

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5774563号
(P5774563)

(45) 発行日 平成27年9月9日 (2015.9.9)

(24) 登録日 平成27年7月10日 (2015.7.10)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 5 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2012-194180 (P2012-194180)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成24年9月4日 (2012.9.4)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2014-46150 (P2014-46150A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成26年3月17日 (2014.3.17)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成26年2月7日 (2014.2.7)		弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	齋藤 孝明
			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	門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びそのプロセッサ装置並びに内視鏡システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検体に対して照明光を照射する照明手段と、
前記照明光のうち、酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる第1波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる第1画像情報と、前記第1波長域と異なる第2波長域の光で照明された検体を撮像して得られる第2画像情報と、前記第1及び第2波長域と異なる第3波長域の光で照明された検体を撮像して得られる第3画像情報とを取得する画像情報取得手段と、
前記第1ないし第3画像情報のうち2つの画像情報の各画素間の第1強度比、及び前記第1ないし第3画像情報のうち前記2つの画像情報とは組み合わせが異なる2つの画像情報の各画素間の第2強度比を算出する強度比算出手段と、
前記強度比算出手段で算出した第1強度比の平均値を第1平均強度比として求め、前記強度比算出手段で算出した第2強度比の平均値を第2平均強度比として求める平均強度比算出手段と、
予め設定した第1強度比の初期強度比と、前記平均強度比算出手段で求めた第1平均強度比との第1ズレ量を算出し、且つ、予め設定した第2強度比の初期強度比と、前記平均強度比算出手段で求めた第2平均強度比との第2ズレ量を算出するズレ量算出手段と、
前記第1強度比及び前記第2強度比からなる二次元空間上で定義され、前記第1強度比及び前記第2強度比と酸素飽和度とを対応付ける等高線を記憶する相関関係記憶部と、
前記第1ズレ量又は前記第2ズレ量に基づいて、前記等高線をシフトすることにより、

10

20

前記相関関係記憶部を更新する更新手段と、

更新後の相関関係記憶部を参照して、前記酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記第 1 画像情報は、450～500nmの波長域を含む光が照射された前記検体を撮像素子で撮像して得られる狭帯域の第 1 画像データであり、前記第 2 画像情報は、590～700nmの波長域を含む光が照射された前記検体を撮像素子で撮像して得られる第 2 画像データであり、前記第 3 画像情報は、540～580nmの波長域を含む光が照射された前記検体を撮像素子で撮像して得られる第 3 画像データであることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

10

【請求項 3】

前記照明手段はキセノンランプを有することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

検体に対して照明光を照射するとともに、前記照明光のうち、酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる第 1 波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる第 1 画像情報と、前記第 1 波長域と異なる第 2 波長域の光で照明された検体を撮像して得られる第 2 画像情報と、前記第 1 及び第 2 波長域と異なる第 3 波長域の光で照明された検体を撮像して得られる第 3 画像情報とを取得する内視鏡に接続される内視鏡システムのプロセッサ装置において、

20

前記第 1 ないし第 3 画像情報を受信する受信手段と、

前記第 1 ないし第 3 画像情報のうち 2 つの画像情報の各画素間の第 1 強度比、及び前記第 1 ないし第 3 画像情報のうち前記 2 つの画像情報とは組み合わせが異なる 2 つの画像情報の各画素間の第 2 強度比を算出する強度比算出手段と、

前記強度比算出手段で算出した第 1 強度比の平均値を第 1 平均強度比として求め、前記強度比算出手段で算出した第 2 強度比の平均値を第 2 平均強度比として求める平均強度比算出手段と、

予め設定した第 1 強度比の初期強度比と、前記平均強度比算出手段で求めた第 1 平均強度比との第 1 ズレ量を算出し、且つ、予め設定した第 2 強度比の初期強度比と、前記平均強度比算出手段で求めた第 2 平均強度比との第 2 ズレ量を算出するズレ量算出手段と、

30

前記第 1 強度比及び前記第 2 強度比からなる二次元空間上で定義され、前記第 1 強度比及び前記第 2 強度比と酸素飽和度とを対応付ける等高線を記憶する相関関係記憶部と、

前記第 1 ズレ量又は前記第 2 ズレ量に基づいて、前記等高線をシフトすることにより、前記相関関係記憶部を更新する更新手段と、

更新後の相関関係記憶部を参照して、前記酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、
を備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置。

【請求項 5】

照明手段が、照明光を発するステップと、

40

画像情報取得手段が、前記照明光のうち、酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる第 1 波長域を含む光で照明中の検体を撮像して得られる第 1 画像情報と、前記第 1 波長域と異なる第 2 波長域の光で照明中の検体を撮像して得られる第 2 画像情報と、前記第 1 及び第 2 波長域と異なる第 3 波長域の光で照明中の検体を撮像して得られる第 3 画像情報とを取得するステップと、

強度比算出手段が、前記第 1 ないし第 3 画像情報のうち 2 つの画像情報の各画素間の第 1 強度比、及び前記第 1 ないし第 3 画像情報のうち前記 2 つの画像情報とは組み合わせが異なる 2 つの画像情報の各画素間の第 2 強度比を算出するステップと、

平均強度比算出手段が、前記強度比算出手段で算出した第 1 強度比の平均値を第 1 平均強度比として求め、前記強度比算出手段で算出した第 2 強度比の平均値を第 2 平均強度比

50

として求めるステップと、

ズレ量算出手段が、予め設定した第1強度比の初期強度比と、前記平均強度比算出手段で求めた第1平均強度比との第1ズレ量を算出し、且つ、予め設定した第2強度比の初期強度比と、前記平均強度比算出手段で求めた第2平均強度比との第2ズレ量を算出するステップと、

更新手段が、前記第1強度比及び前記第2強度比からなる二次元空間上で定義され、前記第1強度比及び前記第2強度比と酸素飽和度とを対応付ける等高線を記憶する相関関係記憶部を更新するステップであって、前記第1ズレ量又は前記第2ズレ量に基づいて、前記等高線をシフトすることにより、前記相関関係記憶部を更新するステップと、

酸素飽和度算出手段が、更新後の相関関係記憶部を参照して、前記酸素飽和度を算出するステップと、

を有することを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を表示する内視鏡システム及びそのプロセス装置並びに内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

現在の医療分野においては、内視鏡を使ったガン診断が広く行われている。この内視鏡のガンの診断においては、内視鏡の挿入部を検体内に挿入し、その先端部から検体に所定波長の照明光で照明してから、先端部の撮像素子で検体を撮像することにより、検体上に表れる様々な生体情報が反映された画像を取得している。

【0003】

例えば、特許文献1では、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異吸収波長域の光を照明光として用いることで、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化している。この画像化により得られる酸素飽和度画像上では、低酸素状態を示すガンなどの病変部位とそれ以外の高酸素状態を示す正常部位とが、異なる色で表示される。これにより、ガンの分布を酸素飽和度画像から直感的に把握することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2012-100800号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1では、異吸収波長域の照明光を含む複数波長域の照明光の発光時に得られる複数の画像情報の各画素間の強度比と酸素飽和度との相関関係を、LUTなどのメモリに予め記憶させている。そして、実際に、内視鏡を挿入して体腔内の画像観察を行う際には、体腔内の撮像で順次得られる強度比に対応する酸素飽和度を、メモリに記憶させた相関関係から算出し、その算出された酸素飽和度に基づいて酸素飽和度画像を生成している。

【0006】

この特許文献1では、複数波長域の照明光のうち、異吸収波長域の照明光について、酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の差が規定の値であることを前提として、強度比と酸素飽和度との相関関係を構築している。そのため、キセノンランプのように、経時変化によって発光スペクトルが変化する照明光源を使用した場合は、異吸収波長域の照明光における酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の差が、経時変化により規定値からズレてしまうことがある。また、温度変化により発光スペクトルが変化する蛍光体（例えば、青色励起光によって緑から赤の蛍光を発光する蛍光体）を含む照明光源を使用した場合にも、酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の差が、温度変化によって規定値からズレてしまうことがあ

10

20

30

40

50

る。このように規定値からズレてしまうと、酸素飽和度を算出することができないおそれがある。

【 0 0 0 7 】

本発明は、経時変化、温度変化によって照明光の発光スペクトルが変化する場合であっても、酸素飽和度を正確に算出することができる内視鏡システム及びそのプロセッサ装置並びに内視鏡システムの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】

【 0 0 0 8 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、検体に対して照明光を照射する照明手段と、照明光のうち、酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる第1波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる第1画像情報と、第1波長域と異なる第2波長域の光で照明された検体を撮像して得られる第2画像情報と、第1及び第2波長域と異なる第3波長域の光で照明された検体を撮像して得られる第3画像情報とを取得する画像情報取得手段と、第1ないし第3画像情報のうち2つの画像情報の各画素間の第1強度比、及び第1ないし第3画像情報のうち2つの画像情報とは組み合わせが異なる2つの画像情報の各画素間の第2強度比を算出する強度比算出手段と、強度比算出手段で算出した第1強度比の平均値を第1平均強度比として求め、強度比算出手段で算出した第2強度比の平均値を第2平均強度比として求める平均強度比算出手段と、予め設定した第1強度比の初期強度比と、平均強度比算出手段で求めた第1平均強度比との第1ズレ量を算出し、且つ、予め設定した第2強度比の初期強度比と、平均強度比算出手段で求めた第2平均強度比との第2ズレ量を算出するズレ量算出手段と、第1強度比及び第2強度比からなる二次元空間上で定義され、第1強度比及び第2強度比と酸素飽和度とを対応付ける等高線を記憶する相関関係記憶部と、第1ズレ量又は第2ズレ量に基づいて、等高線をシフトすることにより、相関関係記憶部を更新する更新手段と、更新後の相関関係記憶部を参照して、酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、を備えることを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

複数の画像情報は、第1画像情報と、第1波長域と異なる第2波長域の光で照明された検体を撮像して得られる第2画像情報と、第1及び第2波長域と異なる第3波長域の光で照明された検体を撮像して得られる第3画像情報を有し、酸素飽和度算出手段は、前記第1ないし第3画像情報のうち2つの画像情報の各画素間の第1強度比、及び前記第1ないし第3画像情報のうち前記2つの画像情報とは組み合わせが異なる2つの画像情報の各画素間の第2強度比と、前記酸素飽和度との相関関係を記憶する相関関係記憶部と、第1ないし第3画像情報及び前記相関関係を用いて、酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部とを有することが好ましい。

【 0 0 1 0 】

第1画像情報は、450～500nmの波長域を含む光が照射された検体を撮像素子で撮像して得られる狭帯域の第1画像データであり、第2画像情報は、590～700nmの波長域を含む光が照射された検体を撮像素子で撮像して得られる第2画像データであり、第3画像情報は、540～580nmの波長域を含む光が照射された検体を撮像素子で撮像して得られる第3画像データであることが好ましい。

【 0 0 1 1 】

相関関係記憶部は、相関関係を複数個記憶し、変更手段は、スペクトル情報取得手段で取得した照明光のスペクトル情報に基づいて、複数の相関関係の中から1つの相関関係を選択することが好ましい。変更手段は、スペクトル情報取得手段で取得した照明光のスペクトル情報に基づいて、相関関係を更新することが好ましい。

【 0 0 1 2 】

照明光のスペクトル情報は、照明光のスペクトルの変化に関するスペクトル変化情報であることが好ましい。照明手段の累積点灯時間をスペクトル変化情報として用いることが好ましい。第1強度比又は第2強度比の少なくとも一方の強度比と予め定めた初期強度比

とのズレ量を、スペクトル変化情報として用いることが好ましい。照明手段はキセノンランプを有することが好ましい。

【0013】

本発明は、検体に対して照明光を照射するとともに、照明光のうち、酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる第1波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる第1画像情報と、第1波長域と異なる第2波長域の光で照明された検体を撮像して得られる第2画像情報と、第1及び第2波長域と異なる第3波長域の光で照明された検体を撮像して得られる第3画像情報とを取得する内視鏡に接続される内視鏡システムのプロセッサ装置において、第1ないし第3画像情報を受信する受信手段と、第1ないし第3画像情報のうち2つの画像情報の各画素間の第1強度比、及び第1ないし第3画像情報のうち2つの画像情報とは組み合わせが異なる2つの画像情報の各画素間の第2強度比を算出する強度比算出手段と、強度比算出手段で算出した第1強度比の平均値を第1平均強度比として求め、強度比算出手段で算出した第2強度比の平均値を第2平均強度比として求める平均強度比算出手段と、予め設定した第1強度比の初期強度比と、平均強度比算出手段で求めた第1平均強度比との第1ズレ量を算出し、且つ、予め設定した第2強度比の初期強度比と、平均強度比算出手段で求めた第2平均強度比との第2ズレ量を算出するズレ量算出手段と、第1強度比及び第2強度比からなる二次元空間上で定義され、第1強度比及び第2強度比と酸素飽和度とを対応付ける等高線を記憶する相関関係記憶部と、第1ズレ量又は第2ズレ量に基づいて、等高線をシフトすることにより、相関関係記憶部を更新する更新手段と、更新後の相関関係記憶部を参照して、酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、を備えることを特徴とする。

10

20

【0014】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、照明手段が、照明光を発するステップと、画像情報取得手段が、照明光のうち、酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる第1波長域を含む光で照明中の検体を撮像して得られる第1画像情報と、第1波長域と異なる第2波長域の光で照明中の検体を撮像して得られる第2画像情報と、第1及び第2波長域と異なる第3波長域の光で照明中の検体を撮像して得られる第3画像情報とを取得するステップと、強度比算出手段が、第1ないし第3画像情報のうち2つの画像情報の各画素間の第1強度比、及び第1ないし第3画像情報のうち2つの画像情報とは組み合わせが異なる2つの画像情報の各画素間の第2強度比を算出するステップと、平均強度比算出手段が、強度比算出手段で算出した第1強度比の平均値を第1平均強度比として求め、強度比算出手段で算出した第2強度比の平均値を第2平均強度比として求めるステップと、ズレ量算出手段が、予め設定した第1強度比の初期強度比と、平均強度比算出手段で求めた第1平均強度比との第1ズレ量を算出し、且つ、予め設定した第2強度比の初期強度比と、平均強度比算出手段で求めた第2平均強度比との第2ズレ量を算出するステップと、更新手段が、第1強度比及び第2強度比からなる二次元空間上で定義され、第1強度比及び第2強度比と酸素飽和度とを対応付ける等高線を記憶する相関関係記憶部を更新するステップであって、第1ズレ量又は第2ズレ量に基づいて、等高線をシフトすることにより、相関関係記憶部を更新するステップと、酸素飽和度算出手段が、更新後の相関関係記憶部を参照して、酸素飽和度を算出するステップと、を有することを特徴とする。

30

40

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、照明光のスペクトル情報に基づいて、酸素飽和度の算出方法を変更しているため、経時変化、温度変化によって照明光の発光スペクトルが変化した場合であっても、酸素飽和度を正確に算出することができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】内視鏡システムの外観を表す図である。

【図2】内視鏡システムの内部構成を示す図である。

50

【図 3】キセノンランプの発光スペクトルを示すグラフである。

【図 4】回転フィルタを示す図である。

【図 5】測定用フィルタ、B フィルタ、G フィルタ、R フィルタの分光透過特性を示すグラフである。

【図 6 A】通常モードにおける撮像素子の動作を説明するための図である。

【図 6 B】酸素飽和度モードにおける撮像素子の動作を説明するための図である。

【図 7】第 1 実施形態における画像処理部の内部構成を示す図である。

【図 8】強度比 B_1 / G_2 、 R_2 / G_2 と酸素飽和度との相関関係を表すグラフである。

【図 9】第 1 及び第 2 相関関係における等高線の間隔 $X_1 \sim X_5$ を列挙した表である。

【図 10】 $350 \sim 800 \text{ nm}$ の波長域における酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の分布を示すグラフである。

10

【図 11】強度比 B_1^* / G_2^* 、 R_2^* / G_2^* に対応する酸素飽和度の算出方法を説明するためのグラフである。

【図 12】青色画像データ B_2 、緑色画像データ G_2 、赤色画像データ R_2 とゲインとの関係を示すグラフである。

【図 13】キセノンランプの点灯から、酸素飽和度モードを経て、キセノンランプの消灯に至るまでの一連の流れを表したフローチャートである。

【図 14】第 2 実施形態における画像処理部の内部構成を示す図である。

【図 15】キセノンランプの累積点灯時間 T によって定義される等高線の間隔 $X_1 \sim X_5$ を列挙した表である。

20

【図 16】初期強度比とのズレ量に基づいて、等高線全体をシフトさせることを説明するための説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

図 1 に示すように、第 1 実施形態の内視鏡システム 10 は、被検体内を照明する光を発生する光源装置 11 と、光源装置 11 から光を被検体の被観察領域に照射し、その反射像を撮像する内視鏡装置 12 と、内視鏡装置 12 での撮像により得られた画像データを画像処理するプロセッサ装置 13 と、画像処理によって得られた内視鏡画像等を表示する表示装置 14 と、キーボード等で構成される入力装置 15 とを備えている。

【0018】

30

内視鏡装置 12 には、操作部 16 側から順に、軟性部 17、湾曲部 18、スコープ先端部 19 が設けられている。軟性部 17 は可撓性を有しているため、屈曲自在にすることができる。湾曲部 18 は、操作部 16 に配置されたアングルノブ 16a の回動操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部 18 は、被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲させることができるため、スコープ先端部 19 を所望の観察部位に向けることができる。

【0019】

内視鏡システム 10 は、波長範囲が青色から赤色に及ぶ可視光の被検体像からなる通常画像を表示装置 14 に表示する通常モードと、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示装置 14 に表示する酸素飽和度モードを備えている。これら 2 つのモードは、内視鏡装置に設けられた切り替えスイッチ 21 や入力装置 15 によって、切り替え可能である。

40

【0020】

図 2 に示すように、光源装置 11 は、白色光源 30 と、この白色光源 30 からの広帯域光 B_B を所定波長の光に波長分離する回転フィルタ 31 と、回転フィルタ 31 の回転軸に接続され、一定の回転速度で回転フィルタ 31 を回転させるモータ 32 と、回転フィルタ 31 をその半径方向にシフトさせるシフト部 34 を備えている。

【0021】

白色光源 30 は、光源本体 30a と、赤外線カットフィルタ 30b と、絞り 30c とを備えている。光源本体 30a はキセノンランプで構成され、図 3 に示すように、広帯域光

50

BBを発光する。この広帯域光BBは、光源本体30aの発光特性が経時変化することで、発光スペクトルに変化が生じるようになる。即ち、キセノンランプの累積点灯時間が長くなるほど、広帯域光BBの発光スペクトルの変化が大きくなる。したがって、キセノンランプの累積点灯時間と広帯域光BBの発光スペクトルの変化とは相関関係があるため、第1実施形態では、キセノンランプの累積点灯時間を、広帯域光BBの発光スペクトルの変化に関するスペクトル変化情報として用いる。

【0022】

光源本体30aは、ランプボタン35のON・OFF操作によって、点灯または消灯する。このランプボタン35は、光源装置11内に設けられたタイマー36に接続されている。タイマー36は、ランプボタン35が操作される毎に、ランプボタン35のON時間を計測することによって光源本体30aの累積点灯時間Tを計測する。このタイマー36で計測された累積点灯時間Tのデータは、プロセッサ装置13に送信される。

【0023】

赤外線カットフィルタ30bは、光源本体30aと絞り30cとの間に設けられ、広帯域光BBのうち、720nm以下の波長域の光を透過させる一方で、720nmを超える波長域の光をカットする(図3参照)。絞り30cは、その開度を調整することによって、白色光源30から出射して回転フィルタ31に入射する広帯域光BBの光量を調整する。なお、光源本体30aは、経時的に発光スペクトルが変化する光源であれば、キセノンランプに限る必要はなく、また、温度変化により蛍光の発光スペクトルが変化する蛍光体を含む照明光源でもよい。例えば、青色励起光によって緑から赤の蛍光を発光する蛍光体を含む照明光源の場合であれば、青色励起光と蛍光とを含む広帯域光BBが発せられる。

【0024】

図4に示すように、回転フィルタ31は、モータ32に接続された回転軸31aを回転中心として回転する。この回転フィルタ31には、回転軸31aがある回転中心から順に、半径方向に沿って、第1及び第2フィルタ領域38, 39が設けられている。第1フィルタ領域38は通常モード時に広帯域光BBの光路上にセットされ、第2フィルタ領域39は酸素飽和度モード時に広帯域光BBの光路上にセットされる。各フィルタ領域38, 39の切替は、シフト部34により回転フィルタ31を半径方向にシフトさせることによって、行われる。

【0025】

第1フィルタ領域38は、中心角が120°の扇型の領域に、それぞれBフィルタ部38a、Gフィルタ部38b、Rフィルタ部38cが設けられている。図5に示すように、Bフィルタ部38aは広帯域光BBから青色帯域(380~520nm)のB光を透過させ、Gフィルタ部38bは広帯域光BBから緑色帯域(480~620nm)のG光を透過させ、Rフィルタ部38cは広帯域光BBから赤色帯域(580~720nm)のR光を透過させる。したがって、回転フィルタ31の回転によって、B光、G光、R光が順次出射する。これらB光、G光、R光は、集光レンズ40及び光ファイバ41を通して、内視鏡装置12のライドガイド28, 29に入射する。

【0026】

第2フィルタ領域39は、測定用フィルタ部39a(図4では「測定用」と記載)、Bフィルタ部39b、Gフィルタ部39c、Rフィルタ部39dが設けられている。測定用フィルタ部39aは広帯域光BBのうち、酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数に差(図10参照)がある波長範囲450~500nmの酸素飽和度測定光を透過させる。また、Bフィルタ部39b、Gフィルタ部39c、Rフィルタ部39dは、上記B、G、Rフィルタ部38a、38b、38cと同様の透過特性を有している。したがって、B、G、Rフィルタ部39b、39c、39dも、それぞれ、広帯域光BBのうち、上記と同様のB光、G光、R光を透過させる。以上から、回転フィルタ31の回転によって、酸素飽和度測定光、B光、G光、R光が順次出射する。これら4種類の光は、集光レンズ40及び光ファイバ41を通して、ライドガイド28, 29に順次入射する。

【0027】

図2に示すように、内視鏡装置12は電子内視鏡から構成され、ライトガイド28, 29で導光された2系統(2灯)の光を被観察領域に向けて照射する照明部40と、被観察領域を撮像する1系統の撮像部41とを備えている。

【0028】

照明部40は、撮像部41の両脇に設けられた2つの照明窓43, 44を備えており、各照明窓43, 44の奥には、それぞれ投光ユニット47, 54が収納されている。各投光ユニット47, 54は、ライトガイド28, 29からの光を、照明レンズ51を通して被観察領域に照射する。撮像部41は、スコープ先端部19の略中心位置に、被観察領域からの反射光を、対物レンズユニット(図示省略)を通して受光する1つの観察窓42を備えている。

10

【0029】

観察窓42奥には、被検体の被観察領域の像光を取り込むための対物レンズユニット(図示省略)等の光学系が設けられており、さらにその対物レンズユニットの奥には、被観察領域を撮像するCCD(Charge Coupled Device)などの撮像素子60が設けられている。この撮像素子60は各画素にカラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像素子であり、対物レンズユニットからの光を受光面(撮像面)で受光し、受光した光を光電変換して撮像信号(アナログ信号)を出力する。なお、撮像素子60として、IT(インターライントランスファ)型のCCDを使用するが、そのほか、グローバルシャッターを有するCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)を使用してもよい。

【0030】

20

撮像素子60から出力される撮像信号(アナログ信号)は、スコープケーブル67を通じてA/D変換器68に入力される。A/D変換器68は、撮像信号(アナログ信号)をその電圧レベルに対応する画像データ(デジタル信号)に変換する。変換後の画像データは、コネクタ部42を介して、プロセッサ装置13に入力される。

【0031】

撮像制御部70は、撮像素子60の撮像制御を行う。この撮像制御は、モード毎に異なっている。通常モードにおいては、図6Aに示すように、B、G、Rの三色の像光を撮像素子60で順次撮像して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて青色信号Bc、緑色信号Gc、赤色信号Rcを順次出力する。この一連の動作は、通常モードに設定されている間、繰り返される。そして、これら青色信号Bc、緑色信号Gc、赤色信号RcをA/D変換することによって、青色画像データBc、緑色画像データGc、赤色画像データRcが得られる。一方、酸素飽和度モードにおいては、図6Bに示すように、酸素飽和度測定光、B光、G光、R光を撮像素子60で順次撮像して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて青色信号B1、青色信号B2、緑色信号G2、赤色信号R2を順次出力する。こうした動作は酸素飽和度モードに設定されている間、繰り返される。そして、これら青色信号B1、青色信号B2、緑色信号G2、赤色信号R2をA/D変換することによって、青色画像データB1、青色画像データB2、緑色画像データG2、赤色画像データR2が得られる。

30

【0032】

図2に示すように、プロセッサ装置13は、制御部71と、画像処理部72と、記憶部74とを備えており、制御部71には表示装置14及び入力装置15が接続されている。制御部71はプロセッサ装置13内の各部を制御するとともに、内視鏡装置12の切り替えスイッチ21や入力装置15から入力される入力情報に基づいて、内視鏡装置12の撮像制御部70、及び表示装置14の動作を制御する。

40

【0033】

図7に示すように、画像処理部72は、通常画像処理部80、酸素飽和度画像処理部82を備えている。通常画像処理部80は、通常モード時に得られる青色画像データBc、緑色画像データGc、赤色画像データRcを、それぞれ表示装置14のBチャンネル、Gチャンネル、Rチャンネルに割り当てる処理を行う。これにより、表示装置14上に、通常画像が表示される。

【0034】

50

酸素飽和度画像処理部 8 2 は、強度比算出部 8 3 と、相関関係記憶部 8 4 と、相関関係選択部 8 5 と、酸素飽和度算出部 8 6 と、画像生成部 8 7 とを備えている。強度比算出部 8 3 は、酸素飽和度モード時に取得した画像データのうち、青色画像データ B 1 と緑色画像データ G 2 の強度比 $B 1 / G 2$ と、緑色画像データ G 2 と赤色画像データ R 2 の強度比 $R 2 / G 2$ とを求める。強度比算出部 8 3 では、画像データ間で同じ位置にある画素間の強度比を算出し、また、強度比は画像データの全ての画素に対して算出される。なお、強度比は画像データのうち血管部分の画素のみ求めてもよい。この場合、血管部分は、血管部分の画像データとそれ以外の部分の画像データとの差に基づいて特定される。

【 0 0 3 5 】

相関関係記憶部 8 4 は、強度比 $B 1 / G 2$ 及び $R 2 / G 2$ と酸素飽和度との相関関係を記憶している。この相関関係は、図 8 に示すように、二次元空間上に酸素飽和度の等高線を定義した 2 次元テーブルで記憶されている。この等高線の位置、形は光散乱の物理的なシミュレーションで得られ、血液量に応じて変わるように定義されている。なお、強度比 $B 1 / G 2$, $R 2 / G 2$ は log スケールで記憶されている。

【 0 0 3 6 】

また、各等高線の間隔 $X 1 \sim X 5$ は、酸素飽和度測定光の波長域における酸化、還元ヘモグロビン吸光係数の差に応じて変わるように定義されている。本実施形態では、経時変化により発光スペクトルが変化するキセノンランプの光を、酸素飽和度測定光として使用しているため、酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の差も、キセノンランプの経時変化によって変化する。この経時変化に対応させるため、相関関係記憶部 8 4 には、累積点灯時間が一定時間未満で、酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の差が予め定めた一定の範囲内に収まっている場合の第 1 相関関係 8 4 a と、累積点灯時間が一定時間を超えている場合で、酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数の差が予め定めた一定の範囲から外れた場合の第 2 相関関係 8 4 b とを記憶している。

【 0 0 3 7 】

図 9 に示すように、第 1 相関関係 8 4 a においては、酸素飽和度 0 % の等高線 8 8 a と酸素飽和度 2 0 % の等高線 8 8 b の間隔 $X 1$ は a として、酸素飽和度 2 0 % の等高線 8 8 b と酸素飽和度 4 0 % の等高線 8 8 c の間隔 $X 2$ は b として、酸素飽和度 4 0 % の等高線 8 8 c と酸素飽和度 6 0 % の等高線 8 8 d の間隔 $X 3$ は c として、酸素飽和度 6 0 % の等高線 8 8 d と酸素飽和度 8 0 % の等高線 8 8 e の間隔 $X 4$ は d として、酸素飽和度 8 0 % の等高線 8 8 e と酸素飽和度 1 0 0 % の等高線 8 8 f の間隔 $X 5$ は e として、定められている。一方、第 2 相関関係 8 4 b においては、等高線の間隔 $X 1$ は a と異なる f として、等高線の間隔 $X 2$ は b と異なる g として、等高線の間隔 $X 3$ は c と異なる h として、等高線の間隔 $X 4$ は d と異なる i として、等高線の間隔 $X 5$ は e と異なる j として定められている。なお、a ~ j は、いずれも定数である。

【 0 0 3 8 】

上記第 1 及び第 2 相関関係 8 4 a , 8 4 b は、図 1 0 に示すような酸化ヘモグロビンや還元ヘモグロビンの吸光特性や光散乱特性と密接に関連性し合っている。ここで、曲線 9 0 は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、曲線 9 1 は還元ヘモグロビンの吸光係数を示している。例えば、4 7 3 n m のように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易い。しかしながら、4 7 3 n m の光に対応する信号を含む青色画像データ B 1 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、青色画像データ B 1 に加え、主として血液量に依存して変化する赤色画像データ R 2 と、青色画像データ B 2 と赤色画像データ R 2 のリファレンス画像（規格化用画像データ）となる緑色画像データ G 2 から得られる強度比 $B 1 / G 2$ 及び $R 2 / G 2$ 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。

【 0 0 3 9 】

また、4 7 0 ~ 7 0 0 n m の波長範囲の光は、粘膜組織内での散乱係数が小さく、かつ波長依存性が小さいという性質がある。このため、この波長範囲の光を照明光として用いることによって、血管の深さの影響を低減しつつ、血液量および酸素飽和度の情報を含む

10

20

30

40

50

血液情報を得ることができる。以上から、青色画像データには450～500nmの波長域の成分を有していることが好ましく、緑色画像データには540～580nmの波長域の成分を有していることが好ましく、赤色画像データには590～700nmの波長域の成分を有していることが好ましい。

【0040】

なお、相関関係記憶部84には、強度比 $R2/G2$ と血液量との相関関係についても記憶させてもよい。この相関関係は、強度比 $R2/G2$ が大きくなればなるほど血液量も大きくなるように定義される1次元テーブルとして記憶されている。この強度比 $R2/G2$ と血液量の相関関係は血液量の算出時に用いられる。

【0041】

相関関係選択部85は、相関関係記憶部84に記憶した第1及び第2相関関係のうちいずれか一方を、酸素飽和度算出部86で使用する相関関係として選択する。この相関関係選択部85では、光源装置11のタイマー36で計測した累積点灯時間Tが一定時間未満の場合に、第1相関関係を、酸素飽和度算出部86で使用する相関関係として選択する。一方、累積点灯時間Tが一定時間を超えている場合に、第2相関関係を、酸素飽和度算出部86で使用する相関関係として選択する。

【0042】

酸素飽和度算出部86は、相関関係選択部85で選択された相関関係と強度比算出部83で求めた強度比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ とを用いて、各画素における酸素飽和度を求める。なお、以下の説明においては、酸素飽和度の算出に使用する青色画像データ $B1$ 、緑色画像データ $G2$ 、赤色画像データ $R2$ の所定画素の輝度値を、それぞれ $B1^*$ 、 $G2^*$ 、 $R2^*$ とする。これに伴い、各画素における強度比は、 $B1^*/G2^*$ 、 $R2^*/G2^*$ となる。

【0043】

酸素飽和度算出部86は、図11に示すように、相関関係記憶部84に記憶した相関関係から、強度比 $B1^*/G2^*$ 、 $R2^*/G2^*$ に対応する対応点Pを特定する。そして、対応点Pが酸素飽和度=0%限界の等高線88aと酸素飽和度=100%限界の等高線88fとの間にある場合に、その対応点Pが示すパーセント値を酸素飽和度とする。例えば、図11の場合であれば、対応点Pは60%の等高線上に位置するため、酸素飽和度は60%となる。

【0044】

一方、対応点が等高線88aと等高線88fとの間から外れている場合、対応点が等高線88aよりも上方に位置するときには酸素飽和度を0%とし、対応点が等高線88fよりも下方に位置するときには酸素飽和度を100%とする。なお、対応点が等高線88aと等高線88fとの間から外れている場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度を下げて表示装置14上に表示しないようにしてもよい。

【0045】

画像生成部87は、酸素飽和度算出部86で算出した酸素飽和度と、酸素飽和度モード時に得られた青色画像データ $B2$ 、緑色画像データ $G2$ 、赤色画像データ $R2$ とを用いて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成する。この画像生成部87では、青色画像データ、緑色画像データ、赤色画像データ $R2$ に対して、酸素飽和度に応じたゲインが施される。

【0046】

図12に示すように、酸素飽和度が60%以上の場合には、青色画像データ $B2$ 、緑色画像データ $G2$ 、赤色画像データ $R2$ のいずれも、同じゲイン「1」が施される。これに対して、酸素飽和度が60%未満の場合は、青色画像データ $B2$ に対して「1」未満のゲインが施される一方で、緑色画像データ $G2$ 、赤色画像データ $R2$ に対しては「1」を超えるゲインが施される。このゲイン処理後の青色画像データ $B2'$ 、緑色画像データ $G2'$ 、赤色画像データ $R2'$ が表示装置14のB、G、Rチャンネルにそれぞれ割り当てられる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 7 】

これにより、表示装置 1 4 には酸素飽和度画像が表示される。以上のようにゲイン処理することで、酸素飽和度画像上においては、高酸素の領域は通常画像の色で表示されるのに対して、酸素飽和度が一定値を下回る低酸素の領域では疑似カラーで表示される。なお、画像生成部 8 7 では、通常画像上で低酸素の領域のみ疑似カラーで表示したが、低酸素領域だけでなく高酸素の領域 (6 0 ~ 1 0 0 %) も疑似カラーで表示してもよい。

【 0 0 4 8 】

次に、酸素飽和度モードにおける一連の流れを、図 1 3 のフローチャートに沿って説明する。ランプボタン 3 5 を ON にすると、キセノンランプである光源本体 3 0 a が点灯するとともに、タイマー 3 6 が累積点灯時間 T の計測を開始する。そして、内視鏡装置の切り替えスイッチ 2 1 によって酸素飽和度モードに切り替える。これにより、酸素飽和度測定光、B 光、G 光、R 光が順次検体に照射され、各照射毎に検体がモノクロの撮像素子 6 0 で撮像される。また、タイマー 3 6 で計測した累積点灯時間 T が一定時間未満である場合には、第 1 相関関係を、酸素飽和度の算出に用いる相関関係として選択する。一方、累積点灯時間 T が一定時間を超えている場合には、第 2 相関関係を、酸素飽和度の算出に用いる相関関係として選択する。

【 0 0 4 9 】

次に、検体内の撮像で得られた画像データのうち、青色画像データ B 1 及び緑色画像データ G 2 間の強度比 $B 1 / G 2$ 、赤色画像データ R 2 及び緑色画像データ G 2 間の強度比 $R 2 / G 2$ を、画素毎に算出する。そして、これら 2 つの強度比と、累積点灯時間 T に基づいて選択した相関関係とから、各画素毎に酸素飽和度を算出する。そして、算出した酸素飽和度と、青色画像データ B 2、緑色画像データ G 2、赤色画像データ R 2 とに基づいて、酸素飽和度画像を表示装置 1 4 に表示する。酸素飽和度測定光等の照明から酸素飽和度画像の表示までの一連のフローは、酸素飽和度モードが継続している限り、繰り返し行われる。そして、内視鏡診断が終了したときに、ランプボタン 3 5 を OFF にする。これに伴って、光源本体 3 0 a が消灯するとともに、タイマー 3 6 による累積点灯時間 T の計測が停止する。

【 0 0 5 0 】

上記第 1 実施形態では、酸素飽和度の算出に際して、キセノンランプの累積点灯時間に応じて、2 つの相関関係を使い分けたが、第 2 実施形態では、キセノンランプの累積点灯時間に基づいて等高線の間隔 $X 1 \sim X 5$ を変更することによって、相関関係を更新する。その他については、第 1 実施形態と同様であるので、詳細な説明は省略する。

【 0 0 5 1 】

第 2 実施形態では、図 1 4 に示すように、第 1 実施形態の酸素飽和度画像処理部 8 2 に代えて、酸素飽和度画像処理部 1 0 0 が用いられる。この酸素飽和度画像処理部 1 0 0 では、上記第 1 実施形態と異なり、相関関係記憶部 8 4 に 1 つの相関関係のみが記憶されている。また、相関関係選択部 8 5 の代わりに、相関関係更新部 1 0 1 が設けられている。その他については、第 1 実施形態の酸素飽和度画像処理部 8 2 と同様である。

【 0 0 5 2 】

相関関係更新部 1 0 1 には、タイマー 3 6 で計測されたキセノンランプの累積点灯時間 T と記憶部 7 4 にインストールされた相関関係更新プログラムに基づいて、相関関係記憶部 8 4 に記憶された相関関係を更新する。相関関係更新プログラムでは、等高線の間隔 $X 1 \sim X 5$ が累積点灯時間 T に応じて変化するようにプログラミングされている。即ち、図 1 5 に示すように、 $X 1 \sim X 5$ は、累積点灯時間によって変化する $a (T) \sim e (T)$ で定義されている。そして、第 2 実施形態の酸素飽和度算出部 8 6 では、相関関係更新部 1 0 1 で更新された相関関係と強度比算出部 8 4 で求めた強度比 $B 1 / G 2$ 、 $R 2 / G 2$ とを用いて、各画素における酸素飽和度を求める。

【 0 0 5 3 】

なお、上記第 1 及び第 2 実施形態では、広帯域光 BB の発光スペクトルの変化に関するス

10

20

30

40

50

ペクトル変化情報として、キセノンランプの累積点灯時間を用いたが、その他の情報を用いてもよい。例えば、酸素飽和度の作成に使用する青色画像データB1、緑色画像データG2、赤色画像データR2の画素強度値のバランスは、キセノンランプの経年変化とともに、ゆるやかに変化する。これに伴い、強度比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ についても、初期設定した初期強度比から徐々にズレようになる。したがって、この強度比のズレ量 Δ と広帯域光BBの発光スペクトルの変化とは相関関係があるため、強度比のズレ量 Δ を、広帯域光BBの発光スペクトルの変化に関するスペクトル変化情報として用いることができる。

【0054】

ズレ量 Δ をスペクトル変化情報として用いる内視鏡システム10には、ズレ量 Δ を測定するとともに、このズレ量に基づいて相関関係を更新する測色モードが設けられている。入力装置15を操作して測色モードを開始させると、酸素飽和度モード時と同様の処理が行われて、酸素飽和度画像1フレーム分の強度比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ が得られる。そして、これら強度比の平均値を求めることによって、平均強度比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ を得る。

【0055】

そして、予め設定した初期強度比 $(B1/G2)_0$ と平均強度比 $B1/G2$ とのズレ量 $\Delta B/G$ を算出するとともに、初期強度比 $(R2/G2)_0$ と平均強度比 $R2/G2$ とのズレ量 $\Delta R/G$ を算出する。そして、このズレ量 $\Delta B/G$ 、 $\Delta R/G$ に基づいて、初期強度比とのズレが無くなる方向に、等高線88a~88f全体からなる等高線群をシフトさせる。例えば、ズレ量 $\Delta B/G$ が「正」の場合であれば、図16に示すように、縦軸に関して「負」の方向、即ち「下方」に、等高線88a~88f全体からなる等高線群120をシフトさせる。これにより測色モードが完了する。この後の酸素飽和度モードにおいては、等高線群120をシフトした後の相関関係に基づいて、酸素飽和度が算出される。

【0056】

なお、ズレ量 $\Delta B/G$ 、 $\Delta R/G$ に基づいて等高線群をシフトさせたが、これに代えて又は加えて、第1及び第2実施形態のように、ズレ量 $\Delta B/G$ 、 $\Delta R/G$ に基づいて等高線の間隔 $X1 \sim X5$ の調整を行ってもよい。また、キセノンランプに代えて、蛍光体を含む照明光源を使用する場合においても、上述の初期設定の強度比からのズレ量 Δ をスペクトル変化情報として用いて、酸素飽和度の算出方法の変更（例えば、上記第1実施形態のように、「複数の相関関係からスペクトル変化情報に適した相関関係を選択」するか、または上記第2実施形態のように「等高線の間隔を調整して相関関係を更新」する）を行ってもよい。

【0057】

なお、上記第1及び第2実施形態では、酸素飽和度測定光、B光、G光、R光を順次照射し、その反射像をモノクロの撮像素子で順次撮像する面順次方式で検体内の照明及び撮像を行ったが、これに代えて、広帯域光BBで照明された検体をカラーの撮像素子で撮像する同時方式で行ってもよい。この同時方式で検体内の照明及び撮像を行う場合には、例えば、中心波長473nmの青色励起光及びこの青色励起光を蛍光体で波長変換した緑~赤の蛍光を含む広帯域光BBを検体内に照射する。この広帯域光BBには、450~500nmの波長域の光、540~700nmの波長域の光が多く含まれている。そして、広帯域光が照射された検体の反射像を、B色のカラーフィルタが設けられたB画素、G色のカラーフィルタが設けられたG画素、R色のカラーフィルタが設けられたR画素からなるカラー撮像素子で撮像する。

【0058】

このカラー撮像素子による検体内の撮像で、青色画像データ、緑色画像データ、赤色画像データの3色の画像データが得られる。青色画像データには450~500nmの波長成分が含まれ、緑色画像データには540~580nmの波長成分が含まれ、赤色画像データには590~700nmの波長成分が含まれている。そして、青色画像データと緑色画像データとの強度比 B/G 、赤色画像データと緑色画像データの強度比 R/G に基づいて、酸素飽和度を算出する。なお、強度比 B/G は上記第1及び第2実施形態の $B1/G2$ に対応し、強度比 R/G は上記第1及び第2実施形態の $R2/G2$ に対応している。

【0059】

10

20

30

40

50

なお、上記実施形態では、3波長分の画像データ（青色画像データB1、緑色画像データG2、赤色画像データR2）から得られる強度比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ に基づいて酸素飽和度の算出を行ったが、これに代えて、2波長分の画像データ（青色画像データB1、緑色画像データG2）から得られる強度比 $B1/G2$ のみで酸素飽和度の算出を行ってもよい。

【 0 0 6 0 】

なお、上記実施形態では、血液量（酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和）のうち酸化ヘモグロビンの占める割合である酸素飽和度を用いて酸素飽和度画像を生成したが、これに代えて又は加えて、「血液量×酸素飽和度（％）」から求まる酸化ヘモグロビンインデックスや、「血液量×（１００－酸素飽和度）（％）」から求まる還元ヘモグロビンインデックスを用いてもよい。

【符号の説明】

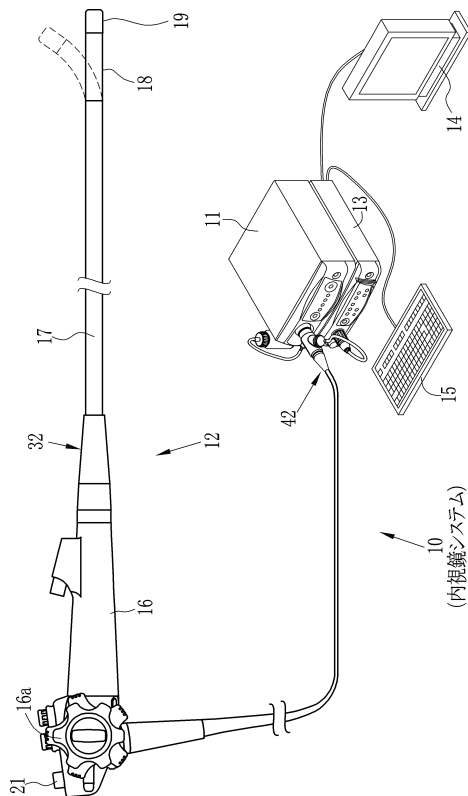
【 0 0 6 1 】

- | | |
|-------|----------|
| 1 0 | 内視鏡システム |
| 1 3 | プロセッサ装置 |
| 3 6 | タイマー |
| 7 2 | 画像処理部 |
| 8 4 | 相関関係記憶部 |
| 8 5 | 相関関係選択部 |
| 8 6 | 酸素飽和度算出部 |
| 1 0 1 | 相関関係更新部 |

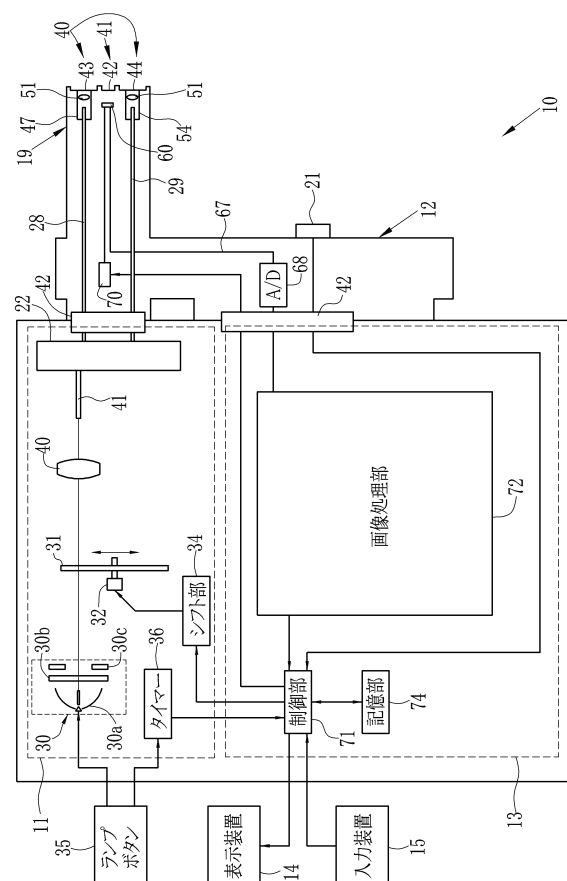
10

20

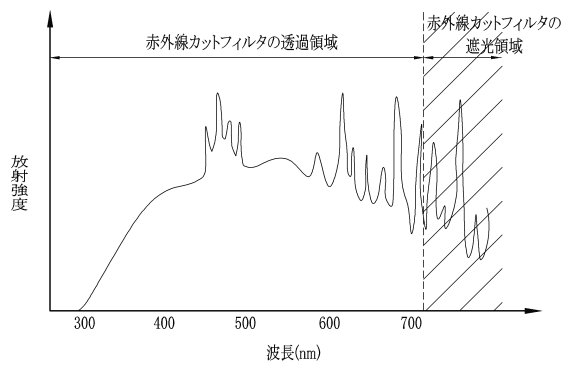
【圖 1】



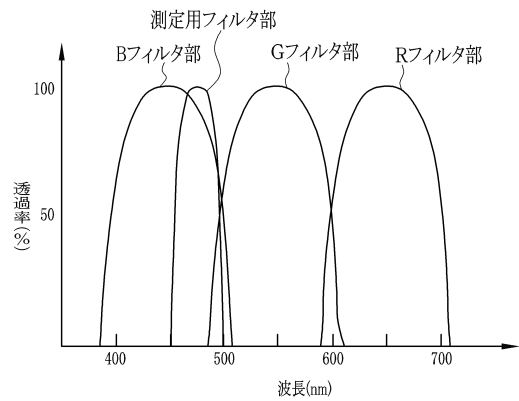
【圖 2】



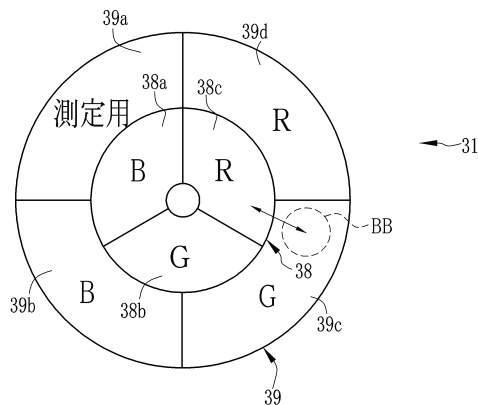
【図 3】



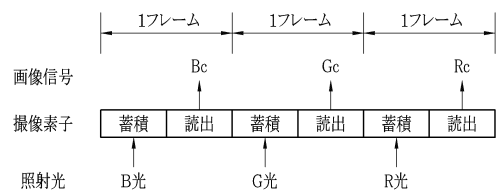
【図 5】



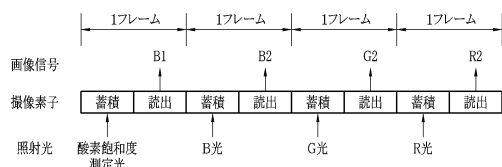
【図 4】



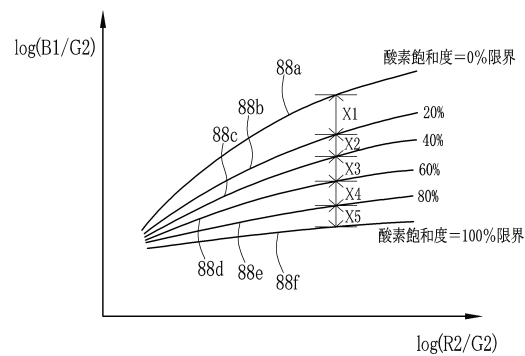
【図 6 A】



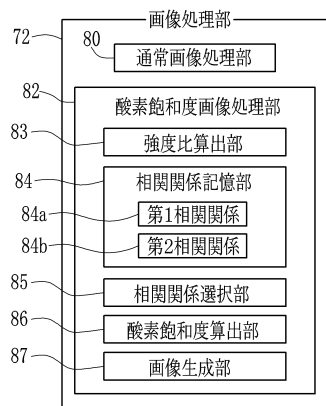
【図 6 B】



【図 8】



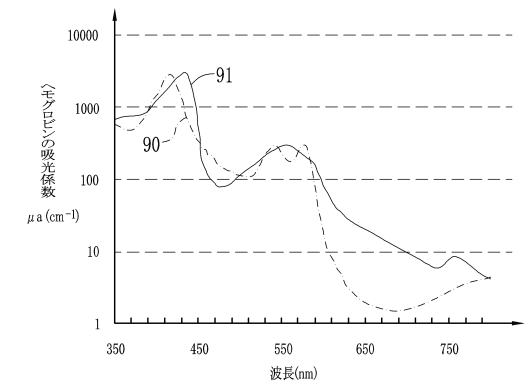
【図 7】



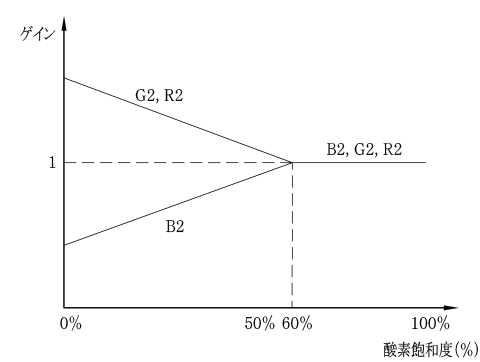
【図 9】

	等高線の間隔				
	X1	X2	X3	X4	X5
第1相関関係	a	b	c	d	e
第2相関関係	f	g	h	i	j

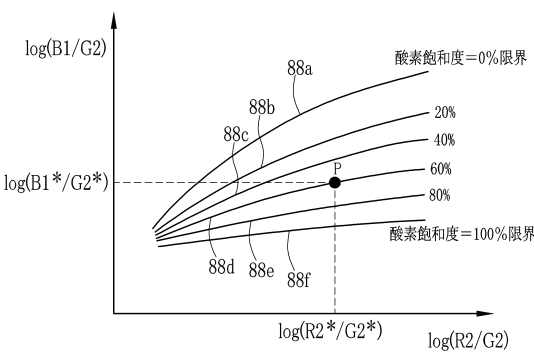
【図 1 0】



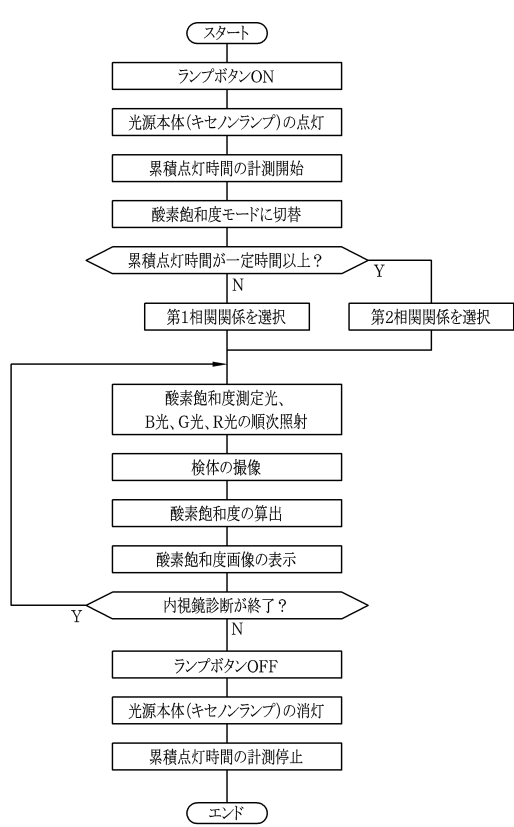
【図 1 2】



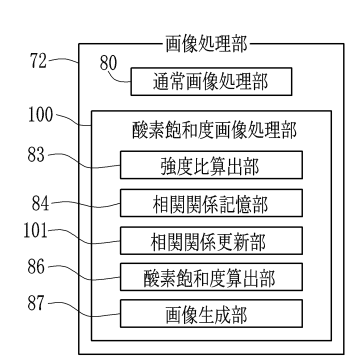
【図 1 1】



【図 1 3】



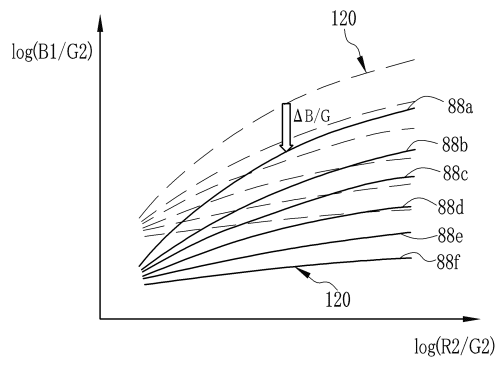
【図 1 4】



【図 1 5】

等高線の間隔				
X1	X2	X3	X4	X5
a(T)	b(T)	c(T)	d(T)	e(T)

【図 16】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭 63 - 311937 (JP, A)
特開 2012 - 139482 (JP, A)
特開 2000 - 065965 (JP, A)
特開 2001 - 112712 (JP, A)
特開 2010 - 136775 (JP, A)
特開 2012 - 066065 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
A61B 5/1455

专利名称(译)	内窥镜系统，其处理器装置和操作方法		
公开(公告)号	JP5774563B2	公开(公告)日	2015-09-09
申请号	JP2012194180	申请日	2012-09-04
[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	齋藤孝明		
发明人	齋藤 孝明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B5/14552 A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/14542 A61B5/14551 G06T7/90 G06T2207/10068 G06T2207/10152		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.630 A61B1/04 A61B1/04.372 A61B1/045.617 A61B1/05 A61B1/06.B A61B1/06.510 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/CA13 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/SS09 4C161/SS21 4C161/WW15 4C161/WW17		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	門田弘		
其他公开文献	JP2014046150A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在对血液的氧饱和度进行成像时，从氙灯（30a）依次取出波长为450~500nm的测定光，B光，G光和R光。在测量B，G和R光照射下对体内部分进行成像，以分别获得图像数据B1，B2，G2和R2。相关性存储器（84）存储第一和第二相关性（84a，84b），每个相关性是氧饱和度水平与图像数据B1和G2之间以及图像数据R2和G2之间的强度比之间的相关性。当氙灯（30a）的累积点亮时间小于某个值时，使用第一相关性计算氧饱和度（84a）。当累积点亮时间等于或超过特定值时，使用第二相关性计算氧饱和度水平（84b）。

(21) 出願番号	特願2012-194180 (P2012-194180)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成24年9月4日 (2012. 9. 4)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2014-46150 (P2014-46150A)		東京都港区西麻布2丁目2番30号
(43) 公開日	平成26年3月17日 (2014. 3. 17)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成26年2月7日 (2014. 2. 7)		弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	齋藤 孝明
			神奈川県足柄上郡開成町官台798番地
			富士フイルム株式会社内
		審査官	門田 宏