

(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2006-192009
(P2006-192009A)

(43) 公開日 平成18年7月27日(2006.7.27)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 6 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 Z	5 B 0 4 7
	G 0 6 T 1/00 4 2 0 F	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2005-5039 (P2005-5039)	(71) 出願人	000000527
(22) 出願日	平成17年1月12日 (2005.1.12)		ペンタックス株式会社
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号
		(74) 代理人	100090169
			弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人	100124497
			弁理士 小倉 洋樹
		(74) 代理人	100127306
			弁理士 野中 剛
		(74) 代理人	100129746
			弁理士 虎山 滋郎
		(74) 代理人	100132045
			弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

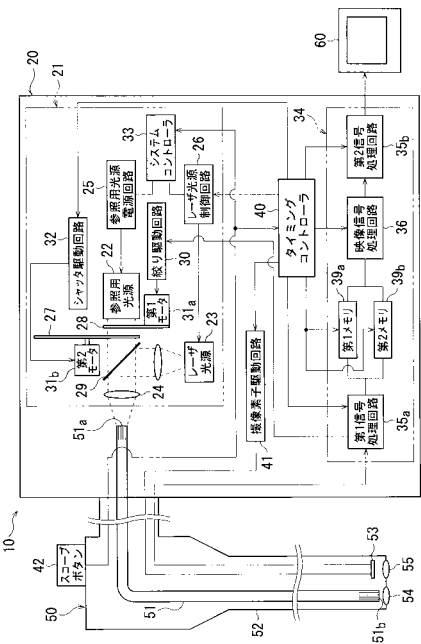
(54) 【発明の名称】 画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】 生体組織の内壁面下の浅い位置を通る毛細血管等を鮮明に表示する。

【解決手段】 内視鏡プロセッサ20は、参照用光源22、レーザ光源23、第1信号処理回路35_a、及び映像信号処理回路36を備える。内視鏡プロセッサ20と内視鏡50とを接続することにより、撮像素子53を第1信号処理回路35_aに接続する。映像信号処理回路36において、参照光を照射する時に撮像素子53が生成する参照光画像信号から参照光エッジデータを生成する。レーザ光を照射する時に撮像素子53が生成するレーザ光画像信号レーザ光エッジデータを生成する。更に映像信号処理回路36において、参照光エッジデータとレーザ光エッジデータの中でレーザ光エッジ画像にのみ表示されるエッジを抽出した部分エッジデータを生成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

参照光、或いは前記参照光より波長の平均の短いレーザ光が照射される被写体を撮像することにより生成される画像信号を取得する画像信号取得手段と、

前記参照光が照射される間に生成される参照光画像信号、及び前記レーザ光が照射される間に生成されるレーザ光画像信号からエッジを抽出した参照光エッジデータ、及びレーザ光エッジデータを生成するエッジ抽出手段と、

前記参照光エッジデータ、及び前記レーザ光エッジデータに基づいて、前記参照光画像或いは前記レーザ光画像のいずれか一方にのみ含まれるエッジを表示する部分エッジ画像に相当する部分エッジデータを生成する画像処理手段とを備える

10

ことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記参照光画像信号に相当する参照光画像、及び前記レーザ光画像信号に相当するレーザ光画像のいずれか一方の画像を基準として、他方の画像の輝度を正規化して参照光正規化画像データ、或いはレーザ光正規化画像データを生成する正規化手段を備え、

前記エッジ抽出手段が、前記参照光画像信号及び前記レーザ光正規化画像データ、或いは前記参照光正規化画像データ及び前記レーザ光画像信号からエッジを抽出することにより参照光エッジデータ、及びレーザ光エッジデータを生成し、

前記画像処理手段が、前記参照光エッジデータから前記レーザ光エッジデータとの差分を前記部分エッジデータとして求める

20

ことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記参照光画像信号に相当する参照光画像、及び前記レーザ光画像信号に相当するレーザ光画像のいずれか一方の画像を基準として、他方の画像の輝度を正規化して参照光正規化画像データ、或いはレーザ光正規化画像データを生成する正規化手段を備え、

前記エッジ抽出手段が、前記参照光画像信号及び前記レーザ光正規化画像データ、或いは前記参照光正規化画像データ及び前記レーザ光画像信号からエッジを抽出することにより参照光エッジデータ、及びレーザ光エッジデータを生成し、

前記画像処理手段が、前記参照光エッジデータと前記レーザ光エッジデータとの差分を求め、前記差分の絶対値が予め設定される閾値より大きい領域を抽出することにより、前記部分エッジデータを生成する

30

ことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記部分エッジデータが、前記画像処理手段により求められる前記差分が正又は負となる領域の一方のみを抽出することにより生成されることを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記部分エッジデータが、前記画像処理手段により求められる前記差分が正又は負となる領域の一方のみ第 1 色相を強調する画像処理を行うことにより、生成されることを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 に記載の画像処理装置。

40

【請求項 6】

前記部分エッジデータが、前記第 1 色相を強調される一方の領域に対して他方の領域の第 2 色相を強調する画像処理を行うことにより、生成されることを特徴とする請求項 5 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記被写体を照射する光を、前記参照光と前記レーザ光のいずれかに切替える切替え手段と、

前記被写体を照射する光が前記参照光に切替えられている間に生成される画像信号を前記参照光画像信号として、前記被写体を照射する光が前記レーザ光に切替えられている間に生成される画像信号を前記レーザ光画像信号として認識する認識手段とを備える

50

ことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記正規化は、前記参照光画像及び前記レーザ光画像のいずれか一方の画像全体の平均輝度と他方の画像全体の平均輝度を合致させることにより行われることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記部分エッジ画像を表示するモニタに、前記参照光画像を前記部分エッジ画像とともに表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記部分エッジ画像は、前記レーザ光画像にのみ含まれるエッジを表示する画像であることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。 10

【請求項 11】

参照光、或いは前記参照光より波長の短いレーザ光が照射される被写体を撮像することにより生成される画像信号を取得する画像信号取得手段と、

前記参照光が照射される間に生成される参照光画像信号、及び前記レーザ光が照射される間に生成されるレーザ光画像信号からエッジを抽出した参照光エッジデータ、及びレーザ光エッジデータを生成するエッジ化手段と、

前記参照光エッジデータ、及び前記レーザ光エッジデータに基づいて、前記参照光画像或いは前記レーザ光画像のいずれか一方にのみ含まれるエッジを表示する部分エッジ画像に相当する部分エッジデータを生成する画像処理手段としてコンピュータを機能させることを特徴とする画像処理プログラム。 20

【請求項 12】

参照光、或いは前記参照光より波長の短いレーザ光が照射される被写体を撮像する撮像素子を有する電子内視鏡と、

前記参照光が照射される間に生成される参照光画像信号、及び前記レーザ光が照射される間に生成されるレーザ光画像信号からエッジを抽出した参照光エッジデータ、及びレーザ光エッジデータを生成するエッジ化手段と、

前記参照光エッジデータ、及び前記レーザ光エッジデータに基づいて、前記参照光画像或いは前記レーザ光画像のいずれか一方にのみ含まれるエッジを表示する部分エッジ画像に相当する部分エッジデータを生成する画像処理手段と、 30

前記部分エッジ画像を表示するモニタとを備える

ことを特徴とする電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡等の撮影する画像において毛細血管等を鮮明に表示する画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

生体内を観察して、病巣の診断に用いられる電子内視鏡装置が知られている。このような電子内視鏡装置は、生体内の観察部位に照明光を照射して、照射される観察部位を撮像素子により撮像して、撮像される画像をモニタに表示するものである。 40

【0003】

生体組織の内壁面下の浅い場所には毛細血管が存在し、この毛細血管の走行状態や集中状態の観察は、病巣の診断や癌組織の特定に大きく寄与するものである。しかし、生体組織の表面の色は赤みを帯びており、微細な毛細血管の走行状態や集中状態を観察することは困難だった。

【0004】

一方、撮像素子により得られた画像信号に基づいて、撮像した画像において血管を表示する領域を抽出して、抽出された血管を表示する領域のコントラストを他の組織に対して 50

高くして血管を明確に表示する電子内視鏡装置が提案されている（特許文献1参照）。

【0005】

しかし、通常の白色光を照射した場合には、他の組織の反射光の強度に比べて微細な毛細血管の反射光の強度が相対的に小さく、毛細血管を表示する領域を抽出することは難しかった。

【0006】

また、短波長の光を照射することにより、毛細血管の反射光の強度を相対的に大きくして、毛細血管を表示させることは可能である。しかし、他の生体組織や毛細血管よりやや深い位置を通る血管等も表示されるため、毛細血管のみを即時に観察することが難しかった。

10

【特許文献1】特開2003-93338号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

したがって、本発明では、電子内視鏡により得られる画像から毛細血管のみを表示する画像に加工するための画像処理装置の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の画像処理装置は、参照光或いは参照光より波長の短いレーザ光が照射される被写体を撮像することにより生成される画像信号を取得する画像信号取得手段と、参照光が照射される間に生成される参照光画像信号及びレーザ光が照射される間に生成されるレーザ光画像信号からエッジを抽出した参照光エッジデータ及びレーザ光エッジデータを生成するエッジ抽出手段と、参照光エッジデータ及びレーザ光エッジデータに基づいて参照光画像或いは前記レーザ光画像のいずれか一方にのみ含まれるエッジを表示する部分エッジ画像に相当する部分エッジデータを生成する画像処理手段とを備えることを特徴としている。このような構成により、参照光或いは、レーザ光を照射したときに撮像される画像において、参照光画像或いはレーザ光画像のいずれか一方に表示される光学像を表示することが可能となる。

20

【0009】

参照光画像信号に相当する参照光画像及びレーザ光画像信号に相当するレーザ光画像のいずれか一方の画像を基準として他方の画像の輝度を正規化して参照光正規化画像データ或いはレーザ光正規化画像データを生成する正規化手段を備え、エッジ抽出手段が参照光画像信号及びレーザ光正規化画像データ、或いは参照光正規化画像データ及びレーザ光画像信号からエッジを抽出することにより参照光エッジデータ及びレーザ光エッジデータを生成し、画像処理手段が参照光エッジデータからレーザ光エッジデータとの差分を部分エッジデータとして求めることが好ましい。

30

【0010】

或いは、参照光画像信号に相当する参照光画像及びレーザ光画像信号に相当するレーザ光画像のいずれか一方の画像を基準として他方の画像の輝度を正規化して参照光正規化画像データ或いはレーザ光正規化画像データを生成する正規化手段を備え、エッジ抽出手段が参照光画像信号及びレーザ光正規化画像データ、或いは参照光正規化画像データ及びレーザ光画像信号からエッジを抽出することにより参照光エッジデータ及びレーザ光エッジデータを生成し、画像処理手段が参照光エッジデータとレーザ光エッジデータとの差分を求め差分の絶対値が予め設定される閾値より大きい領域を抽出することにより部分エッジデータを生成することが好ましい。

40

【0011】

また、部分エッジデータが画像処理手段により求められる差分が正又は負となる領域の一方のみを抽出することにより生成されることが好ましい。或いは、部分エッジデータが画像処理手段により求められる差分が正又は負となる領域の一方のみ第1色相を強調する画像処理を行うことにより生成されることが好ましい。更に、部分エッジデータが第1色

50

相を強調される一方の領域に対して他方の領域の第2色相を強調する画像処理を行うことにより生成されることが好ましい。

【0012】

また、被写体を照射する光を参照光とレーザ光のいずれかに切替える切替え手段と、被写体を照射する光が参照光に切替えられている間に生成される画像信号を参照光画像信号として、被写体を照射する光がレーザ光に切替えられている間に生成される画像信号をレーザ光画像信号として認識する認識手段とを備えることが好ましい。

【0013】

また、正規化は参照光画像及びレーザ光画像のいずれか一方の画像全体の平均輝度と他方の画像全体の平均輝度を合致させることにより行われることが好ましい。

10

【0014】

また、部分エッジ画像を表示するモニタに参照光画像を部分エッジ画像とともに表示させることが好ましい。

【0015】

また、部分エッジ画像はレーザ光画像にのみ含まれるエッジを表示する画像であることが好ましい。

【0016】

また、本発明の画像処理プログラムは、参照光或いは参照光より波長の短いレーザ光が照射される被写体を撮像することにより生成される画像信号を取得する画像信号取得手段と、参照光が照射される間に生成される参照光画像信号及びレーザ光が照射される間に生成されるレーザ光画像信号からエッジを抽出した参照光エッジデータ及びレーザ光エッジデータを生成するエッジ化手段と、参照光エッジデータ及びレーザ光エッジデータに基づいて参照光画像或いはレーザ光画像のいずれか一方にのみ含まれるエッジを表示する部分エッジ画像に相当する部分エッジデータを生成する画像処理手段としてコンピュータを機能させることを特徴としている。

20

【0017】

また、本発明の電子内視鏡システムは、参照光或いは参照光より波長の短いレーザ光が照射される被写体を撮像する撮像素子を有する電子内視鏡と、参照光が照射される間に生成される参照光画像信号及びレーザ光が照射される間に生成されるレーザ光画像信号からエッジを抽出した参照光エッジデータ及びレーザ光エッジデータを生成するエッジ化手段と、参照光エッジデータ及びレーザ光エッジデータに基づいて参照光画像或いはレーザ光画像のいずれか一方にのみ含まれるエッジを表示する部分エッジ画像に相当する部分エッジデータを生成する画像処理手段と、部分エッジ画像を表示するモニタとを備えることを特徴としている。

30

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、電子内視鏡に撮像される画像において、毛細血管の画像のみを抽出して表示することが可能であり、電子内視鏡を用いた診断を正確で迅速に行わせることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

40

【0019】

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

図1は、本発明の一実施形態を適用した画像処理装置を有する内視鏡システムの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【0020】

内視鏡システム10は、内視鏡プロセッサ20、内視鏡50、およびモニタ60によって構成される。プロセッサ20は、内視鏡50、及びモニタ60に接続される。被写体を照射するための光を発光する光源システム21が、プロセッサ20の内部に設けられる。光源システム21において発光する光は、内視鏡50に設けられるライトガイド51を介して被写体(図示せず)に照射される。

50

【 0 0 2 1 】

内視鏡 5 0 の挿入部 5 2 の先端に設けられた C C D 等の撮像素子 5 3 により撮像された被写体の画像は、画像信号としてプロセッサ 2 0 に送られる。画像信号は、プロセッサ 2 0 に設けられた画像処理システム 3 4 において、所定の処理が行われる。プロセッサ 2 0 は、本実施形態の画像処理装置の機能を実行することが可能で、所定の処理とともに、後述する部分エッジ映像信号の作成を行うことが可能である。所定の処理が行われた映像信号は、モニタ 6 0 に送られ、映像信号に相当する画像がモニタ 6 0 に表示される。

【 0 0 2 2 】

光源システム 2 1 は、白色光等の参照光を発する参照用光源 2 2、参照光に含まれる光の平均波長より平均波長の短い紫外線等の光を発するレーザ光源 2 3、集光レンズ 2 4、参照用光源電源回路 2 5、レーザ光源制御回路 2 6、シャッタ 2 7、及び絞り 2 8 等によって構成される。

10

【 0 0 2 3 】

参照用光源 2 2 から照射された参照光をライトガイド 5 1 の入射端 5 1_aに導くための光路中に絞り 2 8、シャッタ 2 7、ダイクロックミラー 2 9、及び集光レンズ 2 4 が設けられる。参照用光源 2 2 から照射された略平行な光束の光は、ダイクロックミラー 2 9 を通過し、集光レンズ 2 4 で集光されて入射端 5 1_aに入射される。

【 0 0 2 4 】

参照光の光量調整は、絞り 2 8 を駆動することにより実行される。絞り 2 8 は、絞り駆動回路 3 0 により動作が制御される第 1 モータ 3 1_aにより駆動される。絞り駆動回路 3 0 は、第 1 信号処理回路 3 5_aに接続される。撮像素子 5 3 において生成する画像信号に基づき、第 1 信号処理回路 3 5_aにおいて撮像した画像の受光量が検出される。第 1 モータ 3 1_aの駆動量は、絞り駆動回路 3 0 において画像の受光量に応じて、求められる。

20

【 0 0 2 5 】

シャッタ 2 7 は、例えば図 2 に示すロータリーシャッタであり、参照光の入射端 5 1_aへの通過と遮光が切替えられる。参照光を通過させる場合は、開口部 2 7_aが参照光の光路中に挿入される。参照光を遮光する場合は、遮光部 2 7_bが参照光の光路中に挿入される。シャッタ 2 7 は、シャッタ駆動回路 3 2 により動作が制御される第 2 モータ 3 1_bにより駆動される。

【 0 0 2 6 】

レーザ光源 2 3 は、レーザ光源 2 3 から照射される略平行な光束の光がダイクロックミラー 2 9 に反射されて入射端 5 1_aに入射される位置に、固定される。例えば、ダイクロックミラー 2 9 を参照用光源 2 2 の光路に対して 4 5 °の角度に固定した場合、レーザ光源 2 3 の光路が参照用光源 2 2 の光路に対して 9 0 °の角度となる位置に配置される。レーザ光源 2 3 の発光、及び消灯は、レーザ光源制御回路 2 6 によって制御される。

30

【 0 0 2 7 】

シャッタ駆動回路 3 2、及びレーザ光源制御回路 2 6 は、タイミングコントローラ 4 0 に接続される。シャッタ 2 7 による参照光の通過と遮光のタイミングを制御するためのシャッタタイミング信号が、タイミングコントローラ 4 0 からシャッタ駆動回路 3 2 に出力される。また、レーザ光源 2 3 の発光と消灯のタイミングを制御するための発光タイミング信号が、タイミングコントローラ 4 0 からレーザ光源制御回路 2 6 に出力される。

40

【 0 0 2 8 】

タイミングコントローラ 4 0 は、シャッタ 2 7 によって参照光を通過させる時にレーザ光源 2 3 を消灯させ、シャッタ 2 7 によって参照光を遮光する時にレーザ光源 2 3 を発光させるようにシャッタタイミング信号、及び発光タイミング信号を出力する。即ち、被写体へ照射する光の切替えは、タイミングコントローラ 4 0、レーザ光源制御回路 2 6、シャッタ駆動回路 3 2、第 2 モータ 3 1_b、及びシャッタ 2 7 が協同して動作することにより実行される。

【 0 0 2 9 】

また、タイミングコントローラ 4 0 によって、撮像素子 5 3 を駆動するために必要なタ

50

イメージ信号が、撮像素子駆動回路 4 1 に出力される。また、後述するようにタイミングコントローラ 4 0 は画像処理システム 3 4 に接続される。所定のタイミング信号が、画像処理システム 3 4 に出力される。

【 0 0 3 0 】

参照用光源 2 2 への電力は、参照用光源電源回路 2 5 から供給される。参照用光源電源回路 2 5、及びレーザ光源制御回路 2 6 は、システムコントローラ 3 3 に接続される。システムコントローラ 3 3 に接続されるスコープボタン 4 2 を ON にすることにより、参照用光源電源回路 2 5、及びレーザ光源制御回路 2 6 が起動される。

【 0 0 3 1 】

ライトガイド 5 1 の入射端 5 1_aには、前述のように参照光、或いはレーザ光が入射される。ライトガイド 5 1 の出射端 5 1_bから出射する光が、配光レンズ 5 4 を介して挿入部 5 2 先端付近に照射される。撮像素子 5 3 は、参照光が連続して照射される間、或いはレーザ光が連続して照射される間に少なくとも 1 フレームずつの被写体像を撮像するように、撮像素子駆動回路 4 1 によって制御される。被写体像は、対物レンズ 5 5 を介して、撮像素子 5 3 に撮像される。

10

【 0 0 3 2 】

画像処理システム 3 4 は、第 1 信号処理回路 3 5_a、第 2 信号処理回路 3 5_b、映像信号処理回路 3 6、及び第 1、第 2 メモリ 3 9_a、3 9_bによって構成される。

【 0 0 3 3 】

撮像素子 5 3 は、第 1 信号処理回路 3 5_aに電氣的に接続される。撮像素子 5 3 の撮像動作の実行により生成する画像信号は、第 1 信号処理回路 3 5_aに取得される。その後、ホワイトバランス処理や補正等の所定の信号処理が行われ、デジタルデータである画像データに変換される。

20

【 0 0 3 4 】

第 1 信号処理回路 3 5_aは、タイミングコントローラ 4 0 に接続される。シャッタタイミング信号に同期した参照タイミング信号と発光タイミング信号に同期したレーザタイミング信号が順次第 1 信号処理回路に送られる。

【 0 0 3 5 】

第 1 信号処理回路 3 5_aにおいて、参照タイミング信号が送られる間に生成される画像信号は、参照光を照射する時に撮像した参照光画像（図 3 参照）に相当する参照光画像信号として認識される。一方、レーザタイミング信号が送られる間に生成される画像信号は、レーザ光を照射する時に撮像したレーザ光画像（図 4 参照）に相当するレーザ光画像信号として認識される。

30

【 0 0 3 6 】

なお、図 5 に示すように、生体組織に照射される光の波長が短いほど、光は生体組織の内壁面 S 下の浅い位置までしか到達せず、生体組織の内壁面 S 下の浅い位置にある組織 O_sの反射光の強度は相対的に大きい。一方、波長が長くなるほど、光は深い位置まで到達し、内壁面 S から深い位置にある組織 O_dの反射光の強度が相対的に大きくなる。従って、短い波長の光であるレーザ光が照射される時に撮像されるレーザ光画像においては、生体組織内壁及び生体組織内壁面から浅い位置にある毛細血管 C_a等が表示される（図 4 参

40

【 0 0 3 7 】

一方、短波長から長波長までの広い範囲の波長の光を含む参照光が照射される時に撮像される参照光画像においては、生体組織内壁及び生体組織内壁面から深い位置にある血管 V 等が表示される（図 3 参照）。なお、内壁面から浅い位置にある毛細血管 C_a等は、参照光画像において実質的に表示されない。生体組織内壁面から浅い位置にある組織の反射光の強度は、生体組織内壁や内壁面から深い位置にある血管等の反射光の強度に比べて小さいためである。

【 0 0 3 8 】

第 1 信号処理回路 3 5_aには、第 1 メモリ 3 9_aと第 2 メモリ 3 9_bとが接続される。参

50

照光画像信号に相当する参照光画像データは第1メモリ39_aに格納される。レーザ光画像信号に相当するレーザ光画像データは第2メモリ39_bに格納される。第1、第2メモリ39_a、39_bは、タイミングコントローラ40に接続され、それぞれのタイミング信号を受けて、参照光画像データ、及びレーザ光画像データの格納が実行される。

【0039】

第1、第2メモリ39_a、39_bは、映像信号処理回路36に接続される。映像信号処理回路36において、参照光画像データ及びレーザ光画像データに対して、正規化処理、エッジ抽出処理、及び部分エッジデータ生成処理が行われる。

【0040】

正規化処理において、参照光画像データに基づいて参照光画像全体の輝度の平均値である参照光平均輝度が算出される。また、レーザ光画像データに基づいてレーザ光画像全体の輝度の平均値であるレーザ光平均輝度が算出される。

【0041】

次に、参照光平均輝度、及びレーザ光平均輝度に基づいて、レーザ光画像データの正規化が行われる。即ち、レーザ光画像を構成する画素毎の輝度に、レーザ光平均輝度に対する参照光平均輝度の比を乗じることによりレーザ光正規化画像データが生成される。

【0042】

正規化処理の次には、エッジ抽出処理が行われる。エッジ抽出処理において、差分形オペレータ等の従来公知のエッジ検出方法により、エッジを表示する画素が抽出される。エッジを表示する画素のみによって構成される画像の画像データが、エッジデータとして生成される。参照光画像データ、及びレーザ光正規化画像データに対してエッジ抽出処理を行うことにより、それぞれ参照光エッジデータ、及びレーザ光エッジデータが得られる。

【0043】

エッジ抽出処理の次には、参照光エッジデータに相当する参照光エッジ画像(図6参照)に表示されず、レーザ光エッジデータに相当するレーザ光エッジ画像(図7参照)にのみ表示されるエッジについての部分エッジ画像に相当する部分エッジデータ生成処理が行われる。

【0044】

図8を用いて、参照光エッジ画像とレーザ光エッジ画像とに基づいて部分エッジ画像を作成する方法について説明する。図8は、第1参照点P1と第2参照点P2とを結ぶ所定の線L_R、L_L(図6、7参照)における領域の光強度を示す。図8(a)は、参照光エッジ画像、図8(b)はレーザ光エッジ画像、図8(c)は部分エッジ画像における光強度を示す。なお、図8(a)、(b)において、正のレベルである領域が、エッジの検出された領域を示す。

【0045】

第1エッジE1は参照光エッジ画像のみに、第2エッジE2は参照光エッジ画像及びレーザ光エッジ画像に、第3エッジE3はレーザ光エッジ画像のみに表示される(図6、図7参照)。参照光エッジ画像の所定の線L_Rにおける光強度を示す図(図8(a))では、第1、第2エッジE1、E2が、それぞれの位置において第1、第2エッジデータD_{E1}、D_{E2}として検出される。また、レーザ光エッジ画像の所定の線L_Lにおける光強度を示す図(図8(b))では、第2、第3エッジE2、E3が、それぞれの位置において第2、第3エッジデータD_{E2}、D_{E3}として検出される。

【0046】

従って、参照光エッジデータからレーザ光エッジデータの差分を求めることにより、両画像のいずれか一方にのみ表示される第1、第3エッジE1、E3に相当する第1、第3エッジデータD_{E1}、D_{E3}が取出される。更に、第1エッジデータD_{E1}が正の強度として、第3エッジデータD_{E3}が負の強度として取出される(図8(c)参照)。負の強度で検出される領域のみを抽出することにより、レーザ光エッジ画像のみに表示されるエッジを抽出した部分エッジ画像(図9参照)に相当する部分エッジデータが生成される。

【0047】

10

20

30

40

50

映像信号処理回路 3 6 は、第 2 信号処理回路 3 5_b に接続される。部分エッジデータは、第 2 信号処理回路 3 5_b に出力される。第 2 信号処理回路 3 5_b において、部分エッジデータは、アナログ信号に変換され、クランプ、プランキング処理等の所定の信号処理が行われ、部分エッジ映像信号が生成される。

【 0 0 4 8 】

第 2 信号処理回路 3 5_b は、モニタ 6 0 に接続される。第 2 信号処理回路 3 5_b から部分エッジ映像信号がモニタ 6 0 に出力され、モニタ 6 0 の表示面全面に部分エッジ画像が表示される。

【 0 0 4 9 】

第 2 信号処理回路 3 5_b は、第 1 メモリ 3 9_a、及び第 2 メモリ 3 9_b にも接続されており、第 1 メモリ 3 9_a に格納された参照光画像データ、或いは第 2 メモリ 3 9_b に格納されたレーザ光画像データも、第 2 信号処理回路 3 5_b において、前述のアナログ信号変換、クランプ、プランキング処理等の所定の信号処理が行われ、それぞれ参照光映像信号、或いはレーザ光映像信号が生成される。

【 0 0 5 0 】

入力部（図示せず）への入力により、モニタ 6 0 の表示領域に表示する画像を部分エッジ画像、参照光画像、及びレーザ光画像のいずれかに切替え可能である。または、図 1 0、図 1 1 に示すように、部分エッジ画像 P_E、参照光画像 P_R、及びレーザ光画像 P_L のいずれか 2 つ、或いはすべてを同時に表示するための選択も可能である。

【 0 0 5 1 】

モニタ 6 0 上に、複数の画像を表示する場合は、第 2 信号処理回路 3 5_b において、それぞれの画像を表示する領域の割り当てや、画像の縮小処理が行われる。タイミングコントローラ 4 0 は、第 2 信号処理回路 3 5_b に接続される。第 2 信号処理回路 3 5_b における画像の切り替え処理、複数画像を表示するための前述の処理は、タイミングコントローラ 4 0 から出力されるタイミング信号に基づいて行われる。

【 0 0 5 2 】

次に図 1 2 のフローチャートを参照して、画像処理装置において実行される画像処理について説明する。

【 0 0 5 3 】

部分エッジ画像をモニタ 6 0 上に表示する設定に切替えることにより、本実施形態の画像処理は開始する。まず、ステップ S 1 0 0 において、シャッタ 2 7 の開口部 2 7_o を参照光の光路中に挿入するようにシャッタ 2 7 を駆動させるシャッタタイミング信号をシャッタ駆動回路 3 2 に出力する。シャッタタイミング信号の出力によりシャッタ 2 7 が駆動され、被写体を照射する光は参照光に切替わる。

【 0 0 5 4 】

次のステップ S 1 0 1 において、撮像素子 5 3 を駆動して、参照光を照射された被写体の参照光画像を撮像して、ステップ S 1 0 2 に進む。ステップ S 1 0 2 では、撮像により生成された参照光画像信号に所定の信号処理を行い、デジタルデータである参照光画像データを生成する。

【 0 0 5 5 】

生成された参照光画像データを、ステップ S 1 0 3 において、第 1 メモリ 3 9_a に格納して、ステップ S 1 0 4 に進む。ステップ S 1 0 4 では、レーザ光を発光させる発光タイミング信号をレーザ光源制御回路 2 6 に出力する。

【 0 0 5 6 】

次のステップ S 1 0 5 では、撮像素子 5 3 を駆動して、レーザ光を照射された被写体のレーザ光画像を撮像して、ステップ S 1 0 6 に進む。ステップ S 1 0 6 では、撮像により生成されたレーザ光画像信号に所定の信号処理を行い、デジタルデータであるレーザ光画像データを生成する。

【 0 0 5 7 】

次のステップ S 1 0 7 では、レーザ光画像データを第 2 メモリ 3 9_b に格納してステッ

10

20

30

40

50

ブ S 1 0 8 に進む。ステップ S 1 0 8 において、参照光画像全体の輝度の平均値、レーザ光画像全体の輝度の平均値に基づいて、レーザ光画像データの正規化を行う。レーザ光画像データの正規化により、レーザ光正規化画像データを生成する。

【 0 0 5 8 】

レーザ光正規化画像データを生成すると、ステップ S 1 0 9 に進み、参照光画像データ、及びレーザ光正規化画像データに対してエッジ抽出処理を行い、参照光エッジデータ、及びレーザ光エッジデータを得る。

【 0 0 5 9 】

次のステップ S 1 1 0 では、参照光エッジデータ、及びレーザ光エッジデータに基づいて、部分エッジデータを生成して、ステップ S 1 1 1 に進む。ステップ S 1 1 1 では、モニター 6 0 への表示が、参照光画像 P_R 、及びレーザ光画像 P_L の一方、或いは両方とともに部分エッジ画像 P_E を表示する複数表示モードとする選択入力があるか否かを確認する。複数表示モードの選択入力がある場合はステップ S 1 1 2 に進み、それぞれの画像を表示する領域の割当てや画像の縮小処理を行う。

10

【 0 0 6 0 】

ステップ S 1 1 1 において複数表示モードの選択入力がない場合、或いはステップ S 1 1 2 の処理の後に、ステップ S 1 1 3 に進む。ステップ S 1 1 3 では、部分エッジ映像信号、或いは複数画像表示のための参照光画像データまたはレーザ光画像データから合成した映像信号をモニター 6 0 に出力する。

【 0 0 6 1 】

次のステップ S 1 1 4 において、終了入力がある場合は、本プログラムによる画像処理が終了する。終了入力がない場合は、ステップ S 1 0 0 に戻り、終了入力があるまでステップ S 1 0 0 ~ ステップ S 1 1 4 の処理を繰返す。

20

【 0 0 6 2 】

以上のように、本実施形態の画像処理装置を有する内視鏡システムによれば、生体組織の内壁面下の浅い位置を通る毛細血管等を鮮明で微細に表示させることが可能となる。従って、オペレータによる癌等の病巣部の発見が容易となる。

【 0 0 6 3 】

また、部分エッジ画像 P_E とともに、参照光画像 P_R とレーザ光画像 P_L のどちらか一方或いは両方をモニター 6 0 に表示可能である。従って、部分エッジ画像を含む複数画像をモニター 6 0 に表示させておくことにより、参照光画像 P_R 等の確認のための画像の切替え入力が不要であり、診断時間の短縮化を図ることが可能となる。

30

【 0 0 6 4 】

なお、本実施形態において、参照光エッジデータからレーザ光エッジデータの差分をとることにより部分エッジデータを生成するが、差分の絶対値が予め定められる閾値より大きい領域を抽出して部分エッジデータを生成する構成であってもよい。このような構成によれば、参照光エッジ画像、レーザ光エッジ画像の両方に表示されるエッジの光強度が完全に一致しない場合であっても、レーザ光エッジ画像にのみ表示されるエッジを抽出することが可能である。

【 0 0 6 5 】

また、本実施形態において、参照光エッジデータからレーザ光エッジデータの差分をとることにより部分エッジデータを生成するが、レーザ光エッジデータから参照光エッジデータの差分を取ることにより部分エッジデータ生成してもよい。レーザ光エッジデータから参照光エッジデータの差分を取る場合は、差分が正の強度として検出される領域がレーザ光エッジ画像にのみ表示されるエッジを検出する領域である。

40

【 0 0 6 6 】

また、本実施形態において、参照光エッジデータからレーザ光エッジデータの差分が負の強度となる領域を抽出し、負の強度となる領域のエッジのみを表示する構成であるが、差分をすべて抽出し、負の強度となる領域について第 1 色相を強調した表示となるように部分エッジデータ生成する構成であってもよい。或いは、正の強度となる領域について第

50

2色相を強調した表示となるように部分エッジデータを生成する構成であってもよい。更には、負の強度となる領域の第1色相、及び正の強度となる領域の第2色相を同時に強調する表示となるように部分エッジデータを生成する構成であってもよい。このような構成によっても、毛細血管の位置を特定することは可能で、正確な診断に寄与する。

【0067】

また、本実施形態において、レーザ光画像を構成する画素毎の輝度にレーザ光平均輝度に対する参照光平均輝度の比を乗じることによりレーザ光正規化画像データが生成される構成であるが、参照光画像を構成する画素毎の輝度に参照光平均輝度に対するレーザ光平均輝度の比を乗じることにより参照光正規化画像データを生成する構成であってもよい。この場合、参照光正規化画像データ、及びレーザ光画像データに対してエッジ抽出処理を行うことにより、それぞれ参照光エッジデータ、及びレーザ光エッジデータが得られる。

10

【0068】

また、本実施形態において、参照光エッジデータからレーザ光エッジデータの差分をとることにより部分エッジデータを生成するが、レーザ光エッジ画像のみに表示されるエッジを抽出する他のいかなる方法によって生成してもよい。例えば、レーザ光エッジデータにおいてエッジが検出された画素の中から、参照光エッジデータにおいてエッジが検出された画素を除外するデータ処理によっても、部分エッジデータを生成することは可能である。

【0069】

また、本実施形態において、正規化を行ってエッジを検出しているが、両画像に共通に写るエッジについての信号を除くことが可能であれば、正規化は不要である。前述のようにレーザ光エッジデータにおいてエッジが検出された画素の中から、参照光エッジデータにおいてエッジが検出された画素を除外する信号処理によって、部分エッジデータを生成する構成であれば、正規化は不要である。

20

【0070】

また、本実施形態において、生体組織の内壁面下の浅い位置を通る毛細血管等のみを表示する構成であるが、生体組織の内壁面下の深い位置を通る血管等のみを表示することも可能である。参照光エッジデータからレーザ光エッジデータの差分が正である領域のみを抽出することにより、深い位置の血管等を表示することが可能である。また、適当な波長の光を発する参照光源、或いはレーザ光源を選択することにより、生体組織内壁面下を通る血管の中で浅い位置から深い位置の所望の位置を抽出して表示することも可能である。

30

【0071】

また、本実施形態を適用した画像処理装置は、参照用光源とレーザ光源を備える汎用の画像処理装置に部分エッジ画像作成のプログラムを読込ませて構成することも可能である。

【図面の簡単な説明】

【0072】

【図1】本発明の一実施形態を適用した画像処理装置を有する内視鏡システムの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【図2】シャッタの平面図である。

40

【図3】参照光画像を示す図である。

【図4】レーザ光画像を示す図である。

【図5】光の波長の違いによる生体組織への光の到達状態を説明するための図である。

【図6】参照光エッジ画像を示す図である。

【図7】レーザ光エッジ画像を示す図である。

【図8】レーザ光エッジ画像にのみ表示されるエッジを抽出する原理を説明するための図である。

【図9】部分エッジ画像を示す図である。

【図10】参照光画像、及び部分エッジ画像が表示される状態を示す図である。

【図11】参照光画像、レーザ光画像、及び部分エッジ画像が表示される状態を示す図で

50

ある。

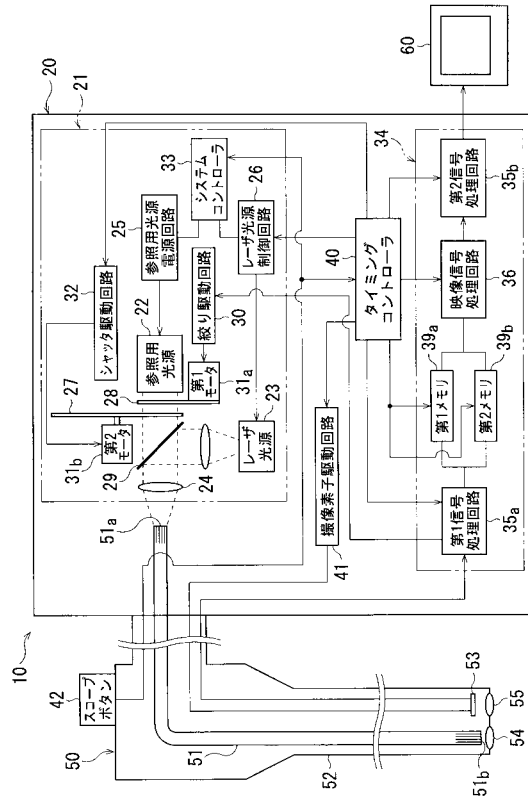
【図 1 2】画像処理装置による画像処理の動作の説明をするためのフローチャートである。

【符号の説明】

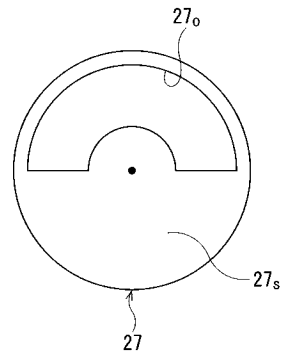
【0 0 7 3】

1 0	内視鏡システム	
2 0	内視鏡プロセッサ	
2 1	光源システム	
2 2	参照用光源	
2 3	レーザ光源	10
2 5	参照用光源電源回路	
2 6	レーザ光源制御回路	
2 7	シャッタ	
3 2	シャッタ駆動回路	
3 4	画像処理システム	
3 5 _a 、3 5 _b	第 1、第 2 信号処理回路	
3 6	映像信号処理回路	
3 9 _a 、3 9 _b	第 1、第 2 メモリ	
4 0	タイミングコントローラ	
4 1	撮像素子駆動回路	20
5 0	内視鏡	
5 1	ライトガイド	
5 1 _a	入射端	
5 1 _b	出射端	
5 3	撮像素子	
6 0	モニタ	
C _a	毛細血管	
O _s 、O _d	組織	
P 1、P 2	第 1、第 2 参照点	
P _E	部分エッジ画像	30
P _L	レーザ光画像	
P _R	参照光画像	

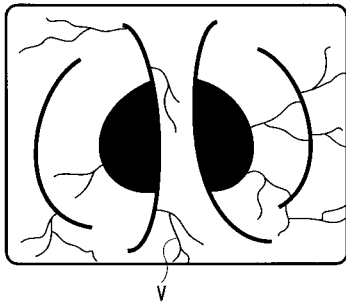
【図 1】



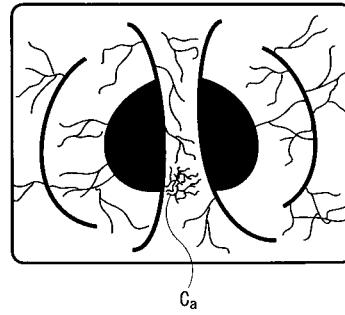
【図 2】



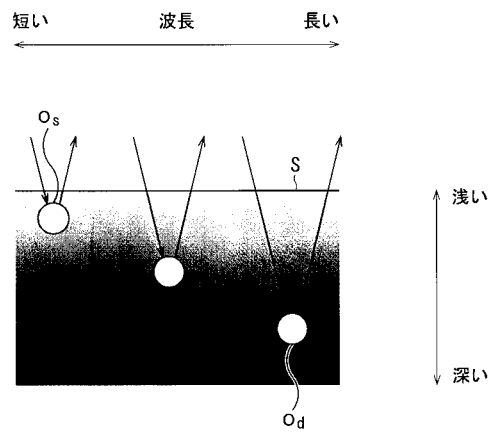
【図 3】



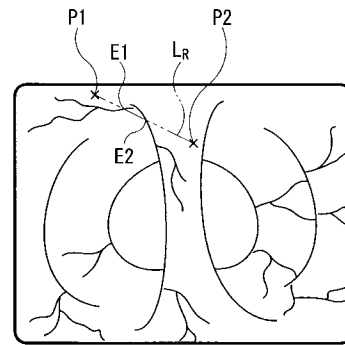
【図 4】



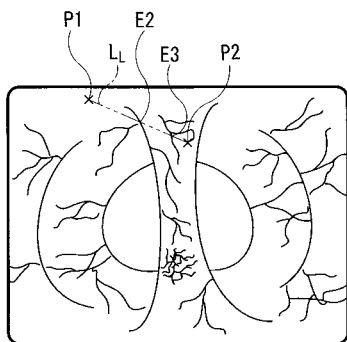
【図 5】



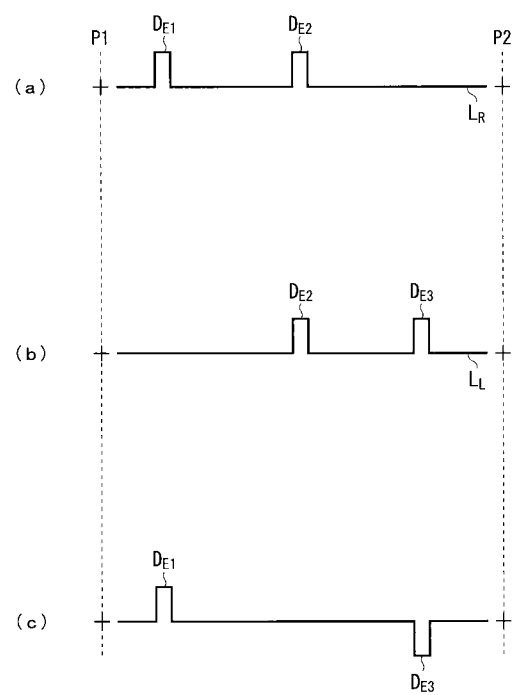
【図 6】



【図 7】



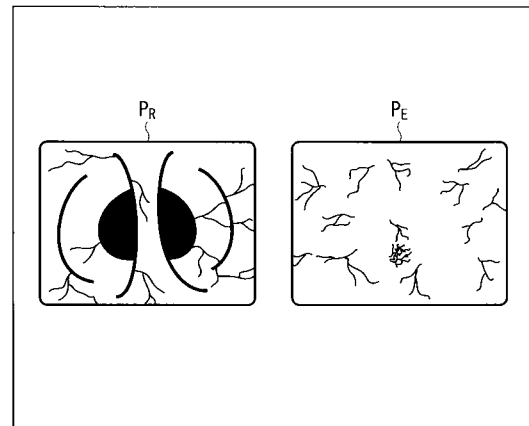
【図 8】



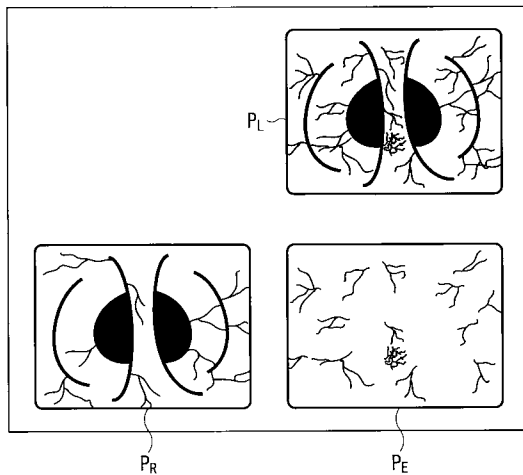
【図 9】



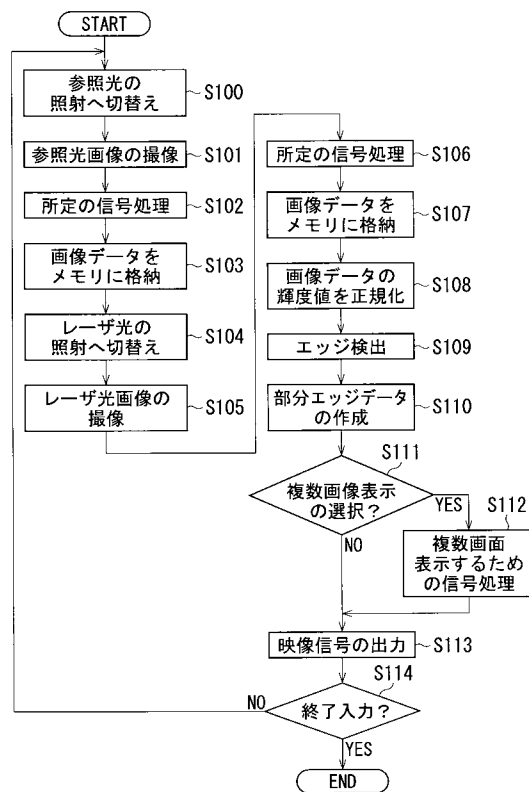
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 福山 三文

東京都板橋区前野町2丁目3番9号 ペンタックス株式会社内

Fターム(参考) 4C061 CC06 QQ01 WW07

5B047 AA17 AB04 BA03 BB04 BC05 BC06 BC08 BC09 BC12 BC23

CA19 DC20

5B057 AA07 BA02 CA08 CA12 CB08 CB12 CE03 DA06 DA16 DC16

专利名称(译)	图像处理设备		
公开(公告)号	JP2006192009A	公开(公告)日	2006-07-27
申请号	JP2005005039	申请日	2005-01-12
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	福山三文		
发明人	福山 三文		
IPC分类号	A61B1/04 G06T1/00		
CPC分类号	A61B1/04 G06T5/50 G06T7/0012 G06T7/13 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/20224 G06T2207/30101 H04N7/183		
FI分类号	A61B1/04.370 G06T1/00.290.Z G06T1/00.420.F A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B1/06.611 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/QQ01 4C061/WW07 5B047/AA17 5B047/AB04 5B047/BA03 5B047/BB04 5B047/BC05 5B047/BC06 5B047/BC08 5B047/BC09 5B047/BC12 5B047/BC23 5B047/CA19 5B047/DC20 5B057/AA07 5B057/BA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CE03 5B057/DA06 5B057/DA16 5B057/DC16 4C161/CC06 4C161/QQ01 4C161/WW07		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
其他公开文献	JP4566754B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：清楚地显示穿过生物组织内壁表面下较浅位置的毛细管等。内窥镜处理器20包括参考光源22，激光光源23，第一信号处理电路35一和视频信号处理电路36。通过连接内窥镜处理器20和内窥镜50，图像拾取装置53连接到第一信号处理电路35一。在视频信号处理电路36中，当发射参考光时，从图像传感器53生成的参考光图像信号生成参考光边缘数据。产生当照射激光时由图像拾取装置53产生的激光图像信号激光边缘数据。此外，视频信号处理电路36生成部分边缘数据，其中从参考光边缘数据和激光边缘数据中提取仅在激光边缘图像中显示的边缘。[选型图]图1

