

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2017/057572

発行日 平成30年6月28日 (2018. 6. 28)

(43) 国際公開日 平成29年4月6日 (2017. 4. 6)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 7	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 8	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/045 6 1 4	
	A 6 1 B 1/045 6 1 6	
	G 0 2 B 23/24 B	
審査請求 有 予備審査請求 有 (全 36 頁)		

出願番号	特願2017-543558 (P2017-543558)	(71) 出願人	306037311
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/078816		富士フイルム株式会社
(22) 国際出願日	平成28年9月29日 (2016. 9. 29)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(31) 優先権主張番号	特願2015-192003 (P2015-192003)	(74) 代理人	110001988
(32) 優先日	平成27年9月29日 (2015. 9. 29)		特許業務法人小林国際特許事務所
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(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)	2H040 BA03 CA04 CA11 CA12 CA22
			DA11 DA21 GA02 GA05 GA10
			GA11
			4C161 CC06 DD03 DD07 HH51 LL02
			MM05 QQ07 TT15 WW04 WW18
			WW20
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法

(57) 【要約】

血管情報よりもさらに直感的で有用な情報を、粘膜下の特定の深さについて算出して、より効果的に診断を支援する画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法を提供する。

画像処理装置(65)は、内視鏡画像を取得する画像取得部(91)と、内視鏡画像から観察対象の定深さにある血管を抽出する血管抽出部(92)と、血管抽出部(92)が抽出した血管に関する血管情報を算出する血管情報算出部(93)と、血管情報を用いて演算をすることにより、特定深さにある血管に関する血管パラメータを算出する血管パラメータ算出部(94)と、を備える。

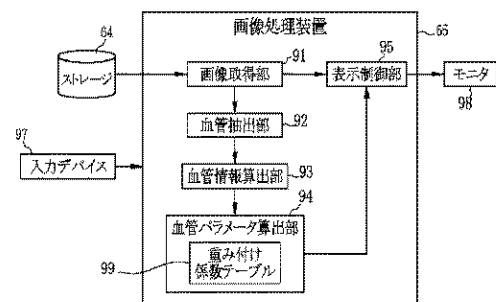


Fig. 6:
64 Storage
65 Image processing device
91 Image acquisition unit
92 Blood vessel extraction unit
93 Blood vessel information calculation unit
94 Blood vessel parameter calculation unit
95 Display control unit
97 Input device
98 Monitor
99 Weighting coefficient table

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡によって観察対象を撮像して得る内視鏡画像を取得する画像取得部と、
前記内視鏡画像から、前記観察対象の特定深さにある血管を抽出する血管抽出部と、
前記血管抽出部が抽出した血管に関する血管情報を算出する血管情報算出部と、
前記血管情報を用いて演算をすることにより、前記特定深さにある血管に関する血管パラメータを算出する血管パラメータ算出部と、
を備える画像処理装置。

【請求項 2】

前記血管情報は、前記血管抽出部が抽出した血管の本数、太さ、太さの変化、太さの変化の複雑度、長さ、長さの変化、分岐数、分岐角度、分岐点間距離、交差数、深さ、高低差、傾き、面積、密度、間隔、コントラスト、色、色の変化、蛇行度、血液濃度、酸素飽和度、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、血流量である請求項 1 に記載の画像処理装置。

10

【請求項 3】

前記血管抽出部は、深さごとに血管を抽出し、
前記血管情報算出部は、深さごとに、それぞれ前記血管情報を算出し、
前記血管パラメータ算出部は、深さごとに算出した前記血管情報を用いて前記血管パラメータを算出する請求項 1 または 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記血管パラメータ算出部は、前記特定深さの血管について算出した前記血管情報を用いて前記特定深さの前記血管パラメータを算出する請求項 3 に記載の画像処理装置。

20

【請求項 5】

前記血管パラメータ算出部は、深さが前記特定深さ以外の血管について算出した前記血管情報を用いて前記特定深さの前記血管パラメータを算出する請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記血管パラメータ算出部は、複数の前記血管情報に重み付けをして演算をし、前記血管パラメータを算出する請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記血管パラメータ算出部は、前記重み付けを、機械学習により定めた係数を用いて行う請求項 6 に記載の画像処理装置。

30

【請求項 8】

前記血管情報算出部は、前記内視鏡画像の一部または全部に設定する関心領域における統計量を前記血管情報として算出する請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記統計量は、最大値、最小値、平均値、中央値、または最頻値である請求項 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記内視鏡画像の一部に前記関心領域を設定する場合、前記血管情報算出部は、前記関心領域の前記血管情報を算出し、かつ、前記関心領域以外の領域についても前記血管情報を算出し、

40

前記血管パラメータ算出部は、前記関心領域の前記血管情報と、前記関心領域以外の領域の前記血管情報と、を用いて前記血管パラメータを算出する請求項 8 または 9 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記血管パラメータを用いて、前記観察対象の粘膜の状態を判定する判定部を備える請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

50

前記判定部は、深さに対する前記血管パラメータの変化によって前記観察対象の粘膜の状態を判定する請求項 1 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 3】

前記判定部は、複数の前記血管パラメータを用いて前記観察対象の粘膜の状態を判定する請求項 1 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 4】

前記判定部は、前記血管パラメータを用いて、前記観察対象の粘膜の状態を、正常、腺腫、及びがんを含む 3 種類以上の状態のいずれかに判定する請求項 1 1 ~ 1 3 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 1 5】

前記判定部は、前記血管パラメータを用いて、前記観察対象の粘膜の状態を、正常、過形成ポリープ、SSA/P、腺腫、側方発達型腫瘍、及びがんのいずれかに判定する請求項 1 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 6】

前記判定部は、前記観察対象の粘膜の状態ががんの場合に、前記血管情報または前記血管パラメータを用いて、がんのステージを判定する請求項 1 1 ~ 1 5 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 1 7】

観察対象を撮像する内視鏡と、

前記内視鏡によって前記観察対象を撮像して得る内視鏡画像を取得する画像取得部と、前記内視鏡画像から、前記観察対象の特定深さにある血管を抽出する血管抽出部と、前記血管抽出部が抽出した血管に関する血管情報を算出する血管情報算出部と、前記血管情報を用いて演算をすることにより、前記特定深さにある血管に関する血管パラメータを算出する血管パラメータ算出部と、を有する画像処理装置と、

を備える内視鏡システム。

【請求項 1 8】

画像取得部が、内視鏡によって観察対象を撮像して得る内視鏡画像を取得するステップと、

血管抽出部が、前記内視鏡画像から、前記観察対象の特定深さにある血管を抽出するステップと、

血管情報算出部が、前記血管抽出部が抽出した血管に関する血管情報を算出するステップと、

血管パラメータ算出部が、前記血管情報を用いて演算をすることにより、前記特定深さにある血管に関する血管パラメータを算出するステップと、

を備える画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡で撮影した内視鏡画像を用いて、診断に供する数値等のデータを算出する画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法に関する。

【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た診断が広く行われている。内視鏡システムを用いた診断では、内視鏡の挿入部を被検体内に挿入して先端部から照明光を照射し、照明光が照射された観察対象（被検体内の粘膜等）を、内視鏡の先端部に搭載した撮像センサで撮像する。そして、撮像によって得られた画像信号を用いて観察対象の画像（以下、内視鏡画像という）を生成し、モニタに表示する。

【0003】

内視鏡システムでは、通常は、白色の照明光（通常光とも言う）が照射された観察対象

10

20

30

40

50

を撮像することにより、観察対象を自然な色合いで観察可能な内視鏡画像（以下、通常光画像という）を表示する。さらに、特定の波長帯域を有する光を照明光として用いることで、観察対象の血管やピットパターン等を強調した内視鏡画像（以下、特殊観察画像という）を得る内視鏡システムも普及している。内視鏡画像を用いて診断をする場合、血管やピットパターン等に関する情報は重要な診断材料であるため、これらを強調した特殊観察画像は診断に特に有用である。

【 0 0 0 4 】

また、近年では、内視鏡画像（あるいは内視鏡画像の生成に使用する画像信号）を用いて、血管の深さ、太さ、または密度等を算出することで、医師の診断をアシストする内視鏡システムや診断支援装置も知られている（特許文献 1 , 2 ）。さらに、粘膜表面を基準とした深さによって、表層、中層、及び深層（あるいは表層と中深層）に分け、これらの各層で酸素飽和度を算出する内視鏡システムも知られている（特許文献 3 , 4 ）。 10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 7 - 0 6 1 6 3 8 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 1 1 - 2 1 7 7 9 8 号公報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 1 2 - 1 2 5 5 0 1 号公報

【 特許文献 4 】 特開 2 0 1 2 - 2 1 3 5 5 0 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

特許文献 1 , 2 のように、内視鏡画像を用いて算出することができる血管に関する情報（以下、血管情報という）はそれぞれ診断に有用な情報である。しかし、医師は血管の深さ、太さ、または密度等の血管情報のうち 1 つの血管情報にだけ基づいて診断をするわけではなく、複数の血管情報を複合的に考慮して診断をする。例えば、血管の太さと血管の密度はそれぞれ診断に有用な血管情報であるが、血管の太さが特定の太さであるから、あるいは血管の密度が特定の密度であるからというだけで観察対象の状態を鑑別するわけではなく、血管の太さが特定の太さ以上で、かつ、血管の密度が特定値以上であるから観察対象の状態が特定の病変である、というように複数の血管情報を勘案して診断をする。 30

【 0 0 0 7 】

上記のような多面的で複合的な診断の実態にあわせて、近年では、内視鏡システムや内視鏡画像を解析するための画像処理装置が、上記特許文献 1 , 2 が算出する血管情報よりもさらに直感的で有用な情報等を算出して、医師の診断を支援することが求められている。

【 0 0 0 8 】

また、内視鏡画像は、粘膜下の深さ方向の情報が重畳されているので、内視鏡画像によって粘膜下の深さ方向の情報を峻別するのは容易ではない。例えば、粘膜の表層にある血管（以下、表層血管という）の状態と、粘膜の中深層にある血管（以下、中深層血管という）の状態を見分けて把握するのは、経験に基づく医師の感覚的な判断に委ねられている。このため、内視鏡システムや内視鏡画像を解析するための画像処理装置は、血管に関する情報を粘膜下の深さ毎に峻別して算出して、診断を支援することが望ましい。 40

【 0 0 0 9 】

この点に関しては、特許文献 3 , 4 の内視鏡システムは酸素飽和度を粘膜下の深さ毎に算出するので、それ以前の内視鏡システムよりも高い診断支援効果を発揮する。しかし、特許文献 3 , 4 の内視鏡システムが粘膜下の深さ毎に算出するのは、酸素飽和度であり、酸素飽和度は他の情報の勘案が必要な血管情報であるため、さらに直感的で有用な情報等を算出して診断を支援することが求められていることに変わりはない。

【 0 0 1 0 】

本発明は、血管情報よりもさらに直感的で有用な情報を、粘膜下の特定の深さについて 50

算出して、より効果的に診断を支援する画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理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】

【0011】

本発明の画像処理装置は、内視鏡によって観察対象を撮像して得る内視鏡画像を取得する画像取得部と、内視鏡画像から、観察対象の特定深さにある血管を抽出する血管抽出部と、血管抽出部が抽出した血管に関する血管情報を算出する血管情報算出部と、血管情報を用いて演算をすることにより、特定深さにある血管に関する血管パラメータを算出する血管パラメータ算出部と、を備える。

【0012】

血管情報は、血管抽出部が抽出した血管の本数、太さ、太さの変化、太さの変化の複雑度、長さ、長さの変化、分岐数、分岐角度、分岐点間距離、交差数、深さ、高低差、傾き、面積、密度、間隔、コントラスト、色、色の変化、蛇行度、血液濃度、酸素飽和度、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、血流量であることが好ましい。

【0013】

血管抽出部は、深さごとに血管を抽出し、血管情報算出部は、深さごとに、それぞれ血管情報を算出し、血管パラメータ算出部は、深さごとに算出した血管情報を用いて血管パラメータを算出することが好ましい。

【0014】

血管パラメータ算出部は、特定深さの血管について算出した血管情報を用いて特定深さの血管パラメータを算出することが好ましい。

【0015】

血管パラメータ算出部は、深さが特定深さ以外の血管について算出した血管情報を用いて特定深さの血管パラメータを算出することが好ましい。

【0016】

血管パラメータ算出部は、複数の血管情報に重み付けをして演算をし、血管パラメータを算出することが好ましい。

【0017】

血管パラメータ算出部は、重み付けを、機械学習により定めた係数を用いて行うことが好ましい。

【0018】

血管情報算出部は、内視鏡画像の一部または全部に設定する関心領域における統計量を血管情報として算出することが好ましい。

【0019】

統計量は、最大値、最小値、平均値、中央値、または最頻値であることが好ましい。

【0020】

内視鏡画像の一部に関心領域を設定する場合、血管情報算出部は、関心領域の血管情報を算出し、かつ、関心領域以外の領域についても血管情報を算出し、

血管パラメータ算出部は、関心領域の血管情報と、関心領域以外の領域の血管情報と、を用いて血管パラメータを算出することが好ましい。

【0021】

血管パラメータを用いて、観察対象の粘膜の状態を判定する判定部を備えることが好ましい。

【0022】

判定部は、深さに対する血管パラメータの変化によって観察対象の粘膜の状態を判定することが好ましい。

【0023】

判定部は、複数の血管パラメータを用いて観察対象の粘膜の状態を判定することが好ましい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

判定部は、血管パラメータを用いて、観察対象の粘膜の状態を、正常、腺腫、及びがんを含む３種類以上の状態のいずれかに判定することが好ましい。

【 0 0 2 5 】

判定部は、血管パラメータを用いて、観察対象の粘膜の状態を、正常、過形成ポリープ、ＳＳＡ／Ｐ、腺腫、側方発達型腫瘍、及びがんのいずれかに判定することが好ましい。

【 0 0 2 6 】

判定部は、観察対象の粘膜の状態ががんの場合に、血管情報または血管パラメータを用いて、がんのステージを判定することが好ましい。

【 0 0 2 7 】

本発明の内視鏡システムは、観察対象を撮像する内視鏡と、内視鏡によって観察対象を撮像して得る内視鏡画像を取得する画像取得部と、内視鏡画像から、観察対象の特定深さにある血管を抽出する血管抽出部と、血管抽出部が抽出した血管に関する血管情報を算出する血管情報算出部と、血管情報を用いて演算をすることにより、特定深さにある血管に関する血管パラメータを算出する血管パラメータ算出部と、を有する画像処理装置と、を備える。

【 0 0 2 8 】

本発明の画像処理方法は、画像取得部が、内視鏡によって観察対象を撮像して得る内視鏡画像を取得するステップと、血管抽出部が、内視鏡画像から、深さが特定深さにある血管を抽出するステップと、血管情報算出部が、血管抽出部が抽出した血管に関する血管情報を算出するステップと、血管パラメータ算出部が、複数の血管情報を用いて演算をすることにより、特定深さにある血管に関する血管パラメータを算出するステップと、を備える。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 9 】

本発明の画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法は、血管情報よりもさらに直感的で有用な血管パラメータを、粘膜下の特定の深さについて算出するので、従来よりも直接的かつ効果的に医師の診断を支援することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 0 】

【 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 】 第 １ 内視鏡画像である。

【 図 ４ 】 第 ２ 内視鏡画像である。

【 図 ５ 】 画像処理装置のブロック図である。

【 図 ６ 】 表層血管を抽出した差分画像である。

【 図 ７ 】 中深層血管を抽出した差分画像である。

【 図 ８ 】 モニタの表示画面である。

【 図 ９ 】 画像処理装置の動作を示すフローチャートである。

【 図 １ ０ 】 深さごとに血管パラメータを算出する場合のモニタの表示画面である。

【 図 １ １ 】 複数種類の血管パラメータを算出する場合のモニタの表示画面である。

【 図 １ ２ 】 血管パラメータの深さに対する変化を示すグラフである。

【 図 １ ３ 】 関心領域の内外を示す説明図である。

【 図 １ ４ 】 第 ２ 実施形態の画像処理装置のブロック図である。

【 図 １ ５ 】 判定部による判定結果を表示するモニタの表示画面である。

【 図 １ ６ 】 深さに対する血管パラメータの変化によって粘膜の状態を判定する場合のモニタの表示画面の一部である。

【 図 １ ７ 】 複数の血管パラメータによって粘膜の状態を判定する場合のモニタの表示画面の一部である。

【 図 １ ８ 】 第 ３ 実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

10

20

30

40

50

【図 19】カプセル内視鏡の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

〔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 と、コンソール 19 とを有する。内視鏡 12 は光源装置 14 と光学的に接続し、かつ、プロセッサ装置 16 と電氣的に接続する。内視鏡 12 は、被検体内に挿入する挿入部 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。

10

【0032】

また、操作部 12b には、アングルノブ 12e の他、静止画像取得指示部 13a、ズーム操作部 13b が設けられている。静止画像取得指示部 13a は、内視鏡システム 10 に静止画像の取得指示を入力する場合に操作する。静止画像の取得指示には、モニタ 18 に観察対象の静止画像を表示するフリーズ指示と、静止画像をストレージに保存するレリーズ指示がある。ズーム操作部 13b は、撮像倍率を変更するための撮像倍率変更指示を入力するために用いられる。

【0033】

プロセッサ装置 16 は、モニタ 18 及びコンソール 19 と電氣的に接続する。モニタ 18 は、観察対象の画像や、画像に付帯する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。

20

【0034】

図 2 に示すように、光源装置 14 は、観察対象に照射する照明光を発する光源 20 と、光源 20 を制御する光源制御部 22 とを備えている。光源 20 は、例えば、複数色の LED (Light Emitting Diode) 等の半導体光源、レーザーダイオードと蛍光体の組み合わせ、またはキセノンランプ等のハロゲン光源で構成される。また、光源 20 には、LED 等が発光した光の波長帯域を調整するための光学フィルタ等が含まれる。光源制御部 22 は、LED 等のオン/オフや、LED 等の駆動電流や駆動電圧の調整によって、照明光の光量を制御する。また、光源制御部 22 は、光学フィルタの変更等によって、照明光の波長帯域を制御する。

30

【0035】

内視鏡システム 10 は、観察対象を通常観察画像で観察するための通常観察モードと、観察対象を特殊観察画像で観察するための特殊観察モードの 2 種類の観察モードを有する。観察モードが通常観察モードの場合、光源制御部 22 は、光源 20 によってほぼ白色の照明光を発生させる。観察モードが特殊観察モードの場合、光源制御部 22 は、光源 20 によって、特定の狭い波長帯域を有する照明光（以下、狭帯域光という）を発生させる。観察モードは、操作部 12b に設けられたモード切り替えスイッチ（図示しない）によって切り替えられる。

【0036】

光源 20 は、紫色波長帯域（約 350 ~ 400 nm の波長帯域）に中心波長（あるいは分光強度が極大になるピーク波長。以下同じ）を有する紫色狭帯域光、青色波長帯域（約 400 ~ 500 nm の波長帯域）に中心波長を有する青色狭帯域光、緑色波長帯域（約 500 ~ 600 nm の波長帯域）に中心波長を有する緑色狭帯域光、赤色波長帯域（約 600 nm ~ 750 nm の波長帯域）に中心波長を有する赤色狭帯域光等、複数種類の狭帯域光を発生することができる。より具体的には、光源 20 は、中心波長が 400 ± 10 nm 程度の紫色狭帯域光、中心波長が 450 ± 10 nm 程度の青色狭帯域光、中心波長が 470 ± 10 nm 程度の青色狭帯域光、等を発生させることができる。各狭帯域光の中心波長は光学フィルタの変更等によって指定することができ、上記の通り、中心波長が異なる 2 以上の青色狭帯域光を発生させることもできる。紫色狭帯域光、緑色狭帯域光、及び赤色

40

50

狭帯域光についても同様である。

【0037】

特殊観察モードでは、光源20は、これら複数種類の狭帯域光のうち、中心波長が互いに異なる少なくとも2種類以上の狭帯域光を発生し、各々の狭帯域光が照射された観察対象を撮像する。したがって、特殊観察モードでは、狭帯域光の種類に対応した複数種類の内視鏡画像が得られる。本実施形態では、特殊観察モードの場合、光源20は、第1狭帯域光（例えば、紫色狭帯域光）と、第1狭帯域光よりも中心波長またはピーク波長が長波長帯域にある第2狭帯域光（例えば、中心波長が 450 ± 10 nm程度の青色狭帯域光）の2種類の狭帯域光を交互に発生する。

【0038】

光源20が発した照明光は、挿入部12a内に挿通したライトガイド41に入射する。ライトガイド41は、内視鏡12及びユニバーサルコードに内蔵しており、照明光を内視鏡12の先端部12dまで伝搬する。ユニバーサルコードは、内視鏡12と光源装置14及びプロセッサ装置16とを接続するコードである。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 $105 \mu\text{m}$ 、クラッド径 $125 \mu\text{m}$ 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5$ mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

【0039】

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45を有しており、ライトガイド41によって伝搬した照明光は照明レンズ45を介して観察対象に照射される。撮像光学系30bは、対物レンズ46、ズームレンズ47、及び撮像センサ48を有している。観察対象からの反射光、散乱光、及び蛍光等の各種の光は、対物レンズ46及びズームレンズ47を介して撮像センサ48に入射する。これにより、撮像センサ48に観察対象の像が結像する。ズームレンズ47は、ズーム操作部13bを操作することでテレ端とワイド端の間で自在に移動し、撮像センサ48に結像する観察対象を拡大または縮小する。

【0040】

撮像センサ48は、画素毎にR（赤色）、G（緑色）、またはB（青色）のカラーフィルタのいずれかが設けられたカラー撮像センサであり、観察対象を撮像してRGB各色の画像信号を出力する。撮像センサ48としては、CCD（Charge Coupled Device）撮像センサやCMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）撮像センサを利用可能である。また、原色のカラーフィルタが設けられた撮像センサ48の代わりに、C（シアン）、M（マゼンタ）、Y（イエロー）及びG（緑）の補色フィルタを備えた補色撮像センサを用いても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMYGの4色の画像信号が出力される。このため、補色 - 原色色変換によって、CMYGの4色の画像信号をRGBの3色の画像信号に変換することにより、撮像センサ48と同様のRGB画像信号を得ることができる。また、撮像センサ48の代わりに、カラーフィルタを設けていないモノクロセンサを用いても良い。

【0041】

撮像センサ48が出力する画像信号は、CDS / AGC回路51に送信される。CDS / AGC回路51は、アナログ信号である画像信号に相関二重サンプリング（CDS : Correlated Double Sampling）や自動利得制御（AGC : Automatic Gain Control）を行う。CDS / AGC回路51を経た画像信号は、A / D（Analog to Digital）コンバータ52により、デジタル画像信号に変換される。A / D変換後のデジタル画像信号は、プロセッサ装置16に入力される。

【0042】

プロセッサ装置16は、画像信号取得部53と、DSP（Digital Signal Processor）56と、ノイズ低減部58と、メモリ61と、信号処理部62と、映像信号生成部63と、を備えている。

【0043】

10

20

30

40

50

画像信号取得部 53 は、内視鏡 12 からデジタル画像信号を取得する。DSP 56 は、画像信号取得部 53 が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、及びデモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像センサ 48 の欠陥画素の信号を補正する。オフセット処理では、欠陥補正処理を施した画像信号から暗電流成分を除き、正確なゼロレベルを設定する。ゲイン補正処理では、オフセット処理後の画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルを整える。

【0044】

ゲイン補正処理後の画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理を施す。その後、ガンマ変換処理によって明るさや彩度を整える。ガンマ変換処理後の画像信号には、デモザイク処理（等方化処理、または同時化処理とも言う）を施し、各画素で不足した色の信号を補間によって生成する。この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。ノイズ低減部 58 は、DSP 56 でデモザイク処理等を施し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し、ノイズを低減する。ノイズを低減した画像信号は、メモリ 61 に記憶する。

【0045】

信号処理部 62 は、メモリ 61 からノイズ低減後の画像信号を取得する。そして、取得した画像信号に対して、必要に応じて、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理等の信号処理を施し、観察対象が写ったカラーの内視鏡画像を生成する。色変換処理は、画像信号に対して 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）処理などにより色の変換を行う処理である。色彩強調処理は、色変換処理済みの画像信号に対して行う。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に含まれる特定の組織や構造を強調する処理であり、色彩強調処理後の画像信号に対して行う。信号処理部 62 が生成する内視鏡画像は、観察モードが通常観察モードの場合は通常観察画像であり、観察モードが特殊観察モードの場合は特殊観察画像であるため、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理の内容は、観察モードによって異なる。通常観察モードの場合、信号処理部 62 は、観察対象が自然な色合いになる上記各種信号処理を施して通常観察画像を生成する。特殊観察モードの場合、信号処理部 62 は、少なくとも観察対象の血管を強調する上記各種信号処理を施して特殊観察画像を生成する。信号処理部 62 が生成する特殊観察画像では、粘膜の表面を基準として観察対象内の比較的浅い位置にある血管（いわゆる表層血管）は、マゼンタ系の色（例えばブラウン色）になり、粘膜の表面を基準とし観察対象内の比較的深い位置にある血管（いわゆる中深層血管）は、シアン系の色（例えば緑色）になる。このため、ピンク系の色で表される粘膜に対して、観察対象の血管が色の違いで強調される。

【0046】

本実施形態の特殊観察モードでは、光源 20 は、第 1 狭帯域光と第 2 狭帯域光の 2 種類の狭帯域光を発生するので、図 3 に示す、第 1 狭帯域光が照射された観察対象を撮像して得る内視鏡画像（以下、第 1 内視鏡画像という）71 と、図 4 に示す、第 2 狭帯域光が照射された観察対象を撮像して得る内視鏡画像（以下、第 2 内視鏡画像という）72 とが得られる。第 1 内視鏡画像 71 と第 2 内視鏡画像 72 は、観察対象の粘膜表面の形状 73 が観察できる他、粘膜の表面に比較的近い位置にある細い表層血管 74 がマゼンタ系の色で表され、粘膜下の比較的深い位置にある太い中深層血管 75 はシアン系の色で表され、強調されている。但し、第 1 狭帯域光と第 2 狭帯域光は中心波長が異なり、第 1 狭帯域光の中心波長は第 2 狭帯域光の中心波長よりも短い。このため、第 1 狭帯域光と第 2 狭帯域光の粘膜下への深達度に違いによって、第 1 内視鏡画像 71 と第 2 内視鏡画像 72 とでは血管の見え方が異なる。例えば、表層血管 74 は第 2 内視鏡画像 72 よりも第 1 内視鏡画像 71 の方が明瞭に観察可能であるが、中深層血管 75 は第 1 内視鏡画像 71 よりも第 2 内視鏡画像 72 のほうが明瞭に観察可能である。

【0047】

信号処理部 62 は、生成した内視鏡画像を映像信号生成部 63 に入力する。映像信号生

10

20

30

40

50

成部 6 3 は、内視鏡画像をモニタ 1 8 に出力表示するための映像信号に変換する。また、静止画像取得指示部 1 3 a の操作により、リリース指示を入力すると、信号処理部 6 2 は、生成した内視鏡画像をストレージ 6 4 に保存する。ストレージ 6 4 は、プロセッサ装置 1 6 に LAN (Local Area Network) 等接続した外部記憶装置であり、例えば、PACS (Picture Archiving and Communication System) 等の内視鏡画像をファイリングするシステムのファイルサーバや、NAS (Network Attached Storage) 等である。ストレージ 6 4 に保存した内視鏡画像は、画像処理装置 6 5 で使用する。

【0048】

画像処理装置 6 5 は、内視鏡画像に画像処理を施して、診断支援のために、血管パラメータを算出する装置である。図 5 に示すように、画像処理装置 6 5 は、画像取得部 9 1 と、血管抽出部 9 2 と、血管情報算出部 9 3 と、血管パラメータ算出部 9 4 と、表示制御部 9 5 と、を備える。また、画像処理装置 6 5 には、関心領域 (ROI : Region Of Interest) の指定等に用いるポインティングデバイスやキーボードなどを含む入力デバイス 9 7 や、内視鏡画像等を表示するためのモニタ 9 8 が接続している。

【0049】

画像取得部 9 1 は、ストレージ 6 4 から内視鏡 1 2 で撮影した内視鏡画像 (内視鏡画像のもとになる画像信号である場合を含む) を取得する。ストレージ 6 4 に保存されている内視鏡画像には、通常観察画像と特殊観察画像とがあるが、本実施形態では、画像取得部 9 1 は、特殊観察画像である第 1 内視鏡画像 7 1 と第 2 内視鏡画像 7 2 をストレージ 6 4 から取得する。

【0050】

血管抽出部 9 2 は、画像取得部 9 1 が取得した内視鏡画像を用いて、観察対象の特定の深さの範囲内 (以下、特定深さという) にある血管を抽出する。本実施形態では、深さの基準は粘膜の表面である。粘膜表面以外の任意箇所 (例えば粘膜筋板) を基準として深さを定義しても良い。また、任意の深さの血管を基準とし、他の血管の深さは、この任意の深さの血管からの相対的な深さで定義しても良い。

【0051】

本実施形態では、血管抽出部 9 2 は、第 1 内視鏡画像 7 1 と第 2 内視鏡画像 7 2 の差分を算出することによって、深さが特定深さにある血管を抽出する。例えば、第 1 内視鏡画像 7 1 と第 2 内視鏡画像 7 2 をそれぞれ適数倍し、第 1 内視鏡画像 7 1 から第 2 内視鏡画像 7 2 を減算すると、図 6 に示す差分画像 1 0 1 のように表層血管 7 4 を抽出することができる。すなわち、差分画像 1 0 1 は、もとの第 1 内視鏡画像 7 1 及び第 2 内視鏡画像 7 2 に写る表層血管 7 4 と中深層血管 7 5 のうち、「表層」という特定深さにある表層血管 7 4 だけを抽出した画像である。

【0052】

同様に、第 1 内視鏡画像 7 1 と第 2 内視鏡画像 7 2 をそれぞれ適数倍し、第 2 内視鏡画像 7 2 から第 1 内視鏡画像 7 1 を減算すると、図 7 に示す差分画像 1 0 2 のように中深層血管 7 5 を抽出することができる。差分画像 1 0 2 は、もとの第 1 内視鏡画像 7 1 及び第 2 内視鏡画像 7 2 に写る表層血管 7 4 と中深層血管 7 5 のうち、粘膜下の深さが「中深層」という特定深さにある中深層血管 7 5 だけを抽出した画像である。

【0053】

なお、例えば、「表層」とは粘膜表面からの深さが約 0 ~ 50 μm の範囲であり、「中層」とは粘膜表面からの深さが約 50 ~ 200 μm の範囲であり、「深層」とは粘膜表面からの深さが約 200 ~ 500 μm の範囲である。また、「中深層」とは、中層と深層を合わせた範囲であり、粘膜表面からの深さが約 50 ~ 200 μm の範囲である。もちろんこれら各層の深さの範囲は 1 例である。また、粘膜表面からの深さを、上記 3 層 (表層、中層、及び深層) または 2 層 (表層及び中心層) 以外に分類することもできる。すなわち、粘膜表面からの深さを 4 層以上に分類しても良い。本実施形態では、簡単のため、粘膜表面からの深さを「表層」と「中深層」の 2 層に分類する。したがって、本実施形態では、「特定深さ」は、「表層」または「中深層」である。

【 0 0 5 4 】

また、本実施形態では、上記のように、血管抽出部 9 2、第 1 内視鏡画像 7 1 と第 2 内視鏡画像 7 2 の差分を算出することによって特定深さの血管を抽出するが、その他の抽出方法によって表層血管 7 4 または中深層血管 7 5 を抽出することもできる。例えば、第 1 内視鏡画像 7 1 または第 2 内視鏡画像 7 2 に周波数フィルタ処理を施すことによって、表層血管 7 4 または中深層血管 7 5 を抽出することもできる。

【 0 0 5 5 】

血管情報算出部 9 3 は、血管抽出部 9 2 が抽出した血管に関する血管情報を算出する。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、深さ、高低差、傾き、面積、密度、コントラスト、色、色の変化、蛇行度、血液濃度、酸素飽和度、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。本実施形態では、血管情報算出部 9 3 は、これらの血管情報のなかから少なくとも 2 種類以上の血管情報を算出する。

【 0 0 5 6 】

血管の本数とは、内視鏡画像全体または関心領域内で抽出した血管の数である。血管の本数は、例えば、抽出した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。

【 0 0 5 7 】

血管の交差数とは、粘膜下の深さが異なる血管が内視鏡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。

【 0 0 5 8 】

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、抽出した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することにより計数する。したがって、血管の太さは画素数であるが、内視鏡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。

【 0 0 5 9 】

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 $\times 100$ 」で求める。

【 0 0 6 0 】

なお、過去の検査で観察対象を撮影して得た内視鏡画像と、その後の新たな検査で同じ観察対象を撮影して得た内視鏡画像と、を用いる場合、過去の検査で得た内視鏡画像から抽出した血管の太さに対して、その後の新たな検査で得た内視鏡画像から抽出した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。

【 0 0 6 1 】

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 $\times 100$ 」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 $\times 100$ 」で求める。

【 0 0 6 2 】

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

10

20

30

40

50

率と細径部の割合の積で求めることができる。

【 0 0 6 3 】

血管の長さとは、抽出した血管の長手方向に沿って計数した画素数である。

【 0 0 6 4 】

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

【 0 0 6 5 】

血管の深さは、例えば、粘膜（より具体的には粘膜の表面）を基準として測る。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。特殊観察画像の場合、粘膜の表面に近い位置にある血管はマゼンタ系の色で表され、粘膜の表面から遠く、粘膜下の深い位置にある血管はシアン系の色で表されるので、血管情報算出部 9 3 は、血管として抽出した画素の R, G, B 各色の信号のバランスに基づいて、血管の深さを画素毎に算出する。本実施形態では、血管抽出部 9 2 は、表層血管 7 4 または中深層血管 7 5 を抽出するが、表層や中深層には幅がある。このため、血管情報算出部 9 3 が算出する血管の深さは、これら「特定深さ」の範囲内で血管の深さを算出する。例えば、中深層血管 7 5 は、粘膜表面からの深さが約 5 0 ~ 2 0 0 μ m の範囲にある血管なので、血管情報算出部 9 3 が算出する血管の深さはこの範囲内の値になる。

10

【 0 0 6 6 】

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の深さ（最大深さ）と、最も浅い箇所の深さ（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。なお、血管の深さの変化や血管の高低差も、血管の深さと同様に、抽出した血管が属する「特定深さ」に含まれる範囲内の値になる。

20

【 0 0 6 7 】

血管の傾きとは、血管の深さの変化率であり、血管の長さや血管の深さをを用いて算出する。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。

【 0 0 6 8 】

血管の面積は、血管として抽出した画素の画素数、または、血管として抽出した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、内視鏡画像全体について算出する。

30

【 0 0 6 9 】

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内視鏡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。

【 0 0 7 0 】

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。

40

【 0 0 7 1 】

血管の色とは、血管を表す画素の R G B の各値である。そして、血管の色の变化とは、血管を表す画素の R G B 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、血管の色の变化を表す。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变化を算出しても良い。

【 0 0 7 2 】

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長方形の面積（画素数）である。

50

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。

【 0 0 7 3 】

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。

【 0 0 7 4 】

血管の酸素飽和度とは、ヘモグロビンの総量 (酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの総量) に対する酸化ヘモグロビンの量である。酸素飽和度は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数に違いが大きい特定の波長帯域の光 (例えば、波長 470 ± 10 nm 程度の青色光) で観察対象を撮影した内視鏡画像を用いて算出することができる。波長 470 ± 10 nm 程度の青色光を用いる場合、血管を表す画素の B 値は酸素飽和度と相関があるので、B 値を酸素飽和度に対応付けるテーブル等を用いることで、血管を表す各画素の酸素飽和度を算出することができる。

10

【 0 0 7 5 】

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、抽出した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。

20

【 0 0 7 6 】

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。

【 0 0 7 7 】

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。

30

【 0 0 7 8 】

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内視鏡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。

【 0 0 7 9 】

入力デバイス 97 の操作によって内視鏡画像の一部または全部に関心領域を設定することができる。例えば、内視鏡画像の一部に関心領域に設定した場合、血管情報算出部 93 は関心領域内で血管情報を算出する。関心領域を指定していない場合や、内視鏡画像の全部に関心領域に設定した場合には、血管情報算出部 93 は、内視鏡画像の全部に関心領域に設定して血管情報を算出する。

40

【 0 0 8 0 】

また、血管情報算出部 93 は、内視鏡画像の画素毎に血管情報を算出する。例えば、血管情報を算出する画素を含む予め定めた範囲 (例えば血管情報を算出する画素を中心とする 99×99 画素の範囲) の画素のデータを用いて 1 つの画素の血管情報を算出する。例えば、血管情報として血管の太さを算出する場合、画素毎の「血管の太さ」は、上記予め定めた範囲に写る血管の太さの統計量である。統計量とは、いわゆる基本統計量であり、例えば、最大値、最小値、平均値、中央値、または最頻値である。もちろん、例示する値以外の統計量を使用することもできる。例えば、最大値、最小値、平均値、中央値、また

50

は最頻値等のいわゆる代表値を用いて演算した値（最大値と最小値の比等）や、分散や標準偏差、変動係数等のいわゆる散布度を使用することができる。

【 0 0 8 1 】

関心領域を設定する場合には、血管情報算出部 9 3 は、関心領域に含まれる各画素の血管情報の統計量を算出し、その値を関心領域の血管情報とする。例えば、血管情報として血管の太さを算出する場合、上記のように各画素の「血管の太さ」を算出し、関心領域を設定している場合には、さらに関心領域に含まれる各画素の「血管の太さ」の統計量を算出し、設定した 1 つの関心領域に対して 1 つの「血管の太さ」を算出する。内視鏡画像の全体を関心領域に設定する場合も同様である。

【 0 0 8 2 】

なお、画素毎の血管情報を算出する場合の統計量と、関心領域の血管情報を算出する場合の統計量は、同じ統計量であっても良いし、異なっても良い。例えば、画素毎の血管の太さを算出する場合には「予め定めた範囲」に写る血管の太さの平均値を算出し、その後、関心領域の血管の太さを算出する場合にも、各画素の血管の太さの平均値を算出しても良いし、各画素の血管の太さの最頻値を算出しても良い。

【 0 0 8 3 】

また、本実施形態では、上記のように画素毎に血管情報を算出し、その後、画素毎に算出した血管情報の関心領域内の統計量を算出して、関心領域の血管情報を算出するが、算出する血管情報の種類や、画素毎の血管情報を算出する場合の統計量の計算の仕方と関心領域の血管情報を算出する場合の統計量の計算の仕方の関係等によっては、画素毎の血管情報を省略することができる。「血管の太さ」であれば、関心領域に写る血管の太さの平均値を、関心領域の血管の太さにすることができる。

【 0 0 8 4 】

血管パラメータ算出部 9 4 は、血管情報算出部 9 3 が算出した血管情報を用いて演算をすることにより、特定深さにある血管に関する血管パラメータと称する評価値を算出する。本実施形態では、血管パラメータ算出部 9 4 は、複数の血管情報を用いて血管パラメータを算出する。具体的には、血管抽出部 9 2 が表層血管 7 4 を抽出した場合、血管パラメータ算出部 9 4 は、表層血管 7 4 に関する複数の血管情報を用いて演算をすることにより、表層血管 7 4 に関する血管パラメータを算出する。同様に、血管抽出部 9 2 が中深層血管 7 5 を抽出した場合、血管パラメータ算出部 9 4 は、中深層血管 7 5 に関する複数の血管情報を用いて演算をすることにより、中深層血管 7 5 に関する血管パラメータを算出する。

【 0 0 8 5 】

また、血管パラメータ算出部 9 4 は、複数の血管情報のそれぞれに重み付け係数をかけ、和をとることによって血管パラメータを算出する。重み付け係数は、重み付け係数テーブル 9 9 に記憶しており、例えば機械学習によって予め定める。本実施形態では、表層血管 7 4 に関する血管パラメータを算出する場合と、中深層血管 7 5 に関する血管パラメータを算出する場合とで、このため、重み付け係数テーブル 9 9 を共通して使用する。したがって、表層血管 7 4 に関する血管パラメータを算出する場合と、中深層血管 7 5 に関する血管パラメータを算出する場合とで、演算の内容は共通である。

【 0 0 8 6 】

本実施形態では、血管パラメータ算出部 9 4 は、上記のように複数の血管情報の重み付け和を血管パラメータとして算出するが、血管パラメータの算出方法は任意である。例えば、和を取るだけでなく、加減乗除が混在する演算をして血管パラメータを算出しても良いし、その他の関数を用いて血管パラメータを算出しても良い。また、血管の深さによって、血管パラメータの算出方法を変更する必要がある場合には、血管の深さごとに、重み付け係数テーブルを設けておく。例えば、重み付け係数テーブル 9 9 として、表層血管 7 4 に関する血管パラメータを算出する場合に使用する第 1 重み付け係数テーブルと、中深層血管 7 5 に関する血管パラメータを算出する場合に使用する第 2 重み付け係数テーブルと、を予め用意しておけば、表層と中深層とで血管パラメータの算出方法を変更すること

10

20

30

40

50

ができる。

【0087】

また、血管の深さによって、血管パラメータの算出方法を変更する必要がある場合には、血管パラメータ算出部94は、血管の深さごとの重み付け係数を予め記憶する。さらに、血管パラメータ算出部94は、複数種類の血管パラメータを算出することができる。例えば、血管パラメータ算出部94は、病変Aと関連する血管パラメータPAと、病変Aとは異なる病変Bと関連する血管パラメータPBを算出することができる。血管パラメータPAと、血管パラメータPBとでは、算出する際の演算に使用する重み付け係数は異なる。このため、血管パラメータ算出部94は、血管パラメータ毎に複数の重み付け係数を予め記憶する。重み付け係数テーブル99は、上記の通り、深さごと、あるいは、血管パラメータの種類ごとの重み付け係数を記憶する。

10

【0088】

血管パラメータは、互いに次元(単位)が異なる血管情報を加算等して算出するので、血管パラメータには物理的な意味は無いが、診断の指標として機能する。すなわち、血管パラメータは、物理的な意味がない値であることが血管情報との違いである。

【0089】

表示制御部95は、モニタ98の表示を制御する。例えば、図8に示すように、表示制御部95は、画像取得部91が取得した内視鏡画像をモニタ98に表示する。本実施形態の場合、画像取得部91は、第1内視鏡画像71と第2内視鏡画像72の2種類の内視鏡画像を取得するので、表示制御部95は、これらうち第1内視鏡画像71を内視鏡画像表示部115に表示する。表示設定を変更することで、第1内視鏡画像71と第2内視鏡画像72のうち、第2内視鏡画像72を内視鏡画像表示部115に表示することもできる。表示制御部95は、第1内視鏡画像71と第2内視鏡画像72を合成した合成画像を内視鏡画像表示部115に表示することもできる。合成画像は、例えば、第1内視鏡画像71と同程度に表層血管74の視認性が高く、かつ、第2内視鏡画像72と同程度に中深層血管75の視認性が高い画像である。この場合、表示制御部95は、画像合成部としても機能する。関心領域121は、内視鏡画像表示部115に表示した内視鏡画像(本実施形態では第1内視鏡画像71)に対して指定する。関心領域121の指定には、入力デバイス97を用いる。

20

【0090】

また、表示制御部95は、画像取得部91から、取得した内視鏡画像の種類に関する情報を得ることで、画像取得部91が取得した内視鏡画像を用いて血管抽出部92が抽出可能な深さのリストを作成し、深さ設定部131に表示する。深さ設定部131は、例えばプルダウンボタン132を操作することで、上記リストを表示する。本実施形態の場合、画像取得部91は、第1内視鏡画像71と第2内視鏡画像72を取得するので、抽出可能な血管の深さは「表層」または「中深層」である。このため、プルダウンボタン132を操作すると、深さ設定部131は「表層」と「中深層」をリスト表示する。図8の深さ設定部131は、これらのうち「表層」を選択した状態を表している。深さ設定部131には、抽出可能な深さのリストを表示する代わりに、抽出する血管の深さを数値で入力できるようにしても良い。この場合、深さ設定部131に入力した数値が含まれる「特定深さ」が抽出する血管の深さに設定される。例えば、深さ設定部131に「40(μm)」を入力すると、表層血管74と中深層血管75のうち、表層血管74を抽出する設定になる。

30

40

【0091】

血管抽出部92は、深さ設定部131の設定によって、抽出する血管の深さを決定する。深さ設定部131で「表層」を選択した場合、血管抽出部92は、表層血管74を抽出し、深さ設定部131で「中深層」を選択した場合、血管抽出部92は、中深層血管75を抽出する。

【0092】

表示制御部95は、血管パラメータ算出部94から、算出可能な血管パラメータの種類

50

を取得し（あるいは予め記憶しておき）、血管パラメータ設定部 141 に表示する。血管パラメータ設定部 141 は、例えば、プルダウンボタン 142 を操作することで、上記血管パラメータのリストを表示する。より具体的には、病変 A に関する血管パラメータ P A と、病変 B に関する血管パラメータ P B とが算出可能な場合、プルダウンボタン 142 を操作することで、「P A」または「P B」をリスト表示する。図 8 の血管パラメータ設定部 141 は、血管パラメータ P A を算出する設定した状態を表している。

【0093】

血管パラメータ算出部 94 は、血管パラメータ設定部 141 の設定によって、重み付け係数テーブル 99 から設定に対応する重み付け係数を選択して使用する。例えば、図 8 のように血管パラメータ P A を算出する設定の場合、血管パラメータ算出部 94 は、重み付け係数テーブル 99 から血管パラメータ P A の算出に使用する重み付け係数を選択して使用する。血管パラメータ P A を算出する。表示制御部 95 は、血管パラメータ算出部 94 が算出した血管パラメータの値を血管パラメータ表示部 143 に表示する。図 8 の場合、血管パラメータ P A の値は「123」である。

【0094】

次に、画像処理装置 65 の動作の流れを図 9 のフローチャートに沿って説明する。まず、画像処理装置 65 は、入力デバイス 97 の入力操作にしたがって、画像取得部 91 によってストレージ 64 から第 1 内視鏡画像 71 及び第 2 内視鏡画像 72 を取得し（S11）、モニター 98 に表示する（S12）。画像処理装置 65 は、取得した第 1 内視鏡画像 71 と第 2 内視鏡画像 72 のうち、設定に応じて、第 1 内視鏡画像 71、第 2 内視鏡画像 72、あるいは第 1 内視鏡画像 71 と第 2 内視鏡画像 72 の合成画像を内視鏡画像表示部 115 に表示する。本実施形態では、第 1 内視鏡画像 71 を内視鏡画像表示部 115 に表示する。

【0095】

第 1 内視鏡画像 71 がモニター 98 に表示されると、医師は入力デバイス 97 を操作して、関心領域 121 を設定する（S13）。例えば、第 1 内視鏡画像 71 の概ね中央付近に病変か否か（あるいは病変の進行度合い等）の診断を要する注目箇所がある場合、この注目箇所を含む領域を関心領域 121 に設定する（図 8 参照）。

【0096】

また、医師は入力デバイス 97 を操作し、深さ設定部 131 で血管の深さを設定し（S14）、血管パラメータ設定部 141 で算出する血管パラメータの種類を設定する（S15）。本実施形態では、深さ設定部 131 では「表層」を設定し、血管パラメータ設定部 141 では「P A」（病変 A に関する血管パラメータ P A）を設定する。このため、血管抽出部 92 は第 1 内視鏡画像 71 と第 2 内視鏡画像 72 を用いて表層血管 74 を抽出し（S16）、血管情報算出部 93 は抽出した表層血管 74 について複数の血管情報を算出し（S17）、血管パラメータ算出部 94 は、血管情報算出部 93 が算出した複数の血管情報を用いて演算をすることにより、血管パラメータ P A を算出する（S18）。血管パラメータ算出部 94 が算出した血管パラメータ P A の値は、血管パラメータ表示部 143 に表示する（S19）。

【0097】

上記のように、画像処理装置 65 は、様々な血管情報を算出するだけでなく、複数の血管情報を用いて演算をすることにより、血管情報よりも直感的で有用な血管パラメータを算出する。さらに、画像処理装置 65 が算出する血管パラメータは、観察対象の特定深さにある血管に関する血管パラメータである。したがって、画像処理装置 65 は、単に血管情報を算出する従来の内視鏡システム等よりも、直接的に診断を支援することができる。さらに、粘膜下の深さごとに血管情報を算出する従来の内視鏡システム等よりも、効果的に診断を支援することができる。

【0098】

なお、上記第 1 実施形態では、抽出する血管の深さを設定し、設定した深さの血管について血管パラメータを算出しているが、血管抽出部 92 は深さごとに血管を抽出し、血管

10

20

30

40

50

情報算出部 93 は観察対象の深さごとに、それぞれ複数の血管情報を算出し、血管情報算出部 93 は、深さごとに算出した複数の血管情報を用いて、各深さの血管パラメータを算出してもよい。

【0099】

例えば、図 10 に示すように、深さ設定部 131 には、深さ毎に全ての血管を抽出する設定「ALL」を用意する。第 1 内視鏡画像 71 と第 2 内視鏡画像 72 を用いる場合、「ALL」は、血管抽出部 92 が、第 1 内視鏡画像 71 と第 2 内視鏡画像 72 を用いて、表層血管 74 を抽出し、かつ、中深層血管 75 を抽出する設定である。したがって、血管情報算出部 93 は、表層血管 74 に関する複数の血管情報を算出し、かつ、中深層血管 75 に関する複数の血管情報を算出する。そして、血管パラメータ算出部 94 は、血管パラメータ設定部 141 の設定（図 10 では血管パラメータ「PA」を算出する設定）にしたがって、表層血管 74 に関する複数の血管情報を用いて演算をすることにより「表層」の血管パラメータを算出し、かつ、中深層血管 75 に関する複数の血管情報を用いて演算をすることにより「中深層」の血管パラメータを算出する。そして、表示制御部 95 は、血管パラメータ表示部 143 の代わりに、表層の血管パラメータを表示する第 1 血管パラメータ表示部 145a と、中深層の血管パラメータを表示する第 2 血管パラメータ表示部 145b とを、設け、これらに算出した各々の血管パラメータの値を表示する。図 10 では、第 1 血管パラメータ表示部 145a には、表層血管 74 に関する血管パラメータ PA の値「123」を表示し、第 2 血管パラメータ表示部 145b には、中深層血管 75 に関する血管パラメータ PA の値「85」を表示する。

【0100】

このように、血管を複数の深さごとに抽出し、各深さの血管パラメータを算出すると、深さごとの血管パラメータを比較することができるようになるので、より良く診断を支援できる。「表層」、「中層」、及び「深層」等、粘膜表面を基準とした深さを 3 以上に分け、各々の深さについて血管パラメータを算出する場合も同様である。

【0101】

上記変形例では、血管パラメータ設定部 141 によって血管パラメータ PA を算出する設定をし、深さごとに血管パラメータ PA を算出しているが、血管パラメータ算出部 94 が複数種類の血管パラメータを算出可能な場合には、2 種類以上の血管パラメータを算出してもよい。例えば、血管パラメータとして病変 A に関する血管パラメータ PA と病変 B に関する血管パラメータ PB を算出可能な場合、図 11 に示すように、血管パラメータ設定部 141 の代わりに、第 1 血管パラメータ設定部 144a と第 2 血管パラメータ設定部 144b を設ける。そして、深さごとに、血管パラメータ PA と血管パラメータ PB を算出し、表示する。具体的には、第 1 血管パラメータ表示部 145a には、「表層」の血管パラメータ PA の値「123」を表示し、第 2 血管パラメータ表示部 145b には、「中深層」の血管パラメータ PA の値「85」を表示する。同様に、血管パラメータ表示部 146a には、「表層」の血管パラメータ PB の値「45」を表示し、血管パラメータ表示部 146b には、「中深層」の血管パラメータ PB の値「143」を表示する。

【0102】

このように、複数種類の血管パラメータを算出すると、異なる観点からの診断をほぼ同時に行えるようになるので、より良く診断を支援できる。3 以上の血管パラメータを算出する場合も同様である。

【0103】

上記第 1 実施形態では、算出した血管パラメータを血管パラメータ表示部 143 に数値で表示しているが、血管パラメータ算出部 94 が深さごとに複数の血管パラメータを算出する場合、算出した深さごとの血管パラメータを深さに対するグラフにして表示しても良い。例えば、第 1 特定深さ、第 2 特定深さ、第 3 特定深さ、第 4 特定深さ、及び第 5 特定深さについて、それぞれ血管パラメータ PA を算出する場合、図 12 に示すように、第 1 特定深さの血管パラメータ PA₁、第 2 特定深さの血管パラメータ PA₂、第 3 特定深さの血管パラメータ PA₃、第 4 特定深さの血管パラメータ PA₄、及び第 5 特定深さの血管パ

ラメータPAを、深さに対するグラフ161にしてモニター98に表示することができる。このように、深さごとに算出した血管パラメータを、深さに対するグラフ161にして表示すると、血管パラメータの深さによる変化や異常を視覚的に発見しやすくなるので、より良く診断を支援することができる。

【0104】

上記第1実施形態及び変形例では、特定深さの血管について算出した複数の血管情報を用いて、特定深さの血管パラメータを算出する。例えば、「表層」の血管について算出した複数の血管情報を用いて「表層」の血管パラメータを算出し、「中深層」の血管について算出した複数の血管情報を用いて「中深層」の血管パラメータを算出する。しかし、血管パラメータ算出部94は、深さが特定の深さ以外の血管について算出した血管情報を用いて特定深さの血管情報を算出してもよい。例えば、「表層」の血管パラメータを算出する場合、「表層」の血管に関する血管情報だけでなく、「中深層」の血管に関する血管情報を用いることができる。同様に、「中深層」の血管パラメータを算出する場合、「中深層」の血管に関する血管の血管情報だけでなく、「表層」の血管に関する血管情報を用いることができる。血管パラメータの種類によっては、上記のように、異なる深さ間の血管情報を組み合わせて使用したほうが、より正確性が高い有益な値になる場合がある。

【0105】

また、上記第1実施形態及び変形例では、設定した関心領域121について血管情報を算出し、この関心領域121の血管情報を用いて演算をすることで、関心領域121の血管パラメータを算出しているが、関心領域121を指定する場合でも、関心領域121以外の領域の血管情報を利用することができる。例えば、図13に示すように、血管情報算出部93は、関心領域121の内部R_iについて上記第1実施形態等と同様に血管情報を算出し、かつ、関心領域121以外の領域R_oについても血管情報を算出する。そして、血管パラメータ算出部94は、関心領域121の内部R_iについて算出した血管情報だけでなく、関心領域121以外の領域R_oについて算出した血管情報を用いて、血管パラメータを算出するようにする。このように、血管パラメータの算出に、関心領域121以外の領域R_oについて算出した血管情報を併せて用いるようにすると、血管パラメータから観察対象の個体差を低減した、より正確な血管パラメータを算出することができるようになる。関心領域121以外の領域R_oは概ね観察対象の正常な部分なので、例えば、その観察対象に固有の「正常」な血管情報によって血管情報を規格化すれば、血管パラメータへの観察対象の個体差の影響は低減される。

【0106】

[第2実施形態]

上記第1実施形態及び変形例では、血管パラメータを算出し、モニター98に表示しているが、図14に示すように、画像処理装置65には、血管パラメータを用いて観察対象の粘膜の状態を判定する判定部203を設け、判定部203による判定結果をモニター98に表示してもよい。観察対象の「粘膜の状態」とは、血管を含む粘膜全体としての総合的なステータスであり、例えば、「正常」、「腺腫」（腺腫の疑いがある）、または、「がん」（がんの疑いがある）等である。

【0107】

判定部203は、血管パラメータ算出部94から血管パラメータを取得し、血管パラメータに基づいて、あるいは血管パラメータを用いてさらに演算をして、観察対象の粘膜の状態を判定する。

【0108】

例えば、粘膜の状態を、正常、腺腫、がんの3種類の状態のいずれかに判定するバランスに、血管パラメータPAの算出に用いる重み付け係数を設定しているとする。この場合、判定部203は、血管パラメータPAが第1閾値TH1以下であれば観察対象の粘膜の状態を「正常」と判定する。血管パラメータPAが第1閾値TH1より大きく第2閾値TH2以下の場合に、判定部203は、観察対象の粘膜の状態を「腺腫」と判定する。また、血管パラメータPAが第2閾値TH2よりも大きい場合に、判定部203は観察対象の

粘膜の状態を「がん」と判定する。そして、図 15 に示すように、モニター 98 の表示画面には、判定結果表示部 217 を設け、上記判定部 203 の判定結果を表示する。図 15 の場合、判定結果は「腺腫」である。

【0109】

上記のように、画像処理装置 65 に判定部 203 を設け、血管パラメータを用いて観察対象の粘膜の状態を判定し、その判定結果 208 を表示すれば、血管パラメータを表示する場合よりもさらに直接的に分かりやすく診断を支援することができる。

【0110】

なお、判定部 203 は、粘膜の状態を、正常、腺腫、及びがんを含む 3 種類以上の状態に判定することが望ましい。特に、大腸の粘膜の状態を判定する場合には、正常、過形成ポリープ (HP: Hyperplastic Polyp)、SSA/P (Sessile Serrated Adenoma / Polyp)、腺腫 (TSA: Traditional Serrated Adenoma)、側方発達型腫瘍 (LST: Laterally Spreading Tumor)、及びがんを含むいずれかの状態に判定することが好ましい。

このように、判定部 203 の判定結果を細分化する場合、判定部 203 は血管パラメータに加えて、血管情報を用いることが好ましい。従来、過形成ポリープはがん化のリスクが低く、処置の必要がないと考えられていたが、近年では、過形成ポリープに似た SSA/P ががん化した例も発見されているため、特に過形成ポリープと SSA/P を鑑別することが重要になってきている。一方、過形成ポリープあるいは SSA/P と思しき肥厚した粘膜下を中深層血管 75 が横断していると、SSA/P が形成される可能性が高いことが分かっている。血管パラメータを用いれば、判定部 203 によって過形成ポリープと SSA/P を鑑別することができるが、血管パラメータに加え、血管情報 (血管の太さ及び長さ) を組み合わせて判定をすれば、より高い確率で過形成ポリープから SSA/P を鑑別することができる。

【0111】

また、観察対象の粘膜の状態ががんである場合、判定部 203 は、血管パラメータを用いて、さらに、がんのステージを判定することが好ましい。そして、判定結果表示部 217 には、判定部 203 が判定したがんのステージを表示することが好ましい。このように、観察対象の粘膜の状態をがんと判定した場合にさらにステージを判定して、その結果をモニター 98 に表示すれば、さらに細やかに診断を支援することができる。観察対象の粘膜の状態ががんであり、さらにがんのステージを判定する場合には、血管パラメータに血管情報を組み合わせて、または、血管情報を用いて、がんのステージを判定してもよい。

【0112】

上記第 2 実施形態では、判定部 203 の判定結果をモニター 98 に表示しているが、判定部 203 の判定結果そのものをモニター 98 に表示する代わりに、判定部 203 の判定血管に基づいて警告を表示してもよい。例えば、判定部 203 の判定結果が「がん」の場合、判定結果表示部 217 には「がんの可能性あります」等の判定結果に基づいて警告をするメッセージを表示することが好ましい。

【0113】

なお、上記第 2 実施形態では、判定部 203 は、血管パラメータを第 1 閾値 TH1、及び、第 2 閾値 TH2 と比較して観察対象の粘膜の状態を判定しているが、第 1 実施形態の変形例のように、複数の深さごとに血管パラメータを算出する場合には、深さに対する血管パラメータの変化によって観察対象の粘膜の状態を判定することができる。

【0114】

例えば、第 1 特定深さ、第 2 特定深さ、第 3 特定深さ、第 4 特定深さ、及び第 5 特定深さについてそれぞれ血管パラメータ PA を算出し、観察対象が正常であればこの血管パラメータ PA は粘膜表面に対する深さが深くなるほど減少する性質を有するとする。そして、算出した第 1 特定深さの血管パラメータ PA₁、第 2 特定深さの血管パラメータ PA₂、第 3 特定深さの血管パラメータ PA₃、第 4 特定深さの血管パラメータ PA₄、及び第 5 特定深さの血管パラメータ PA₅ のうち、いずれかが観察対象の場合に予想される変化態様と異なっている場合に、判定部 203 は観察対象の粘膜の状態を異常 (腺腫やがん等) と

判定することができる。例えば、図 16 に示すように、第 4 特定深さの血管パラメータ P A が、観察対象の粘膜の状態が正常の場合に予想される変化幅 2 1 8 からずれていることに基づいて、判定部 2 0 3 は、観察対象の粘膜の状態を異常と判定する。

【 0 1 1 5 】

血管パラメータの深さに対する変化態様に基づいて観察対象の粘膜の状態を判定する場合、観察対象が正常な場合に予想される「血管パラメータの深さに対する変化態様」は血管パラメータによって様々である。上記のように深くなるほど減少する血管パラメータの他、これとは逆に、深くなるほど増加する血管パラメータもある。また、表層では値が小さく、中層で値が大きくなり、深層で再び値が小さくなると、病変の可能性があるとして判定できる血管パラメータもある。さらに、深さによらずほぼ一定値になる血管パラメータの場合には、表層、中層、または深層等、血管パラメータを算出した各深さのいずれかで、血管パラメータの値が一定値からずれた場合に、観察対象の粘膜の状態を異常と判定することができる。

10

【 0 1 1 6 】

上記のように、血管パラメータの深さに対する変化態様に基づいて観察対象の粘膜の状態を判定する場合、深さに対する血管パラメータの変化を、図 16 のようにモニタ 9 8 に表示して、判定部 2 0 3 による判定の根拠を示すことが好ましい。

【 0 1 1 7 】

なお、上記第 2 実施形態では、判定部 2 0 3 は、1 種類の血管パラメータを用いて観察対象の粘膜の状態を判定しているが、複数種類の血管パラメータを用いて観察対象の粘膜の状態を判定してもよい。例えば、図 17 に示すように、第 1 深さの血管パラメータ P A 1 と、第 2 深さの血管パラメータ P B 2 との相互関係によって、例えば、観察対象の粘膜の状態を、例えば、分類 1、分類 2、及び分類 3（正常、腺腫、及びがん等）に分けることができる場合がある。この場合、図 17 のように、判定部 2 0 3 が判定に使用する複数の血管パラメータの相互関係による分類を示すグラフ 2 1 9 と、算出した複数の血管パラメータの値 2 2 0 をモニタ 9 8 に表示して、判定部 2 0 3 による判定の根拠を示すことが好ましい。

20

【 0 1 1 8 】

[第 3 実施形態]

上記第 1 実施形態及び第 2 実施形態では、内視鏡システム 1 0 が内視鏡画像をストレージ 6 4 に保存し、後に画像処理装置 6 5 がストレージ 6 4 から内視鏡画像を取得して血管パラメータを算出するが、観察対象を観察しながらほぼリアルタイムに内視鏡システム 1 0 が血管パラメータを算出してもよい。この場合、図 18 に示す内視鏡システム 3 1 0 のように、プロセッサ装置 1 6 に画像取得部 9 1、血管抽出部 9 2、血管情報算出部 9 3、血管パラメータ算出部 9 4、及び、表示制御部 9 5 を設ける。内視鏡 1 2 や光源装置 1 4 の構成は第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 と同様である。

30

【 0 1 1 9 】

上記のようにプロセッサ装置 1 6 に画像処理装置 6 5 の各部を設ける場合、画像取得部 9 1 は信号処理部 6 2 が生成する内視鏡画像を、ストレージ 6 4 を介さずに信号処理部 6 2 から直接取得することができる。このため、画像取得部 9 1 は、例えば静止画像の取得指示が入力された際に生成された第 1 内視鏡画像 7 1 及び第 2 内視鏡画像 7 2 を取得する。画像取得部 9 1 以外の血管抽出部 9 2、血管情報算出部 9 3、血管パラメータ算出部 9 4、及び、表示制御部 9 5 の動作は、第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 と同様である。

40

【 0 1 2 0 】

上記のように、プロセッサ装置 1 6 に、画像処理装置 6 5 の各部を設ければ、プロセッサ装置 1 6 が画像処理装置 6 5 としても機能する。このため、内視鏡システム 3 1 0 では、観察対象を観察しながら血管パラメータを算出することができるので、ほぼリアルタイムに診断を支援することができる。内視鏡システム 3 1 0 は、観察対象に対して薬剤を投与等し、あるいは観察対象に施術し、その作用を観察する場合に好適である。

【 0 1 2 1 】

50

なお、上記第3実施形態では、画像取得部91は信号処理部62が生成する内視鏡画像を直接取得するが、信号処理部62から内視鏡画像を直接取得する代わりに、第1実施形態等と同様、ストレージ64から第1内視鏡画像71及び第2内視鏡画像72を取得してもよい。

【0122】

また、上記第3実施形態では、画像取得部91が信号処理部62から取得する内視鏡画像は、静止画像の取得指示が入力された際に生成された内視鏡画像であるが、静止画像の取得指示に関係なく、特殊観察モード時に逐次生成される第1内視鏡画像71及び第2内視鏡画像72を用いて血管パラメータを算出してもよい。この場合、関心領域の設定、血管の抽出、血管情報の算出、及び、血管パラメータの算出は、予め設定する時間間隔毎に自動的に行うことが好ましい。血管パラメータを算出する時間間隔は医師が任意に設定可能である。

10

【0123】

上記第1～第3実施形態では、血管パラメータの算出に、第1内視鏡画像71と第2内視鏡画像72の2つの内視鏡画像を使用しているが、3以上の内視鏡画像を使用して血管パラメータを算出してもよい。3以上の内視鏡画像を使用すると、血管を抽出し、血管パラメータを算出する「特定深さ」を細かく設定（選択）することができる。

【0124】

上記第1～第3実施形態では、血管パラメータ算出部94は、複数の血管情報を用いて血管パラメータを算出しているが、複数の血管情報を用いる代わりに、血管情報と、血管情報以外の観察対象に関する情報と、を用いて血管パラメータを算出しても良い。血管情報以外の観察対象に関する情報とは、例えば、観察対象の部位に関する情報（食道、胃、または大腸等）、患者情報（年齢、性別、または病歴等）、または、粘膜の表面の状態（隆起の有無や隆起の大きさ、ピットパターン、または色調等）等である。例えば、血管情報と観察対象の部位に関する情報とを組み合わせる血管パラメータを算出する場合、観察対象の部位ごとに演算用のパラメータセットを予め用意しておき、血管情報と、このパラメータセットとを用いて血管パラメータを算出する。

20

【0125】

上記第1～第3実施形態では、撮像センサ48が設けられた内視鏡12を被検体内に挿入して観察を行う内視鏡システム10（または内視鏡システム310）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19に示すように、カプセル内視鏡システムは、カプセル内視鏡600と、プロセッサ装置（図示しない）とを少なくとも有する。カプセル内視鏡600は、光源602と、光源制御部603と、撮像センサ604と、画像信号取得処理部606と、送受信アンテナ608とを備えている。光源602は、内視鏡システム10の光源20と同様に構成され、光源制御部603の制御によって、照明光を発光する。画像信号取得処理部606は、画像信号取得部53、DSP56、ノイズ低減部58、信号処理部62として機能する。カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置は、内視鏡システム310のプロセッサ装置16と同様に構成され、画像処理装置65としても機能する。

30

【符号の説明】

40

【0126】

- 10、310 内視鏡システム
- 12 内視鏡
- 14 光源装置
- 16 プロセッサ装置
- 18、98 モニタ
- 65 画像処理装置
- 71 第1内視鏡画像
- 72 第2内視鏡画像
- 91 画像取得部

50

9 2 血管抽出部
 9 3 血管情報算出部
 9 4 血管パラメータ算出部
 9 5 表示制御部
 1 4 3 血管パラメータ表示部
 2 0 3 判定部
 2 1 7 判定結果表示部
 6 0 0 カプセル内視鏡

10

1 0 内視鏡システム
 1 2 内視鏡
 1 2 a 挿入部
 1 2 b 操作部
 1 2 c 湾曲部
 1 2 d 先端部
 1 2 e アングルノブ
 1 3 a 静止画像取得指示部
 1 3 b ズーム操作部
 1 4 光源装置
 1 6 プロセッサ装置
 1 8 モニタ
 1 9 コンソール
 2 0 光源
 2 2 光源制御部
 3 0 a 照明光学系
 3 0 b 撮像光学系
 4 1 ライトガイド
 4 5 照明レンズ
 4 6 対物レンズ
 4 7 ズームレンズ
 4 8 撮像センサ
 5 1 C D S / A G C 回路
 5 2 A / D コンバータ
 5 3 画像信号取得部
 5 6 D S P
 5 8 ノイズ低減部
 6 1 メモリ
 6 2 信号処理部
 6 3 映像信号生成部
 6 4 ストレージ
 6 5 画像処理装置
 7 1 第 1 内視鏡画像
 7 2 第 2 内視鏡画像
 7 3 粘膜表面の形状
 7 4 表層血管
 7 5 中深層血管
 9 1 画像取得部
 9 2 血管抽出部

20

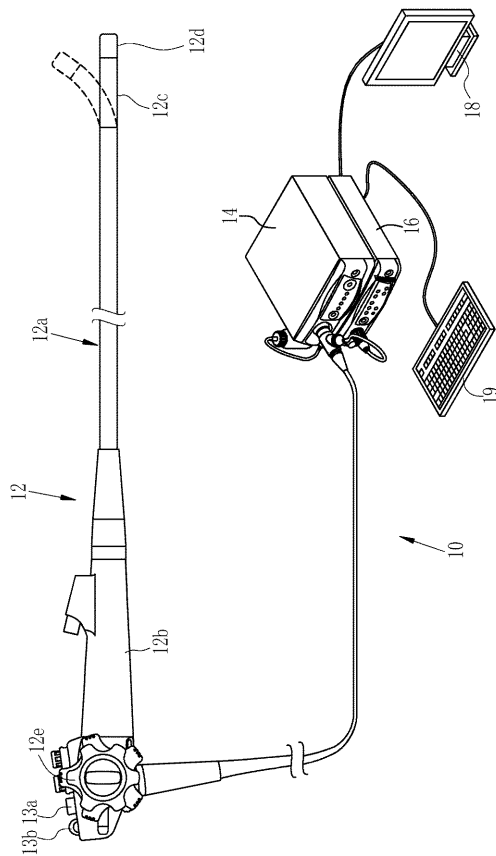
30

40

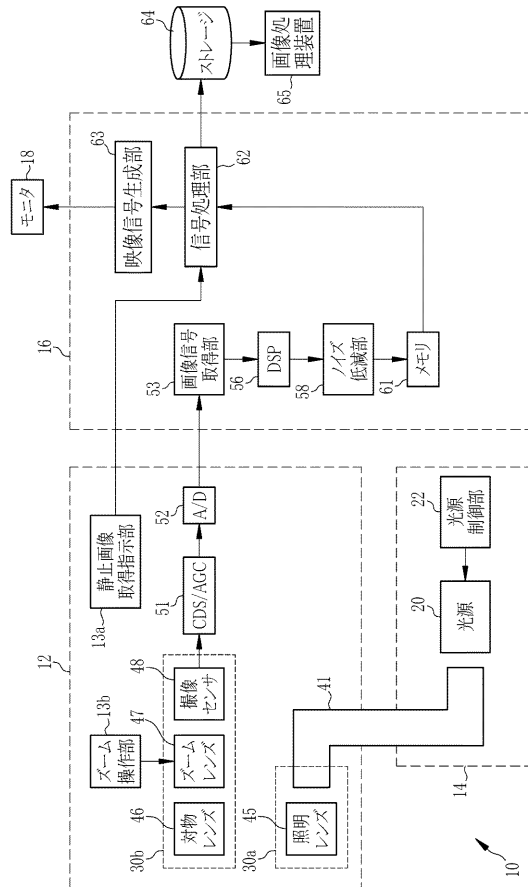
50

9 3	血管情報算出部	
9 4	血管パラメータ算出部	
9 5	表示制御部	
9 7	入力デバイス	
9 8	モニタ	
9 9	重み付け係数テーブル	
1 0 1	差分画像	
1 0 2	差分画像	
1 1 5	内視鏡画像表示部	
1 2 1	関心領域	10
1 3 1	設定部	
1 3 2	プルダウンボタン	
1 4 1	血管パラメータ設定部	
1 4 2	プルダウンボタン	
1 4 3	血管パラメータ表示部	
1 4 4 a	第 1 血管パラメータ設定部	
1 4 4 b	第 2 血管パラメータ設定部	
1 4 5 a	第 1 血管パラメータ表示部	
1 4 5 b	第 2 血管パラメータ表示部	
1 4 6 a	血管パラメータ表示部	20
1 4 6 b	血管パラメータ表示部	
1 6 1	グラフ	
2 0 3	判定部	
2 0 8	判定結果	
2 1 7	判定結果表示部	
2 1 8	変化幅	
2 1 9	グラフ	
2 2 0	血管パラメータの値	
3 1 0	内視鏡システム	
6 0 0	カプセル内視鏡	30
6 0 2	光源	
6 0 3	光源制御部	
6 0 4	撮像センサ	
6 0 6	画像信号取得処理部	
6 0 8	送受信アンテナ	
P A	血管パラメータ	
P A 1	血管パラメータ	
P B	血管パラメータ	
P B 2	血管パラメータ	
R i	関心領域の内部	40
R o	関心領域以外の領域	
T H 1	第 1 閾値	
T H 2	第 2 閾値	

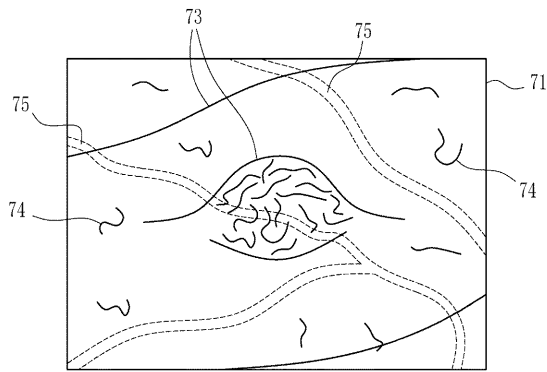
【図 1】



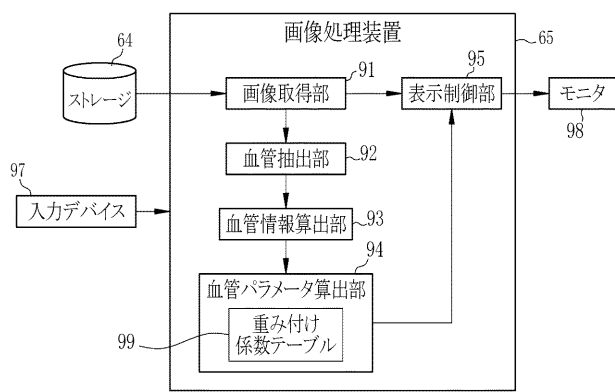
【図 2】



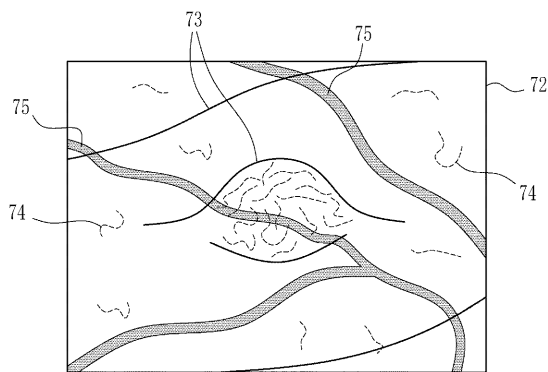
【図 3】



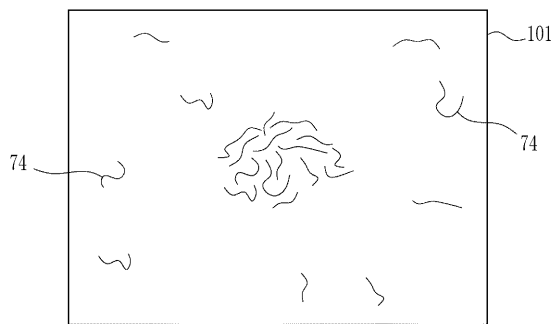
【図 5】



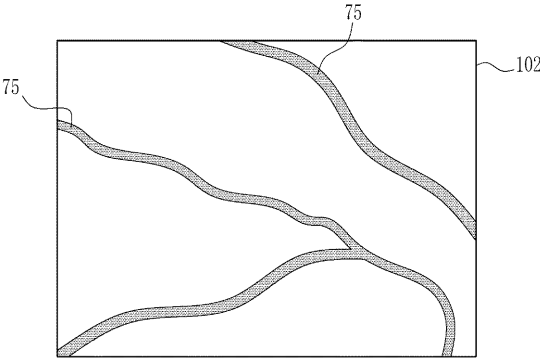
【図 4】



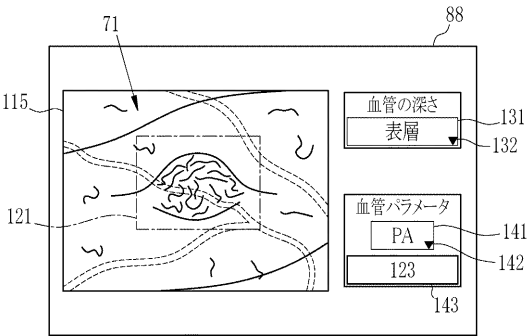
【図 6】



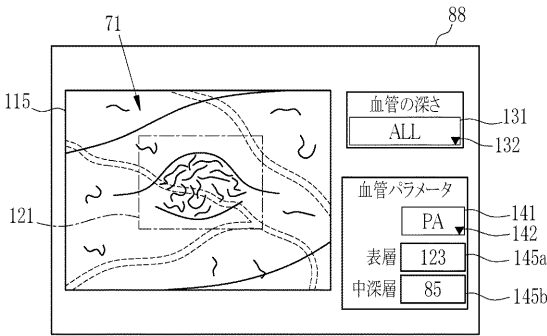
【図 7】



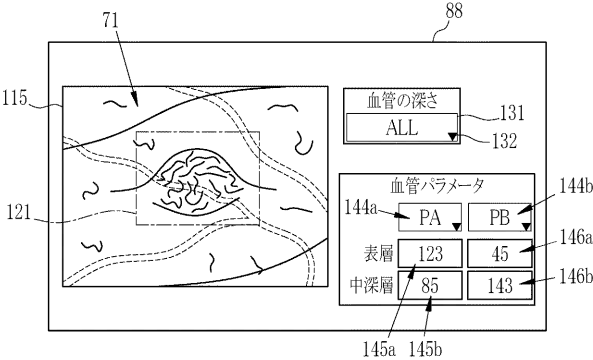
【図 8】



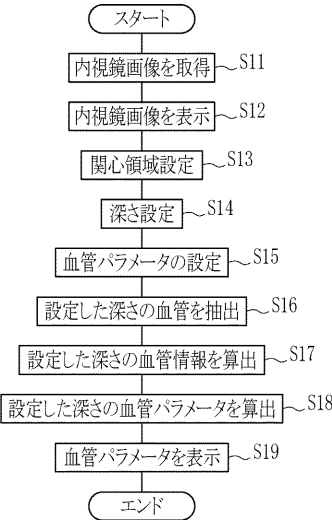
【図 10】



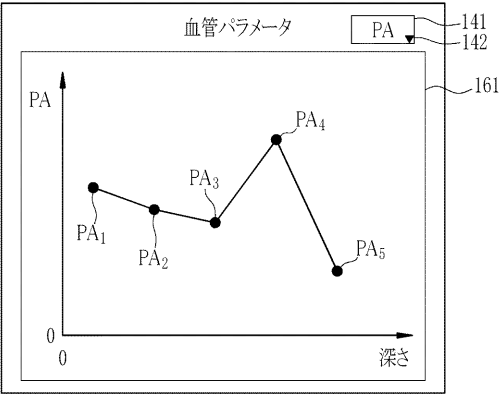
【図 11】



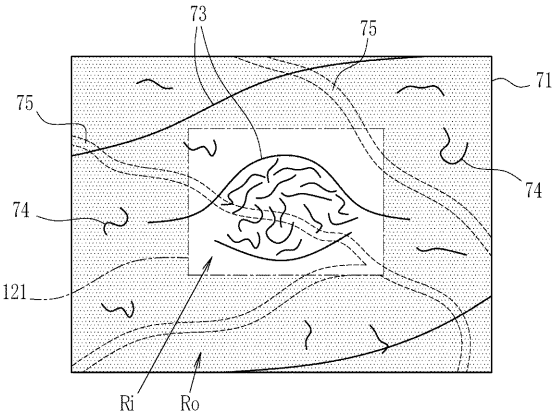
【図 9】



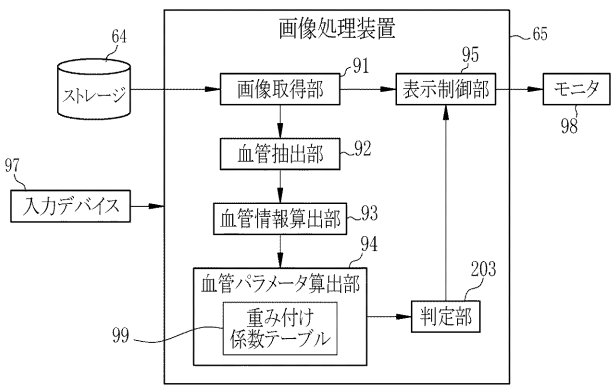
【図 12】



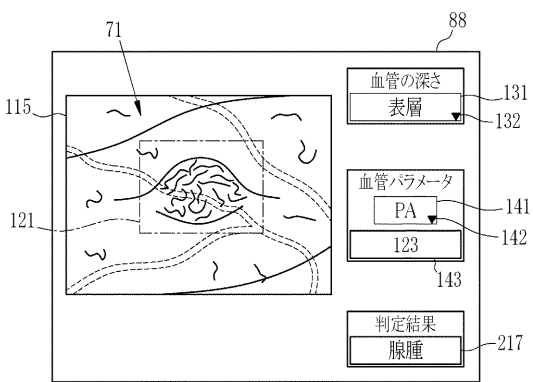
【図 1 3】



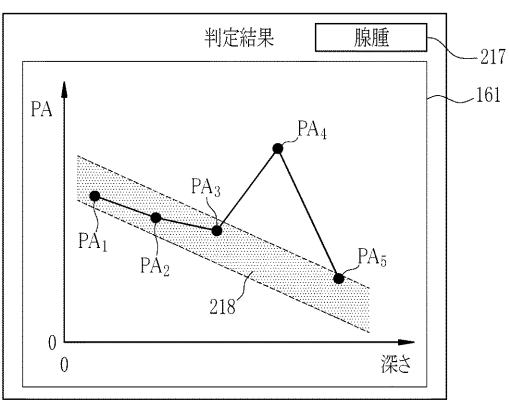
【図 1 4】



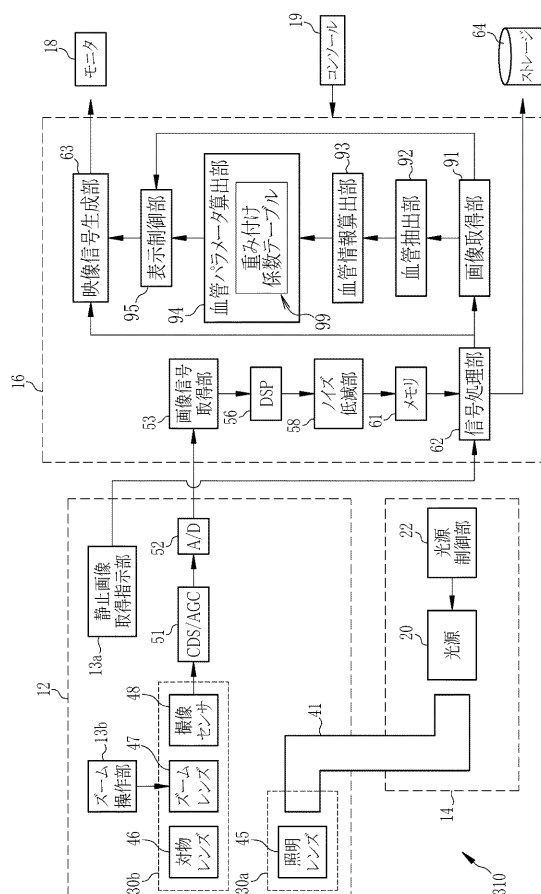
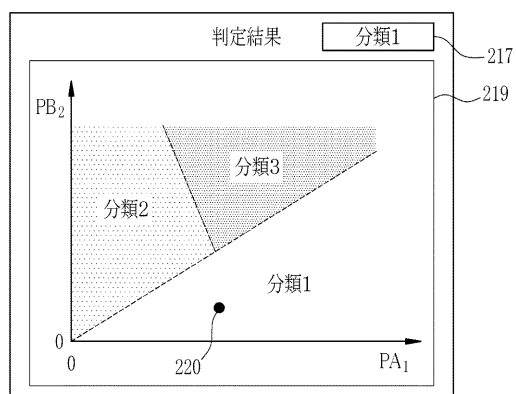
【図 1 5】



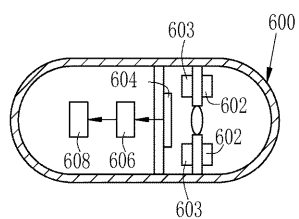
【図 1 6】



【 图 18 】



【 図 1 9 】



【手続補正書】**【提出日】**平成29年7月25日(2017.7.25)**【手続補正 1】****【補正対象書類名】**特許請求の範囲**【補正対象項目名】**全文**【補正方法】**変更**【補正の内容】****【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

内視鏡によって観察対象を撮像して得る内視鏡画像を取得する画像取得部と、
前記内視鏡画像から、前記観察対象の特定深さにある血管を深さごとに抽出する血管抽出部と、

10

前記血管抽出部が抽出した血管に関する血管情報を深さごとに算出する血管情報算出部と、

深さごとに算出した前記血管情報を用いて演算をすることにより、前記特定深さにある血管に関する血管パラメータを深さごとに算出する血管パラメータ算出部と、

を備える画像処理装置。

【請求項 2】

前記血管情報は、前記血管抽出部が抽出した血管の本数、太さ、太さの変化、太さの変化の複雑度、長さ、長さの変化、分岐数、分岐角度、分岐点間距離、交差数、深さ、高低差、傾き、面積、密度、間隔、コントラスト、色、色の変化、蛇行度、血液濃度、酸素飽和度、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、血流量である請求項 1 に記載の画像処理装置。

20

【請求項 3】

(削除)

【請求項 4】

前記血管パラメータ算出部は、前記特定深さの血管について算出した前記血管情報を用いて前記特定深さの前記血管パラメータを算出する請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記血管パラメータ算出部は、深さが前記特定深さ以外の血管について算出した前記血管情報を用いて前記特定深さの前記血管パラメータを算出する請求項 3 に記載の画像処理装置。

30

【請求項 6】

前記血管パラメータ算出部は、複数の前記血管情報に重み付けをして演算をし、前記血管パラメータを算出する請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記血管パラメータ算出部は、前記重み付けを、機械学習により定めた係数を用いて行う請求項 6 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記血管情報算出部は、前記内視鏡画像の一部または全部に設定する関心領域における統計量を前記血管情報として算出する請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

40

【請求項 9】

前記統計量は、最大値、最小値、平均値、中央値、または最頻値である請求項 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記内視鏡画像の一部に前記関心領域を設定する場合、前記血管情報算出部は、前記関心領域の前記血管情報を算出し、かつ、前記関心領域以外の領域についても前記血管情報を算出し、

前記血管パラメータ算出部は、前記関心領域の前記血管情報と、前記関心領域以外の領

50

域の前記血管情報と、を用いて前記血管パラメータを算出する請求項 8 または 9 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 1】

前記血管パラメータを用いて、前記観察対象の粘膜の状態を判定する判定部を備える請求項 1 ~ 1 0 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 1 2】

前記判定部は、深さに対する前記血管パラメータの変化によって前記観察対象の粘膜の状態を判定する請求項 1 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 3】

前記判定部は、複数の前記血管パラメータを用いて前記観察対象の粘膜の状態を判定する請求項 1 1 に記載の画像処理装置。

10

【請求項 1 4】

前記判定部は、前記血管パラメータを用いて、前記観察対象の粘膜の状態を、正常、腺腫、及びがんを含む 3 種類以上の状態のいずれかに判定する請求項 1 1 ~ 1 3 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 1 5】

前記判定部は、前記血管パラメータを用いて、前記観察対象の粘膜の状態を、正常、過形成ポリープ、SSA/P、腺腫、側方発達型腫瘍、及びがんのいずれかに判定する請求項 1 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 6】

前記判定部は、前記観察対象の粘膜の状態ががんの場合に、前記血管情報または前記血管パラメータを用いて、がんのステージを判定する請求項 1 1 ~ 1 5 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

20

【請求項 1 7】

観察対象を撮像する内視鏡と、

前記内視鏡によって前記観察対象を撮像して得る内視鏡画像を取得する画像取得部と、前記内視鏡画像から、前記観察対象の特定深さにある血管を深さごとに抽出する血管抽出部と、前記血管抽出部が抽出した血管に関する血管情報を深さごとに算出する血管情報算出部と、深さごとに算出した前記血管情報を用いて演算をすることにより、前記特定深さにある血管に関する血管パラメータを深さごとに算出する血管パラメータ算出部と、を有する画像処理装置と、

30

を備える内視鏡システム。

【請求項 1 8】

画像取得部が、内視鏡によって観察対象を撮像して得る内視鏡画像を取得するステップと、

血管抽出部が、前記内視鏡画像から、前記観察対象の特定深さにある血管を深さごとに抽出するステップと、

血管情報算出部が、前記血管抽出部が抽出した血管に関する血管情報を深さごとに算出するステップと、

血管パラメータ算出部が、深さごとに算出した前記血管情報を用いて演算をすることにより、前記特定深さにある血管に関する血管パラメータを深さごとに算出するステップと、

40

を備える画像処理方法。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 0 3

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 0 3】

、経験に基づく医師の感覚的な判断に委ねられている。このため、内視鏡システムや内視

50

鏡画像を解析するための画像処理装置は、血管に関する情報を粘膜下の深さ毎に峻別して算出して、診断を支援することが望ましい。

[0 0 0 9]

この点に関しては、特許文献 3 , 4 の内視鏡システムは酸素飽和度を粘膜下の深さ毎に算出するので、それ以前の内視鏡システムよりも高い診断支援効果を発揮する。しかし、特許文献 3 , 4 の内視鏡システムが粘膜下の深さ毎に算出するのは、酸素飽和度であり、酸素飽和度は他の情報の勘案が必要な血管情報であるため、さらに直感的で有用な情報等を算出して診断を支援することが求められていることに変わりはない。

[0 0 1 0]

本発明は、血管情報よりもさらに直感的で有用な情報を、粘膜下の特定の深さについて算出して、より効果的に診断を支援する画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0 0 1 1]

本発明の画像処理装置は、内視鏡によって観察対象を撮像して得る内視鏡画像を取得する画像取得部と、内視鏡画像から、観察対象の特定深さにある血管を深さごとに抽出する血管抽出部と、血管抽出部が抽出した血管に関する血管情報を深さごとに算出する血管情報算出部と、深さごとに算出した血管情報を用いて演算をすることにより、特定深さにある血管に関する血管パラメータを深さごとに算出する血管パラメータ算出部と、を備える。

[0 0 1 2]

血管情報は、血管抽出部が抽出した血管の本数、太さ、太さの変化、太さの変化の複雑度、長さ、長さの変化、分岐数、分岐角度、分岐点間距離、交差数、深さ、高低差、傾き、面積、密度、間隔、コントラスト、色、色の変化、蛇行度、血液濃度、酸素飽和度、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、血流量であることが好ましい。

[0 0 1 3]

[0 0 1 4]

血管パラメータ算出部は、特定深さの血管について算出した血管情報を用

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 0 5

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 0 0 0 5 】

[0 0 2 6]

判定部は、観察対象の粘膜の状態ががんの場合に、血管情報または血管パラメータを用いて、がんのステージを判定することが好ましい。

[0 0 2 7]

本発明の内視鏡システムは、観察対象を撮像する内視鏡と、内視鏡によって観察対象を撮像して得る内視鏡画像を取得する画像取得部と、内視鏡画像から、観察対象の特定深さにある血管を深さごとに抽出する血管抽出部と、血管抽出部が抽出した血管に関する血管情報を深さごとに算出する血管情報算出部と、深さごとに算出した血管情報を用いて演算をすることにより、特定深さにある血管に関する血管パラメータを深さごとに算出する血管パラメータ算出部と、を有する画像処理装置と、を備える。

[0 0 2 8]

本発明の画像処理方法は、画像取得部が、内視鏡によって観察対象を撮像して得る内視鏡画像を取得するステップと、血管抽出部が、内視鏡画像から、深さが特定深さにある血管を深さごとに抽出するステップと、血管情報算出部が、血管抽出部が抽出した血管に関する血管情報を深さごとに算出するステップと、血管パラメータ算出部が、深さごとに算

出した血管情報を用いて演算をすることにより、特定深さにある血管に関する血管パラメータを深さごとに算出するステップと、を備える。

発明の効果

[0 0 2 9]

本発明の画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法は、血管情報よりもさらに直感的で有用な血管パラメータを、粘膜下の特定の深さについて算出するので、従来よりも直接的かつ効果的に医師の診断を支援することができる。

図面の簡単な説明

[0 0 3 0]

[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] 第 1 内視鏡画像である。

[図 4] 第 2 内視鏡画像である。

[図 5] 画像処理装置のブロック図である。

[図 6] 表層血管を抽出した差分画像である。

[図 7] 中深層血管を抽出した差分画像である。

[図 8] モニタの表示画面である。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/078816

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B5/107(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2005-157902 A (Olympus Corp.), 16 June 2005 (16.06.2005), paragraphs [0001] to [0141]; fig. 1 to 22 (Family: none)	1-18
Y	JP 2011-217798 A (Fujifilm Corp.), 04 November 2011 (04.11.2011), paragraphs [0001] to [0090]; fig. 1 to 11 & US 2011/0245642 A1 paragraphs [0001] to [0135]; fig. 1 to 11 & CN 102247115 A	1-18
Y	JP 7-210655 A (Nikon Corp.), 11 August 1995 (11.08.1995), paragraphs [0001] to [0029]; fig. 1 to 9 (Family: none)	1-18

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
31 October 2016 (31.10.16)Date of mailing of the international search report
08 November 2016 (08.11.16)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/078816

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2009-207541 A (Toshiba Corp.), 17 September 2009 (17.09.2009), paragraphs [0001] to [0071]; fig. 1 to 20 (Family: none)	6, 7, 11-16

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 7 8 8 1 6										
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B5/107(2006.01)i												
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C)) Int.Cl. A61B1/00 - 1/32, G02B23/24 - 23/26												
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2016年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2016年	日本国実用新案登録公報	1996-2016年	日本国登録実用新案公報	1994-2016年	
日本国実用新案公報	1922-1996年											
日本国公開実用新案公報	1971-2016年											
日本国実用新案登録公報	1996-2016年											
日本国登録実用新案公報	1994-2016年											
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)												
C. 関連すると認められる文献 <table border="1"> <tr> <th>引用文献の カテゴリ*</th> <th>引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示</th> <th>関連する 請求項の番号</th> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2005-157902 A (オリンパス株式会社) 2005.06.16, [0001] ~ [0141]、図1 ~ 22 (ファミリーなし)</td> <td>1-18</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2011-217798 A (富士フイルム株式会社) 2011.11.04, [0001] ~ [0090]、図1 ~ 11 & US 2011/0245642 A1、[0001] ~ [0135]、図1 ~ 11 & CN 102247115 A</td> <td>1-18</td> </tr> </table>				引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	Y	JP 2005-157902 A (オリンパス株式会社) 2005.06.16, [0001] ~ [0141]、図1 ~ 22 (ファミリーなし)	1-18	Y	JP 2011-217798 A (富士フイルム株式会社) 2011.11.04, [0001] ~ [0090]、図1 ~ 11 & US 2011/0245642 A1、[0001] ~ [0135]、図1 ~ 11 & CN 102247115 A	1-18
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号										
Y	JP 2005-157902 A (オリンパス株式会社) 2005.06.16, [0001] ~ [0141]、図1 ~ 22 (ファミリーなし)	1-18										
Y	JP 2011-217798 A (富士フイルム株式会社) 2011.11.04, [0001] ~ [0090]、図1 ~ 11 & US 2011/0245642 A1、[0001] ~ [0135]、図1 ~ 11 & CN 102247115 A	1-18										
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。												
* 引用文献のカテゴリ 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献												
国際調査を完了した日 31.10.2016		国際調査報告の発送日 08.11.2016										
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (I S A / J P) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 北島 拓馬 電話番号 03-3581-1101 内線 3292										

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 7 8 8 1 6
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 7-210655 A (株式会社ニコン) 1995.08.11, [0 0 0 1]~[0 0 2 9]、図1~9 (ファミリーなし)	1-18
Y	JP 2009-207541 A (株式会社東芝) 2009.09.17, [0 0 0 1]~[0 0 7 1]、図1~20 (ファミリーなし)	6, 7, 11-16

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DJ,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JP,KE,KG,KN,KP,KR,KW,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	图像处理设备，内窥镜系统和图像处理方法		
公开(公告)号	JPWO2017057572A1	公开(公告)日	2018-06-28
申请号	JP2017543558	申请日	2016-09-29
[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	A61B1/045 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/107 A61B1/00009 A61B1/041 A61B1/05 A61B1/0684 A61B5/02007 A61B5/14552 A61B5/7264 A61B8/488 G06T7/0012 G06T2207/30101 H04N5/2256 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/045.617 A61B1/045.618 A61B1/045.614 A61B1/045.616 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA11 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/DD07 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/QQ07 4C161/TT15 4C161/WW04 4C161/WW18 4C161/WW20		
优先权	2015192003 2015-09-29 JP		
其他公开文献	JP6640865B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种图像处理装置，内窥镜系统和图像处理方法，该图像处理装置，内窥镜系统和图像处理方法针对粘膜下的特定深度计算比血管信息更直观和有用的信息，从而更有效地支持诊断。图像处理装置（65）是获取内窥镜图像的图像获取单元（91），从内窥镜图像中以观察对象恒定的深度提取血管的血管提取单元（92）以及血管提取单元。血管信息计算单元（93）计算与由单元（92）提取的血管有关的血管信息，以及血管参数计算单元，其通过使用血管信息进行计算来计算与特定深度处的血管有关的血管参数。（94），并提供。