

(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2017-108983
 (P2017-108983A)

(43) 公開日 平成29年6月22日 (2017.6.22)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 33 頁)

(21) 出願番号 特願2015-246790 (P2015-246790)
 (22) 出願日 平成27年12月17日 (2015.12.17)

(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 110001988
 特許業務法人小林国際特許事務所
 (72) 発明者 山本 拓明
 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 BB01 BB08 HH54 LL02 RR04
 RR14 RR18 SS21 SS30

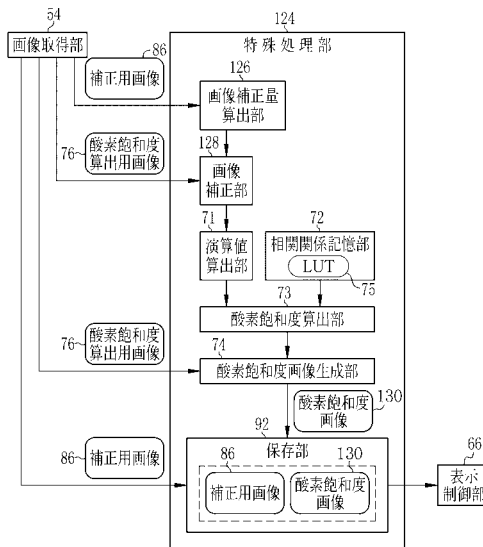
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、プロセッサ装置、及び内視鏡システムの作動方法

(57) 【要約】

【課題】 プレ撮影が適切な条件下で行われたかどうかを事後的に検証することができる内視鏡システム、プロセッサ装置、及び内視鏡システムの作動方法を提供する。

【解決手段】 内視鏡システム10は、LUT75を用いて観察対象の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部73を有し、酸素飽和度の算出に先立って観察対象を撮像して得る補正用画像86を取得する画像取得部44と、補正用画像86を用いて酸素飽和度算出用画像76に対する画像補正量を算出する画像補正量算出部126と、画像補正量にしたがって酸素飽和度算出用画像76の補正をする画像補正部128と、補正用画像86と、補正後の酸素飽和度算出用画像を用いて酸素飽和度算出部73で算出した酸素飽和度を表す酸素飽和度画像130とを関連付けて保存する保存部92と、を備える。

【選択図】 図16



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

波長帯域が異なる複数の照明光によってそれぞれ観察対象を撮像して得る複数の生体特徴量算出用画像を用いて前記観察対象の生体特徴量を算出する生体特徴量算出部を有する内視鏡システムにおいて、

前記観察対象を撮像して得る補正用画像を取得する画像取得部と、

前記補正用画像を用いて前記生体特徴量算出用画像に対する画像補正量を算出する画像補正量算出部と、

前記画像補正量にしたがって前記生体特徴量算出用画像の補正をする画像補正部と、

前記補正用画像と、補正後の前記生体特徴量算出用画像を用いて前記生体特徴量算出部で算出した前記生体特徴量を表す第 1 生体特徴量画像とを関連付けて保存する保存部と、
を備える内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記生体特徴量とは形態的生体特徴量あるいは機能的生体特徴量である請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記形態的生体特徴量とは血管情報であり、前記機能的生体特徴量とは酸素飽和度である請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記保存部は、前記第 1 生体特徴量画像に加え、補正後の前記生体特徴量算出用画像、補正前の前記生体特徴量算出用画像、前記画像補正量算出部が算出した前記画像補正量、補正後の前記生体特徴量算出用画像を用いて前記生体特徴量算出部で算出した前記生体特徴量、のいずれかを前記補正用画像に関連付けて保存する請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 5】

前記補正用画像と前記第 1 生体特徴量画像とを表示する表示部を備える請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記保存部が保存する前記補正用画像に対して、使用可能領域を設定する領域設定部を備え、

30

前記画像補正量算出部は、前記領域設定部が前記使用可能領域を設定した場合、前記使用可能領域を用いて前記画像補正量の算出をやり直し、

前記画像補正部は、前記画像補正量算出部が再算出した前記画像補正量を用いて前記生体特徴量算出用画像の補正をやり直す請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記領域設定部は、前記補正用画像に対して不使用領域を設定することで、前記不使用領域以外の領域を前記使用可能領域に設定する請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記保存部が前記補正用画像を複数セット保存しており、かつ、前記画像補正量算出部が前記画像補正量の算出に使用した前記補正用画像が不適切であった場合、

40

前記画像補正量算出部は、前記補正用画像のセットを変えて前記画像補正量の算出をやり直し、

前記画像補正部は、前記画像補正量算出部が再算出した前記画像補正量を用いて前記生体特徴量算出用画像の補正をやり直す請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記画像補正量算出部が前記画像補正量の算出に使用した前記補正用画像が不適切であった場合、

前記画像取得部は、前記補正用画像を再取得し、

50

前記画像補正量算出部は、前記画像取得部が再取得した新たな補正用画像を用いて前記画像補正量の算出をやり直し、

前記画像補正部は、前記画像補正量算出部が再算出した前記画像補正量を用いて前記生体特徴量算出用画像の補正をやり直す請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記画像取得部が前記観察対象の観察中にリアルタイムに前記補正用画像及び前記生体特徴量算出用画像を取得する場合と、前記画像取得部が前記観察対象の観察の完了後に前記補正用画像及び前記生体特徴量算出用画像を取得する場合とで、前記画像補正量算出部が前記画像補正量の算出の精度を変更し、かつ前記画像補正部が前記生体特徴量算出用画像の補正の精度を変更する請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 11】

前記画像取得部が前記観察対象の観察の完了後に前記補正用画像及び前記生体特徴量算出用画像を取得した場合における前記画像補正量の算出の精度及び前記生体特徴量算出用画像の補正の精度は、前記画像取得部が前記観察対象の観察中にリアルタイムに前記補正用画像及び前記生体特徴量算出用画像を取得した場合における前記画像補正量の算出の精度及び前記生体特徴量算出用画像の補正の精度よりも高くする請求項 10 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

波長帯域が異なる複数の照明光によってそれぞれ観察対象を撮像して得る複数の生体特徴量算出用画像と、前記生体特徴量算出用画像の画素値を前記観察対象の生体特徴量に対応付けるルックアップテーブルと、を用いて前記観察対象の前記生体特徴量を算出する生体特徴量算出部を有する内視鏡システムにおいて、

20

前記観察対象を撮像して得る補正用画像を取得する画像取得部と、

前記補正用画像を用いて前記ルックアップテーブルの校正をするテーブル校正部と、

前記補正用画像と、校正後の前記ルックアップテーブルを用いて前記生体特徴量算出部で算出した前記生体特徴量を表す第 2 生体特徴量画像とを関連付けて保存する保存部と、を備える内視鏡システム。

【請求項 13】

前記画像取得部は、前記生体特徴量算出部による前記生体特徴量の算出に先立って前記観察対象を撮像して得る前記補正用画像を取得する請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 14】

波長帯域が異なる複数の照明光によってそれぞれ観察対象を撮像して得る複数の生体特徴量算出用画像を用いて前記観察対象の生体特徴量を算出する生体特徴量算出部を有するプロセッサ装置において、

前記観察対象を撮像して得る補正用画像を取得する画像取得部と、

前記補正用画像を用いて前記生体特徴量算出用画像に対する画像補正量を算出する画像補正量算出部と、

前記画像補正量にしたがって前記生体特徴量算出用画像の補正をする画像補正部と、

40

前記補正用画像と、補正後の前記生体特徴量算出用画像を用いて前記生体特徴量算出部で算出した前記生体特徴量を表す第 1 生体特徴量画像とを関連付けて保存する保存部と、を備えるプロセッサ装置。

【請求項 15】

波長帯域が異なる複数の照明光によってそれぞれ観察対象を撮像して得る複数の生体特徴量算出用画像を用いて前記観察対象の生体特徴量を算出する生体特徴量算出部を有する内視鏡システムの作動方法において、

画像取得部が、前記観察対象を撮像して得る補正用画像を取得するステップと、

画像補正量算出部が、前記補正用画像を用いて、前記生体特徴量算出用画像に対する画像補正量を算出するステップと、

50

画像補正部が、前記画像補正量にしたがって前記生体特徴量算出用画像の補正をするステップと、

前記生体特徴量算出部が、補正後の前記生体特徴量算出用画像を用いて前記生体特徴量を算出するステップと、

保存部が、前記補正用画像と、補正後の前記生体特徴量算出用画像を用いて前記生体特徴量算出部で算出した前記生体特徴量を表す第1生体特徴量画像とを関連付けて保存するステップと、

を備え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】

10

【0001】

本発明は、観察対象の酸素飽和度を算出する内視鏡システム、プロセッサ装置、及び内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、光源装置、内視鏡、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いて診断することが一般的になっている。特に、観察対象を自然に観察するだけでなく、照明光の波長を工夫したり、観察対象を撮影した画像に分光推定処理等の処理を施したりすることによって、血管や腺管構造等の特定の組織や構造を強調した画像を得る内視鏡システムが普及している。

20

【0003】

近年では、観察対象を撮影した画像を用いて生体機能情報を得る内視鏡システムもある。例えば、観察対象が含むヘモグロビンの酸素飽和度を表す画像（以下、酸素飽和度画像という）を用いた病変の診断が行われつつある。酸素飽和度を算出するためには、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光係数が異なる波長帯域の照明光によってそれぞれ観察対象を撮影する。そして、得られた画像の画素値を用いて所定の演算値を算出し、演算値を酸素飽和度に対応付ける相関関係を表すルックアップテーブルを用いて、観察対象の酸素飽和度を算出する。演算値と酸素飽和度との相関関係は、食道、胃、大腸等の各種部位や、性別、年齢等の患者の個体差等によって異なる場合がある。このため、特許文献1では、実際に観察対象の酸素飽和度を算出する前に、観察対象の正常部を撮影するプレ撮影を行って、ルックアップテーブルを校正している。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2013-22341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のようにプレ撮影を行って、演算値を酸素飽和度に対応付けるルックアップテーブルを校正する場合、プレ撮影では観察対象の正常な部分を適切に撮影することが必要であるが、プレ撮影では、露光量が極端に大きい又は小さい場合や、動きが生じた場合、観察距離が極端に遠い又は近い場合、付着物の写り込み等が生じる場合がある。その場合には、ルックアップテーブルの校正を正確に行うことが難しいため、酸素飽和度を正確に算出することが難しい。したがって、プレ撮影時の撮影条件が酸素飽和度の算出精度に大きく影響することから、プレ撮影が適切な条件下で行われたかどうかを事後的に検証できるようにすることが求められていた。

40

【0006】

本発明は、プレ撮影が適切な条件下で行われたかどうかを事後的に検証することができる内視鏡システム、プロセッサ装置、及び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。

50

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の内視鏡システムは、波長帯域が異なる複数の照明光によってそれぞれ観察対象を撮像して得る複数の生体特徴量算出用画像を用いて観察対象の生体特徴量を算出する生体特徴量算出部を有する内視鏡システムにおいて、観察対象を撮像して得る補正用画像を取得する画像取得部と、補正用画像を用いて生体特徴量算出用画像に対する画像補正量を算出する画像補正量算出部と、画像補正量にしたがって生体特徴量算出用画像の補正をする画像補正部と、補正用画像と、補正後の生体特徴量算出用画像を用いて生体特徴量算出部で算出した生体特徴量を表す第1生体特徴量画像とを関連付けて保存する保存部と、を備える。

10

【0008】

生体特徴量とは形態的生体特徴量あるいは機能的生体特徴量である。形態的生体特徴量とは血管情報であり、機能的生体特徴量とは酸素飽和度である。

【0009】

保存部は、第1生体特徴量画像に加え、補正後の生体特徴量算出用画像、補正前の生体特徴量算出用画像、画像補正量算出部が算出した画像補正量、補正後の生体特徴量算出用画像を用いて生体特徴量算出部で算出した生体特徴量、のいずれかを補正用画像に関連付けて保存することが好ましい。

【0010】

補正用画像と第1生体特徴量画像とを表示する表示部を備えることが好ましい。

20

【0011】

保存部が保存する補正用画像に対して、使用可能領域を設定する領域設定部を備え、画像補正量算出部は、領域設定部が使用可能領域を設定した場合、使用可能領域を用いて画像補正量の算出をやり直し、画像補正部は、画像補正量算出部が再算出した画像補正量を用いて生体特徴量算出用画像の補正をやり直すことが好ましい。

【0012】

領域設定部は、補正用画像に対して不使用領域を設定することで、不使用領域以外の領域を使用可能領域に設定することが好ましい。

【0013】

保存部が補正用画像を複数セット保存しており、かつ、画像補正量算出部が画像補正量の算出に使用した補正用画像が不適切であった場合、画像補正量算出部は、補正用画像のセットを変えて画像補正量の算出をやり直し、画像補正部は、画像補正量算出部が再算出した画像補正量を用いて生体特徴量算出用画像の補正をやり直すことが好ましい。

30

【0014】

画像補正量算出部が画像補正量の算出に使用した補正用画像が不適切であった場合、画像取得部は、補正用画像を再取得し、画像補正量算出部は、画像取得部が再取得した新たな補正用画像を用いて画像補正量の算出をやり直し、画像補正部は、画像補正量算出部が再算出した画像補正量を用いて生体特徴量算出用画像の補正をやり直すことが好ましい。

【0015】

画像取得部が観察対象の観察中にリアルタイムに補正用画像及び生体特徴量算出用画像を取得する場合と、画像取得部が観察対象の観察の完了後に補正用画像及び生体特徴量算出用画像を取得する場合とで、画像補正量算出部が画像補正量の算出の精度を変更し、かつ画像補正部が生体特徴量算出用画像の補正の精度を変更することが好ましい。

40

【0016】

画像取得部が観察対象の観察の完了後に補正用画像及び生体特徴量算出用画像を取得した場合における画像補正量の算出の精度及び生体特徴量算出用画像の補正の精度は、画像取得部が観察対象の観察中にリアルタイムに補正用画像及び生体特徴量算出用画像を取得した場合における画像補正量の算出の精度及び生体特徴量算出用画像の補正の精度よりも高くすることが好ましい。

【0017】

50

画像取得部は、生体特徴量算出部による生体特徴量の算出に先立って観察対象を撮像して得る補正用画像を取得することが好ましい。

【0018】

本発明の内視鏡システムは、波長帯域が異なる複数の照明光によってそれぞれ観察対象を撮像して得る複数の生体特徴量算出用画像と、生体特徴量算出用画像の画素値を観察対象の生体特徴量に対応付けるルックアップテーブルと、を用いて観察対象の生体特徴量を算出する生体特徴量算出部を有する内視鏡システムにおいて、観察対象を撮像して得る補正用画像を取得する画像取得部と、補正用画像を用いてルックアップテーブルの校正をするテーブル校正部と、補正用画像と、校正後のルックアップテーブルを用いて生体特徴量算出部で算出した生体特徴量を表す第2生体特徴量画像とを関連付けて保存する保存部と、を備える。

10

【0019】

本発明のプロセッサ装置は、波長帯域が異なる複数の照明光によってそれぞれ観察対象を撮像して得る複数の生体特徴量算出用画像を用いて観察対象の生体特徴量を算出する生体特徴量算出部を有するプロセッサ装置において、観察対象を撮像して得る補正用画像を取得する画像取得部と、補正用画像を用いて生体特徴量算出用画像に対する画像補正量を算出する画像補正量算出部と、画像補正量にしたがって生体特徴量算出用画像の補正をする画像補正部と、補正用画像と、補正後の生体特徴量算出用画像を用いて生体特徴量算出部で算出した生体特徴量を表す第1生体特徴量画像とを関連付けて保存する保存部と、を備える。

20

【0020】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、波長帯域が異なる複数の照明光によってそれぞれ観察対象を撮像して得る複数の生体特徴量算出用画像を用いて観察対象の生体特徴量を算出する生体特徴量算出部を有する内視鏡システムの作動方法において、画像取得部が、観察対象を撮像して得る補正用画像を取得するステップと、画像補正量算出部が、補正用画像を用いて、生体特徴量算出用画像に対する画像補正量を算出するステップと、画像補正部が、画像補正量にしたがって生体特徴量算出用画像の補正をするステップと、生体特徴量算出部が、補正後の生体特徴量算出用画像を用いて生体特徴量を算出するステップと、保存部が、補正用画像と、補正後の生体特徴量算出用画像を用いて生体特徴量算出部で算出した生体特徴量を表す第1生体特徴量画像とを関連付けて保存するステップと、を備える。

30

【発明の効果】

【0021】

本発明の内視鏡システム、プロセッサ装置、及び内視鏡システムの作動方法は、ブレ撮影が適切な条件下で行われたかどうかを事後的に検証することができる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【図2】内視鏡システムのブロック図である。

【図3】特殊処理部のブロック図である。

40

【図4】酸素飽和度の算出に用いるLUTの内容を示すグラフである。

【図5】理想的な観察対象と実際の観察対象のずれを表すグラフである。

【図6】検証モード非実行時のモニタの表示画面(a)と、検証モード実行時のモニタの表示画面(b)である。

【図7】酸素飽和度観察モードの動作の流れを示すフローチャートである。

【図8】酸素飽和度画像と酸素飽和度算出用画像を補正用画像に関連付けて保存する保存部のブロック図である。

【図9】酸素飽和度画像と酸素飽和度補正量を補正用画像に関連付けて保存する保存部のブロック図である。

【図10】酸素飽和度画像と補正後の酸素飽和度を補正用画像に関連付けて保存する保存

50

部のブロック図である。

【図 1 1】酸素飽和度画像と補正前の酸素飽和度を補正用画像に関連付けて保存する保存部のブロック図である。

【図 1 2】領域設定部を有する特殊処理部のブロック図である。

【図 1 3】使用可能領域を指定する方法を説明する説明図である。

【図 1 4】不使用領域以外の領域を使用可能領域に指定する方法を説明する説明図である。

【図 1 5】酸素飽和度補正量の算出精度及び酸素飽和度の補正精度の変更を説明するフローチャートである。

【図 1 6】第 3 実施形態の特殊処理部のブロック図である。

10

【図 1 7】第 3 実施形態の酸素飽和度観察モードの動作の流れを示すフローチャートである。

【図 1 8】第 4 実施形態の特殊処理部のブロック図である。

【図 1 9】酸素飽和度の算出に用いる LUT の校正方法を示すグラフである。

【図 2 0】第 5 実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【図 2 1】通常観察モード時に発する光のスペクトルを示すグラフである。

【図 2 2】酸素飽和度観察モード時に発する光のスペクトルを示すグラフである。

【図 2 3】第 6 実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【図 2 4】回転フィルタを示す平面図である。

【図 2 5】第 7 実施形態のカプセル内視鏡の概略図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0023】

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、内視鏡システム 10 は、内視鏡 12 と、光源装置 14 と、プロセッサ装置 16 と、モニタ 18 (表示部) と、コンソール 19 とを有する。内視鏡 12 は光源装置 14 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 16 と電気的に接続される。内視鏡 12 は、被検体内に挿入される挿入部 12a と、挿入部 12a の基端部分に設けられた操作部 12b と、挿入部 12a の先端側に設けられた湾曲部 12c 及び先端部 12d を有している。操作部 12b のアングルノブ 12e を操作することにより、湾曲部 12c は湾曲動作する。この湾曲動作によって、先端部 12d が所望の方向に向けられる。

30

【0024】

また、操作部 12b には、アングルノブ 12e の他、モード切り替えスイッチ 13a、ズーム操作部 13b が設けられている。モード切り替えスイッチ 13a は、観察モードの切り替え操作に用いる。内視鏡システム 10 は、通常観察モードと酸素飽和度観察モードの 2 つの観察モードを有している。通常観察モードは、白色光で観察対象を照明して、その観察対象を撮影し、自然な色合いの画像 (以下、通常画像という) をモニタ 18 に表示する。酸素飽和度観察モードは、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光係数が異なる波長帯域の光等で観察対象を照明して、観察対象を撮影して得た画像と生体特徴量としての酸素飽和度との相関関係を用いて観察対象の酸素飽和度を算出し、酸素飽和度を表す酸素飽和度画像をモニタ 18 に表示する。なお、生体特徴量は、例えば血管やピットパターンなどの大きさや形といった形態を表す情報、あるいは観察部位の動きや代謝などの機能を表す情報を示す。前者の生体特徴量は形態的生体特徴量ともいい、後者の生体特徴量は機能的生体特徴量ともいう。酸素飽和度は、機能的生体特徴量に含まれる。

40

【0025】

プロセッサ装置 16 は、モニタ 18 及びコンソール 19 と電気的に接続される。モニタ 18 は、各観察モードの画像や画像に付帯する画像情報等を出力表示する。コンソール 19 は、機能設定等の入力操作を受け付ける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、画像や画像情報等を記録する外付けの記録部 (図示省略) を接続してもよい。

【0026】

50

図 2 に示すように、光源装置 1 4 は、照明光を発光する光源部 2 0 と、光源部 2 0 の駆動を制御する光源制御部 2 2 と、を備えている。

【 0 0 2 7 】

光源部 2 0 は、B 1 光源 2 0 a、B 2 光源 2 0 b、G 光源 2 0 c、及び、R 光源 2 0 d の 4 個の光源を備える。本実施形態では、B 1 光源 2 0 a、B 2 光源 2 0 b、G 光源 2 0 c、及び、R 光源 2 0 d はいずれも L E D (Light Emitting Diode) である。光源部 2 0 には、これらの L E D の代わりに、L D (Laser Diode) と蛍光体と帯域制限フィルタとの組み合わせや、キセノンランプ等の広帯域光源と帯域制限フィルタとの組み合わせ等を用いることができる。

【 0 0 2 8 】

B 1 光源 2 0 a 及び B 2 光源 2 0 b は両方とも青色光を発光する青色光源である。但し、B 1 光源 2 0 a が発光する青色光 (以下、B 1 光という) と、B 2 光源 2 0 b が発光する青色光 (以下、B 2 光という) とでは、中心波長及び波長帯域が異なる。B 1 光は、中心波長及び波長帯域が 470 ± 10 nm の狭帯域な青色光である。この B 1 光の中心波長及び波長帯域は、青色波長帯域の中で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概ね極大になる中心波長及び波長帯域である。したがって、B 1 光は、酸素飽和度観察モードで使用する。一方、B 2 光は、中心波長が約 450 ± 10 nm であり、波長帯域が約 400 ~ 500 nm の広帯域な青色光である。B 2 光は、通常観察モード及び酸素飽和度観察モードで使用する。

【 0 0 2 9 】

G 光源 2 0 c は、中心波長が 540 ± 20 nm であり、波長帯域が約 480 ~ 600 nm の広帯域な緑色光 (以下、G 光という) を発光する緑色光源である。R 光源 2 0 d は、中心波長が 640 ± 20 nm であり、波長帯域が約 600 ~ 700 nm の広帯域な赤色光 (以下、R 光という) を発する赤色光源である。G 光及び R 光は、通常観察モード及び酸素飽和度観察モードで使用する。なお、各色の光は、それぞれの中心波長とピーク波長とが同じであっても良いし、異なっても良い。

【 0 0 3 0 】

光源制御部 2 2 は、光源部 2 0 を構成する各光源 2 0 a ~ 2 0 d の点灯や消灯のタイミングや発光量等をそれぞれ制御することで、照明光の分光スペクトルや光量を制御する。

【 0 0 3 1 】

通常観察モードの場合、光源制御部 2 2 は、B 2 光源 2 0 b、G 光源 2 0 c、及び R 光源 2 0 d を点灯する。このため、通常観察モードでは、B 2 光、G 光、及び R 光からなる白色光が照明光になる。

【 0 0 3 2 】

酸素飽和度観察モードの場合、光源制御部 2 2 は、撮影フレームごとに照明光を切り替える。具体的には、ある撮影フレーム (以下、第 1 フレームという) では B 1 光源 2 0 a を点灯し、次の撮影フレーム (以下、第 2 フレームという) では B 2 光源 2 0 b、G 光源 2 0 c、及び R 光源 2 0 d を点灯する。すなわち、第 1 フレームの照明光は B 1 光であり、第 2 フレームの照明光は、B 2 光、G 光、及び R 光からなる白色光である。

【 0 0 3 3 】

また、通常観察モードから酸素飽和度観察モードに移行した場合には、光源制御部 2 2 は、撮影フレームに合わせて B 1 光源 2 0 a、B 2 光源 2 0 b、G 光源 2 0 c、及び R 光源 2 0 d を順次点灯し、照明光を B 1 光、B 2 光、G 光、及び R 光に順次切り替える。各種照明光の切り替えは、通常観察モードから酸素飽和度観察モードに移行した場合に少なくとも 1 回行う。これは、後述する酸素飽和度の補正のためである。

【 0 0 3 4 】

光源部 2 0 が発光した上記各種照明光は、ライトガイド 2 4 に入射する。ライトガイド 2 4 は、内視鏡 1 2 及びユニバーサルコード (内視鏡 1 2 と光源装置 1 4 及びプロセッサ装置 1 6 とを接続するコード) 内に内蔵されており、照明光を内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d まで伝搬する。なお、ライトガイド 2 4 としては、マルチモードファイバを使用すること

10

20

30

40

50

ができる。一例として、コア径105 μm 、クラッド径125 μm 、外皮となる保護層を含めた経が0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

【0035】

内視鏡12の先端部12dには、照明光学系30aと撮像光学系30bが設けられている。照明光学系30aは照明レンズ32を有しており、この照明レンズ32を介して照明光が観察対象に照射される。撮像光学系30bは、対物レンズ34、ズームレンズ36、イメージセンサ38を有している。イメージセンサ38は、対物レンズ34及びズームレンズ36を介して、観察対象から戻る照明光の反射光や散乱光等（観察対象が発する蛍光や観察対象に投与した薬剤による蛍光を含む）によって観察対象を撮影する。なお、ズームレンズ36は、ズーム操作部13bの操作によって移動し、イメージセンサ38で撮影する観察対象を拡大または縮小する。

10

【0036】

イメージセンサ38は、原色系のカラーセンサであり、青色カラーフィルタが設けられたB画素（青色画素）、緑色カラーフィルタが設けられたG画素（緑色画素）、及び、赤色カラーフィルタが設けられたR画素（赤色画素）の3種類の画素を有する。このため、イメージセンサ38で観察対象を撮影すると、B画像（青色画像）、G画像（緑色画像）、R画像（赤色画像）の3種類の画像が得られる。

【0037】

なお、イメージセンサ38は、原色系のカラーセンサであるが、補色系のカラーセンサを用いることもできる。補色系のカラーセンサは、例えば、シアンカラーフィルタが設けられたシアン画素、マゼンタカラーフィルタが設けられたマゼンタ画素、イエローカラーフィルタが設けられたイエロー画素、及びグリーンカラーフィルタが設けられたグリーン画素を有する。補色系カラーセンサを用いる場合に得られる各色の画像は、原色系のカラーセンサを用いる場合と同様のB画像、G画像、R画像に変換することができる。

20

【0038】

酸素飽和度観察モードの場合、第1フレームの照明光はB1光であり、緑色光や赤色光を含まないので、酸素飽和度観察モードの第1フレームでは実質的にB画像のみが得られる。一方、酸素飽和度観察モードの第2フレームの照明光は白色光なので、B画像、G画像、R画像が得られる。以下、区別のため、第1フレームで得るB画像をB1画像といい、第2フレームで得るB画像をB2画像という。

30

【0039】

酸素飽和度観察モードでは、上記のように実際に観察対象の酸素飽和度を算出し、酸素飽和度画像の生成に使用する酸素飽和度算出用画像を得る「本撮影」を行う他、酸素飽和度の補正に使用する補正用画像を得る「プレ撮影」を行う。

【0040】

プレ撮影は、酸素飽和度の補正用に行う撮影なので観察対象の正常な部分を撮影する。観察対象の正常な部分とは、明らかな病変や付着物等がなく酸素飽和度に異常が発生しないと考える部分である。以下、実際に酸素飽和度を算出する部分を本撮影して得るB1画像、B2画像、G画像、及びR画像を酸素飽和度算出用画像76（図3参照）という。また、補正用に観察対象の正常な部分をプレ撮影して得るB1画像、B2画像、G画像、及びR画像を補正用画像86（図3参照）という。本実施形態では、通常観察モードから酸素飽和度観察モードに移行すると、本撮影に先立ってプレ撮影を1回行う。プレ撮影を1回行うと、上記のように、4フレーム分の画像（B1画像、B2画像、G画像、及びR画像）が得られる。なお、プレ撮影は本撮影の後に行っても良い。また、1回のプレ撮影に対して、本撮影を1回行っても良いし複数回行っても良い。プレ撮影は、2回以上行っても良い。プレ撮影をコンソール19等の入力操作により実行するようにしても良い。

40

【0041】

プロセッサ装置16は、制御部42と、画像取得部44と、画像処理部46と、表示制御部48と、を備える。制御部42は、モード切り替えスイッチ13aからモード切り替え信号の入力を受け、光源制御部22及びイメージセンサ38を制御し、観察モードを切

50

り替える。具体的には、制御部 4 2 は、光源制御部 2 2 に対する照明光の種類や光量の指定、イメージセンサ 3 8 の露光時間の長さや画像出力時のゲイン等の制御、撮影フレームと照明光の切り替えタイミングの同期制御等をする。

【 0 0 4 2 】

画像取得部 4 4 は、イメージセンサ 3 8 から各色の画像を取得する。通常観察モードの場合には、B 画像、G 画像、R 画像をイメージセンサ 3 8 から取得する。酸素飽和度観察モードの場合、第 1 フレームでは B 1 画像を取得し、第 2 フレームでは B 2 画像、G 画像、及び R 画像を取得する。通常観察モードから酸素飽和度観察モードに移行した場合、B 1 画像、B 2 画像、G 画像、及び R 画像を 1 フレームずつ順次を取得する。また、画像取得部 4 4 は、DSP (Digital Signal Processor) 5 2 と、ノイズ低減部 5 4 と、変換部 5 6 と、を有し、これらによって取得した画像に各種処理を施す。

10

【 0 0 4 3 】

DSP 5 2 は、取得した画像に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、デモザイク処理、及び Y C 変換処理等の各種処理を施す。

【 0 0 4 4 】

欠陥補正処理は、イメージセンサ 3 8 の欠陥画素に対応する画素の画素値を補正する処理である。オフセット処理は、欠陥補正処理をした画像から暗電流成分を除き、正確な零レベルを設定する処理である。ゲイン補正処理は、オフセット処理をした画像にゲインを乗じることにより各画像の信号レベルを整える処理である。リニアマトリクス処理は、オフセット処理をした画像の色再現性を高める処理である。ガンマ変換処理は、リニアマトリクス処理をした画像の明るさや彩度を整える処理である。デモザイク処理（等方化処理や同時化処理とも言う）は、欠落した画素の画素値を補間する処理であり、ガンマ変換処理後の画像に対して施す。欠落した画素とは、イメージセンサ 3 8 において他の色の画素が配置されているために画素値がない画素である。例えば、B 画像は、B 画素から得る画像なので、イメージセンサ 3 8 の G 画素や R 画素に対応する位置の画素には画素値がない。デモザイク処理は、B 画像を補間して、イメージセンサ 3 8 の G 画素及び R 画素の位置にある画素の画素値を生成する。Y C 変換処理は、デモザイク処理をした画像を、輝度画像 Y と色差画像 C b 及び色差画像 C r に変換する処理である。

20

【 0 0 4 5 】

ノイズ低減部 5 4 は、輝度画像 Y、色差画像 C b 及び色差画像 C r 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低減処理を施す。変換部 5 6 は、ノイズ低減処理後の輝度画像 Y、色差画像 C b 及び色差画像 C r を再び B G R の各色の画像に再変換する。

30

【 0 0 4 6 】

画像処理部 4 6 は、通常処理部 6 2 と、特殊処理部 6 4 とを有する。通常処理部 6 2 は、通常観察モード時に作動し、B G R 各色の画像に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を施し、通常画像を生成する。色変換処理は、B G R 各色の画像に対して 3 × 3 のマトリクス処理、階調変換処理、及び 3 次元 LUT (ルックアップテーブル) 処理などを行う。色彩強調処理は、画像の色彩を強調する処理であり、構造強調処理は、例えば、血管やピットパターン等の観察対象の構造を強調する処理である。表示制御部 4 8 は、通常処理部 6 2 から取得する通常画像を、表示に適した形式に変換してモニタ 1 8 に入力する。これにより、モニタ 1 8 は、通常画像を表示する。

40

【 0 0 4 7 】

特殊処理部 6 4 は、酸素飽和度観察モード時に作動し、酸素飽和度算出用画像を用いて観察対象の酸素飽和度を算出し、酸素飽和度画像を生成する。図 3 に示すように、特殊処理部 6 4 は、演算値算出部 7 1 と、相関関係記憶部 7 2 と、酸素飽和度算出部 7 3 と、酸素飽和度画像生成部 7 4 とを備える。

【 0 0 4 8 】

演算値算出部 7 1 は、画像取得部 4 4 から酸素飽和度算出用画像 7 6 を取得し、酸素飽

50

和度算出用画像 76 の画素値を用いて演算をし、酸素飽和度の算出に使用する演算値を算出する。具体的には、演算値算出部 71 は、B1 画像と G 画像の比 $B1/G$ と、R 画像と G 画像の比 R/G と、をそれぞれ画素毎に算出する。これらの比 $B1/G$ 及び比 R/G は、演算値算出部 71 が算出する演算値であり、画像取得部 44 が取得した画像の画素値を用いた演算の演算結果である。比 $B1/G$ は主に酸素飽和度と血液量に依存し、比 R/G は主に血液量に依存する。このため、比 $B1/G$ と比 R/G のバランスを見れば、血液量への依存性を除いて、観察対象の酸素飽和度を求めることができる。

【0049】

相関関係記憶部 72 は、演算値算出部 71 の演算結果である比 $B1/G$ 及び比 R/G を、酸素飽和度に対応付ける相関関係を LUT (ルックアップテーブル) 75 に記憶している。図 4 に示すように、LUT 75 が記憶する相関関係は、比 $B1/G$ と比 R/G を軸とする 2 次元空間に、酸素飽和度の等値線を定義した 2 次元テーブルである。比 $B1/G$ 及び比 R/G に対す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。なお、相関関係記憶部 72 は、比 $B1/G$ 及び比 R/G と、酸素飽和度との相関関係は、例えば \log スケールで記憶している。

10

【0050】

酸素飽和度算出部 73 は、相関関係記憶部 72 が記憶する LUT 75 を参照して、演算値算出部 71 が算出する比 $B1/G$ 及び比 R/G に対応する酸素飽和度を算出する。例えば、特定の画素において比 $B1/G$ の値が $B1^*/G^*$ であり、比 R/G の値が R^*/G^* である場合、LUT 75 を参照すると、この値に対応する酸素飽和度は「70%」である (図 4 参照)。このため、酸素飽和度算出部 73 は、この特定の画素の酸素飽和度を「70%」と算出する。

20

【0051】

なお、比 $B1/G$ 及び比 R/G が極めて大きい値になってしまったり、逆に極めて小さい値になったりすることは殆どない。すなわち、比 $B1/G$ 及び比 R/G の組み合わせが、酸素飽和度「100%」を表す上限の等値線を上回る組み合わせや、酸素飽和度「0%」を表す下限の等値線を下回る組み合わせになってしまうことは殆どない。酸素飽和度算出部 73 は、例えば酸素飽和度が 100% を超える場合には酸素飽和度を 100% とし、酸素飽和度が 0% を下回る場合には酸素飽和度を 0% とする。

【0052】

酸素飽和度画像生成部 74 は、酸素飽和度算出用画像 76 と、酸素飽和度算出部 73 が算出した酸素飽和度とを用いて、酸素飽和度画像を生成する。具体的には、酸素飽和度画像生成部 74 は、酸素飽和度算出用画像 76 のうち、第 2 フレームに得る B2 画像と G 画像と R 画像を用いて酸素飽和度画像のベースになる画像 (以下、ベース画像という) を生成する。ベース画像は、B2 画像、G 画像、及び R 画像に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を施して生成する。すなわち、ベース画像は、酸素飽和度観察モードの第 2 フレームで得る画像を用いて生成する通常画像である。ベース画像を生成すると、酸素飽和度画像生成部 74 は、酸素飽和度算出部 73 が算出した酸素飽和度を用いてベース画像に色付けをし、色によって酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。

30

【0053】

特殊処理部 64 は、上記のように酸素飽和度観察モード時に酸素飽和度算出用画像 76 を用いて酸素飽和度を算出すると、この酸素飽和度の補正をする。このため、特殊処理部 64 は、上記各部の他に、酸素飽和度補正量算出部 82 と、酸素飽和度補正部 84 と、を備える (図 3 参照)。

40

【0054】

酸素飽和度補正量算出部 82 は、酸素飽和度補正量を算出する。具体的には、酸素飽和度補正量算出部 82 は、画像取得部 44 から補正用画像 86 を取得し、補正用画像 86 を用いて酸素飽和度算出部 73 が算出した酸素飽和度の値を補正する酸素飽和度補正量を算出する。より具体的には、酸素飽和度補正量算出部 82 は、補正用画像 86 の B1 画像、G 画像、及び R 画像を用いて、比 $B1/G$ 及び比 R/G を画素毎に算出し、かつ、算出し

50

た比 $B1/G$ 及び比 R/G の代表値を算出する。そして、LUT75を参照して、比 $B1/G$ 及び比 R/G の代表値に対応する酸素飽和度を求める。本実施形態では、比 $B1/G$ 及び比 R/G の代表値は平均値とするが、中央値や最頻値等、その他の統計量を代表値とすることができる。

【0055】

例えば、図5に示すように、理想的な観察対象の正常な部分を撮影して得る画像を用いて算出する比 $B1/G$ の代表値を $B1^a/G^a$ とし、かつ、比 R/G の代表値を R^a/G^a とする。また、実際の補正用画像86を用いて算出する比 $B1/G$ の代表値を $B1^b/G^b$ とし、かつ、実際の補正用画像86を用いて算出する比 R/G の代表値を R^b/G^b とする。図5では、 $B1^a/G^a$ 及び R^a/G^a に対応する酸素飽和度は70%であり、 $B1^b/G^b$ 及び R^b/G^b に対応する酸素飽和度は60%である。

10

【0056】

酸素飽和度補正量算出部82は、理想的な観察対象の正常な部分を撮影した画像を用いる場合の基準となる酸素飽和度(70%)と、実際の補正用画像86を用いて算出する酸素飽和度(60%)との関係から、酸素飽和度算出部73が算出する酸素飽和度に対する酸素飽和度補正量88を算出する。本実施形態では、酸素飽和度補正量88は、例えば「+10%」である。

【0057】

酸素飽和度補正部84は、酸素飽和度算出部73が酸素飽和度を算出すると、この酸素飽和度の値を補正する。具体的には、酸素飽和度補正部84は、酸素飽和度補正量算出部82が算出した酸素飽和度補正量88にしたがって補正をする。例えば、酸素飽和度算出部73が酸素飽和度算出用画像76を用いて、ある画素の酸素飽和度を「50%」と算出した場合には、酸素飽和度補正部84は、その酸素飽和度の値(50%)を、上記の酸素飽和度補正量88(+10%)にしたがって補正して「60%(=50%+10%)」にする。

20

【0058】

酸素飽和度画像生成部74は、酸素飽和度算出用画像76を用いてベース画像を生成し、生成したベース画像に酸素飽和度を用いて色付けをして酸素飽和度画像を生成する。但し、本実施形態では、酸素飽和度画像生成部74は、酸素飽和度算出部73が算出した酸素飽和度をそのまま使用するのではなく、酸素飽和度補正部84が補正した酸素飽和度を用いる。

30

【0059】

酸素飽和度補正部84が酸素飽和度を正しく補正できるのは、補正用画像86が観察対象の正常な部分を適切に撮影した画像の場合である。しかし、観察対象の正常な部分を撮影した場合でも、撮影条件によって、酸素飽和度を正しく補正できない場合がある。例えば観察距離が不適切な場合、光量が足りず補正用画像86が暗すぎる場合がある。逆に、光量が多すぎて補正用画像86が明るすぎる場合もある。このように補正用画像86の明るさが適切でない場合、酸素飽和度補正部84による酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度の補正が不正確になることがある。

【0060】

この他、観察対象の動きが大きい場合や、観察対象に残渣や残液等が付着している場合、内視鏡と観察対象との相対距離(以下、観察距離という)が極端に短い又は長い場合等でも、酸素飽和度補正量算出部82による酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度補正部84による酸素飽和度の補正が不正確になることがある。酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度の補正が不正確であった場合には、その酸素飽和度画像は、観察対象の酸素飽和度を正確に表していない可能性が高いので、ドクターが診断後に再確認したい場合や詳細に観察したい場合等に用いる画像としては信頼できない。

40

【0061】

このため、特殊処理部64は、上記の酸素飽和度補正量算出部82及び酸素飽和度補正部84の他に、診断後においてドクターが事後的に画像を確認可能とするために、画像を

50

保存する保存部 9 2 を備える。

【 0 0 6 2 】

保存部 9 2 は、酸素飽和度の補正に用いた補正用画像 8 6 と、酸素飽和度画像とを関連付けて保存する。補正用画像 8 6 と酸素飽和度画像は、画像圧縮処理部（図示省略）により圧縮したうえで保存部 9 2 に保存される。ここで、補正用画像 8 6 は、後述する検証モードにおいて診断後の事後的な確認のために用いられるので、圧縮による解像度の低下を抑えて保存部 9 2 に保存することが求められる。これに対して、酸素飽和度画像は、酸素飽和度画像生成部 7 4 により順次生成されるので、ファイル容量を小さくして保存部 9 2 に保存することが求められる。このため、本実施形態では、酸素飽和度画像の圧縮率を、補正用画像 8 6 の圧縮率よりも高くしている。保存部 9 2 に保存する酸素飽和度画像のファイルフォーマットは、例えば J P E G (Joint Photographic Experts Group) 形式とする。また、保存部 9 2 に保存する補正用画像 8 6 のファイルフォーマットは、例えばビットマップ形式とする。なお、ファイルフォーマットは、上記の形式に限られない。

10

【 0 0 6 3 】

保存部 9 2 は、上記のようにファイルフォーマットが互いに異なる補正用画像 8 6 と酸素飽和度画像とに対して、同じファイル名（例えば、日付など）をつける。これにより、保存部 9 2 には、ファイル名が同じであり、かつ拡張子が異なる補正用画像 8 6 と酸素飽和度画像とが、関連付けられて保存される。

【 0 0 6 4 】

また、保存部 9 2 は、例えば、1 回のプレ撮影に対して 1 回の本撮影を行った場合には、1 回分のプレ撮影で得た補正用画像 8 6 と、1 回分の本撮影で得た酸素飽和度画像とを関連付けて保存する。1 回のプレ撮影に対して複数回の本撮影を行うことによって、1 回分のプレ撮影で得た補正用画像 8 6 に対して複数の酸素飽和度画像がある場合には、保存部 9 2 は、各酸素飽和度画像を、その 1 回分のプレ撮影で得た補正用画像 8 6 に関連付けて保存しても良い。

20

【 0 0 6 5 】

表示制御部 4 8 は、酸素飽和度観察モードの場合に、酸素飽和度画像生成部 7 4 が生成した酸素飽和度画像を表示に適した形式に変換してモニタ 1 8 に入力することにより、図 6 (a) に示すように、モニタ 1 8 に酸素飽和度画像 9 6 を表示する。酸素飽和度画像 9 6 をモニタ 1 8 に表示する際には、表示制御部 4 8 は、着色した色と酸素飽和度の高低との対応関係を示すカラースケール 9 7 をモニタ 1 8 に表示する。

30

【 0 0 6 6 】

酸素飽和度画像 9 6 をモニタ 1 8 に表示することにより、ドクターは、モニタ 1 8 に表示された酸素飽和度画像 9 6 を見て診断を行うことができる。但し、プレ撮影が適切な条件下で行われていなかった場合、酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度の補正に使用する画像としては不適切な補正用画像 8 6 を取得することがあり、その場合には、観察対象の酸素飽和度を正確に表していない酸素飽和度画像が表示されるので、不正確な情報をドクターに提供する可能性がある。

【 0 0 6 7 】

そこで、内視鏡システム 1 0 では、図 6 (b) に示すように、酸素飽和度観察モード中に検証モードを実行した場合に、表示制御部 4 8 は、表示中の酸素飽和度画像 9 6 と関連付けて保存部 9 2 に保存した補正用画像 8 6 を取得し、この補正用画像 8 6 を酸素飽和度画像 9 6 と並べてモニタ 1 8 に表示する。検証モードとは、プレ撮影が適切な条件下で行われたかどうかを、酸素飽和度観察モード時に検証可能とするモードである。

40

【 0 0 6 8 】

プレ撮影が適切な条件下で行われなかった場合、補正用画像 8 6 に例えば照明光の反射が強く、明るすぎる領域（以下、高輝度領域という）9 8 が含まれていることがあり（図 6 (b) 参照）、その場合には、酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度の補正を正しく行うことが難しい。したがって、補正用画像 8 6 を酸素飽和度画像 9 6 と並べてモニタ 1 8 に表示することで、ドクターは、プレ撮影が適切な条件下で行われたかどうかや、酸素

50

飽和度画像 96 が信頼できるかどうかを判断して、観察対象の酸素飽和度を正確に表す酸素飽和度画像に基づき診断を行うことができる。なお、検証モードは、例えば、内視鏡 12 の操作部 12b に設けられた切り替えスイッチ（図示省略）の操作や、コンソール 19 等の入力操作により実行するようにしても良い。

【0069】

次に、酸素飽和度画像によって観察対象を観察する場合の内視鏡システム 10 の動作の流れを図 7 に示すフローチャートに沿って説明する。まず、モード切り替えスイッチ 13a を用いて観察モードを酸素飽和度観察モードに切り替え（S11）、アングルノブ 12e 等の操作により、内視鏡 12 の先端部 12d を観察対象の正常な部分に向け、プレ撮影をすることにより（S12）、画像取得部 44 が補正用画像 86 を取得する（S13）。

10

【0070】

酸素飽和度補正量算出部 82 は、画像取得部 44 から補正用画像 86 を取得し、この補正用画像 86 を用いて酸素飽和度算出部 73 が算出する酸素飽和度に対する酸素飽和度補正量 88 を算出する（S14）。具体的には、酸素飽和度補正量算出部 82 は、補正用画像 86 を用いて比 B1/G 及び比 R/G の代表値を算出し、LUT75 を参照して、比 B1/G 及び比 R/G の代表値に対応する酸素飽和度を求める。そして、酸素飽和度補正量算出部 82 は、基準となる酸素飽和度と、実際の補正用画像 86 を用いて算出した酸素飽和度との関係から、酸素飽和度補正量 88 を算出する。

【0071】

その後、制御部 42 は各部を制御して本撮影をする（S15）。画像取得部 44 は酸素飽和度算出用画像 76 を取得し（S16）、演算値算出部 71 は酸素飽和度算出用画像 76 を用いて比 B1/G 及び比 R/G を算出する（S17）。酸素飽和度算出部 73 は、比 B1/G 及び比 R/G と LUT75 を用いて観察対象の酸素飽和度を算出する（S18）。酸素飽和度補正部 84 は、酸素飽和度補正量算出部 82 が算出した酸素飽和度補正量 88 にしたがって、酸素飽和度算出部 73 が算出した酸素飽和度を補正する（S19）。

20

【0072】

酸素飽和度画像生成部 74 は、酸素飽和度算出用画像 76 を用いてベース画像を生成し、生成したベース画像に酸素飽和度を用いて色付けをして酸素飽和度画像 96 を生成する（S20）。保存部 92 は、酸素飽和度画像生成部 74 が生成した酸素飽和度画像 96 と、酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度の補正に用いた補正用画像 86 とを関連付けて保存する（S21）。表示制御部 48 は、酸素飽和度画像 96 をモニタ 18 に表示する（S22）。検証モードが実行された場合（S23 で YES）、表示制御部 48 は、保存部 92 に保存された補正用画像 86 と酸素飽和度画像 96 とをモニタ 18 に並べて表示する（S24）。一方、検証モードが非実行の場合（S23 で NO）、表示制御部 48 は、酸素飽和度画像 96 を表示したままとする。モード切り替えスイッチ 13a を用いて観察モードを通常観察モードに切り替えるまで、酸素飽和度画像の生成及び表示を繰り返し行う（S25）。

30

【0073】

上記のように、内視鏡システム 10 は、酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度の補正に用いる補正用画像 86 を酸素飽和度画像 96 に関連付けて保存部 92 に保存しておき、検証モード時に、保存しておいた補正用画像 86 と酸素飽和度画像 96 とを並べて表示することで、プレ撮影が適切な条件下で行われたかどうかをドクターが事後的に検証することができる。

40

【0074】

なお、上記第 1 実施形態では、保存部 92 は、酸素飽和度画像 96 と補正用画像 86 とを関連付けて保存しているが、酸素飽和度画像 96 の他にも、任意の画像や情報等を補正用画像 86 に関連付けて保存しても良い。

【0075】

例えば、図 8 に示すように、保存部 92 は、酸素飽和度画像 96 に加え、酸素飽和度画像 96 の生成に用いる酸素飽和度算出用画像 76 を補正用画像 86 に関連付けて保存して

50

も良い。すなわち、本撮影して得た B 1 画像、B 2 画像、G 画像、及び R 画像を、補正用画像 8 6 に関連付けて保存しても良い。保存部 9 2 に保存した酸素飽和度算出用画像 7 6 は、検証モード時に、補正用画像 8 6 及び酸素飽和度画像 9 6 と並べてモニタ 1 8 に表示することで、酸素飽和度画像 9 6 が信頼に足るかどうかをドクターが判断する際に用いることができる。

【0076】

また、図 9 に示すように、保存部 9 2 は、酸素飽和度画像 9 6 に加え、酸素飽和度補正量算出部 8 2 が算出した酸素飽和度補正量 8 8 を補正用画像 8 6 に関連付けて保存しても良い。保存部 9 2 に保存した酸素飽和度補正量 8 8 は、検証モード時に、補正用画像 8 6 及び酸素飽和度画像 9 6 と並べてモニタ 1 8 に表示することで、酸素飽和度画像 9 6 が信頼に足るかどうかをドクターが判断する際に用いることができる。

10

【0077】

また、図 10 に示すように、保存部 9 2 は、酸素飽和度画像 9 6 に加え、酸素飽和度補正部 8 4 による補正後の酸素飽和度 1 0 2 を補正用画像 8 6 に関連付けて保存しても良い。保存部 9 2 に保存した補正後の酸素飽和度 1 0 2 の値は、検証モード時に、補正用画像 8 6 及び酸素飽和度画像 9 6 と並べてモニタ 1 8 に表示することで、酸素飽和度画像 9 6 が信頼に足るかどうかをドクターが判断する際に用いることができる。

【0078】

また、図 11 に示すように、保存部 9 2 は、酸素飽和度画像 9 6 に加え、酸素飽和度算出部 7 3 が算出した、酸素飽和度補正部 8 4 による補正前の酸素飽和度 1 0 4 を補正用画像 8 6 に関連付けて保存しても良い。保存部 9 2 に保存した補正前の酸素飽和度 1 0 4 の値は、検証モード時に、補正用画像 8 6 及び酸素飽和度画像 9 6 と並べてモニタ 1 8 に表示することで、酸素飽和度画像 9 6 が信頼に足るかどうかをドクターが判断する際に用いることができる。

20

【0079】

また、保存部 9 2 は、上記した例の酸素飽和度算出用画像 7 6、酸素飽和度補正量 8 8、補正後の酸素飽和度 1 0 2、及び補正前の酸素飽和度 1 0 4 の他、保存部 9 2 に保存した画像の波長情報、平均画素値、露光量、観察距離、拡大率、診断（取得）日時、患者情報等も、補正用画像 8 6 に関連付けて保存しても良い。上記のような各種画像や情報等を保存部 9 2 に保存しておき、検証モード時に、補正用画像 8 6 に代えて又は加えて、酸素飽和度画像 9 6 と並べてモニタ 1 8 に表示することで、ドクターは、モニタ 1 8 に表示された酸素飽和度画像 9 6 が信頼に足るかどうかを判断することができる。

30

【0080】

[第2実施形態]

上記第1実施形態では、画像取得部 4 4 から取得した補正用画像 8 6 を用いて酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度の補正をしているが、保存部 9 2 に保存した補正用画像 8 6 を用いて酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度の補正をやり直すようにしても良い。

【0081】

この場合、例えば、図 12 に示すように、特殊処理部 1 1 4 は、第1実施形態の特殊処理部 6 4 の各部に加え、領域設定部 1 1 6 を有する。なお、その他の部材は第1実施形態の特殊処理部 6 4 と同様なので説明を省略する。

40

【0082】

領域設定部 1 1 6 は、保存部 9 2 に保存した補正用画像 8 6 に対して使用可能領域を設定する。使用可能領域とは、観察対象の正常な部分において、適切な撮影条件を満たす領域である。適切な撮影条件は、例えば、暗すぎない又は明るすぎないこと、観察対象と内視鏡との相対的な動きによってぶれがないこと、観察距離が近すぎない又は遠すぎないこと、観察対象に残渣等の付着物がないこと等を含む。

【0083】

観察対象の正常な部分を適切に撮影したつもりでも、例えば、図 13 に示すように、撮影の瞬間に、補正用画像 8 6 に明るすぎる高輝度領域 1 1 8 が発生してしまう場合がある

50

。高輝度領域 1 1 8 の部分では比 B 1 / G 及び比 R / G の値が観察対象の正常な部分を撮影した場合とは異なる値になってしまう。このため、補正用画像 8 6 に高輝度領域 1 1 8 があると、酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度の補正を正しく行うことが難しい。領域設定部 1 1 6 は、補正用画像 8 6 内の高輝度領域 1 1 8 が含まないように使用可能領域 1 1 9 を設定する。なお、領域設定部 1 1 6 は、コンソール 1 9 等の入力操作に基づいて、使用可能領域 1 1 9 を設定するようにしても良い。

【 0 0 8 4 】

酸素飽和度補正量算出部 8 2 は、領域設定部 1 1 6 が使用可能領域 1 1 9 を設定した場合、使用可能領域 1 1 9 を用いて酸素飽和度補正量 8 8 の算出をやり直す。具体的には、酸素飽和度補正量算出部 8 2 は、保存部 9 2 に保存した補正用画像 8 6 を用いて、使用可能領域 1 1 9 内の画素について比 B 1 / G 及び比 R / G を算出することにより、使用可能領域 1 1 9 における酸素飽和度を算出する。そして、酸素飽和度補正量算出部 8 2 は、算出した使用可能領域 1 1 9 の酸素飽和度と、基準となる酸素飽和度との関係から、酸素飽和度補正量 8 8 を再算出する。

10

【 0 0 8 5 】

酸素飽和度補正部 8 4 は、酸素飽和度補正量算出部 8 2 が再算出した酸素飽和度補正量 8 8 を用いて、上記と同様に、酸素飽和度算出部 7 3 が算出した酸素飽和度の補正をする。このように、事後的に酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度の補正をやり直すことによって、観察対象の酸素飽和度を正確に表す酸素飽和度画像を新たに生成することができる。なお、酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度の補正をやり直しは、診断中でも診断後でも実施可能である。

20

【 0 0 8 6 】

なお、領域設定部 1 1 6 は、上記のように高輝度領域 1 1 8 以外の領域を指定する他、例えば、暗すぎる低輝度領域以外の領域や、動きによるぶれが比較的大きい領域以外の領域、観察距離が近すぎる又は遠すぎる領域以外の領域、観察対象に残渣等の付着物がある領域以外の領域等を指定することにより、使用可能領域 1 1 9 を設定しても良い。

【 0 0 8 7 】

なお、領域設定部 1 1 6 は、図 1 4 に示すように、補正用画像 8 6 内の高輝度領域 1 1 8 を含む領域を不使用領域 1 2 0 に指定し、この不使用領域 1 2 0 以外の領域を、使用可能領域 1 1 9 として設定しても良い。この場合についても、上記同様に酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度の補正をやり直すことによって、観察対象の酸素飽和度を正確に表す酸素飽和度画像を新たに生成することができる。

30

【 0 0 8 8 】

なお、上記第 2 実施形態では、酸素飽和度画像に関連付けられた補正用画像を用いて酸素飽和度補正量の算出のやり直しを行っているが、プレ撮影において、補正用画像が適切な条件下で取得できなかった場合に備えて、プレ撮影を複数回行って、複数セットの補正用画像を取得しておくことが好ましい。ここで、各セットの補正用画像とは、1 回のプレ撮影で得られる B 1 画像、B 2 画像、G 画像、及び R 画像の 4 フレーム分の画像をひとまとめにしたものである。

【 0 0 8 9 】

上記のように、プレ撮影を複数回行った場合、保存部 9 2 は、複数セットの補正用画像のうち、特定セットの補正用画像について酸素飽和度画像と関連付けて保存する一方で、その他の補正用画像については、酸素飽和度画像とは関連付けをせずに保存する。

40

【 0 0 9 0 】

そして、酸素飽和度観察モードにおいて、モニタ 1 8 に表示中の酸素飽和度画像 9 6 が信頼に足るかどうかを判断するために、ドクターが検証モードを実行した場合、上記と同様に、酸素飽和度画像 9 6 と、この酸素飽和度画像 9 6 に関連付けられている補正用画像 8 6 とをモニタ 1 8 に並べて表示する。ドクターは、酸素飽和度画像 9 6 と並べて表示された補正用画像 8 6 を見て、プレ撮影が適切な条件下で行われたかどうかを判断する。プレ撮影が適切な条件下で行われていなかったと判断された補正用画像 8 6 は、酸素飽

50

和度補正量の算出に使用する画像としては不適切である。

【0091】

酸素飽和度補正量の算出に使用した補正用画像86が不適切であった場合、コンソール19等の入力操作により、保存部92に保存されている補正用画像のうち、酸素飽和度画像と関連付けされていない補正用画像を、酸素飽和度画像と並べてモニタ18に表示する。例えば、プレ撮影の実行タイミングが古い補正用画像から順に表示する。これにより、ドクターは、コンソール19等を入力操作することにより、酸素飽和度補正量の算出に適切な補正用画像を選択する。

【0092】

なお、酸素飽和度画像と関連付けされていない補正用画像をランダムに表示しても良い。また、酸素飽和度画像と関連付けされていない全ての補正用画像をモニタ18に一覧表示し、その中から選択した補正用画像を酸素飽和度画像と並べて表示しても良い。なお、上記適切な補正用画像が保存部92に保存されていない場合、プレ撮影を再度実行するようにしても良い。

10

【0093】

酸素飽和度補正量算出部82は、選択された適切な補正用画像を用いて、酸素飽和度補正量の再算出をする。酸素飽和度補正部84は、酸素飽和度補正量算出部82が再算出した酸素飽和度補正量を用いて、酸素飽和度の補正をやり直す。上記のような酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度の補正をやり直しは、診断中でも診断後でも実施可能である。

【0094】

このように、酸素飽和度補正量算出部82が酸素飽和度補正量の算出に使用する補正用画像のセットを変えて、酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度の補正をやり直すことによって、観察対象の酸素飽和度を正確に表す酸素飽和度画像を新たに生成することができる。

20

【0095】

なお、画像取得部44は、診断中にプレ撮影を再度実行することによって、補正用画像を再取得しても良い。具体的には、酸素飽和度補正量算出部82が酸素飽和度補正量の算出に使用した画像が不適切な補正用画像86であった場合に、画像取得部44は、補正用画像の再取得をする。なお、補正用画像86が不適切かどうかは、例えば、酸素飽和度観察モード中にドクターが検証モードを実行し、モニタ18に並べて表示した酸素飽和度画像96と補正用画像86を見てドクターが判断するようにしても良い。補正用画像の再取得は、例えば、プレ撮影の指示をコンソール19等の入力操作により実行する。

30

【0096】

そして、酸素飽和度補正量算出部82は、再取得した新たな補正用画像を用いて、酸素飽和度補正量の算出をやり直す。酸素飽和度補正部84は、酸素飽和度補正量算出部82が再算出した酸素飽和度補正量を用いて、酸素飽和度の補正をやり直す。これにより、診断中に、観察対象の酸素飽和度を正確に表す酸素飽和度画像を新たに生成することができる。

【0097】

なお、保存部92は、画像取得部44が再取得した新たな補正用画像を、酸素飽和度画像に関連付けて保存しても良い。

40

【0098】

なお、酸素飽和度画像は、診断中に観察対象をリアルタイムに観察するために用いるだけでなく、診断の完了後において、診断結果を再度確認する場合や、観察部位及びその周囲の状態をより詳細に観察したい場合等に用いることがある。診断中においては、リアルタイムに酸素飽和度画像の動画表示をすることが求められる一方で、診断後においては、観察対象の酸素飽和度を正確に表す酸素飽和度画像を表示することが求められる。

【0099】

このため、画像取得部44が酸素飽和度算出用画像76及び補正用画像86を、診断中にリアルタイムに取得した場合と診断後に取得した場合とで、酸素飽和度補正量の算出及

50

び酸素飽和度の補正の精度を変更しても良い。本実施形態では、酸素飽和度算出用画像 7 6 及び補正用画像 8 6 を診断中に取得した場合と診断後に取得した場合とで、酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度の補正を実行する画素の数を異ならせることにより、酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度の補正の精度を異ならせている。

【 0 1 0 0 】

具体的には、各画像を診断後に取得した場合は、全画素について、酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度の補正を実行する一方、各画像を診断中に取得した場合は、全画素のうちの一部（例えば、全画素のうちの 1 / 2 の画素や 2 / 3 の画素）について、酸素飽和度補正量の算出及び酸素飽和度の補正を実行する。これにより、各画像を診断後に取得した場合における酸素飽和度補正量の算出の精度及び酸素飽和度の補正の精度は、各画像を診断中にリアルタイムに取得した場合における酸素飽和度補正量の算出の精度及び酸素飽和度の補正の精度よりも高くされている。

10

【 0 1 0 1 】

図 1 5 に示すように、画像取得部 4 4 が酸素飽和度算出用画像 7 6 及び補正用画像 8 6 をリアルタイムに取得した場合（S 3 1 で Y E S）、酸素飽和度補正量算出部 8 2 により酸素飽和度補正量の算出の精度が低い精度で行われ、かつ酸素飽和度補正部 8 4 により酸素飽和度の補正の精度が低い精度で行われる（S 3 2）。これに対して、画像取得部 4 4 が酸素飽和度算出用画像 7 6 及び補正用画像 8 6 をリアルタイムに取得していない場合（S 3 1 で N O）、酸素飽和度補正量算出部 8 2 により酸素飽和度補正量の算出の精度が高い精度で行われ、かつ酸素飽和度補正部 8 4 により酸素飽和度の補正の精度が高い精度で行われる（S 3 3）。

20

【 0 1 0 2 】

これにより、診断後において、観察対象の酸素飽和度を正確に表す酸素飽和度画像を表示することができる。また、診断中においては、リアルタイム性が低下して動画の画質が低下すること抑制できるので、酸素飽和度画像の動画を高画質に表示することができる。

【 0 1 0 3 】

[第 3 実施形態]

上記第 1 , 第 2 実施形態では、補正後の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像 9 6 を補正用画像 8 6 と関連付けて保存部 9 2 に保存している。第 3 実施形態では、補正用画像 8 6 に基づき生体特徴量算出用画像としての酸素飽和度算出用画像 7 6 を補正し、補正後の酸素飽和度算出用画像 7 6 を用いて酸素飽和度を求めることにより、第 1 生体特徴量画像としての酸素飽和度画像 1 3 0（図 1 6 参照）を生成するので、保存部 9 2 には、酸素飽和度画像 1 3 0 を補正用画像 8 6 に関連付けて保存する。なお、第 3 実施形態では、上記第 1 実施形態と同様に、本撮影に先立ってプレ撮影を行う例で説明するが、これに限られず、プレ撮影を本撮影の後に行っても良い。

30

【 0 1 0 4 】

図 1 6 に示すように、第 3 実施形態の特殊処理部 1 2 4 は、第 1 実施形態の特殊処理部 6 4 が備えている酸素飽和度補正量算出部 8 2 と酸素飽和度補正部 8 4 の代わりに、画像補正量算出部 1 2 6 と画像補正部 1 2 8 を有する。

【 0 1 0 5 】

画像補正量算出部 1 2 6 は、画像取得部 4 4 から補正用画像 8 6 を取得し、取得した補正用画像 8 6 を用いて、酸素飽和度算出用画像 7 6 を補正する画像補正量を算出する。具体的には、画像補正量算出部 1 2 6 は、プレ撮影で得た補正用画像 8 6 の B 1 画像、G 画像、及び R 画像の画素値を用いて画像補正量を算出する。

40

【 0 1 0 6 】

プレ撮影は、第 3 実施形態では酸素飽和度算出用画像 7 6 の補正用に行われる。プレ撮影では、観察対象の正常な部分を撮影するので、観察対象が理想的な観察対象であれば、B 1 画像、G 画像、及び R 画像の画素値は特定の値になる。例えば、理想的な観察対象の正常な部分を撮影して得る B 1 画像、G 画像、及び R 画像について、ある画素の画素値は、それぞれ画素値 $B 1^a$ 、画素値 G^a 、及び画素値 R^a になる。一方、実際の観察対象には

50

個体差等があり、実際の観察対象を撮影して得る B 1 画像、G 画像、及び R 画像の画素値は、例えば、それぞれ画素値 $B 1^b$ 、画素値 G^b 、画素値及び R^b であったとする。

【0107】

この場合、画像補正量算出部 126 は、正常な部分を撮影した場合の画素値 $B 1^a$ と、実際の観察対象を撮影した場合の画素値 $B 1^b$ とから、画像補正量 $B 1$ を求める。同様に、画像補正量算出部 126 は、画素値 G^a と画素値 G^b とから画像補正量 G を求め、画素値 R^a と画素値 R^b とから画像補正量 R を求める。例えば、画像補正量算出部 126 は、画素値 $B 1^a$ から画素値 $B 1^b$ を引いた値を画像補正量 $B 1$ とする。同様に、画像補正量算出部 126 は、画素値 G^a から画素値 G^b を引いた値を画像補正量 G とし、画素値 R^a から画素値 R^b を引いた値を画像補正量 R とする。画像補正量算出部 126 は、補正用画像 86 を取得するごとに画像補正量を算出する。

10

【0108】

画像補正部 128 は、画像補正量算出部 126 が算出した画像補正量を用いて、画像取得部 44 から取得した酸素飽和度算出用画像 76 を補正する。具体的には、画像補正部 128 は、画像補正量 $B 1$ 、 G 、及び R を用いて、酸素飽和度算出用画像 76 の B 1 画像、G 画像、及び R 画像の各画素値 $B 1$ 、画素値 G 、及び画素値 R を補正する。

【0109】

例えば、酸素飽和度算出用画像 76 の B 1 画像、G 画像、及び R 画像について、ある画素の画素値が、それぞれ画素値 $B 1^*$ 、画素値 G^* 、及び画素値 R^* であった場合、画像補正部 128 は、画素値 $B 1^*$ に画像補正量 $B 1$ を加算して補正後の画素値 $B 1$ を求め、画素値 G^* に画像補正量 G を加算して補正後の画素値 G を求め、画素値 R^* に画像補正量 R を加算して補正後の画素値 R を求める。補正後の画素値 $B 1$ を有する B 1 画像、補正後の画素値 G を有する G 画像、及び補正後の画素値 R を有する R 画像を、補正後の酸素飽和度算出用画像という。画像補正部 128 は、酸素飽和度算出用画像 76 を取得するごとに、酸素飽和度算出用画像 76 を補正する。なお、画像補正部 128 は、酸素飽和度算出用画像 76 の画素値に画像補正量を加算する場合に、特定の係数を乗算しても良い。画像補正部 128 は、補正後の酸素飽和度算出用画像を演算値算出部 71 に出力する。

20

【0110】

次に、第 3 実施形態の酸素飽和度観察モードの動作の流れを図 17 に示すフローチャートに沿って説明する。まず、第 1 実施形態と同様に、観察モードが酸素飽和度観察モードに切り替えられ (S11)、プレ撮影をすることにより (S12)、画像取得部 44 が補正用画像 86 を取得する (S13)。

30

【0111】

画像補正量算出部 126 は、画像取得部 44 から補正用画像 86 を取得し、この補正用画像 86 を用いて、本撮影で取得する酸素飽和度算出用画像 76 を補正する画像補正量を算出する (S41)。その後、制御部 42 は各部を制御して本撮影を行い (S15)、画像取得部 44 が酸素飽和度算出用画像 76 を取得する (S16)。

【0112】

画像補正部 128 は、画像補正量算出部 126 が算出した画像補正量を用いて、画像取得部 44 から取得した酸素飽和度算出用画像 76 を補正する (S42)。

40

【0113】

演算値算出部 71 は、補正後の酸素飽和度算出用画像の画素値を用いて演算をし、酸素飽和度の算出に使用する演算値を算出する (S17)。具体的には、演算値算出部 71 は、B 1 画像と G 画像の比 $B 1 / G$ 、及び R 画像と G 画像の比 R / G をそれぞれ画素毎に算出する。

【0114】

生体特徴量算出部としての酸素飽和度算出部 73 は、相関関係記憶部 72 が記憶する LUT 75 を参照して、演算値算出部 71 が算出する比 $B 1 / G$ 及び比 R / G に対応する酸素飽和度を算出する (S18)。これにより、酸素飽和度算出部 73 が算出する

50

酸素飽和度は、観察対象の個体差等の影響が低減される。

【0115】

酸素飽和度画像生成部74は、補正後の酸素飽和度算出用画像を用いて、酸素飽和度算出部73で算出した酸素飽和度を表す酸素飽和度画像130を生成する(S20)。

【0116】

保存部92は、補正用画像86と酸素飽和度画像130とを関連付けて保存する(S21)。以降のステップは第1実施形態のステップS22～ステップS25と同じなので説明を省略する。これにより、上記各実施形態と同様に、検証モード時において、保存しておいた補正用画像86と酸素飽和度画像130とを、表示部としてのモニタ18に並べて表示することで、プレ撮影が適切な条件下で行われたかどうかを事後的に検証することができる。

10

【0117】

なお、上記第3実施形態では、画像補正部128は、酸素飽和度算出用画像76のB1画像、G画像、及びR画像を補正しているが、演算値算出部71が算出する比 $B1/G$ 、及び比 R/G を補正しても良い。

【0118】

この場合、画像補正量算出部126は、理想的な観察対象の正常な部分を撮影した場合の比 $B1^a/G^a$ と実際の観察対象を撮影した場合の比 $B1^b/G^b$ とから画像補正量D1を求め、理想的な観察対象の正常な部分を撮影した場合の比 R^a/G^a と実際の観察対象を撮影した場合の比 R^b/G^b とから画像補正量D2を求める。例えば、画像補正量算出部126は、上記と同様に、比 $B1^a/G^a$ と比 $B1^b/G^b$ との差を画像補正量D1とし、比 R^a/G^a と比 R^b/G^b との差を画像補正量D2とする。

20

【0119】

そして、画像補正部128は、比 $B1^*/G^*$ を画像補正量D1で補正して比 $B1/G$ を求め、比 R^*/G^* を画像補正量D2で補正して比 R/G を求める。画像補正部128は、求めた比 $B1/G$ 及び比 R^*/G^* を酸素飽和度算出部73に出力する。

【0120】

酸素飽和度算出部73では、相関関係記憶部72が記憶するLUT75を参照して、比 $B1/G$ 及び比 R^*/G^* に対応する酸素飽和度を算出する。これにより、上記同様、酸素飽和度算出部73が算出する酸素飽和度は、観察対象の個体差等の影響が低減される。

30

【0121】

なお、上記第3実施形態では、酸素飽和度画像130を補正用画像86に関連付けて保存部92に保存しているが、酸素飽和度画像130の他にも、補正後の酸素飽和度算出用画像、補正前の酸素飽和度算出用画像、画像補正量、補正後の酸素飽和度算出用画像を用いて酸素飽和度算出部73が算出した酸素飽和度などを、補正用画像86に関連付けて保存部92に保存しても良い。

【0122】

なお、保存部92に保存した補正用画像86に対して、上記第2実施形態と同様に領域設定部116が使用可能領域を設定した場合には、画像補正量の算出及び酸素飽和度算出用画像の補正のやり直しを行うようにしても良い。すなわち、画像補正量算出部126は、領域設定部116が設定した使用可能領域を用いて、上記と同様の方法で画像補正量の算出をやり直す。画像補正部128では、画像補正量算出部126が再算出した画像補正量を用いて酸素飽和度算出用画像76の補正をやり直す。なお、領域設定部116は、上記第2実施形態と同様に、補正用画像86に対して不使用領域を設定することで、不使用領域以外の領域を使用可能領域に設定しても良い。

40

【0123】

なお、プレ撮影において補正用画像86が適切な条件下で取得できなかった場合に備えて、プレ撮影を複数回行って、複数セットの補正用画像86を取得し、保存部92に保存しておくことが好ましい。こうすることで、画像補正量算出部126による画像補正量の

50

算出に使用した補正用画像 8 6 が不適切であった場合でも、画像補正量算出部 1 2 6 は、補正用画像 8 6 のセットを変えて画像補正量の算出をやり直すことができる。画像補正量が再算出された場合は、画像補正部 1 2 8 は、上記同様に酸素飽和度算出用画像 7 6 の補正をやり直す。

【 0 1 2 4 】

なお、プレ撮影において補正用画像 8 6 が適切な条件下で取得できなかった場合、診断中であれば、プレ撮影を再度実行することによって、画像取得部 4 4 に補正用画像を再取得させても良い。この場合、画像補正量算出部 1 2 6 は、画像取得部 4 4 が再取得した新たな補正用画像を用いて画像補正量の算出をやり直す。画像補正部 1 2 8 では、上記同様に、画像補正量算出部 1 2 6 が再算出した画像補正量を用いて酸素飽和度算出用画像 7 6 の補正をやり直す。また、保存部 9 2 は、画像取得部 4 4 が再取得した新たな補正用画像を、酸素飽和度画像 1 3 0 に関連付けて保存しても良い。

10

【 0 1 2 5 】

なお、画像取得部 4 4 が酸素飽和度算出用画像 7 6 及び補正用画像 8 6 をリアルタイムに取得したか否かによって、画像補正量算出部 1 2 6 による画像補正量の算出の精度、及び画像補正部 1 2 8 による酸素飽和度算出用画像 7 6 の補正の精度を変更しても良い。具体的には、画像取得部 4 4 が酸素飽和度算出用画像 7 6 及び補正用画像 8 6 を診断後に取得した場合における画像補正量の算出の精度及び酸素飽和度算出用画像 7 6 の補正の精度は、画像取得部 4 4 が酸素飽和度算出用画像 7 6 及び補正用画像 8 6 をリアルタイムに取得した場合における画像補正量の算出の精度及び酸素飽和度算出用画像 7 6 の補正の精度よりも高くする。

20

【 0 1 2 6 】

[第 4 実施形態]

上記第 1、第 2 実施形態では、酸素飽和度を補正しているが、酸素飽和度を補正する代わりに、LUT 7 5 を校正しても良い。図 1 8 に示すように、第 4 実施形態の特殊処理部 1 3 4 は、第 1 実施形態の特殊処理部 6 4 が備えている酸素飽和度補正量算出部 8 2 と酸素飽和度補正部 8 4 の代わりに、テーブル校正部 1 3 6 を有する。なお、その他の部材は第 1 実施形態の特殊処理部 6 4 と同様なので説明を省略する。

【 0 1 2 7 】

テーブル校正部 1 3 6 は、画像取得部 4 4 から補正用画像 8 6 を取得し、補正用画像 8 6 を用いて LUT 7 5 の校正をする。具体的には、テーブル校正部 1 3 6 は、補正用画像 8 6 の B 1 画像、G 画像、及び R 画像を用いて、比 B 1 / G 及び比 R / G を画素毎に算出し、算出した比 B 1 / G の代表値及び比 R / G の代表値を用いて LUT 7 5 の校正をする。比 B 1 / G 及び比 R / G の代表値は、平均値や中央値、最頻値等でも良いし、その他の統計量を代表値としても良い。

30

【 0 1 2 8 】

プレ撮影では観察対象の正常な部分を撮影するので、観察対象が LUT 7 5 を算出するシミュレーションで想定する理想的な観察対象であれば、比 B 1 / G の代表値、比 R / G の代表値、及び、LUT 7 5 がこれらの比の代表値を対応付ける酸素飽和度の値は、特定の値になる。例えば、図 1 9 に示すように、理想的な観察対象の正常な部分を撮影して得る画像を用いて算出する比 B 1 / G の代表値は $B 1^a / G^a$ になり、かつ、比 R / G の代表値は R^a / G^a になり、その酸素飽和度は 70 % である。一方、実際の観察対象には個体差等があるので、実際の観察対象を撮影した補正用画像 8 6 を用いて算出する比 B 1 / G 及び比 R / G の代表値にはズレがあり、比 B 1 / G の代表値が $B 1^b / G^b$ であり、比 R / G の代表値は R^b / G^b であったとする。この場合、LUT 7 5 を用いて酸素飽和度を算出すると、酸素飽和度の値は 60 % である。

40

【 0 1 2 9 】

しかし、酸素飽和度の値は観察対象の個体差等に影響され難く、正常な部分を観察すればどのような観察対象でも概ね一定（例えば 70 %）になる。このため、図 1 9 に示すように、テーブル校正部 1 3 6 は、LUT 7 5 が表す等値線を移動し、補正用画像 8 6 を用

50

いて算出した比 B^{1b} / G^b 及び比 R^b / G^b から正常な部分を観察した場合の値 (70%) になるように LUT 75 の内容を修正する。これがテーブル校正部 136 の行う校正である。

【0130】

なお、比 B^{1a} / G^a 及び比 R^a / G^a に対する校正前の LUT 75 の等値線の相対的な位置関係と、比 B^{1b} / G^b 及び比 R^b / G^b に対する校正後の LUT 138 の等値線の相対的な位置関係は等しい。また、テーブル校正部 136 が LUT 75 を校正した際には、酸素飽和度算出部 73 は校正後の LUT 138 を使用して、上記と同様に酸素飽和度を算出する。このため、酸素飽和度算出部 73 が算出する酸素飽和度は、観察対象の個体差等の影響が低減される。

10

【0131】

酸素飽和度画像生成部 74 は、酸素飽和度算出部 73 により、校正後の LUT 138 を使用して算出された酸素飽和度を表す、第 2 生体特徴量画像としての酸素飽和度画像 140 を生成する。

【0132】

保存部 92 は、補正用画像 86 と、酸素飽和度画像 140 とを関連付けて保存する。これにより、上記各実施形態と同様に、検証モード時に、保存しておいた補正用画像 86 と酸素飽和度画像 140 とを並べて表示することで、プレ撮影が適切な条件下で行われたかどうかを事後的に検証することができる。

20

【0133】

[第 5 実施形態]

第 5 実施形態では、上記第 1 実施形態で示した 4 個の LED 20a ~ 20d の代わりに、レーザ光源と蛍光体を用いて観察対象の照明を行う。それ以外については、第 1 実施形態と同様である。

【0134】

図 20 に示すように、第 5 実施形態の内視鏡システム 200 では、光源装置 14 において、上記第 1 実施形態の内視鏡システム 10 が備えている 4 個の LED 20a ~ 20d の代わりに、中心波長 473 nm の第 1 青色レーザ光を発する第 1 青色レーザ光源 (図 20 では「473 LD」と表記) 202 と、中心波長 445 nm の第 2 青色レーザ光を発する第 2 青色レーザ光源 (図 20 では「445 LD」と表記) 204 とを備えている。なお、LD は、レーザダイオードのことである。これらの半導体発光素子からなる第 1 青色レーザ光源 202、第 2 青色レーザ光源 204 の発光は、光源制御部 22 により個別に制御される。このため、第 1 青色レーザ光源 202 の光量と、第 2 青色レーザ光源 204 の光量の光量比は変更自在になっている。

30

【0135】

光源制御部 22 は、通常観察モードの場合には、第 2 青色レーザ光源 204 を点灯させる。これに対して、酸素飽和度観察モードの場合には、1 フレーム間隔で、第 1 青色レーザ光源 202 と第 2 青色レーザ光源 204 を交互に点灯させる。

【0136】

なお、第 1 青色レーザ光又は / 及び第 2 青色レーザ光の半値幅は ± 10 nm 程度にすることが好ましい。また、第 1 青色レーザ光源 202 及び第 2 青色レーザ光源 204 は、ブロードエリア型の InGaIn 系レーザダイオードが利用でき、また、InGaInAs 系レーザダイオードや GaInAs 系レーザダイオードを用いることもできる。また、上記光源として、発光ダイオードなどの発光体を用いた構成としてもよい。

40

【0137】

照明光学系 30a には、照明レンズ 32 の他に、ライトガイド 24 からの第 1 青色レーザ光又は第 2 青色レーザ光が入射する蛍光体 206 が設けられている。蛍光体 206 は、第 2 青色レーザ光によって励起され、蛍光を発する。また、蛍光体 206 は、第 1 青色レーザ光によっても励起されるが、その場合には、第 2 青色レーザ光により発せられる蛍光よりも発光量が小さい蛍光を発する。第 2 青色レーザ光の一部は、蛍光体 206 を励起さ

50

せることなく透過する。第1青色レーザ光は、蛍光体206を励起させることなくほぼ透過する。蛍光体206を射出した光は、照明レンズ32を介して、観察対象の体内を照明する。

【0138】

なお、蛍光体206は、第1青色レーザ光及び第2青色レーザ光の一部を吸収して、緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体（例えばYAG系蛍光体、或いはBAM（BaMgAl₁₀O₁₇）などの蛍光体）を含んで構成されるものを使用することが好ましい。本構成例のように、半導体発光素子を蛍光体206の励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

10

【0139】

ここで、通常観察モードにおいては、第2青色レーザ光が蛍光体206に入射するため、図21に示すスペクトルの白色光（第2白色光）によって観察対象を照明する。この第2白色光は、第2青色レーザ光と、この第2青色レーザ光により蛍光体206から励起発光する緑色～赤色の第2蛍光とから構成される。したがって、第2白色光は、波長範囲が可視光全域に及んでいる。

【0140】

一方、酸素飽和度観察モードにおいては、第1青色レーザ光と第2青色レーザ光とが交互に蛍光体206に入射するため、図22に示すスペクトルの第1白色光と第2白色光によって交互に観察対象を照明する。第1白色光は、第1青色レーザ光と、この第1青色レーザ光により蛍光体206から励起発光する緑色～赤色の第1蛍光とから構成される。したがって、第1白色光は、波長範囲が可視光全域に及んでいる。第2白色光は、通常観察モード時に照射される第2白色光と同様である。

20

【0141】

光源制御部22は、第1白色光と第2白色光とが切り替えられるように各光源の制御を行う。また、光源制御部22は、イメージセンサ38を制御する撮像制御部（図示せず）への同期信号の出力によって、照明光の発光タイミングと、イメージセンサ38により撮像が行われるフレームとの同期や、イメージセンサ38からの画像の出力を制御する。これにより、イメージセンサ38は、1フレーム毎に、各色の画素から、各照明光に応じたBGR各色の画像を出力する。

30

【0142】

1フレーム目では、光源制御部22は、第1青色レーザ光源202を点灯させることによって、第1青色レーザ光と第1蛍光を含む第1白色光を用いて観察対象を照明する。イメージセンサ38は、B画素で第1青色レーザ光を受光してB1画像を出力し、G画素で第1蛍光に含まれる緑色光Gに対応した波長帯域の成分を受光してG画像を出力し、R画素で第1蛍光に含まれる赤色光Rに対応した波長帯域の成分を受光してR画像を出力する。

【0143】

2フレーム目では、光源制御部22は、第2青色レーザ光源204を点灯させることによって、第2青色レーザ光と第2蛍光を含む第2白色光を用いて観察対象を照明する。イメージセンサ38は、B画素で第2青色レーザ光を受光してB2画像を出力し、G画素で第2蛍光に含まれる緑色光Gに対応した波長帯域の成分を受光してG画像を出力し、R画素で第2蛍光に含まれる赤色光Rに対応した波長帯域の成分を受光してR画像を出力する。

40

【0144】

第5実施形態では、プレ撮影時に得るB1画像、B2画像、G画像、及びR画像が補正用画像86である。また、本撮影時に得るB1画像、B2画像、G画像、及びR画像が酸素飽和度算出用画像76である。これらの画像に基づいて、上記第1実施形態と同様の方法で、酸素飽和度補正量の算出、酸素飽和度の算出、酸素飽和度の補正、及び酸素飽和度画像の生成が行われる。そして、保存部92は、補正用画像86と、酸素飽和度画像96

50

とを関連付けて保存する。なお、上記第 1 実施形態と同様の方法に限らず、上記第 2 から第 4 実施形態のいずれかと同様の方法を用いても良い。

【 0 1 4 5 】

[第 6 実施形態]

第 6 実施形態では、上記第 1 実施形態で示した 4 個の LED 20a ~ 20d の代わりに、キセノンランプ等の広帯域光源と回転フィルタを用いて観察対象の照明を行う。また、カラーのイメージセンサ 38 に代えて、モノクロのイメージセンサで観察対象の撮像を行う。それ以外については、第 1 実施形態と同様である。

【 0 1 4 6 】

図 23 に示すように、内視鏡システム 300 において、光源装置 14 は、第 1 実施形態の内視鏡システム 10 が備えている 4 個の LED 20a ~ 20d に代えて、広帯域光源 302 と、回転フィルタ 304 と、フィルタ切替部 306 とを備えている。また、撮像光学系 30b には、カラーのイメージセンサ 38 の代わりに、カラーフィルタが設けられていないモノクロのイメージセンサ 308 が設けられている。

10

【 0 1 4 7 】

広帯域光源 302 は、白色 LED やキセノンランプ等であり、波長域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ 304 は、内側に内側フィルタ 310、外側に外側フィルタ 312 を備えている (図 24 参照)。

【 0 1 4 8 】

フィルタ切替部 306 は、光源制御部 22 と電氣的に接続されており、観察モードに応じて、回転フィルタ 304 を径方向に移動させる。通常観察モードの場合、フィルタ切替部 306 は、回転フィルタ 304 の内側フィルタ 310 を白色光の光路に挿入する。一方、酸素飽和度観察モードの場合、フィルタ切替部 306 は、外側フィルタ 312 を白色光の光路に挿入する。

20

【 0 1 4 9 】

図 24 に示すように、内側フィルタ 310 には、周方向に沿って、白色光のうち B 2 光を透過させる B 2 フィルタ 310a、白色光のうち G 光を透過させる G フィルタ 310b、白色光のうち R 光を透過させる R フィルタ 310c が設けられている。したがって、通常観察モード時には、回転フィルタ 304 が回転することで、B 2 光、G 光、及び R 光により順次に観察対象を照射する。

30

【 0 1 5 0 】

外側フィルタ 312 には、周方向に沿って、白色光のうち B 1 光を透過させる B 1 フィルタ 312a、白色光のうち B 2 光を透過させる B 2 フィルタ 312b、白色光のうち G 光を透過させる G フィルタ 312c、白色光のうち R 光を透過させる R フィルタ 312d が設けられている。したがって、酸素飽和度観察モード時に、外側フィルタ 312 が白色光の光路に挿入された状態で回転フィルタ 304 が回転することで、B 1 光、B 2 光、G 光、及び R 光により順次に観察対象を照射する。

【 0 1 5 1 】

内視鏡システム 300 では、通常観察モードの場合には、B 2 光、G 光、及び R 光で観察対象が照明される毎にモノクロのイメージセンサ 308 で観察対象を撮像する。これにより、B 画像、G 画像、R 画像が得られる。そして、それら 3 色の画像に基づいて、上記第 1 実施形態と同様の方法で、通常画像が生成される。

40

【 0 1 5 2 】

一方、酸素飽和度観察モードの場合には、プレ撮影時に、B 1 光、B 2 光、G 光、及び R 光で順次に観察対象が照明される毎にモノクロのイメージセンサ 308 で観察対象を撮像する。これにより得る B 1 画像、B 2 画像、G 画像、及び R 画像が補正用画像 86 である。また、本撮影時に、B 1 光、B 2 光、G 光、及び R 光で順次に観察対象が照明される毎にモノクロのイメージセンサ 308 で観察対象を撮像する。これにより得る B 1 画像、B 2 画像、G 画像、及び R 画像が酸素飽和度算出用画像 76 である。これらの画像に基づいて、上記第 1 実施形態と同様の方法で、酸素飽和度補正量の算出、酸素飽和度の算出、

50

酸素飽和度の補正、及び酸素飽和度画像の生成が行われる。そして、保存部 9 2 は、補正用画像 8 6 と、酸素飽和度画像 9 6 とを関連付けて保存する。なお、上記第 1 実施形態と同様の方法に限らず、上記第 2 から第 4 実施形態のいずれかと同様の方法を用いても良い。

【 0 1 5 3 】

[第 7 実施形態]

なお、上記第 1 ~ 第 6 実施形態では、イメージセンサが設けられた内視鏡 1 2 を被検体内に挿入して観察を行う内視鏡システムによって本発明を実施しているが、カプセル内視鏡システムでも本発明は好適である。例えば、図 2 5 に示すように、カプセル内視鏡システムでは、カプセル内視鏡 4 0 0 と、プロセッサ装置（図示しない）とを少なくとも有する。

10

【 0 1 5 4 】

カプセル内視鏡 4 0 0 は、光源 4 0 2 と、制御部 4 0 3 と、イメージセンサ 4 0 4 と、画像処理部 4 0 6 と、送受信アンテナ 4 0 8 と、を備えている。光源 4 0 2 は、光源部 2 0 に対応する。制御部 4 0 3 は、光源制御部 2 2 及び制御部 4 2 と同様に機能する。また、制御部 4 0 3 は、送受信アンテナ 4 0 8 によって、カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置と無線で通信可能である。カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置は、上記第 1 ~ 第 6 実施形態のプロセッサ装置 1 6 とほぼ同様であるが、画像取得部 4 4 及び画像処理部 4 6 に対応する画像処理部 4 0 6 はカプセル内視鏡 4 0 0 に設けられ、生成した酸素飽和度画像等は、送受信アンテナ 4 0 8 を介してプロセッサ装置に送信される。イメージセンサ 4 0 4 はイメージセンサ 3 8 と同様に構成される。

20

【 0 1 5 5 】

なお、上記各実施形態では、生体特徴量として、機能的生体特徴量としての酸素飽和度を例に説明を行っているが、本発明は、酸素飽和度に限られず、血管情報でも適用可能である。血管情報とは、例えば、血管の本数、分岐数、分岐角度、分岐点間距離、交差数、太さ、太さの変化、太さの変化の複雑度、長さ、間隔、粘膜を基準とした深さ、高低差、傾き、面積、密度、コントラスト、色、色の变化、蛇行度、血液濃度、動脈の割合、静脈の割合、投与した色素の濃度、走行パターン、または、血流量である。上記血管情報は、形態的生体特徴量に含まれる。また、上記血管情報は例であり、その他の血管に関する情報を血管情報として算出してもよい。

30

【 0 1 5 6 】

血管情報は、食道、胃、大腸等の各種部位や、性別、年齢等の患者の個体差等によって異なる場合がある。血管情報を正確に算出するためには、酸素飽和度の補正と同様に、実際に血管情報を算出する前にプレ撮影を行って、上記個体差等による影響を補正する必要がある。このため、酸素飽和度に代えて血管情報を算出する場合には、酸素飽和度の補正と同様に、プレ撮影で得た補正用画像を用いて血管情報の値を補正する補正量を求め、この補正量にしたがって血管情報の値の補正を行う。

【 0 1 5 7 】

この場合、特殊処理部は、例えば、図 3 において、相関関係記憶部 7 2 を削除し、「酸素飽和度」を「血管情報」に読み替えた構成となる。また、処理内容としては、図 7 において、「酸素飽和度」を「血管情報」に読み替え、かつステップ S 1 7 を削除した処理となる。また、特殊処理部は、図 1 6 において、相関関係記憶部 7 2 を削除し、「酸素飽和度」を「血管情報」に読み替えた構成としても良い。その場合の処理内容としては、図 1 7 において、「酸素飽和度」を「血管情報」に読み替え、かつステップ S 1 7 を削除した処理となる。

40

【 0 1 5 8 】

血管の本数とは、画像全体または関心領域（ROI : Region Of Interest）内の血管の数である。血管の本数は、例えば、血管の分岐点の個数（分岐数）や他の血管との交差点の個数（交差数）等を用いて算出する。血管の分岐角度は、2 本の血管が分岐点においてなす角度である。分岐点間距離は、任意の分岐点とその隣の分岐点の直線距離、または、任

50

意の分岐点とその隣の分岐点までの血管に沿った長さである。なお、関心領域は、ポインティングデバイスやキーボードなどにより指定可能である。

【0159】

血管の交差数とは、粘膜下の深さが異なる血管が画像上で交差する交差点の個数である。より具体的には、血管の交差数とは、相対的に粘膜下の浅い位置にある血管が、深い位置にある血管を横切る数である。

【0160】

血管の太さ（血管径）とは、血管と粘膜の境界線間の距離であり、例えば、血管のエッジから血管の中を通過して血管の短手方向に沿って画素数を計数した値である。したがって、血管の太さは画素数であるが、画像を撮影した際の撮影距離やズーム倍率等が既知の場合には、必要に応じて「 μm 」等の長さの単位に換算可能である。

10

【0161】

血管の太さの変化とは、血管の太さのばらつきに関する血管情報であり、口径不同度ともいう。血管の太さの変化は、例えば、血管径の変化率（拡張度ともいう）である。血管径の変化率は、血管の最も細い部分の太さ（最小径）と血管の最も太い部分の太さ（最大径）を用いて、「血管径の変化率（％）＝最小径／最大径×100」で求める。

【0162】

なお、過去の検査で観察対象を撮影して得た画像と、その後の新たな検査で同じ観察対象を撮影して得た画像と、を用いる場合、過去の検査で得た画像中の血管の太さに対して、その後の新たな検査で得た画像中の同じ血管の太さの時間的な変化を血管の太さの変化としてもよい。

20

【0163】

また、血管の太さの変化として、細径部の割合、または太径部の割合を算出しても良い。細径部とは太さが閾値以下の部分であり、太径部とは太さが閾値よりも太い部分である。細径部の割合は、「細径部の割合（％）＝細径部の長さ／血管の長さ×100」で求める。同様に、太径部の割合は、「太径部の割合（％）＝太径部の長さ／血管の長さ×100」で求める。

【0164】

血管の太さの変化の複雑度（以下、「太さ変化の複雑度」という）は、血管の太さ変化している場合に、その変化がどの程度複雑であるかを表す血管情報であり、血管の太さの変化を表す血管情報（すなわち血管径の変化率、細径部の割合、または太径部の割合）を複数組み合わせることで算出する血管情報である。太さ変化の複雑度は、例えば、血管径の変化率と細径部の割合の積で求めることができる。

30

【0165】

血管の長さとは、血管を長手方向に沿って計数した画素数である。

【0166】

血管の間隔とは、血管のエッジ間にある粘膜を表す画素の画素数である。血管が1本の場合、血管の間隔は値を持たない。

【0167】

血管の深さは、粘膜（より具体的には粘膜の表面）を基準として測る。この粘膜を基準とした血管の深さは、例えば、血管の色に基づいて算出することができる。

40

【0168】

血管の高低差とは、血管の深さの差の大きさである。例えば、注目する1本の血管の高低差は、この血管の最も深い箇所（最大深さ）と、最も浅い箇所（最小深さ）の差で求める。深さが一定の場合、高低差は零である。

【0169】

血管の傾きとは、血管の深さの変化率であり、血管の長さ（血管の長さ）と血管の深さを用いて算出する。すなわち、血管の傾きは、「血管の傾き＝血管の深さ／血管の長さ」で求める。なお、血管を複数の区間に区切り、各区間で血管の傾きを算出してもよい。

【0170】

50

血管の面積は、血管を表す画素の画素数、または、血管を表す画素の画素数に比例する値である。血管の面積は、関心領域内、関心領域外、または、画像全体について算出する。

【0171】

血管の密度は、単位面積中にある血管の割合である。血管の密度を算出する画素を概ね中心に含む特定の大きさの領域（例えば単位面積の領域）を切り出し、この領域内の全画素に占める血管の割合を算出する。これを関心領域または画像全体の全画素に対して行うことで、各画素の血管の密度を算出することができる。

【0172】

血管のコントラストとは、観察対象の粘膜に対する相対的なコントラストである。血管のコントラストは、血管の輝度 Y_V と、粘膜の輝度 Y_M と、を用いて、例えば「 Y_V / Y_M 」または「 $(Y_V - Y_M) / (Y_V + Y_M)$ 」で算出する。

10

【0173】

血管の色とは、血管を表す画素の RGB の各値である。そして、血管の色の変化とは、血管を表す画素の RGB 各値の各々の最大値と最小値の差または比である。例えば、血管を表す画素の B 値の最大値と最小値の比、G 値の最大値と最小値の比、または R 値の最大値と最小値の比は、血管の色の変化を表す。もちろん、補色に変換して、シアン、マゼンタ、イエロー、グリーン等の各値について血管の色及び血管の色の変化を算出して良い。

【0174】

血管の蛇行度とは、血管が蛇行して走行する範囲の広さを表す血管情報である。血管の蛇行度は、例えば、蛇行度を算出する血管を含む最小の四角形の面積（画素数）である。また、血管の始点と終点の直線距離に対する血管の長さの比を血管の蛇行度としても良い。

20

【0175】

血管の血液濃度とは、血管が含むヘモグロビンの量に比例する血管情報である。血管を表す画素の R 値に対する G 値の比（ G / R ）はヘモグロビンの量に比例するので、 G / R の値を算出することで、画素ごとに血液濃度を算出することができる。

【0176】

動脈の割合とは、全血管の画素数に対する動脈の画素数の割合である。同様に、静脈の割合とは、全血管の画素数に対する静脈の画素数の割合である。動脈と静脈は、酸素飽和度によって区別することができる。例えば、酸素飽和度が 70% 以上の血管を動脈とし、酸素飽和度が 70% 未満の血管を静脈とすれば、血管を動脈と静脈に分けられるので、上記動脈の割合及び静脈の割合を算出することができる。

30

【0177】

投与した色素の濃度とは、観察対象に対して散布した色素、または静脈注射により血管に注入した色素の濃度である。投与した色素の濃度は、例えば、色素色以外の画素の画素値に対する色素色の画素値の割合で算出する。例えば、青色に着色する色素を投与した場合は、 B / G や B / R 等が、観察対象に定着（あるいは一時的に付着）した色素の濃度を表す。

40

【0178】

血管の走行パターンとは、血管の走行方向に関する血管情報である。血管の走行パターンは、例えば、任意に設定する基準線に対する血管の平均角度（走行方向）や、任意に設定する基準線に対して血管がなす角度の分散（走行方向のばらつき）等である。

【0179】

血管の血流量（血流速度ともいう）は、単位時間あたりに赤血球が通り抜ける数である。超音波プローブを内視鏡 12 の鉗子チャンネル等を介して併用する場合等に、超音波プローブで得る信号を用いて画像の血管を表す各画素のドップラーシフト周波数を求めることができる。血管の血流量は上記ドップラーシフト周波数を用いることで算出することができる。

50

【符号の説明】

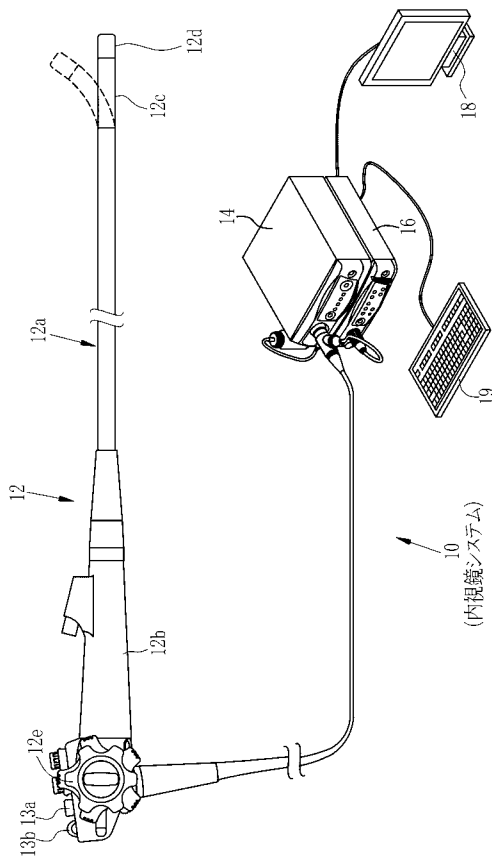
【0180】

- 10, 200, 300 内視鏡システム
- 16 プロセッサ装置
- 18 モニタ
- 44 画像取得部
- 46 画像処理部
- 64, 114, 124, 134 特殊処理部
- 71 演算値算出部
- 72 相関関係記憶部
- 73 酸素飽和度算出部
- 74 酸素飽和度画像生成部
- 75, 138 LUT
- 82 酸素飽和度補正量算出部
- 84 酸素飽和度補正部
- 92 保存部
- 116 領域設定部
- 126 画像補正量算出部
- 128 画像補正部
- 136 テーブル校正部

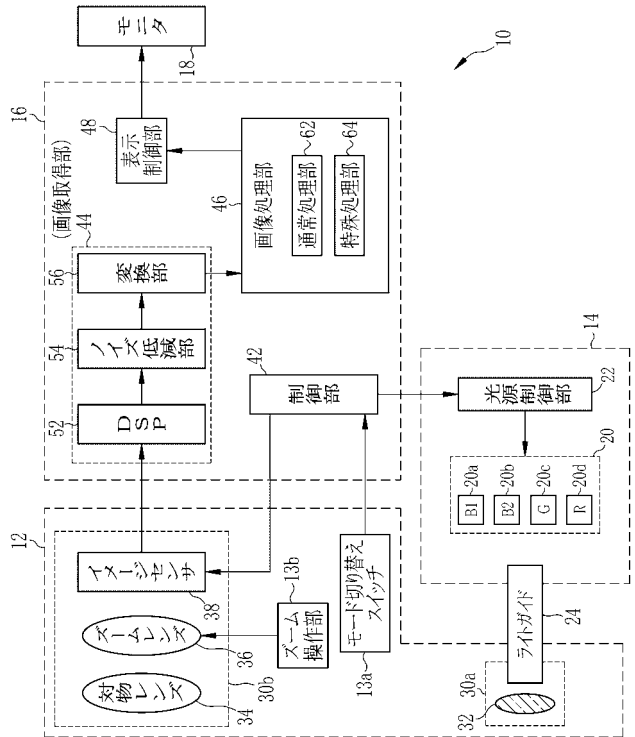
10

20

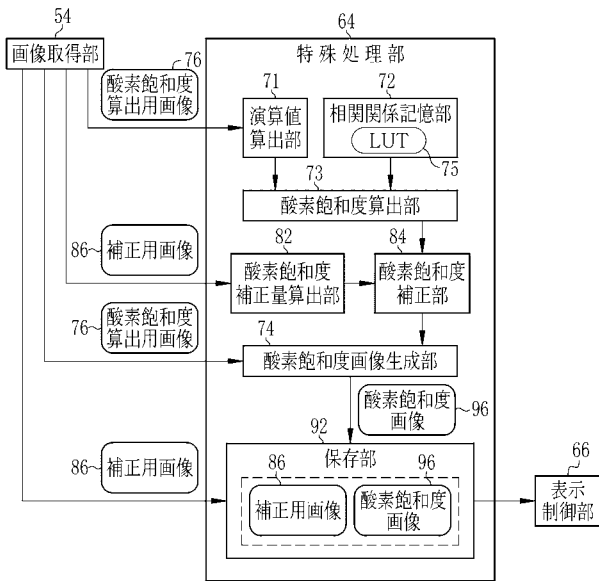
【図1】



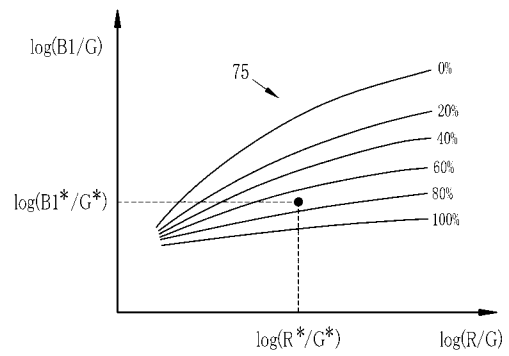
【図2】



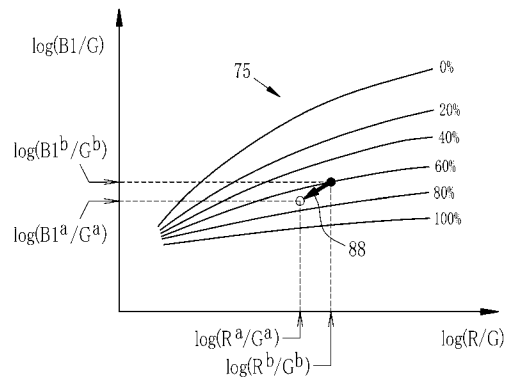
【 図 3 】



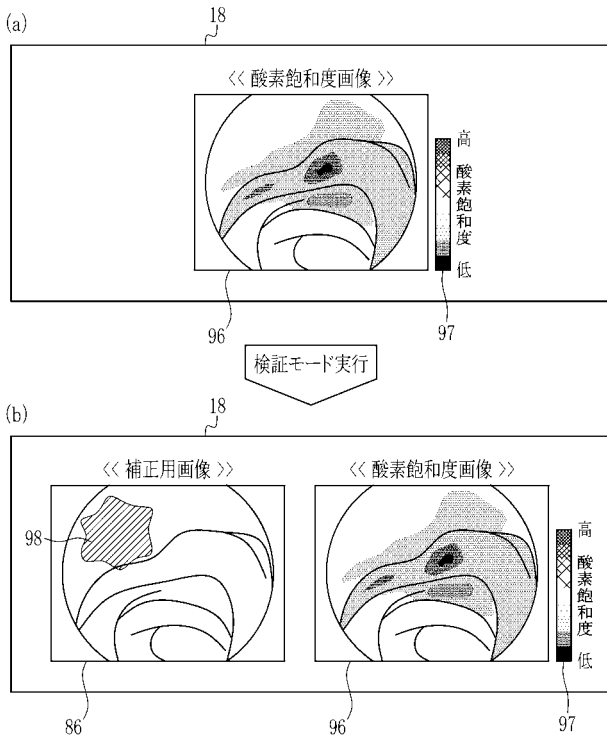
【 図 4 】



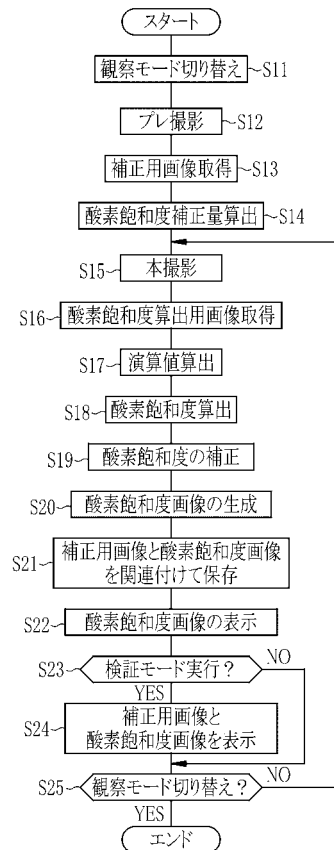
【 図 5 】



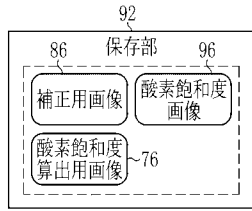
【 図 6 】



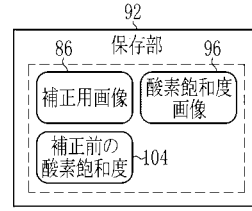
【 図 7 】



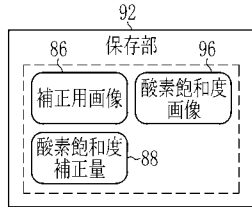
【 図 8 】



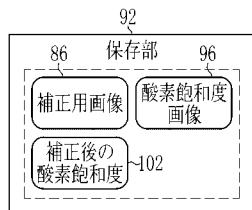
【 図 1 1 】



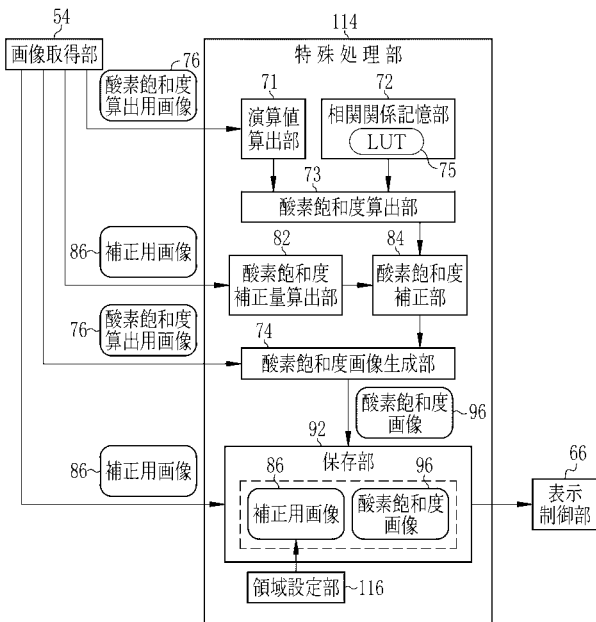
【 図 9 】



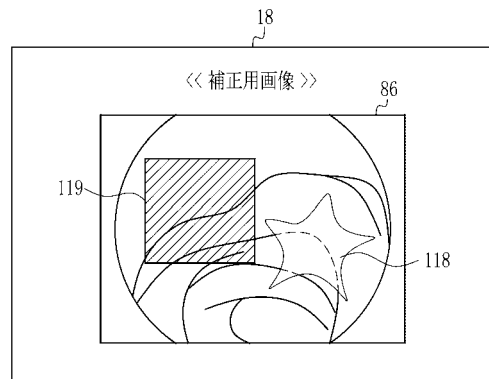
【 図 1 0 】



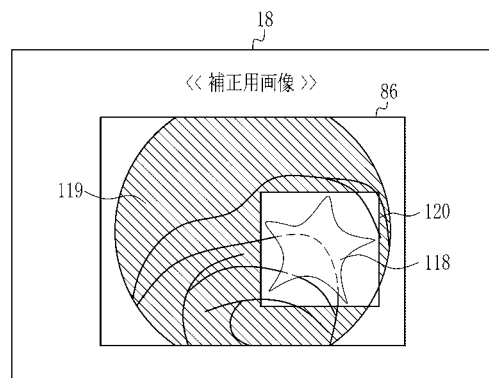
【 図 1 2 】



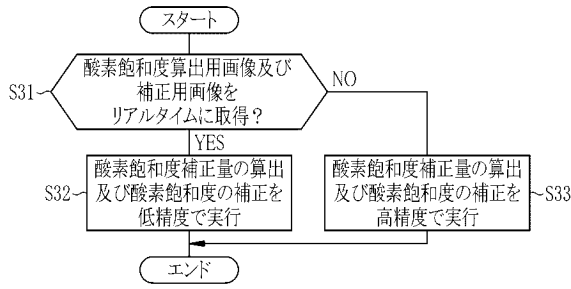
【 図 1 3 】



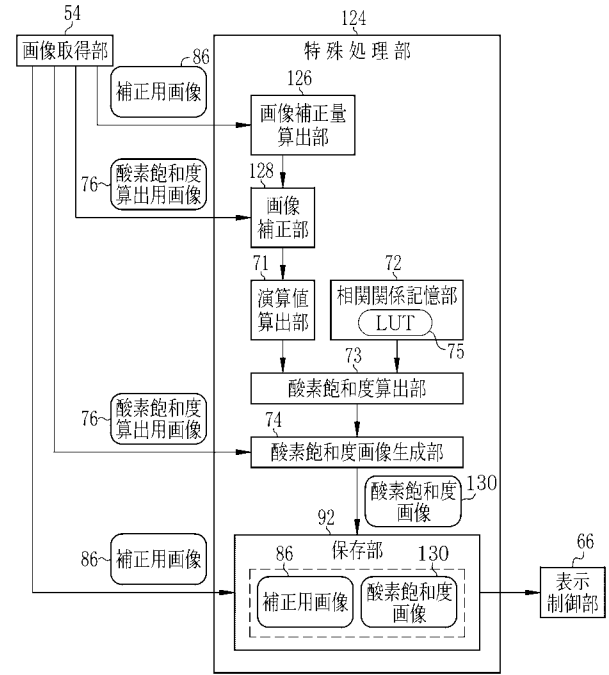
【 図 1 4 】



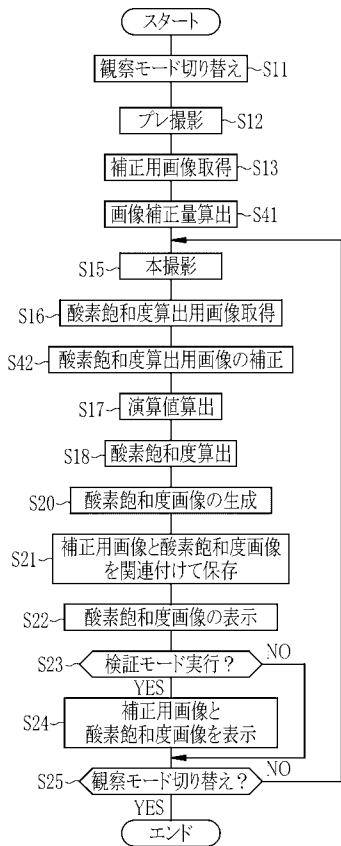
【 図 1 5 】



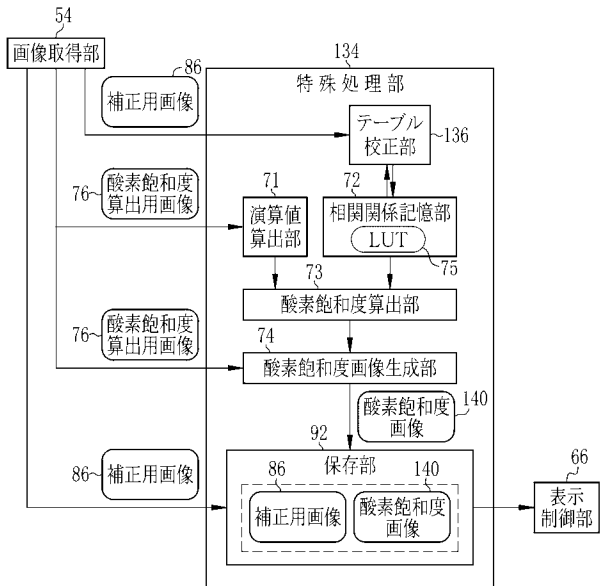
【 図 1 6 】



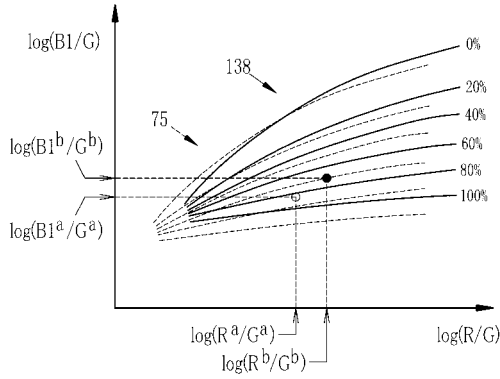
【 図 1 7 】



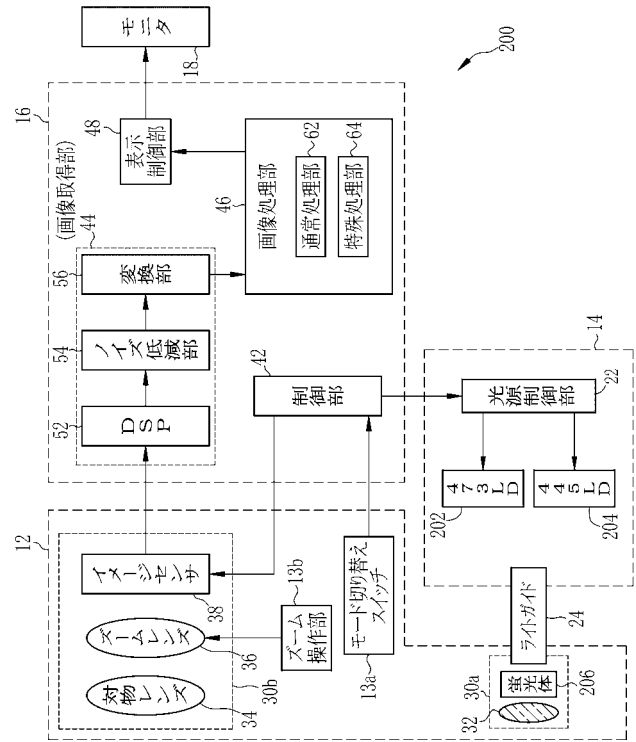
【 図 1 8 】



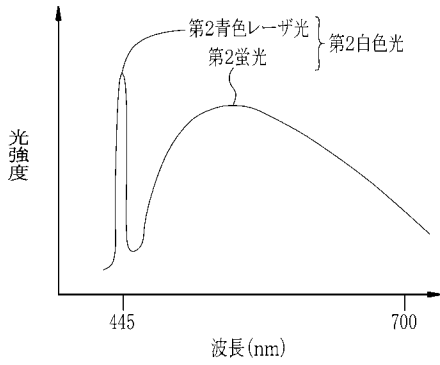
【図19】



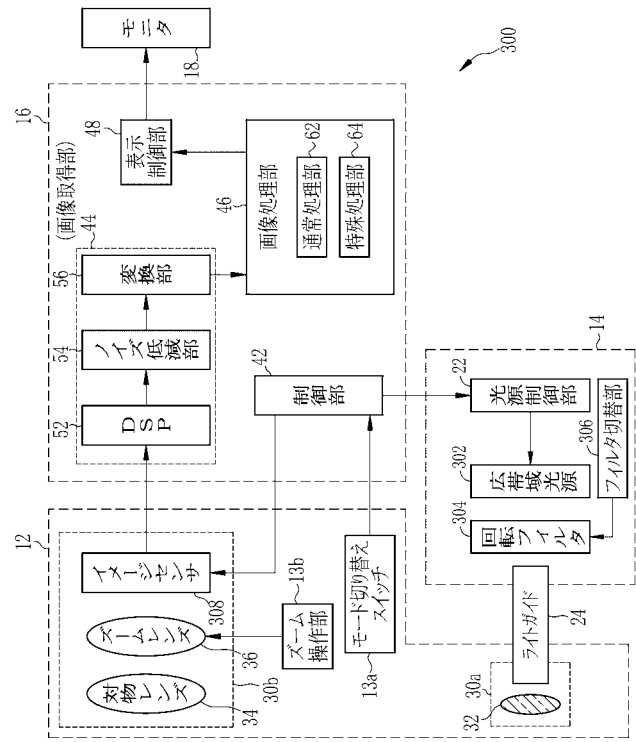
【図20】



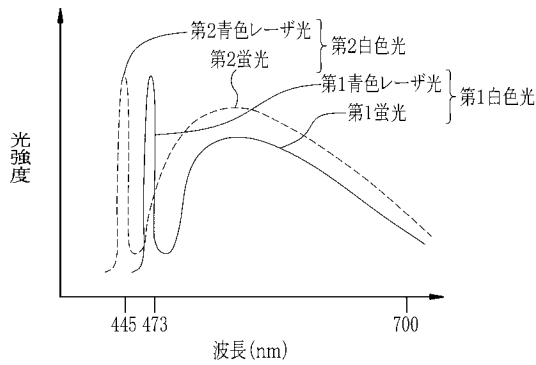
【図21】



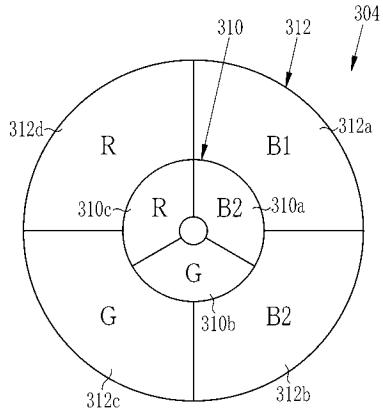
【図23】



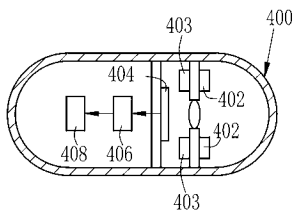
【図22】



【 図 2 4 】



【 図 2 5 】



专利名称(译)	内窥镜系统，处理器装置和内窥镜系统的操作方法		
公开(公告)号	JP2017108983A	公开(公告)日	2017-06-22
申请号	JP2015246790	申请日	2015-12-17
[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	山本拓明		
发明人	山本 拓明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/00045 A61B1/04 A61B1/0684 A61B5/0071 A61B5/14503 A61B5/14551 A61B8/06 A61B8/12 A61B8/488 A61B2576/00 G16H30/40 A61B1/00057 A61B1/00188 A61B1/041 A61B1/0646 A61B5/14552		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.320.B A61B1/00.510 A61B1/00.550 A61B1/00.610 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.615 A61B1/045.617		
F-TERM分类号	4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS21 4C161/SS30		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够在适当条件下进行预摄影后验的内窥镜系统，处理器装置和内窥镜系统的操作方法。解决方案：内窥镜系统10包括：图像获取部分44包括氧饱和度计算部分73，用于使用LUT（查找表）75计算观察对象的氧饱和度，并且在计算氧饱和度之前，获取通过捕获获取的校正图像86观察对象；图像校正量计算部分126使用校正图像86计算氧饱和度计算图像76的图像校正量；图像校正部分128根据图像校正量校正氧饱和度计算图像76；储存部分92，其存储校正图像86，以及氧饱和度图像130，其表示由氧饱和度计算部分73使用校正的氧饱和度计算图像计算的氧饱和度，彼此相关联。图示：图16

