

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

**特許第4566754号  
(P4566754)**

(45) 発行日 平成22年10月20日(2010.10.20)

(24) 登録日 平成22年8月13日(2010.8.13)

(51) Int.Cl.

F 1

**A61B 1/04 (2006.01)  
G06T 1/00 (2006.01)**A61B 1/04 370  
G06T 1/00 290Z  
G06T 1/00 420F

請求項の数 12 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2005-5039 (P2005-5039)
(22) 出願日	平成17年1月12日 (2005.1.12)
(65) 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)
審査請求日	平成19年12月12日 (2007.12.12)

(73) 特許権者	000113263 HOYA株式会社 東京都新宿区中落合2丁目7番5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) 【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

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

10

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る、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

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。

【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

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 2 または請求項 3 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。

【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

10

20

30

40

50

ことを特徴とする画像処理プログラム。

【請求項 1 2】

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、

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。

【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、毛細血管のみを同時に観察することが難しかった。

【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。

#### 【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。10

#### 【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。20

#### 【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。30

#### 【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。40

#### 【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50

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。

#### 【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。10

#### 【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】20

#### 【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。30

#### 【0021】

内視鏡50の挿入部52の先端に設けられたCCD等の撮像素子53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20に送られる。画像信号は、プロセッサ20に設けられた画像処理システム34において、所定の処理が行われる。プロセッサ20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60に送られ、映像信号に相当する画像がモニタ60に表示される。

#### 【0022】

光源システム21は、白色光等の参照光を発する参照用光源22、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23、集光レンズ24、参照用光源電源回路25、レーザ光源制御回路26、シャッタ27、及び絞り28等によって構成される。40

#### 【0023】

参照用光源22から照射された参照光をライトガイド51の入射端51aに導くための光路中に絞り28、シャッタ27、ダイクロックミラー29、及び集光レンズ24が設けられる。参照用光源22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29を通過し、集光レンズ24で集光されて入射端51aに入射される。

#### 【0024】

参照光の光量調整は、絞り28を駆動することにより実行される。絞り28は、絞り駆動回路30により動作が制御される第1モータ31aにより駆動される。絞り駆動回路3050

0は、第1信号処理回路35<sub>a</sub>に接続される。撮像素子53において生成する画像信号に基づき、第1信号処理回路35<sub>a</sub>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31<sub>a</sub>の駆動量は、絞り駆動回路30において画像の受光量に応じて、求められる。

#### 【0025】

シャッタ27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51<sub>a</sub>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27<sub>o</sub>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27<sub>s</sub>が参照光の光路中に挿入される。シャッタ27は、シャッタ駆動回路32により動作が制御される第2モータ31<sub>b</sub>により駆動される。

#### 【0026】

レーザ光源23は、レーザ光源23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29に反射されて入射端51<sub>a</sub>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29を参照用光源22の光路に対して45°の角度に固定した場合、レーザ光源23の光路が参照用光源22の光路に対して90°の角度となる位置に配置される。レーザ光源23の発光、及び消灯は、レーザ光源制御回路26によって制御される。

10

#### 【0027】

シャッタ駆動回路32、及びレーザ光源制御回路26は、タイミングコントローラ40に接続される。シャッタ27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40からシャッタ駆動回路32に出力される。また、レーザ光源23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40からレーザ光源制御回路26に出力される。

20

#### 【0028】

タイミングコントローラ40は、シャッタ27によって参照光を通過させる時にレーザ光源23を消灯させ、シャッタ27によって参照光を遮光する時にレーザ光源23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40、レーザ光源制御回路26、シャッタ駆動回路32、第2モータ31<sub>b</sub>、及びシャッタ27が協同して動作することにより実行される。

#### 【0029】

また、タイミングコントローラ40によって、撮像素子53を駆動するために必要なタイミング信号が、撮像素子駆動回路41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40は画像処理システム34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34に出力される。

30

#### 【0030】

参照用光源22への電力は、参照用光源電源回路25から供給される。参照用光源電源回路25、及びレーザ光源制御回路26は、システムコントローラ33に接続される。システムコントローラ33に接続されるスコープボタン42をONにすることにより、参照用光源電源回路25、及びレーザ光源制御回路26が起動される。

#### 【0031】

ライトガイド51の入射端51<sub>a</sub>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51の出射端51<sub>b</sub>から出射する光が、配光レンズ54を介して挿入部52先端付近に照射される。撮像素子53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、撮像素子駆動回路41によって制御される。被写体像は、対物レンズ55を介して、撮像素子53に撮像される。

40

#### 【0032】

画像処理システム34は、第1信号処理回路35<sub>a</sub>、第2信号処理回路35<sub>b</sub>、映像信号処理回路36、及び第1、第2メモリ39<sub>a</sub>、39<sub>b</sub>によって構成される。

#### 【0033】

撮像素子53は、第1信号処理回路35<sub>a</sub>に電気的に接続される。撮像素子53の撮像

50

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35<sub>a</sub>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。

#### 【0034】

第1信号処理回路35<sub>a</sub>は、タイミングコントローラ40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。

#### 【0035】

第1信号処理回路35<sub>a</sub>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。10

#### 【0036】

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下の深い位置にある組織O<sub>s</sub>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<sub>d</sub>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<sub>a</sub>等が表示される（図4参照）。20

#### 【0037】

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<sub>a</sub>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。

#### 【0038】

第1信号処理回路35<sub>a</sub>には、第1メモリ39<sub>a</sub>と第2メモリ39<sub>b</sub>とが接続される。参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<sub>a</sub>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<sub>b</sub>に格納される。第1、第2メモリ39<sub>a</sub>、39<sub>b</sub>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。30

#### 【0039】

第1、第2メモリ39<sub>a</sub>、39<sub>b</sub>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。40

#### 【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50

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。

10

#### 【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。

20

#### 【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。

30

#### 【0047】

映像信号処理回路36は、第2信号処理回路35<sub>b</sub>に接続される。部分エッジデータは、第2信号処理回路35<sub>b</sub>に出力される。第2信号処理回路35<sub>b</sub>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、プランギ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。

#### 【0048】

第2信号処理回路35<sub>b</sub>は、モニタ60に接続される。第2信号処理回路35<sub>b</sub>から部分エッジ映像信号がモニタ60に出力され、モニタ60の表示面全面に部分エッジ画像が表示される。

#### 【0049】

第2信号処理回路35<sub>b</sub>は、第1メモリ39<sub>a</sub>、及び第2メモリ39<sub>b</sub>にも接続されており、第1メモリ39<sub>a</sub>に格納された参照光画像データ、或いは第2メモリ39<sub>b</sub>に格納されたレーザ光画像データも、第2信号処理回路35<sub>b</sub>において、前述のアナログ信号変換、クランプ、プランギ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。

40

#### 【0050】

入力部（図示せず）への入力により、モニタ60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10、図11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。

#### 【0051】

50

モニタ60上に、複数の画像を表示する場合は、第2信号処理回路35<sub>b</sub>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40は、第2信号処理回路35<sub>b</sub>に接続される。第2信号処理回路35<sub>b</sub>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40から出力されるタイミング信号に基づいて行われる。

#### 【0052】

次に図12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。

#### 【0053】

部分エッジ画像をモニタ60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S100において、シャッタ27の開口部27<sub>o</sub>を参照光の光路中に挿入するようにシャッタ27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32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27が駆動され、被写体を照射する光は参照光に切替わる。10

#### 【0054】

次のステップS101において、撮像素子53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S102に進む。ステップS102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。

#### 【0055】

生成された参照光画像データを、ステップS103において、第1メモリ39<sub>a</sub>に格納して、ステップS104に進む。ステップS104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26に出力する。20

#### 【0056】

次のステップS105では、撮像素子53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S106に進む。ステップS106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。

#### 【0057】

次のステップS107では、レーザ光画像データを第2メモリ39<sub>b</sub>に格納してステップS108に進む。ステップS108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。30

#### 【0058】

レーザ光正規化画像データを生成すると、ステップS109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。

#### 【0059】

次のステップS110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S111に進む。ステップS111では、モニタ60への表示が、参照光画像P<sub>R</sub>、及びレーザ光画像P<sub>L</sub>の一方、或いは両方とともに部分エッジ画像P<sub>E</sub>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S112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。40

#### 【0060】

ステップS111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S112の処理の後に、ステップS113に進む。ステップS113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60に出力する。

#### 【0061】

10

20

30

40

50

次のステップ S 114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 100に戻り、終了入力があるまでステップ S 100～ステップ S 114の処理を繰返す。

#### 【0062】

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。

#### 【0063】

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 60 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 60 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。10

#### 【0064】

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。

#### 【0065】

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。20

#### 【0066】

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。30

#### 【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。40

#### 【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50

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。

#### 【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。10

#### 【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み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。20

【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ある。30

【図12】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】

#### 【0073】

10 内視鏡システム

20 内視鏡プロセッサ

21 光源システム

22 参照用光源

23 レーザ光源

25 参照用光源電源回路

26 レーザ光源制御回路

27 シャッタ

32 シャッタ駆動回路

34 画像処理システム

35<sub>a</sub>、35<sub>b</sub> 第1、第2信号処理回路

36 映像信号処理回路

39<sub>a</sub>、39<sub>b</sub> 第1、第2メモリ

40 タイミングコントローラ

41 撮像素子駆動回路

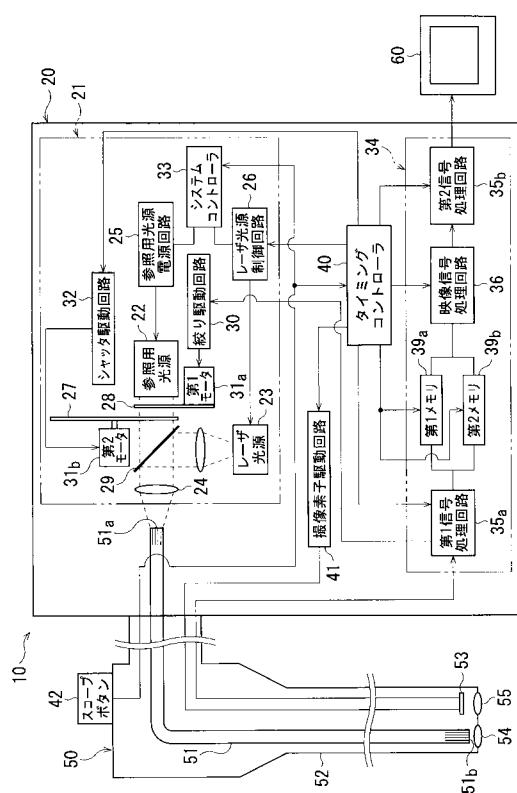
40

50

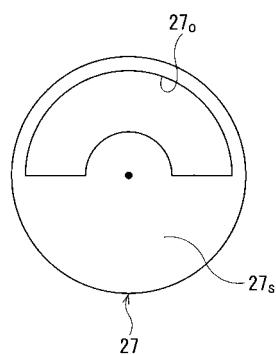
5 0 内視鏡  
 5 1 ライトガイド  
 5 1<sub>a</sub> 入射端  
 5 1<sub>b</sub> 出射端  
 5 3 摄像素子  
 6 0 モニタ  
 C<sub>a</sub> 毛細血管  
 O<sub>S</sub>、O<sub>d</sub> 組織  
 P 1、P 2 第1、第2参照点  
 P<sub>E</sub> 部分エッジ画像  
 P<sub>L</sub> レーザ光画像  
 P<sub>R</sub> 参照光画像

10

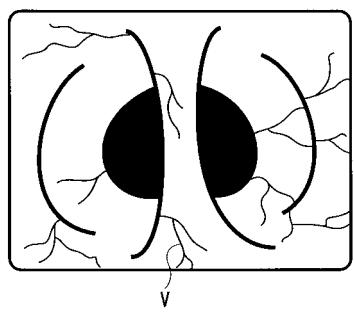
【図1】



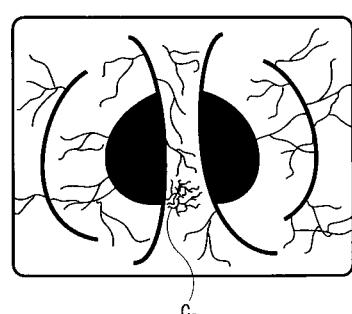
【図2】



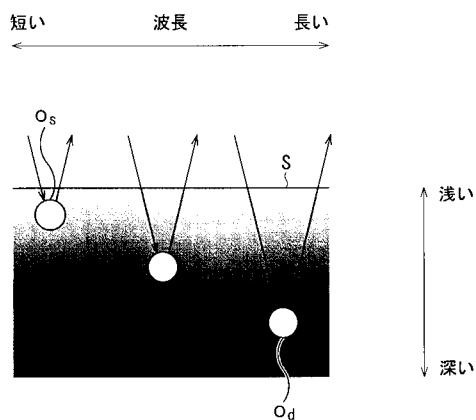
【図3】



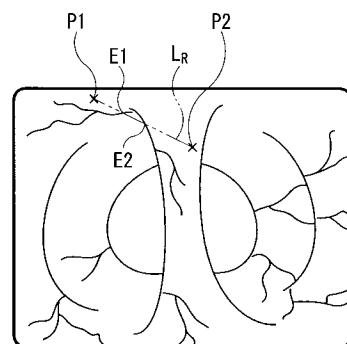
【図4】



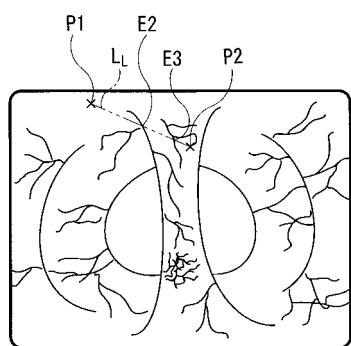
【図5】



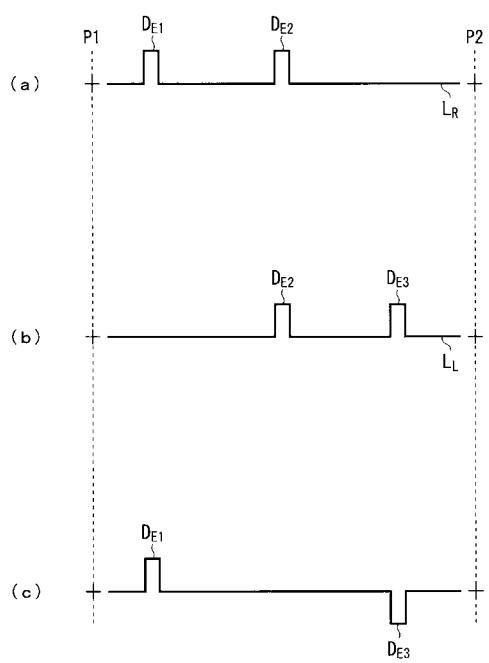
【図6】



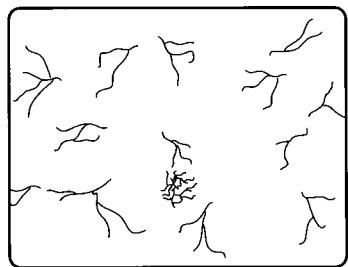
【図7】



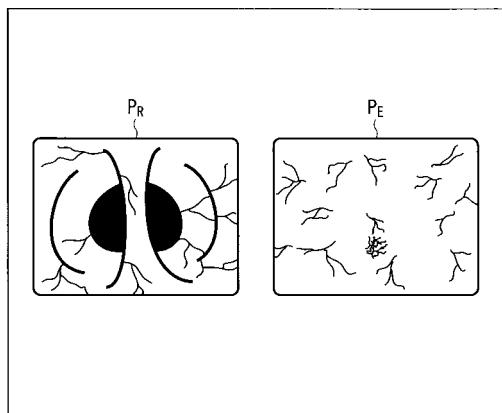
【図8】



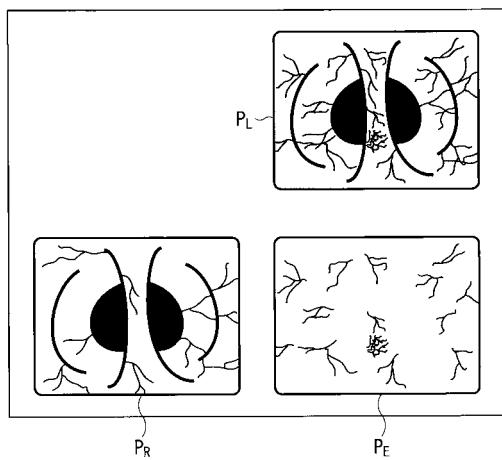
【図9】



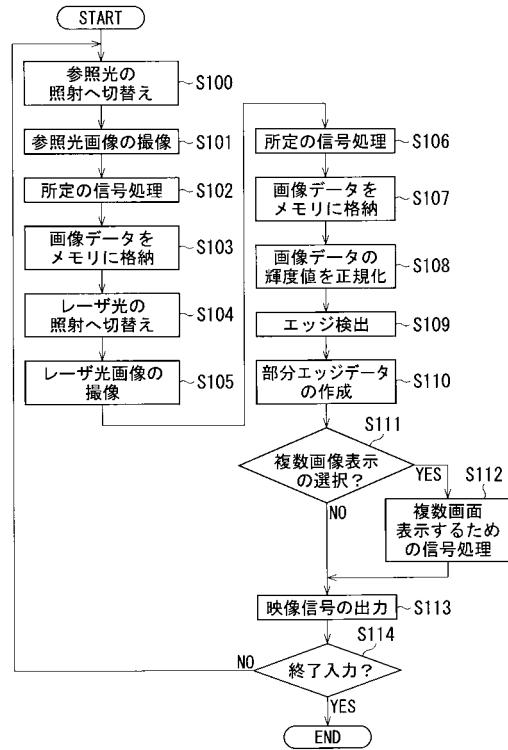
【図10】



【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36番9号 ペンタックス株式会社内

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開2002-034893(JP,A)  
特開2004-358051(JP,A)  
特開2003-126045(JP,A)  
特開2000-300568(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	1 / 0 0
G 0 6 T	1 / 0 0

专利名称(译)	图像处理设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4566754B2</a>	公开(公告)日	2010-10-20
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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA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 4C161/CC06 4C161/QQ01 4C161/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		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
其他公开文献	JP2006192009A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：清楚地显示在生物组织内壁下方的浅位置处运行的毛细管等。解决方案：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35a和图像信号处理电路36。通过连接内窥镜处理器20和在内窥镜50中，图像传感器53连接到第一信号处理电路35a。图像信号处理电路36使用由参考光发射时由图像传感器53产生的参考光图像信号形成参考光边缘数据，并且当使用激光时由图像传感器53产生的激光图像信号形成激光边缘数据。被释放。然后，图像信号处理电路36通过提取仅在激光边缘图像中显示的边缘，从参考光边缘数据和激光边缘数据形成部分边缘数据。

