゲインおよび/またはA/D変換ゲイン調整アンプのゲインとすれば、より容易に、蛍光像を表すアナログ信号を、照明光像を表すアナログ信号より大きいゲインで増幅することができる。

【0029】なお、前記ゲインを、デジタル値を用いて作成された蛍光像および照明光像の光強度の分布を示すヒストグラムに基づいて、各ヒストグラム中のそれぞれの光強度分布の最大値が略等しくなるように定めるようにすれば、蛍光像がデジタル値に変換されたときの階調の劣化を確実に少なく抑えることができる。また、このゲインを、予め段階的に定められた複数の値の中から選

択するようにすれば、ゲインの変更をより簡単な回路で実施することができる。

【0030】また、本発明の内視鏡装置の撮像方法および装置によれば、前記蛍光像を表すアナログ信号を照明光像を表すアナログ信号よりも大きいゲインで増幅する増幅手段の代わりに、蛍光像を表すアナログ信号を照明光像を表すアナログ信号よりも狭い入力レンジでデジタル値に変換するA/D変換器を備えるようにしたので、蛍光像アナログ信号をより上位のデジタル値の領域に対応させて変換させることができ、蛍光像アナログ信号と照明光像アナログ信号とを同じ入力レンジでA/D変換した場合に比して、蛍光像アナログ信号が担持する画像情報から失なわれる階調を少なく抑えてデジタル値に変換することができる。すなわち、蛍光像アナログ信号を、照明光像アナログ信号より量子化単位が小さい信号レベルに分割したデジタル値として表すことができる。

【0031】なお、上記デジタル値のダイナミックレンジを、上記アナログ信号が持つダイナミックレンジより狭いダイナミックレンジに設定した場合には、上記蛍光像アナログ信号を、階調の低下を抑えつつダイナミックレンジの狭いデジタル値に変換することができ、このデジタル値の処理回路を、上記アナログ信号と同等のダイナミックレンジを持つ回路より単純な、より狭いダイナミックレンジを持つ回路によって構成することができるので装置コストを低減することができ、また、ダイナミックレンジが狭い回路構成とすることによるノイズの混入を抑制する効果も期待することができる。

【0032】さらに、前記A/D変換器を、蛍光像を表すデジタル値の最大値が照明光像を表すデジタル値の最大値に略等しくなるように前記入力レンジを切替え可能とすれば、照明光像アナログ信号より小さな信号値からなる蛍光像アナログ信号を、照明光像アナログ信号と同等の大きさのデジタル値に変換することができるので、蛍光像アナログ信号が担持する画像情報の階調の低下をより確実に抑えてデジタル値に変換することができる。

【0033】また、前記入力レンジを、デジタル値を用いて作成された蛍光像および照明光像の光強度の分布を示すヒストグラムに基づいて、各ヒストグラム中のそれぞれの光強度分布の最大値が略等しくなるように定められるようにすれば、蛍光像がデジタル値に変換されたときの階調の劣化を確実に少なく抑えることができ、また、このゲインを、予め段階的に定められた複数の値の中から選択するようにすれば、入力レンジの変更をより容易に実施することができる。

【0034】なお、前記蛍光像を互いに異なる複数の波長領域にそれぞれ時分割に分光された蛍光像としたり、前記照明光を近赤外光を含むものとしたりすればより容易に蛍光診断への適用が可能となる。

【0035】また、前記A/D変換手段は、増幅手段から出力されたアナログ信号を14ビット以下のデジタル

値に変換するものとするれば、A/D変換手段以後の回路を容易に構成することができる。

【0036】また、前記受光手段を、電荷増倍型の光電変換素子とするれば、照明光像をよりS/Nの高い照明光像アナログ信号として取得することができる。

【0037】

【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、本発明の内視鏡装置の撮像方法および装置を蛍光内視鏡装置に適用した第1の実施の形態の概略構成を示すブロック図、図2はモザイクフィルタの構造を示す拡大図、図3は回転フィルタの構造を示す拡大図、図4はアナログ信号値とこのアナログ信号値が変換されたデジタル値との関係を示す図である。第1の実施の形態の蛍光内視鏡装置は、光電変換素子を内視鏡本体部に備え、内視鏡先端部からイメージファイバを通して伝播された像をこの光電変換素子によって受光するものであり、規格化蛍光強度を表す映像を白色光の照明によって取得された通常観察像の映像に重ね合わせて表示させるものである。

【0038】本発明の第1の実施の形態による蛍光内視鏡装置100は、生体組織1に励起光と照明光とを互いに異なるタイミングで照射する照射手段10、励起光の照射を受けた生体組織1から発生した蛍光による蛍光像と照明光の照射を受けた生体組織1によって反射された照明光による照明光像(通常観察像)とを受光し、これらの受光した蛍光像と照明光像とをそれぞれ光電変換して蛍光像および照明光像をそれぞれ表すアナログ信号を出力する受光手段20、前記アナログ信号を増幅する増幅手段30、および増幅手段30により増幅されたアナログ信号を12ビットのデジタル値に変換するA/D変換手段40を備えている。

【0039】照射手段10は、波長410nm近傍のパルス状の励起光を射出するガリウムナイトライド系の半導体レーザ(GaN-LD)と、照明光である白色光を射出する白色光光源とを備え、上記それぞれの光を異なるタイミングで射出する光源装置11、および光源装置15から射出された上記各光を内視鏡先端部Sに伝播するライトガイド12を備えている。

【0040】受光手段20は、イメージファイバ21とその両端に配設された結像光学系22および23とからなるイメージ伝播光学系24、複数のフィルタが組み合わされて円盤状に一体化された回転フィルタ25、この回転フィルタを回転させるモータ26、およびイメージ伝播光学系24によって伝播され結像された像を受光して光電変換する多数の画素からなる90dBのダイナミックレンジを持つ電荷増倍型の光電変換素子27を備えており、イメージ伝播光学系24および回転フィルタ25を通して光電変換素子27の受光面28上に結像された生体組織1の像を光電変換してアナログ信号として出力する。

【0041】なお、多数の画素からなる光電変換素子27の受光面28上には、480nm近傍の波長のみを透過させる狭帯域透過微小フィルタMと、励起光を遮断し励起光の波長を越える可視領域の光を透過させる広帯域透過微小フィルタNとが各画素上に交互に配置されて並べられた図2に示すようなモザイクフィルタ29が配設されている。

【0042】また、回転フィルタ25は図3に示すように赤色、緑色、青色の3色をそれぞれ透過させるカラーフィルタ(カラーフィルタR、カラーフィルタG、カラーフィルタB)および蛍光を透過させる蛍光透過フィルタDからなる。

【0043】増幅手段30は、受光手段20から出力された蛍光像を表すアナログ信号を照明光像を表すアナログ信号よりも大きいゲインで増幅するものであり、受光手段20から出力されるアナログ信号(電荷)を電圧に変換するフローティング・ディフュージョン・アンプ(以後FDアンプ31と呼ぶ)およびFDアンプ31の出力電圧を増幅するA/D変換ゲイン調整アンプ32を備え、増幅手段30のゲインが、FDアンプ31のゲインおよびA/D変換ゲイン調整アンプ32のゲインの設定によって定められる。これらのゲインの設定は制御手段60から出力されるゲイン設定信号のタイミングに合わせて行われる。

【0044】さらに蛍光内視鏡装置100は、A/D変換手段40から出力されたデジタル値を入力し、規格化蛍光強度を求める演算を行なうと共にこの演算によって取得された規格化蛍光強度を表すデジタル値を映像信号として出力する演算映像出力手段61、および演算映像出力手段61から出力された映像信号を表示する表示器62等を備えている。

【0045】制御手段60は、規格化蛍光強度を表す映像を通常観察像を表す映像に重ね合わせて表示器62に表示させるように、装置全体の動作(例えば励起光および照明光の照射、回転フィルタ25の回転、受光手段20による光電変換、および制御手段60からのゲイン設定信号の出力等)および各動作のタイミング等をコントロールする。

【0046】なお、上記構成中のA/D変換手段40以後の演算映像出力手段61側の回路は、受光手段20から出力されたアナログ信号が持つダイナミックレンジより狭いダイナミックレンジを持つ回路および素子で構成されている。すなわち、受光手段20の出力のダイナミックレンジは、演算映像出力手段61を構成する回路および素子のダイナミックレンジより広くなるように設定されている。

【0047】次に、上記第1の実施の形態における作用について説明する。

【0048】照射手段10からライトガイド12を通して白色光である照明光が射出され、この照明光の照射を

受けた生体組織1によって反射された照明光は、イメージ伝播光学系24、回転フィルタ25のフィルタR、およびモザイクフィルタ29を通して受光面28上に照明光像として結像され受光される。受光された照明光像は光電変換素子27によって光電変換され照明光像を表す照明光像アナログ信号として受光手段20から出力される。

【0049】受光手段20から出力された照明光像アナログ信号は、増幅手段30に入力されFDアンプ31によって電圧に変換された後、A/D変換ゲイン調整アンプ32によって増幅され出力される。このときの増幅手段30のゲインは、制御手段60から出力されるゲイン設定信号のタイミングに合わせて設定される。なお、FDアンプ31のゲインの設定は電荷電圧変換MOSFETの電圧ゲインの変更により行われる。

【0050】増幅手段30から出力された、増幅された照明光像アナログ信号は、A/D変換手段40に入力され12ビットの照明光像を表す照明光像デジタル信号に変換された後、演算映像出力手段61に入力される。

【0051】照明光像デジタル信号を入力した演算映像出力手段61は、モザイクフィルタ29中の広帯域透過微小フィルタNを通して取得された照明光像デジタル信号のみを記憶し、狭帯域透過微小フィルタMを透過して取得された照明光像デジタル信号は使用されない。

【0052】上記フィルタRを通して受光面28上に結像された照明光像を演算映像出力手段61内に照明光像デジタル信号として記憶させる動作と同様の動作を、フィルタGおよびフィルタBを通して受光面28上に結像された照明光像に対しても実行し、演算映像出力手段61内に赤色、緑色、青色の3色の照明光像を表す照明光像デジタル信号が記憶される。

【0053】次に、照射手段10からライトガイド12を通して励起光が射出され、この励起光の照射を受けた生体組織1から発生した蛍光は、イメージ伝播光学系24、回転フィルタ25の蛍光透過フィルタDおよびモザイクフィルタ29を通して受光面28上に蛍光像として結像され受光される。受光された蛍光像は光電変換素子27によって光電変換され蛍光像を表す蛍光像アナログ信号として受光手段20から出力される。

【0054】受光手段20から出力された蛍光像アナログ信号は増幅手段30に入力され増幅されて出力される。このときの増幅手段30のゲインは、制御手段60から出力されるゲイン設定信号のタイミングに合わせて、蛍光像アナログ信号を増幅するときのゲインが照明光像アナログ信号を増幅するときのゲインよりも大きいゲインになるように設定される。

【0055】増幅手段30から出力された、増幅された蛍光像アナログ信号は、A/D変換手段40に入力され12ビットの蛍光像を表す蛍光像デジタル信号に変換された後、演算映像出力手段61に入力される。

【0056】蛍光像デジタル信号を入力した演算映像出力手段61は、モザイクフィルタ29中の狭帯域透過微小フィルタMを透過して取得された蛍光像デジタル信号を狭帯域蛍光デジタル信号として記憶し、広帯域透過微小フィルタNを通して取得された蛍光像デジタル信号を広帯域蛍光像デジタル信号として記憶する。

【0057】ここで、増幅手段30が、照明光像アナログ信号を増幅したときよりも大きいゲインで蛍光像アナログ信号を増幅した後、この増幅された蛍光像アナログ信号をデジタル値に変換する作用について詳しく説明する。

【0058】図4に示すように、横軸を増幅手段30から出力されるアナログ信号の値、縦軸をA/D変換手段40によってA/D変換されたときのデジタル値とすると、照明光像アナログ信号と、この照明光像アナログ信号がA/D変換手段40によってデジタル値に変換されたときの値との関係は直線L1によって示され、照明光像アナログ信号の値の最大値がX1であるとすると、照明光像デジタル信号の値はデジタル値に変換可能な最大値に近い値Y1に変換される。

【0059】蛍光像アナログ信号が照明光像アナログ信号と同じゲインで増幅されA/D変換される場合には、蛍光像アナログ信号と蛍光像デジタル信号との関係は上記と同様の直線L1によって示され、照明光像アナログ信号よりも小さな値からなる蛍光像アナログ信号の最大値がX2であるとすると、この値はY1より小さいデジタル値であるY2に変換される。

【0060】ところで、この蛍光像アナログ信号と照明光像アナログ信号とを合わせたダイナミックレンジは90dB程度であり、16ビットのデジタル値に変換しないと階調が失われてしまう。すなわち16ビット相当の階調(約65000階調)を持つ信号が12ビット(約4000階調)に変換されるので4ビット分の階調が失われ、蛍光像アナログ信号が12ビット相当の階調(約4000階調)で表されるものである場合にはデジタル値に変換されると8ビット相当の階調(約250階調)でしか表すことができないことになる。

【0061】一方、増幅手段30によって蛍光像アナログ信号を増幅するときのゲインを、照明光像アナログ信号を増幅するときのゲインより大きいゲインにすると、アナログ信号をデジタル値に変換する関係は、アナログ信号がより大きなデジタル値に変換される直線L2で示される関係となる。これにより、蛍光像アナログ信号が直線L1で示されるの関係によってデジタル値に変換された場合に失なう階調を回復させることができる。

【0062】例えば、直線L1で示されるの関係によって変換され、蛍光像アナログ信号の最大値X2が8ビット程度(約250階調)のデジタル値(図中Y2で示す)として表されていたものが、増幅手段30のゲインを大きくして照明光像アナログ信号の最大値と蛍光像ア

ナログ信号の最大値に略等しくなるようにゲインを定め、蛍光像アナログ信号を直線L2で示される関係によってデジタル値に変換することにより12ビット近くの階調(約4000階調)を持ったデジタル値(図中Y3で示す)に変換することができる。

【0063】なお、上記増幅手段30が蛍光像アナログ信号を増幅するときのゲインは、必ずしも蛍光像アナログ信号の最大値が照明光像アナログ信号の最大値に略等しくなるように定める場合に限らず、照明光像アナログ信号を増幅するときのゲインより蛍光像アナログ信号を増幅するときのゲインの方が大きくなるように定めれば良い。

【0064】上記のようにしてデジタル値に変換され、演算映像出力手段61内に記憶された蛍光像デジタル信号である狭帯域蛍光デジタル信号と広帯域蛍光像デジタル信号とは、演算映像出力手段61内で両者の比率が演算され規格化蛍光強度を表す規格化蛍光映像信号が作成される。一方、演算映像出力手段61内に記憶された赤、緑、青3色の照明光像を表す照明光像デジタル信号からは照明光像である通常観察像を表すカラー映像信号が作成され、さらに規格化蛍光映像信号とカラー映像信号とが合成された映像信号が出力されて表示器62に生体組織上に診断情報が示された画像として表示される。

【0065】なお、上記蛍光像を表すアナログ信号を照明光像を表すアナログ信号よりも大きいゲインで増幅する手法としては、以下のような方式を採用することができる。

【0066】すなわち、蛍光像を表すアナログ信号を増幅するときのゲイン(蛍光像ゲインと呼ぶ)と、照明光像を表すアナログ信号を増幅するときのゲイン(照明光像ゲインと呼ぶ)とを、蛍光像ゲインが照明光像ゲインよりも大きくなるようにそれぞれを所定のゲイン(あるいは所定のゲインの範囲)に設定しておき、制御手段60から出力されるゲイン設定信号のタイミングに合わせて、蛍光像を表すアナログ信号を増幅する際には上記蛍光像ゲインが適用され、照明光像を表すアナログ信号を増幅する際には照明光像ゲインが適用されるように、増幅手段30のゲインの設定を切り換える方式を採用することができる。この手法は、入力された画像情報に基づいて、この画像情報の入力の後に光電変換された像を表すアナログ信号に対する増幅ゲインを自動的に調節するオートゲインコントロール(AGC)のような手法とは異なるものである。

【0067】さらに、この蛍光内視鏡装置100を、ゲインが一定値に固定された増幅手段、および蛍光像アナログ信号を照明光像アナログ信号よりも狭い入力レンジでデジタル値に変換するA/D変換手段を備えたものにしても上記と同様の効果を得ることができる。

【0068】すなわち、図5に示すように、横軸を増幅手段30から出力されるアナログ信号の値、縦軸をA/

D変換手段40によってA/D変換されたときのデジタル値とすると、照明光像アナログ信号の値と、この照明光像アナログ信号がA/D変換手段40によってデジタル値に変換されたときの値との関係は、A/D変換手段40の入力レンジをJ1としたときに、値J1を持つアナログ信号が、A/D変換手段40によって変換可能な最大のデジタル値であるK1に変換される直線L1の関係によって示される。

【0069】蛍光像アナログ信号が照明光像アナログ信号と同じ入力レンジでA/D変換される場合には、蛍光像アナログ信号と蛍光像デジタル信号との関係は上記と同様の直線L1によって示され、照明光像アナログ信号よりも小さな値からなる蛍光像アナログ信号の最大値J2がK1より小さいデジタル値であるK2に変換される。

【0070】一方、蛍光像アナログ信号をA/D変換するときの入力レンジを、照明光像アナログ信号をA/D変換するときの入力レンジより狭くして、その入力レンジをJ2にすると、アナログ信号をデジタル値に変換する関係は、アナログ信号がより大きなデジタル値に変換される直線L2で示される関係となり、J2の値を持つアナログ信号が、最大のデジタル値であるK1に変換される。

【0071】より具体的には、12ビットのA/D変換手段の入力レンジが0~5Vに設定されている場合には、0~5Vのアナログ信号は、0から4096のデジタル値に変換されるが、入力レンジを狭くして0~1Vに設定すれば、0~1Vのアナログ信号が、0~4096のデジタル値に変換される。このような変換関係を利用して、蛍光像アナログ信号をA/D変換するときの入力レンジを0~1Vとし、照明光像アナログ信号をA/D変換するときの入力レンジを0~5Vとすることにより、蛍光像アナログ信号をより上位のデジタル値の領域に対応させることができる。

【0072】なお、上記A/D変換手段40が蛍光像アナログ信号をA/D変換するときの入力レンジは、必ずしも蛍光像アナログ信号の最大値が照明光像アナログ信号の最大値に略等しくなるように定める場合に限らず、照明光像アナログ信号をA/D変換するときの入力レンジより蛍光像アナログ信号をA/D変換するときの入力レンジの方が狭くなるように定めれば良い。

【0073】図6は、本発明の第2の実施の形態の蛍光内視鏡装置の概略構成を示すブロック図である。第2の実施の形態の蛍光内視鏡装置は、光電変換素子、増幅手段およびA/D変換手段を内視鏡先端部に備え、蛍光像を表す映像と蛍光収率を表す映像と通常観察像を表す映像とを内視鏡本体部に配設された外部スイッチにより切り替えて表示させるものである。以下、第1の実施の形態の蛍光内視鏡装置と共通の構成については同じ符号を使用し説明を省略する。

【0074】第2の実施の形態による蛍光内視鏡装置200は、生体組織1に励起光と照明光とを互いに異なるタイミングで照射する照射手段10、励起光の照射を受けた生体組織1から発生した蛍光による蛍光像と照明光の照射を受けた生体組織1によって反射された照明光による照明光像とを受光し、これらの受光した蛍光像と照明光像とをそれぞれ光電変換して蛍光像および照明光像をそれぞれ表すアナログ信号を出力する受光手段20、前記アナログ信号を増幅する増幅手段30、および増幅手段30により増幅されたアナログ信号を12ピットのデジタル値に変換するA/D変換手段40を備えている。なお、上記受光手段20、増幅手段30およびA/D変換手段40は内視鏡先端部Sに配設されている。

【0075】照射手段10は、内視鏡先端部Sに埋め込まれて配設されており、図7に示すように、波長410nm近傍のパルス状の励起光を射出するガリウムナイトライド系の半導体レーザ(GaN-LD)14と、照明光である赤、緑、青の3色の光を面順次で射出する赤色LED15、緑色LED16、青色LED17と、同じく照明光である参照光(例えば近赤外光や赤色光)を射出する半導体レーザ(GaAs-LD)18と、射出された各光を図中矢印P方向に反射させる、それぞれ異なる反射特性および透過特性を有するダイクロイックミラー19とを備え、後述する制御手段60の制御によりそれぞれの光を異なるタイミングで射出する。

【0076】受光手段20は、結像光学系22と、この結像光学系22によって結像された像を受光して光電変換する多数の画素からなる電荷増倍型の光電変換素子27とを備えており、光電変換素子27の受光面28上に結像された生体組織1の像を光電変換してアナログ信号として出力する。

【0077】なお、多数の画素からなる光電変換素子27の受光面28上には、励起光を遮断し、励起光の波長を越える可視領域の波長を透過させる励起光カットフィルタが配設されており、この励起光カットフィルタにより受光面28に入射する励起光が遮断される。

【0078】増幅手段30のゲインは、後述するヒストグラム分析手段71から出力されるゲイン設定信号のタイミングに合わせて設定される。

【0079】演算映像出力手段61は、A/D変換手段40から出力されたデジタル値を入力し、生体組織の蛍光収率を表す蛍光収率映像信号の作成、生体組織を表すカラー映像信号の作成、および生体組織から発生した蛍光を表す蛍光映像信号の作成を行いこれらの映像信号を出力する。出力された映像信号は表示器62に表示される。

【0080】上記表示器62に表示させる蛍光収率映像と、カラー映像と、蛍光映像との切替えは外部スイッチ72によって行なわれる。

【0081】制御手段60は、外部スイッチ72によって選択された映像を表示器62に表示させるように装置全体の動作(例えば照射手段10の励起光、3色の面順次光および参照光の照射、受光手段20による光電変換、およびヒストグラム分析手段71からのゲイン設定信号の出力等)および各動作のタイミング等をコントロールする。

【0082】なお、上記構成中のA/D変換手段40以後の演算映像出力手段61側の回路は、受光手段20から出力されるアナログ信号が持つダイナミックレンジより狭いダイナミックレンジを持つ回路および素子で構成されている。

【0083】次に、上記第2の実施の形態における作用について説明する。

【0084】表示器62に通常観察像を表すカラー映像を表示させる場合には、外部スイッチ72をカラー映像表示側に切り替える。この切替えにより照射手段10から赤、緑、青の3色の面順次光が生体組織1に向けて射出され、第1の実施の形態の場合と同様の作用により、演算映像出力手段61内に赤色、緑色、青色の3組の通常観察像を表す12ビットからなるRGB光像デジタル信号が記憶される。

【0085】RGB光像デジタル信号を記憶した演算映像出力手段61は、このRGB光像デジタル信号に基づいてカラー映像信号を作成して出力し、表示器62に通常観察像を表すカラーの映像が表示される。

【0086】また、表示器62に蛍光映像を表示させる場合には、外部スイッチ72を蛍光映像表示側に切り替える。この切替えにより照射手段10から励起光が生体組織1に向けて射出され、上記と同様の作用により、演算映像出力手段61内に12ビットからなる蛍光像デジタル信号が記憶される。

【0087】蛍光像デジタル信号を記憶した演算映像出力手段61は、この蛍光像デジタル信号に基づいて蛍光映像信号を作成して出力し、表示器62に生体組織から発生した蛍光像を表す映像が表示される。

【0088】また、表示器62に生体組織の蛍光収率を表す蛍光収率映像を表示させる場合には、外部スイッチ72を蛍光収率映像表示側に切り替える。この切替えにより照射手段10から励起光と参照光とが異なるタイミングで生体組織1に向けて射出され、上記と同様の作用により演算映像出力手段61内に12ビットからなる蛍光像デジタル信号と参照光像デジタル信号とが記憶される。

【0089】蛍光像デジタル信号と参照光像デジタル信号とを記憶した演算映像出力手段61は、蛍光像デジタル信号と参照光像デジタル信号との比率を演算し蛍光収率映像信号を作成して出力し、表示器62に蛍光収率を表す映像が表示される。

【0090】なお、蛍光像デジタル信号と参照光像デジ

タル信号を取得したときのゲインの大きさが増幅手段30'から演算映像出力手段61に転送されて、蛍光像デジタル信号と参照光像デジタル信号との比率を演算するときの比率が正確な値となるように補正される。

【0091】上記デジタル値が取得されるとき増幅手段30'のゲインの設定はヒストグラム分析手段71から出力されるゲイン設定信号によって行なわれ、このゲイン設定信号は以下のように定められる。

【0092】上記RGB光像デジタル信号、蛍光像デジタル信号および参照光像デジタル信号が演算映像出力手段61に入力される毎に、これらの信号は演算映像出力手段61からヒストグラム分析手段71に転送され、ヒストグラム分析手段71は各デジタル信号を構成するそれぞれの画素に対応する多数のデジタル値から、受光した各像の光強度の分布を示すヒストグラムを作成する。作成されたヒストグラムの分布の最大値が予め定められた閾値未満であった場合には高ゲインが、閾値以上になった場合には低ゲインが増幅手段30'に設定されるように、ヒストグラム分析手段71から増幅手段30'にゲイン設定信号が出力される。

【0093】すなわち、受光手段20によって受光される光が微弱な光強度の蛍光から高い光強度の照明光に、あるいはその逆に照明光から蛍光に変化するとき、この受光量の変化に応じて増幅手段30'のゲインが2段階で切り替わる。

【0094】ここで、上記RGB光像デジタル信号、蛍光像デジタル信号および参照光像デジタル信号を取得するとき、ヒストグラム分析手段71からゲイン設定信号が出力される作用についてより詳しく説明する。

【0095】横軸を増幅手段30'から出力されるデジタル値、縦軸をこのデジタル値の出現度数とし、照明光像デジタル信号であるRGB光像デジタル信号あるいは参照光像デジタル信号のヒストグラムを作成すると、このヒストグラムは図8に示されるように、大きな値を持つデジタル値の方に出現度数が偏った分布となり、ヒストグラムの分布の最大値が予め定められた閾値Q以上となる。一方、蛍光像デジタル信号のヒストグラムは、図9に示すように小さな値の方に出現度数が偏った分布となり、ヒストグラムの分布の最大値が予め設定された閾値Qより小さくなる。

【0096】ヒストグラム分析手段71に入力された各像を表すデジタル信号のヒストグラムの分布の最大値が閾値Q未満であると判定された場合にはヒストグラム分析手段71から増幅手段30'に対して、この増幅手段30'のゲインを高ゲイン(図4のL2参照)に設定させるゲイン設定信号が出力され、増幅手段30'のゲインは照明光像アナログ信号を増幅する際のゲインより高いゲインに設定される。一方、ヒストグラムの分布の最大値が閾値Q以上であると判定された場合にはヒストグラム分析手段71から増幅手段30'に対して、この増

幅手段30'のゲインを低ゲイン(図4のL1参照)に設定させるゲイン設定信号が出力され、増幅手段30'のゲインは蛍光像アナログ信号を増幅する際のゲインより低いゲインに設定される。

【0097】なお、ヒストグラム分析手段71によるヒストグラムの分布の最大値が閾値Q以上か否かの判定はデジタル信号が入力された後に行なわれるので、外部スイッチ72が切り替えられ照射手段10から射出される光の種類が変更された直後は、増幅手段30'のゲインが適切な値に設定されておらず、このとき適切なゲインで増幅されなかったアナログ信号に基づいて作成された1フレーム分の映像信号は演算映像出力手段61から出力されず表示されない。

【0098】また、上記蛍光収率映像を表示させるときには、励起光と参照光とが異なるタイミングで射出され、受光手段から蛍光像アナログ信号と参照光像アナログ信号とが交互に出力される。そして、これらのアナログ信号を入力したヒストグラム分析手段71から、増幅手段30'のゲインを低ゲインに設定させるゲイン設定信号と高ゲインに設定させるゲイン設定信号とが交互に出力されることになるが、この場合ヒストグラム分析手段71は、入力されたデジタル値の変化から蛍光収率映像を表示させる設定に切り替わったことを認識して、増幅手段30'のゲインを低ゲインおよび高ゲインに設定させるゲイン設定信号を出力するタイミングを補正し、増幅手段30'に対して、交互に入力される励起光像アナログ信号と参照光像アナログ信号とが適切なゲインで増幅されるようにする。また上記と同様に、このとき適切なゲインで増幅されなかったアナログ信号に基づいて作成された映像信号は演算映像出力手段61から出力されず表示されない。

【0099】なお、上記増幅手段30'が、ゲインの大きさを段階的ではなく連続的に定めるものとし、予め各像(通常観察像、蛍光像および参照光像)を表すデジタル値のヒストグラムの分布を測定することにより統計的に求められた最大値(統計最大値)をヒストグラム分析手段71に記憶させておき、ヒストグラム分析手段71に入力されて作成された上記各像を表すデジタル値のヒストグラムの分布の最大値が常に上記統計最大値に等しくなるようにヒストグラム分析手段71から増幅手段30'にゲイン設定信号を出力する構成としてもよい。

【0100】なお、この蛍光内視鏡装置200を、ゲインが一定値に固定された増幅手段、および蛍光像アナログ信号を照明光像アナログ信号よりも狭い入力レンジでデジタル値に変換するA/D変換手段を備えたものにしても上記と同様の効果を得ることができる。

【0101】上記のように本発明によれば、光電変換されて出力されたアナログ信号を、階調の低下を少なく抑えつつ、よりダイナミックレンジの狭いデジタル値に変換することができ、これによりデジタル値に混入するノ

イズを抑制し、かつ装置コストを低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の概略構成を示すブロック図

【図2】モザイクフィルタの構造を示す拡大図

【図3】回転フィルタの構造を示す拡大図

【図4】アナログ信号値とアナログ信号値が変換されたデジタル値との関係を示す図

【図5】アナログ信号値とアナログ信号値が変換されたデジタル値との関係を示す図

【図6】本発明の第2の実施の形態の概略構成を示すブ

*ロック図

【図7】照射手段の詳細を示す拡大図

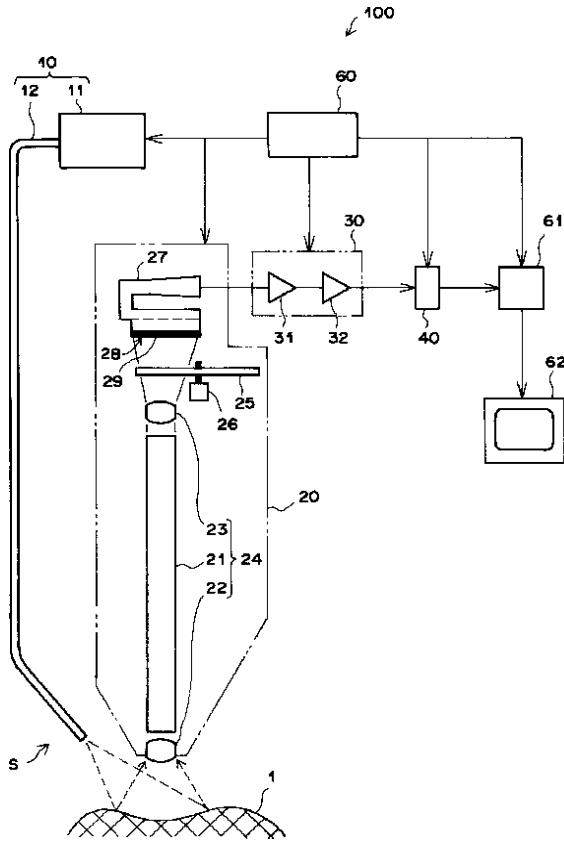
【図8】照明光像デジタル値のヒストグラムを示す図

【図9】蛍光像デジタル値のヒストグラムを示す図

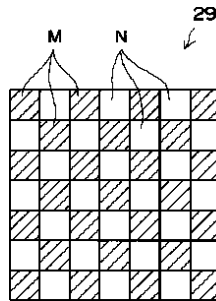
【符号の説明】

- 1 生体組織
- 10 照射手段
- 20 受光手段
- 30 増幅手段
- 40 A/D変換手段
- 100 蛍光内視鏡装置

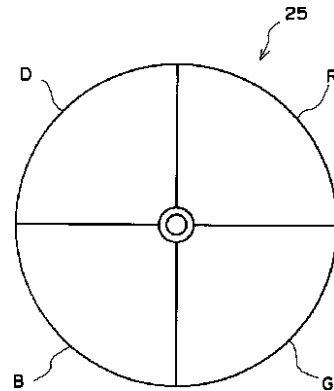
【図1】



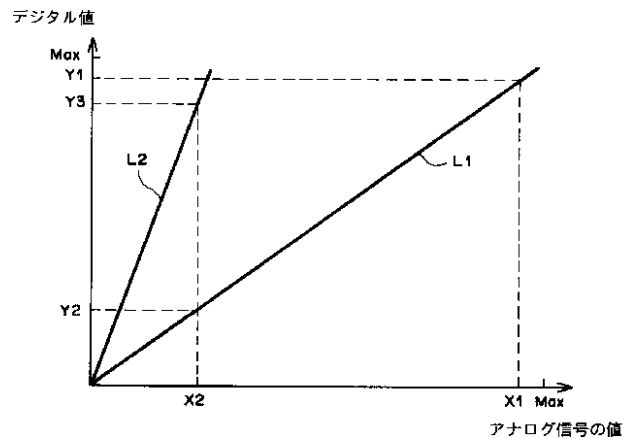
【図2】



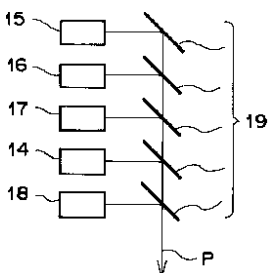
【図3】



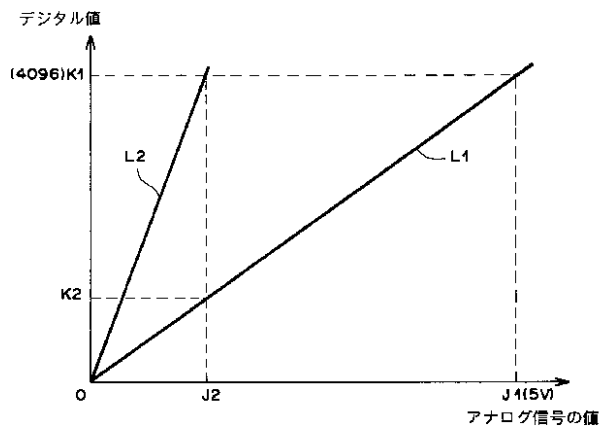
【図4】



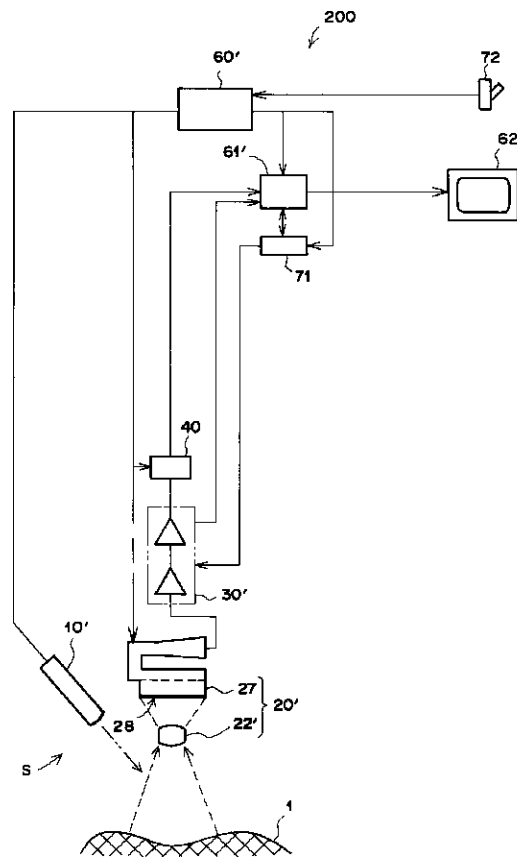
【図7】



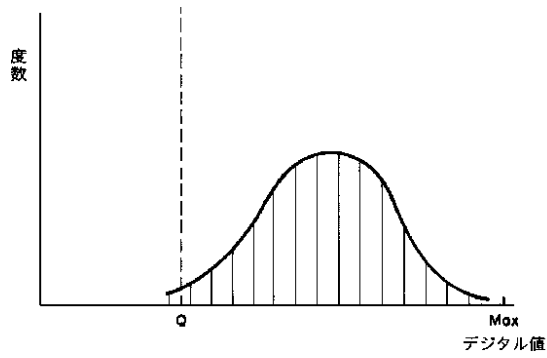
【図5】



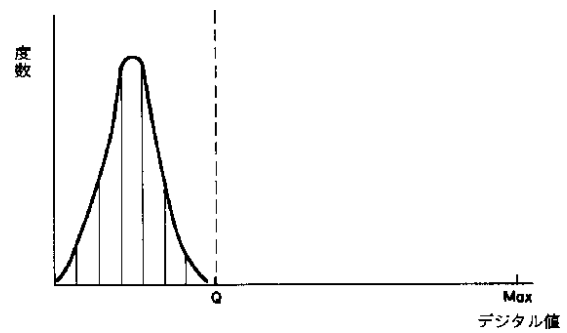
【図6】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

- Fターム(参考) 2H040 CA04 CA09 GA01 GA02 GA11
 4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 GG01
 HH51 JJ11 LL01 NN01 QQ02
 QQ04 SS11
 5C054 AA01 AA05 CA04 CC02 EA01
 EB05 ED03 EJ05 FC05 HA12

专利名称(译)	内窥镜设备的成像方法和设备		
公开(公告)号	JP2003010101A	公开(公告)日	2003-01-14
申请号	JP2002089109	申请日	2002-03-27
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	千代知成		
发明人	千代 知成		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B5/00 G02B23/26 H04N7/18		
CPC分类号	A61B5/0059		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/24.B G02B23/26.B H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04.530 A61B1/045.610 A61B1/045.614 A61B1/06.610		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/GA01 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/LL01 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/SS11 5C054/AA01 5C054/AA05 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/EA01 5C054/EB05 5C054/ED03 5C054/EJ05 5C054/FC05 5C054/HA12 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/LL01 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/SS11		
优先权	2001132120 2001-04-27 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在用于内窥镜设备的成像方法和设备中，在抑制灰度等级劣化的同时，将经光电转换并输出的模拟信号转换为具有较窄动态范围的数字值。 解决方案：在彼此不同的时刻，用激发光和从照射装置10发出的照明光照射活组织1，并使用从活组织1产生的荧光的荧光图像和由活组织1反射的照明光。照明光图像由相同的光电转换元件27接收，并且各自被光电转换以获得代表荧光图像和照明光图像中的每一个的模拟信号，并且这些模拟信号被转换成数字值以获得图像信号。在输出时，以比表示照明光图像的模拟信号大的增益放大表示荧光图像的模拟信号，然后将其转换为数字值。

