

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5160276号  
(P5160276)

(45) 発行日 平成25年3月13日(2013.3.13)

(24) 登録日 平成24年12月21日(2012.12.21)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 19/00	(2006.01)	A 6 1 B 19/00	502
A 6 1 B 1/00	(2006.01)	A 6 1 B 1/00	300D
G 0 6 T 1/00	(2006.01)	A 6 1 B 1/00	300G
		G 0 6 T 1/00	290Z

請求項の数 26 (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2008-76412 (P2008-76412)
(22) 出願日	平成20年3月24日 (2008.3.24)
(65) 公開番号	特開2009-226072 (P2009-226072A)
(43) 公開日	平成21年10月8日 (2009.10.8)
審査請求日	平成22年6月15日 (2010.6.15)

前置審査

(73) 特許権者	306037311 富士フィルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人	100083116 弁理士 松浦 勝三
(72) 発明者	九貫 義幸 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内

審査官 石川 薫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像表示方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

第1の光源手段が、血管造影剤が投与された被検体に対して該血管造影剤を発光させるための近赤外の波長域の励起光を内視鏡の先端から所定の時間間隔で連続的に出射する工程と、

画像取得手段が、前記内視鏡に設けられた撮像手段によって前記励起光の出射期間に同期して撮影した被検体の画像を蛍光画像として取得する工程と、

第2の光源手段が、前記被検体に対して前記励起光の非出射期間に前記内視鏡の先端から連続的に可視光を出射する工程と、

画像取得手段が、前記撮像手段によって前記可視光の出射期間に同期して撮影した被検体の画像を通常画像として取得する工程と、

血管画像抽出手段が、前記取得した蛍光画像を所定の閾値により閾値処理して血管画像を抽出する工程と、

合成画像作成手段が、前記取得した通常画像に前記抽出した血管画像を重畳させた合成画像を作成する工程と、

合成画像出力手段が、前記作成された合成画像を表示手段に出力し、動画として表示手段に連続的に表示させる工程と、

を含み、

前記合成画像作成手段が前記合成画像を作成する工程は、前記閾値処理により抽出された血管画像とその背景とを示す2値化信号をキー信号として前記通常画像に前記血管画像

10

20

をキー合成することを特徴とする画像表示方法。

【請求項 2】

前記抽出された血管画像は、前記蛍光画像の濃度情報を含む血管画像、又は2値化された血管画像であることを特徴とする請求項1に記載の画像表示方法。

【請求項 3】

前記合成画像出力手段が前記合成画像を表示させる工程は、前記合成画像とともに、前記通常画像、蛍光画像及び血管画像のうちの少なくとも1つの画像を前記表示手段に同時に表示させることを特徴とする請求項1又は2に記載の画像表示方法。

【請求項 4】

前記蛍光画像は、前記励起光の透過特性、前記血管造影剤の発光特性及び濃度に基づいて前記被検体の生体組織表面から所定の深さまでに存在する血管の画像を含むことを特徴とする請求項1から3のいずれかに記載の画像表示方法。 10

【請求項 5】

前記所定の深さは、内視鏡手術用の処置具によって一度に切開される深さ以上であることを特徴とする請求項4に記載の画像表示方法。

【請求項 6】

処置具検出手段が、前記通常画像に基づいて手術用の処置具の先端位置を検出する工程と、

距離算出手段が、前記検出した処置具の先端位置と前記抽出した血管画像における血管の位置情報に基づいて前記処置具の先端位置から最も近い血管までの実寸距離を算出する工程と、 20

警告発生手段が、前記算出した実寸距離が所定の距離以下になると、警告を発する工程と、

を更に含むことを特徴とする請求項1から5のいずれかに記載の画像表示方法。

【請求項 7】

前記警告発生手段が前記警告を発する工程は、前記表示手段に警告文字を重畳して表示することを特徴とする請求項6に記載の画像表示方法。

【請求項 8】

前記警告発生手段が前記警告を発する工程は、前記表示手段に前記算出した実寸距離を重畳して表示することを特徴とする請求項6又は7に記載の画像表示方法。 30

【請求項 9】

前記警告発生手段が前記警告を発する工程は、前記警告文字又は実寸距離を表示する際に、前記警告文字又は実寸距離の色を変化させる表示、前記警告文字又は実寸距離を点滅させる表示、前記警告文字又は実寸距離の拡大縮小を繰り返す表示、及び前記警告文字又は実寸距離を拡大する表示のうちの少なくとも1つの表示を行うことを特徴とする請求項7又は8に記載の画像表示方法。

【請求項 10】

前記警告発生手段が前記警告を発する工程は、前記表示手段に表示された処置具の先端位置の近傍に、前記警告文字又は実寸距離を表示することを特徴とする請求項6から9のいずれかに記載の画像表示方法。 40

【請求項 11】

前記警告発生手段が前記警告を発する工程は、警告音又は警告音声を発することを特徴とする請求項6から10のいずれかに記載の画像表示方法。

【請求項 12】

入力手段が、前記表示手段の画面上での手術の開始点及び終了点の入力を受け付ける工程と、

安全領域算出手段が、前記受け付けた手術の開始点及び終了点の位置情報と、前記抽出した血管画像における血管の位置情報に基づいて血管及び血管近傍の危険領域を通過せずに前記手術の開始点と終了点とを結ぶ手術経路を算出する工程と、

安全領域表示手段が、前記算出した手術経路を前記合成画像に重畳して表示させる工程 50

と、

を更に含むことを特徴とする請求項 1 から 1 1 のいずれかに記載の画像表示方法。

【請求項 1 3】

前記安全領域算出手段が前記手術経路を算出する工程は、前記手術の開始点と終了点とを結ぶ最も安全な経路、又は最短経路を前記手術経路として算出することを特徴とする請求項 1 2 に記載の画像表示方法。

【請求項 1 4】

入力手段が、前記表示手段の画面上での手術の開始点及び終了点の入力を受け付ける工程と、

安全領域算出手段が、前記受け付けた手術の開始点及び終了点の位置情報と、前記抽出した血管画像における血管の位置情報とに基づいて血管及び血管近傍の危険領域以外の安全領域を算出する工程と、

安全領域表示手段が、前記算出した安全領域を識別可能に前記表示手段に表示させる工程と、

を更に含むことを特徴とする請求項 1 から 1 1 のいずれかに記載の画像表示方法。

【請求項 1 5】

血管造影剤が投与された被検体に対して該血管造影剤を発光させるための近赤外の波長域の励起光を内視鏡の先端から所定の時間間隔で連続的に照射する第 1 の光源手段と、

前記被検体に対して前記励起光の非照射期間に前記内視鏡の先端から連続的に可視光を照射する第 2 の光源手段と、

前記内視鏡に設けられ、前記第 1 、第 2 の光源手段による励起光又は可視光の照射に同期して被検体を交互に繰り返し撮影する撮像手段と、

前記撮像手段によって撮影された画像のうちの前記励起光の照射に同期して撮影された画像を蛍光画像として取得するとともに、前記可視光の照射に同期して撮影された画像を通常画像として取得する画像取得手段と、

前記画像取得手段によって取得した蛍光画像を所定の閾値により閾値処理して血管画像を抽出する血管画像抽出手段と、

前記画像取得手段によって取得した通常画像に前記血管画像抽出手段によって抽出した血管画像を重畠させた合成画像を作成する合成画像作成手段と、

前記合成画像作成手段によって作成された合成画像を動画として表示手段に出力する合成画像出力手段と、を備え、

前記合成画像作成手段は、前記閾値処理により抽出された血管画像とその背景とを示す 2 値化信号からなるキー信号を作成する手段と、前記作成したキー信号に基づいて前記通常画像に前記血管画像をキー合成する手段とを有することを特徴とする画像表示装置。

【請求項 1 6】

前記血管画像抽出手段は、前記蛍光画像の濃度情報を含む血管画像、又は 2 値化された血管画像を抽出することを特徴とする請求項 1 5 に記載の画像表示装置。

【請求項 1 7】

前記合成画像出力手段は、前記合成画像とともに、前記通常画像、蛍光画像及び血管画像のうちの少なくとも 1 つの画像を前記表示手段に同時に表示させることを特徴とする請求項 1 5 又は 1 6 に記載の画像表示装置。

【請求項 1 8】

前記通常画像に基づいて手術用の処置具の先端位置を検出する処置具検出手段と、

前記検出した処置具の先端位置と前記抽出した血管画像における血管の位置情報とに基づいて前記処置具の先端位置から最も近い血管までの実寸距離を算出する距離算出手段と、

前記算出した実寸距離が所定の距離以下になると、警告を発する警告発生手段と、

を更に備えたことを特徴とする請求項 1 5 から 1 7 のいずれかに記載の画像表示装置。

【請求項 1 9】

前記警告発生手段は、前記表示手段に警告文字を重畠して表示することを特徴とする請

10

20

30

40

50

求項 1 8 に記載の画像表示装置。

【請求項 2 0】

前記警告発生手段は、前記表示手段に前記算出した実寸距離を重畠して表示することを特徴とする請求項 1 8 又は 1 9 に記載の画像表示装置。

【請求項 2 1】

前記警告発生手段は、前記警告文字又は実寸距離を表示する際に、前記警告文字又は実寸距離の色を変化させる表示、前記警告文字又は実寸距離を点滅させる表示、前記警告文字又は実寸距離の拡大縮小を繰り返す表示、及び前記警告文字又は実寸距離を拡大する表示のうちの少なくとも 1 つの表示を行うことを特徴とする請求項 1 9 又は 2 0 に記載の画像表示装置。

10

【請求項 2 2】

前記警告発生手段は、前記表示手段に表示された処置具の先端位置の近傍に、前記警告文字又は実寸距離を表示することを特徴とする請求項 1 9 から 2 1 のいずれかに記載の画像表示装置。

【請求項 2 3】

前記警告発生手段は、警告音又は警告音声を発することを特徴とする請求項 1 8 から 2 2 のいずれかに記載の画像表示装置。

【請求項 2 4】

前記表示手段の画面上での手術の開始点及び終了点を入力する入力手段と、

前記入力手段によって入力された手術の開始点及び終了点の位置情報と、前記血管画像抽出手段によって抽出された血管画像における血管の位置情報とに基づいて血管及び血管近傍の危険領域を通過せずに前記手術の開始点と終了点とを結ぶ手術経路を算出する手術経路算出手段と、

20

前記算出された手術経路を前記合成画像に重畠して表示させる手術経路表示手段と、

を更に備えたことを特徴とする請求項 1 5 から 2 3 のいずれかに記載の画像表示装置。

【請求項 2 5】

前記手術経路算出手段は、前記手術の開始点と終了点とを結ぶ最も安全な経路、又は最短経路を前記手術経路として算出することを特徴とする請求項 2 4 に記載の画像表示装置

。

【請求項 2 6】

30

前記表示手段の画面上での手術の開始点及び終了点を入力する入力手段と、

前記入力手段によって入力された手術の開始点及び終了点の位置情報と、前記血管画像抽出手段によって抽出された血管画像における血管の位置情報とに基づいて血管及び血管近傍の危険領域以外の安全領域を算出する安全領域算出手段と、

前記算出した安全領域を識別可能に前記表示手段に表示させる安全領域表示手段と、

を更に備えたことを特徴とする請求項 1 5 から 2 3 のいずれかに記載の画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は画像表示方法及び装置に係り、特に内視鏡手術を支援する技術に関する。

40

【背景技術】

【0 0 0 2】

外科手術等を行う場合には、血管を傷つけないように十分に注意を払う必要があるが、被検体の生体組織表面から一定の深さ以上に存在する血管は確認することができないため、血管を傷つけるリスク（出血リスク）がある。

【0 0 0 3】

特に内視鏡手術は、低侵襲手術であるという利点があるものの、手術の術野が狭く、電気メス、超音波メス等の処置具の先端位置と血管の位置関係が把握しにくいため、出血リスクが通常の手術よりも高く、出血量が多い場合には出血に対するコントロールが難しいという問題がある。従って、内視鏡手術を行う場合には、内視鏡操作に十分に精通してい

50

る術者が行うことが要求される。

【0004】

従来、撮像装置により撮影された患部の画像に基づいて手術を支援する手術支援システムが提案されている（特許文献1）。この特許文献1に記載の手術支援システムは、手術経路線を近似する線や面の種類を指定し、かつ、撮影された立体画像上で手術経路の基準点を入力すると、全ての基準点を通る指定された線や面の手術経路を計算し、立体画像とともに手術経路を表示するようにしている。

【0005】

また、血管に注目した撮影を行う従来の技術としては、特許文献2に記載の発明がある。この特許文献2に記載の発明は、動物にインドシアニングリーン（ICG）等の蛍光染料を投与するとともに、蛍光染料を励起させる特定の波長の光を照射して血管造影画像を取得し、この血管造影画像から血管部分の開存性を評定するようにしている。

10

【0006】

一方、体内の血管等の管状通路から閉塞物を取り除く治療を支援するものとして、特許文献3に記載の発明がある。この特許文献3に記載の発明は、ステントなどの目標物とカテーテルチューブ先端との距離を、カテーテル先端部に設けたセンサーの出力によって測定し、目標物とカテーテルチューブ先端（センサー）との位置関係を使用者に知らせる表示を行うようにしている。

【0007】

また、従来、白色光（照明光）と励起光を1フィールド期間毎交互に、生体組織に向けて照射するとともに、撮像手段により1フィールド期間毎交互に照明光画像と蛍光画像を撮像し、交互に撮像された照明光画像と蛍光画像とを合成する電子内視鏡システムが提案されている（特許文献4）。

20

【0008】

この電子内視鏡システムは、生体組織に紫外線等の特定の波長の光（励起光）を照射すると、自家蛍光により蛍光を発するが、自家蛍光は病変組織では正常組織に比べて弱いという特性を利用し、生体組織の異常を観察するシステムであり、特に照明光画像と蛍光画像とを合成し、合成画像を見るだけで病変組織を特定できるようにしている。

【特許文献1】特開2007-75198号公報

30

【特許文献2】特表2003-510121号公報

【特許文献3】特表2001-510354号公報

【特許文献4】特開2004-254899号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

特許文献1に記載の発明は、医師が手術経路線を近似する線や面の種類を指定し、かつ種類に応じた数の基準点（例えば、「球面」の場合には、4点の基準点）を入力すると、入力された全ての基準点を通る指定された線や面の手術経路を計算し、その手術経路を医師に提示するものであり、血管を傷つけない最適な手術経路を提示するものではない。

【0010】

40

特許文献2に記載の発明は、血管造影画像を調べることにより外科手術中又は外科手術後の血管の開存性、組織部分における血流を評定するものであり、外科手術時に血管を傷つけないように支援するものではない。尚、血管造影画像は、手術を行う上で参考になるが、血流が流れている血管以外の組織部分を確認することができないため、血管造影画像を見ながら手術を行うことはできない。

【0011】

特許文献3に記載の発明は、ステントなどの目標物とカテーテルチューブ先端（センサー）との位置関係を使用者に知らせることができるが、電気メス等の処置具と血管との位置関係を知らせることができない。

【0012】

50

特許文献4に記載の発明は、白色光画像（照明光画像）と蛍光画像とを合成した合成画像を得るようにしているが、特許文献4に記載の蛍光画像は、紫外線等の特定の波長の光の照射によって自家蛍光する生体組織の画像であり、血管造影画像ではない。尚、白色光画像と蛍光画像との合成方法としては、各画素の色差信号は、白色光画像の色差信号を使用し、各画素の輝度信号は、白色光画像の輝度信号と蛍光画像の輝度信号とを所定の割合で加算して生成している。

#### 【0013】

本発明の目的は、外科手術を行う際に、生体組織表面が映された通常画面上に、該組織表面から所定の深さまでに存在する血管を重畳して表示することができ、これにより血管を傷つけるリスク（出血リスク）を大幅に低減することができる画像表示方法及び装置を提供することにある。10

#### 【0014】

本発明の他の目的は、手術用の処置具が血管に近接した場合には、警告を発して注意を喚起することができ、これにより出血トラブルを未然に防止することができる画像表示方法及び装置を提供することにある。

#### 【0015】

本発明の更に他の目的は、手術の開始点と終了点を入力するだけで、血管に接近しない適正な手術経路を提示することができ、これにより手術時の処置具をより安全に操作することができる画像表示方法及び装置を提供することにある。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0016】

前記目的を達成するために請求項1に係る画像表示方法は、第1の光源手段が、血管造影剤が投与された被検体に対して該血管造影剤を発光させるための近赤外の波長域の励起光を内視鏡の先端から所定の時間間隔で連続的に出射する工程と、画像取得手段が、前記内視鏡に設けられた撮像手段によって前記励起光の出射期間に同期して撮影した被検体の画像を蛍光画像として取得する工程と、第2の光源手段が、前記被検体に対して前記励起光の非出射期間に前記内視鏡の先端から連続的に可視光を出射する工程と、画像取得手段が、前記撮像手段によって前記可視光の出射期間に同期して撮影した被検体の画像を通常画像として取得する工程と、血管画像抽出手段が、前記取得した蛍光画像を所定の閾値により閾値処理して血管画像を抽出する工程と、合成画像作成手段が、前記取得した通常画像に前記抽出した血管画像を重畳させた合成画像を作成する工程と、合成画像出力手段が、前記作成された合成画像を表示手段に出力し、動画として表示手段に連続的に表示させる工程と、を含み、前記合成画像作成手段が前記合成画像を作成する工程は、前記閾値処理により抽出された血管画像とその背景とを示す2値化信号をキー信号として前記通常画像に前記血管画像をキー合成することを特徴としている。30

#### 【0017】

即ち、通常画像の場合には、生体組織表面の血管しか観察することができないが、血管造影剤が投与された被検体に対し、近赤外の波長域の励起光の照射によって血管造影剤を発光させた蛍光画像によれば、生体組織表面から所定の深さまでに存在する血管を観察することができる。そして、前記蛍光画像を所定の閾値により閾値処理して血管画像を抽出し、この血管画像を通常画像に重畳させた合成画像を作成・表示し、これにより生体組織表面を観察できるようにするとともに、生体組織表面から所定の深さまでに存在する血管も合成画像上で観察できるようにしている。また、通常画像に血管画像をキー合成することにより通常画像上に血管画像のみを貼り付けるように合成している。40

#### 【0018】

請求項2に示すように請求項1に記載の画像表示方法において、前記抽出された血管画像は、前記蛍光画像の濃度情報を含む血管画像、又は2値化された血管画像であることを特徴としている。

#### 【0020】

請求項3に示すように請求項1又は2に記載の画像表示方法において、前記合成画像出

10

20

30

40

50

力手段が前記合成画像を表示させる工程は、前記合成画像とともに、前記通常画像、蛍光画像及び血管画像のうちの少なくとも1つの画像を前記表示手段に同時に表示させることを特徴としている。これにより、合成画像以外の他の画像（通常画像、蛍光画像、あるいは血管画像）も参照することができる。

## 【0021】

請求項4に示すように請求項1から3のいずれかに記載の画像表示方法において、前記蛍光画像は、前記励起光の透過特性、前記血管造影剤の発光特性及び濃度に基づいて前記被検体の生体組織表面から所定の深さまでに存在する血管の画像を含むことを特徴としている。

## 【0022】

即ち、励起光の透過特性、血管造影剤の発光特性及び濃度等のパラメータによって撮像手段によって撮影可能な血管の深さが決まるため、目的の深さまでの血管を撮影できるように上記パラメータを決定することが好ましい。

## 【0023】

請求項5に示すように請求項4に記載の画像表示方法において、前記所定の深さは、内視鏡手術用の処置具によって一度に切開される深さ以上であることを特徴としている。これにより、合成画像上で血管が観察されていない箇所を切開する場合には、血管を傷つけないことが保証される。

## 【0024】

請求項6に示すように請求項1から5のいずれかに記載の画像表示方法において、処置具検出手段が、前記通常画像に基づいて手術用の処置具の先端位置を検出する工程と、距離算出手段が、前記検出した処置具の先端位置と前記抽出した血管画像における血管の位置情報に基づいて前記処置具の先端位置から最も近い血管までの実寸距離を算出する工程と、警告発生手段が、前記算出した実寸距離が所定の距離以下になると、警告を発する工程と、を更に含むことを特徴としている。

## 【0025】

即ち、通常画像を画像処理することにより処置具の先端位置を検出するとともに、この検出した処置具の先端位置から最も近い血管の位置を検出し、これらの検出した位置間の撮像手段の結像面上の距離に基づいて実寸距離を算出する。結像面上の距離から実寸距離を求める場合には、生体組織表面までの撮影距離、又は生体組織表面上の基準スケール（例えば、処置具の先端の大きさ）に基づいて実寸距離を換算する。そして、前記算出した実寸距離が所定の距離以下になると、処置具の先端位置が血管に近づいたことを知らせるために、警告を発するようにしている。

## 【0026】

請求項7に示すように請求項6に記載の画像表示方法において、前記警告発生手段が前記警告を発する工程は、前記表示手段に警告文字を重畠して表示することを特徴としている。

## 【0027】

請求項8に示すように請求項6又は7に記載の画像表示方法において、前記警告発生手段が前記警告を発する工程は、前記表示手段に前記算出した実寸距離を重畠して表示することを特徴としている。上記実寸距離を表示することにより、処置具の先端位置が血管に近づいたことを知らせることができる。

## 【0028】

請求項9に示すように請求項7又は8に記載の画像表示方法において、前記警告発生手段が前記警告を発する工程は、前記警告文字又は実寸距離を表示する際に、前記警告文字又は実寸距離の色を変化させる表示、前記警告文字又は実寸距離を点滅させる表示、前記警告文字又は実寸距離の拡大縮小を繰り返す表示、及び前記警告文字又は実寸距離を拡大する表示のうちの少なくとも1つの表示を行ふことを特徴としている。上記のような警告の表示形態により、警告を確認しやすくしている。

## 【0029】

10

20

30

40

50

請求項 10 に示すように請求項 6 から 9 のいずれかに記載の画像表示方法において、前記警告発生手段が前記警告を発する工程は、前記表示手段に表示された処置具の先端位置の近傍に、前記警告文字又は実寸距離を表示することを特徴としている。処置具の先端位置の近傍（即ち、注視している箇所）に警告を表示することにより、警告が見落とされないようにしている。

【 0 0 3 0 】

請求項 11 に示すように請求項 6 から 10 のいずれかに記載の画像表示方法において、前記警告発生手段が前記警告を発する工程は、警告音又は警告音声を発することを特徴としている。

【 0 0 3 1 】

請求項 12 に示すように請求項 1 から 11 のいずれかに記載の画像表示方法において、入力手段が、前記表示手段の画面上での手術の開始点及び終了点の入力を受け付ける工程と、安全領域算出手段が、前記受け付けた手術の開始点及び終了点の位置情報と、前記抽出した血管画像における血管の位置情報とに基づいて血管及び血管近傍の危険領域を通過せずに前記手術の開始点と終了点とを結ぶ手術経路を算出する工程と、安全領域表示手段が、前記算出した手術経路を前記合成画像に重畠して表示させる工程と、を更に含むことを特徴としている。

【 0 0 3 2 】

即ち、手術の開始点と終了点を入力するだけで、血管及び血管近傍の危険領域を通過しない手術経路（血管に接近しない適正な手術経路）を提示することができ、これにより手術時の処置具をより安全に操作することができるようになる。

【 0 0 3 3 】

請求項 13 に示すように請求項 12 に記載の画像表示方法において、前記安全領域算出手段が前記手術経路を算出する工程は、前記手術の開始点と終了点とを結ぶ最も安全な経路、又は最短経路を前記手術経路として算出することを特徴としている。尚、複数の手術経路の候補を表示させ、医師に選択させるようにしてもよい。また、提示された手術経路は、適宜修正できることが好ましい。

【 0 0 3 4 】

請求項 14 に示すように請求項 1 から 11 のいずれかに記載の画像表示方法において、入力手段が、前記表示手段の画面上での手術の開始点及び終了点の入力を受け付ける工程と、安全領域算出手段が、前記受け付けた手術の開始点及び終了点の位置情報と、前記抽出した血管画像における血管の位置情報とに基づいて血管及び血管近傍の危険領域以外の安全領域を算出する工程と、安全領域表示手段が、前記算出した安全領域を識別可能に前記表示手段に表示させる工程と、を更に含むことを特徴としている。

【 0 0 3 5 】

即ち、手術の開始点と終了点を入力するだけで、血管及び血管近傍の危険領域以外の安全領域（血管に接近しない領域）を提示することができ、これにより手術時の処置具をより安全に操作することができるようになる。尚、安全領域と危険領域とは、合成画像の濃度や色を変えることにより識別可能に表示することができる。

【 0 0 3 6 】

請求項 15 に係る画像表示装置は、血管造影剤が投与された被検体に対して該血管造影剤を発光させるための近赤外の波長域の励起光を内視鏡の先端から所定の時間間隔で連続的に照射する第 1 の光源手段と、前記被検体に対して前記励起光の非照射期間に前記内視鏡の先端から連続的に可視光を照射する第 2 の光源手段と、前記内視鏡に設けられ、前記第 1 、第 2 の光源手段による励起光又は可視光の照射に同期して被検体を交互に繰り返し撮影する撮像手段と、前記撮像手段によって撮影された画像のうちの前記励起光の照射に同期して撮影された画像を蛍光画像として取得するとともに、前記可視光の照射に同期して撮影された画像を通常画像として取得する画像取得手段と、前記画像取得手段によって取得した蛍光画像を所定の閾値により閾値処理して血管画像を抽出する血管画像抽出手段と、前記画像取得手段によって取得した通常画像に前記血管画像抽出手段によって抽出し

10

20

30

40

50

た血管画像を重畳させた合成画像を作成する合成画像作成手段と、前記合成画像作成手段によって作成された合成画像を動画として表示手段に出力する合成画像出力手段と、を備え、前記合成画像作成手段は、前記閾値処理により抽出された血管画像とその背景とを示す2値化信号からなるキー信号を作成する手段と、前記作成したキー信号に基づいて前記通常画像に前記血管画像をキー合成する手段とを有することを特徴としている。

【0037】

即ち、血管造影剤が投与された被検体に対して、近赤外の波長域の励起光と可視光とを交互に連続的に照射し、同一の撮像装置によって励起光又は可視光の照射に同期して被検体を交互に繰り返し撮影し、蛍光画像と通常画像とを取得するようにしている。そして、前記蛍光画像を所定の閾値により閾値処理して血管画像を抽出し、この血管画像を通常画像に重畳させた合成画像を作成・表示し、これにより生体組織表面を観察できるようにするとともに、生体組織表面から所定の深さまでに存在する血管も合成画像上で観察できるようにしている。近赤外の波長域の励起光は、ヘモグロビンや水を透過することができるため、生体組織表面から所定の深さまで到達し、その深さまでに血管が存在すると、血管造影剤を励起して蛍光を発光させることができる。したがって、生体組織表面から所定の深さまでに存在する血管を蛍光画像として撮影することができる。

10

【0039】

請求項16に示すように請求項15に記載の画像表示装置において、前記血管画像抽出手段は、前記蛍光画像の濃度情報を含む血管画像、又は2値化された血管画像を抽出することを特徴としている。

20

【0041】

請求項17に示すように請求項15又は16に記載の画像表示装置において、前記合成画像出力手段は、前記合成画像とともに、前記通常画像、蛍光画像及び血管画像のうちの少なくとも1つの画像を前記表示手段に同時に表示させることを特徴としている。尚、いずれの画像を合成画像と同時に表示させるかは、適宜選択できるようにしてもよい。

【0042】

請求項18に示すように請求項15から17のいずれかに記載の画像表示装置において、前記通常画像に基づいて手術用の処置具の先端位置を検出する処置具検出手段と、前記検出した処置具の先端位置と前記抽出した血管画像における血管の位置情報とに基づいて前記処置具の先端位置から最も近い血管までの実寸距離を算出する距離算出手段と、前記算出した実寸距離が所定の距離以下になると、警告を発する警告発生手段と、を更に備えたことを特徴としている。

30

【0043】

請求項19に示すように請求項18に記載の画像表示装置において、前記警告発生手段は、前記表示手段に警告文字を重畳して表示することを特徴としている。

【0044】

請求項20に示すように請求項18又は19に記載の画像表示装置において、前記警告発生手段は、前記表示手段に前記算出した実寸距離を重畳して表示することを特徴としている。

40

【0045】

請求項21に示すように請求項19又は20に記載の画像表示装置において、前記警告発生手段は、前記警告文字又は実寸距離を表示する際に、前記警告文字又は実寸距離の色を変化させる表示、前記警告文字又は実寸距離を点滅させる表示、前記警告文字又は実寸距離の拡大縮小を繰り返す表示、及び前記警告文字又は実寸距離を拡大する表示のうちの少なくとも1つの表示を行うことを特徴としている。

【0046】

請求項22に示すように請求項19から21のいずれかに記載の画像表示装置において、前記警告発生手段は、前記表示手段に表示された処置具の先端位置の近傍に、前記警告文字又は実寸距離を表示することを特徴としている。

【0047】

50

請求項 2 3 に示すように請求項 1 8 から 2 2 のいずれかに記載の 画像表示装置 において、前記警告発生手段は、警告音又は警告音声を発することを特徴としている。

【 0 0 4 8 】

請求項 2 4 に示すように請求項 1 5 から 2 3 のいずれかに記載の 画像表示装置 において、前記表示手段の画面上での手術の開始点及び終了点を入力する入力手段と、前記入力手段によって入力された手術の開始点及び終了点の位置情報と、前記血管画像抽出手段によって抽出された血管画像における血管の位置情報とに基づいて血管及び血管近傍の危険領域を通過せずに前記手術の開始点と終了点とを結ぶ手術経路を算出する手術経路算出手段と、前記算出された手術経路を前記合成画像に重畳して表示させる手術経路表示手段と、を更に備えたことを特徴としている。

10

【 0 0 4 9 】

請求項 2 5 に示すように請求項 2 4 に記載の 画像表示装置 において、前記手術経路算出手段は、前記手術の開始点と終了点とを結ぶ最も安全な経路、又は最短経路を前記手術経路として算出することを特徴としている。

【 0 0 5 0 】

請求項 2 6 に示すように請求項 1 5 から 2 3 のいずれかに記載の 画像表示装置 において、前記表示手段の画面上での手術の開始点及び終了点を入力する入力手段と、前記入力手段によって入力された手術の開始点及び終了点の位置情報と、前記血管画像抽出手段によって抽出された血管画像における血管の位置情報とに基づいて血管及び血管近傍の危険領域以外の安全領域を算出する安全領域算出手段と、前記算出した安全領域を識別可能に前記表示手段に表示させる安全領域表示手段と、を更に備えたことを特徴としている。

20

【発明の効果】

【 0 0 5 2 】

本発明によれば、外科手術を行う際に、生体組織表面を良好に観察することができる通常画像を表示することができるとともに、通常画像では表示することができない生体組織表面から所定の深さまでに存在する血管を通常画面上に重畳して表示することができ、これにより血管を傷つけるリスク（出血リスク）を大幅に低減することができる。

【 0 0 5 3 】

また、手術用の処置具が血管に近接した場合には、警告を発して注意を喚起することができ、これにより出血トラブルを未然に防止することができ、更に手術の開始点と終了点を入力するだけで、血管に接近しない適正な手術経路を提示することができ、これにより手術時の処置具をより安全に操作することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 5 4 】

以下、添付図面に従って本発明に係る 画像表示方法 及び 装置 の好ましい実施の形態について説明する。

【 0 0 5 5 】

< 画像表示装置 の外観 >

図 1 は本発明に係る 画像表示装置 の実施の形態を示す外観図である。

【 0 0 5 6 】

図 1 に示すように、この 画像表示装置 1 0 0 は、主として内視鏡の一種である腹腔鏡 1 0 0 と、プロセッサ 2 0 0 と、光源装置 3 0 0 と、モニタ装置 4 0 0 とから構成されている。尚、プロセッサ 2 0 0 は、光源装置 3 0 0 を内蔵するように構成されていてもよい。

40

【 0 0 5 7 】

腹腔鏡 1 0 0 は、電気コネクタ 1 1 0 及びライトガイド（ L G ）コネクタ 1 2 0 を介してそれぞれプロセッサ 2 0 0 及び光源装置 3 0 0 に着脱自在に取り付けられるようになっている。腹腔鏡 1 0 0 で撮影された被検体を示す画像は、プロセッサ 2 0 0 によって適宜画像処理された後、モニタ装置 4 0 0 に出力され、ここで術者によって観察される。

【 0 0 5 8 】

図 2 は腹腔鏡 1 0 0 を使用した腹腔鏡手術の模式図である。腹腔鏡手術では、腹壁に数

50

力所の穴を開け、トロッカ 20 を介して腹腔鏡 100 の挿入部先端 100A や、内視鏡手術に使用する電気メス 30 、鉗子等の処置具を挿入するとともに、炭酸ガスや空気を入れて腹壁を膨らませる。

【0059】

術者は、腹腔鏡 100 によって撮影した手術対象部位をモニタ装置 400 で観察しながら、処置具を操作して手術を進める。

【0060】

< 画像表示装置の内部構成 >

図 3 は 画像表示装置 10 の内部構成 を示すブロック図である。

【0061】

10

[腹腔鏡]

腹腔鏡 100 の挿入部先端 100A には、対物レンズ 130 、撮像素子 (CCD) 140 及び照明レンズ 150 が配設されている。

【0062】

対物レンズ 130 は、被検体を CCD 140 の受光面に結像させ、CCD 140 は、受光面上に結像された被検体像を各受光素子によって電気信号に変換する。この実施の形態の CCD 140 は、3 原色の赤 (R) 、緑 (G) 、青 (B) のカラーフィルタが所定の配列 (ベイヤー配列、ハニカム配列) で各画素ごとに配設されたカラー CCD である。

【0063】

また、腹腔鏡 100 の内部には、CCD 140 を駆動し、また CCD 出力を取り出すための配線 160 が設けられるとともに、ライトガイド 170 が設けられている。

20

【0064】

ライトガイド 170 の一端 170A は、LG コネクタ 120 を介して光源装置 300 に接続され、ライトガイド 170 他端 170B は、照明レンズ 150 に対面している。光源装置 300 から発せられた光は、ライトガイド 170 を経由して照明レンズ 150 から出射され、対物レンズ 130 の視野範囲を照明する。

【0065】

尚、この実施の形態の腹腔鏡 100 は、CCD 140 の前面に赤外カットフィルタが設けられていない点を除いて、一般的の腹腔鏡と同じ構成を有している。

【0066】

30

[プロセッサ]

プロセッサ 200 は、主として中央処理装置 (CPU) 210 、アナログ・フロント・エンド (AFE) 220 、画像入力コントローラ 222 、通常画像処理部 224 、蛍光画像処理部 226 、画像合成部 230 、CCD ドライバ 240 、タイミングジェネレータ (TG) 242 、キャラクタジェネレータ (CG) 244 、メモリ 246 、ビデオ出力部 248 、音声処理部 250 、スピーカ 252 、及び操作部 254 から構成されている。

【0067】

CPU 210 は、プログラム ROM を内蔵しており、このプログラム ROM には CPU 210 が実行する制御プログラムのほか、制御に必要な各種データ等が記録されている。CPU 210 は、操作部 254 からの撮影の指示等の指示入力に基づきプログラム ROM に記録された制御プログラムをメモリ 246 に読み出し、逐次実行することにより各部を制御する。尚、メモリ 246 は、プログラムの実行処理領域として利用されるほか、画像データ等の一時記憶領域、各種作業領域として利用される。

40

【0068】

腹腔鏡 100 内の CCD 140 は、TG 242 から CCD ドライバ 240 を介して供給される垂直転送クロック及び水平転送クロックに同期して、各画素に蓄積された電荷を 1 ラインずつシリアルな画像信号として出力する。CPU 210 は、TG 242 を制御して、CCD 140 の駆動を制御する。

【0069】

操作部 254 は、撮影の開始及び終了を指示するスイッチのほか、後述する手術経路の

50

計算を指示するスイッチ、手術経路の開始点及び終了点の指示入力を行うマウス等のポイントティングデバイスを有している。

【0070】

C C D 1 4 0 から出力される画像信号は、アナログ信号であり、このアナログの画像信号は、A F E 2 2 0 に取り込まれる。A F E 2 2 0 は、相関二重サンプリング回路 ( C D S )、及び自動ゲインコントロール回路 ( A G C )、及びA D 变換器 ( A D C ) を含んで構成されている。C D S は、画像信号に含まれるノイズの除去を行い、A G C は、ノイズ除去された画像信号を所定のゲインで増幅し、A D C は、アナログの画像信号を所定ビットの階調幅を持ったデジタルの画像信号に変換する。

【0071】

10  
画像入力コントローラ 2 2 2 は、所定容量のラインバッファを内蔵しており、A F E 2 2 0 から出力された 1 フレーム分の画像信号を蓄積する。この画像入力コントローラ 2 2 2 に蓄積された 1 フレーム分の画像信号は、バス 2 5 6 を介してメモリ 2 4 6 に格納される。

【0072】

バス 2 5 6 には、上記 C P U 2 1 0 、メモリ 2 4 6 、画像入力コントローラ 2 2 2 のほか、通常画像処理部 2 2 4 、蛍光画像処理部 2 2 6 、画像合成部 2 3 0 、C G 2 4 4 、ビデオ出力部 2 4 8 等が接続されており、これらはバス 2 5 6 を介して互いに情報を送受信できるようになっている。

【0073】

20  
メモリ 2 4 6 に格納された 1 フレーム分の画像信号は、通常画像処理部 2 2 4 又は蛍光画像処理部 2 2 6 に取り込まれ、それぞれ必要な画像処理が施される。通常画像処理部 2 2 4 、及び蛍光画像処理部 2 2 6 によって処理された画像は、画像合成部 2 3 0 によって合成される。尚、通常画像処理部 2 2 4 、蛍光画像処理部 2 2 6 、及び画像合成部 2 3 0 の詳細については後述する。

【0074】

画像合成部 2 3 0 によって合成された合成画像は、ビデオ出力部 2 4 8 によってモニタ装置 4 0 0 用の映像信号に変換され、モニタ装置 4 0 0 に出力される。

【0075】

また、C G 2 4 4 は、C P U 2 1 0 からの指令により警告文字等を発生し、画像合成部 2 3 0 に出力し、音声処理部 2 5 0 は、C P U 2 1 0 からの指令によりビープ音などの警告音や警告音声をスピーカ 2 5 2 から発生させる。

【0076】

[光源装置]

光源装置 3 0 0 は、主として白色の光源 3 1 0 、回転フィルタ 3 2 0 、絞り 3 3 0 、集光レンズ 3 4 0 、モータ駆動回路 3 5 0 、モータ 3 6 0 、及び自動光量調整回路 ( A L C ) 3 7 0 から構成されており、可視光と、特定の波長域 ( 近赤外域 ) の励起光とを交互にライトガイド 1 7 0 に入射させる機能を備えている。

【0077】

光源 3 1 0 としては、例えばハロゲンランプを使用することができる。ハロゲンランプから発せられる白色光は、4 0 0 n m ~ 1 8 0 0 n m の波長域を有している。回転フィルタ 3 2 0 は、その回転位置に応じて可視光のみを透過させ、又は近赤外域の励起光のみを透過させる。

【0078】

図 4 は回転フィルタ 3 2 0 の平面図である。同図に示すように、回転フィルタ 3 2 0 には、赤外カットフィルタ 3 2 2 と近赤外バンドパスフィルタ 3 2 4 とが設けられており、回転フィルタ 3 2 0 は、赤外カットフィルタ 3 2 2 が光源 3 1 0 の前面に位置する場合には、可視光 ( 4 0 0 n m ~ 7 0 0 n m ) のみを透過させ、近赤外バンドパスフィルタ ( 近赤外 B P F ) 3 2 4 が光源 3 1 0 の前面に位置する場合には、近赤外域の励起光 ( 例えば、8 0 0 n m 付近 ) のみを透過させる。

10

20

30

40

50

## 【0079】

モータ駆動回路350は、モータ360に駆動信号を出力し、回転フィルタ320を30回/秒の速度で回転させるとともに、TG242からの垂直同期信号に同期して赤外カットフィルタ322と近赤外BPF324とが切り替わるように位相を制御している。

## 【0080】

回転フィルタ320を透過した光は、絞り330及び集光レンズ340を介してライトガイド170の端面に導かれる。

## 【0081】

ALC370は、CPU210から加えられる撮影画像の明るさ情報に基づいて絞り330を制御し、撮影画像が一定の明るさに維持されるようにライトガイド170に入射させる光量を調整する。これにより、ハレーション等が生じないようにしている。

10

## 【0082】

上記構成の光源装置300により可視光をライトガイド170に入射させると、腹腔鏡100では、カラー画像（通常画像）を撮影することができ、励起光をライトガイド170に入射させると、腹腔鏡100では、励起光によって蛍光発光する生体組織の蛍光画像を撮影することができる。

## 【0083】

## [血管画像を含む蛍光画像の取得方法]

光を使って生体組織内の情報を得るために、生体組織が吸収する波長域の光を避ける必要がある。図5に示すように700nm以下の可視光の波長域では、ヘモグロビンの吸収があり、1000nm以上の波長域では、水の吸収があるため、この波長域の光は使用できない。700nm～1000nmの波長域（近赤外域）の光は、生体組織を比較的よく透過するため、「生体の分光学的窓」と呼ばれている。即ち、前述した近赤外域の励起光は、生体組織を比較的よく透過する光である。

20

## 【0084】

本発明では、生体組織の内部の血管を観察するために、被検体に血管造影剤を投与するとともに、近赤外域の励起光を照射して血管画像を含む蛍光画像を撮影する。尚、血管造影剤としては、励起光波長785nm及び蛍光波長805nmの蛍光試薬ICG（インドシアニングリーン）、励起光波長747nm及び蛍光波長776nmの蛍光試薬Cytを用いることができる。

30

## 【0085】

## &lt;第1の実施の形態&gt;

本発明は通常画像と蛍光画像とを交互に撮影する。蛍光画像を撮影する場合には、前述したように生体組織に近赤外域の励起光を照射する。

## 【0086】

図6は本発明に係る画像表示方法及び装置の第1の実施の形態を示すフローチャートである。

## 【0087】

まず、被検体の静脈から血管造影剤を投与する（ステップS10）。尚、血管造影剤は、体内で代謝されてしまうため、血中濃度を一定に保つように蛍光造影剤を投与する必要がある。また、血管造影剤の血中濃度が適正になるように（即ち、蛍光強度がピークになるように）血管造影剤を投与することが好ましい。

40

## 【0088】

続いて、通常画像と蛍光画像とを、1/60秒の周期の垂直同期信号（VD信号）に同期して1フレーム毎に交互に撮影する（ステップS12）。即ち、図7（A）に示すようにVD信号に同期して、光源装置300から可視光と励起光とを交互に発光させ、ライトガイド170及び照明レンズ150を介して被検体を照射する。これにより、CCD140により通常画像の露光（撮影）と蛍光画像の露光（撮影）とが交互に行われる（図7（B）, (F)）。

## 【0089】

50

通常画像の露光が行われると、次のV D信号に同期してC C D 1 4 0から画像信号（通常画像）の読み出しが行われ（図7（C））、続いて、図3に示した通常画像処理部224にて通常画像処理が行われる（図7（D），ステップS14）。

【0090】

通常画像処理部224は、リニアマトリクス回路、ホワイトバランス補正回路、ガンマ補正回路、及び同時化回路等を含み、これらの回路によって入力する通常画像を示すR、G、Bの画像信号を処理する。

【0091】

一方、蛍光画像の露光が行われると、次のV D信号に同期してC C D 1 4 0から画像信号（蛍光画像）の読み出しが行われ（図7（G））、続いて、図3に示した蛍光画像処理部226にて蛍光画像処理、及び血管画像の生成処理が行われる（図7（H），ステップS16、S18）。

10

【0092】

蛍光画像処理部226は、まずガンマ補正回路、同時化回路等により入力する蛍光画像を示すR、G、Bの画像信号を処理し、同時化回路での同時化処理後のR、G、Bの画像信号から輝度信号（濃度情報のみをもつ信号）を生成する。続いて、濃度情報のみをもつ蛍光画像から血管画像の生成を行う。

【0093】

図8は、図6のステップS18における血管画像生成（血管画像の抽出）の処理を示すフローチャートである。

20

【0094】

図8に示すようにステップS16で処理された蛍光画像を入力する（ステップS30）。次に、入力した蛍光画像を所定の閾値により閾値処理し、前記閾値によって設定した濃度以上の画素（蛍光発光した生体組織から光を受光した画素）の濃度情報を抽出するとともに、前記閾値によって2値化した2値化画像を抽出する（ステップS32）。尚、前記閾値としては、画素の濃度情報とノイズとを区別できる範囲内で可能な限り小さい値が好みしい。

【0095】

続いて、前記抽出した濃度情報又は2値化画像から血管画像のみを抽出する画像処理を行う（ステップS34）。例えば、血管の特徴量（細長い連続した形状等）とは異なる特徴量を有する画像部分やノイズ成分を削除するためのフィルタ処理を行う。

30

【0096】

上記のようにして画像処理された通常画像と蛍光画像（血管画像）は、図7（E）及び（I）に示すようにそれぞれ連続したフレームとなるように2フレームずつ出力され、同時に出力された通常画像と血管画像とは、図3に示した画像合成部230に出力され、ここで合成される。

【0097】

図9（A）及び（B）は、それぞれ画像合成部230に出力される通常画像及び血管画像の模式図である。

【0098】

40

図10は画像合成部230の内部構成を示すブロック図である。同図に示すように、画像合成部230は、ミキサ232、234、236と、色変換部238とを備えている。

【0099】

色変換部238には、濃度情報からなる血管画像が加えられており、色変換部238は、入力する血管画像を、予め設定された色（例えば、赤）になるように色変換し、変換後の血管画像をミキサ232に出力する。尚、色変換部238は、血管画像の濃度情報に対応した階調（明るい赤から暗い赤）の色になるように色変換する。

【0100】

ミキサ232の他の入力には、通常画像が加えられており、ミキサ232は、通常画像と血管画像とを合成する。このミキサ232での画像合成は、前記血管画像に対応する2

50

値画像（血管画像とその背景とを示す2値化信号）をキー信号として通常画像に血管画像をキー合成する。これにより、通常画像上に血管画像のみを貼り付けるように合成し、血管がない部分は通常画像が見えるように合成する。

【0101】

このようにして合成された合成画像は、ミキサ234に加えられる。ミキサ234の他の入力には、必要に応じてCG244から警告文字情報が加えられ、ミキサ234は、合成画像上に警告文字を合成できるようになっている。

【0102】

ミキサ234から出力された合成画像は、ミキサ236に加えられる。ミキサ236の他の入力には、CPU210から手術経路情報が加えられ、ミキサ236は合成画像上に手術経路を合成できるようになっている。尚、警告文字及び手術経路の合成表示の詳細については後述する。

【0103】

図6に戻って、上記のようにして画像合成部230にて合成された合成画像は、ビデオ出力部248を介してモニタ装置400に出力され、モニタ装置400に表示される（ステップS22）。図11は合成画像が表示されたモニタ画面の一例を示している。

【0104】

次に、操作部254からの手術終了の指示入力の有無に基づいて手術が終了したか否かを判別し、手術が終了していない場合にはステップS12に遷移し、手術が終了した場合には、本手術支援の処理を終了する（ステップS24）。

【0105】

尚、この実施の形態では、血管画像として、濃度情報に対応した階調をもった画像としたが、これに限らず、2値化画像でもよい。この場合には、血管画像を容易に確認することができるが、血管画像に濃度差がないため、血管の深さ方向の情報は得られない。

【0106】

[合成画像の他の表示例]

図12及び図13は、それぞれ合成画像を含む画像が表示されたモニタ画面の他の例を示している。

【0107】

図12に示すモニタ画面では、合成画像Aと通常画像Bとを並べて表示している。また、図13に示すモニタ画面では、合成画像Aと通常画像Bと血管画像Cとを並べて表示している。尚、図11、図12及び図13に示したモニタ画面は、操作部254での操作によって適宜切り替えることができるようにしてよい。

【0108】

[画像表示装置の他の実施の形態]

上記実施の形態の腹腔鏡100では、R、G、Bのカラーフィルタを有するCCD140を使用するようにしたが、これに限らず、白黒のCCD（図示せず）を使用するようにしてもよい。

【0109】

この場合には、光源装置300から可視光をライトガイド170に入射させる際に、R、G、Bの可視光を順次入射させる。

【0110】

即ち、光源装置300は、図4に示した回転フィルタ320の代わりに、図14に示す回転フィルタ329を使用する。この回転フィルタ329には、約90度の角度範囲毎に、Rフィルタ328R、Gフィルタ328G、Bフィルタ328B、及び近赤外BPF324が配設されている。また、Rフィルタ328R、Gフィルタ328G、Bフィルタ328Bには、赤外カットフィルタ（図示せず）も重畳して設けられている。

【0111】

この回転フィルタ329は、Rフィルタ328R、Gフィルタ328G、Bフィルタ328B、及び近赤外BPF324が光源310の前面に位置する場合には、それぞれR、

10

20

30

40

50

G、B の可視光、及び近赤外域の励起光を透過させる。

【0112】

この回転フィルタ329を、15回／秒の速度で回転させることにより、1/60秒周期毎にR光、G光、B光、及び励起光が切り替わる面順次光を発生することができる。

【0113】

図15は上記R光、G光、B光、及び励起光の面順次光を被検体に照射した場合の信号処理のタイミングチャートである。

【0114】

図15(A)に示すようにVD信号に同期して、光源装置300からR光、G光、B光、及び励起光が順番に発光され、R、G、B光による通常画像の露光、及び励起光の蛍光画像の露光が行われる(図15(B)、(F))。

10

【0115】

R、G、B光による通常画像の露光、及び励起光の蛍光画像の露光が行われると、それぞれ次のVD信号に同期してCCD140から画像信号の読み出しが行われ(図15(C)、(G))、続いて、画像信号の読み出し後に通常画像処理部224及び蛍光画像処理部226による画像処理が行われる(図15(D)、(H))。

【0116】

尚、R、G、Bの面順次の画像信号の処理の場合には、カラーフィルタの配列に対応した同時化処理は不要であり、それ以外の画像処理は、カラーのCCD140から得られる画像信号の処理とほぼ同様である。また、図15(D)では、R、G、Bの3つの色画像の読み出しが終了した後に、これらの画像に対する画像処理を開始するようにしたが、各色画像の読み出しが終了する毎に、その読み出した色画像に対する処理を開始するようにしてもよい。

20

【0117】

通常画像処理部224及び蛍光画像処理部226による画像処理が終了すると、通常画像と蛍光画像(血管画像)は、図15(E)及び(I)に示すようにそれぞれ連続したフレームとなるように4フレームずつ出力される。

【0118】

尚、図15(D)では、R<sub>1</sub>G<sub>1</sub>B<sub>1</sub>の3つの画像からカラー画像を生成し、次のR<sub>2</sub>G<sub>2</sub>B<sub>2</sub>の3つの画像から次のカラー画像を生成するようにしたが、これに限らず、R<sub>1</sub>G<sub>1</sub>B<sub>1</sub> G<sub>1</sub>B<sub>1</sub>R<sub>2</sub> B<sub>1</sub>R<sub>2</sub>G<sub>2</sub>...のように新たな色画像が取得される毎に、その色画像と直前の2つの色画像とからカラー画像を生成するようにしてもよい。これによれば、より滑らかなライブビュー画像を作成することができる。

30

【0119】

[光源装置の他の実施の形態]

図16は本発明に適用される光源装置の他の実施の形態を示すブロック図である。尚、図3に示した光源装置300と共に通する部分には同一の符号を付し、その詳細な説明は省略する。

【0120】

図16に示す光源装置300'は、図3に示した光源装置300にレーザ制御部500、半導体レーザ510、反射ミラー520、及びハーフミラー530が追加されている。また、回転フィルタ329は、図4に示した回転フィルタ320の近赤外BPF324の部分が遮光されたものが使用されている。

40

【0121】

上記構成の光源装置300'により可視光を発光させる場合には、光源310から発光された白色光の波長域を、回転フィルタ329の赤外カットフィルタにより可視光の波長域に制限し、赤外カットフィルタを透過させた可視光を、絞り330、集光レンズ340及びハーフミラー530を介してライトガイド170の入射端面に入射させる。

【0122】

一方、励起光を発光させる場合には、レーザ制御部500により半導体レーザ510が

50

間欠的にレーザ光を発光するように制御する。この半導体レーザ510の発光期間は、光源310から発光された白色光が回転フィルタ329によって遮光される遮光期間に同期するように制御される。

【0123】

半導体レーザ510は、800nm付近の近赤外域のレーザ光（励起光）を発光することができ、この励起光は、反射ミラー520及びハーフミラー530を介してライトガイド170の入射端面に入射する。

【0124】

また、図16に示した光源310の代わりに、白色発光ダイオードを使用することができ、この白色発光ダイオードをON/OFF制御することより、回転フィルタ329等を省略することができる。

10

【0125】

＜第2の実施の形態＞

図17は本発明に係る画像表示方法及び装置の第2の実施の形態を示すフローチャートである。

【0126】

第2の実施の形態は、第1の実施の形態によって合成画像が表示された画面上に、手術処置具と血管とが近接した場合に警告表示を行うようにしている。以下、警告表示等を行うための処理について説明する。

20

【0127】

図17において、通常画像を入力し（ステップS50）、入力した通常画像を画像処理することにより、電気メスの先端位置 $P_0$ を検出する（ステップS52）。電気メスの先端位置 $P_0$ の検出は、まず通常画像内から電気メスの画像を検出する。電気メスの具体的な検出方法としては、エッジ検出又は形状パターン検出による方法、電気メスの特徴点をベクトル化し、特徴点ベクトルを近似検出することによる、特徴点ベクトル近似法、使用する電気メス固有の色相検出による方法等の公知の方法を利用することができる。

【0128】

電気メスが検出されると、その検出した電気メスのエッジを追跡することによって先端位置 $P_0$ を検出することができる。

30

【0129】

次に、前記検出した電気メスの先端位置 $P_0$ から最短距離にある血管までの距離 $L$ を算出する（ステップS54）。この距離 $L$ の算出は、以下のようにして行う。

【0130】

図18に示すように電気メス30の先端位置 $P_0$ を基準にして、先端位置 $P_0$ から血管画像を放射方向に走査する。例えば、位置 $P_0$ から0時の方向に血管画像の画素値を走査し、最初に画素値が現れた画素の位置を血管壁と見なし、位置 $P_0$ と血管壁までのCCD140の結像面上の距離を算出する。この処理を、0時から12時まで所定の角度ずつ回転させながら繰り返し実行し、算出された複数の距離のうちの最小値を最短の距離 $L$ として求める。

40

【0131】

続いて、上記のようにして算出した距離 $L$ の実寸距離 $L'$ を算出する（ステップS56）。実寸距離 $L'$ を算出する方法としては、生体組織表面までの撮影距離を検出し、その撮影距離に基づいて実寸距離 $L'$ を算出する方法や、生体組織表面上に位置している基準スケール（例えば、寸法が既知の処置具等）の通常画像上での大さを検出し、その大きさに基づいて実寸距離 $L'$ を算出する方法が考えられる。

【0132】

生体組織表面までの撮影距離を検出する方法としては、腹腔鏡100の先端からレーザビームを撮影画像の中心に向かって出射する。生体組織表面までの撮影距離に応じて、前記レーザビームの輝点の位置が変化するため、レーザビームの輝点の画面上の位置を検出することによって撮影距離を求めることができる。また、レーザビームを複数本出射する

50

ことにより生体組織表面の複数箇所の距離を求めることができる。

【0133】

撮影距離  $X$  が検出されると、距離  $X$  と対物レンズ 130 の焦点距離  $f$  との比を、結像面上の距離  $L$  に乘算することによって実寸距離  $L'$  を求めることができる。

【0134】

このようにして算出した電気メス 30 の先端位置  $P_0$  から最短距離にある血管までの実寸距離  $L'$  が、危険か否かを判断するための基準の距離  $L_{ref}$  以下か否かを判別する（ステップ S58）。

【0135】

判別結果が「Yes」（ $L' \leq L_{ref}$ ）の場合には、合成画像上に警告を表示する（ステップ S60）。判別結果が「No」（ $L' > L_{ref}$ ）の場合には、ステップ S62 に遷移し、ステップ S60 での警告表示は行わない。

【0136】

図 19 に警告表示の一例を示す。同図に示す例では、「接近！」の警告文字を表示するとともに、引き出し線によってどの血管に接近しているか、また、その実寸距離（この例では、「2mm」）を同時に表示するようにしている。尚、矢印のようにポインタを血管の位置に表示したり、測っているポイントに点印を付けたりしてもよい。更に、実寸距離をバー表示したり、メータ表示するようにしてもよい。

【0137】

この警告文字及び実寸距離をモニタ装置 400 に表示させる場合には、CPU210 から警告文字及び実寸距離を示す信号を CG244 に出力し、CG244 から警告文字及び実寸距離を示す警告文字情報を画像合成部 230 に出力させる。図 10 に示すように画像合成部 230 のミキサ 234 は、CG244 から入力する警告文字情報に基づいて合成画像上に警告文字及び実寸距離を合成する。これにより、モニタ装置 400 の画面上に警告文字及び実寸距離が合成された合成画像を表示させることができる。

【0138】

尚、警告文字及び実寸距離の表示形態としては、表示色を変化させる表示、点滅させる表示、拡大縮小を繰り返す表示、又は拡大表示することが考えられる。これにより、警告文字及び実寸距離の表示に注意を喚起することができ、警告が見落とされないようにすることができる。

【0139】

また、この実施の形態では、警告文字及び実寸距離を同時に表示するようにしたが、これに限らず、警告文字及び実寸距離の一方を表示するようにしてもよい。

【0140】

更に、警告文字及び実寸距離の表示とともに、又は警告文字及び実寸距離の表示の代わりに、CPU210 から警告の音声指令を音声処理部 250 に出力し、音声処理部 250 から音声信号をスピーカ 252 に出力することにより、警告音又は警告音声を発生させるようにしてもよい。

【0141】

図 17 に戻って、ステップ S62 では操作部 254 からの手術終了の指示入力の有無に基づいて手術が終了したか否かを判別し、手術が終了していない場合にはステップ S64 に遷移し、手術が終了した場合には、本手術支援の処理を終了する。

【0142】

ステップ S64 及びステップ S66 では、ステップ S50 及びステップ S52 と同様にして新たに通常画像を入力し、電気メスの先端位置  $P_0$  を検出する。続いて、電気メスの先端位置  $P_0$  が前回の位置から移動したか否かを判別し、電気メスの先端位置  $P_0$  が移動した場合には、ステップ S54 に遷移させ、電気メスの先端位置  $P_0$  が移動していない場合には、ステップ S58 に遷移させる（ステップ S68）。

【0143】

<第 3 の実施の形態 >

10

20

30

40

50

図20は本発明に係る画像表示方法及び装置の第3の実施の形態を示すフローチャートである。

【0144】

第3の実施の形態は、第1の実施の形態によって合成画像が表示された画面上に、安全な手術経路を計算して重畠して表示することを特徴としている。以下、手術経路を表示するための処理等について説明する。

【0145】

図20において、手術者は、合成画像を見ながら所望の上で手術の始点位置  $P_A$ 、及び終点位置  $P_B$  を入力する(ステップS70)。これらの始点位置  $P_A$ 、及び終点位置  $P_B$  を入力する場合には、操作部254とモニタ装置400の画面とを使用し、例えば、手術支援装置10の動作モードを始点/終点位置入力モードに設定する。そして、モニタ装置400の画面上で始点位置  $P_A$  にマウスポインタを移動させ、マウスをクリックすることにより始点位置  $P_A$  を設定する。同様にして終点位置  $P_B$  を設定する。

10

【0146】

図21(A)は、始点位置  $P_A$ 、及び終点位置  $P_B$  を設定したときのモニタ画面の一例を示している。尚、設定された始点位置  $P_A$ 、及び終点位置  $P_B$  には、それぞれマーカーを表示することが好ましい。

【0147】

始点位置  $P_A$ 、及び終点位置  $P_B$  の設定が終了した後、術者が操作部254から手術経路の作成指示を入力すると、CPU210は、始点位置  $P_A$  から終点位置  $P_B$  までの危険領域を通らない手術経路を計算する(ステップS72)。

20

【0148】

図21を用いて手術経路の計算の一例を説明する。図21(B)に示す例では、始点位置  $P_A$  から終点位置  $P_B$  に向かって順番に血管間の中点  $P_1 \sim P_7$  を求める。例えば、中点  $P_1$  を求める場合には、始点位置  $P_A$  と終点位置  $P_B$  とを結んだ線分を挟む血管、又は線分が横断する血管を求める。図21(B)の例では、血管  $X_1$ 、 $X_2$  を求め、これらの血管  $X_1$ 、 $X_2$  が最も近づく位置を求める。そして、これらの血管  $X_1$ 、 $X_2$  が最も近づく位置の中点  $P_1$  を算出する。

【0149】

同様にして、中点  $P_2$  を求める場合には、前記求めた中点  $P_1$  と終点位置  $P_B$  とを結んだ線分を挟む血管、又は線分が横断する血管を求める。図21(B)の例では、血管  $X_2$ 、 $X_3$  を求め、これらの血管  $X_2$ 、 $X_3$  が最も近づく位置を求める。そして、最も近づく位置の中点  $P_2$  を算出する。

30

【0150】

一方、上記のようにして求めた中点  $P_3$  と終点位置  $P_B$  とを直線で結んだ場合には、その線分は、血管  $X_5$  を横断することになる。この場合には、この横断する血管  $X_5$  と、血管  $X_5$  を迂回する経路側の血管  $X_4$  とが最も近づく位置を求め、これらの位置の中点  $P_4$  を算出する。

【0151】

上記のようにして各中点  $P_1 \sim P_7$  の算出が終了すると、図21(C)に示すように始点位置  $P_A$  と終点位置  $P_B$  とを結ぶ手術経路Cであって、途中の各中点  $P_1 \sim P_7$  を通る手術経路Cを算出する。各点を通る手術経路Cは、例えばスプライン補間を使用し、全体としては滑らかな曲線になるように計算する。尚、血管間の中点の位置と血管との実寸距離を算出し、この実寸距離が危険な距離として予め設定された閾値以下の場合には、他の手術経路の計算を行うようとする。

40

【0152】

図20に戻って、手術経路の算出が終了すると、手術経路とともに、手術経路上の画像(例えば、始点位置  $P_A$ 、終点位置  $P_B$ 、及び各中点  $P_1 \sim P_7$  の近傍の画像)を、画面上の位置に関連づけて記憶する(ステップS74)。

【0153】

50

次に、画像が変化したか否かを、前記記憶した画像との比較により判別する（ステップS76）。画像の変化は、腹腔鏡100の撮影範囲の変化や術中の撮影対象の移動によって生じる。

【0154】

画像が変化しない場合には、ステップS72で算出した手術経路を、モニタ装置400に表示されている合成画像上に重ねて表示させる（ステップS80）。

【0155】

この手術経路をモニタ装置400に表示させる場合には、CPU210から手術経路を示す手術経路情報を画像合成部230に出力する。図10に示すように画像合成部230のミキサ236は、CPU210から入力する手術経路情報に基づいて合成画像上に手術経路を合成する。これにより、モニタ装置400の画面上に、手術経路が合成された合成画像を表示させることができる。

10

【0156】

一方、画像が変化したと判別されると、ステップS74で記憶した画像との各部分での画像のずれ量を算出し、そのずれ量だけ前記始点位置P<sub>A</sub>、終点位置P<sub>B</sub>、及び各中点P<sub>1</sub>～P<sub>7</sub>の位置を補正し、補正後の各位置に基づいて手術経路を再計算する（ステップS78）。そして、ステップS80では、再計算後の手術経路を表示させる。

【0157】

その後、手術が終了したか否かを操作部354からの手術終了の指示入力の有無に基づいて判別し、終了していない場合にはステップS76に遷移し、手術が終了した場合には、本手術支援の処理を終了する（ステップS82）。

20

【0158】

〔第3の実施の形態の変形例〕

図20のステップS72での手術経路の計算後にモニタ画面上に手術経路を表示させ、術者からの指示入力に基づいて（例えば、手術経路をマウスでドラッグして）手術経路を修正できるようにしてもよい

また、図22に示すように手術経路と血管との実寸距離を算出し、注意を要する箇所等に実寸距離や警告を表示するようにしてもよい。これによれば、手術経路に沿って切開する場合に、特に注意を要する箇所への切開を慎重に行うことができる。

30

【0159】

更に、手術の始点位置P<sub>A</sub>、及び終点位置P<sub>B</sub>の入力方法は、この実施の形態に限定されず、例えば、タッチパネル付きのモニタ装置の場合には、タッチペン等によって行うようにもよい。

【0160】

また、図23に示すように手術の始点位置P<sub>A</sub>、及び終点位置P<sub>B</sub>の入力後、手術経路が表示された場合に（図23（A）、（B））、その手術経路上の複数のポイントを、電気メスによってマーキングする。マーキングする箇所としては、始点位置P<sub>A</sub>、終点位置P<sub>B</sub>、及び手術経路を計算する上で必要なポイント（Q<sub>1</sub>～Q<sub>6</sub>）が選択される。そして、マーキング終了後に、図20のステップS74で記憶させた画像の代わりに、これらの複数のポイントを含む画像及びその位置を記憶させる。これによれば、手術経路上の特徴点の抽出が簡単になり、画像の変化に伴う手術経路の変更表示を、より簡単に行うことができる。

40

【0161】

〔手術経路の他の計算及び表示方法〕

図24は手術経路の他の計算方法を説明するための図である。

【0162】

図21に示した手術経路の計算方法は、各血管間の中点を通るように手術経路を算出したため、最も安全な手術経路を算出することができるが、図24に示す手術経路の計算方法は、危険領域を通過しない最短の手術経路を算出する方法である。

【0163】

50

図24に示すように手術の始点位置P<sub>A</sub>、及び終点位置P<sub>B</sub>が指定されると、これらの始点位置P<sub>A</sub>と終点位置P<sub>B</sub>とを結んだ線分の近傍の血管X<sub>1</sub>、X<sub>2</sub>、…を求める(図24(A))。続いて、血管X<sub>1</sub>、X<sub>2</sub>、…から一定距離の範囲の危険領域A<sub>1</sub>、A<sub>2</sub>、…を設定する(図24(B))。この危険領域A<sub>1</sub>、A<sub>2</sub>、…の設定は、予め設定された手術経路と血管壁との危険な実寸距離に基づいて行う。

#### 【0164】

続いて、手術の始点位置P<sub>A</sub>と点位置P<sub>B</sub>とを直線で結んだ時に(図24(C))、上記危険領域A<sub>1</sub>、A<sub>2</sub>、…を通過しない場合には、その直線を手術経路として設定するが、上記危険領域A<sub>1</sub>、A<sub>2</sub>、…を通過する場合には、下記のように迂回する手術経路を計算する。

10

#### 【0165】

即ち、図24(D)に示すように手術の始点位置P<sub>A</sub>から危険領域A<sub>1</sub>を通過しない最短の位置P<sub>1</sub>を求め、位置P<sub>A</sub>と位置P<sub>1</sub>とを直線で結んだ経路を手術経路とする。続いて、位置P<sub>1</sub>から危険領域A<sub>2</sub>を通過しない最短の位置P<sub>2</sub>を求め、その後、位置P<sub>2</sub>から危険領域A<sub>1</sub>を通過しない最短の位置P<sub>1'</sub>を求める。そして、位置P<sub>1</sub>とP<sub>1'</sub>との間の危険領域A<sub>1</sub>の円弧、及び位置P<sub>1'</sub>と位置P<sub>2</sub>とを直線で結んだ経路を手術経路とする。以下同様にして、位置P<sub>2</sub>とP<sub>2'</sub>との間の危険領域A<sub>2</sub>の円弧、及び位置P<sub>2'</sub>と位置P<sub>B</sub>とを直線で結んだ経路を手術経路とする(図24(E))。

#### 【0166】

これにより、危険領域を通過しない最短の手術経路を計算することができる。

20

#### 【0167】

また、図25に示すように手術経路を計算せずに、手術の始点位置P<sub>A</sub>から終点位置P<sub>B</sub>に至る安全領域を算出し、この算出した安全領域と危険領域(安全領域以外の領域)とを識別可能に表示するようにしてもよい。

#### 【0168】

上記安全領域は、危険領域を算出することにより求めることができる。例えば、手術の始点位置P<sub>A</sub>と終点位置P<sub>B</sub>とを結ぶ線分の近傍の各血管について、図24(B)に示したようにそれぞれ危険領域を設定する。そして、これらの危険領域を連結した領域に基づいて危険領域を算出する。そして、この算出した危険領域以外の領域を、安全領域として求める。

30

#### 【0169】

尚、安全領域と危険領域とは、合成画像の濃度や色を変えることにより識別可能に表示することができる。

#### 【0170】

また、安全経路、最短経路等の複数の手術経路を識別可能に同時に表示したり、複数の経路のうちの選択された手術経路のみを表示するようにしてもよい。更に、選択された手術経路を強調表示し、あるいは、選択された経路以外は目立たない表示する(色を変える、線を細くする)ようにしてもよい。

#### 【0171】

##### [その他の実施の形態]

40

この実施の形態では、腹腔鏡を使用する場合について説明したが、本発明は、これに限らず、各種の内視鏡(上部消化管内視鏡、小腸内視鏡、大腸内視鏡、胸腔鏡、喉頭内視鏡、気管支鏡、膀胱鏡、胆道鏡、関節鏡等)に適用でき、要は、通常画像と蛍光画像とを撮影できるものであれば、如何なるものにも適用できる。

#### 【0172】

また、血管画像を抽出する際に、第2の実施の形態で説明した技術より血管径の実寸を計測し、電気メス等での凝固作用によって止血できる細い血管(毛細血管等)については、画像処理によって血管画像から削除することが好ましい。

#### 【0173】

更に、少なくとも処置具による1回の切開時の深さ(例えば、電気メスの場合には、3

50

mm程度)以上 の血管を撮影することができるよう に、血管造影剤の種類、血中濃度、及び励起光の種類、強度等を設定する必要がある。

【0174】

更にまた、通常画像と蛍光画像とは1枚ずつ交互に撮影する場合に限らず、通常画像を連続して複数枚撮影する毎に蛍光画像を1枚撮影するようにしてもよい。これは、通常画像は、実際の処置具等が映されるライブビュー画像として使用されるため、リアルタイム性が要求されるが、蛍光画像は血管画像の抽出に使用されるため、通常画像と大幅にずれなければ問題がないからである。

【0175】

また、処置具としては、電気メスに限らず、超音波メス、マイクロ波メス、レーザメス、冷凍メス等の外科用手術具が考えられる。 10

【0176】

更に、本発明は、以上の例には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変形を行ってもよいことは言うまでもない。

【図面の簡単な説明】

【0177】

【図1】図1は本発明に係る手術支援装置の実施の形態を示す外観図である。

【図2】図3は画像表示装置の内部構成を示すブロック図である。

【図3】図3は画像記録部内の画像をグループ別の画像に分類した様子を示す図表である。 20

【図4】図4は回転フィルタの平面図である。

【図5】図5は光の波長と生体組織の光吸収率との関係を示すグラフである。

【図6】図6は本発明に係る画像表示方法及び装置の第1の実施の形態を示すフローチャートである。 25

【図7】図7は可視光及び励起光を交互に被検体に照射した場合の信号処理のタイミングチャートである。

【図8】図8は血管画像生成(血管画像の抽出)の処理を示すフローチャートである。

【図9】図9(A)及び(B)はそれぞれ画像合成部230に出力される通常画像及び血管画像の模式図である。 30

【図10】図10は画像合成部の内部構成を示すブロック図である。

【図11】図11は合成画像が表示されたモニタ画面の一例を示す図である。

【図12】図12は合成画像を含む画像が表示されたモニタ画面の他の例を示す図である。 35

【図13】図13は合成画像を含む画像が表示されたモニタ画面の更に他の例を示す図である。

【図14】図14は回転フィルタの他の例を示す平面図である。

【図15】図15はR光、G光、B光、及び励起光の面順次光を被検体に照射した場合の信号処理のタイミングチャートである。 40

【図16】図16は本発明に適用される光源装置の他の実施の形態を示すブロック図である。

【図17】図17は本発明に係る画像表示方法及び装置の第2の実施の形態を示すフローチャートである。 45

【図18】図18は電気メスの先端位置から最短距離にある血管までの距離の算出方法を説明するために用いた図である。

【図19】図19に警告表示の一例を示す図である。

【図20】図20は本発明に係る画像表示方法及び装置の第3の実施の形態を示すフローチャートである。 50

【図21】図21は手術経路の算出方法を説明するために用いた図である。

【図22】図22は血管と手術経路とを表示したモニタ画面の一例を示す図である。

【図23】図23は手術経路上のポイント指定方法を説明するために用いた図である。

【図24】図24は手術経路の他の計算方法を説明するために用いた図である。

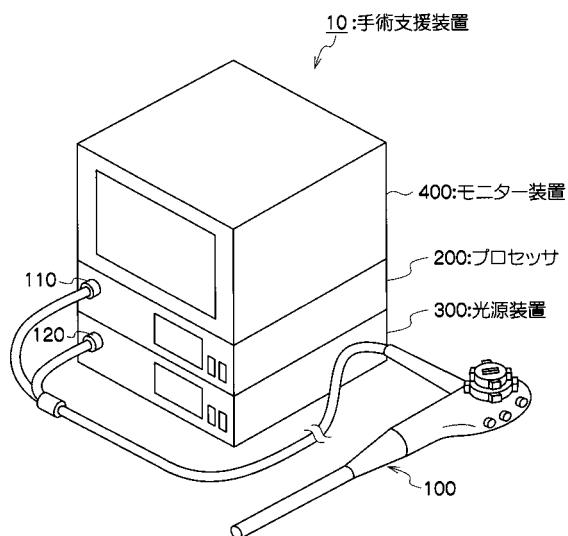
【図25】図25は手術時の安全領域と危険領域とを識別可能に表示した表示例を示す図である。

【符号の説明】

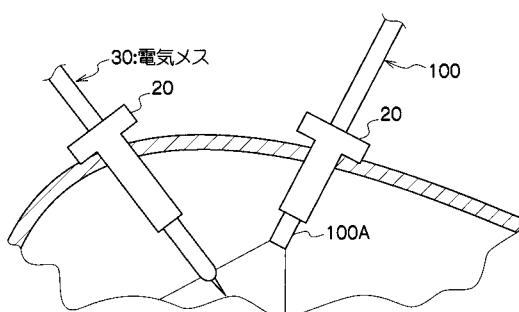
【0178】

10...画像表示装置、30...電気メス、100...腹腔鏡、140...CCD、170...ライトガイド、200...プロセッサ、210...中央処理装置(CPU)、224...通常画像処理部、226...蛍光画像処理部、230...画像合成部、244...キャラクタジェネレータ(CG)、248...ビデオ出力部、250...音声処理部、252...スピーカ、254...操作部、300...光源装置、310...光源、320、329...回転フィルタ、322...赤外カットフィルタ、324...近赤外バンドパスフィルタ、350...モード駆動回路、360...モータ、400...モニタ装置、500...レーザ制御部、510...半導体レーザ、520...反射ミラー、530...ハーフミラー

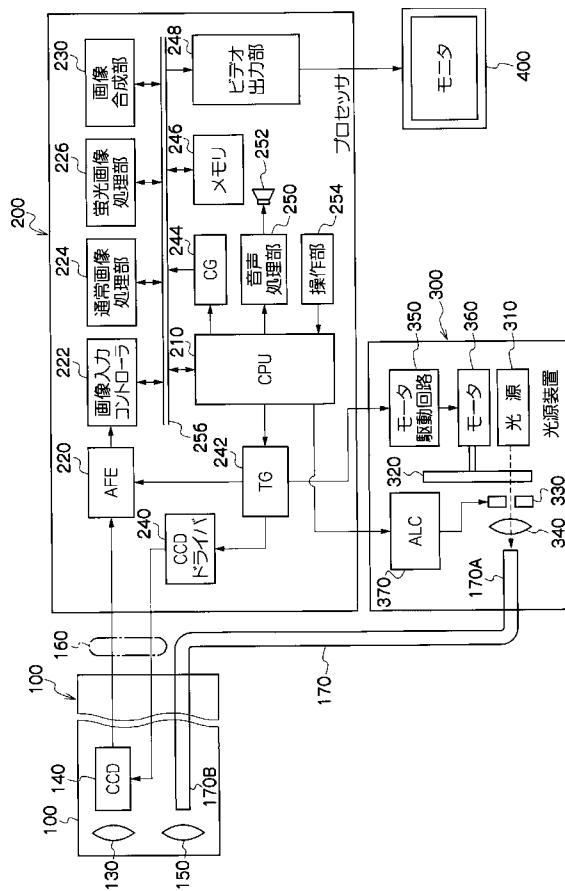
【図1】



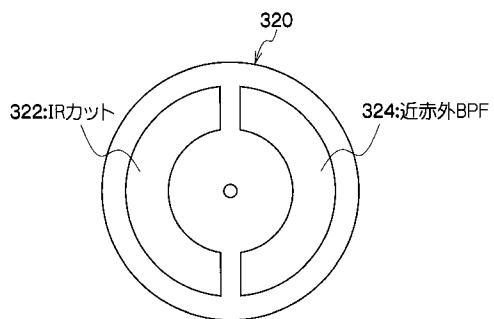
【図2】



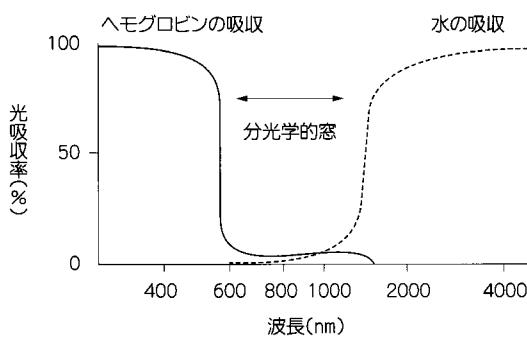
【図3】



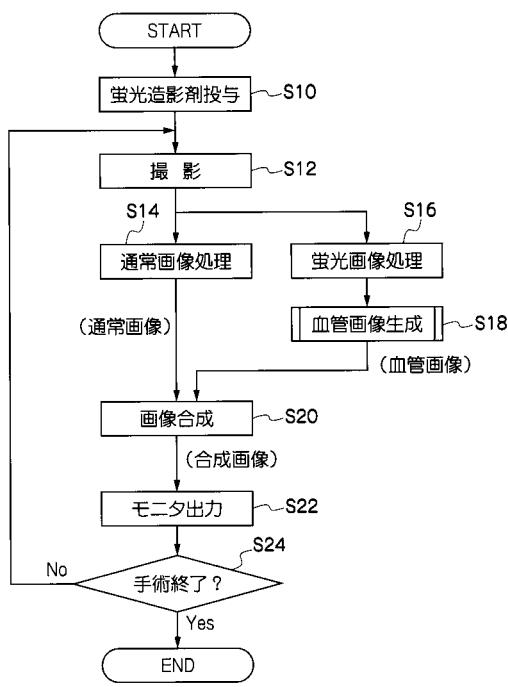
【 図 4 】



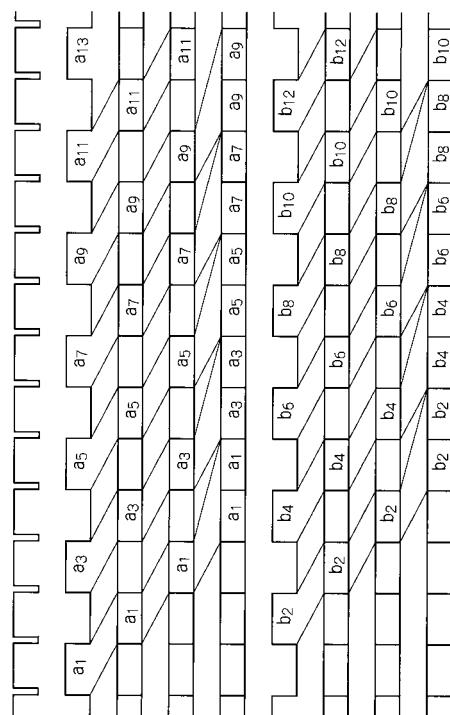
【 四 5 】



【図6】

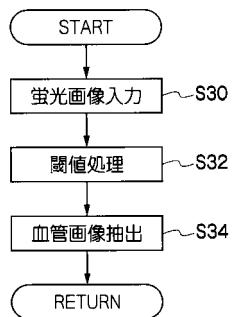


【図7】



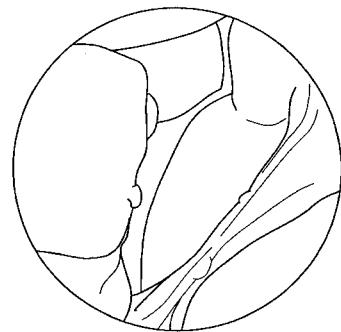
- (A) 垂直同期記号(VD)
  - (B) 通常画像露出光
  - (C) 通常画像読み出し
  - (D) 通常画像処理
  - (E) 通常画像出力
  - (F) 常光画像露出光
  - (G) 常光画像読み出し
  - (H) 常光画像処理
  - (I) 常光画像出力

【図 8】

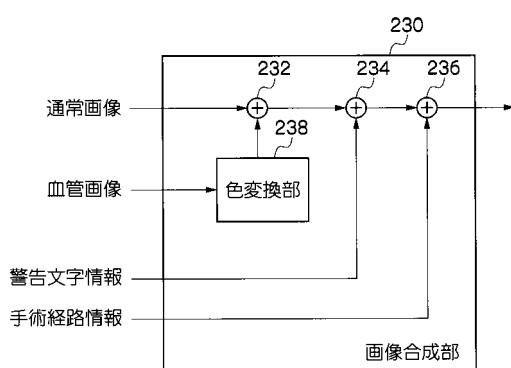


【図 9】

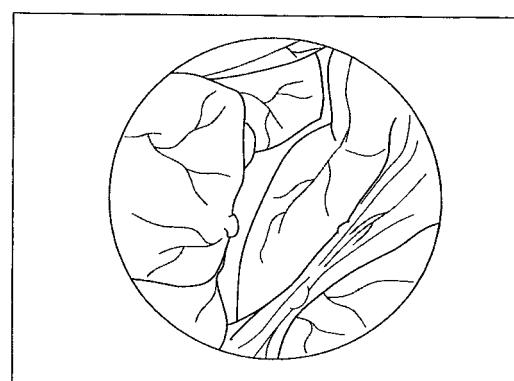
(A)通常画像

(B)蛍光画像  
(血管画像)

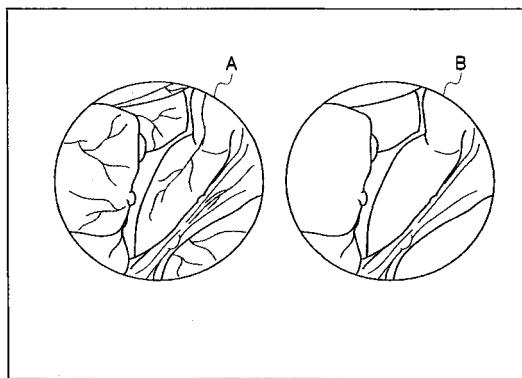
【図 10】



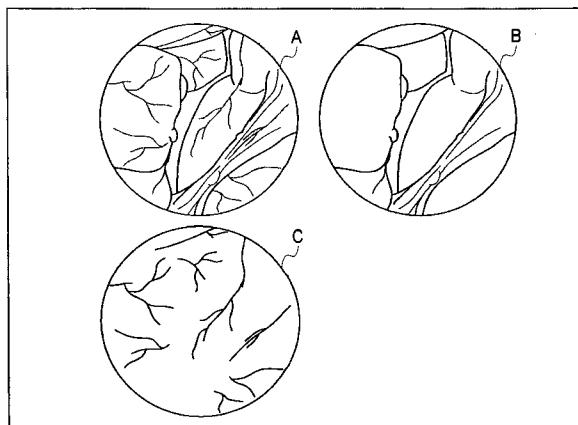
【図 11】



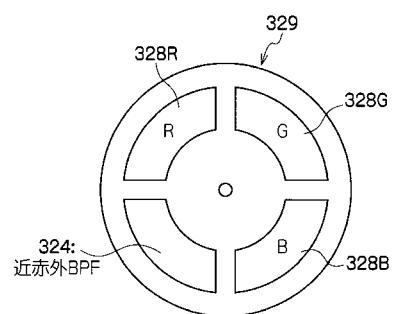
【図12】



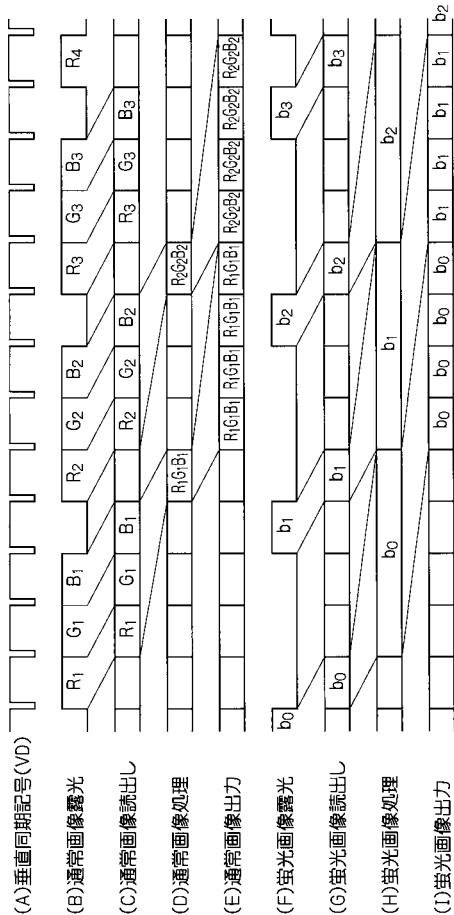
【図13】



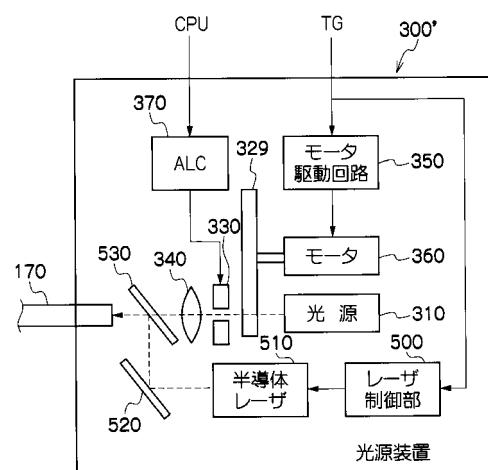
〔 四 1 4 〕



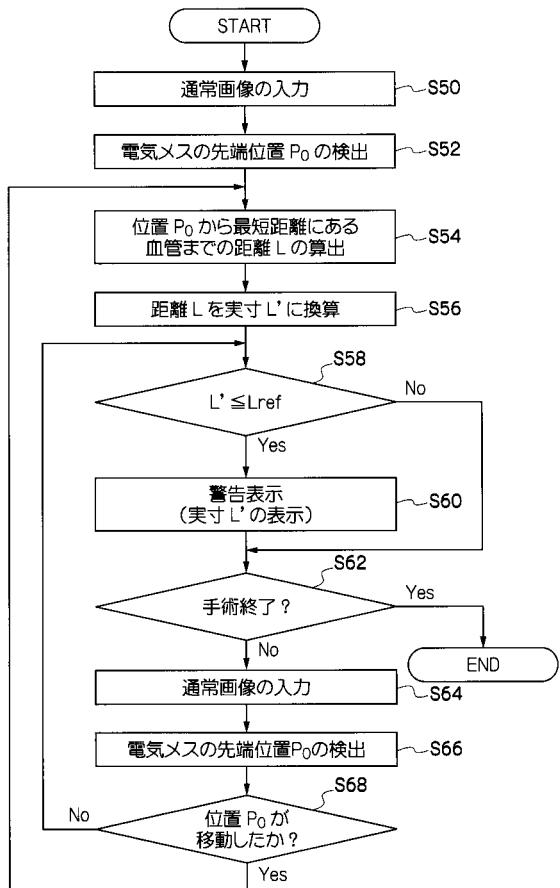
【 15 】



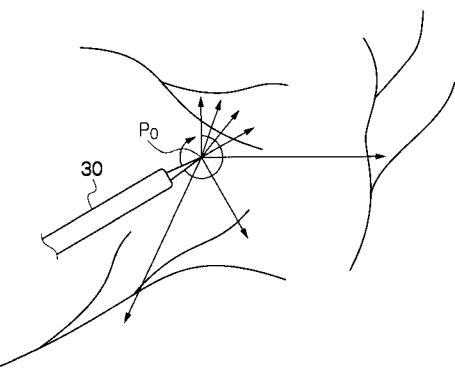
【 図 1 6 】



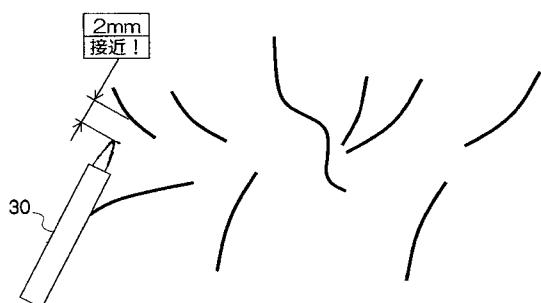
【図17】



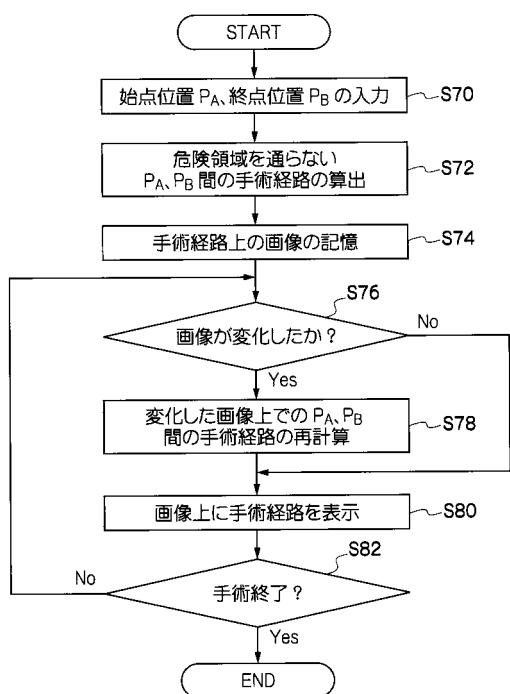
【図18】



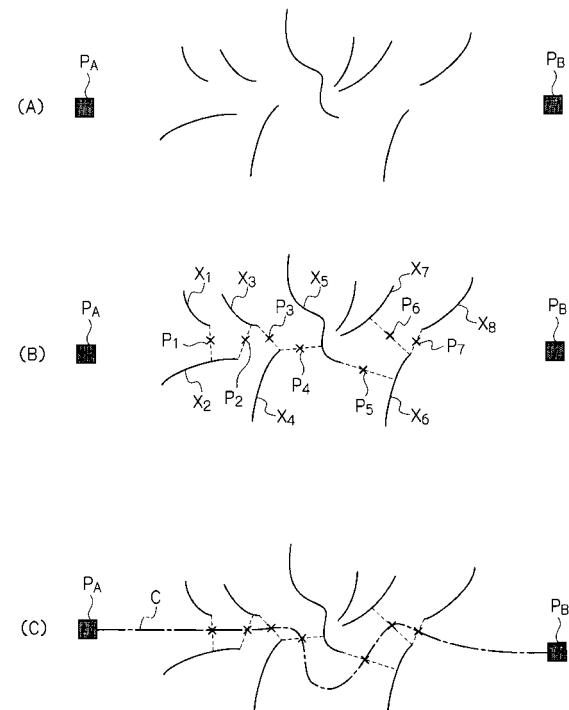
【図19】



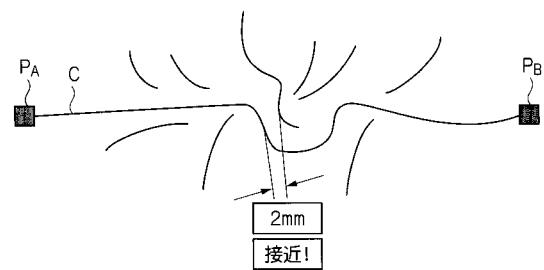
【図20】



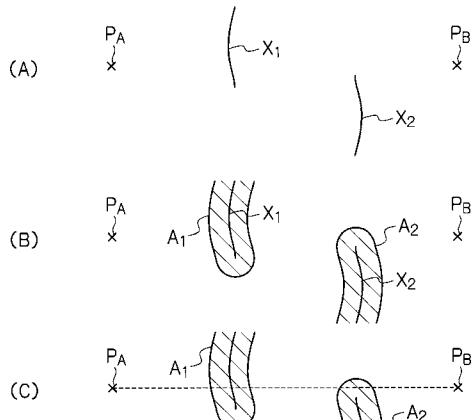
【図21】



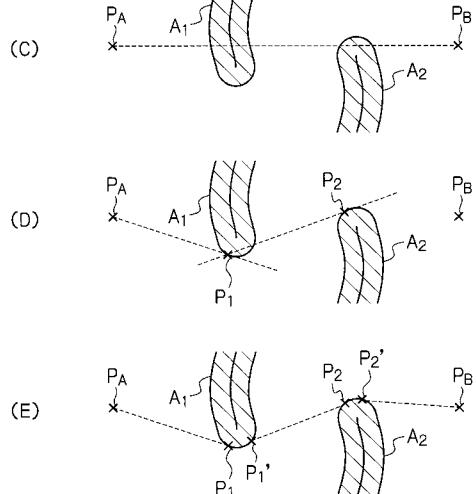
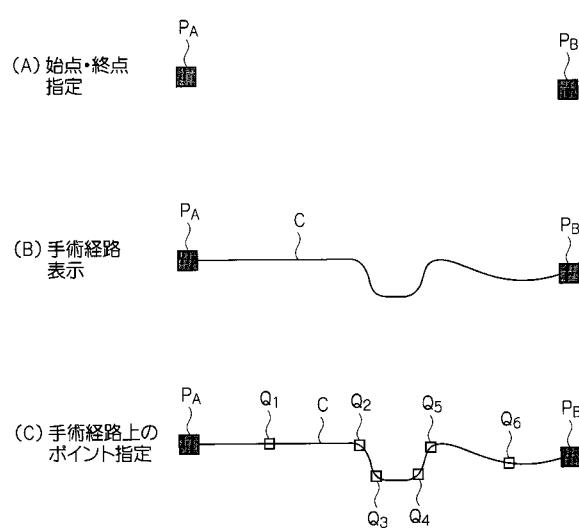
【図22】



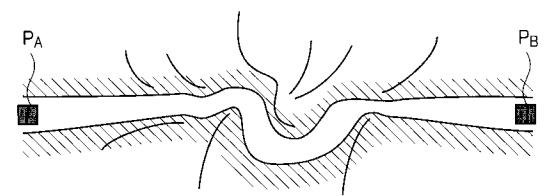
【図24】



【図23】



【図25】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特表2006-509573(JP,A)  
特開2002-074330(JP,A)  
特開2008-018172(JP,A)

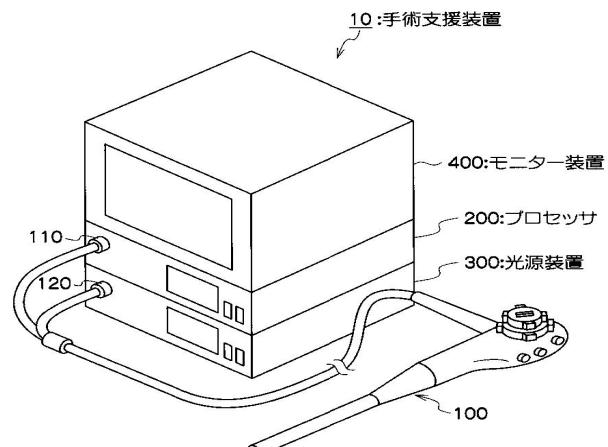
(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 19 / 0 0

专利名称(译)	图像显示方法和装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP5160276B2</a>	公开(公告)日	2013-03-13
申请号	JP2008076412	申请日	2008-03-24
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	九貫義幸		
发明人	九貫 義幸		
IPC分类号	A61B19/00 A61B1/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B1/00.300.D A61B1/00.300.G G06T1/00.290.Z A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/00.620 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B34/20 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C061/AA24 4C061/CC06 4C061/GG27 4C061/HH51 4C061/HH52 4C061/HH57 4C061/JJ17 4C061 /NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/RR05 4C061/RR14 4C061/RR26 4C061/SS11 4C061/SS21 4C061/WW10 4C061/WW13 4C061/WW17 4C061/WW18 4C161/AA24 4C161/CC06 4C161/GG27 4C161/HH51 4C161/HH52 4C161/HH57 4C161/JJ17 4C161 /NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR05 4C161/RR14 4C161/RR26 4C161/SS11 4C161/SS21 4C161/WW10 4C161/WW13 4C161/WW17 4C161/WW18 5B057/AA07 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057 /CB16 5B057/CE08 5B057/CE16 5B057/DA07 5B057/DC05 5L096/AA02 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA04 5L096/CA17 5L096/CA24 5L096/DA01 5L096/DA03 5L096/EA43 5L096/FA62 5L096 /FA66 5L096/FA69 5L096/GA40 5L096/GA51		
审查员(译)	石川馨		
其他公开文献	<a href="#">JP2009226072A</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

## 【 图 1 】



要解决的问题：能够在外科手术中显示活体组织表面的正常图像，以及存在的血管图像直到距组织表面的规定深度，以便这些图像可以堆积在上面。另一个。ŽSOLUTION：在指定波长范围内的激发光和可见光交替照射到已经施用血管造影剂的对象，以便成像装置交替地获得用激发光照射的荧光图像和正常图像。用于外科手术的组织。用指定的阈值处理所得的荧光图像以提取血管图像，然后通过将提取的血管图像放置在所得到的组织的正常图像之上来制备合成图像。由此获得的合成图像显示为动画。该合成图像将使医生能够观察用于外科手术的活组织表面和从其表面到其规定深度的血管。Ž