

(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2017-184861

(P2017-184861A)

(43) 公開日 平成29年10月12日(2017.10.12)

(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 E	4 C 1 6 1
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	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2016-74254 (P2016-74254)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成28年4月1日 (2016.4.1)		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	加門 駿平
			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 AA22 BB02 CC06 HH51 HH52
			JJ17 LL02 MM05 NN01 NN05
			QQ01 QQ02 QQ07 QQ09 RR02
			RR03 RR04 RR26 SS21 SS22
			WW02 WW08 WW15

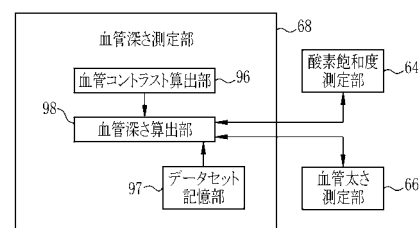
(54) 【発明の名称】 画像処理装置及びその作動方法並びに内視鏡用プロセッサ装置及びその作動方法

(57) 【要約】

【課題】観察対象における血管の血管深さを正確に測定する画像処理装置及びその作動方法並びに内視鏡用プロセッサ装置及びその作動方法を提供する。

【解決手段】血管コントラストなどの血管指標値と、血管深さを含む複数の血管指標値変動要因とを対応付けた複数の測定用データから構成されるデータセットをデータセット記憶部97に記憶する。血管深さ以外の特定の血管指標値変動要因を測定する。データセットの中から、特定の血管指標値変動要因を持つサブデータセットに絞り込む。サブデータセットの中から、血管指標値算出部(血管コントラスト算出部96)で算出した血管指標値に対応する血管深さを求める。

【選択図】図12



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

観察対象における血管の血管深さを測定する画像処理装置であって、
前記観察対象を撮像することにより得られる画像を取得する画像取得部と、
前記画像のうち血管指標値用画像から血管指標値を算出する血管指標値算出部と、
前記血管指標値と、前記血管指標値を変動させる複数の血管指標値変動要因であって血管深さを含む複数の血管指標値変動要因とを対応付けた複数の測定用データから構成されるデータセットを記憶するデータセット記憶部と、
前記複数の血管指標値変動要因のうち血管深さ以外の特定の血管指標値変動要因を測定する血管指標値変動要因測定部と、
前記データセットの中から前記特定の血管指標値変動要因を持つサブデータセットに絞り込み、前記サブデータセットの中から前記血管指標値算出部で算出した血管指標値に対応する血管深さを求める血管深さ算出部とを備える画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記観察対象において前記血管深さの測定対象となる測定対象血管を指定する測定対象血管指定部を有し、
前記血管指標値算出部は、前記測定対象血管の血管指標値を算出する請求項 1 記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記血管指標値用画像は、複数波長の画像を含み、
前記血管指標値算出部は、前記複数の特定波長画像に基づいて、前記測定対象血管の血管指標値を算出する請求項 2 記載の画像処理装置。

20

【請求項 4】

前記血管指標値算出部は、前記複数波長の画像毎に血管指標値を算出し、算出した血管指標値に対して、それぞれ重み付けして加算することにより、前記測定対象血管の血管指標値を算出し、
前記血管指標値に対する重み付け係数は、前記血管指標値の算出に用いた画像が有する波長成分に基づいて設定される請求項 3 記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記複数の血管指標値変動要因の中から、前記血管指標値変動要因測定部で測定する特定の血管指標値変動要因を選択する血管指標値変動要因選択部を有する請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の画像処理装置。

30

【請求項 6】

前記血管深さ算出部の算出結果を表示部に表示するための血管深さ測定画像を生成する血管深さ測定画像生成部を有する請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記血管指標値は、血管コントラスト、血管部の輝度値、又は血管部の色情報のうち少なくとも 1 以上を組み合わせ得られる値である請求項 1 ないし 6 いずれか 1 項記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記血管指標値変動要因は、血管太さ、酸素飽和度、血管密度、撮影距離、撮影角度、黄色色素濃度、及び粘膜の散乱係数のうち 1 以上を組み合わせ得られる値である請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の画像処理装置。

40

【請求項 9】

前記特定の血管指標値変動要因は、血管太さと酸素飽和度であり、
前記血管指標値変動要因測定部は、前記血管太さを測定する血管太さ測定部と、前記酸素飽和度を測定する酸素飽和度測定部を有する請求項 1 ないし 8 いずれか 1 項記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記血管指標値は血管コントラストであり、

50

前記データセット記憶部は、前記血管コントラストと、前記酸素飽和度と、前記血管深さと、前記血管深さとを対応付けた測定用データで構成されたデータセットを記憶する請求項 9 記載の画像処理装置。

【請求項 1 1】

観察対象における血管の血管深さを測定する内視鏡用プロセッサ装置であって、
前記観察対象を撮像することにより得られる画像を取得する画像取得部と、
前記画像のうち血管指標値用画像から血管指標値を算出する血管指標値算出部と、
前記血管指標値と、前記血管指標値を変動させる複数の血管指標値変動要因であって血管深さを含む複数の血管指標値変動要因とを対応付けた複数の測定用データから構成されるデータセットを記憶するデータセット記憶部と、

10

前記複数の血管指標値変動要因のうち血管深さ以外の特定の血管指標値変動要因を測定する血管指標値変動要因測定部と、

前記データセットの中から前記特定の血管指標値変動要因を持つサブデータセットに絞り込み、前記サブデータセットの中から前記血管指標値算出部で算出した血管指標値に対応する血管深さを求める血管深さ算出部とを備える内視鏡用プロセッサ装置。

【請求項 1 2】

観察対象における血管の血管深さを測定する画像処理装置の作動方法であって、
画像取得部が、前記観察対象を撮像することにより得られる画像を取得するステップと

、
血管指標値算出部が、前記画像のうち血管指標値用画像から血管指標値を算出するステップと、

20

血管指標値変動要因測定部が、前記血管指標値を変動させる複数の血管指標値変動要因であって血管深さを含む複数の血管指標値変動要因のうち、血管深さ以外の特定の血管指標値変動要因を測定するステップと、

血管深さ算出部が、前記血管指標値と前記複数の血管指標値変動要因とを対応付けた複数の測定用データから構成されるデータセットの中から、前記特定の血管指標値変動要因を持つサブデータセットに絞り込み、前記サブデータセットの中から前記血管指標値算出部で算出した血管指標値に対応する血管深さを求めるステップとを有する画像処理装置の作動方法。

【請求項 1 3】

30

観察対象における血管の血管深さを測定する内視鏡用プロセッサ装置の作動方法であって、
画像取得部が、前記観察対象を撮像することにより得られる画像を取得するステップと

、
血管指標値算出部が、前記画像のうち血管指標値用画像から血管指標値を算出するステップと、

血管指標値変動要因測定部が、前記血管指標値を変動させる複数の血管指標値変動要因であって血管深さを含む複数の血管指標値変動要因のうち、血管深さ以外の特定の血管指標値変動要因を測定するステップと、

血管深さ算出部が、前記血管指標値と前記複数の血管指標値変動要因とを対応付けた複数の測定用データから構成されるデータセットの中から、前記特定の血管指標値変動要因を持つサブデータセットに絞り込み、前記サブデータセットの中から前記血管指標値算出部で算出した血管指標値に対応する血管深さを求めるステップとを有する内視鏡用プロセッサ装置の作動方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、観察対象における血管の血管深さを測定する画像処理装置及びその作動方法並びに内視鏡用プロセッサ装置及びその作動方法に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

医療分野においては、光源装置、内視鏡、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。また、近年においては、白色光などの広帯域光を用いる通常観察だけでなく、酸素飽和度や血管深さなどの生体機能情報を用いる特殊観察も行われるようになってきている。

【 0 0 0 3 】

例えば、特許文献 1 では、中心波長 4 4 5 n m、4 7 3 n m、4 0 5 n m の狭帯域光をそれぞれ順次照射して得られた画像信号 S 1、S 2、S 3 に基づいて、血管に関する指標値（血管指標値）の一つである輝度比 S 1 / S 3、S 2 / S 3 を算出し、それら輝度比 S 1 / S 3、S 2 / S 3 から、酸素飽和度と血管深さを算出し、疑似カラー等の色処理で画像化を行っている。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 3 - 2 0 2 1 8 9 号公報（特許 5 7 7 4 5 3 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 5 】

酸素飽和度については、特許文献 1 で示した輝度比 S 1 / S 3、S 2 / S 3 などの血管指標値だけでなく、その他の測定技術も組み込むことで、酸素飽和度を正確に測定できるようになっている。一方、血管深さについては、血管指標値のみを用いて算出する方法がほとんどであり、以下に示すような理由から、血管深さを正確に測定することができない場合がある。

20

【 0 0 0 6 】

例えば、図 2 5 及び図 2 6 に示すように、血管指標値の一つである血管コントラストと血管深さとの関係は、血管深さや酸素飽和度の大小にかかわらず、血管深さが深くなるほど血管コントラストが低くなるという傾向が分かっている。しかしながら、図 2 5 に示すように、血管コントラストと血管深さとの関係は、血管太さが大きいときと小さい時とで異なることから、血管太さが変わると、血管コントラストだけでは、血管深さを正確に求めることができない。また、図 2 6 に示すように、血管コントラストと血管深さとの関係は、酸素飽和度が低いときと高いときとで異なることから、酸素飽和度が変わると、血管コントラストだけでは、血管深さを正確に求めることができない。したがって、輝度比や血管コントラストなどの血管指標値だけでなく、その他の情報や測定技術を用いて、観察対象における血管の血管深さを正確に測定できる技術が求められていた。

30

【 0 0 0 7 】

本発明は、血管指標値のみだけでなく、その他の情報等を用いて、観察対象における血管の血管深さを正確に測定する画像処理装置及びその作動方法並びに内視鏡用プロセッサ装置及びそ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 】

本発明の画像処理装置は、観察対象における血管の血管深さを測定する画像処理装置であって、観察対象を撮像することにより得られる画像を取得する画像取得部と、画像のうち血管指標値用画像から血管指標値を算出する血管指標値算出部と、血管指標値と、血管指標値を変動させる複数の血管指標値変動要因であって血管深さを含む複数の血管指標値変動要因とを対応付けた複数の測定用データから構成されるデータセットを記憶するデータセット記憶部と、複数の血管指標値変動要因のうち血管深さ以外の特定の血管指標値変動要因を測定する血管指標値変動要因測定部と、データセットの中から特定の血管指標値変動要因を持つサブデータセットに絞り込み、サブデータセットの中から血管指標値算出部で算出した血管指標値に対応する血管深さを求める血管深さ算出部とを備える。

40

【 0 0 0 9 】

50

観察対象において血管深さの測定対象となる測定対象血管を指定する測定対象血管指定部を有し、血管指標値算出部は、測定対象血管の血管指標値を算出することが好ましい。血管指標値用画像は、複数波長の画像を含み、血管指標値算出部は、複数波長の画像に基づいて、測定対象血管の血管指標値を算出することが好ましい。血管指標値算出部は、複数波長の画像毎に血管指標値を算出し、算出した血管指標値に対して、それぞれ重み付けして加算することにより、測定対象血管の血管指標値を算出し、血管指標値に対する重み付け係数は、血管指標値の算出に用いた画像が有する波長成分に基づいて設定されることが好ましい。複数の血管指標値変動要因の中から、血管指標値変動要因測定部で測定する特定の血管指標値変動要因を選択する血管指標値変動要因選択部を有することが好ましい。

【0010】

血管深さ算出部の算出結果を表示部に表示するための血管深さ測定画像を生成する血管深さ測定画像生成部を有することが好ましい。血管指標値は、血管コントラスト、血管部の輝度値、又は血管部の色情報のうち少なくとも1以上を組み合わせて得られる値であることが好ましい。血管指標値変動要因は、血管太さ、酸素飽和度、血管密度、撮影距離、撮影角度、黄色色素濃度、及び粘膜の散乱係数のうち1以上を組み合わせて得られる値であることが好ましい。

【0011】

特定の血管指標値変動要因は、血管太さと酸素飽和度であり、血管指標値変動要因測定部は、血管太さを測定する血管太さ測定部と、酸素飽和度を測定する酸素飽和度測定部を有することが好ましい。血管指標値は血管コントラストであり、データセット記憶部は、血管コントラストと、酸素飽和度と、血管深さと、血管深さとを対応付けた測定用データで構成されたデータセットを記憶することが好ましい。

【0012】

本発明は、観察対象における血管の血管深さを測定する内視鏡用プロセッサ装置であって、観察対象を撮像することにより得られる画像を取得する画像取得部と、画像のうち血管指標値用画像から血管指標値を算出する血管指標値算出部と、血管指標値と、血管指標値を変動させる複数の血管指標値変動要因であって血管深さを含む複数の血管指標値変動要因とを対応付けた複数の測定用データから構成されるデータセットを記憶するデータセット記憶部と、複数の血管指標値変動要因のうち血管深さ以外の特定の血管指標値変動要因を測定する血管指標値変動要因測定部と、データセットの中から特定の血管指標値変動要因を持つサブデータセットに絞り込み、サブデータセットの中から血管指標値算出部で算出した血管指標値に対応する血管深さを求める血管深さ算出部とを備える。

【0013】

本発明は、観察対象における血管の血管深さを測定する画像処理装置の作動方法であって、画像取得部が、観察対象を撮像することにより得られる画像を取得するステップと、血管指標値算出部が、画像から血管指標値を算出するステップと、血管指標値変動要因測定部が、血管指標値を変動させる複数の血管指標値変動要因であって血管深さを含む複数の血管指標値変動要因のうち、血管深さ以外の特定の血管指標値変動要因を測定するステップと、血管深さ算出部が、血管指標値と複数の血管指標値変動要因とを対応付けた複数の測定用データから構成されるデータセットの中から、特定の血管指標値変動要因を持つサブデータセットに絞り込み、サブデータセットの中から血管指標値算出部で算出した血管指標値に対応する血管深さを求めるステップとを有する。

【0014】

本発明は、観察対象における血管の血管深さを測定する内視鏡用プロセッサ装置の作動方法であって、画像取得部が、観察対象を撮像することにより得られる画像を取得するステップと、血管指標値算出部が、画像のうち血管指標値用画像から血管指標値を算出するステップと、血管指標値変動要因測定部が、血管指標値を変動させる複数の血管指標値変動要因であって血管深さを含む複数の血管指標値変動要因のうち、血管深さ以外の特定の血管指標値変動要因を測定するステップと、血管深さ算出部が、血管指標値と複数の血管指標値変動要因とを対応付けた複数の測定用データから構成されるデータセットの中から

10

20

30

40

50

、特定の血管指標値変動要因を持つサブデータセットに絞り込み、サブデータセットの中から血管指標値算出部で算出した血管指標値に対応する血管深さを求めるステップとを有する。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、血管指標値のみだけでなく、その他の情報を用いることで、観察対象における血管の血管深さを正確に測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

10

【図2】第1実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【図3】第2白色光と青色レーザ光のスペクトルを示すグラフである。

【図4】第1白色光のスペクトルを示すグラフである。

【図5】RGBカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

【図6】酸素飽和度測定部の機能を示すブロック図である。

【図7】信号比と酸素飽和度の相関関係を示すグラフである。

【図8】酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図9】酸素飽和度を算出する方法を示す説明図である。

【図10】血管選択用画像を示す画像図である。

20

【図11】血管太さ測定画像を示す画像図である。

【図12】血管深さ測定部の機能を示すブロック図である。

【図13】データセットを示す説明図である。

【図14】酸素飽和度が特定値 s^* である場合における血管太さ ϕ 、血管深さ d 、血管コントラスト C_t の関係を表す3次元空間上の平面を示すグラフである。

【図15】酸素飽和度が特定値 s^* である場合における血管太さ ϕ 、血管深さ d 、血管コントラスト C_t の関係を表す3次元空間上の平面を示すグラフであり、平面のうち血管太さ ϕ^* である部分を示す断面を表したグラフである。

【図16】酸素飽和度が特定値 s^* であり、血管太さが特定値 ϕ^* である場合における血管深さ d と血管コントラスト C_t との関係を表した2次元空間上の関係線を示すグラフである。

30

【図17】血管深さ測定画像を示す画像図である。

【図18】内視鏡システムの作用を示すフローチャートである。

【図19】情報入力部が接続された血管深さ測定部の機能を示すブロック図である。

【図20】血管指標値変動要因選択部が接続された血管深さ測定部の機能を示すブロック図である。

【図21】第2実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【図22】LED (Light Emitting Diode) の発光帯域とHPF (High Pass Filter) の特性を示すグラフである。

【図23】第3実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

40

【図24】回転フィルタの平面図である。

【図25】血管太さが異なる場合における血管深さと血管コントラストの関係を示すグラフである。

【図26】酸素飽和度が異なる場合における血管深さと血管コントラストの関係を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0017】

[第1実施形態]

図1に示すように、第1実施形態の内視鏡システム10は、内視鏡12と、光源装置14と、プロセッサ装置16（本発明の「画像処理装置」、「内視鏡用プロセッサ装置」に対応する）、モニタ18（本発明の「表示部」に対応する）と、コンソール20とを有す

50

る。内視鏡 1 2 は、光源装置 1 4 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 1 6 と電氣的に接続される。内視鏡 1 2 は、被検体内に挿入される挿入部 2 1 と、挿入部 2 1 の基端部分に設けられた操作部 2 2 と、挿入部 2 1 の先端側に設けられた湾曲部 2 3 及び先端部 2 4 を有している。操作部 2 2 のアングルノブ 2 2 a を操作することにより、湾曲部 2 3 は湾曲動作する。この湾曲動作にともなって、先端部 2 4 が所望の方向に向けることができる。

【0018】

また、操作部 2 2 には、アングルノブ 2 2 a の他、観察モード切替 SW 2 2 b と、ズーム操作部 2 2 c と、静止画像を保存するためのフリーズボタン（図示しない）と、が設けられている。モード切替 SW 2 2 b は、通常観察モードと、酸素飽和度モードと、血管太さ測定モードと、血管深さ測定モードとの 4 種類のモード間の切り替え操作に用いられる。

10

【0019】

通常観察モードは、被検体内の観察対象をフルカラー画像化した通常光画像をモニタ 1 8 に表示するモードである。酸素飽和度モードは、観察対象の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モニタ 1 8 に表示するモードである。血管太さ測定モードは、観察対象の血管の太さを測定し、測定結果をモニタ 1 8 に表示するモードである。血管太さ測定モードは、観察対象の血管の深さを測定し、測定結果をモニタ 1 8 に表示するモードである。ズーム操作部 2 2 c は、内視鏡 1 2 内のズームレンズ 4 7（図 2 参照）を駆動させて、観察対象を拡大させるズーム操作に用いられる。

20

【0020】

プロセッサ装置 1 6 は、モニタ 1 8 及びコンソール 2 0 と電氣的に接続される。モニタ 1 8 は、通常光画像や酸素飽和度画像等の画像、及びこれらの画像に関する情報（以下、画像情報等という）を表示する。コンソール 2 0 は、機能設定等の入力操作を受け付ける UI（User Interface: 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 1 6 には、画像情報等を記録する記録部（図示省略）を接続しても良い。

【0021】

図 2 に示すように、光源装置 1 4 は、中心波長 4 7 3 nm の第 1 青色レーザ光を発する第 1 青色レーザ光源（4 7 3 LD（Laser Diode: レーザダイオード））3 4 と、中心波長 4 4 5 nm の第 2 青色レーザ光を発する第 2 青色レーザ光源（4 4 5 LD）3 6 と、中心波長 4 0 5 nm の紫色レーザ光を発する紫色レーザ光源（4 0 5 LD）3 8 と、を発光源として備えている。これらの半導体発光素子からなる各光源 3 4、3 6、3 8 の発光量及び発光タイミングは、光源制御部 4 0 により個別に制御される。

30

【0022】

なお、第 1、第 2 青色レーザ光及び紫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、第 2 青色レーザ光及び紫色レーザ光の中心波長は、上記で示した中心波長に対して $\pm 5 \sim 10$ nm の範囲に入ることが好ましい。また、第 1、第 2 青色レーザ光及び紫色レーザ光の中心波長は、ピーク波長と同じであってもよく異なってもよい。また、第 1 青色レーザ光源 3 4、第 2 青色レーザ光源 3 6、及び紫色レーザ光源 3 8 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、InGaAs 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、発光ダイオード等の発光体を用いた構成としても良い。

40

【0023】

光源制御部 4 0 は、通常観察モード及び血管太さ測定モードの場合には、第 2 青色レーザ光源 3 6 のみを点灯する制御を行う。また、酸素飽和度モード及び血管深さ測定モードの場合には、光源制御部 4 0 は、1 フレーム間隔で、第 1 青色レーザ光源 3 4 と第 2 青色レーザ光源 3 6 を交互に点灯させる制御を行う。なお、通常観察モード、酸素飽和度モード、血管太さ測定モード、及び血管深さ測定モードのいずれのモードにおいても、第 2 青色レーザ光源 3 6 を点灯した時には、紫色レーザ光源 3 8 も同時に点灯する制御を行ってもよい。

50

【0024】

各光源34, 36, 38から出射される第1, 第2青色レーザ光及び紫色レーザ光は、集光レンズ、光ファイバ、合波器等の光学部材(いずれも図示せず)を介してライトガイド41に入射する。ライトガイド41は、光源装置14と内視鏡12を接続するユニバーサルコード17(図1参照)と、内視鏡12に内蔵されている。ライトガイド41は、各光源34, 36, 38からの第1, 第2青色レーザ光及び紫色レーザ光を、内視鏡12の先端部24まで伝搬する。なお、ライトガイド41としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径105 μ m、クラッド径125 μ m、外皮となる保護層を含めた径が ϕ 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。

10

【0025】

内視鏡12の先端部24は、照明光学系24aと撮像光学系24bを有している。照明光学系24aには、蛍光体44と、照明レンズ45が設けられている。蛍光体44には、ライトガイド41から第1, 第2青色レーザ光及び紫色レーザ光が入射する。蛍光体44は、第1または第2青色レーザ光が照射されることで蛍光を発する。また、一部の第1または第2青色レーザ光は、そのまま蛍光体44を透過する。これに対して、紫色レーザ光は、ほぼ全てが蛍光体44を透過する。蛍光体44を出射した光は、照明レンズ45を介して観察対象に照射される。

【0026】

観察対象に対して照射される光のスペクトルと発光タイミングは、モード毎に異なっている。通常観察モード及び血管太さ測定モードにおいては、第2青色レーザ光のみが蛍光体44に入射するため、図3に示すように、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44から励起発光する緑色~赤色の第2蛍光を含む第2白色光が観察対象に照射される。なお、第2青色レーザ光と同時に紫色レーザ光を発光した場合、紫色レーザ光は蛍光体44で吸収されずにそのまま透過するため、紫色レーザ光により蛍光が発光することはほとんどない。

20

【0027】

酸素飽和度モード及び血管深さモードにおいては、第1青色レーザ光と第2青色レーザ光が蛍光体44に交互に入射することにより、図4に示すように、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44から励起発光する緑色~赤色の第1蛍光を含む第1白色光と、第2白色光とが観察対象に交互に照射される。第1蛍光と第2蛍光は、波形(スペクトルの形状)がほぼ同じである。ただし、蛍光体44においては、第2青色レーザ光に対する吸収量は、第1青色レーザ光に対する吸収量よりも大きいため、同じ強度の第1及び第2青色レーザ光が蛍光体44に入射した場合、第2蛍光の波長全体の強度は第1蛍光の強度よりも大きくなっている。

30

【0028】

なお、蛍光体44は、第1及び第2青色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類の蛍光体(例えばYAG系蛍光体、あるいはBAM(BaMgAl₁₀O₁₇)等の蛍光体)を含んで構成されるものを使用することが好ましい。また、本実施形態のように、半導体発光素子を蛍光体44の励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の第1白色光及び第2白色光が得られる。また、各白色光の強度を容易に調整できる上に、色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

40

【0029】

内視鏡12の撮像光学系24bは、撮像レンズ46、ズームレンズ47、センサ48を有している(図2参照)。観察対象からの反射光は、撮像レンズ46及びズームレンズ47を介してセンサ48に入射する。これにより、センサ48に観察対象の反射像が結像される。ズームレンズ47は、ズーム操作部22cを操作することでテレ端とワイド端との間を移動する。

【0030】

センサ48は、カラーの撮像素子であり、観察対象の反射像を撮像して画像信号を出力

50

する。センサ 48 としては、例えば C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサを用いることができる。本実施形態では、センサ 48 は C C D イメージセンサである。また、センサ 48 は、撮像面に対して、R カラーフィルタが設けられた R 画素と、G カラーフィルタが設けられた G 画素と、B カラーフィルタが設けられた B 画素とを有している。これら R G B の各色の画素で光電変換をすることによって R , G , B の三色の画像信号を出力する。

【 0 0 3 1 】

図 5 に示すように、B カラーフィルタは 380 ~ 560 nm の分光透過率を有しており、G カラーフィルタは 450 ~ 630 nm の分光透過率を有しており、R カラーフィルタは 580 ~ 760 nm の分光透過率を有している。したがって、通常観察モード及び血管太さ測定モード時に第 2 白色光が観察対象に照射された場合には、B 画素には第 2 青色レーザ光と第 2 蛍光の緑色成分の一部が入射し、G 画素には第 2 蛍光の緑色成分の一部が入射し、R 画素には第 2 蛍光の赤色成分が入射する。

10

【 0 0 3 2 】

一方、酸素飽和度モード及び血管深さ測定モード時に第 1 白色光が観察対象に照射された場合には、B 画素には第 1 青色レーザ光と第 1 蛍光の緑色成分の一部が入射し、G 画素には第 1 蛍光の緑色成分の一部と G カラーフィルタによって減衰した第 1 青色レーザ光が入射し、R 画素には第 1 蛍光の赤色成分が入射する。第 1 青色レーザ光は第 1 蛍光よりも発光強度が極めて大きいので、B 画素から出力される B 画像信号の大部分は第 1 青色レーザ光の反射光成分で占められている。酸素飽和度モード及び血管深さ測定モード時に第 2 白色光が観察対象に照射されたときの R G B 各画素での光入射成分は、通常観察モードの場合と同様である。

20

【 0 0 3 3 】

センサ 48 としては、撮像面に C (シアン) , M (マゼンタ) , Y (イエロー) 及び G (グリーン) の補色フィルタを備えた、いわゆる補色イメージセンサを用いても良い。センサ 48 として補色イメージセンサを用いる場合は、C M Y G の四色の画像信号から R G B の三色の画像信号に色変換する色変換部を、内視鏡 12、光源装置 14 またはプロセッサ装置 16 のいずれかに設けておけば良い。こうすれば補色イメージセンサを用いる場合でも、C M Y G の 4 色の画像信号から色変換によって R G B 3 色の画像信号を得ることができる。

30

【 0 0 3 4 】

撮像制御部 49 はセンサ 48 の撮像制御を行う。通常観察モード及び血管太さ測定モード時には、1 フレームの期間 (以下、単に 1 フレームという) 毎に、第 2 白色光で照明された観察対象をセンサ 48 で撮像する。これにより、1 フレーム毎に、センサ 48 は、R 画素から R c 画像信号を出力し、G 画素から G c 画像信号を出力し、B 画素から B c 画像信号を出力する。

【 0 0 3 5 】

撮像制御部 49 は、酸素飽和度モード及び血管深さ測定モード時には、第 1 白色光と第 2 白色光の発光タイミングに同期して、センサ 48 が撮像を行うように制御する。具体的には、センサ 48 は、第 1 白色光のもとで観察対象を撮像して得た信号電荷を読み出して、R 画素から R 1 画像信号を出力し、G 画素から G 1 画像信号を出力し、B 画素から B 1 画像信号を出力する。そして、第 2 白色光のもとで観察対象を撮像して得た信号電荷を 2 フレーム目の読出期間に読み出して、R 画素から R 2 画像信号を出力し、G 画素から G 2 画像信号を出力し、B 画素から B 2 画像信号を出力する。

40

【 0 0 3 6 】

図 2 に示すように、センサ 48 から出力される各色の画像信号は、C D S (correlated double sampling) / A G C (automatic gain control) 回路 50 に送信される (図 2 参照) 。C D S / A G C 回路 50 は、センサ 48 から出力されるアナログの画像信号に相關二重サンプリング (C D S) や自動利得制御 (A G C) を行う。C D S / A G C 回路 50 を経た画像信号は、A / D (Analog/Digital) 変換器 52 によってデジタル画像信号に変

50

換される。こうしてデジタル化された画像信号はプロセッサ装置 16 に入力される。

【0037】

プロセッサ装置 16 は、画像信号取得部 54（本発明の「画像取得部」に対応する）と、画像信号取得部 54 は DSP（Digital Signal Processor）56 と、ノイズ低減部 58 と、信号変換部 59 と、画像処理切替部 60 と、通常観察画像処理部 62 と、酸素飽和度測定部 64（本発明の「血管指標値変動要因測定部」に対応する）と、酸素飽和度画像生成部 65 と、血管太さ測定部 66 と、血管太さ測定画像生成部 67 と、血管深さ測定部 68（本発明の「血管指標値変動要因測定部」に対応する）と、血管深さ測定画像生成部 69 と、映像信号生成部 70 とを備えている。

【0038】

画像信号取得部 54 は、内視鏡 12 のセンサ 48 から出力される画像信号を取得する。DSP 56 は、取得した画像信号に対して、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、YC 変換処理等の各種信号処理を行う。欠陥補正処理では、センサ 48 の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施された画像信号から暗電流成分が除かれ、正確な零レベルが設定される。ゲイン補正処理は、オフセット処理後の RGB 各画像信号に特定のゲインを乗じることにより各画像信号の信号レベルを整える。ゲイン補正処理後の各色の画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。

【0039】

その後、ガンマ変換処理によって、各画像信号の明るさや彩度が整えられる。リニアマトリクス処理後の画像信号には、デモザイク処理（等方化処理，同時化処理とも言う）が施され、補間により各画素の不足した色の信号が生成される。デモザイク処理によって、全画素が RGB 各色の信号を有するようになる。DSP 59 は、デモザイク処理後の各画像信号に YC 変換処理を施し、YC 変換処理によって生成された輝度信号 Y と色差信号 Cb, Cr をノイズ低減部 58 に出力する。

【0040】

ノイズ低減部 58 は、DSP 56 でデモザイク処理等が施された画像信号に対して、例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等によるノイズ低減処理を施す。ノイズが低減された画像信号は、信号変換部 59 に入力され、RGB の画像信号に再変換された後、画像処理切替部 60 に入力される。

【0041】

画像処理切替部 60 は、通常観察モードにセットされている場合には、信号変換部 59 を経た画像信号を通常観察画像処理部 62 に入力する。また、酸素飽和度モードに設定されている場合、画像処理切替部 60 は、信号変換部 59 を経た画像信号を酸素飽和度測定部 64 に入力する。また、血管太さ測定モードに設定されている場合には、画像処理切替部 60 は、信号変換部 59 を経た画像信号を血管太さ測定部 66 に入力する。また、血管深さ測定モードに設定されている場合には、画像処理切替部 60 は、信号変換部 59 を経た画像信号を血管深さ測定部に 68 に入力する。

【0042】

通常観察画像処理部 62 は、入力された 1 フレーム分の Rc 画像信号、Gc 画像信号、Bc 画像信号を、それぞれ R 画素、G 画素、B 画素に割り当てた RGB 画像データを生成する。そして、RGB 画像データに対して、さらに 3 × 3 のマトリックス処理、階調変換処理、3 次元 LUT 処理等の色変換処理を施す。そして、色変換処理済みの RGB 画像データに対して、各種色彩強調処理を施す。色彩強調処理済みの RGB 画像データに対しては、空間周波数強調等の構造強調処理を施す。構造強調処理が施された RGB 画像データは、通常観察画像として映像信号生成部 70 に入力される。映像信号生成部 70 では、入力された通常観察画像を映像信号（例えば、輝度信号 Y と色差信号 Cb, Cr）に変換し、変換後の映像信号をモニタ 18 に出力する。これにより、モニタ 18 には通常観察画像が表示される。

【0043】

10

20

30

40

50

酸素飽和度測定部 64 は、入力された 2 フレーム分の B 1 画像信号、G 1 画像信号、R 1 画像信号、B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号に基づいて、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を測定する。測定した酸素飽和度に関する情報は、酸素飽和度画像生成部 65 に送られる。酸素飽和度画像生成部 65 では、酸素飽和度に応じて色付けした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映像信号生成部 70 に入力される。映像信号生成部 70 では、入力された酸素飽和度画像を映像信号に変換し、変換後の映像信号をモニタ 18 に出力する。これにより、モニタ 18 には酸素飽和度画像が表示される。なお、酸素飽和度測定部 64 及び酸素飽和度画像生成部 65 の詳細については後述する。

【0044】

血管太さ測定部 66 は、入力された 1 フレーム分の B c 画像信号、G c 画像信号、R c 画像信号に基づいて、ユーザーが指定した血管の血管太さを測定する。ここで、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

【0045】

血管太さ測定部 66 で測定した血管太さに関する情報と 1 フレーム分の B c 画像信号、G c 画像信号、R c 画像信号は、血管太さ測定画像生成部 67 に送られる。血管太さ測定画像生成部 67 では、観察対象の画像に対して、血管太さに関する情報が重畳表示された血管太さ測定画像を生成する。生成された血管太さ測定画像は映像信号生成部 70 に入力される。映像信号生成部 70 では、入力された血管太さ測定画像を映像信号に変換し、変換後の映像信号をモニタ 18 に出力する。これにより、モニタ 18 には血管太さ測定画像が表示される。なお、血管太さ測定部 66 及び血管太さ測定画像生成部 67 の詳細については後述する。

20

【0046】

血管深さ測定部 68 は、入力された 2 フレーム分の B 1 画像信号、G 1 画像信号、R 1 画像信号、B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号に基づいて、ユーザーが指定した血管の血管深さを測定する。測定した血管深さに関する情報と B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号は、血管深さ測定画像生成部 69 に送られる。血管深さ測定画像生成部 69 では、観察対象の画像に対して、血管深さに関する情報が重畳表示された血管深さ測定画像を生成する。生成された血管深さ測定画像は映像信号生成部 70 に入力される。映像信号生成部 70 では、入力された血管深さ測定画像を映像信号に変換し、変換後の映像信号をモニタ 18 に出力する。これにより、モニタ 18 には血管深さ測定画像が表示される。なお、血管深さ測定部 68 及び血管深さ測定画像生成部 69 の詳細については後述する。

30

【0047】

図 6 に示すように、酸素飽和度測定部 64 は、信号比算出部 81 と、相関関係記憶部 82 と、酸素飽和度算出部 83 とを有する。信号比算出部 81 は、B 1 画像信号と G 2 画像信号の信号比 $B1/G2$ を画素毎に算出し、かつ、R 2 画像信号と G 2 画像信号の信号比 $R2/G2$ を画素毎に算出する。なお、信号比算出部 81 は、信号比 $B1/G2$ を算出する際に、B 1 画像信号、G 1 画像信号、R 1 画像信号を用いた画素間演算によって、B 1 画像信号から第 1 蛍光による信号値を除去して色の分離性を高める補正処理を施し、ほぼ第 1 青色レーザ光だけによる信号値に補正した B 1 画像信号を用いることが好ましい。

40

【0048】

相関関係記憶部 82 は、信号比算出部 81 が算出する信号比と、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 7 に示す二次元空間上に酸素飽和度の等値線を定義した 2 次元テーブルで記憶されている。信号比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、各等値線の間隔は血液量（図 7 の横軸）に応じて変化する。この信号比と酸素飽和度との相関関係は $\log$ スケールで記憶されている。

50

【 0 0 4 9 】

上記相関関係は、図 8 に示すように、酸化ヘモグロビン（グラフ 9 0）や還元ヘモグロビン（グラフ 9 1）の吸光特性や光散乱特性と密接に関連している。例えば、第 1 青色レーザ光の中心波長 4 7 3 n m の近傍の波長範囲のように、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の差が大きい波長範囲、すなわち血中ヘモグロビンの酸素飽和度に応じて吸光係数が変化する波長範囲では、酸素飽和度の情報を取り扱いやすい。しかしながら、4 7 3 n m の光に対応する信号を含む B 1 画像信号は、酸素飽和度だけでなく、血液量にも依存度が高い。そこで、B 1 画像信号に加え、主として血液量に依存して変化する光に対応する G 2 画像信号と、B 1 画像信号と G 2 画像信号のリファレンス信号となる R 2 画像信号とから得られる信号比 $R 2 / G 2$ 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。

10

【 0 0 5 0 】

酸素飽和度算出部 8 3 は、信号比算出部 8 1 で算出された信号比を用いることにより、画像信号に基づいて酸素飽和度を算出する。より具体的には、酸素飽和度算出部 8 3 は、相関関係記憶部 8 2 に記憶された相関関係を参照し、信号比算出部 8 1 で算出された信号比に対応する酸素飽和度を画素毎に算出する。例えば、特定画素における信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ がそれぞれ $B 1^* / G 2^*$ 及び $R 2^* / G 2^*$ である場合、図 9 に示すように、相関関係を参照すると、信号比 $B 1^* / G 2^*$ 及び信号比 $R 2^* / G 2^*$ に対応する酸素飽和度は「6 0 %」である。したがって、酸素飽和度算出部 8 3 は、この特定画素の酸素飽和度を「6 0 %」と算出する。

20

【 0 0 5 1 】

なお、信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ が極めて大きくなったり、極めて小さくなったりすることはほとんどない。すなわち、信号比 $B 1 / G 2$ や信号比 $R 2 / G 2$ の値が、酸素飽和度 0 % の下限ライン 9 3 を上回ったり、反対に酸素飽和度 1 0 0 % の上限ライン 9 4 を下回ったりすることはほとんどない。但し、算出する酸素飽和度が下限ライン 9 3 を下回ってしまった場合には酸素飽和度算出部 8 3 は酸素飽和度を 0 % とし、上限ライン 9 4 を上回ってしまった場合には酸素飽和度を 1 0 0 % とする。また、信号比 $B 1 / G 2$ 及び信号比 $R 2 / G 2$ に対応する点が下限ライン 9 3 と上限ライン 9 4 の間から外れた場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度が低いことが分かるように表示をしたり、酸素飽和度を算出しないようにしても良い。

30

【 0 0 5 2 】

酸素飽和度画像生成部 6 5 は、酸素飽和度算出部 8 3 で算出された酸素飽和度を用いて、酸素飽和度を色付けした酸素飽和度画像を生成する。具体的には、まず、酸素飽和度画像生成部 6 5 では、R 2 画像信号、G 2 画像信号、B 2 画像信号に基づいて、通常観察画像と同様の生成方法で、ベース画像を生成する。そして、ベース画像に対して、ベース画像の色を酸素飽和度に応じて変更する色付け処理を施す。これにより、酸素飽和度画像が得られる。なお、色付け処理では、例えば、酸素飽和度が特定の閾値（例えば 7 0 %）を超える画素領域についてはベース画像の色を変更せず、酸素飽和度が特定の閾値を下回る画素領域については酸素飽和度に応じてベース画像の色を変更するようにすることが好ましい。

40

【 0 0 5 3 】

また、上記とは別の方法で、酸素飽和度画像を生成してもよい。例えば、輝度信号 Y と色差信号 $C r$ 、 $C b$ で酸素飽和度画像を生成する場合には、輝度信号 Y については G 2 画像信号に応じて信号レベルを変えるとともに、色差信号 $C r$ 、 $C b$ については、酸素飽和度に応じて信号レベルを変えることが好ましい。例えば、酸素飽和度が高いときには、 $C r$ の信号レベルを「正」にし、 $C b$ の信号レベルを「負」にする一方で、酸素飽和度が低い時には、 $C r$ の信号レベルを「負」にし、 $C b$ の信号レベルを「正」にするように設定することが好ましい。この場合には、酸素飽和度画像では、高酸素領域が赤みを帯びて表示される一方、低酸素領域が青みを帯びて表示される。

【 0 0 5 4 】

50

血管太さ測定部 66 は、R c 画像信号、G c 画像信号、B c 画像信号に基づいて、特定の血管の血管太さを測定する。血管太さ測定部 66 では、血管太さの測定対象となる測定対象血管を指定するために、R c 画像信号、G c 画像信号、B c 画像信号を測定対象血管指定部 100 に送信する（図 2 参照）。測定対象血管指定部 100 では、図 10 に示すように、R c 画像信号、G c 画像信号、B c 画像信号に基づいて、測定対象血管を選択するための血管選択用画像 102 を生成し、モニタ 18 に表示する。血管選択用画像 102 は、血管とそれ以外の部分を区別する二値化処理等によって、血管を抽出した画像であることが好ましい。ユーザーは、コンソール 20 等の操作部材により血管選択用画像 102 上の選択ポイント 104 を操作し、選択ポイント 104 で測定対象血管 TB を指定する。測定対象血管指定部 100 は、コンソール 20 等の操作部材で指定された測定対象血管 TB に関する情報を、血管太さ測定部 66 に送信される。

10

【0055】

血管太さ測定部 66 は、測定対象血管が指定されたら、R c 画像信号、G c 画像信号、B c 画像信号のうち、測定対象血管が存在する部分の画素を特定する。この特定した画素から、測定対象血管の血管太さを算出する。具体的には、特定した画素の画素数（例えば、図 10 の場合であれば、画素数は「5 画素」となる。）に対して、1 画素あたりの平均的な大きさを掛け合わせることで、測定対象血管の血管太さが算出される。なお、血管太さは、観察対象と内視鏡の先端部 24 との間の観察距離によって影響を受けるため、1 画素あたりの大きさは、観察距離に応じて決めておくことが好ましい。

20

【0056】

血管太さ測定画像生成部 67 は、R c 画像信号、G c 画像信号、B c 画像信号に基づいて、通常観察画像と同様の生成方法で、ベース画像を生成する。そして、血管太さ測定画像生成部 67 は、ベース画像に対して、測定対象血管を強調表示するとともに、測定対象血管の血管太さを重畳表示する処理を行う。これにより、図 11 に示すように、強調表示された測定対象血管 TB と、測定対象血管 TB の血管太さ $\phi \times$ が表示された血管太さ測定画像 110 が得られる。

【0057】

図 12 に示すように、血管深さ測定部 68 は、血管コントラスト算出部 96（本発明の「血管指標値算出部」に対応する）と、データセット記憶部 97 と、血管深さ算出部 98 とを備えている。この血管深さ算出部 98 においても、血管太さ測定部 66 と同様に、血管深さの測定対象となる測定対象血管の指定を行う。測定対象血管の指定は、上記と同様、測定対象血管指定部 100 によって行う。なお、測定対象血管指定部 100 では、B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号に基づいて血管選択用画像を生成することが好ましい。

30

【0058】

血管コントラスト算出部 96 は、入力された画像信号のうち血管コントラスト用画像信号（本発明の「血管指標値用画像」に対応する）に基づいて、血管部分の画素値 I_b と、粘膜など血管以外の部分の画素値 I_m （例えば、粘膜の画素値の平均値）を算出する。この血管コントラスト算出部 96 では、複数波長の画像信号（本発明の「複数波長の画像」に対応する）を含む血管コントラスト用画像信号を使用する。複数波長の画像信号は、それぞれが異なる波長成分を持つ複数の画像信号から構成され、本実施形態では、R 2 画像信号、G 2 画像信号、B 2 画像信号に対応している。そして、血管コントラスト算出部 96 は、下記式により、血管コントラスト C_t を算出する。

40

式) $C_t = -\log(I_b / I_m)$

なお、以下において、測定対象血管の血管コントラスト C_t を「 C_t^* 」とする。

【0059】

データセット記憶部 97 は、図 13 に示すように、血管コントラスト C_t と、その血管コントラスト C_t が得られる場合の酸素飽和度、血管太さ、及び血管深さとを対応づけた測定用データで構成されるデータセット 120 を記憶している。図 13 の場合であれば、測定用データは、酸素飽和度のレベル毎に分けて記憶されている。具体的には、酸素飽和

50

度が100%の場合における測定用データについては、血管太さ測定可能範囲内で最小の血管太さ $\phi 1$ と血管深さ測定可能範囲内で一番浅い血管深さ $d 1$ と、血管太さ $\phi 1$ と血管深さ $d 1$ の場合に得られる血管コントラスト $C t (100, \phi 1, d 1)$ とを対応付けた測定用データを記憶している。

【0060】

同様にして、最小の血管太さ $\phi 1$ に対する血管深さ $P 2 \sim P n$ の全ての組み合わせと、それらを組み合わせた場合に得られる血管コントラスト $C t (100, \phi 1, d 2) \sim C t (100, \phi 1, d n)$ とを対応付けた測定用データも記憶している。また、酸素飽和度が100%の場合における血管太さ $\phi 2 \sim \phi m$ についても、上記と同様の対応付けが行われた測定用データを記憶している。更には、酸素飽和度が0%~99%の場合においても、上記と同様の対応付けが行われた測定用データを記憶している。

10

【0061】

なお、血管コントラスト $C t$ と、酸素飽和度 s 、血管太さ ϕ 、及び血管深さ d との関係は、関数 $C t = f(s, \phi, d)$ で表すことができる。この関数 $C t = f(s, \phi, d)$ については、酸素飽和度 s を特定値に固定した場合、血管深さ d をX軸とし、血管太さ ϕ をY軸とし、血管コントラスト $C t$ をZ軸とする3次元空間上では、図14に示すような平面130で表される。この図14では、血管深さが深く且つ血管太さが細くなるほど、血管コントラストが低くなることが分かる。一方、血管深さが浅く且つ血管太さが太くなるほど、血管コントラストが高くなることが分かる。

【0062】

20

血管深さ算出部98は、血管コントラスト算出部96で算出した血管コントラスト $C t^*$ と、2フレーム分のB1画像信号、B2画像信号、G2画像信号、R2画像信号を用い、データセット記憶部97に記憶したデータセットを参照して、特定の血管の血管深さを算出する。

【0063】

血管深さ算出部98は、B1画像信号、G2画像信号、R2画像信号を酸素飽和度測定部64に送り、酸素飽和度測定部64で、測定対象血管の酸素飽和度 s^* を測定する。測定した測定対象血管の酸素飽和度 s^* の情報は、血管深さ算出部98に返される。また、血管深さ算出部98は、B2画像信号、G2画像信号、R2画像信号を血管太さ測定部66に送り、血管太さ測定部66で、測定対象血管の血管太さ ϕ^* を測定する。

30

【0064】

測定対象血管の酸素飽和度 s^* と血管太さ ϕ^* が得られたら、血管深さ算出部98は、データセット記憶部97に記憶したデータセットの中から、測定対象血管の酸素飽和度 s^* と血管太さ ϕ^* に該当する測定用データを第1のサブデータセットとして絞り込む。例えば、測定対象血管の酸素飽和度 s^* が100%で、血管太さ ϕ^* が $\phi 1$ の場合には、データセットの中から、酸素飽和度100%、血管太さ $\phi 1$ に該当する部分の測定用データが、第1のサブデータセットとして選択される(図13参照)。

【0065】

第1のサブデータセットが絞り込まれたら、血管深さ算出部98は、第1のサブデータセットを参照して、血管コントラスト算出部96で算出した血管コントラスト $C t^*$ に対応する血管深さを算出する。この算出された血管深さが、測定対象血管の血管深さとなる。例えば、図13に示す第1のサブデータセットに絞り込んだ場合には、第1のサブデータセットにおいて、血管コントラスト $C t^*$ に対応する血管深さは「 d^* 」となる。以上のように、血管コントラストだけでなく、酸素飽和度測定部64で測定した酸素飽和度や血管太さ測定部66で測定した血管太さと、血管コントラスト、酸素飽和度、血管太さ、及び血管深さとを対応付けた測定用データとを用いて、測定対象血管の血管深さを算出していることから、算出された血管深さの算出精度は、血管コントラストだけで算出を行った場合に比べて、高くなっている。

40

【0066】

なお、血管コントラスト $C t$ と酸素飽和度 s 、血管太さ ϕ 、及び血管深さ d との関係を

50

、上記した3変数関数 $C_t = f(s, \varphi, d)$ で表した場合における血管深さの算出方法は、以下になる。まず、測定対象血管の酸素飽和度 s^* が確定すると、関数 $C_t = f(s^*, \varphi, d)$ は、血管太さ φ と血管深さ d についての2変数関数となる。この2変数関数を上記の3次元空間で表した場合には、図14に示す平面130で表される。更に、血管太さ φ^* が確定すると、関数 $C_t = f(s^*, \varphi^*, d)$ は、血管深さ d についての1変数関数となる。

【0067】

この1変数関数については、図15に示すように、上記2変数関数を表した平面130において血管太さ φ^* の部分でX軸方向に沿って切断した場合の断面132に等しくなる。また、X軸を血管深さ d とし、Y軸を血管コントラスト C_t とする2次元平面で上記の1変数関数 $C_t = f(s^*, \varphi^*, d)$ を表した場合には、図16に示すように、血管深さ d が深くなるほど、血管コントラスト C_t が減少するような関数で表される。上記のように、1変数関数 $C_t = f(s^*, \varphi^*, d)$ にまで落とし込むことで、血管コントラスト C_t^* から、血管深さ d^* を算出することが可能となる。

【0068】

血管深さ測定画像生成部69は、R2画像信号、G2画像信号、B2画像信号に基づいて、通常観察画像と同様の生成方法で、ベース画像を生成する。そして、血管深さ測定画像生成部69は、ベース画像に対して、測定対象血管を強調表示するとともに、測定対象血管の血管深さを重畳表示する処理を行う。これにより、図17に示すように、強調表示された測定対象血管TBと、測定対象血管TBの血管深さ d^* が表示された血管深さ測定画像150が得られる。

【0069】

次に、本実施形態の内視鏡システム10による観察の流れを図18のフローチャートに沿って説明する。まず、通常観察モードにおいて、ユーザーは観察対象の観察を行い、病変部の可能性がある部位の検出を行う。そして、病変部の可能性がある部位を発見した場合には、その部分の血管について血管深さを測定するために、モード切替SW22bを操作して、血管深さ測定モードに切り替える。

【0070】

血管深さ測定モードに切り替えられると、第1及び第2白色光がセンサ48の撮像フレームに同期して交互に観察対象に照射される。センサ48は1フレーム目にR1画像信号、G1画像信号、B1画像信号を出力し、2フレーム目にR2画像信号、G2画像信号、B2画像信号を出力する。これらの画像信号は、プロセッサ装置16の画像信号取得部54に取得され、各種信号処理が施される。

【0071】

そして、R2画像信号、G2画像信号、B2画像信号に基づいて血管選択用画像102が生成され、モニタ18に表示される。ユーザーは、血管選択用画像102において病変部の可能性がある部分の血管を測定対象血管として選択する。測定対象血管が選択されると、血管コントラスト算出部96が、測定対象血管の血管コントラスト C_t^* を算出する。また、B1画像信号、G2画像信号、R2画像信号が酸素飽和度測定部64に送られ、酸素飽和度測定部64で測定対象血管の酸素飽和度 s^* が測定される。また、R2画像信号、G2画像信号、B2画像信号が血管太さ測定部66に送られ、血管太さ測定部66で測定対象血管の血管太さ φ^* が測定される。

【0072】

測定対象血管の酸素飽和度 s^* と血管太さ φ^* を測定した後は、血管深さ算出部98が、データセット記憶部97に記憶したデータセットの中から、測定対象血管の酸素飽和度 s^* と血管太さ φ^* に該当する測定用データを第1のサブデータセットとして絞り込む。第1のサブデータセットが絞り込まれたら、血管深さ算出部98は、第1のサブデータセットを参照して、測定対象血管の血管コントラスト C_t^* に対応する血管深さを測定対象血管の血管深さ d^* として算出する。測定対象血管の血管深さ d^* が算出されたら、測定対象血管の血管深さ d^* の情報とR2画像信号、G2画像信号、B2画像信号に基づいて、血管

10

20

30

40

50

深さ測定画像を生成し、モニタ 18 に表示する。

【0073】

なお、上記実施形態において、血管コントラスト算出部 96 で、R2 画像信号、G2 画像信号、B2 画像信号に対して重み付けを行い、重み付けした R2 画像信号、G2 画像信号、B2 画像信号に基づいて、測定対象血管の血管コントラストを算出してもよい。例えば、血管選択用画像 102 において、ユーザによる目視により、測定対象血管のおおよその血管深さ（目測の血管深さ）を測り、その目測の血管深さに応じた重み付けを行う。なお、重み付けの設定は、コンソール 20 等の操作部材により行う。

【0074】

ここで、目測の血管深さが浅い場合には、表層血管など浅い部分に位置する血管は短波長の画像信号に多く含まれることから、短波長の画像信号に含まれる B2 画像信号に対する重み付けを、その他の G2 画像信号、R2 画像信号に対する重み付けよりも大きくする。一方、目測の血管深さが深い場合には、中深層血管などの深い部分に位置する血管は、長波長の画像信号に多く含まれることから、長波長の画像信号に含まれる G2 画像信号に対する重み付けを、その他の B2 画像信号、R2 画像信号に対する重み付けよりも大きくする。以上のように、測定対象血管が含まれる波長帯域の画像信号の重み付けを大きくすることで、測定対象血管の血管コントラストの算出精度を向上することができる。この血管コントラストの算出精度向上は、血管深さの算出精度の向上にも繋がることになる。

【0075】

また、血管コントラスト算出部 96 では、R2 画像信号、G2 画像信号、B2 画像信号毎に、血管コントラストを算出し、算出した血管コントラストを組み合わせることで、測定対象血管の血管コントラストを算出してもよい。血管コントラストを組み合わせる方法としては、例えば、血管コントラストに重み付けして加算する重み付け平均処理が考えられる。この重み付け平均処理を行う場合には、各血管コントラストに対する重み付け係数は、血管コントラストの算出に用いた画像信号が有する波長成分に基づいて設定することが好ましい。

【0076】

例えば、R2 画像信号から得られた血管コントラスト C_{tr} の重み付け係数を α 、G2 画像信号から得られた血管コントラスト C_{tg} の重み付け係数を β 、B2 画像信号から得られた血管コントラスト C_{tb} の重み付け係数を γ とすると、測定対象血管の血管コントラストは「 $\alpha \times C_{tr} + \beta \times C_{tg} + \gamma \times C_{tb}$ 」となる。測定対象血管が表層血管である場合には、重み付け係数 γ を、他の重み付け係数 α 、 β よりも大きくすることが好ましい。なお、各血管コントラスト C_{tr} 、 C_{tg} 、 C_{tb} は、それぞれ同一の注目血管に対する血管コントラストを示している。

【0077】

なお、上記実施形態においては、酸素飽和度測定部 64 で測定した測定対象血管の酸素飽和度 s^* と、血管太さ測定部 66 で測定した測定対象血管の血管太さ ϕ^* とを用いて、それら測定対象血管の酸素飽和度 s^* と血管太さ ϕ^* を持つ第 1 のサブデータセットの絞り込みを行っているが、その他の方法でサブデータセットの絞り込みを行ってもよい。例えば、図 19 に示すように、血管深さ算出部 98 に接続された情報入力部 160 により、測定対象血管の酸素飽和度 s^{**} と血管太さ ϕ^{**} を、手動で入力した上で、血管深さ算出部 98 は、その入力した測定対象血管の酸素飽和度 s^{**} と血管太さ ϕ^{**} を持つ測定用データを第 2 のサブデータセットとして絞り込む。この第 2 のサブデータセットの場合も、第 1 のサブデータセットと同様の方法で、血管深さの算出を行う。なお、情報入力部 160 の機能はコンソール 20 に組み込んでもよい。

【0078】

以上のように、手動で測定対象血管の酸素飽和度 s^{**} と血管太さ ϕ^{**} を入力する状況としては、血管深さを測定する前に、既に、ユーザが、酸素飽和度画像や血管太さ測定画像を見て、おおよその酸素飽和度と血管太さを認識している状況が考えられる。なお、血管深さ算出部 98 は、酸素飽和度測定部 64 及び血管太さ測定部 66 で測定した測定対象

10

20

30

40

50

血管の酸素飽和度 s^* と血管太さ ϕ^* に基づいて、第 1 のサブデータセットを絞り込む自動モードと、手動入力された測定対象血管の酸素飽和度 s^{**} と血管太さ ϕ^{**} に基づいて、第 2 のサブデータセットを絞り込む手動モードの 2 つのモードを実行可能な状態にしてもよい。この場合には、コンソール 20 等の操作部材により、自動モードと手動モードのいずれかのモードに選択的に設定される。

【0079】

なお、上記実施形態では、血管深さを算出するために、血管コントラストを用いたが、その他の血管指標値を用いてもよい。血管指標値としては、例えば、測定対象血管の輝度値（平均値など）や測定対象血管の色情報が挙げられる。色情報としては、R2 画像信号、G2 画像信号、B2 画像信号に基づく演算により得られる演算値、例えば、 $R2/G2$ 、 $B2/G2$ など信号比や、色差信号 C_r 、 C_b 、彩度 S 、色相 H などがある。また、血管指標値は、血管コントラスト、血管部の輝度値、及び血管部の色情報を組み合わせて得られる値としてもよい。

10

【0080】

なお、上記実施形態では、血管コントラストと、酸素飽和度、血管太さ、及び血管深さとの関係を定めておいた上で、血管深さ以外の酸素飽和度及び血管深さを測定し、この測定結果と関係を用いることで、血管深さを算出したが、これに限らず、血管コントラストなどの血管指標値と、血管指標値を変動させる血管指標値変動要因であって、血管深さ以外の特定の血管指標値変動要因と、血管深さとの関係を予め定めておいた上で、特定の血管指標値変動要因を測定し、その測定結果と関係を用いることで、血管深さを算出するよう

20

【0081】

この場合、複数の血管指標値変動要因の中から、特定の血管指標値変動要因を選択又は追加できるようにするために、図 20 に示すように、各血管指標値変動要因について血管指標値と対応付けした測定用データで構成される選択用データセットを選択用データセット記憶部 165 に予め記憶しておくことが好ましい。そして、血管深さ測定部 68 に接続された血管指標値変動要因選択部 170 で特定の血管指標値変動要因が選択されると、その選択された血管指標値変動要因に対応する選択用データセットを選択用データセット記憶部 165 から読み出して、1 つのデータセットとして統合する。この統合したデータセットをデータセット記憶部 97 に記憶し、同様の方法で、血管深さの算出を行う。なお、酸素飽和度及び血管太さ以外の特定の血管指標値変動要因が選択された場合には、その特定の血管指標値変動要因を測定することができる特定測定部が新たに必要となる。

30

【0082】

なお、特定の血管指標値変動要因が複数ある場合には、一部は代表値（例えば、酸素飽和度であれば「70%」）で固定し、その他の特定の血管指標値変動要因について血管指標値と血管深さとを対応付けたデータセットとすることが好ましい。この場合には、代表値で固定した一部の特定の血管指標値変動要因の測定又は入力が行わず、その他の特定の血管指標値変動要因の測定又は入力のみを行うことになる。

【0083】

特定の血管指標値変動要因としては、酸素飽和度や血管太さ以外に、以下がある。例えば、撮影距離や撮影角度は、血管コントラストを変動させる特定の血管指標値変動要因であることから、血管コントラストと、撮影距離又は撮影角度などと、血管深さとの関係から、血管深さを算出するようにしてもよい。また、血管密度についても、血管コントラストを変動させる特定の血管指標値変動要因であることから、血管コントラストと、血管密度と、血管深さとの関係から、血管深さを算出するようにしてもよい。その他の特定の血管指標値変動要因としては、ビリルビンなどの黄色色素の濃度や、粘膜の散乱係数などがある。なお、撮影距離については、粘膜全体の平均輝度から算出することが好ましい。また、撮影角度については、画像全体の輝度分布から推定することが好ましい。また、血管密度については、画像中の血管領域を抽出し、抽出した血管領域に基づいて算出することが好ましい。

40

50

【 0 0 8 4 】

[第 2 実施形態]

図 2 1 に示すように、内視鏡システム 2 0 0 の光源装置 1 4 には、第 1 及び第 2 青色レーザ光源 3 4 , 3 6 及び紫色レーザ光源 3 8 と光源制御部 4 0 の代わりに、LED (Light Emitting Diode) 光源ユニット 2 0 1 と、LED 光源制御部 2 0 4 が設けられている。また、内視鏡システム 2 0 0 の照明光学系 2 4 a には蛍光体 4 4 が設けられていない。それ以外については、第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 と同様である。

【 0 0 8 5 】

LED 光源ユニット 2 0 1 は、特定の波長帯域に制限された光を発光する光源として、R - LED 2 0 1 a , G - LED 2 0 1 b , B - LED 2 0 1 c 、 V - LED 2 0 1 d を有する。図 2 2 に示すように、R - LED 2 0 1 a は、例えば約 6 0 0 ~ 6 5 0 nm の赤色帯域光 (以下、単に赤色光という) を発光する。この赤色光の中心波長は約 6 2 0 ~ 6 3 0 nm である。G - LED 2 0 1 b は、正規分布で表される約 5 0 0 ~ 6 0 0 nm の緑色帯域光 (以下、単に緑色光) を発光する。B - LED 2 0 1 c は、4 4 5 ~ 4 6 0 nm を中心波長とする青色帯域光 (以下、単に青色光という) を発光する。V - LED 2 0 1 d は、4 0 0 ~ 4 1 0 nm を中心波長とする紫色帯域光 (以下、単に紫色光という) を発行する。

10

【 0 0 8 6 】

また、LED 光源ユニット 2 0 1 は、B - LED 2 0 1 c が発する青色光の光路上に挿抜されるハイパスフィルタ (HPF) 2 0 2 を有する。ハイパスフィルタ 2 0 2 は、約 4 5 0 nm 以下の波長帯域の青色光をカットする。この約 4 5 0 nm 以下の波長帯域がカットされた青色光は、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい波長帯域 (図 8 参照) で構成されるため、酸素飽和度の測定に使用することができる。そのため、以下、約 4 5 0 nm 以下の波長帯域がカットされた青色光を測定用青色光という。なお、ハイパスフィルタ 2 0 2 の挿抜は、LED 光源制御部 2 0 4 の制御のもとで、HPF 挿抜部 2 0 3 によって行われる。

20

【 0 0 8 7 】

LED 光源制御部 2 0 4 は、LED 光源ユニット 2 0 1 の各 LED 2 0 1 a ~ 2 0 1 d の点灯 / 消灯及び各発光量、及びハイパスフィルタ 2 0 2 の挿抜を制御する。具体的には、通常観察モード及び血管太さ測定モードの場合、LED 光源制御部 2 0 4 は、各 LED 2 0 1 a ~ 2 0 1 d を全て点灯させ、ハイパスフィルタ 2 0 2 は B - LED 2 0 1 c を光路上から退避させる。これにより、紫色光、青色光、緑色光、赤色光が重畳した白色光が観察対象に照射され、センサ 4 8 はその反射光により観察対象を撮像し、Bc 画像信号、Gc 画像信号、Rc 画像信号を出力する。

30

【 0 0 8 8 】

一方、酸素飽和度モード及び血管深さ測定モードの場合、LED 光源制御部 2 0 4 は、ハイパスフィルタ 2 0 2 を挿入した状態で、B - LED 2 0 3 d のみの点灯と、全ての LED 2 0 3 a ~ 2 0 3 d の点灯とを、1 フレームごとに交互に切り替える制御を行う。これにより、観察対象には、測定用青色光と、紫色光、測定用青色光、緑色光、及び赤色光を含む混合光とが交互に照射される。

40

【 0 0 8 9 】

そして、撮像制御部 4 9 では、測定用青色光のもとで観察対象を撮像して得た信号電荷を 1 フレーム目の読み出し期間に読み出して、B 1 画像信号、G 1 画像信号、R 1 画像信号を出力する。また、紫色光、測定用青色光、緑色光、及び赤色光を含む混合光のもとで観察対象を撮像して得た信号電荷を 2 フレーム目の読み出し期間に読み出して、B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号を出力する。その後の処理は内視鏡システム 1 0 と同様に行うことができる。

【 0 0 9 0 】

[第 3 実施形態]

図 2 3 に示すように、内視鏡システム 3 0 0 の光源装置 1 4 には、第 1 及び第 2 青色レ

50

ーザ光源 3 4 , 3 6 及び紫色レーザ光源 3 8 と光源制御部 4 0 の代わりに、広帯域光源 3 0 1 と、回転フィルタ 3 0 2 と、回転フィルタ制御部 3 0 3 が設けられている。また、内視鏡システム 3 0 0 のセンサ 3 0 5 は、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る。このため、DSP 5 6 は、デモザイク処理等のカラー撮像素子に特有の処理は行わない。それ以外については、第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 と同じである。

【0091】

広帯域光源 3 0 1 は、例えばキセノンランプ、白色 LED 等からなり、波長帯域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ 3 0 2 は、第 1 フィルタ 3 1 0 と第 2 フィルタ 3 1 1 とを備えており（図 2 4 参照）、広帯域光源 3 0 1 から発せられる白色光がライトガイド 4 1 に入射される光路上に、第 1 フィルタ 3 1 0 を配置する第 1 位置と、第 2 フィルタ 3 1 1 を配置する第 2 位置との間で径方向に移動可能である。

10

【0092】

第 1 位置と第 2 位置への回転フィルタ 3 0 2 の相互移動は、選択された観察モードに応じて回転フィルタ制御部 3 0 3 によって制御される。また、回転フィルタ 3 0 2 は、第 1 位置または第 2 位置に配置された状態で、センサ 3 0 5 の撮像フレームに応じて回転する。回転フィルタ 3 0 2 の回転速度は、選択された観察モードに応じて回転フィルタ制御部 3 0 3 によって制御される。

【0093】

図 2 4 に示すように、第 1 フィルタ 3 1 0 は、通常観察モード及び血管太さ測定モード時に用いられ、回転フィルタ 3 0 2 の内周部に設けられている。第 1 フィルタ 3 1 0 は、赤色光を透過する R フィルタ 3 1 0 a と、緑色光を透過する G フィルタ 3 1 0 b と、紫色光及び青色光を含む青紫色光を透過する B フィルタ 3 1 0 c とを有する。通常観察モード及び血管太さ測定モードに設定された場合には、回転フィルタ 3 0 2 は第 1 位置に配置され、広帯域光源 3 0 1 からの白色光は、回転フィルタ 3 0 2 の回転に応じて R フィルタ 3 1 0 a、G フィルタ 3 1 0 b、B フィルタ 3 1 0 c のいずれかに入射する。このため、観察対象には、透過したフィルタに応じて、赤色光、緑色光、青紫色光が順次照射される。センサ 3 0 5 は、これらの反射光によりそれぞれ観察対象を撮像することにより、R c 画像信号、G c 画像信号、B c 画像信号を順次出力する。

20

【0094】

また、第 2 フィルタ 3 1 1 は、酸素飽和度モード及び血管深さ測定モード時に用いられ、回転フィルタ 3 0 2 の外周部に設けられている。第 2 フィルタ 3 1 1 は、赤色光を透過する R フィルタ 3 1 1 a と、緑色光を透過する G フィルタ 3 1 1 b と、紫色光及び青色光を含む青紫色光を透過する B フィルタ 3 1 1 c と、 $473 \pm 10 \text{ nm}$ の狭帯域光を透過する狭帯域フィルタ 3 1 1 d とを有する。酸素飽和度モード及び血管深さ測定モードに設定された場合には、回転フィルタ 3 0 2 は第 2 位置に配置され、広帯域光源 3 0 1 からの白色光は、回転フィルタ 3 0 2 の回転に応じて R フィルタ 3 1 1 a、G フィルタ 3 1 1 b、B フィルタ 3 1 1 c、狭帯域フィルタ 3 1 1 d のいずれかに入射する。このため、観察対象には、透過したフィルタに応じて、赤色光、緑色光、青紫色光、狭帯域光（ 473 nm ）が順次照射される。

30

【0095】

センサ 4 0 5 は、赤色光が照射されたときに観察対象の撮像を行って R 2 画像信号を出力し、緑色光が照射されたときに観察対象の撮像を行って G 2 画像信号を出力し、青紫色光が照射されたときに観察対象の撮像を行って B 2 画像信号を出力し、狭帯域光が照射されたときに観察対象の撮像を行って B 1 画像信号を出力する。その後の処理は第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 と同様に行うことができる。

40

【0096】

第 1 ~ 第 3 実施形態では酸素飽和度を算出しているが、これに代えて、あるいはこれに加えて、「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 × （1 - 酸素飽和度）（％）」から求まる還元ヘモグロビンインデックス等、他の生体機能情報を算出しても良い。

50

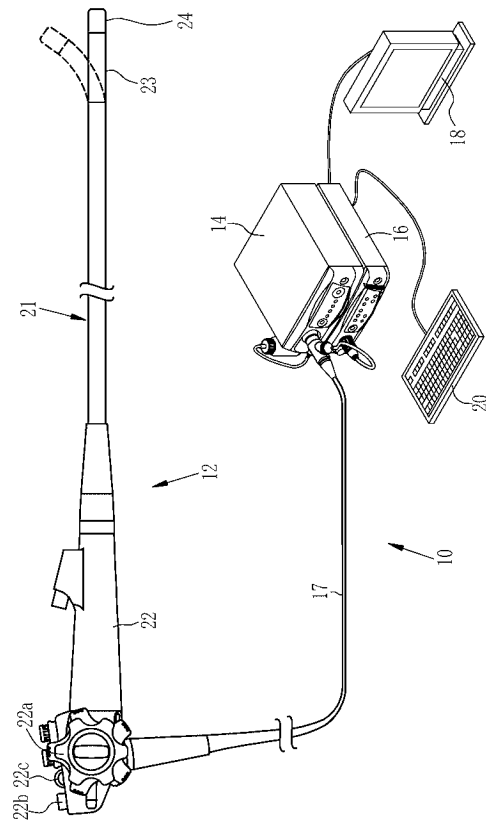
【符号の説明】

【0097】

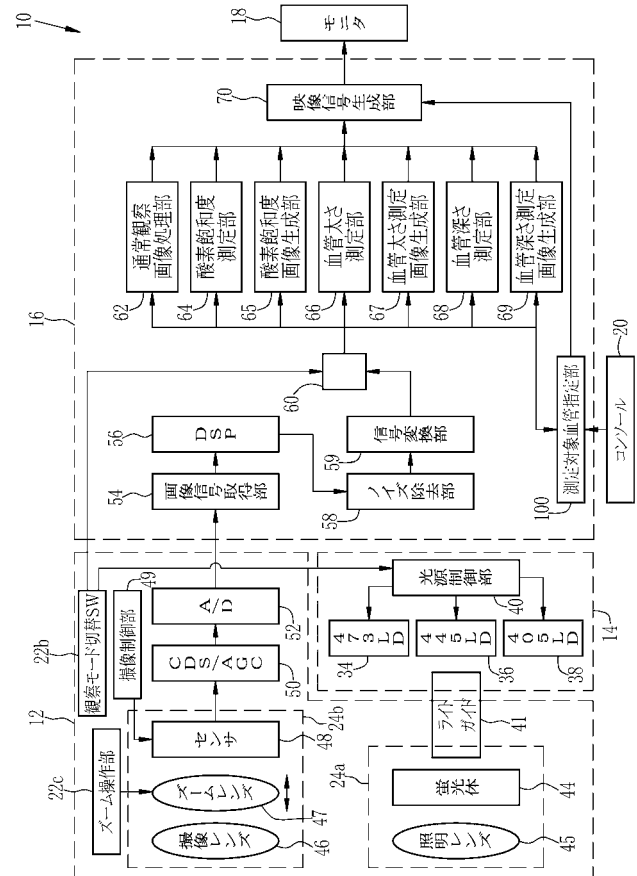
10	内視鏡システム	
12	内視鏡	
14	光源装置	
16	プロセッサ装置	
17	ユニバーサルコード	
18	モニタ	
20	コンソール	
21	挿入部	10
22	操作部	
22a	アングルノブ	
22c	ズーム操作部	
23	湾曲部	
24	先端部	
24a	照明光学系	
24b	撮像光学系	
34	第1青色レーザ光源	
36	第2青色レーザ光源	
38	紫色レーザ光源	20
40	光源制御部	
41	ライトガイド	
44	蛍光体	
45	照明レンズ	
46	撮像レンズ	
47	ズームレンズ	
48	センサ	
49	撮像制御部	
50	CDS / AGC回路	
52	A / D変換器	30
54	画像信号取得部	
56	DSP	
58	ノイズ低減部	
59	信号変換部	
60	画像処理切替部	
62	通常観察画像処理部	
64	酸素飽和度測定部	
65	酸素飽和度画像生成部	
66	血管太さ測定部	
67	血管太さ測定画像生成部	40
68	血管深さ測定部	
69	血管深さ測定画像生成部	
70	映像信号生成部	
81	信号比算出部	
82	相関関係記憶部	
83	酸素飽和度算出部	
90	グラフ	
91	グラフ	
93	下限ライン	
94	上限ライン	50

9 6	血管コントラスト算出部	
9 7	データセット記憶部	
9 8	血管深さ算出部	
1 0 0	測定対象血管指定部	
1 0 2	血管選択用画像	
1 0 4	選択ポインタ	
1 1 0	血管太さ測定画像	
1 2 0	データセット	
1 5 0	血管深さ測定画像	
1 6 0	情報入力部	10
1 7 0	血管指標値変動要因選択部	
2 0 0	内視鏡システム	
2 0 1	LED光源ユニット	
2 0 2	ハイパスフィルタ	
2 0 3	挿抜部	
2 0 4	光源制御部	
3 0 0	内視鏡システム	
3 0 1	広帯域光源	
3 0 2	回転フィルタ	
3 0 3	回転フィルタ制御部	20
3 0 5	センサ	
3 1 0	第1フィルタ	
3 1 0 a	Rフィルタ	
3 1 0 b	Gフィルタ	
3 1 0 c	Bフィルタ	
3 1 1	第2フィルタ	
3 1 1 a	Rフィルタ	
3 1 1 b	Gフィルタ	
3 1 1 c	Bフィルタ	
3 1 1 d	狭帯域フィルタ	30
4 0 5	センサ	

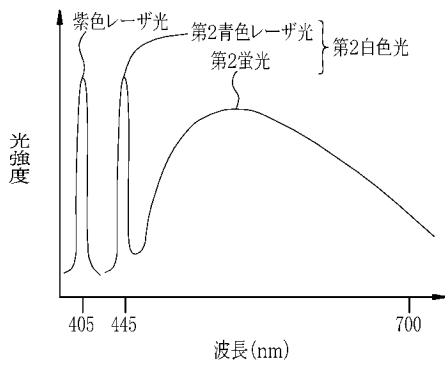
【図 1】



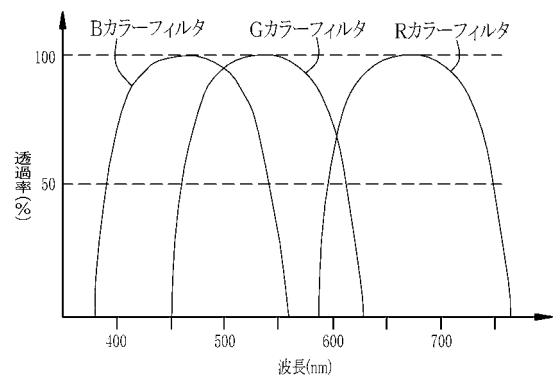
【図 2】



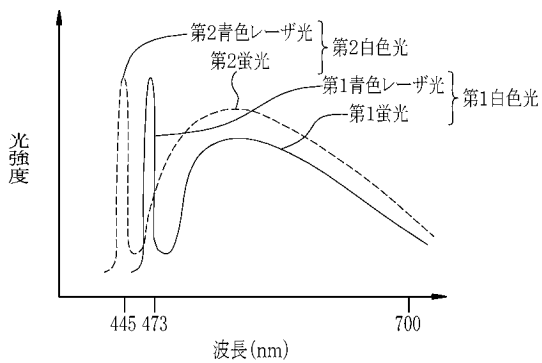
【図 3】



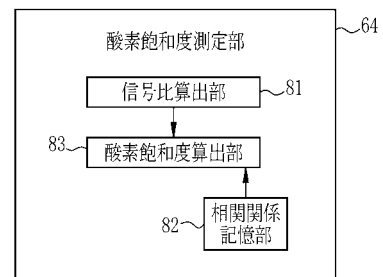
【図 5】



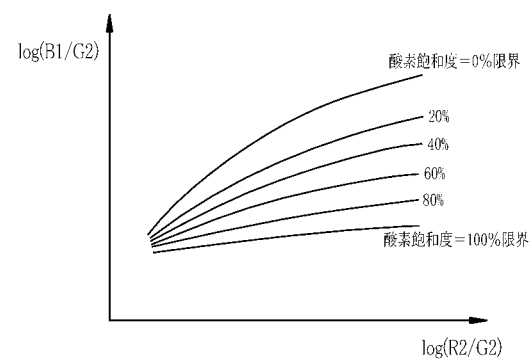
【図 4】



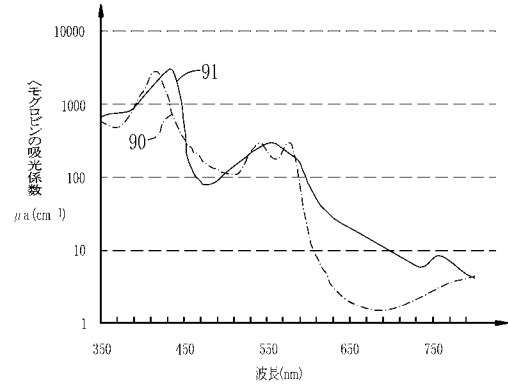
【図 6】



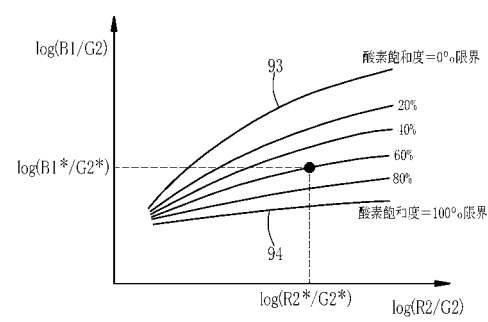
【 図 7 】



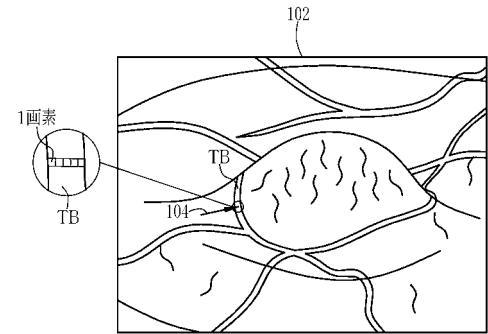
【 図 8 】



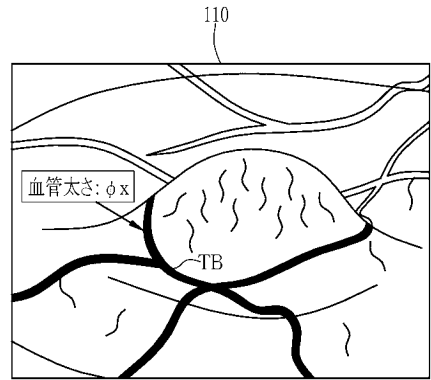
【 図 9 】



【 図 1 0 】



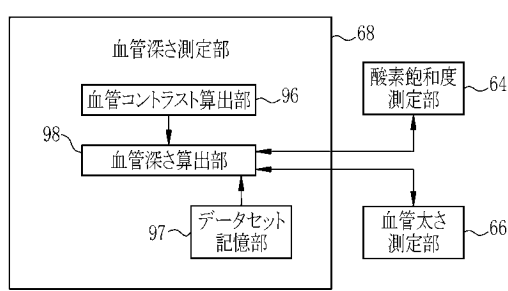
【 図 1 1 】



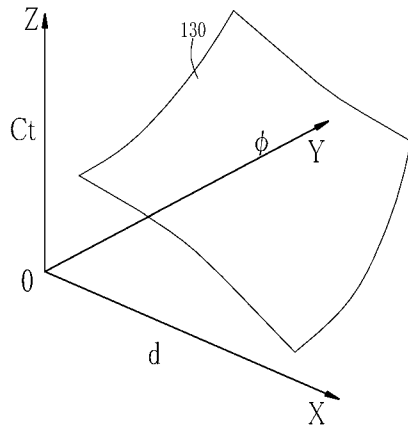
【 図 1 3 】

酸素飽和度	120		
	血管太さ	血管深さ	血管コントラスト
100%	φ 1	d1	Ct(100, φ 1,d1)
	φ 1	d2	Ct(100, φ 1,d2)
	⋮	⋮	⋮
	φ 2	d1	Ct(100, φ 2,d1)
	⋮	⋮	⋮
	φ m	d1	Ct(100, φ m,d1)
	⋮	⋮	⋮
99%	φ 1	d1	Ct(99, φ 1,d1)
⋮	⋮	⋮	⋮
s*%	φ *	d *	Ct(s*, φ *,d *)
⋮	⋮	⋮	⋮
0%	⋮	⋮	⋮

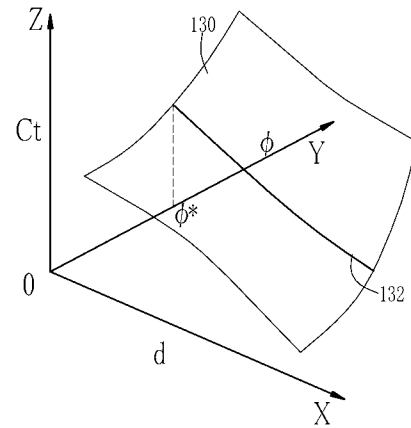
【 図 1 2 】



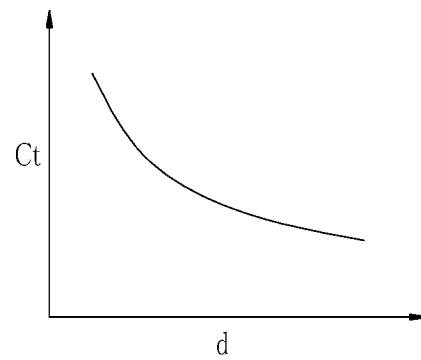
【図 14】



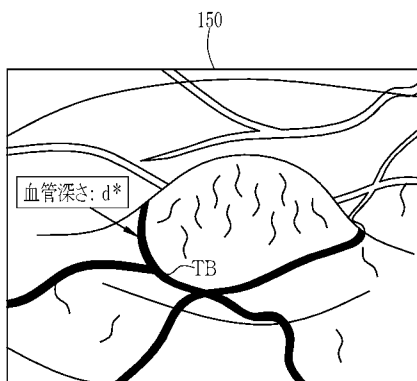
【図 15】



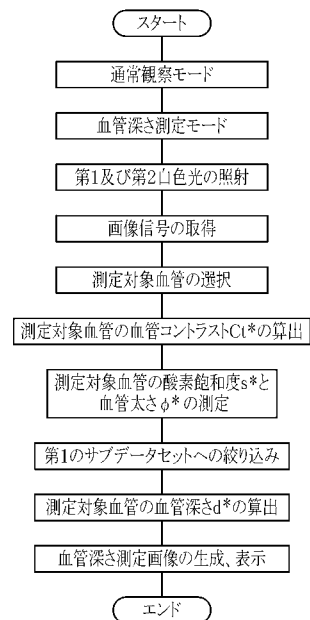
【図 16】



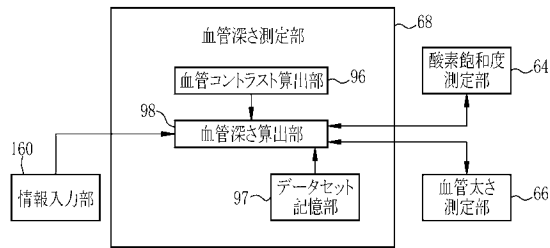
【図 17】



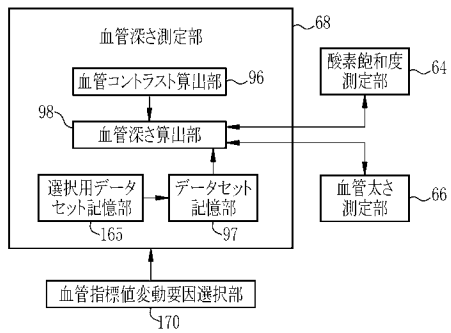
【図 18】



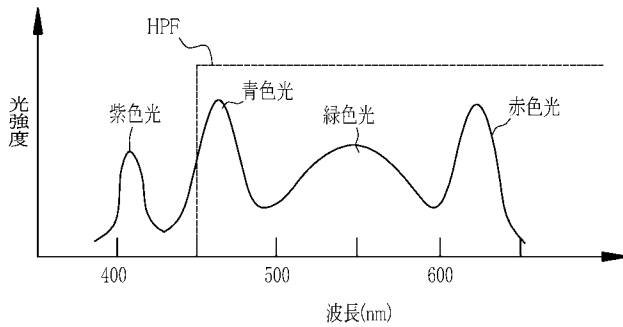
【 図 1 9 】



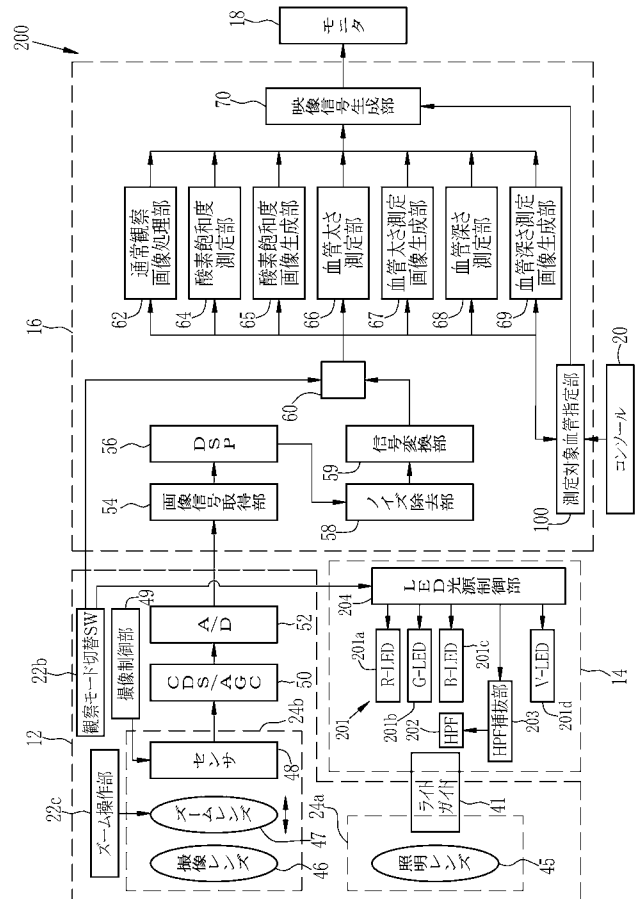
【 図 2 0 】



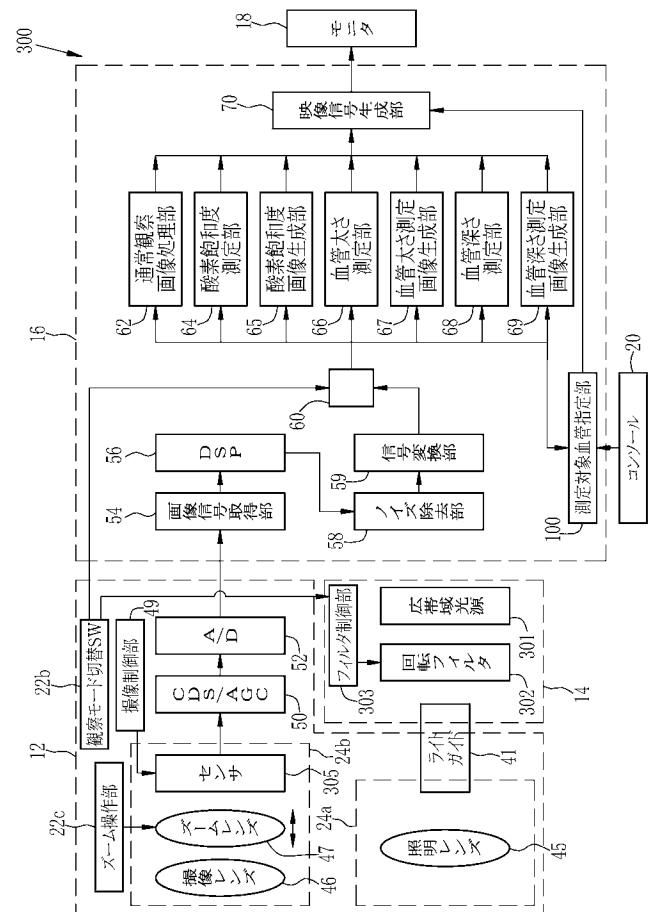
【 図 2 2 】



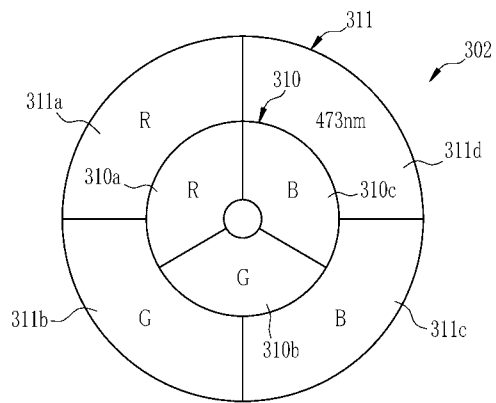
【 図 2 1 】



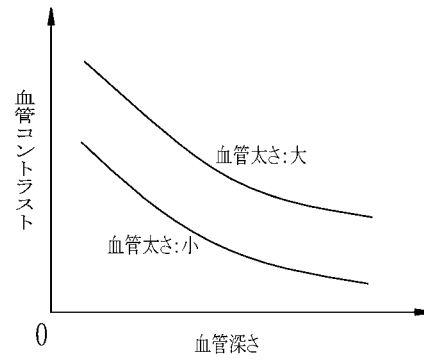
【 図 2 3 】



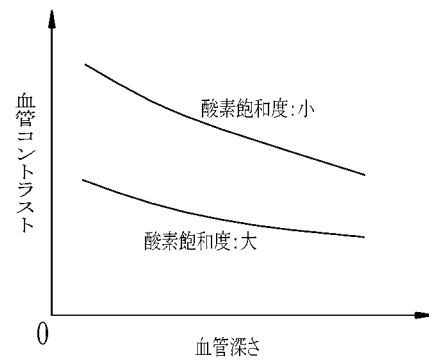
【図 2 4】



【図 2 5】



【図 2 6】



专利名称(译)	图像处理设备及其操作方法		
公开(公告)号	JP2017184861A	公开(公告)日	2017-10-12
申请号	JP2016074254	申请日	2016-04-01
[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	加門 駿平		
发明人	加門 駿平		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.E A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/04 A61B1/045.615 A61B1/045.617 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	4C161/AA22 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/HH52 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/SS22 4C161/WW02 4C161/WW08 4C161/WW15		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于精确测量观察目标中的血管的血管深度的图像处理设备，操作该图像处理设备的方法，用于内窥镜的处理器设备及其操作方法。由多个测量数据组成的数据集被存储在数据集存储单元97中，在该多个测量数据中，诸如血管对比度等的血管指标值和包括血管深度的多个血管指标值变化因子彼此相关联。。测量血管深度以外的特定血管指标值波动因子。从数据集中，缩小到具有特定血管指数值变化因子的子数据集。从子数据集获得与由血管指标值计算单元（血管对比度计算单元96）计算的血管指标值对应的血管深度。The 12

