

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6030035号
(P6030035)

(45) 発行日 平成28年11月24日(2016.11.24)

(24) 登録日 平成28年10月28日(2016.10.28)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 5/1455 (2006.01) A 6 1 B 5/14 3 2 2

請求項の数 15 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2013-202548 (P2013-202548)
 (22) 出願日 平成25年9月27日 (2013. 9. 27)
 (65) 公開番号 特開2015-66129 (P2015-66129A)
 (43) 公開日 平成27年4月13日 (2015. 4. 13)
 審査請求日 平成27年10月8日 (2015. 10. 8)

(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
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 富永 俊弼
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光観察装置、内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

血中ヘモグロビンの酸素飽和度によって吸光係数が変化する波長帯域を有する信号光を検体に照射する信号光光源と、

前記検体に含まれる蛍光物質を励起して蛍光を発光させるための励起光を前記検体に照射する励起光光源と、

前記信号光により前記検体を撮像して第1画像信号を出力し、前記蛍光により前記検体を撮像して第2画像信号を出力するイメージセンサと、

前記第1画像信号に基づいて前記検体の酸素飽和度を画素毎に算出する酸素飽和度算出部と、

前記酸素飽和度に基づいて前記検体の参照領域を設定する参照領域設定部と、

前記検体の関心領域を設定する関心領域設定部と、

前記第2画像信号の前記参照領域の画素値を用いて算出される基準蛍光強度で、前記第2画像信号の前記関心領域の画素値を用いて算出される関心領域蛍光強度を割ることにより、前記蛍光の規格化された発光強度を表す規格化蛍光強度を算出する規格化蛍光強度算出部と、

前記規格化蛍光強度に基づいて前記関心領域を疑似カラー化した蛍光画像を生成する蛍光画像生成部と、

を備える蛍光観察装置。

【請求項2】

前記関心領域設定部は、前記酸素飽和度に基づいて前記関心領域を設定する請求項 1 に記載の蛍光観察装置。

【請求項 3】

前記関心領域設定部は、前記検体の形態情報に基づいて前記関心領域を設定する請求項 1 に記載の蛍光観察装置。

【請求項 4】

前記参照領域設定部は、前記酸素飽和度が特定範囲に含まれる領域を前記参照領域に設定する請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の蛍光観察装置。

【請求項 5】

同一の前記検体を二以上の異なる時刻に撮像して得た複数の前記蛍光画像を時系列に表示する表示部を備える請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の蛍光観察装置。

10

【請求項 6】

同一の前記検体を二以上の異なる時刻に撮像する場合、前記規格化蛍光強度算出部は、特定時刻の撮像時に設定された前記関心領域と、各撮像時に設定される前記参照領域とを用いて前記規格化蛍光強度を算出する請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の蛍光観察装置。

【請求項 7】

着色剤によって少なくとも一部が着色された検体に、前記着色剤による色を識別可能な照明光を前記検体に照射する照明光源と、

前記検体に含まれる蛍光物質を励起して蛍光を発生させるための励起光を前記検体に照射する励起光光源と、

20

前記照明光により前記検体を撮像して第 1 画像信号を出力し、前記蛍光により前記検体を撮像して第 2 画像信号を出力するイメージセンサと、

前記着色剤による色に応じて参照領域に設定する参照領域設定部と、

前記検体の関心領域を設定する関心領域設定部と、

前記第 2 画像信号の前記参照領域の画素値を用いて算出される基準蛍光強度で、前記第 2 画像信号の前記関心領域の画素値を用いて算出される関心領域蛍光強度を割ることにより、前記蛍光の規格化された発光強度を表す規格化蛍光強度を算出する規格化蛍光強度算出部と、

前記規格化蛍光強度に基づいて前記関心領域を疑似カラー化した蛍光画像を生成する蛍光画像生成部と、

30

を備える蛍光観察装置。

【請求項 8】

前記関心領域設定部は、前記着色剤による色に応じて前記関心領域を設定する請求項 7 に記載の蛍光観察装置。

【請求項 9】

前記着色剤は、前記検体の pH によって変化する pH 指示薬である請求項 7 または 8 に記載の蛍光観察装置。

【請求項 10】

前記参照領域設定部は、前記 pH が特定値以上の領域を前記参照領域に設定する請求項 9 に記載の蛍光観察装置。

40

【請求項 11】

前記着色剤は、インジゴカルミン、トルイジンブルー、メチレンブルー、ルゴール氏液、クリスタルバイオレット、フルオレスチン、アクリジンオレンジ、インドシアニングリーン、または酢酸のうち少なくとも一つを含む請求項 7 または 8 に記載の蛍光観察装置。

【請求項 12】

前記イメージセンサは、前記着色剤が前記検体に投与される前に前記蛍光により前記検体を撮像して前記第 2 画像信号を出力し、前記着色剤が前記検体に投与された後に前記照明光により前記検体を撮像して前記第 1 画像信号を出力する請求項 7 ~ 11 のいずれか 1 項に記載の蛍光観察装置。

50

【請求項 13】

血中ヘモグロビンの酸素飽和度によって吸光係数が変化する波長帯域を有する信号光を検体に照射する信号光光源と、

前記検体に含まれる蛍光物質を励起して蛍光を発光させるための励起光を前記検体に照射する励起光光源と、

前記信号光により前記検体を撮像して第1画像信号を出力し、前記蛍光により前記検体を撮像して第2画像信号を出力するイメージセンサと、

前記第1画像信号に基づいて前記検体の酸素飽和度を画素毎に算出する酸素飽和度算出部と、

前記酸素飽和度に基づいて前記検体の参照領域を設定する参照領域設定部と、

前記検体の関心領域を設定する関心領域設定部と、

前記第2画像信号の前記参照領域の画素値を用いて算出される基準蛍光強度で、前記第2画像信号の前記関心領域の画素値を用いて算出される関心領域蛍光強度を割ることにより、前記蛍光の規格化された発光強度を表す規格化蛍光強度を算出する規格化蛍光強度算出部と、

前記規格化蛍光強度に基づいて前記関心領域を疑似カラー化した蛍光画像を生成する蛍光画像生成部と、

を備える内視鏡システム。

10

【請求項 14】

血中ヘモグロビンの酸素飽和度によって吸光係数が変化する波長帯域を有する信号光を検体に照射する信号光光源と、前記検体に含まれる蛍光物質を励起して蛍光を発光させるための励起光を前記検体に照射する励起光光源と、前記信号光により前記検体を撮像して第1画像信号を出力し、前記蛍光により前記検体を撮像して第2画像信号を出力するイメージセンサと、を備える内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記第1画像信号に基づいて前記検体の酸素飽和度を画素毎に算出する酸素飽和度算出部と、

前記酸素飽和度に基づいて前記検体の参照領域を設定する参照領域設定部と、

前記検体の関心領域を設定する関心領域設定部と、

前記第2画像信号の前記参照領域の画素値を用いて算出される基準蛍光強度で、前記第2画像信号の前記関心領域の画素値を用いて算出される関心領域蛍光強度を割ることにより、前記蛍光の規格化された発光強度を表す規格化蛍光強度を算出する規格化蛍光強度算出部と、

前記規格化蛍光強度に基づいて前記関心領域を疑似カラー化した蛍光画像を生成する蛍光画像生成部と、

を備えるプロセッサ装置。

20

30

【請求項 15】

血中ヘモグロビンの酸素飽和度によって吸光係数が変化する波長帯域を有する信号光を検体に照射する信号光光源と、前記検体に含まれる蛍光物質を励起して蛍光を発光させるための励起光を前記検体に照射する励起光光源と、前記信号光により前記検体を撮像して第1画像信号を出力し、前記蛍光により前記検体を撮像して第2画像信号を出力するイメージセンサと、を備える装置の作動方法において、

前記第1画像信号に基づいて前記検体の酸素飽和度を画素毎に算出する酸素飽和度算出ステップと、

前記酸素飽和度に基づいて前記検体の参照領域を設定する参照領域設定ステップと、

前記検体の関心領域を設定する関心領域設定ステップと、

前記第2画像信号の前記参照領域の画素値を用いて算出される基準蛍光強度で、前記第2画像信号の前記関心領域の画素値を用いて算出される関心領域蛍光強度を割ることにより、前記蛍光の規格化された発光強度を表す規格化蛍光強度を算出する規格化蛍光強度算出ステップと、

前記規格化蛍光強度に基づいて前記関心領域を疑似カラー化した蛍光画像を生成する蛍

40

50

光画像生成ステップと、
を備える作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、蛍光を利用して検体を観察する蛍光観察装置、内視鏡システム及びプロセッサ装置、並びに作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、検体に含まれる自家蛍光物質や検体に投与された蛍光薬剤を励起して蛍光を発生させるための励起光を検体に照射する励起光源と、自家蛍光物質や蛍光薬剤が発した蛍光により検体を撮像するイメージセンサと、イメージセンサが出力する蛍光による画像信号（以下、蛍光画像信号という）に基づいて、検体から発せられた蛍光の強度分布を反映した蛍光画像を生成する画像処理装置と、を備える蛍光観察装置が知られている。自家蛍光物質や蛍光薬剤が発する蛍光の強度は、検体の病状や薬剤による治療効果等と密接に関連しているため、蛍光観察装置は例えば病理診断や薬剤開発等に用いられる。また、蛍光画像に基づいてリアルタイムな診断を行うために、光源装置、内視鏡、プロセッサ装置等からなる内視鏡システムが、蛍光観察装置の構成を備えている場合もある（特許文献1, 2）。

【0003】

また、近年においては、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を用いた診断が行われつつある。血中ヘモグロビンの酸素飽和度は、例えば、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる波長帯域の光（以下、信号光という）を検体に照射することにより、その反射強度に基づいて算出される（特許文献3）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】国際公開第2011/099425号

【特許文献2】国際公開第2013/035450号

【特許文献3】特開2012-213550号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

自家蛍光物質や蛍光薬剤が発する蛍光は病状等と一定の相関があるものの、検体によって発光強度が異なる。すなわち、蛍光の発光強度は検体の個体差による影響が大きく、蛍光観察をする場合には定量的な診断が難しいという問題がある。例えば、特許文献2では、蛍光強度に基づいて、病変等がある領域（以下、関心領域という）を抽出しているが、蛍光強度には個体差があるので、関心領域を正しく指定することができない場合がある。

【0006】

特許文献1では、こうした個体差による影響を除くために、蛍光強度と検体の病状との対応関係を表す標準データを予め用意しておき、この標準データとの比較により、検体の病状を判定している。このように標準データを用いれば、標準データに対する違いが比較的少ない検体では、関心領域の指定や診断の正確性が向上する可能性があるものの、標準データに対する違いが大きい検体では、その個体差による影響を除去しきれず、誤った診断が行われてしまう可能性が高い。すなわち、標準データとの比較では、検体の個体差が診断に与える影響を除去しきれない。

【0007】

本発明は、検体の個体差によらず、定量的な診断等を行うことができる蛍光観察装置、内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

10

20

30

40

50

【0008】

本発明の蛍光観察装置は、信号光光源と、励起光光源と、イメージセンサと、酸素飽和度算出部と、参照領域設定部と、関心領域設定部と、規格化蛍光強度算出部と、蛍光画像生成部と、を備える。信号光光源は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度によって吸光係数が変化する波長帯域を有する信号光を検体に照射する。励起光光源は、検体に含まれる蛍光物質を励起して蛍光を発生させるための励起光を検体に照射する。イメージセンサは、信号光により検体を撮像して第1画像信号を出力し、蛍光により検体を撮像して第2画像信号を出力する。酸素飽和度算出部は、第1画像信号に基づいて検体の酸素飽和度を画素毎に算出する。参照領域設定部は、酸素飽和度に基づいて検体の参照領域を設定する。関心領域設定部は、検体の関心領域を設定する。規格化蛍光強度算出部は、第2画像信号の参照領域の画素値を用いて算出される基準蛍光強度で、第2画像信号の関心領域の画素値を用いて算出される関心領域蛍光強度を割ることにより、蛍光の規格化された発光強度を表す規格化蛍光強度を算出する。蛍光画像生成部は、規格化蛍光強度に基づいて関心領域を疑似カラー化した蛍光画像を生成する。

10

【0009】

関心領域設定部は、例えば、酸素飽和度に基づいて関心領域を設定する。関心領域設定部は、検体の形態情報に基づいて関心領域を設定しても良い。また、参照領域設定部は、例えば、酸素飽和度が特定範囲に含まれる領域を参照領域に設定する。

【0010】

同一の検体を二以上の異なる時刻に撮像して得た複数の蛍光画像を時系列に表示する表示部を備えることが好ましい。

20

【0011】

同一の検体を二以上の異なる時刻に撮像する場合、規格化蛍光強度算出部は、特定時刻の撮像時に設定された関心領域と、各撮像時に設定される参照領域とを用いて規格化蛍光強度を算出することが好ましい。

【0012】

本発明の別の蛍光観察装置は、照明光源と、励起光光源と、イメージセンサと、参照領域設定部と、関心領域設定部と、規格化蛍光強度算出部と、蛍光画像生成部と、を備える。照明光源は、着色剤によって少なくとも一部が着色された検体に、着色剤による色を識別可能な照明光を検体に照射する。励起光光源は、検体に含まれる蛍光物質を励起して蛍光を発生させるための励起光を検体に照射する。イメージセンサは、照明光により検体を撮像して第1画像信号を出力し、蛍光により検体を撮像して第2画像信号を出力する。参照領域設定部は、着色剤による色に応じて参照領域に設定する。関心領域設定部は、検体の関心領域を設定する。規格化蛍光強度算出部は、第2画像信号の参照領域の画素値を用いて算出される基準蛍光強度で、第2画像信号の関心領域の画素値を用いて算出される関心領域蛍光強度を割ることにより、蛍光の規格化された発光強度を表す規格化蛍光強度を算出する。蛍光画像生成部は、規格化蛍光強度に基づいて関心領域を疑似カラー化した蛍光画像を生成する。

30

【0013】

関心領域設定部は、着色剤による色に応じて関心領域を設定する。着色剤は、例えば、検体のpHによって変化するpH指示薬である。着色剤としてpH指示薬を用いる場合、参照領域設定部は、pHが特定値以上の領域を参照領域に設定する。

40

【0014】

また、着色剤として、インジゴカルミン、トルイジンブルー、メチレンブルー、ルゴール氏液、クリスタルバイオレット、フルオレスチン、アクリジンオレンジ、インドシアニングリーン、または酢酸のうち少なくとも一つを含むものを用いることができる。

【0015】

イメージセンサは、着色剤が検体に投与される前に蛍光により検体を撮像して第2画像信号を出力し、着色剤が検体に投与された後に照明光により検体を撮像して前記第1画像信号を出力しても良い。

50

【0016】

本発明の内視鏡システムは、信号光光源と、励起光光源と、イメージセンサと、酸素飽和度算出部と、参照領域設定部と、関心領域設定部と、規格化蛍光強度算出部と、蛍光画像生成部と、を備える。信号光光源は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度によって吸光係数が変化する波長帯域を有する信号光を検体に照射する。励起光光源は、検体に含まれる蛍光物質を励起して蛍光を発光させるための励起光を検体に照射する。イメージセンサは、信号光により検体を撮像して第1画像信号を出力し、蛍光により検体を撮像して第2画像信号を出力する。酸素飽和度算出部は、第1画像信号に基づいて検体の酸素飽和度を画素毎に算出する。参照領域設定部は、酸素飽和度に基づいて検体の参照領域を設定する。関心領域設定部は、検体の関心領域を設定する。規格化蛍光強度算出部は、第2画像信号の参照領域の画素値を用いて算出される基準蛍光強度で、第2画像信号の関心領域の画素値を用いて算出される関心領域蛍光強度を割ることにより、蛍光の規格化された発光強度を表す規格化蛍光強度を算出する。蛍光画像生成部は、規格化蛍光強度に基づいて関心領域を疑似カラー化した蛍光画像を生成する。

10

【0017】

本発明のプロセッサ装置は、信号光光源と、励起光光源と、イメージセンサとを備える内視鏡システムのプロセッサ装置であり、酸素飽和度算出部と、参照領域設定部と、関心領域設定部と、規格化蛍光強度算出部と、蛍光画像生成部と、を備える。信号光光源は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度によって吸光係数が変化する波長帯域を有する信号光を検体に照射する。励起光光源は、検体に含まれる蛍光物質を励起して蛍光を発光させるための励起光を検体に照射する。イメージセンサは、信号光により検体を撮像して第1画像信号を出力し、蛍光により検体を撮像して第2画像信号を出力する。酸素飽和度算出部は、第1画像信号に基づいて検体の酸素飽和度を画素毎に算出する。参照領域設定部は、酸素飽和度に基づいて検体の参照領域を設定する。関心領域設定部は、検体の関心領域を設定する。規格化蛍光強度算出部は、第2画像信号の参照領域の画素値を用いて算出される基準蛍光強度で、第2画像信号の関心領域の画素値を用いて算出される関心領域蛍光強度を割ることにより、蛍光の規格化された発光強度を表す規格化蛍光強度を算出する。蛍光画像生成部は、規格化蛍光強度に基づいて関心領域を疑似カラー化した蛍光画像を生成する。

20

【0018】

本発明の作動方法は、信号光光源と、励起光光源と、イメージセンサと、を備える装置の作動方法であり、酸素飽和度算出ステップと、参照領域設定ステップと、関心領域設定ステップと、規格化蛍光強度算出ステップと、蛍光画像生成ステップと、を備える。信号光光源は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度によって吸光係数が変化する波長帯域を有する信号光を検体に照射する。励起光光源は、検体に含まれる蛍光物質を励起して蛍光を発光させるための励起光を検体に照射する。イメージセンサは、信号光により検体を撮像して第1画像信号を出力し、蛍光により検体を撮像して第2画像信号を出力する。酸素飽和度算出ステップは、第1画像信号に基づいて検体の酸素飽和度を画素毎に算出する。参照領域設定ステップは、酸素飽和度に基づいて検体の参照領域を設定する。関心領域設定ステップは、検体の関心領域を設定する。規格化蛍光強度算出ステップは、第2画像信号の参照領域の画素値を用いて算出される基準蛍光強度で、第2画像信号の関心領域の画素値を用いて算出される関心領域蛍光強度を割ることにより、蛍光の規格化された発光強度を表す規格化蛍光強度を算出する。蛍光画像生成ステップは、規格化蛍光強度に基づいて関心領域を疑似カラー化した蛍光画像を生成する。

30

40

【発明の効果】

【0019】

本発明の蛍光観察装置、内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに作動方法によれば、検体の個体差によらず、定量的な診断等を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

50

【図 1】蛍光観察装置のブロック図である。

【図 2】回転フィルタを示す説明図である。

【図 3】ニコチンアミドアデニンジヌクレオチドの吸収及び発光スペクトルを示すグラフである。

【図 4】励起光及び励起光カットフィルタのスペクトルを示すグラフである。

【図 5】通常観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

【図 6】特殊観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

【図 7】信号比と酸素飽和度の相関関係を示すグラフである。

【図 8】酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図 9】酸素飽和度を算出する方法を示す説明図である。

10

【図 10】蛍光観察装置の作用を示すフローチャートである。

【図 11】参照領域及び関心領域と、蛍光画像を示す説明図である。

【図 12】第 2 実施形態の特殊観察用画像処理部を示すブロック図である。

【図 13】変形例の特殊観察用画像処理部を示すブロック図である。

【図 14】変形例の作用を示す説明図である。

【図 15】別の変形例の特殊観察用画像処理部を示すブロック図である。

【図 16】第 3 実施形態の特殊観察用画像処理部を示すブロック図である。

【図 17】第 3 実施形態のモニタ表示を示す説明図である。

【図 18】変形例のブロック図である。

【図 19】第 4 実施形態の蛍光観察装置のブロック図である。

20

【図 20】第 4 実施形態で用いる回転フィルタを示す説明図である。

【図 21】第 4 実施形態の作用を示す説明図である。

【図 22】内視鏡システムの外観図である。

【図 23】第 1 実施形態の蛍光観察装置に対応する内視鏡システムのブロック図である。

【図 24】第 4 実施形態の蛍光観察装置に対応する内視鏡システムのブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、蛍光観察装置 10 は、蛍光によって検体 11 を観察するための装置であり、光源部 12 と、撮像部 13 と、プロセッサ部 14 と、モニタ 15 を備える。検体 11 は、ヒトやマウス等の動物の全体あるいはその一部（動物から切り出した標本や細胞等）であり、外光を遮蔽する暗箱 16 内に配置される。

30

【0022】

光源部 12 は、広帯域光源 21、回転フィルタ 22、励起光光源 23 を備える。広帯域光源 21 は、例えばキセノンランプ等のハロゲンランプや、白色 LED 等の LED からなり、波長帯域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。広帯域光源 21 が発する白色光は、回転フィルタ 22 を通過した後、集光レンズ、光ファイバ、合波器等の光学部材（いずれも図示せず）を介してライトガイド（LG）26 に入射し、暗箱 16 内に導光され、照明レンズ 27 を介して検体 11 に一様に照射される。

【0023】

40

回転フィルタ 22 は、広帯域光源 21 からライトガイド 26 に入射する白色光の光路上に設けられ、イメージセンサ 34 による撮像のフレームレートに同期して回転される。蛍光観察装置 10 は、観察モードとして通常のカラ画像で検体 11 を観察する通常観察モードと蛍光の発光強度に基づいて生成する蛍光画像によって検体 11 を観察する特殊観察モードの二つの観察モードを有している。回転フィルタ 22 は、これらの各モードに対応して、図 2 に示すように通常観察モード用フィルタ 22a と特殊観察用フィルタ 22b を有している。

【0024】

通常観察用フィルタ 22a は、例えば回転フィルタ 22 の内周部に設けられ、380 ~ 560 nm の分光透過率を有する青色フィルタ（B）、450 ~ 630 nm の分光透過率

50

を有する緑色フィルタ (G)、580 ~ 760 nm の分光透過率を有する赤色フィルタ (R) を備える。したがって、通常観察用フィルタ 22a が白色光の光路上に配置された場合、B、G、R の各色の光が検体 11 に順に照射される。

【0025】

特殊観察用フィルタ 22b は、例えば回転フィルタ 22 の外周部に設けられ、 473 ± 10 nm の青色狭帯域光を透過する狭帯域フィルタ、450 ~ 630 nm の分光透過率を有する緑色フィルタ (G)、580 ~ 760 nm の分光透過率を有する赤色フィルタ (R)、全波長帯域を遮光する遮光部を備える。したがって、特殊観察用フィルタ 22b が白色光の光路上に配置された場合、青色狭帯域光、G 光、R 光が順に検体 11 に照射され、その後白色光は遮光される。

10

【0026】

なお、青色狭帯域光は検体 11 の血液に含まれるヘモグロビン (血中ヘモグロビン) の酸素飽和度によって吸光係数が変化する波長帯域を有しており、この青色狭帯域光の反射光で検体 11 を撮像して得られる画像信号は、検体 11 の酸素飽和度の算出に利用される。このため、青色狭帯域光は、酸素飽和度を算出するための信号光であり、青色狭帯域光を検体に照射するための広帯域光源 21 及び回転フィルタ 22 は信号光光源を構成する。

【0027】

励起光光源 23 は、例えば 340 ± 10 nm の狭帯域な紫外光を検体 11 に照射するための LED (Light Emitting Diode) であり、励起光光源 23 が発した紫外光は、集光レンズ、光ファイバ、合波器等の光学部材を介してライトガイド (LG) 26 に入射し、暗箱 16 内に導光され、照明レンズ 27 を介して検体 11 に一様に照射される。励起光光源 23 は、特殊観察用フィルタ 22b の遮光部によって広帯域光源 21 が発する白色光が遮られるタイミングに同期して点灯され、検体 11 に励起光を照射する。

20

【0028】

図 3 に示すように、励起光光源 23 が発する紫外光は、還元型のニコチンアミドアデニンジヌクレオチド (NADH) に吸収される波長帯域 (符号 AB 参照) を有しており、NADH を励起して、460 nm 近傍にピークを有する概ね青白色の蛍光 FL を発光させる。すなわち、励起光光源 23 が発する紫外光は NADH から蛍光 FL を発光させるための励起光である。

【0029】

なお、ニコチンアミドアデニンジヌクレオチドは、脱水素酵素の補酵素として機能する電子伝達体であり、検体 11 に自然に含まれている。また、還元型のニコチンアミドアデニンジヌクレオチド (NADH) は、上記のように励起光光源 23 が発する励起光の照射によって自家蛍光を発光するが、酸化型のニコチンアミドアデニンジヌクレオチド (NAD⁺) は、励起光光源 23 が発する紫外光を殆ど吸収しない。このため、蛍光観察装置 10 では、例えば癌細胞のように、NADH が高濃度で存在する組織を蛍光 FL により観察することができる。

30

【0030】

撮像部 13 は、撮像レンズ 31、ズームレンズ 32、励起光カットフィルタ 33、イメージセンサ 34 を有し、暗箱 16 内で検体 11 を撮像する。

40

【0031】

検体 11 からの反射光 RL、あるいは検体 11 から発せられた蛍光 FL は、撮像レンズ 31、ズームレンズ 32、励起光カットフィルタ 33 を介してイメージセンサ 34 に入射する。これにより、イメージセンサ 34 に検体 11 の反射像、あるいは検体 11 の蛍光像が結像される。ズームレンズ 32 は、テレ端とワイド端との間で移動自在に設けられており、イメージセンサ 34 に結像される検体 11 の像を拡大または縮小する。

【0032】

図 4 に示すように、励起光カットフィルタ 33 は、例えば 400 nm 以下の波長帯域の光をカットし、400 nm 以上の波長帯域の光を透過する光学フィルタである。すなわち、励起光カットフィルタ 33 は、励起光光源 23 が検体 11 に照射する励起光 EX の反射

50

光をカットし、NADHが発する蛍光FLを透過する。このため、励起光EXを検体11に照射した場合、検体11が発光した蛍光FLによる像がイメージセンサ34に結像される。

【0033】

また、励起光カットフィルタ33は、広帯域光源21と回転フィルタ22によって検体11に照射されるG、Rの各波長帯域の光、及び青色狭帯域光(473nm)を透過し、Bの波長帯域の光も検体11の観察に支障がない程度にほぼ透過する。このため、励起光カットフィルタ33が配置されていてもイメージセンサ34は、B、G、Rの各色の反射光や、青色狭帯域光の反射光によって検体11を撮像することができる。

【0034】

イメージセンサ34は、検体11の像を複数の画素でそれぞれ光電変換することにより検体11を撮像し、画像信号をプロセッサ部14に出力する。イメージセンサ34は、例えばCCD(Charge Coupled Device)イメージセンサやCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)イメージセンサである。また、イメージセンサ34は、カラーフィルタが設けられていないモノクロのセンサである。

【0035】

イメージセンサ34の1フレーム期間は、検体11からの反射光を光電変換して電化を蓄積する蓄積期間と、蓄積した電化を読み出して画像信号を出力する読出期間とからなる。また、イメージセンサ34による撮像は、回転フィルタ22の回転と同期して行われる。図5に示すように、通常観察モード時には、1フレーム期間毎にB、G、Rの各色の光が検体11に順次照射される。このため、イメージセンサ34は、1フレーム目にはBの反射光で検体11を撮像してB画像信号を出力し、2フレーム目にはGの反射光で検体11を撮像してG画像信号を出力する。そして、3フレーム目にはRの反射光で検体11を撮像してR画像信号を出力する。

【0036】

また、図6に示すように、特殊観察モード時には、1フレーム期間毎に青色狭帯域光、G、R、励起光が検体11に順次照射される。このため、イメージセンサ34は、1フレーム目には青色狭帯域光の反射光で検体11を撮像してB₄₇₃画像信号を出力する。また、2フレーム目及び3フレーム目には、G、Rの反射光で検体11を撮像し、G画像信号、R画像信号をそれぞれ出力する。4フレーム目には、広帯域光源21からの光は遮蔽されており、励起光だけが検体11に照射される。このため、撮像部13には励起光の反射光と、検体11が発光した蛍光FLが入射するが、励起光の反射光は励起光カットフィルタ33によってカットされるので、イメージセンサ34は蛍光FLだけで検体11を撮像し、蛍光画像信号S_{FL}を出力する。

【0037】

プロセッサ部14は、画像処理切替部51、通常観察画像処理部52、特殊観察用画像処理部53、画像信号生成部54、制御部55、操作部56等を備えている。

【0038】

プロセッサ部14は、イメージセンサ34から出力される画像信号を受信する受信部(図示しない)を備えている。受信部は、DSP(Digital Signal Processor)やノイズ除去部等からなる。DSPは、受信した画像信号に対して色補正処理等のデジタル信号処理を行う。ノイズ除去部は、DSPで色補正処理等が施された画像信号に対して、例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等によるノイズ除去処理を施す。こうしてノイズが除去された画像信号が、画像処理切替部51に入力される。

【0039】

画像処理切替部51は、通常観察モードに設定されている場合には、画像信号を通常観察用画像処理部52に入力する。一方、特殊観察モードに設定されている場合、画像処理切替部51は、画像信号を特殊観察用画像処理部53に入力する。観察モードの設定は、例えば操作部56を用いた設定入力により行われる。

【0040】

通常観察用画像処理部 5 2 は、色変換部 6 1、色彩強調部 6 2、構造強調部 6 3 を有する。色変換部 6 1 は、順に入力される R G B 各色の光の反射光で得られた各画像信号を、それぞれ R 画素、G 画素、B 画素に割り当てた R G B 画像データを生成する。そして、R G B 画像データに対して、さらに 3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、3 次元 L U T 処理等の色変換処理を施す。

【 0 0 4 1 】

色彩強調部 6 2 は、色変換処理済みの R G B 画像データに対して、各種色彩強調処理を施す。構造強調部 6 3 は、色彩強調処理済みの R G B 画像データに対して、空間周波数強調等の構造強調処理を施す。構造強調部 7 2 で構造強調処理が施された R G B 画像データは、通常観察画像として表示用画像信号生成部 5 4 に入力される。

10

【 0 0 4 2 】

特殊観察用画像処理部 5 3 は、信号比算出部 7 1、相関関係記憶部 7 2、酸素飽和度算出部 7 3、参照領域設定部 7 4、関心領域設定部 7 5、規格化蛍光強度算出部 7 6、蛍光画像生成部 7 7、構造強調部 7 8 を備える。

【 0 0 4 3 】

信号比算出部 7 1 は、酸素飽和度の算出に用いる画像信号の信号比を算出する。具体的には、信号比算出部 7 1 は、 B_{473} 画像信号と G 画像信号の信号比 B_{473} / G と、R 画像信号と G 画像信号の信号比 R / G とを、それぞれ画素毎に算出する。

【 0 0 4 4 】

相関関係記憶部 7 2 は、信号比算出部 7 1 が算出する信号比 B_{473} / G 及び R / G と、酸素飽和度との相関関係を記憶している。例えば、図 7 に示すように、相関関係記憶部 7 2 は、信号比 B_{473} / G 及び R / G と、酸素飽和度との相関関係を二次元空間上に等値線で定義した 2 次元テーブルの形式で記憶している。等値線の位置及び形状は、光散乱の物理的なシミュレーションによって予め得られる。各等値線の間隔は、血液量（信号比 R / G ）に応じて変化する。なお、本実施形態では信号比 B_{473} / G 及び R / G と、酸素飽和度との相関関係は \log スケールで記憶している。

20

【 0 0 4 5 】

上記相関関係は、図 8 に示すように、酸化ヘモグロビン（グラフ 8 6）や還元ヘモグロビン（グラフ 8 7）の吸光特性や光散乱特性と密接に関連し合っている。例えば、青色狭帯域光の中心波長 473 nm のように、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の差が大きい波長では、酸素飽和度の情報を取り扱いやすい。しかしながら、青色狭帯域光の中心波長 473 nm で撮像して得た B_{473} 画像信号は、酸素飽和度だけでなく、血液量にも依存度が高い。そこで、 B_{473} 画像信号に加え、主として血液量に依存して変化する光に対応する R 画像信号と、 B_{473} 画像信号と R 画像信号のリファレンス信号となる G 画像信号から得られる信号比 B_{473} / G 及び信号比 R / G を用いることで血液量に依存することなく、酸素飽和度を正確に求めることができるようになっている。

30

【 0 0 4 6 】

酸素飽和度算出部 7 3 は、相関関係記憶部 7 2 に記憶された相関関係を参照して、信号比算出部 7 1 で求めた信号比 B_{473} / G 及び信号比 R / G に対応する酸素飽和度を画素毎に算出する。例えば、図 9 に示すように、所定画素の信号比 B_{473}^* / G^* 及び信号比 R^* / G^* である場合、信号比 B_{473}^* / G^* 及び信号比 R^* / G^* に対応する酸素飽和度は「60%」と算出される。

40

【 0 0 4 7 】

なお、信号比 B_{473} / G 及び信号比 R / G が極めて大きくなったり、逆に極めて小さい値になったりすることはほとんどない。すなわち、信号比 B_{473} / G や信号比 R / G の値が、酸素飽和度 0% の下限ライン 8 8 を上回ったり、反対に酸素飽和度 100% の上限ライン 8 9 を下回ったりすることはほとんどない。但し、算出する酸素飽和度が下限ライン 8 8 を上回ってしまった場合には酸素飽和度算出部 7 3 は酸素飽和度を 0% とし、上限ライン 8 9 を下回ってしまった場合には酸素飽和度を 100% とする。また、信号比 B_{473} / G 及び信号比 R / G に対応する点が下限ライン 8 8 と上限ライン 8 9 の間から外

50

れた場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度が低いことが分かるように表示等をして良い。

【 0 0 4 8 】

参照領域設定部 7 4 は、酸素飽和度に基づいて検体 1 1 の参照領域を設定する。具体的には、参照領域設定部 7 4 は、酸素飽和度が正常な範囲に収まる領域を特定して参照領域に設定する。正常な範囲とは、癌等の病変ではない正常な組織が取り得る酸素飽和度の範囲であり、例えば 7 0 ~ 8 0 % の範囲である。すなわち、参照領域設定部 7 4 は、酸素飽和度に基づき、正常な組織がある領域を参照領域に設定する。正常な組織が取り得る酸素飽和度の範囲には検体 1 1 による個体差は殆ど無いので、参照領域設定部 7 4 は、酸素飽和度を利用することで正常な組織のある領域を正確に特定して参照領域に設定することができる。正常組織が発光する蛍光 F L の光量は、異なる検体間で比較すれば個体差によって全く異なる値になる場合がある。しかし、同一の検体 1 1 内の異なる組織間（例えば正常組織と癌組織）で比較する場合には、正常組織が発光する蛍光 F L の光量は、この検体 1 1 に特有の良い基準になる。

10

【 0 0 4 9 】

関心領域設定部 7 5 は、酸素飽和度に基づいて検体 1 1 の関心領域を設定する。具体的には、関心領域設定部 7 5 は、酸素飽和度が正常な範囲から所定値以上外れた異常な値になっている領域を特定して関心領域に設定する。酸素飽和度の正常な範囲は上記の通り検体 1 1 による個体差がなく、7 0 ~ 8 0 % 程度の範囲なので、関心領域設定部 7 5 は、例えば、酸素飽和度が 1 0 % 以上低い領域（6 0 % 以下の領域）を関心領域に設定する。例えば、癌組織は低酸素状態になるので、癌組織が関心領域設定部 7 5 によって関心領域に設定される。

20

【 0 0 5 0 】

規格化蛍光強度算出部 7 6 は、正常組織による蛍光 F L の発光強度に基づいて、酸素飽和度に異常がある病変組織による蛍光 F L の発光強度を規格化する。具体的には、規格化蛍光強度算出部 7 6 は、蛍光画像信号 S_{FL} から、設定された参照領域にある各画素の画素値（すなわち蛍光 F L の発光強度）を抽出して平均値を算出し、その値を検体 1 1 による蛍光 F L の基準蛍光強度とする。この蛍光 F L の基準蛍光強度は、N A D H の正常な含有量に対応しており、検体 1 1 を特徴付ける固有の値である。また、規格化蛍光強度算出部 7 6 は、蛍光画像信号 S_{FL} から、設定された関心領域にある各画素の画素値を抽出して平均値を算出し、その値を関心領域での蛍光 F L の発光強度（以下、関心領域蛍光強度という）とする。そして、規格化蛍光強度算出部 7 6 は、関心領域蛍光強度を基準蛍光強度で割ることにより規格化する。この値を、以下、規格化蛍光強度という。

30

【 0 0 5 1 】

蛍光画像生成部 7 7 は、 B_{473} 画像信号、G 画像信号、R 画像信号と、規格化蛍光強度算出部 7 6 が算出した規格化蛍光強度を用いて、蛍光 F L の発光強度を視覚的に表す蛍光画像を生成する。具体的には、蛍光画像生成部 7 7 は、 B_{473} 画像信号の関心領域内にある各画素の画素値に規格化蛍光強度に応じたゲインを施し、ゲインを施した B_{473} 画像信号と、G 画像信号及び R 画像信号とを用いて R G B 画像データを生成する。このゲインを施した B_{473} 画像信号と、G 画像信号及び R 画像信号とを用いて生成した R G B 画像データが蛍光画像である。例えば、蛍光画像生成部 7 7 は、 B_{473} 画像信号の関心領域内にある各画素の画素値に、規格化蛍光強度の値（あるいは規格化蛍光強度を適数倍した値）をゲインとして乗じる。これにより、蛍光画像生成部 7 7 が生成する R G B 画像データでは、関心領域が規格化蛍光強度に応じた濃さの青色に着色された疑似カラーで表示され、関心領域以外は通常の配色（白色光下で観察した場合の色）で表示される。

40

【 0 0 5 2 】

なお、蛍光画像生成部 7 7 は、規格化蛍光強度を用いて関心領域の全体が一様に着色された蛍光画像を生成しているが、こうした疑似カラー化は画素毎に行っても良い。例えば、規格化蛍光強度算出部 7 6 には、算出した基準蛍光強度で蛍光画像信号 S_{FL} の各画素値を除算して規格化し、規格化蛍光画像信号 N_{FL} を生成させる。規格化蛍光画像信号 N

50

F_L は、各画素の規格化蛍光強度の集合体である。そして、蛍光画像生成部 77 には、規格化蛍光画像信号 N_{F_L} の各画素値を B_{473} 画像信号の各画素にゲインとして乗じ、この規格化蛍光画像信号 N_{F_L} を乗じた B_{473} 画像信号と、G 画像信号及び R 画像信号を用いて蛍光画像を生成させる。こうすると、蛍光画像の各画素は、規格化された発光強度に基づいて疑似カラー化されるので、蛍光 F_L の発光分布をより詳細に観察することができる。もちろん、このように規格化蛍光画像信号 N_{F_L} を用いる場合も、関心領域だけを疑似カラー化して良い。関心領域における蛍光 F_L の発光強度だけが診断に寄与する情報であり、関心領域以外の蛍光 F_L の発光強度は、診断のノイズになる場合があるからである。但し、規格化蛍光強度を用いて関心領域の全体が一様に着色された蛍光画像を生成すると、関心領域を識別しやすい。このため、関心領域をわかりやすく提示するためには、規格化蛍光強度を用いて関心領域の全体が一様に着色された蛍光画像を生成した方が良い。

10

【0053】

構造強調部 78 は、蛍光画像生成部 77 から入力される蛍光画像に対して、空間周波数強調処理等の構造強調処理を施す。構造強調部 78 で構造強調処理が施された蛍光画像は、表示用画像信号生成部 54 に入力される。

【0054】

表示用画像信号生成部 54 は、通常観察画像または蛍光画像を表示用形式の信号（表示用画像信号）に変換し、モニタ 15 に入力する。これにより、モニタ 15 には、通常画像または蛍光画像が表示される。

20

【0055】

制御部 55 は、蛍光観察装置 10 の各部を統括的に制御する。例えば、回転フィルタ 22 の位置（通常観察モード用フィルタ 22a と特殊観察用フィルタ 22b の入れ替え）や回転速度の制御、イメージセンサ 34 の撮像制御、画像処理切替部 51 による画像処理の切り替え制御、操作部 56 による入力に基づいたズームレンズ 32 の制御等を行う。また、操作部 56 は、機能設定等の入力操作を受け付ける UI（ユーザインタフェース）である。なお、プロセッサ部 14 には、画像や画像に付帯する情報等を記録する記録部（図示省略）を接続しても良い。

【0056】

次に、本実施形態の蛍光観察装置 10 による観察の流れを図 10 のフローチャートに沿って説明する。まず、通常観察モードに設定されている場合（S10；NO）、検体 11 には B、G、R の各色の光が順に照射され、イメージセンサ 34 はこれらの各反射光で検体 11 を撮像し、B 画像信号、G 画像信号、R 画像信号を出力する。そして、B 画像信号、G 画像信号、R 画像信号から通常観察画像が生成され（S11）、モニタ 15 に表示される（S12）。この通常観察画像の生成及び表示は、観察モードが特殊観察モードに切り替えられるまで繰り返し行われる（S13）。

30

【0057】

一方、観察モードが特殊観察モードに設定された場合（S10；YES）、検体 11 には、青色狭帯域光、G 光、R 光、励起光 EX が順に照射され、イメージセンサ 34 はこれらの反射光または検体 11 から発せられる蛍光 F_L によって検体 11 を撮像し、 B_{473} 画像信号、G 画像信号、R 画像信号、蛍光画像信号 S_{F_L} を出力する。イメージセンサ 34 からこれらの画像信号が得られると、信号比算出部 71 は、信号比 B_{473}/G と信号比 R/G を算出し（S14）、酸素飽和度算出部 73 は、図 11 に示すように、信号比 B_{473}/G と信号比 R/G に基づいて検体 11 の酸素飽和度 91 を画素毎に算出する（S15）。酸素飽和度 91 が算出されると、参照領域設定部 74 は、酸素飽和度の値が特定の範囲に収まる領域を特定して、検体 11 の参照領域 92（図 11 参照）を設定する（S16）。また、関心領域設定部 75 は、酸素飽和度 91 を用いて、上記特定の範囲から所定値以上外れた異常な値になっている領域を特定し、検体 11 の関心領域 93（図 11 参照）を設定する（S17）。

40

【0058】

50

こうして検体 1 1 の参照領域 9 2 及び関心領域 9 3 が設定されると、規格化蛍光強度算出部 7 6 は蛍光画像信号 S_{FL} から参照領域 9 2 の画素値を抽出して平均値を算出することにより、基準蛍光強度を求める。また、規格化蛍光強度算出部 7 6 は、関心領域 9 3 内の画素値を抽出して平均値を算出することにより、関心領域蛍光強度を求める。そして、関心領域蛍光強度を基準蛍光強度で割ることにより規格化し、規格化蛍光強度を求める ($S18$)。

【0059】

次いで、蛍光画像生成部 7 7 は、規格化蛍光強度を B_{473} 画像信号の関心領域 9 3 内の各画素値にゲインとして乗じ、この規格化蛍光強度を乗じた B_{473} 画像信号と、G 画像信号及び R 画像信号とを用いて蛍光画像 9 5 (図 1 1 参照) を生成する ($S19$)。蛍光画像 9 5 は、関心領域 9 3 が規格化蛍光強度に応じて疑似カラー化された画像であり、関心領域 9 3 を示すとともに、その色で関心領域 9 3 の発光強度を表す。

10

【0060】

生成された蛍光画像 9 5 は、モニタ 1 5 に順次表示される ($S20$)。こうした蛍光画像 9 5 の生成及び表示は、観察モードが通常観察モードに切り替えるか、検体 1 1 の観察を終了するまで繰り返し行われる ($S21$)。

【0061】

上記のように、蛍光観察装置 1 0 は、検体 1 1 の酸素飽和度 9 1 に基づいて参照領域 9 2 及び関心領域 9 3 を設定し、参照領域 9 2 における蛍光 FL の発光強度から検体 1 1 に固有の基準蛍光強度を求める。そして、関心領域 9 3 の発光強度を表す関心領域蛍光強度を、基準蛍光強度を用いて規格化して算出した規格化蛍光強度に基づいて、関心領域 9 3 を疑似カラー化した蛍光画像 9 5 を生成及び表示する。このため、蛍光観察装置 1 0 は、他の検体との比較ではなく、この検体 1 1 なりに蛍光 FL の発光強度 (NADH の含有量) を疑似カラーで表示することができる。

20

【0062】

例えば、もともと NADH の含有量が多めの個体ならば、単に蛍光 FL の発光強度が多くても、直ちに癌組織等の病変があるとは判断できず、逆にもともと NADH の含有量が少なめの個体ならば、蛍光 FL の発光強度が少なくても、癌組織等の病変がある可能性がある。このため、従来の蛍光観察装置のように、標準データと比較する等、観察している検体 1 1 の蛍光 FL の発光強度を他の検体と比較しても、観察している検体 1 1 に特有の異常性を正確に示すことができないが、蛍光観察装置 1 0 によれば、検体 1 1 の個体差によらず、病変を正確に表示可能である。

30

【0063】

また、蛍光 FL の発光強度は、検体 1 1 の個体差の影響が大きいため、蛍光 FL の発光強度から参照領域 9 2 や関心領域 9 3 を設定することは難しい。例えば、蛍光 FL の発光強度を所定閾値と比較して、発光強度が多い領域を関心領域に設定すると、検体 1 1 がもともと NADH の含有量が多めの個体であった場合には、実際の病変組織よりも大きい領域が関心領域に設定されてしまう。一方、蛍光観察装置 1 0 は、検体 1 1 の個体差にほとんど依存しない酸素飽和度に基づいて参照領域 9 2 や関心領域 9 3 の設定を行っているため、参照領域 9 2 や関心領域 9 3 を正確に設定することができる。このため、蛍光観察装置 1 0 は、過不足なく、正確な病変の領域を関心領域 9 3 として蛍光画像 9 5 中に示すことができる。

40

【0064】

なお、蛍光観察装置 1 0 では、NADH の蛍光 FL によって検体 1 1 を観察しているが、他の蛍光物質が発光する蛍光によって検体 1 1 を観察しても良い。例えば、FAD (フラビンアデニンジヌクレオチド)、チロシン、トリプトファン、フェニルアラニン、コラーゲン、ポルフィリン、エラスチン、メラニン、リポフスチン、セロイド、ピリドキシン、好酸球等の自家蛍光物質による蛍光で検体 1 1 を観察することができる。また、蛍光物質を検体 1 1 に投与、注入、あるいは散布 (以下、投与という) して、その蛍光により検体 1 1 を観察しても良い。また、代謝系における酸素の利用に相関して含有量や活性が変

50

動する非蛍光物質を、遺伝子操作等により蛍光物質に置換し、その蛍光により検体 1 1 を観察しても良い。このように、NADH以外の各蛍光物質による蛍光で検体 1 1 を観察する場合、励起光光源 2 3 や励起光カットフィルタ 3 3 を蛍光物質の種類に応じて置き換えれば良い。また、複数種類の蛍光物質による蛍光で検体 1 1 を観察できるようにしても良い。この場合、対応する励起光光源や励起光カットフィルタを設けておけば良い。

【 0 0 6 5 】

なお、規格化蛍光強度算出部 7 6 は、蛍光画像信号 S_{FL} の参照領域及び関心領域の各画素値を平均して、その値を規格化に用いる基準蛍光強度と関心領域蛍光強度にしているが、平均値の代わりに、最大値、最小値、中央値等を基準蛍光強度及び関心領域蛍光強度として用いても良い。基準蛍光強度は平均で算出し、関心領域蛍光強度には最大値を採用するなど、基準蛍光強度と関心領域蛍光強度の算出方法を違えても良い。

10

【 0 0 6 6 】

なお、広帯域光源 3 1 の代わりに、例えば、レーザーダイオード等のレーザー光源を用いても良い。レーザー光源を用いる場合、例えば、レーザー光源が発するレーザー光の一部を吸収して蛍光を発する蛍光体を併用することで広帯域光源 3 1 と同様に白色光を発することができる。また、例えば、R, G, BのLEDやレーザーダイオードを広帯域光源 3 1 の代わりに使用しても良い。この場合、回転フィルタ 2 2 は用いず、各色のLED等を順次点灯、消灯すれば良い。

【 0 0 6 7 】

なお、励起光光源 2 3 にはLEDを用いているが、LEDの代わりに、水銀灯、メタル

20

ハイドランプ、紫外レーザーダイオード等を用いても良い。

【 0 0 6 8 】

なお、回転フィルタ 2 2 の代わりに、干渉フィルタ、エタロン、液晶チューナブルフィルタ等を用いても良い。

【 0 0 6 9 】

なお、イメージセンサ 3 4 としては、モノクロCCDやモノクロCMOSの代わりに、光電管、光電子増倍管等の光検出器を用いても良い。また、カラーフィルタを設けたカラーイメージセンサを用いても良い。イメージセンサ 3 4 としてカラーイメージセンサを用いる場合には、光源部 1 2 に回転フィルタ 2 2 を用いなくても良い。カラーイメージセンサを用いる場合、R, G, Bのカラーフィルタを設けた原色系カラーイメージセンサを用いることができる。また、C(シアン), M(マゼンタ), Y(イエロー)及びG(グリーン)の補色系カラーフィルタを備えた補色イメージセンサを用いても良い。補色イメージセンサを用いる場合は、CMYGの四色の画像信号からRGBの三色の画像信号に色変換する色変換部を設けておけば、CMYGの4色の画像信号から色変換によってRGB3色の画像信号を得ることができる。

30

【 0 0 7 0 】

なお、広帯域光源 2 1 が発する白色光が遮られるタイミングで励起光光源 2 3 を点灯して励起光を照射しているが、蛍光FLはRGB各色の反射光の光量と比較して微弱であるため、励起光光源 2 3 を常時点灯して励起光を照射し続けても良い。

【 0 0 7 1 】

40

[第 2 実施形態]

第 1 実施形態の蛍光観察装置 1 0 は、酸素飽和度に基づいて関心領域を設定しているが、酸素飽和度に依らない別の方法で関心領域の設定をしても良い。この場合、蛍光観察装置 1 0 の特殊観察用画像処理部 5 3 を、例えば図 1 2 に示す特殊観察用画像処理部 2 0 3 に置き換える。それ以外の構成は第 1 実施形態の蛍光観察装置 1 0 と同様である。

【 0 0 7 2 】

特殊光観察画像処理部 2 0 3 は、狭帯域光画像生成部 2 0 4 と、関心領域設定部 2 0 5 を備える。これら以外の、信号比算出部 7 1、相関関係記憶部 7 2、酸素飽和度算出部 7 3、参照領域設定部 7 4、規格化蛍光強度算出部 7 6、蛍光画像生成部 7 7、構造強調部 7 8 は、第 1 実施形態の蛍光観察装置 1 0 の特殊観察用画像処理部 5 3 と同じである。

50

【 0 0 7 3 】

狭帯域光画像生成部 2 0 4 は、画像処理切替部 5 1 を介して B_{4 7 3} 画像信号、G 画像信号を取得し、例えば B_{4 7 3} 画像信号を B 画素及び G 画素に割り当て、G 画像信号を R 画素に割り当てた狭帯域光画像を生成する。狭帯域光画像では、青色狭帯域光の波長に応じて、表層血管や腺管構造等の検体 1 1 の形態情報が強調される。生成された狭帯域光画像は、表示用画像信号生成部 5 4 に入力され、モニタ 1 5 に表示される。

【 0 0 7 4 】

ユーザはモニタ 1 5 に表示された狭帯域光画像を観察し、検体 1 1 の形態情報に基づいて関心領域を指定（入力）する。ユーザによる関心領域の指定は、操作部 5 6 によって行われる。例えば、ユーザは、狭帯域光画像で強調されている表層血管が密集した箇所を囲む枠等の関心領域指定情報を、操作部 5 6 を用いて入力する。関心領域設定部 2 0 5 は、操作部 5 6 から入力される関心領域指定情報に基づいて検体 1 1 の関心領域を設定する。

【 0 0 7 5 】

こうして狭帯域光画像を生成及び表示し、検体 1 1 の形態情報に基づいてユーザの手動指定により関心領域を設定すると、蛍光画像においてユーザが所望する関心領域を的確に疑似カラーで表示させることができる。

【 0 0 7 6 】

なお、狭帯域光画像を生成及び表示しているが、狭帯域光画像の代わりに、検体 1 1 の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成及び表示し、この酸素飽和度画像に基づいてユーザに関心領域を指定させても良い。この場合、狭帯域光画像生成部 2 0 4 の代わりに、酸素飽和度画像生成部（図示しない）を設ければ良い。酸素飽和度画像生成部は、酸素飽和度算出部 7 3 が算出した酸素飽和度と、B_{4 7 3} 画像信号、G 画層信号、R 画像信号とを取得し、酸素飽和度に応じたゲインを B_{4 7 3} 画像信号、G 画層信号、R 画像信号を施す。そして、この酸素飽和度に応じたゲインを施した B_{4 7 3} 画像信号、G 画層信号、R 画像信号を B、G、R の各画素に割り当てた酸素飽和度画像を生成する。例えば、酸素飽和度が「60%」未満の画素には、B_{4 7 3} 画像信号に「1」未満のゲインを乗じ、G 及び R 画像信号には「1」以上のゲインを乗じる。また、酸素飽和度が「60%」より大きい画素には、B_{4 7 3} 画像信号、G 画層信号、R 画像信号にゲイン「1」を乗じる。こうすることで、酸素飽和度が「60%」以下の領域が疑似カラー化され、強調された酸素飽和度画像が得られる。このため、酸素飽和度画像を生成及び表示することにより、酸素飽和度画像において疑似カラー化された領域を目安に、ユーザに関心領域を指定させることができる。

【 0 0 7 7 】

また、B_{4 7 3} 画像信号、G 画像信号、R 画像信号を用いて通常観察画像と同様のカラー画像を生成及び表示し、これに基づいて関心領域を指定させても良い。B_{4 7 3} 画像信号、G 画像信号、R 画像信号を用いて任意の波長帯域成分を推定して生成した分光推定画像を生成及び表示し、これに基づいて関心領域を指定させても良い。

【 0 0 7 8 】

また、酸素飽和度に依らない別の方法で関心領域の設定する場合、蛍光観察装置 1 0 の特殊観察用画像処理部 5 3 を、図 1 3 に示す特殊観察用画像処理部 2 1 3 に置き換えても良い。この特殊観察用画像処理部 2 1 3 では、狭帯域画像生成部 2 0 4 が生成する狭帯域光画像に関心領域設定部 2 1 5 に入力する。そして、関心領域設定部 2 1 5 は、入力された狭帯域光画像から、強調表示されている検体 1 1 の形態を抽出し、抽出した箇所に関心領域に自動設定する。例えば、図 1 4 に示すように、表層血管や腺管構造等の微細形態 2 1 7 は、通常観察画像 2 1 7 に表れ難い場合でも、狭帯域光画像 2 1 9 では確認可能である。このため、関心領域設定部 2 1 5 は、この強調された微細形態 2 1 7 の領域を抽出して、関心領域に設定する。これ以外の構成は、特殊観察用画像処理部 2 0 3（図 1 2 参照）と同じである。このように、特殊観察用画像処理部 2 1 3 によれば、酸素飽和度に依らず、狭帯域光画像に表れる検体 1 1 の形態情報に基づいて、関心領域を自動的に設定可能である。

【 0 0 7 9 】

なお、狭帯域光画像の代わりに、酸素飽和度画像や分光推定画像を用いても良い。通常観察画像と同様のカラー画像で所望の形態情報を確認可能な場合には、通常観察画像と同様のカラー画像から自動的に関心領域を設定しても良い。

【 0 0 8 0 】

また、狭帯域光画像 2 1 9 に基づいて関心領域を自動設定する場合でも、狭帯域光画像 2 1 9 をモニタ 1 5 に表示させても良い。狭帯域光画像 2 1 9 をモニタ 1 5 に表示させておけば、ユーザが自動設定される関心領域を確認することができる。さらに、関心領域設定部 2 1 5 が自動設定する関心領域がユーザの所望する関心領域と一致しない場合には、特殊観察用画像処理部 2 0 3 の関心領域設定部 2 0 5 (図 1 2 参照) と同様にして、ユーザによって関心領域を指定できるようにしておいても良い。

10

【 0 0 8 1 】

なお、特殊観察用画像処理部 2 1 3 では、関心領域設定部 2 1 5 は狭帯域光画像 2 1 9 だけに基いて関心領域を自動設定しているが、過去の症例等に基づいて狭帯域光画像 2 1 9 から関心領域を抽出しても良い。例えば、図 1 5 に示すように、関心領域設定部 2 1 5 を過去の症例画像 (狭帯域画像等) を記憶したデータベース 2 2 0 に接続しておく。そして、関心領域設定部 2 1 5 は、狭帯域光画像 2 1 9 と過去の症例画像とで検体 1 1 の形態情報をマッチングし、過去の症例の特徴的な形態情報に合致する領域を狭帯域光画像 2 1 9 から抽出し、これを関心領域に設定する。このように、過去の症例と照らし合わせて関心領域を設定すると、狭帯域光画像 2 1 9 で強調表示されていても病変との関連性が低い領域を関心領域に指定してしまう可能性を低減し、自動指定する関心領域の正確性を向上させることができる。

20

【 0 0 8 2 】

なお、データベース 2 2 0 は、蛍光観察装置が内蔵していても良いし、蛍光観察装置の外部に設けられ、通信ネットワークを通じて接続されるものでも良い。また、ユーザに関心領域を指定させる場合 (図 1 2 参照) も、データベース 2 2 0 を用いて過去の症例画像をモニタ 1 5 に表示させておけば、ユーザによる関心領域の指定を支援することができる。

【 0 0 8 3 】

[第 3 実施形態]

第 1 実施形態の蛍光観察装置 1 0 は検体 1 1 をリアルタイムに観察しているが、さらに経時的な変化を示す情報 (経時情報) をユーザに提示できるようにしても良い。この場合、第 1 実施形態の蛍光観察装置 1 0 の特殊観察用画像処理部 5 3 を、例えば図 1 6 に示す特殊観察用画像処理部 3 0 3 に置き換える。特殊観察用画像処理部 3 0 3 は、特殊観察用画像処理部 5 3 の規格化蛍光強度算出部 7 6 を規格化蛍光強度算出部 3 0 6 に置き換えたものであり、それ以外の構成は特殊観察用画像処理部 5 3 と同じである。以下、予め定められた初期撮像時刻 T_1 から例えば所定時間 T おきの撮像時刻 T_1, T_2, T_3, \dots に検体 1 1 が撮像されるとする。

30

【 0 0 8 4 】

規格化蛍光強度算出部 3 0 6 は、参照領域の蛍光強度で関心領域の蛍光強度を規格化した規格化蛍光強度を算出する。但し、規格化蛍光強度の算出方法が第 1 実施形態の規格化蛍光強度算出部 7 6 とは異なり、経時的にも規格化された規格化蛍光強度を算出する。具体的には、規格化蛍光強度算出部 3 0 6 は、検体 1 1 を撮像する毎に、設定された参照領域に基づいて基準蛍光強度を算出する。これは、第 1 実施形態の規格化蛍光強度算出部 7 6 と同様である。すなわち、規格化蛍光強度算出部 3 0 6 は、各撮像時刻に得られた蛍光画像信号 S_{FL} から、各撮像時刻にそれぞれ設定された参照領域内にある画素の画素値を抽出し、その平均により、各撮像時刻の基準蛍光強度を求める。

40

【 0 0 8 5 】

一方、規格化蛍光強度算出部 3 0 6 は関心領域蛍光強度を算出するが、その算出方法は規格化蛍光強度算出部 7 6 と異なっている。具体的には、規格化蛍光強度算出部 7 6 は各

50

撮像時刻にそれぞれ設定される関心領域の画素値を抽出して関心領域蛍光強度を算出するが、規格化蛍光強度算出部306は、初期撮像時刻T1に設定された関心領域（以下、初期関心領域という）を用いて、各撮像時刻の関心領域蛍光強度を算出する。すなわち、規格化蛍光強度算出部306は、関心領域蛍光強度を算出するために画素値を抽出する領域を各撮像時刻の関心領域ではなく、初期関心領域に固定する。例えば、撮像時刻T2の関心領域蛍光強度を算出する場合、撮像時刻T2の蛍光画像信号 S_{FL} から、初期関心領域に対応する領域内の画素値を抽出し、その平均値を求めることにより、関心領域蛍光強度を算出する。撮像時刻T3以降も同様である。

【0086】

規格化蛍光強度算出部306は、上記のように算出した関心領域蛍光強度を基準蛍光強度で割ることにより、規格化蛍光強度を算出する。この規格化蛍光強度は、参照領域の蛍光強度で関心領域の蛍光強度を割っているため、検体11の個体差を除く規格化がなされており、かつ、関心領域を初期関心領域に固定しているため、初期撮像時刻T1を基準に時間的に規格化した蛍光強度の変化を表す。

【0087】

蛍光画像生成部77には、第1実施形態の規格化蛍光強度の代わりに、規格化蛍光強度算出部306が算出した規格化蛍光強度に基づいて関心領域を疑似カラー化した蛍光画像を生成させる。疑似カラー化する領域は、各撮像時刻に設定される関心領域である。

【0088】

そして、図17に示すように、モニタ15には、各撮像時刻の蛍光画像310T1, 310T2, 310T3, ...を少なくとも2以上時系列に表示する。各撮像時刻の蛍光画像310T1, 310T2, 310T3, ...を見れば、疑似カラー化された各関心領域311T1, 311T2, 311T3, ...の大きさの時間変化により、癌等の病変の大きさの変化を知ることができる。また、関心領域の色（あるいは濃淡）の変化は、NADHの含有量の時間変化を示す。例えば、検体11に抗癌剤等の治療薬を投与してから観察すれば、その効き目を判断することもできる。

【0089】

なお、これらの各蛍光画像310T1, 310T2, 310T3, ...には、各撮像時刻の参照領域312T1, 312T2, 312T3, ...や初期関心領域313を表示することが好ましい。各撮像時刻の参照領域312T1, 312T2, 312T3, ...や初期関心領域312は、表示用画像信号生成部54が表示用画像信号を生成する時に各蛍光画像各蛍光画像310T1, 310T2, 310T3, ...に重畳させることができる。また、経時蛍光強度比の時間変化を表すグラフ320を表示しても良い。これらの付加的情報は、癌等の病変の大きさの変化やNADHの含有量の時間変化の判断を、より視覚的に支援することができる。

【0090】

なお、特殊観察用画像処理部303を用いる場合、上記のように経時情報を表示するが、この経時情報は、1回の観察（検査）中にほぼリアルタイムに順次表示することができる。また、一週間前、一ヶ月前等の過去に観察した結果（過去の蛍光画像の生成に使用された画像信号、参照領域の設定、関心領域の設定等）を使用して経時情報の表示をすることもできる。過去の観察結果に基づいて経時情報を表示する場合には、図18に示すように、を記憶しておくデータベース307を設けておくことが好ましい。そして、規格化蛍光強度算出部306はこのデータベース307から過去の観察結果を取得し、取得した過去の観察結果に基づいて経時的な規格化蛍光強度を算出する。データベース307は、蛍光観察装置10の外部に設けられていても良いし、蛍光観察装置10が内蔵していても良い。蛍光観察装置10がデータベース307を内蔵する場合には、規格化蛍光強度算出部306が過去の観察結果を記憶して、データベース307として機能するようにしても良い。

【0091】

[第4実施形態]

10

20

30

40

50

第1～第3実施形態では、検体11の酸素飽和度に基づいて参照領域を設定しているが、他の方法で参照領域を設定しても良い。例えば、着色剤を検体11に投与して、その着色された色に応じて参照領域を設定しても良い。

【0092】

図19に示すように、蛍光観察装置400は、着色剤を検体11に投与するための着色剤投与部401を備える。また、蛍光観察装置400で用いる回転フィルタ402は、図20に示すように、通常観察用フィルタ402aと特殊観察用フィルタ402bを有し、常観察用フィルタ402aは、B、G、Rの各色のフィルタからなり、特殊観察用フィルタ402bは、B、G、Rの各色のフィルタと遮光部とからなる。また、蛍光観察装置400では、第1実施形態の特殊観察用画像処理部53が特殊観察用画像処理部403に置き換えられている。それ以外の構成は、第1実施形態の蛍光観察装置10と同様である。

10

【0093】

特殊観察用画像処理部403には、酸素飽和度を算出するための各部（信号比算出部71、相関関係記憶部72、酸素飽和度算出部73）が設けられておらず、第1実施形態とは異なる機能を有する参照領域設定部404と関心領域設定部405を備えている。規格化蛍光強度算出部76、蛍光画像生成部77、構造強調部78は第1実施形態と同じものである。

【0094】

参照領域設定部404は、画像処理切替部51を介してB、G、Rの各色の画像信号を取得する。そして、これらの画像信号を用いて、特定色に着色された領域（あるいは着色剤によって着色されていない領域）を参照領域に設定する。関心領域設定部405も同様に、画像処理切替部51を介してB、G、Rの各色の画像信号を取得し、これらの画像信号を用いて、参照領域とは別の特定色に着色された領域（あるいは着色剤によって着色されていない領域）を関心領域に設定する。

20

【0095】

図21に示すように、着色剤としてpH指示薬を検体11に投与した場合、関心領域設定部405は、各色の画像信号409R、409G、409Bのいずれか、またはこれらの組み合わせから、pHが特定値以下になっている酸性領域410を、pH指示薬による色に基づいて抽出し、関心領域に設定する。また、参照領域設定部404は、pHが特定値以上になっている中性領域（あるいはアルカリ性領域）411を、pH指示薬による色に基づいて抽出し、参照領域に設定する。多くの場合、癌組織の表面は、酸性になっているので、pH指示薬を用いれば、癌組織を関心領域に設定し、正常組織を参照領域に設定することができる。

30

【0096】

こうして参照領域や関心領域の設定が完了すると、その後の処理は第1実施形態と同様に行われる。すなわち、蛍光観察装置400でも規格化蛍光強度に基づいて関心領域を疑似カラー化した蛍光画像420を生成及び表示できる。

【0097】

なお、着色剤としては、pH指示薬の他に、インジゴカルミン、トルイジンブルー、メチレンブルー、ルゴール氏液、クリスタルバイオレット、フルオレスチン、アクリジンオレンジ、インドシアニングリーン、または酢酸を用いることができる。また、pH指示薬を含め、これらの各着色剤を組み合わせ用いても良い。

40

【0098】

なお、蛍光観察装置400の光源部12は、着色剤によって少なくとも一部が着色された検体11に、着色剤による色を識別可能な照明光と、蛍光FLを発光させるための励起光を検体11に照射可能であれば、その構成は任意である。

【0099】

なお、蛍光観察装置400は、参照領域と関心領域を自動で設定しているが、これらを手動で設定できるようにしても良い。この場合、着色剤による色を識別できるカラー画像を生成及び表示して、ユーザは、着色剤による検体11の色付きを観察して操作部56に

50

よって参照領域や関心領域を指定する。

【0100】

なお、蛍光観察装置400の制御部55は、着色剤によって検体11が着色される前に励起光を照射して検体を撮像し、蛍光画像信号 S_{FL} をイメージセンサ34から出力させ、着色剤が検体11に投与された後にR、G、Bの各色の照明光を照射して、対応する各色の画像信号を出力させるように、撮像制御を行うことが好ましい。こうすれば、着色剤の色と、蛍光FLの波長域が重複（あるいは一部重複）する場合でも、着色剤の色に邪魔されずに検体11を蛍光観察することができる。

【0101】

なお、第4実施形態の蛍光観察装置400には、第2～第3実施形態も組み合わせることができる。

10

【0102】

[第5実施形態]

第1～第4実施形態の蛍光観察装置の構成は、内視鏡システムに実装することができる。図22に示すように、内視鏡システム510は、内視鏡512と、光源装置514と、プロセッサ装置516、モニタ518と、コンソール520とを有する。

【0103】

内視鏡512は、光源装置514と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置516と電気的に接続される。内視鏡512は、検体内に挿入される挿入部521と、挿入部521の基端部分に設けられた操作部522と、挿入部521の先端側に設けられた湾曲部523及び先端部524を有している。操作部522のアンクルノブ522aを操作することにより、湾曲部523は湾曲動作する。この湾曲動作にともなって、先端部524が所望の方向に向けられる。また、挿入部521には、鉗子等の処置具を挿通するための鉗子チャンネル521aが設けられている。

20

【0104】

操作部522には、アンクルノブ522aの他、モード切替SW（モード切替スイッチ）522bと、ズーム操作部522cが設けられている。モード切替SW522bは、通常観察モードと、特殊観察モードの2種類のモード間の切り替え操作に用いられる。

【0105】

プロセッサ装置516は、モニタ518及びコンソール520と電気的に接続される。モニタ518は、通常観察画像や蛍光画像、及びこれらの画像に関する情報（以下、画像情報等という）を表示する。コンソール520は、機能設定等の入力操作を受け付けるUI（ユーザインタフェース）として機能する。なお、プロセッサ装置16には、画像情報等を記録する記録部（図示省略）を接続しても良い。

30

【0106】

図23に示すように、第1実施形態の蛍光観察装置10の光源部12は光源装置514と先端部524に設けることができる。また、撮像部13は内視鏡512に、プロセッサ部14の各部はプロセッサ装置516にそれぞれ設けることができる。また、図24に示す内視鏡システム550のように、第4実施形態の蛍光観察装置400の各部も同様である。この場合、着色剤投与部401は、鉗子チャンネルに挿通して用いる処置具である。

40

【符号の説明】

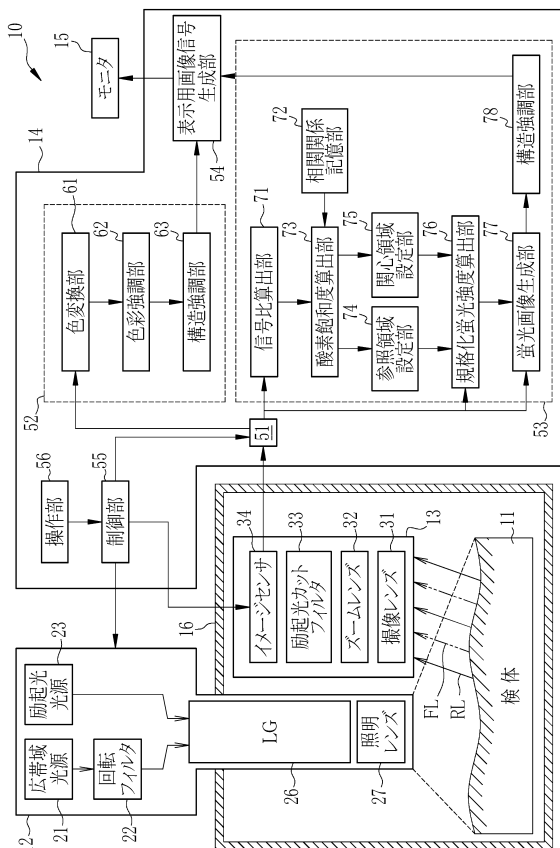
【0107】

- 10, 400 蛍光観察装置
- 11 検体
- 12 光源部
- 13 撮像部
- 14 プロセッサ部
- 15 モニタ
- 16 暗箱
- 21 広帯域光源

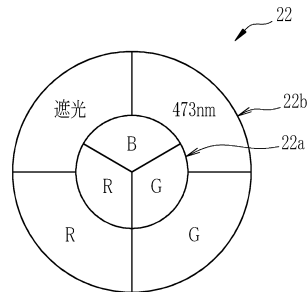
50

- 2 2 回転フィルタ
- 2 3 励起光光源
- 3 3 励起光カットフィルタ
- 3 4 イメージセンサ
- 5 2 通常観察用画像処理部
- 5 3 特殊観察用画像処理部
- 5 4 表示用画像信号生成部
- 7 1 信号比算出部
- 7 3 酸素飽和度算出部
- 7 4 参照領域設定部
- 7 5 関心領域設定部
- 7 6 規格化蛍光強度算出部
- 7 7 蛍光画像生成部
- 5 0 0 , 5 5 0 内視鏡システム

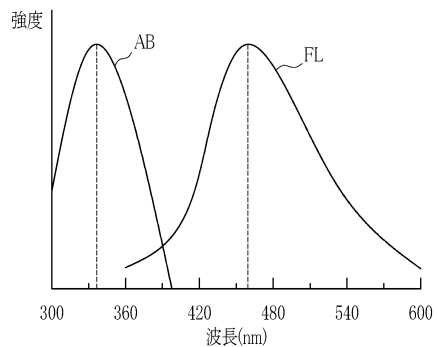
【 図 1 】



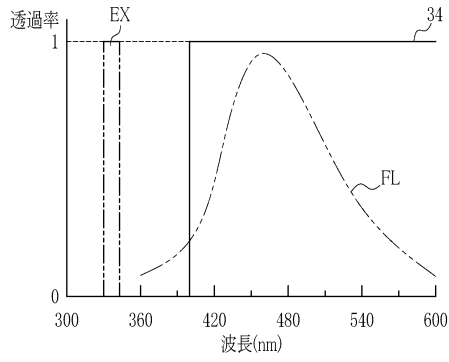
【 図 2 】



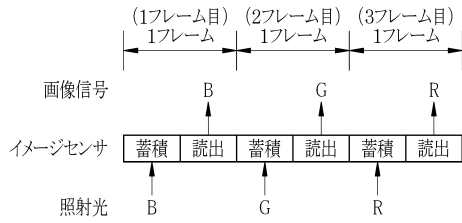
【 図 3 】



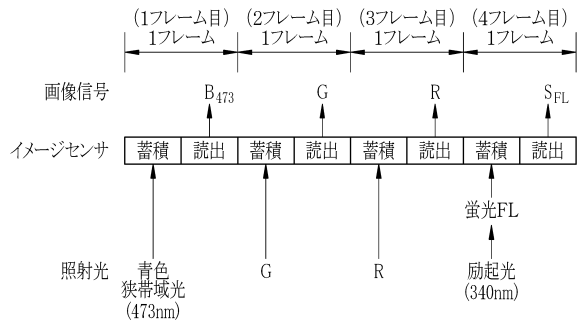
【図4】



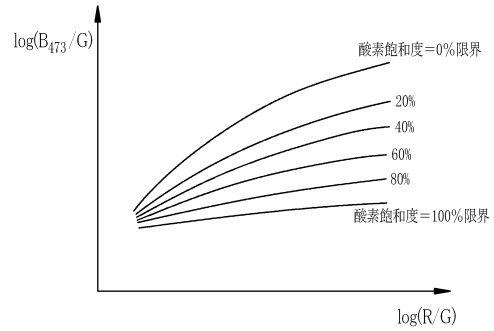
【図5】



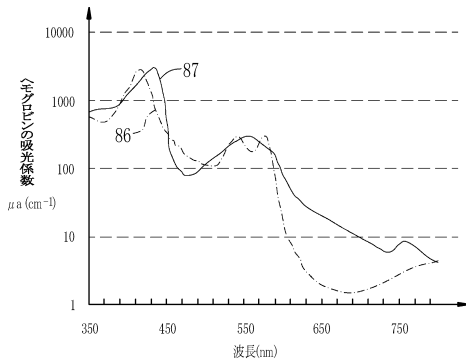
【図6】



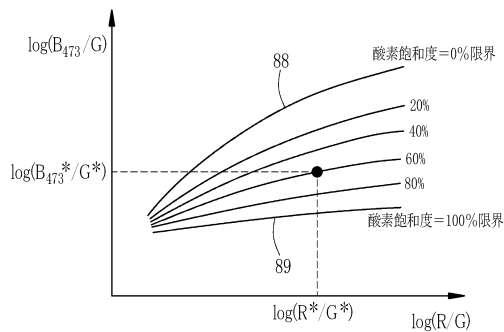
【図7】



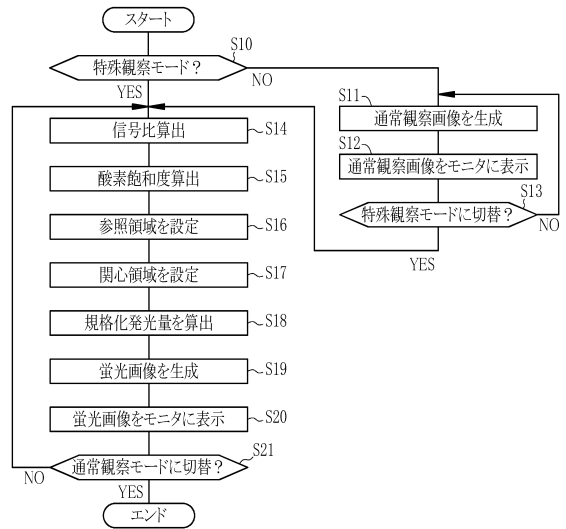
【図8】



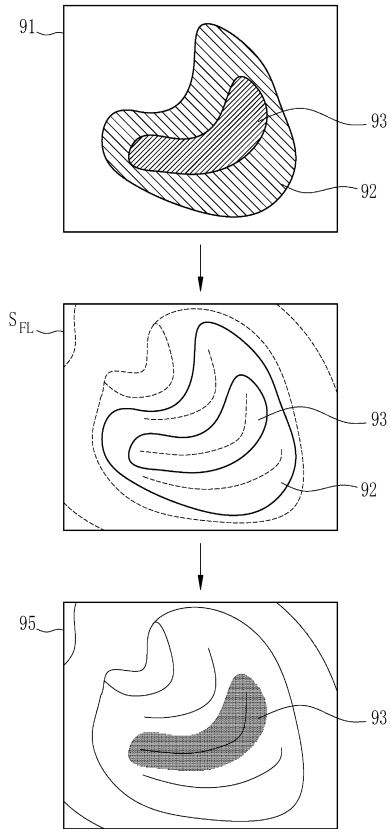
【図9】



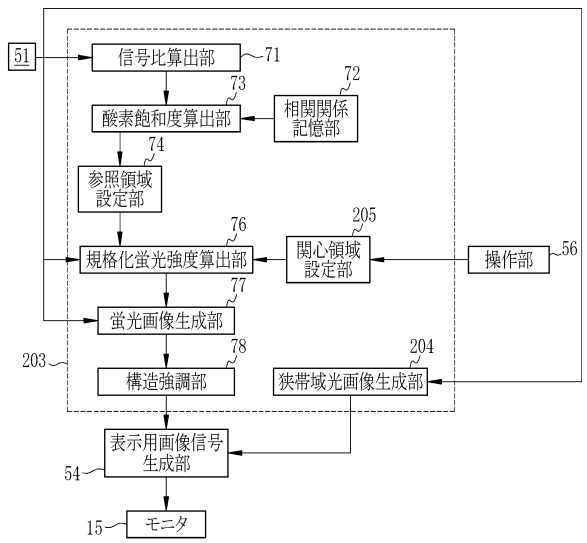
【図10】



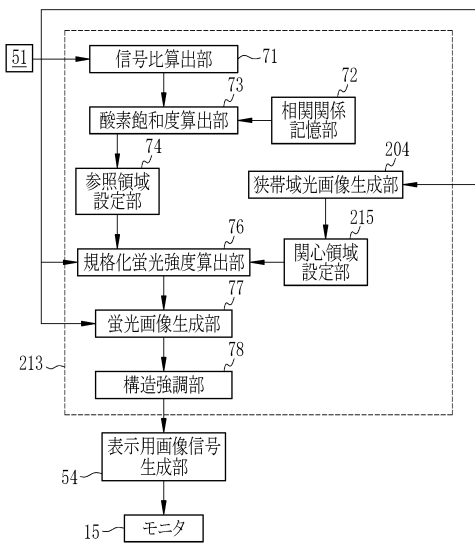
【図11】



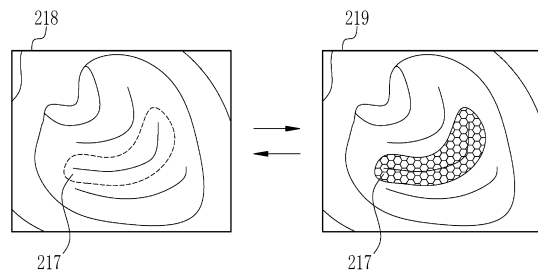
【図12】



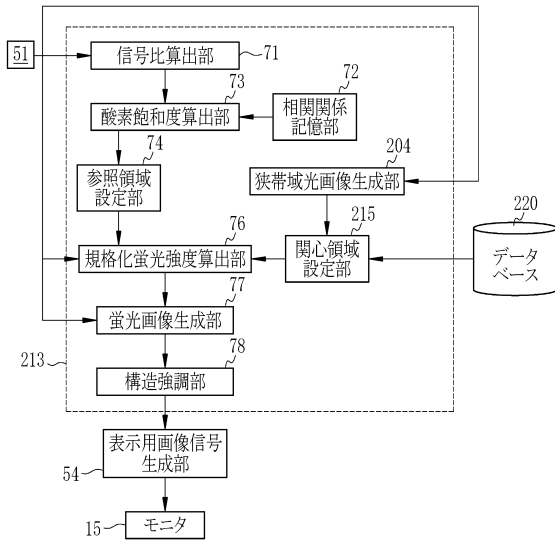
【図13】



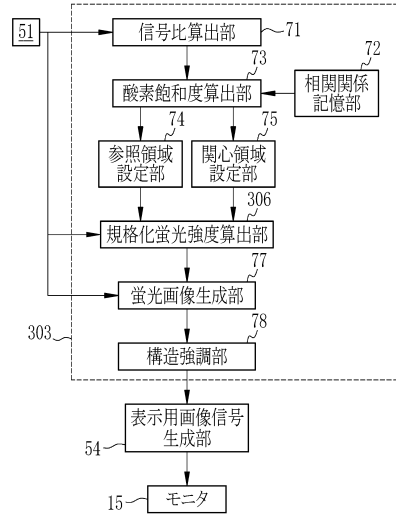
【図14】



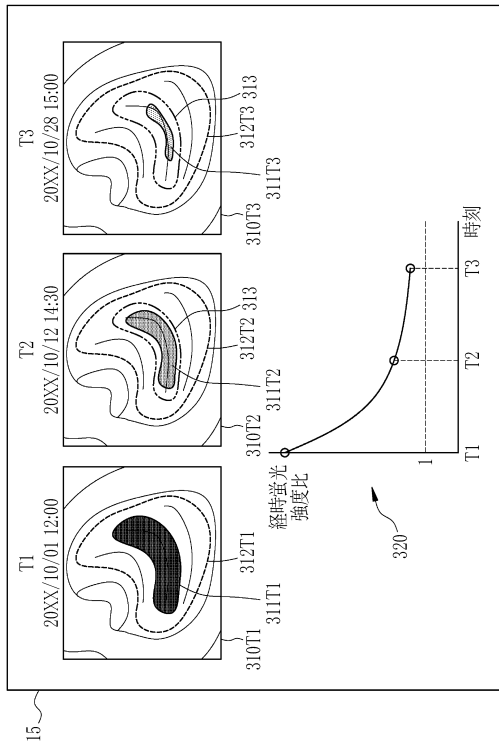
【図15】



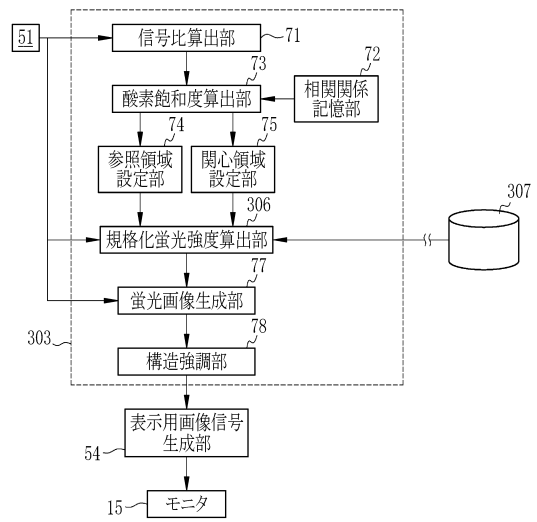
【図16】



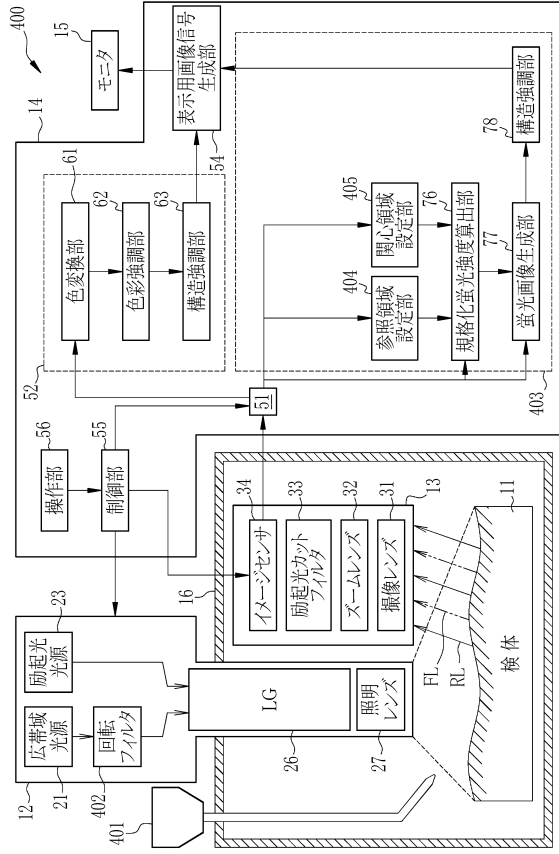
【図17】



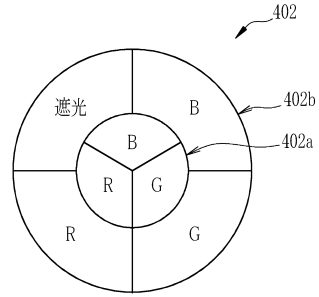
【図18】



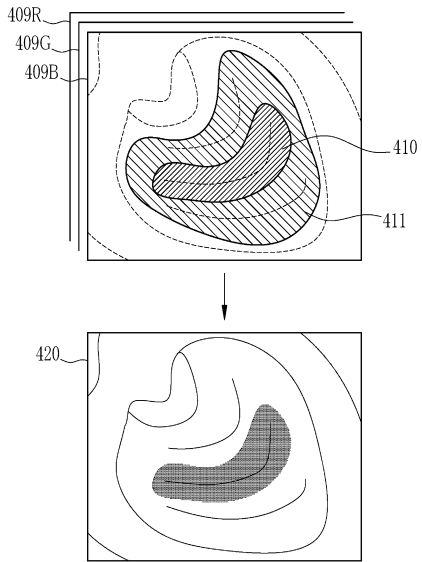
【図19】



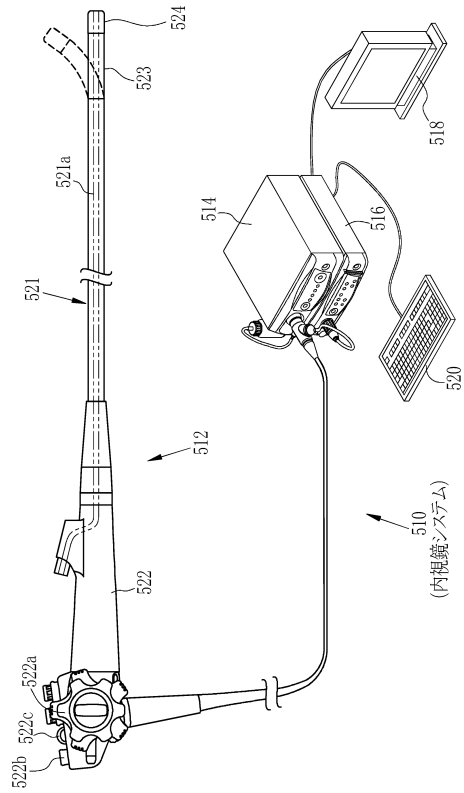
【図20】



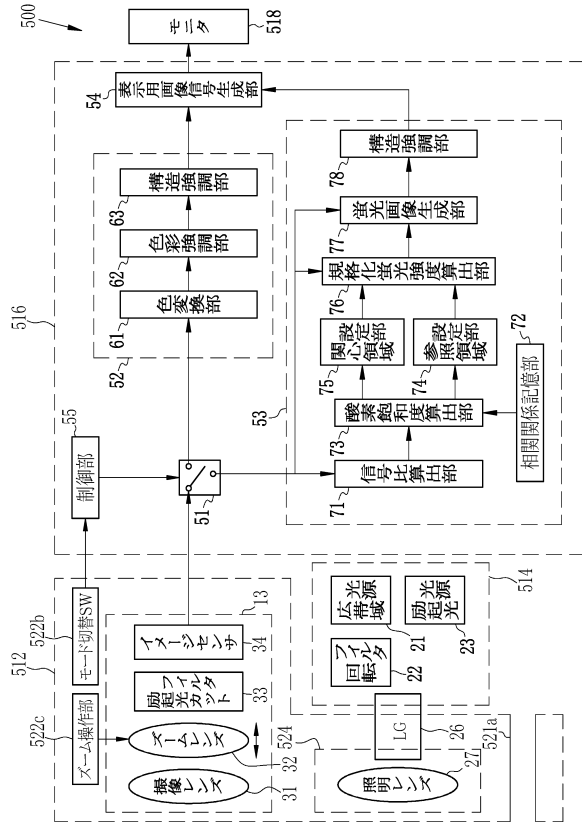
【図21】



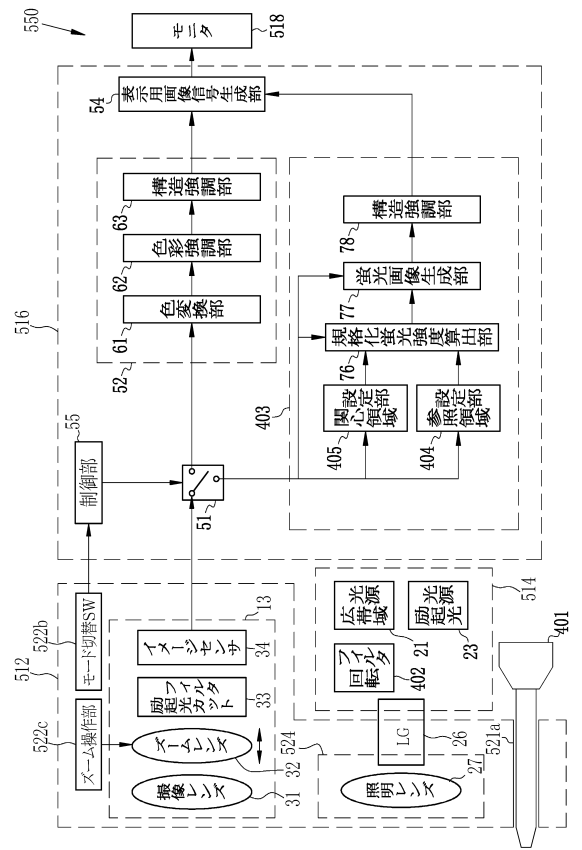
【図22】



【図23】



【図24】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2011-217798(JP,A)
国際公開第2013/100030(WO,A1)
特開2003-36436(JP,A)
特開2000-139462(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
A61B 5/1455
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	荧光观察装置，内窥镜系统，处理器装置和操作方法		
公开(公告)号	JP6030035B2	公开(公告)日	2016-11-24
申请号	JP2013202548	申请日	2013-09-27
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	富永俊弼		
发明人	富永 俊弼		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00188 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/14539 A61B5/14556 A61B5/7425 G01N21/6456 G02B21/16 G02B23/2461 G02B26/008 G06T11/001 A61B5/14546		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B5/14.322 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.610 A61B1/045.617 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B5/1455		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KX01 4C161/MM01 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/WW02 4C161/WW08 4C161/WW17		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2015066129A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

甲无论试样的个体差异，荧光观察装置，其能够定量诊断的，提供一种内窥镜系统以及所述处理器设备和操作方法。荧光观察装置10包括氧饱和度计算单元73，参考区域设定单元74，关注区域设定单元75，标准化荧光强度计算单元76和荧光图像生成单元77。氧饱和度计算单元73针对每个像素计算样本的氧饱和度。参考区域设置部分74基于氧饱和度来设置样本的参考区域。感兴趣区域设定部分75设定样本的感兴趣区域。归一化的荧光强度计算单元76，基准荧光强度是使用通过成像用荧光试样获得的荧光图像信号的参考区域的像素值来计算，兴趣，使用关注区域的像素值来计算通过划分区域荧光强度，计算表示归一化荧光发射强度的归一化荧光强度。荧光图像生成单元77基于归一化的荧光强度生成荧光图像。点域1

