

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-99464  
(P2013-99464A)

(43) 公開日 平成25年5月23日(2013.5.23)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
<b>A 6 1 B 1/04 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2011-245600 (P2011-245600)  
(22) 出願日 平成23年11月9日 (2011.11.9)

(71) 出願人 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 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  
Fターム(参考) 4C161 BB02 CC06 DD03 HH51 LL02  
MM03 MM05 NN01 QQ02 QQ04  
QQ07 QQ09 RR02 RR04 RR14  
RR18 RR23 RR26 SS21 SS22  
WW15

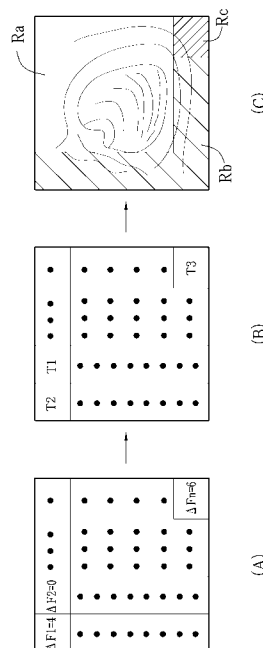
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び画像表示方法

(57) 【要約】

【課題】酸素飽和度に関する情報が正確に反映された画像を表示する。

【解決手段】中心波長445nmの第1レーザ光により蛍光体で励起発光する第1白色光と、中心波長473nmの第2レーザ光により蛍光体で励起発光する第2白色光とを、被検体に向けて順次照射する。被検体の反射像をカラーの撮像素子で順次撮像することにより、酸素飽和度の算出に用いられる緑色信号G1、赤色信号R1、青色信号B2を得る。これら3つの信号に基づいて、被検体の生体組織における血液量及び酸素飽和度を含む複数種類の生体機能情報の中から酸素飽和度のみを求める。酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示装置に表示する際には、各信号間のずれ量(例えば、正方形領域Rnのずれ量Fn)に応じて、酸素飽和度画像の表示方法を変更する。

【選択図】 図15



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

異なる複数の波長域の照明光を複数フレームに分けて被検体に順次照射する照明手段と、

前記被検体からの反射光を順次撮像することにより、前記複数の波長域の反射光に対応する複数フレームの画像信号を取得する画像信号取得手段と、

前記複数フレームの画像信号に基づいて、前記被検体の生体組織における血液量及び酸素飽和度を含む複数種類の生体機能情報の中から酸素飽和度のみを求める酸素飽和度算出手段と、

前記酸素飽和度算出手段で求めた酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示する表示手段と、

前記複数フレームの画像信号間の位置ずれ量を求めるずれ量算出手段と、

前記位置ずれ量に応じて、前記酸素飽和度画像の表示方法を変更する表示方法変更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】

前記ずれ量算出手段は、前記複数フレームの画像信号間における画像全体でのずれ量を前記位置ずれ量として求め、

前記表示方法変更手段は、前記位置ずれ量に応じて、前記酸素飽和度画像全体で表示方法を変更することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

## 【請求項 3】

前記ずれ量算出手段は、前記複数フレームの画像信号における所定領域間のずれ量を前記位置ずれ量として求め、

前記表示方法変更手段は、前記位置ずれ量に応じて、前記酸素飽和度画像中の前記所定領域ごとに表示方法を変更することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

## 【請求項 4】

前記表示方法変更手段は、前記位置ずれ量が大きくなるほど、前記酸素飽和度画像上における酸素飽和度の情報量を減少させることを特徴とする請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

## 【請求項 5】

前記酸素飽和度の情報量の減少は、前記酸素飽和度画像の色特性値の減少であることを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡システム。

## 【請求項 6】

前記位置ずれ量に基づいて前記複数フレームの画像信号間で位置合わせを行う位置合わせを行う位置合わせ手段を備え、

前記ずれ量算出手段は、位置合わせされた前記複数フレームの画像信号間の位置ずれ量を再計算し、

前記表示方法変更手段は、再計算後の位置ずれ量に応じて、前記酸素飽和度画像の表示方法を変更することを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

## 【請求項 7】

前記画像信号取得手段は、

前記酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第 1 の波長範囲を含む第 1 の反射光に対応する第 1 の画像信号、前記第 1 の波長範囲と異なり、前記血液量に応じて吸光特性が変化する第 2 の波長範囲を含む第 2 の反射光に対応する第 2 の画像信号、及び前記第 1、第 2 の画像信号を規格化するための第 3 の画像信号を取得し、

前記酸素飽和度算出手段は、

前記第 1 ~ 第 3 の画像信号に基づいて、前記複数種類の生体機能情報の中から前記酸素飽和度のみを求めることを特徴とする請求項 1 ないし 6 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

## 【請求項 8】

前記第 1 ~ 第 3 の波長範囲は 460 ~ 700 nm の範囲内に含まれていることを特徴と

10

20

30

40

50

する請求項 7 記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 1 の波長範囲は青色帯域に含まれ、前記第 2 の波長範囲は赤色帯域に含まれることを特徴とする請求項 7 または 8 記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

異なる複数の波長域の照明光を複数フレームに分けて被検体に順次照射するとともに、前記被検体からの反射光を順次撮像することにより、前記複数の波長域の反射光に対応する複数フレームの画像信号を取得する内視鏡装置から、前記複数フレームの画像信号を受信する受信手段と、

前記複数フレームの画像信号に基づいて、前記被検体の生体組織における血液量及び酸素飽和度を含む複数種類の生体機能情報の中から酸素飽和度のみを求める酸素飽和度算出手段と、

前記複数フレームの画像信号間の位置ずれ量を求めるずれ量算出手段と、

前記酸素飽和度算出手段で求めた酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示手段に表示する際に、前記位置ずれ量に応じて、前記酸素飽和度画像の表示方法を変更する表示方法変更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 11】

異なる複数の波長域の照明光を複数フレームに分けて被検体に順次照射し、

前記被検体からの反射光を順次撮像することにより、前記複数の波長域の反射光に対応する複数フレームの画像信号を取得し、

前記複数フレームの画像信号に基づいて、前記被検体の生体組織における血液量及び酸素飽和度を含む複数種類の生体機能情報の中から酸素飽和度のみを求め、

前記複数フレームの画像信号間の位置ずれ量を求め、

前記酸素飽和度算出手段で求めた酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示する際に、前記位置ずれ量に応じて、前記酸素飽和度画像の表示方法を変更することを特徴とする画像表示方法。

【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に関する情報などの生体機能情報を画像化する内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び画像表示方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年の医療においては、内視鏡装置を用いた診断等が広く行われている。内視鏡装置による被検体内の観察としては、照明光として広帯域光の白色光を用いて被検体内の全体像を把握する通常光観察や、特定波長の照明光を用いて様々な観点から観察を行う特殊光観察が知られている。

【0003】

通常光観察では、キセノン光などの広帯域光を被検体に照射し、その反射像をカラーの撮像素子で撮像して得たカラーの通常光画像をモニタに表示する他に、特許文献 1 及び 2 に示すように、広帯域光から色分離した RGB の 3 色の光を被検体に順次照射し、その反射像を順次撮像して得られる 3 色分の画像を同時化したカラーの通常光画像をモニタに表示することが知られている。

【0004】

特殊光観察においては、血中ヘモグロビンの吸光係数が高い波長域の照明光を用いることによって特定深さの血管を強調表示する血管強調観察の他、特許文献 3 及び 4 に示すように、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光度が変化する波長範囲を少なくとも含む複数波長の光を体腔内に順次照射し、その反射像を順次撮像すること（順次方式）により得られる複数フレームの画像から、酸素飽和度を画像化する酸素飽和度観察も知られている。これら血管強調観察や酸素飽和度観察によれば、通常光観察では発見が困難で

10

20

30

40

50

あった特定の癌の検出を容易する。

【 0 0 0 5 】

上記特許文献 1 ~ 4 では、画像の取得時間がそれぞれ異なる順次方式で複数枚の画像を取得していることから、画像間で位置ずれや色ずれが生じるおそれがある。この位置ずれ等は、撮像素子が内蔵された内視鏡先端部の動きが早くなるほど、生じやすくなる。この位置ずれ等の問題に対して、特許文献 1 では、フレーム間の色ずれ量が許容範囲外である場合に、その部分にマスクをかけることによって、その部分における酸素飽和度の信頼度が低いことを視覚的に表示している。また、特許文献 4 では、血管の位置に着目してフレーム間で位置合わせをすることによって、位置ずれの解消を図っている。

【 0 0 0 6 】

また、特許文献 2 では、フリーズ指示によって R G B の 3 枚のフリーズ画像をメモリ記憶しておく際、フリーズ指示時又は前後で同じ色の画像間のずれ量から動き量を求め、この動き量からフリーズ画像間の位置合わせを行っている。また、特許文献 3 では、特許文献 2 と同様、R G B のフリーズ画像間の位置ずれを補正する際、フリーズ指示時又は前後で同じ色の画像を 2 値化画像に変換し、その 2 値化画像の重心から得られる移動量分だけフリーズ画像間で移動させることにより、位置ずれを解消している。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 1 - 2 1 8 2 1 7 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 2 - 8 5 3 4 4 号 公 報

【 特許文献 3 】 特開平 3 - 2 1 1 8 6 号 公 報

【 特許文献 4 】 特開 2 0 1 1 - 1 9 4 1 5 1 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

ここ数年の間において、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を用いた診断に対する期待度が非常に高まっている。特殊光を用いたガン診断の中でも、血管形状パターンに基づく診断の場合には、ガンに特有の血管パターンを熟知しておく必要があるが、酸素飽和度観察の場合であれば、ガンの兆候を示す低酸素領域を疑似カラーで直感的に把握することができるため、血管形状パターンに基づく診断ほど経験や知識が要求されない。

【 0 0 0 9 】

酸素飽和度を用いた診断では、低酸素領域とそれ以外の高酸素領域を含む領域をガン領域として診断するため、酸素飽和度を正確に求めることによって、低酸素領域と高酸素領域の境界を正確に表示することが求められている。これに関して、特許文献 1 では、位置ずれが生じている部分を、演算精度が低い領域（無効領域）としてマスクをかけて表示しているが、位置ずれが生じていない有効領域であっても、血液量を含むその他の各種生体機能情報に影響されて、酸素飽和度の演算精度が低くなっている可能性がある。また、特許文献 4 では、フレーム間の位置合わせにより酸素飽和度の演算精度は向上するが、位置合わせ処理が不十分な場合は、演算精度の低い部分がそのままは表示されてしまうことがある。

【 0 0 1 0 】

本発明は、酸素飽和度の算出に必要な照明光を被検体に順次照射し、その反射像を順次撮像する際に、酸素飽和度に関する情報が正確に反映された画像を生成し、表示することができる内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び画像表示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 1 1 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、異なる複数の波長域の照明光を複数フレームに分けて被検体に順次照射する照明手段と、前記被検体からの反射光を順

10

20

30

40

50

次撮像することにより、前記複数の波長域の反射光に対応する複数フレームの画像信号を取得する画像信号取得手段と、前記複数フレームの画像信号に基づいて、前記被検体の生体組織における血液量及び酸素飽和度を含む複数種類の生体機能情報の中から酸素飽和度のみを求める酸素飽和度算出手段と、前記酸素飽和度算出手段で求めた酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示する表示手段と、前記複数フレームの画像信号間の位置ずれ量を求めるずれ量算出手段と、前記位置ずれ量に応じて、前記酸素飽和度画像の表示方法を変更する表示方法変更手段とを備えることを特徴とする。

【0012】

前記ずれ量算出手段は、前記複数フレームの画像信号間における画像全体でのずれ量を前記位置ずれ量として求め、前記表示方法変更手段は、前記位置ずれ量に応じて、前記酸素飽和度画像全体で表示方法を変更してもよい。前記ずれ量算出手段は、前記複数フレームの画像信号における所定領域間のずれ量を前記位置ずれ量として求め、前記表示方法変更手段は、前記位置ずれ量に応じて、前記酸素飽和度画像中の前記所定領域ごとに表示方法を変更してもよい。

10

【0013】

前記表示方法変更手段は、前記位置ずれ量が大きくなるほど、前記酸素飽和度画像上における酸素飽和度の情報量を減少させることが好ましい。前記酸素飽和度の情報量の減少は、前記酸素飽和度画像の色特性値の減少であることが好ましい。

【0014】

前記位置ずれ量に基づいて前記複数フレームの画像信号間で位置合わせを行う位置合わせを行う位置合わせ手段を備え、前記ずれ量算出手段は、位置合わせされた前記複数フレームの画像信号間の位置ずれ量を再計算し、前記表示方法変更手段は、再計算後の位置ずれ量に応じて、前記酸素飽和度画像の表示方法を変更してもよい。

20

【0015】

前記画像信号取得手段は、前記酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する第1の波長範囲を含む第1の反射光に対応する第1の画像信号、前記第1の波長範囲と異なり、前記血液量に応じて吸光特性が変化する第2の波長範囲を含む第2の反射光に対応する第2の画像信号、及び前記第1、第2の画像信号を規格化するための第3の画像信号を取得し、前記酸素飽和度算出手段は、前記第1～第3の画像信号に基づいて、前記複数種類の生体機能情報の中から前記酸素飽和度のみを求めることが好ましい。前記第1～第3の波長範囲は460～700nmの範囲内に含まれていることが好ましい。前記第1の波長範囲は青色帯域に含まれ、前記第2の波長範囲は赤色帯域に含まれることが好ましい。

30

【0016】

本発明の内視鏡システムのプロセッサ装置は、異なる複数の波長域の照明光を複数フレームに分けて被検体に順次照射するとともに、前記被検体からの反射光を順次撮像することにより、前記複数の波長域の反射光に対応する複数フレームの画像信号を取得する内視鏡装置から、前記複数フレームの画像信号を受信する受信手段と、前記複数フレームの画像信号に基づいて、前記被検体の生体組織における血液量及び酸素飽和度を含む複数種類の生体機能情報の中から酸素飽和度のみを求める酸素飽和度算出手段と、前記複数フレームの画像信号間の位置ずれ量を求めるずれ量算出手段と、前記酸素飽和度算出手段で求めた酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示手段に表示する際に、前記位置ずれ量に応じて、前記酸素飽和度画像の表示方法を変更する表示方法変更手段とを備えることを特徴とする。

40

【0017】

本発明の画像表示方法は、異なる複数の波長域の照明光を複数フレームに分けて被検体に順次照射し、前記被検体からの反射光を順次撮像することにより、前記複数の波長域の反射光に対応する複数フレームの画像信号を取得し、前記複数フレームの画像信号に基づいて、前記被検体の生体組織における血液量及び酸素飽和度を含む複数種類の生体機能情報の中から酸素飽和度のみを求め、前記複数フレームの画像信号間の位置ずれ量を求め、前記酸素飽和度算出手段で求めた酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示する際に

50

、前記位置ずれ量に応じて、前記酸素飽和度画像の表示方法を変更することを特徴とする。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、被検体からの反射光を順次撮像することにより複数フレームの画像信号を取得し、その取得した複数フレームの画像信号に基づいて、被検体の生体組織における酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成し、その酸素飽和度画像を表示手段に表示する際、複数フレームの画像信号間の位置ずれ量に応じて、酸素飽和度の表示方法を変更していることから、位置ずれが生じた場合に低くなる酸素飽和度の信頼性を視覚的に把握することができる。また、酸素飽和度画像上に疑似カラー等で表示される酸素飽和度は、複数種類の生体機能情報のうち酸素飽和度以外の情報を分離して抽出したものであるため、血液量等の影響を受けていない。したがって、位置ずれが生じていない高信頼度の領域においても、酸素飽和度は正確に表示されている。

10

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】第1実施形態の内視鏡システムの外観図である。

【図2】第1実施形態における内視鏡システムの内部構成を表すブロック図である。

【図3】第1及び第2白色光の発光スペクトルを表すグラフである。

【図4】RGBのカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

【図5A】通常光観察モードにおける撮像素子の撮像制御を説明するための説明図である。

20

【図5B】酸素飽和度観察モードにおける撮像素子の撮像制御を説明するための説明図である。

【図6】正方形領域 $R_n$ におけるX方向のずれ量 $X_n$ とY方向のずれ量 $Y_n$ の算出方法を説明するための図である。

【図7】フレーム間のずれ量 $F$ の算出方法を説明するための図である。

【図8】酸素飽和度と信号比 $B_2/G_1$ 、 $R_1/G_1$ との相関関係を示すグラフである。

【図9】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図10】血液量と信号比 $R_1/G_1$ との相関関係を示すグラフである。

【図11】図8のグラフにおいて信号比から酸素飽和度を求める方法を説明するための図である。

30

【図12A】ずれ量 $F < \text{第1許容値}$ の場合に用いられるカラーテーブルを示すグラフである。

【図12B】第1許容値 $1 < \text{ずれ量} < \text{第2許容値}$ の場合に用いられるカラーテーブルを示すグラフである。

【図12C】ずれ量 $F > \text{第2許容値}$ の場合に用いられるカラーテーブルを示すグラフである。

【図13】酸素飽和度観察モードにおける一連の流れを示すフローチャートである。

【図14】正方形領域 $R_n$ 間のずれ量 $F_n$ を算出する方法を説明するための図である。

【図15】ずれ量 $F_n$ が大きい領域のみ意図的に色を変化させた酸素飽和度画像の生成方法を説明するための図である。

40

【図16】第3実施形態における内視鏡システムの内部構成を表すブロック図である。

【図17】正方形領域 $R_n$ 間のX方向のずれ量 $X_n$ 及びY方向のずれ量 $Y_n$ から画像全体のずれ量 $F_x$ 及び $F_y$ を求める方法を説明するための図である。

【図18A】青色信号 $B_2$ と緑色信号 $G_1$ 間の位置合わせを説明するための図である。

【図18B】青色信号 $B_1$ と緑色信号 $R_1$ 間の位置合わせを説明するための図である。

【図19】白色光から波長分離した光とレーザ光源の光とを生成する光源装置を示す図である。

【図20】ロータリフィルタを示す図である。

【図21】ロータリフィルタのBフィルタ部、Gフィルタ部、Rフィルタ部の分光透過率

50

と青色狭帯域光の発光強度を示すグラフである。

【図 2 2】シャッタ板を表す図である。

【図 2 3 A】図 1 9 の光源装置を用いた場合における通常光観察モード時の撮像制御を説明するための図である。

【図 2 3 B】図 1 9 の光源装置を用いた場合における酸素飽和度観察モード時の撮像制御を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

図 1 に示すように、第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 は、所定の波長範囲の光を発生する光源装置 1 1 と、光源装置 1 1 から発せられる光を導光して被検体の被観察領域に照明光を照射し、その反射光等を撮像する内視鏡装置 1 2 と、内視鏡装置 1 2 で得られた画像信号を画像処理するプロセッサ装置 1 3 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 1 4 と、キーボード等で構成される入力装置 1 5 とを備えている。

10

【0021】

内視鏡システム 1 0 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光画像を表示装置 1 4 に表示する通常光観察モードと、被検体における血中ヘモグロビンの酸素飽和度を疑似カラー化した酸素飽和度画像を表示装置 1 4 に表示する酸素飽和度観察モードを備えている。これら観察モードは、内視鏡装置の切り替えスイッチ 1 7 や入力装置 1 5 によって入力される入力情報に基づき、適宜切り替えられる。

20

【0022】

図 2 に示すように、光源装置 1 1 は、2 種のレーザ光源 L D 1 , L D 2 と、光源制御部 2 0 とを備えている。レーザ光源 L D 1 は、中心波長が 4 4 5 nm の第 1 レーザ光を発する。この第 1 レーザ光は、内視鏡装置の先端部に配置された蛍光体 5 0 で、第 1 白色光（疑似白色光）に波長変換される。レーザ光源 L D 2 は、中心波長が 4 7 3 nm の第 1 レーザ光を発する。この第 2 レーザ光も、蛍光体 5 0 によって、第 2 白色光に波長変換される。なお、第 1 レーザ光の波長範囲は 4 6 0 ~ 4 8 0 nm にすることが好ましく、第 2 レーザ光の波長範囲は 4 4 0 ~ 4 6 0 nm にすることが好ましい。

【0023】

各レーザ光源 L D 1 , L D 2 から発せられる第 1 または第 2 レーザ光は、集光レンズ（図示省略）を介してそれぞれ光ファイバ 2 4 , 2 5 に入射する。なお、レーザ光源 L D 1 , L D 2 は、ブロードエリア型の In G a N 系レーザダイオードが使用でき、また、In G a N A s 系レーザダイオードや G a N A s 系レーザダイオード等を用いることもできる。

30

【0024】

光源制御部 2 0 は、レーザ光源 L D 1 , L D 2 を制御することによって、各レーザ光源 L D 1 , L D 2 の発光タイミングを調節する。本実施形態では、通常光観察モードのときには、レーザ光源 L D 1 をオンにし、レーザ光源 L D 2 をオフにする。一方、酸素飽和度観察モードのときには、1 フレーム毎にレーザ光源 L D 1 , L D 2 のオン・オフを切り替える。即ち、レーザ光源 L D 1 をオンにするときにはレーザ光源 L D 2 をオフにし、レーザ光源 L D 1 をオフにするときにはレーザ光源 L D 2 をオンにする。

40

【0025】

コンバイナ 2 1 は、各光ファイバ 2 4 , 2 5 からの光を合波させる。合波した光は、分波器であるカプラ 2 2 によって 2 系統の光に分波される。分波された 2 系統の光は、ライトガイド 2 8 , 2 9 で伝送される。ライトガイド 2 8 , 2 9 は多数の光ファイバを束ねたバンドルファイバなどから構成される。なお、コンバイナ 2 1 及びカプラ 2 2 を用いずに、各レーザ光源 L D 1 , L D 2 からの光を直接ライトガイド 2 8 , 2 9 に入れる構成としてもよい。

【0026】

図 1 及び図 2 に示すように、内視鏡装置 1 2 は電子内視鏡から構成され、内視鏡スコープ 3 2 と、ライトガイド 2 8 , 2 9 で伝送される 2 系統（2 灯）の光を照射する照明部 3

50

3と、被観察領域を撮像する1系統の撮像部34、内視鏡スコープ32の先端部の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部35と、内視鏡スコープ32と光源装置11及びプロセッサ装置13とを着脱自在に接続するコネクタ部36を備えている。

【0027】

内視鏡スコープ32には、操作部35側から順に、軟性部38、湾曲部39、スコープ先端部40が設けられている。軟性部38は、可撓性を有しているため、内視鏡スコープ挿入時には被検体内で屈曲自在にすることができる。湾曲部39は、操作部35に配置されたアングルノブ35a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39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40を所望の観察部位に向けることができる。

10

【0028】

スコープ先端部40には照明部33と撮像部34が設けられている。撮像部34は、スコープ先端部40の略中心位置に、被写体領域からの反射光等を撮像する1つの観察窓42を備えている。照明部33は、撮像部34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は、第1または第2白色光を被観察領域に向けて照射する。

【0029】

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からの第1または第2レーザ光を蛍光体50に当てて第1または第2白色光を励起発光させ、その第1または第2白色光をレンズ51を介して被観察領域に向けて照射する。

20

【0030】

蛍光体50は、レーザ光源LD1, LD2からの第1または第2レーザ光の一部を吸収して緑色～赤色に励起発光する複数種の蛍光物質(例えばYAG系蛍光物質、或いはBaMgAl<sub>10</sub>O<sub>17</sub>)等の蛍光物質)を含んで構成される。第1または第2レーザ光が蛍光体50に照射されると、蛍光体50から発せられる緑色～黄色の励起発光光(蛍光)と、蛍光体50により吸収されず透過した第1または第2レーザ光の励起光とが合わされて、白色光(疑似白色光)が生成される。

【0031】

なお、蛍光体50は略直方体形状を有していることが好ましい。この場合、蛍光体48は、蛍光体物質をバインダで略直方体状に固めて形成してもよく、また、無機ガラスなどの樹脂に蛍光体物質を混合したものを略直方体状に形成してもよい。この蛍光体50は、商品名としてマイクロホワイト(登録商標)(Micro White(MW))とも呼ばれている。

30

【0032】

第1レーザ光が投光ユニット47, 54に入射したときには、図3に示すように、中心波長445nmの第1レーザ光の波長範囲と、その第1レーザ光によって励起発光する蛍光において発光強度が増大する概ね460nm～700nmの波長範囲とを有する白色光が被検体に照射される。一方、第2レーザ光が投光ユニット47, 54に入射したときには、中心波長473nmの第1レーザ光の波長範囲と、その第1レーザ光によって励起発光する蛍光において発光強度が増大する概ね480nm～700nmの波長範囲とを有する白色光が被検体に照射される。

40

【0033】

なお、ここで、本発明でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば、上述した疑似白色光を始めとして、基準色であるR(赤), G(緑), B(青)等、特定の波長帯の光を含むものであればよい。つまり、本発明のいう白色光には、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含まれるものとする。

【0034】

観察窓42の奥には、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

50

(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、被観察領域の像光を受光して被観察領域を撮像するCCD(Charge Coupled Device)やCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)などの撮像素子60が設けられている。

**【0035】**

撮像素子60は、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。撮像素子60はカラーCCDであり、その受光面には、R色のカラーフィルタが設けられたR画素、G色のカラーフィルタが設けられたG画素、B色のカラーフィルタが設けられたB画素を1組とする画素群が、マトリクス状に配列されている。

10

**【0036】**

B色、G色、R色のカラーフィルタは、それぞれ図4の曲線63, 64, 65に示すような分光透過率63, 64, 65を有している。したがって、被観察領域からの反射光のうち白色光はR色、G色、B色のカラーフィルタの全てを透過するため、撮像素子60のR画素、G画素、B画素の全てから撮像信号が出力される。

**【0037】**

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信号(デジタル信号)に変換する。変換後の画像信号は、コネクタ部36を介して、プロセッサ装置13の画像処理部73に入力される。

20

**【0038】**

撮像制御部70は撮像素子60の撮像制御を行う。図5Aに示すように、通常光観察モード時には、1フレーム期間内で、第1白色光(445nm+蛍光体(本実施形態では445nmの第1レーザ光を蛍光体50に当てて白色光を発生させるため、このように表記する))を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計2ステップが行われる。これは通常光観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

**【0039】**

一方、酸素飽和度観察モード時には、図5Bに示すように、1フレーム期間内で、第1白色光を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計2ステップが行われる(1フレーム目)。そして、その次に、1フレーム期間内で、第2白色光(473nm+MW(本実施形態では473nmの第2レーザ光を蛍光体50に当てて白色光を発生させるため、このように表記する))を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計2ステップが行われる(2フレーム目)。これら合計2フレームの撮像制御は、酸素飽和度観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

30

**【0040】**

この酸素飽和度観察モードにおいては、1フレーム目に、撮像素子60のB画素から青色信号B1が出力され、G画素から緑色信号G1が出力され、R画素から出力される赤色信号R1が出力される。また、2フレーム目には、B画素から青色信号B2が出力され、G画素から緑色信号G2が出力され、R画素から赤色信号R2が出力される。

40

**【0041】**

なお、図示はしていないが、内視鏡装置12における操作部35及び内視鏡スコープ32の内部には、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられている。

**【0042】**

図2に示すように、プロセッサ装置13は、制御部72と、画像処理部73と、記憶部74とを備えており、制御部72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72は、内視鏡装置12の切り替えスイッチ17や入力装置15から入力される入力情報に基づいて、画像処理部73、光源装置11の光源制御部20、内視鏡装置12の

50

撮像制御部 70、及び表示装置 14 の動作を制御する。

【0043】

画像処理部 73 は通常光画像処理部 80 と酸素飽和度画像処理部 82 とを備えており、内視鏡装置 12 からの画像信号に対して、所定の画像処理を施す。通常光画像処理部 80 は、通常光観察モード時に得られる画像信号に対して所定の画像処理を施すことによって、通常光画像を生成する。

【0044】

酸素飽和度画像処理部 82 は、内視鏡装置 12 から入力される画像信号に基づいて、被検体の血中ヘモグロビンの酸素飽和度の情報を算出するとともに、算出した酸素飽和度を疑似カラー画像化した酸素飽和度画像を生成する。酸素飽和度画像処理部 82 は、ずれ量算出部 83 と、信号比算出部 84 と、相関関係記憶部 85 と、酸素飽和度算出部 86 と、酸素飽和度画像生成部 88 とを備えている。

10

【0045】

ずれ量算出部 83 は、1 フレーム目の画像信号と 2 フレーム目の画像信号間のずれ量  $F$  を算出する。ずれ量  $F$  は、信号特性が類似している 1 フレーム目の緑色信号  $G_1$  と 2 フレーム目の緑色信号  $G_2$  とから求める。まず、図 6 (A) に示すように、緑色信号  $G_1$ 、 $G_2$  のそれぞれについて、縦 3 画素  $\times$  横 3 画素の正方形領域  $R_n$  ( $n$  は 1 以上の自然数) を設定する。ここで、緑色信号  $G_1$ 、 $G_2$  などの画像信号における縦方向を  $X$  方向とし、横方向を  $Y$  方向とする。

【0046】

次に、(B) に示すように、緑色信号  $G_1$  について、正方形領域  $R_n$  ごとに、 $X$  方向の累積ヒストグラム  $H_{X1}$  と  $Y$  方向の累積ヒストグラム  $H_{Y1}$  を生成する。累積ヒストグラムは、正方形領域  $R_n$  の  $X$  方向または  $Y$  方向における画素値の頻度 (出現回数) を表すものであり、縦軸は頻度を表し、横軸は画素値を表している。緑色信号  $G_2$  についても、同様に、 $X$  方向の累積ヒストグラム  $H_{X2}$  と  $Y$  方向の累積ヒストグラム  $H_{Y2}$  を生成する。

20

【0047】

次に、(C) に示すように、累積ヒストグラム  $H_{X1}$  と累積ヒストグラム  $H_{X2}$  との比較演算によって、 $X$  方向のずれ量  $X_n$  を求める。同様にして、累積ヒストグラム  $H_{Y1}$  と累積ヒストグラム  $H_{Y2}$  との比較演算によって、 $Y$  方向のずれ量  $Y_n$  を求める。なお、比較演算は、累積ヒストグラム  $H_{X1}$ 、 $H_{X2}$  間の差分演算 (又は累積ヒストグラム  $H_{Y1}$ 、 $H_{Y2}$  間の差分演算) とすることが好ましい。例えば、累積ヒストグラム  $H_{X1}$  の画素値 100 の頻度は、累積ヒストグラム  $H_{X2}$  では、画素値 102 の頻度に対応している。そこで、画素値 102 と画素値 100 を差分処理することによって、差分値  $D$  (2 画素分) を得る。そして、累積ヒストグラム上の全ての頻度について差分値  $D$  を求め、求めた差分値  $D$  を合計した値を  $X$  方向のずれ量  $X_n$  とする。 $Y$  方向のずれ量  $Y_n$  についても同様にして求める。

30

【0048】

そして、緑色信号  $G_1$ 、 $G_2$  の正方形領域  $R_n$  の全てについてずれ量  $X_n$ 、 $Y_n$  が求まったら、図 7 に示すように、これら全てのずれ量  $X_n$  及び  $Y_n$  を合計することによって、フレーム間のずれ量  $F$  を求める。

40

【0049】

信号比算出部 84 は、2 フレーム目の青色信号  $B_2$  と 1 フレーム目の緑色信号  $G_1$  との信号比  $B_2 / G_1$  と、1 フレーム目の緑色信号  $G_1$  と赤色信号  $R_1$  との信号比  $R_1 / G_1$  とを求める。信号比算出部 84 では、信号比を求める際、信号間で同じ位置にある画素間の信号比を算出する。また、信号比は画像信号の全ての画素に対して算出される。なお、信号比は画像信号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、血管部分の画像信号とそれ以外の部分の画像信号との差に基づいて特定される。

【0050】

相関関係記憶部 85 は、信号比  $B_2 / G_1$  及び  $R_1 / G_1$  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

50

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。例えば、血液量の変化があると、各等高線間の間隔が広くなったり、狭くなったりする。なお、信号比  $B2/G1$ 、 $R1/G1$  はlogスケールで記憶されている。

#### 【0051】

上記相関関係は、図9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90は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、曲線91は還元ヘモグロビンの吸光係数を示している。例えば、473nm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、473nmの光に対応する信号を含む青色信号B2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、青色信号B2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赤色信号R1と、青色信号B2と赤色信号R1のリファレンス信号(規格化用信号)となる緑色信号G1から得られる信号比  $B2/G1$  及び  $R1/G1$  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。なお、血液量によらず酸素飽和度を求めるためには、青色信号B2と赤色信号R1の波長成分は460~700nmの波長範囲内に含まれることが好ましい。

#### 【0052】

また、血中ヘモグロビンの吸光係数の波長依存性から、以下の3つのことが言える。

- ・波長470nm近辺(例えば、中心波長470nm $\pm$ 10nmの青色の波長領域)では酸素飽和度の変化に応じて吸光係数が大きく変化する。
- ・540~580nmの緑色の波長範囲で平均すると、酸素飽和度の影響を受けにくい。
- ・590~700nmの赤色の波長範囲では、酸素飽和度によって一見吸光係数が大きく変化するように見えるが、吸光係数の値自体が非常に小さいので、結果的に酸素飽和度の影響を受けにくい。

#### 【0053】

なお、相関関係記憶部85には、図10に示すように、信号比  $R1/G1$  と血液量との相関関係についても記憶されている。この相関関係は、信号比  $R1/G1$  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。この信号比  $R1/G1$  と血液量の相関関係は血液量の算出時に用いられる。

#### 【0054】

酸素飽和度算出部86は、相関関係記憶部85に記憶された相関関係と信号比算出部84で求めた信号比  $B2/G1$ 、 $R1/G1$  とを用いて、各画素における酸素飽和度を求める。図11に示すように、相関関係記憶部85に記憶した相関関係から、信号比算出部で求めた信号比  $B2^*/G1^*$ 、 $R1^*/G1^*$  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%限界の下限ライン93と酸素飽和度=100%限界の上限ライン94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。

#### 【0055】

一方、対応点が下限ライン93と上限ライン94との間から外れている場合、対応点が下限ライン93よりも上方に位置するときには酸素飽和度を0%とし、対応点が上限ライン94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、対応点が下限ライン93と上限ライン94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。

#### 【0056】

酸素飽和度画像生成部88は、ずれ量算出部で算出したずれ量Fと酸素飽和度算出部86で求めた酸素飽和度に基づき、酸素飽和度画像を生成する。生成された酸素飽和度画像は表示装置14に表示される。この酸素飽和度画像は、輝度Yと色差信号Cb, Crからなる映像信号で構成される。輝度Yには、1フレーム目の緑色信号G1が割り当てられる。色差信号Cb, Crは、カラーテーブル88a~88cのいずれかに従い、酸素飽和

10

20

30

40

50

度に応じた信号値が割り当てられる。

【0057】

カラーテーブル88a~88cは、図12A~Cに示すように、3種類のカラーテーブルを備えている。カラーテーブル88aは、ずれ量Fが第1許容値1内にある場合に用いられ、カラーテーブル88bは、ずれ量Fが第1許容値1を超えたものの第2許容値2( $2 > 1$ )内にある場合に用いられ、カラーテーブル88cは、ずれ量Fが第2許容値2を超えている場合に用いられる。カラーテーブル88bは、カラーテーブル88aよりも、疑似カラーの彩度が小さくなるように設定されている。また、カラーテーブル88a, 88bは、酸素飽和度を有彩色に疑似カラー化するのに対して、カラーテーブル88cは、酸素飽和度を無彩色に疑似カラー化する。なお、カラーテーブルは、ずれ量Fに応じて、疑似カラーの彩度以外の色特性値が変化するように設定してもよい。

10

【0058】

このように、ずれ量が大きくなるほど、疑似カラーの彩度を低くするカラーテーブルを用いることによって、酸素飽和度の信頼度を色の変化でユーザーに直感的に訴えることができる。また、ずれ量が第2許容値2を超えるような極めて大きい場合(スコープ先端部40を極めて早く動かした場合等)には、酸素飽和度画像に色を付けない無彩色用のカラーテーブルを用いることで、その時点で取得した無彩色の酸素飽和度画像は、信頼度が比較的高い有彩色の酸素飽和度画像とは明らかに違うことを直感的に訴えることができる。

【0059】

次に、本発明の作用について図13のフローチャートに沿って説明する。内視鏡装置の切り替えスイッチ17によって、酸素飽和度観察モードに切り替えられると、中心波長445nmの第1レーザ光で第1白色光を蛍光体50から励起発光させ、この第1白色光を被検体内に照射する。被検体からの反射光等は、B画素、G画素、R画素からなるカラーCCDである撮像素子60で撮像される。これにより、青色信号B1、緑色信号G1、赤色信号R1からなる1フレーム目の画像信号が得られる。

20

【0060】

1フレーム目の画像信号が得られると、中心波長473nmの第2レーザ光で第2白色光を蛍光体50から励起発光させ、この第2白色光を被検体内に照射する。被検体からの反射光等を撮像素子60で撮像することにより、青色信号B2、緑色信号G2、赤色信号R2からなる2フレーム目の画像信号が得られる。

30

【0061】

2フレーム目の画像信号が得られると、ずれ量算出部83は、1フレーム目の緑色信号G1と2フレーム目の画像信号G2から、フレーム間のずれ量Fを算出する。次に、信号比算出部84により、1フレーム目の画像信号と2フレーム目の画像信号間で同じ位置にある画素について、信号比 $B2/G1$ 、 $R1/G1$ を求める。信号比は全ての画素について求める。信号比が求まると、酸素飽和度算出部86は、相関関係記憶部85に記憶している相関関係から、信号比算出部84で求めた信号比 $B2/G1$ 、 $R1/G1$ に対応する酸素飽和度を求める。酸素飽和度は、全ての画素について求める。

40

【0062】

全ての画素について血液量及び酸素飽和度が求まると、酸素飽和度画像生成部88は、カラーテーブル88a~88cの中からずれ量Fに適合するカラーテーブルを用いて、酸素飽和度に対応する色差信号 $C_r$ 、 $C_b$ を求める。また、1フレーム目の緑色信号G1を輝度Yに割り当てる。これら色差信号 $C_r$ 、 $C_b$ 、輝度Yから、酸素飽和度画像を生成する。生成された酸素飽和度画像は、表示装置14に表示される。

【0063】

本発明の第2実施形態は、画像信号全体のずれ量Fに基づいて、画像全体で疑似カラーの彩度を変化させる第1実施形態と異なり、正方形領域 $R_n$ 間のズレ量 $X_n$ 、 $Y_n$ に基づいて、正方形領域 $R_n$ ごとに疑似カラーの彩度を変化させる。したがって、第2実施形態は、ずれ量算出部83、酸素飽和度画像生成部88以外については、第1実施形態

50

と同様であるので説明を省略する。なお、正方形領域  $R_n$  は、第 1 実施形態と同様、 $X$  方向に 3 画素、 $Y$  方向に 3 画素とすることが好ましいが、これに限られない。

【0064】

第 2 実施形態のずれ量算出部 83 は、 $X$  方向の累積ヒストグラム  $H_{X1}$ 、 $H_{X2}$  と  $Y$  方向の累積ヒストグラム  $H_{Y1}$ 、 $H_{Y2}$  を用いて、正方形領域  $R_n$  間のずれ量  $X_n$ 、 $Y_n$  を算出する部分までは、第 1 実施形態と同様である（図 6 参照）。ずれ量  $X_n$ 、 $Y_n$  が求めたら、図 14 に示すように、正方形領域  $R_n$  ごとに  $X$  方向のずれ量  $X_n$  と  $Y$  方向のずれ量  $Y_n$  を加算することにより、正方形領域  $R_n$  でのずれ量  $F_n$  を求める。

【0065】

第 2 実施形態の酸素飽和度画像生成部 88 は、輝度  $Y$  については第 1 実施形態と同様に 1 フレーム目の緑色信号  $G_1$  が割り当てられる。一方、色差信号  $C_r$ 、 $C_b$  については、正方形領域  $R_n$  ごとに割り当てられたカラーテーブルから信号値が算出される。ここで、正方形領域  $R_n$  のずれ量  $F_n$  が第 1 許容値 1 内にある場合に用いられ、カラーテーブル 88b は、ずれ量  $F_n$  が第 1 許容値 1 を超えたものの第 2 許容値 2 ( $2 > 1$ ) 内にある場合に用いられ、カラーテーブル 88c は、ずれ量  $F_n$  が第 2 許容値 2 を超えている場合に用いられる。

【0066】

したがって、各正方形領域  $R_n$  におけるずれ量  $F$  が図 15 (A) の場合には、図 15 (B) に示すように、カラーテーブル 88a ~ 88c のいずれかが、各正方形領域  $R_n$  に割り当てられる。ここで、図 15 (B) 中の「T1」はカラーテーブル 88a を示しており、「T2」はカラーテーブル 88b を示しており、「T3」はカラーテーブル 88c を示している。これら各正方形領域  $R_n$  ごとに割り当てられたカラーテーブル 88a ~ 88c から、各正方形領域  $R_n$  ごとに色差信号  $C_r$ 、 $C_b$  が求められる。この求めた色差信号  $C_r$ 、 $C_b$  と輝度  $Y$  から酸素飽和度画像が得られる。

【0067】

酸素飽和度画像は、図 15 (C) に示すように、カラーテーブル 88a (T1) で色差信号に変換された正方形領域  $R_a$  については有彩色且つ彩度が高く表示されているため、その部分は信頼度が高いことが直感的に分かる。これに対して、カラーテーブル 88b (T2) で色差信号に変換された正方形領域  $R_b$  については有彩色であるものの彩度が低く表示されているため、その部分は信頼度が比較的低いことが直感的に分かる。また、カラーテーブル 88c (T3) で色差信号に変換された正方形領域  $R_c$  については無彩色で表示されているため、その部分は信頼度が極めて低いことが直感的に分かる。したがって、酸素飽和度画像内においては、通常通り表示される領域 ( $R_a$ ) と、彩度が低く表示される領域 ( $R_b$ 、 $R_c$ ) が混在することになるため、信頼度が高い領域と低い領域の両方を同時に把握することができる。

【0068】

本発明の第 3 実施形態では、フレーム間のずれ量に基づいて、フレーム間の位置合わせを行った後に、再度フレーム間のずれ量を求める。したがって、図 16 に示すように、第 3 実施形態の内視鏡システム 100 は、フレーム間の位置合わせに用いるフレーム間のずれ量  $F_x$ 、 $F_y$  を求めるずれ量算出部 101 と、これらずれ量  $F_x$ 、 $F_y$  に基づいて、フレーム間の位置合わせを行う位置合わせ部 102 が設けられている。また、第 3 実施形態の酸素飽和度画像生成部 88 では、第 1 実施形態とは異なる方法で酸素飽和度画像が生成される。それ以外については、第 1 実施形態と同様であるので、説明を省略する。

【0069】

ずれ量算出部 101 は、 $X$  方向の累積ヒストグラム  $H_{X1}$ 、 $H_{X2}$  と  $Y$  方向の累積ヒストグラム  $H_{Y1}$ 、 $H_{Y2}$  を用いて、正方形領域  $R_n$  間のずれ量  $X_n$ 、 $Y_n$  を算出する部分までは、第 1 実施形態のずれ量算出部 83 と同様である。ずれ量  $X_n$ 、 $Y_n$  を求めた後は、図 17 に示すように、全ての  $X_n$  を合計することにより画像信号全体での  $X$  方向の位置ずれ量  $F_x$  を求めるとともに、全ての  $Y_n$  を合計することにより画像信号

10

20

30

40

50

全体でのY方向の位置ずれ量  $F_y$  を求める。

【0070】

位置合わせ部102は、酸素飽和度の算出に用いる1フレーム目の緑色信号G1、赤色信号R1と2フレーム目の青色信号B2間の位置合わせを行う。まず、図18Aに示すように、緑色信号G1と青色信号B2のうちいずれか一方を、ずれ量算出部101で求めたX方向のずれ量  $F_x$  分だけX方向に移動させるとともに、Y方向のずれ量  $F_y$  分だけY方向に移動させる。同様にして、図18Bに示すように、赤色信号R1と青色信号B2のうちのいずれか一方を、 $F_x$ 、 $F_y$  分だけX方向又はY方向に移動させる。

【0071】

そして、位置合わせ部102で各信号の位置合わせを行った後は、ずれ量算出部101でX方向のずれ量とY方向のずれ量を再計算する。この再計算後のX方向のずれ量を位置合わせ後のずれ量を  $F_x'$  とし、Y方向のずれ量を位置合わせ後のずれ量を  $F_y'$  とする。酸素飽和度画像生成部88においては、カラーテーブル88a~88cのうち  $F_x'$ 、 $F_y'$  を合計したずれ量  $F'$  に適合するカラーテーブルを選択する。カラーテーブルの選択方法については、ずれ量  $F$  を  $F'$  に置き換える以外は、第1実施形態と同様である。そして、選択したカラーテーブルを用いて、酸素飽和度画像を生成する。

10

【0072】

第3実施形態においては、位置合わせ部102でフレーム間の位置合わせが行われているため、酸素飽和度画像上の酸素飽和度情報の信頼性は高くなっている。また、位置合わせ部で完全に位置ズレを解消できない場合であっても、位置合わせ後のフレーム間のずれ量  $F_x'$ 、 $F_y'$  が酸素飽和度画像上で色の変化として表されているため、酸素飽和度画像上で位置ズレを直感的に把握することができる。

20

【0073】

なお、酸素飽和度の算出に使用する3波長の画像信号のうち、一部の画像信号については、第1実施形態と同様に、半導体光源の光から画像信号を生成する一方、残りの画像信号については、キセノンランプなどの白色光源の広帯域光から波長分離した光から画像信号を生成してもよい。

【0074】

この場合、第1実施形態における内視鏡システム10の光源装置11に代えて、図19に示す光源装置200を用いる。この光源装置200で生成された光は、内視鏡装置180に供給される。この内視鏡装置180は第1実施形態の内視鏡装置12とほぼ同様の構成を備えているが、先端部の照明部33に蛍光体50が設けられていない点が内視鏡装置12と異なる。そのため、光源装置200からの光は、内視鏡装置180を介して、そのまま被検体内に照射される。

30

【0075】

また、内視鏡装置180内における撮像素子180aの構成及び撮像制御部70の動作については、第1実施形態と異なっている。また、プロセッサ装置13においては、通常光画像処理部80における通常光画像の生成方法が異なり、また、酸素飽和度画像処理部82で使用する信号が第1実施形態で使用する信号と異なっている。以下においては、上記第1実施形態と異なる部分についてのみ説明し、それ以外については説明を省略する。

40

【0076】

光源装置200は、広帯域光BB(400~700nm)を発する白色光源230と、この白色光源230からの広帯域光BBをB、G、Rの3色の光に色分離し、それら各色の光を順次ライトガイド28, 29に供給するロータリフィルタ234と、青色狭帯域光BNを発する半導体光源ユニット236と、広帯域光BBの光路L1上に青色狭帯域光BNの光路L2を合流させる光合流部238と、所定のタイミングにおいて、白色光源230とロータリフィルタ234との間の広帯域光BBの光路を塞ぐシャッタ板240とを備えている。

【0077】

50

白色光源 230 は、広帯域光 B B を放射する光源本体 230 a と、広帯域光 B B の光量を調整する絞り 230 b とを備えている。光源本体 230 a はキセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドなどから構成される。絞り 230 b の開度は、光量制御部（図示省略）によって調節される。

【0078】

図 20 に示すように、ロータリフィルタ 234 は、B フィルタ部 234 a、G フィルタ部 234 b、R フィルタ部 234 c が選択的に広帯域光 B B の光路 L 1 に挿入されるように回転自在に設けられている。ロータリフィルタ 234 は、円板形状をしており、円周方向に 3 分割されて中心角が 120° の扇型の領域に、それぞれ B フィルタ部 234 a、G フィルタ部 234 b、R フィルタ部 234 c が設けられている。

10

【0079】

図 21 に示すように、B フィルタ部 234 a は広帯域光 B B から青色帯域の B 光を透過させ、G フィルタ部 234 b は広帯域光 B B から緑色帯域の G 光を透過させ、R フィルタ部 234 c は広帯域光 B B から赤色帯域の R 光を透過させる。したがって、ロータリフィルタ 234 の回転によって、ロータリフィルタ 234 から B 光、G 光、R 光が順次出射する。

【0080】

半導体光源ユニット 236 は、レーザ光源 236 a、光源制御部 236 b を有する。図 21 に示すように、レーザ光源 236 a は中心波長 473 nm の青色狭帯域光 B N を発光する。このレーザ光源 236 a は、光源制御部 236 b の制御に従って、点灯及び消灯を行う。この光源制御部 236 b はプロセッサ装置内の制御部 72 によって制御される。レーザ光源 236 a から発光された青色狭帯域光 B N は、集光レンズ 236 c を通して、光合流部 238 に向けて出射する。

20

【0081】

光合流部 238 はダイクロイックミラーであり、ロータリフィルタ 234 からの光はそのまま透過させる一方で、半導体光源ユニット 236 からの青色狭帯域光 B N は反射させてその光路 L 2 を広帯域光 B B の光路 L 1 に一致させる。光合流部 238 を出た光は、集光レンズ 242 を通して、内視鏡装置 180 に供給される。

【0082】

図 22 に示すように、シャッタ板 240 は、120° の中心角を有し、広帯域光 B B を遮光する遮光部 240 a と、残りの 240° の中心角を有し、広帯域光 B B を透過させる透過部 240 b とを備えている。シャッタ板 240 は回転自在に設けられており、回転することで、遮光部 240 a と透過部 240 b が交互に選択的に広帯域光 B B の光路に挿入させるようになっている。

30

【0083】

シャッタ板 240 の回転動作は、通常光観察モードと酸素飽和度観察モードとで異なっている。通常光観察モードにおいては、シャッタ板 240 は、遮光部 240 a が広帯域光 B B の光路 L 1 から退避し、透過部 240 b が光路 L 1 に挿入された状態で停止している。したがって、広帯域光 B B は、常時ロータリフィルタ 234 に入射する。これにより、広帯域光 B B の光路 L 1 に挿入されている、B、G、R の各フィルタ部 234 a、234 b、234 c の種類に応じて、B 光、G 光、R 光の三色の光が順次生成される。

40

【0084】

一方、酸素飽和度観察モードにおいては、シャッタ板 240 は、ロータリフィルタ 234 の B フィルタ部 234 a が広帯域光 B B の光路に挿入されている間、遮光部 240 a が広帯域光 B B の光路に挿入されるように、回転する。したがって、遮光部 240 a が広帯域光 B B の光路に挿入されている間、広帯域光 B B が遮光される。この広帯域光 B B の遮光期間に、レーザ光源 236 a を点灯して、青色狭帯域光 B N を内視鏡装置 180 に供給する。これに対して、透過部 240 b が広帯域光 B B の光路に挿入されたときには、青色狭帯域光 B N が消灯する一方で、広帯域光 B B が透過する。この広帯域光 B B の透過期間に、広帯域光 B B が G フィルタ部 234 b、R フィルタ部 234 c を透過するため、G 光、

50

R光が順次生成される。

【0085】

内視鏡装置180内の撮像素子180aは、上記第1実施形態の撮像素子60と異なり、撮像面にマイクロカラーフィルタが設けられていないモノクロ撮像素子である。また、この撮像素子180aの撮像を制御する撮像制御部70についても、上記第1実施形態と異なる動作を行う。

【0086】

通常光観察モードにおいては、図23Aに示すように、B、G、Rの三色の像光を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面順次撮像信号B、G、Rを順次出力する。この一連の動作は、通常光観察モードに設定されている間、繰り返される。一方、酸素飽和度観察モードにおいては、図23Bに示すように、青色狭帯域光BN、G光、R光の3つの光の像光を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面順次撮像信号N、G、Rを順次出力する。こうした動作が酸素飽和度観察モードに設定されている間、繰り返される。

10

【0087】

プロセッサ装置内の通常光画像処理部80は、面順次撮像信号B、G、Rに基づいて、通常光画像を生成する。この通常光画像において、面順次撮像信号Bは第1実施形態の青色信号B1に略対応し、面順次撮像信号Gは第1実施形態の緑色信号G1に略対応し、面順次撮像信号Rは第1実施形態のR1に略対応している。

【0088】

プロセッサ装置内の酸素飽和度画像処理部82は、第1実施形態と異なり、面順次撮像信号N、G、Rに基づいて、血液量及び酸素飽和度を算出する。ここでは、第1実施形態の信号比B2/G1に対応する輝度比としてN/Gを用い、第1実施形態の信号比R1/G1に対応する輝度比としてR/Gを用いる。これに伴って、相関関係記憶部85には、信号比B2/G1及びR1/G1と酸素飽和度との相関関係が記憶されている。それ以外については、第1実施形態と同様の手順で処理が行われる。

20

【0089】

なお、本発明では、酸素飽和度の画像化を行ったが、これに代えて又は加えて、「血液量(酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和)×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の画像化を行ってもよい。

30

【符号の説明】

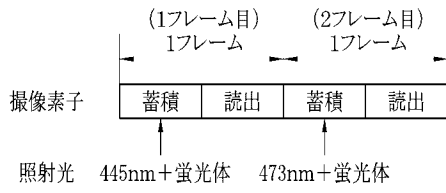
【0090】

- 10, 100 内視鏡システム
- 11 光源装置
- 13 プロセッサ装置
- 14 表示装置
- 82 酸素飽和度画像処理部
- 83, 101 ずれ量算出部
- 86 酸素飽和度算出部
- 88 酸素飽和度画像生成部
- 88a~88c カラーテーブル
- 102 位置合わせ部

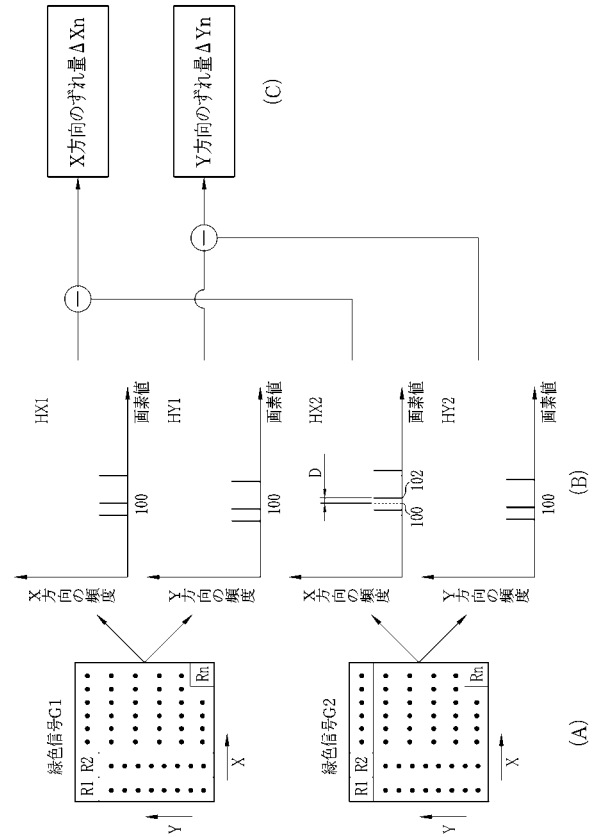
40



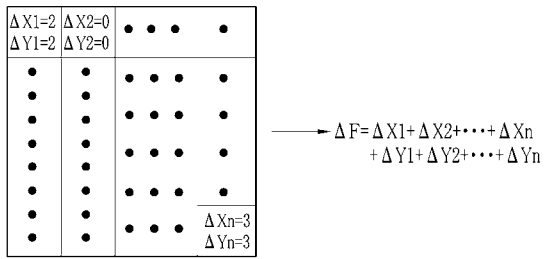
【 図 5 B 】



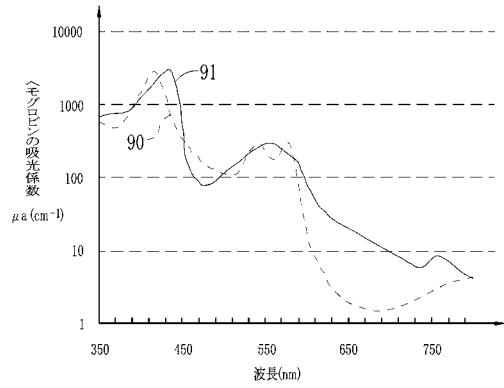
【 図 6 】



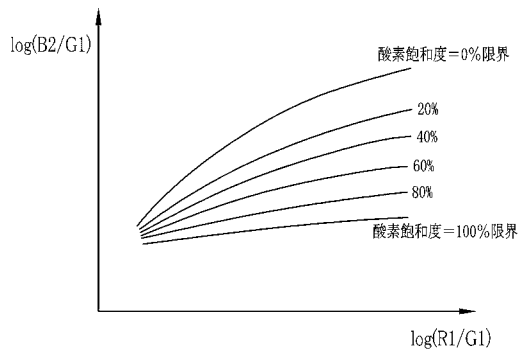
【 図 7 】



【 図 9 】



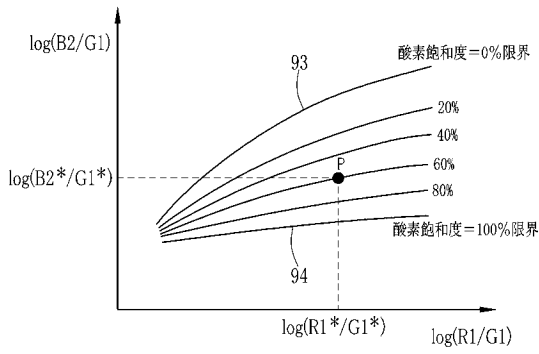
【 図 8 】



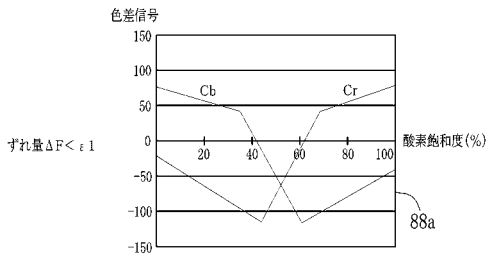
【 図 10 】



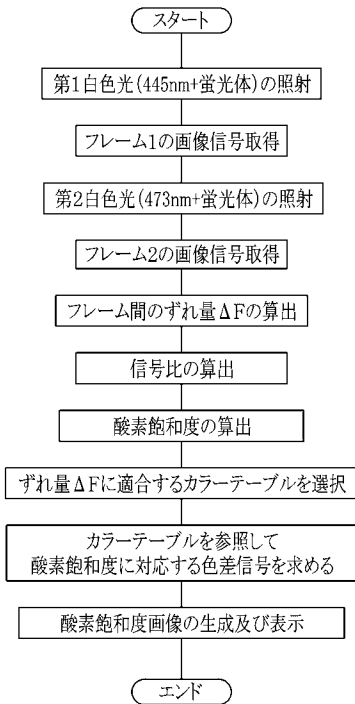
【 図 1 1 】



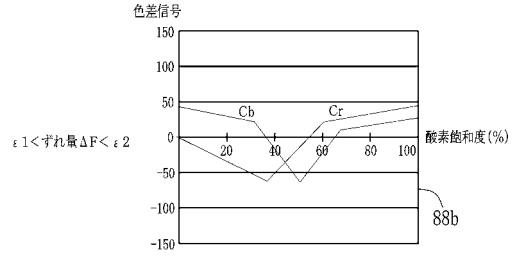
【 図 1 2 A 】



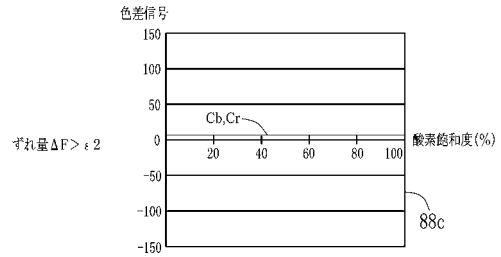
【 図 1 3 】



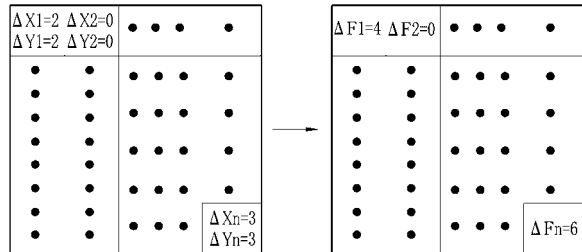
【 図 1 2 B 】



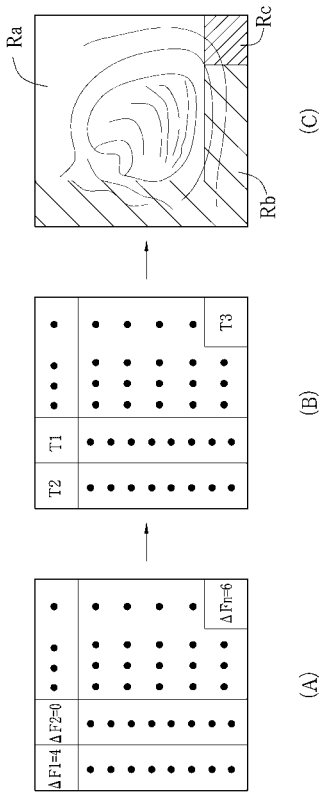
【 図 1 2 C 】



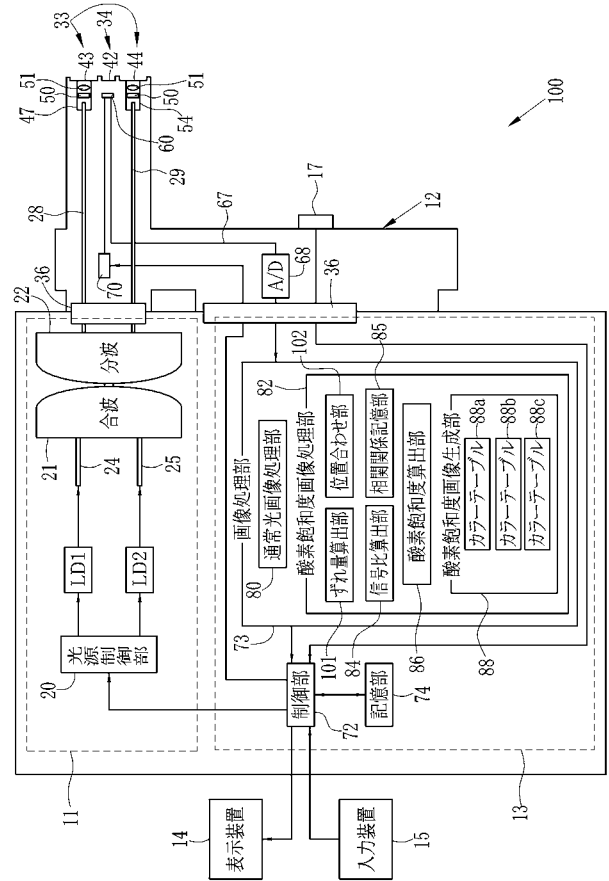
【 図 1 4 】



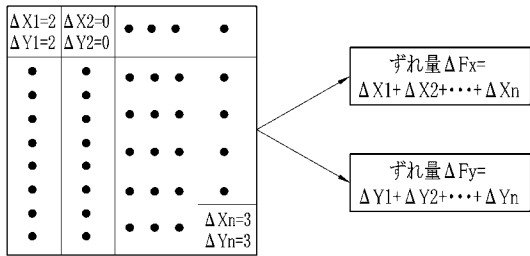
【図 15】



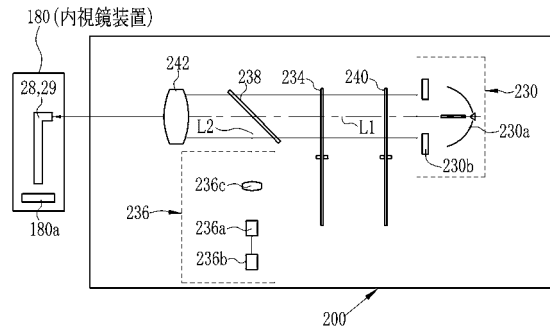
【図 16】



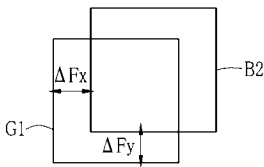
【図 17】



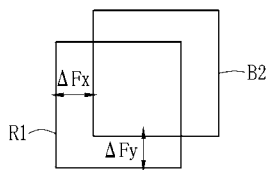
【図 19】



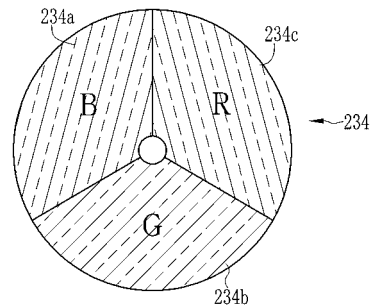
【図 18 A】



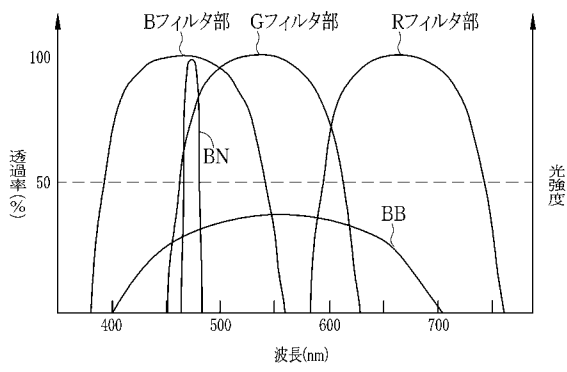
【図 18 B】



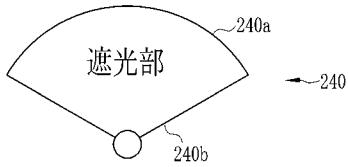
【図 20】



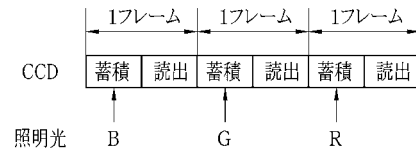
【図 2 1】



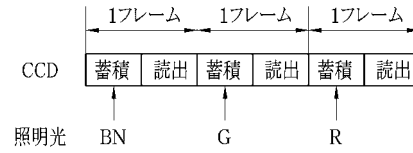
【図 2 2】



【図 2 3 A】



【図 2 3 B】



专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置和图像显示方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2013099464A</a>	公开(公告)日	2013-05-23
申请号	JP2011245600	申请日	2011-11-09
[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		
[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	A61B5/145 A61B1/00009 A61B1/04 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0653 A61B1/0669 A61B5/0071 A61B5/1455 A61B5/1459 A61B5/489 G06T7/0012 G06T7/246 G06T2207/10016 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.617 A61B1/045.622 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR23 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/SS22 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：显示准确反映氧饱和度信息的图像。 解决方案：由中心波长为445nm的第一激光由荧光物质激发的第一白光和由中心波长为473nm的第二激光由荧光物质激发的第二白光被发射到受试者。按顺序。通过彩色图像拾取装置顺序地对对象的反射图像进行成像，从而获得用于计算氧饱和度的绿色信号G 1，红色信号R 1和蓝色信号B 2。基于这三个信号，仅从受试者的活组织中的血液体积和氧饱和度等多种生物功能信息中获得氧饱和度。当在显示装置上显示其中氧饱和度成像的氧饱和度图像时，根据信号之间的偏差量（例如，方形区域Rn的偏移量 $\Delta Fn$ ）改变氧饱和度图像的显示方法。改变。 .The 15

