

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6323184号
(P6323184)

(45) 発行日 平成30年5月16日 (2018.5.16)

(24) 登録日 平成30年4月20日 (2018.4.20)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 34/20 (2016.01)

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/045 (2006.01)

A 6 1 B 34/20

A 6 1 B 1/00 5 2 2

A 6 1 B 1/00 5 5 0

A 6 1 B 1/00 5 5 2

A 6 1 B 1/00 5 5 3

請求項の数 11 (全 20 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2014-115769 (P2014-115769)
 (22) 出願日 平成26年6月4日 (2014.6.4)
 (65) 公開番号 特開2015-228955 (P2015-228955A)
 (43) 公開日 平成27年12月21日 (2015.12.21)
 審査請求日 平成29年1月18日 (2017.1.18)

(73) 特許権者 000002185
 ソニー株式会社
 東京都港区港南1丁目7番1号
 (74) 代理人 100121131
 弁理士 西川 孝
 (74) 代理人 100082131
 弁理士 稲本 義雄
 (72) 発明者 宮井 岳志
 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株
 式会社社内
 審査官 中村 一雄

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法、並びにプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定の間隔で配置された第1のセンサと第2のセンサから手術対象の部位を含む術野を撮像することにより得られた第1の画像と第2の画像から奥行き情報を生成する生成部と

生成された奥行き情報から視差画像を生成し、前記視差画像から直線的なエッジを検出することで、手術器具の3次元位置を検出する位置検出部と、

前記手術器具の3次元位置に対応する線分を延長した延長線と前記術野との交点を、前記手術器具の操作を行う術者の注目点であると推定する注目点推定部と、

前記第1の画像または前記第2の画像を用いて、前記注目点推定部により推定された前記注目点にフォーカスが合うように制御するフォーカス制御部と

を備える画像処理装置。

【請求項 2】

前記注目点を表す所定のマークを、ディスプレイに表示させる前記第1の画像または前記第2の画像に重畳する

請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記フォーカス制御部は、前記術者からの指示があったとき、フォーカスの制御を行い

前記術者からの指示は、フットペダルの操作、前記手術器具に備えられているボタンの

10

20

操作、または所定の言葉の発話により出される

請求項 1 または 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記フォーカス制御部は、光学ズームでピントが外れたと判断されたときにフォーカス制御を行う

請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記フォーカス制御部は、顕微鏡システムにおけるアームが動いたときに、フォーカス制御を行う

請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の画像処理装置。

10

【請求項 6】

前記手術器具の 3 次元位置に対応する線分を延長した延長線をさらに表示させる

請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記エッジは、前記視差画像内の輝度情報に基づいて検出される

請求項 1 乃至 6 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記エッジは、前記視差画像内の色情報に基づいて検出される

請求項 1 乃至 6 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記手術器具の 3 次元位置は、前記視差画像から、前記手術器具に付されたマーカを検出することで検出される

請求項 1 乃至 6 のいずれかに記載の画像処理装置。

20

【請求項 10】

画像処理装置が、

所定の間隔で配置された第 1 のセンサと第 2 のセンサから手術対象の部位を含む術野を撮像することにより得られた第 1 の画像と第 2 の画像から奥行き情報を生成し、

生成された奥行き情報から視差画像を生成し、前記視差画像から直線的なエッジを検出することで、手術器具の 3 次元位置を検出し、

前記手術器具の 3 次元位置に対応する線分を延長した延長線と前記術野との交点を、前記手術器具の操作を行う術者の注目点であると推定し、

前記第 1 の画像または前記第 2 の画像を用いて、前記注目点推定部により推定された前記注目点にフォーカスが合うように制御する

画像処理方法。

30

【請求項 11】

所定の間隔で配置された第 1 のセンサと第 2 のセンサから手術対象の部位を含む術野を撮像することにより得られた第 1 の画像と第 2 の画像から奥行き情報を生成し、

生成された奥行き情報から視差画像を生成し、前記視差画像から直線的なエッジを検出することで、手術器具の 3 次元位置を検出し、

前記手術器具の 3 次元位置に対応する線分を延長した延長線と前記術野との交点を、前記手術器具の操作を行う術者の注目点であると推定し、

前記第 1 の画像または前記第 2 の画像を用いて、前記注目点推定部により推定された前記注目点にフォーカスが合うように制御する

ステップを含む処理をコンピュータに実行させるプログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本技術は、画像処理装置、画像処理方法、並びにプログラムに関する。詳しくは、術者の手間をかけずに、術者の所望する術部を映し出すことができるようにする画像処理装置、画像処理方法、並びにプログラムに関する。

50

【背景技術】

【0002】

内視鏡を体内に挿入し、内視鏡により、手術対象となる体内の部位（術部）を被観察部として撮像して画面に映し出し、画面を見ながら術部に処置を施す内視鏡下手術が利用されている。内視鏡下手術では、光源装置からの照明光が被観察部へ照射され、内視鏡で得られた被観察部の光学像の画像信号に、所望の信号処理が施され、被観察部の光学像の画像が画面に映し出される。

【0003】

このような内視鏡下手術においては、手術を行う術者にとって最適な術部の視野（術野）を確保するために、状況に応じて、画面に映し出される被観察部の範囲や位置を適宜調整する必要がある。

10

【0004】

しかしながら、通常、術者は、手術を行うための手術器具を両手に保持しているため、上記のような画面調整の作業を自ら迅速に行うことができない。また、術者が画面調整を目的として直接調整機器等を操作することは、術部、医療機器、および、手術室等の清浄度を確保する観点から好ましくない。

【0005】

そこで、一般的には、術者がスコピスト等と呼ばれる補助者に対して指示を与えることにより、補助者が、術者からの指示に応じて調整機器を操作して、上記のような画面調整を行っている。

20

【0006】

しかしながら、補助者を介した方法では、術者の指示が正確に伝わらず、術者が希望する画面調整を迅速に行うことが難しい場合がある。

【0007】

そこで、補助者を介さずに画面調整を行う方法として、例えば、特許文献1では、輝度やコントラストが所定の期間変化しない領域に対してフォーカス制御を行うことが記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

30

【特許文献1】特開2011-139760号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、特許文献1によると、輝度やコントラストが所定の期間変化しない領域が、術者がフォーカスを合わせたい領域であるとは限らず、誤ったフォーカスが行われてしまう可能性があった。

【0010】

本開示は、このような状況に鑑みてなされたものであり、術者の手間をかけずに、術者が所望する術部に対してフォーカス制御を行えるようにするものである。

40

【課題を解決するための手段】

【0011】

本技術の一側面の画像処理装置は、所定の間隔で配置された第1のセンサと第2のセンサから手術対象の部位を含む術野を撮像することにより得られた第1の画像と第2の画像から奥行き情報を生成する生成部と、生成された奥行き情報から視差画像を生成し、前記視差画像から直線的なエッジを検出することで、手術器具の3次元位置を検出する位置検出部と、前記手術器具の3次元位置に対応する線分を延長した延長線と前記術野との交点を、前記手術器具の操作を行う術者の注目点であると推定する注目点推定部と、前記第1の画像または前記第2の画像を用いて、前記注目点推定部により推定された前記注目点にフォーカスが合うように制御するフォーカス制御部とを備える。

50

【 0 0 1 2 】

前記注目点を表す所定のマークを、ディスプレイに表示させる前記第 1 の画像または前記第 2 の画像に重畳することができる。

【 0 0 1 3 】

前記フォーカス制御部は、前記術者からの指示があったとき、フォーカスの制御を行い、前記術者からの指示は、フットペダルの操作、前記手術器具に備えられているボタンの操作、または所定の言葉の発話により出されるようにすることができる。

【 0 0 1 4 】

前記フォーカス制御部は、光学ズームでピントが外れたと判断されたときにフォーカス制御を行うことができる。

10

【 0 0 1 5 】

前記フォーカス制御部は、顕微鏡システムにおけるアームが動いたときに、フォーカス制御を行うことができる。

【 0 0 1 6 】

前記手術器具の 3 次元位置に対応する線分を延長した延長線をさらに表示させるようにすることができる。

【 0 0 1 7 】

前記エッジは、前記視差画像内の輝度情報に基づいて検出されるようにすることができる。

【 0 0 1 8 】

前記エッジは、前記視差画像内の色情報に基づいて検出されるようにすることができる。

20

【 0 0 1 9 】

前記手術器具の 3 次元位置は、前記視差画像から、前記手術器具に付されたマーカを検出することで検出されるようにすることができる。

【 0 0 2 0 】

本技術の一側面の画像処理方法は、画像処理装置が、所定の間隔で配置された第 1 のセンサと第 2 のセンサから手術対象の部位を含む術野を撮像することにより得られた第 1 の画像と第 2 の画像から奥行き情報を生成し、生成された奥行き情報から視差画像を生成し、前記視差画像から直線的なエッジを検出することで、手術器具の 3 次元位置を検出し、前記手術器具の 3 次元位置に対応する線分を延長した延長線と前記術野との交点を、前記手術器具の操作を行う術者の注目点であると推定し、前記第 1 の画像または前記第 2 の画像を用いて、前記注目点推定部により推定された前記注目点にフォーカスが合うように制御する。

30

【 0 0 2 1 】

本技術の一側面のプログラムは、所定の間隔で配置された第 1 のセンサと第 2 のセンサから手術対象の部位を含む術野を撮像することにより得られた第 1 の画像と第 2 の画像から奥行き情報を生成し、生成された奥行き情報から視差画像を生成し、前記視差画像から直線的なエッジを検出することで、手術器具の 3 次元位置を検出し、前記手術器具の 3 次元位置に対応する線分を延長した延長線と前記術野との交点を、前記手術器具の操作を行う術者の注目点であると推定し、前記第 1 の画像または前記第 2 の画像を用いて、前記注目点推定部により推定された前記注目点にフォーカスが合うように制御するステップを含む処理をコンピュータに実行させる。

40

【 0 0 2 2 】

本技術の一側面の画像処理装置、画像処理方法、並びにプログラムにおいては、所定の間隔で配置された第 1 のセンサと第 2 のセンサから手術対象の部位を含む術野を撮像することにより得られた第 1 の画像と第 2 の画像から奥行き情報が生成され、生成された奥行き情報から視差画像が生成され、視差画像から直線的なエッジが検出されることで、手術器具の 3 次元位置が検出され、手術器具の 3 次元位置に対応する線分を延長した延長線と術野との交点が、手術器具の操作を行う術者の注目点であると推定され、第 1 の画像また

50

は第２の画像を用いて、注目点推定部により推定された注目点にフォーカスが合うように制御される。

【発明の効果】

【００２５】

本技術の一側面によれば、術者が所望する術部に対してフォーカス制御を行えるようにすることができる。

【００２６】

なお、ここに記載された効果は必ずしも限定されるものではなく、本開示中に記載されたいずれかの効果であってもよい。

【図面の簡単な説明】

10

【００２７】

【図１】本開示に係る内視鏡システムの一実施の形態の構成例を示すブロック図である。

【図２】内視鏡システムの使用状態を説明する図である。

【図３】奥行き位置の算出方法を説明する図である。

【図４】奥行き位置の算出方法を説明する図である。

【図５】鉗子の位置検出を説明する図である。

【図６】注目点の位置検出を説明する図である。

【図７】ディスプレイに表示される重畳画像の例を示す図である。

【図８】フォーカス制御について説明するためのフローチャートである。

【図９】鉗子位置検出処理の詳細を説明するフローチャートである。

20

【図１０】注目点推定処理の詳細を説明するフローチャートである。

【図１１】フォーカス制御について説明するためのフローチャートである。

【図１２】本開示に係るコンピュータの一実施の形態の構成例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【００２８】

以下に、本技術を実施するための形態（以下、実施の形態という）について説明する。なお、説明は、以下の順序で行う。

１．内視鏡システムの構成例

２．フォーカス処理フロー

３．他のフォーカス処理フロー

４．記録媒体について

30

【００２９】

<内視鏡システムの構成例>

図１は、本開示に係る内視鏡システムの一実施の形態の構成例を示すブロック図である。

【００３０】

図１の内視鏡システムは、内視鏡カメラヘッド１１、CCU（カメラコントロールユニット）１２、操作部１３、及びディスプレイ１４により構成される。

【００３１】

この内視鏡システムは、手術対象となる体内の部位（術部）を被観察部として撮像してディスプレイ１４に映し出し、ディスプレイ１４を見ながら被観察部に処置を施す内視鏡下手術で用いられる。

40

【００３２】

内視鏡下手術では、例えば、図２に示されるように、内視鏡カメラヘッド１１の挿入部２５と、手術器具である２本の鉗子８１（８１Ａ及び８１Ｂ）が、患者の体内に挿入される。内視鏡カメラヘッド１１は、挿入部２５の先端から光を照射して患者の術部８２を照明して、２本の鉗子８１及び術部８２の状態を撮像する。

【００３３】

なおここでは、内視鏡を例にあげて説明するが、内視鏡のような医療用機器以外の機器に対しても本技術を適用できる。例えば、術部に該当する注目部位を、手術器具に該当す

50

る指示具や所定のデバイス等で何らかの処理を施す機器に対して適用できる。

【 0 0 3 4 】

内視鏡カメラヘッド 1 1 は、図 1 に示されるように、撮像部 2 1、光源 2 2、及び、フォーカスレンズ 2 3 を含んで構成される。

【 0 0 3 5 】

撮像部 2 1 は、第 1 撮像センサ 2 4 a と第 2 撮像センサ 2 4 b の 2 つの撮像センサ 2 4 を少なくとも有する。撮像センサ 2 4 は、例えば、CCD (Charge Coupled Device) や CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) センサなどで構成され、被写体を撮像して、その結果得られる画像を生成する。撮像センサ 2 4 には、いわゆる 4 K カメラと呼ばれる、水平方向 × 垂直方向の画素数が約 4 0 0 0 × 約 2 0 0 0 の画素数を有する高解像度のセンサを採用することができる。2 つの撮像センサ 2 4 は、左右方向に所定の間隔離れて配置されており、視点方向の異なる画像を生成し、CCU 1 2 に出力する。

10

【 0 0 3 6 】

本実施の形態では、2 つの撮像センサ 2 4 で撮像されて得られる画像を術部画像と称する。また、本実施の形態では、第 1 撮像センサ 2 4 a が右側、第 2 撮像センサ 2 4 b が左側に配置されているものとして、第 1 撮像センサ 2 4 a が生成する術部画像を R 画像、第 2 撮像センサ 2 4 b が生成する術部画像を L 画像ともいう。

【 0 0 3 7 】

光源 2 2 は、例えば、ハロゲンランプ、キセノンランプ、LED (Light Emitting Diode) 光源などで構成され、術部を照明するための光を出射する。

20

【 0 0 3 8 】

フォーカスレンズ 2 3 は、1 または複数のレンズで構成されており、CCU 1 2 のフォーカス制御部 4 6 (後述する) によって駆動され、被写体からの入射光 (像光) を撮像センサ 2 4 の撮像面上に結像する。

【 0 0 3 9 】

CCU 1 2 は、内視鏡カメラヘッド 1 1 の撮像部 2 1 で撮像されて得られた術部画像を処理する画像処理装置であり、奥行き情報生成部 4 1、鉗子位置検出部 4 2、注目点推定部 4 3、画像重畳部 4 4、操作制御部 4 5、及び、フォーカス制御部 4 6 により構成されている。

【 0 0 4 0 】

30

撮像部 2 1 で生成され、出力された R 画像及び L 画像は、CCU 1 2 の奥行き情報生成部 4 1 と画像重畳部 4 4 に供給される。また、R 画像及び L 画像の一方 (例えば、L 画像) は、フォーカス制御部 4 6 にも供給される。

【 0 0 4 1 】

奥行き情報生成部 4 1 は、供給された R 画像及び L 画像から、術部画像の奥行き情報を生成する。より具体的には、奥行き情報生成部 4 1 は、供給された R 画像及び L 画像を用いて、三角測量の原理により、術部画像内の各画素の奥行き方向の位置を算出する。

【 0 0 4 2 】

図 3 及び図 4 を参照して、三角測量の原理を用いた、術部画像内の各画素の奥行き位置の算出方法について説明する。

40

【 0 0 4 3 】

いま、第 1 撮像センサ 2 4 a と第 2 撮像センサ 2 4 b が、図 3 に示されるように、距離 T の間隔を開けて、横方向に並んで配置されており、第 1 撮像センサ 2 4 a と第 2 撮像センサ 2 4 b のそれぞれが、実世界上の物体 P を撮像しているものとする。

【 0 0 4 4 】

第 1 撮像センサ 2 4 a と第 2 撮像センサ 2 4 b の垂直方向の位置は同一であり、水平方向の位置だけが異なるので、第 1 撮像センサ 2 4 a と第 2 撮像センサ 2 4 b により得られる R 画像と L 画像の画像内における物体 P の位置は、x 座標位置のみが異なることとなる。

【 0 0 4 5 】

そこで、例えば、第 1 撮像センサ 2 4 a により得られる R 画像では、R 画像内に映る物体

50

Pのx座標が x^r であり、第2撮像センサ24bにより得られるL画像では、L画像内に映る物体Pのx座標が x^l であるとする。

【0046】

三角測量の原理を用いると、図4に示されるように、R画像中の物体Pのx座標 $=x^r$ は、第1撮像センサ24aの光学中心 O_r と物体Pとを結んだ直線上の位置に相当する。また、L画像中の物体Pのx座標 $=x^l$ は、第2撮像センサ24bの光学中心 O_l と物体Pとを結んだ直線上の位置に相当する。

【0047】

ここで、光学中心 O_r または O_l から、R画像またはL画像の撮像平面までの距離を f 、実世界の物体Pまでの距離（奥行き）を Z とすると、視差 d は、 $d = (x^l - x^r)$ で表される。

10

【0048】

また、 T 、 Z 、 d 、 f には、

【数1】

$$\frac{T-d}{Z-f} = \frac{T}{Z} \quad \dots (1)$$

の関係が成り立つ。

【0049】

従って、物体Pまでの距離 Z は、式(1)を変形して、次式(2)により求めることができる。

20

【数2】

$$Z = \frac{fT}{x^l - x^r} \quad \dots (2)$$

【0050】

図1の奥行き情報生成部41は、上述した三角測量の原理を用いて、術部画像内の各画素の奥行き Z を算出する。奥行き情報生成部41で算出された各画素の奥行き Z は、奥行き情報として、鉗子位置検出部42と注目点推定部43のそれぞれに供給される。

【0051】

30

鉗子位置検出部42は、奥行き情報生成部41から供給された術部画像の奥行き情報を用いて、術部画像内に映された鉗子81の位置を検出する。なお、上述したように、術部画像内には、2本の鉗子81が被写体として撮像される場合があるが、いずれか一方の鉗子81の位置が検出されればよい。どちらの鉗子81の位置を検出するかは、予め決めてもよいし、術部画像内でより検出しやすい方を検出するのでもよい。また、2本の鉗子81の位置を検出して勿論よい。

【0052】

図5を参照して、鉗子位置検出部42による鉗子81の位置検出について説明する。

【0053】

初めに、鉗子位置検出部42は、奥行き情報生成部41から供給された術部画像の奥行き情報から、視差画像を生成する。視差画像とは、奥行き情報である各画素の奥行き Z をグレースケールで表した画像である。

40

【0054】

図5Aは、視差画像の例を示しており、輝度値が大きい値ほど奥行き Z は小さく、術部画像中の被写体がより手前にあることを表している。

【0055】

次に、鉗子位置検出部42は、生成した視差画像から、輝度値の境界となるエッジを検出する。例えば、視差画像のなかで、隣接する画素の画素値の差分が所定の値以上である画素が、エッジとして検出される。

【0056】

50

エッジ検出成分を輝度値に基づく検出としているが、例えば、術野は、赤色が主成分であるのに対して、鉗子は、銀、白、黒などの赤とは異なる色であることが一般的である。このように術野と鉗子は、異なる色であるため、色成分情報に基づき、エッジ検出を行うことも可能である。すなわち、視差画像内の特定の色情報に基づいて、鉗子等の手術器具の3次元位置を検出するように構成することも可能である。

【0057】

ここでは、輝度値を用いる場合を例にあげて説明する。図5Bは、図5Aの視差画像に対して検出されたエッジの例を示している。

【0058】

次に、鉗子位置検出部42は、検出されたエッジのなかから、曲線的なエッジを除去し、一定以上の長さを有する直線的なエッジのみを検出する。

10

【0059】

鉗子81は棒状の形状を有しているため、鉗子81のエッジとして、所定の長さ以上の直線的なエッジが存在する。そこで、鉗子位置検出部42は、検出されたエッジのなかから、鉗子81のエッジとして、一定以上の長さを有する直線的なエッジのみを検出する。

【0060】

なお、鉗子位置検出部42は、鉗子81のエッジを特定する際、上記の一定以上の長さを有する直線的なエッジであるか否かの他に、検出された直線的なエッジが、術部画像の外縁部から続く直線であるか否かを判定してもよい。内視鏡カメラヘッド11の挿入部25と鉗子81が、図2に示したような位置関係にある場合、一般に、術部画像内において、鉗子81は、術部画像の外縁部から中心部へ延びるような位置で撮像されている。そのため、検出された直線的なエッジが術部画像の外縁部から続く直線であるか否かを判定することにより、鉗子81の検出精度をさらに上げることができる。

20

【0061】

次に、鉗子位置検出部42は、検出された直線的なエッジから、撮像画像内における3次元空間上の鉗子81の位置、即ち、鉗子81の姿勢を推定する。

【0062】

具体的には、鉗子位置検出部42は、図5Dに示されるように、検出された直線的なエッジから、鉗子81に対応する線分(直線)101を算出する。線分101は、例えば、検出された2本の直線的なエッジの中間線などで求めることができる。

30

【0063】

そして、鉗子位置検出部42は、算出された線分101上の所定の2点(x_1, y_1)及び(x_2, y_2)を検出し、検出された2点の位置(x_1, y_1)及び(x_2, y_2)の奥行き位置 z_1 及び z_2 を、供給された奥行き情報から取得する。これにより、術部画像内における鉗子81の3次元空間上の位置(x_1, y_1, z_1)及び(x_2, y_2, z_2)が特定される。

【0064】

なお、術部画像内の2本の鉗子81に対応して2つの線分が検出された場合には、より手前にある方を選択するなどして、検出された2つの線分のいずれか一方を選択することができる。

40

【0065】

図1に戻り、鉗子位置検出部42は、以上のようにして検出された鉗子81の3次元空間上の位置(x_1, y_1, z_1)及び(x_2, y_2, z_2)を、注目点推定部43に供給する。

【0066】

注目点推定部43には、奥行き情報生成部41から、術部画像の奥行き情報が供給されるとともに、鉗子位置検出部42から、鉗子81の姿勢を表す3次元空間上の2点の座標(x_1, y_1, z_1)及び(x_2, y_2, z_2)が供給される。

【0067】

注目点推定部43は、図6に示されるように、検出された鉗子81の位置を延長した先

50

に、術部 8 2 の注目点 Q が存在すると仮定して、3 次元空間上の術部 8 2 の注目点 Q の位置を推定する。術部 8 2 の注目点 Q は、検出された鉗子 8 1 の姿勢を延長した延長線と、術部 8 2 の表面の交点に相当する。推定された 3 次元空間上の術部 8 2 の注目点 Q の位置座標は、画像重畳部 4 4 に供給される。

【 0 0 6 8 】

画像重畳部 4 4 は、注目点推定部 4 3 から供給される注目点 Q を中心とした所定のマーク、例えば、× 印、所定の大きさの円形や四角形を、撮像部 2 1 から供給される術部画像の注目点 Q を中心とした位置に重畳した重畳画像を生成し、ディスプレイ 1 4 に表示させる。

【 0 0 6 9 】

画像重畳部 4 4 に、操作制御部 4 5 から、3 D 表示のオンまたはオフを指定する制御情報である表示モード情報が供給されるように構成することも可能である。画像重畳部 4 4 は、表示モード情報により 3 D 表示のオフが指定されている場合、R 画像及び L 画像のいずれか一方をディスプレイ 1 4 に供給し、術部画像を 2 D 表示させる。

【 0 0 7 0 】

一方、表示モード情報により 3 D 表示のオンが指定されている場合、画像重畳部 4 4 は、R 画像及び L 画像の両方をディスプレイ 1 4 に供給し、術部画像を 3 D 表示させる。ここで、3 D 表示とは、R 画像と L 画像を交互にディスプレイ 1 4 に表示させ、R 画像を術者の右眼で視認させ、L 画像を術者の左眼で視認させることにより、術者が術部画像を立体的に知覚する画像表示をいう。

【 0 0 7 1 】

操作制御部 4 5 は、操作部 1 3 から供給される操作信号に基づいて、各種の制御信号を所要の各部へ供給する。例えば、操作制御部 4 5 は、操作部 1 3 で行われた注目点 Q を含む領域にフォーカスを合わせるとの指示に応じて、フォーカスを合わせる指示を、フォーカス制御部 4 6 に供給する。

【 0 0 7 2 】

フォーカス制御部 4 6 は、撮像部 2 1 から供給される L 画像に基づいて、コントラスト法によるフォーカス制御を行う。具体的には、フォーカス制御部 4 6 は、内視鏡カメラヘッド 1 1 のフォーカスレンズ 2 3 を駆動し、撮像部 2 1 から供給される L 画像のコントラストを比較して、フォーカス位置を検出する。フォーカス制御部 4 6 は、注目点推定部 4 3 から、注目点 Q の位置座標を取得して、注目点 Q を中心とする所定の範囲内の領域をフォーカス制御対象領域としてフォーカス制御を行うことができる。

【 0 0 7 3 】

操作部 1 3 は、少なくともフットペダル 6 1 を備え、術者（操作者）からの操作を受け付け、術者が行った操作に対応する操作信号を操作制御部 4 5 に供給する。術者は、操作部 1 3 を操作することにより、例えば、ディスプレイ 1 4 に表示される注目点 Q を表すマークの位置に、フォーカスを合わせる、ディスプレイ 1 4 に表示される術部画像の 2 D 表示と 3 D 表示の切替え、内視鏡のズーム倍率の設定、などを行うことができる。

【 0 0 7 4 】

ディスプレイ 1 4 は、例えば LCD (Liquid Crystal Display) など構成され、画像重畳部 4 4 から供給される画像信号に基づいて、内視鏡カメラヘッド 1 1 の撮像部 2 1 で撮像された術部画像を表示する。また、重畳モードがオンに設定されている場合、ディスプレイ 1 4 は、撮像部 2 1 で撮像された術部画像、またはその術部画像に注目点推定部 4 3 で推定された注目点 Q の位置を表す所定形状のマークを重畳した重畳画像を表示する。

【 0 0 7 5 】

図 7 は、ディスプレイ 1 4 に表示される重畳画像の例を示している。

【 0 0 7 6 】

図 7 の重畳画像 1 0 0 では、撮像部 2 1 から供給された術部画像 1 1 0 に、注目点 Q を含む領域として決定された所定の大きさの注目領域 Q A が、四角形状のマークで表されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 7 】

術部画像 1 1 0 には、2 本の鉗子 8 1 A 及び 8 1 B が撮像されており、注目点 Q は、左側の鉗子 8 1 A の位置に基づいて推定されている。そして、重畳画像 1 0 0 には、推定された注目点 Q と、その注目点 Q を術者に認識させるためのマーク(図 7 では注目領域 Q A を表す四角形状)、及び、注目点 Q の推定で計算された延長線に対応するガイド線 1 1 1 が表示されている。

【 0 0 7 8 】

ガイド線 1 1 1 が表示されるように構成した場合、ガイド線 1 1 1 の表示により、腹腔内の 3 次元距離をより直感的に認識することが可能となり、平面視においても 3 次元的な距離情報を術者に提示することができるようになる。

10

【 0 0 7 9 】

図 7 では、注目点 Q を術者に認識させるためのマークとして四角形状を例示したが、四角形状に限らず、三角形など、他の形状でも良い。またバツ(×)印などの形状のマークが表示されるようにしても良い。

【 0 0 8 0 】

< フォーカス処理フロー >

次に、図 1 の内視鏡システムにおいて、注目点 Q を検出し、その注目点 Q の位置にフォーカスを合わせるときの処理について図 8 のフローチャートを参照して説明する。なお、このような注目点 Q を検出し、フォーカスを合わせるという処理(オートフォーカスの処理)を行うか否かは、術者により設定できるようにし、オートフォーカスを行うと設定されているときに、図 8 に示したフローチャートの処理が実行されるように構成することも可能である。

20

【 0 0 8 1 】

また、オートフォーカスを行うか否かの設定は、フットペダル 6 1 を操作することにより行えるように構成することも可能である。

【 0 0 8 2 】

また、図 8 に示したフォーカス処理フローに基づく処理は、術者が開始ボタン(フットペダル 6 1 でも良い)を操作したとき、光学ズームなどでピントが外れたと判断されたとき、などに開始されるように構成することができる。また本技術は、顕微鏡システムにも適用でき、顕微鏡システムにおけるアームが動いたときをトリガーとして、図 8 に示したフォーカス処理フローに基づく処理が開始されるように構成することもできる。

30

【 0 0 8 3 】

図 8 は、フォーカス処理のフローチャートを示している。図 8 のフォーカス処理が実行される状態では、内視鏡システムの各機器の電源が入っており、内視鏡カメラヘッド 1 1 の挿入部 2 5 や鉗子 8 1 が患者の体内に挿入され、患者の術部 8 2 が光源 2 2 により照明されている。

【 0 0 8 4 】

初めに、ステップ S 1 において、奥行き情報生成部 4 1 は、内視鏡カメラヘッド 1 1 の撮像部 2 1 から供給された R 画像及び L 画像から、術部画像の奥行き情報を生成する。より具体的には、奥行き情報生成部 4 1 は、図 4 を参照して説明した三角測量の原理を用いた式(2)により、術部画像内の各位置(画素)の奥行き Z を算出する。奥行き情報生成部 4 1 で算出された奥行き情報は、注目点推定部 4 3 と鉗子位置検出部 4 2 のそれぞれに供給される。

40

【 0 0 8 5 】

ステップ S 1 における処理は、撮像部 2 1 で撮影されている被写体表面の 3 次元位置を決定するための処理である。

【 0 0 8 6 】

ステップ S 2 において、鉗子位置検出部 4 2 は、奥行き情報生成部 4 1 から供給された術部画像の奥行き情報を用いて術部画像内の鉗子 8 1 の位置を検出する鉗子位置検出処理を実行する。ステップ S 2 における処理は、術者が持つ鉗子等の棒状の器具の 3 次元位置

50

を検出するための処理である。

【 0 0 8 7 】

< 鉗子位置検出処理の詳細フロー >

図 9 は、ステップ S 2 で実行される鉗子位置検出処理の詳細なフローチャートを示している。

【 0 0 8 8 】

鉗子位置検出処理では、初めに、ステップ S 2 1 において、鉗子位置検出部 4 2 が、奥行き情報生成部 4 1 から供給された術部画像の奥行き情報から、視差画像を生成する。

【 0 0 8 9 】

ステップ S 2 2 において、鉗子位置検出部 4 2 は、生成した視差画像から、輝度値の境界となるエッジを検出する。

10

【 0 0 9 0 】

ステップ S 2 3 において、鉗子位置検出部 4 2 は、検出されたエッジのなかから、曲線的なエッジを除去し、一定以上の長さを有する直線的なエッジのみを検出する。

【 0 0 9 1 】

ステップ S 2 4 において、鉗子位置検出部 4 2 は、検出された直線的なエッジから、術部画像内における 3 次元空間上の鉗子 8 1 の位置を推定する。これにより、図 5 D を参照して説明したように、術部画像内における鉗子 8 1 の 3 次元空間上の位置を示す 2 点の座標 (x_1, y_1, z_1) 及び (x_2, y_2, z_2) が決定される。

【 0 0 9 2 】

20

以上のようにして検出された術部画像内の鉗子 8 1 の位置 (x_1, y_1, z_1) 及び (x_2, y_2, z_2) は、注目点推定部 4 3 に供給され、処理は図 8 のステップ S 3 に進む。

【 0 0 9 3 】

ステップ S 3 において、注目点推定部 4 3 は、検出された鉗子 8 1 の位置を延長した先に、術部 8 2 の注目点 Q が存在すると仮定して、3 次元空間上の術部 8 2 の注目点 Q の位置を検出する注目点推定処理を実行する。

【 0 0 9 4 】

< 注目点推定処理の詳細フロー >

図 10 のフローチャートを参照して、図 8 のステップ S 3 で実行される注目点推定処理の詳細について説明する。

30

【 0 0 9 5 】

初めに、ステップ S 4 1 において、注目点推定部 4 3 は、鉗子位置検出部 4 2 から供給された、術部画像内における 3 次元空間上の鉗子 8 1 の位置 (x_1, y_1, z_1) 及び (x_2, y_2, z_2) を取得する。

【 0 0 9 6 】

ステップ S 4 2 において、注目点推定部 4 3 は、XY 平面における 2 点の鉗子座標 (X_1, Y_1) 及び (X_2, Y_2) を結ぶ線分 A の傾き a_1 を計算する。傾き a_1 は、以下の式で算出することができる。

$$a_1 = (Y_2 - Y_1) / (X_2 - X_1)$$

40

【 0 0 9 7 】

ステップ S 4 3 において、注目点推定部 4 3 は、XZ 平面における 2 点の鉗子座標 (X_1, Z_1) 及び (X_2, Z_2) を結ぶ線分 B の傾き a_2 を計算する。傾き a_2 は、以下の式で算出することができる。

$$a_2 = (Z_2 - Z_1) / (X_2 - X_1)$$

【 0 0 9 8 】

ステップ S 4 4 において、注目点推定部 4 3 は、XY 平面における線分 A を、画面中心方向に所定の長さ W だけ延長したときの X 座標値である座標 X_3 を決定する。所定の長さ W は、例えば、線分 A の $1/N$ (N は正の整数) で定義することができる。

【 0 0 9 9 】

50

ステップS 4 5において、注目点推定部4 3は、 $Y_3 = a_1 * X_3$ を計算し、XY平面における線分Aの延長点(X_3, Y_3)を計算する。ここで、“*”は乗算を表す。

【0 1 0 0】

ステップS 4 6において、注目点推定部4 3は、線分Aの延長点(X_3, Y_3)のXZ平面上的奥行き Z_3 を、 $Z_3 = a_2 * X_3$ により計算する。ここで計算された延長点(X_3, Y_3)の奥行き Z_3 は、延長点(X_3, Y_3)の理論値に相当する。

【0 1 0 1】

ステップS 4 7において、注目点推定部4 3は、奥行き情報生成部4 1から供給された奥行き情報から、線分Aの延長点(X_3, Y_3)の奥行き Z_4 を取得する。ここで、取得される延長点(X_3, Y_3)の奥行き Z_4 は、延長点(X_3, Y_3)の実値に相当する。

10

【0 1 0 2】

ステップS 4 8において、注目点推定部4 3は、延長点(X_3, Y_3)の理論値である奥行き Z_3 が、実値の奥行き Z_4 よりも大きいか否かを判定する。

【0 1 0 3】

鉗子8 1に対応する線分Aを画面中心方向に所定の長さWだけ延長した延長点(X_3, Y_3)に術部8 2が存在しない場合とは、術部8 2がもっと奥の方に存在している場合である。この場合、奥行き情報から得られた延長点(X_3, Y_3)の実値の奥行き Z_4 は、理論値の奥行き Z_3 よりも大きくなる。

【0 1 0 4】

一方、延長点(X_3, Y_3)に実際に術部8 2が存在する場合には、延長点(X_3, Y_3)の理論値(奥行き Z_3)よりも、奥行き情報から得られた実値(奥行き Z_4)が手前に存在する状態となるため、延長点(X_3, Y_3)の実値の奥行き Z_4 は、理論値の奥行き Z_3 よりも小さくなる。

20

【0 1 0 5】

したがって、ステップS 4 8では、注目点推定部4 3は、線分Aを所定の長さWだけ延長した延長点(X_3, Y_3)の理論値(奥行き Z_3)が、奥行き情報から得られた実値(奥行き Z_4)よりも手前に存在する状態となっているか否かを判定している。

【0 1 0 6】

ステップS 4 8で、延長点(X_3, Y_3)の理論値である奥行き Z_3 が実値の奥行き Z_4 以下である、即ち、延長点(X_3, Y_3)の理論値の奥行き Z_3 が実値の奥行き Z_4 よりも手前であると判定された場合、処理はステップS 4 4に戻る。

30

【0 1 0 7】

処理が戻されたステップS 4 4では、XY平面における線分Aを、現在の延長点(X_3, Y_3)よりもさらに画面中心方向に所定の長さWだけ延長した座標 X_3 が、新たな座標 X_3 として決定される。そして、決定された新たな座標 X_3 に対して、上述したステップS 4 5乃至S 4 8が再度実行される。

【0 1 0 8】

一方、ステップS 4 8で、延長点(X_3, Y_3)の理論値である奥行き Z_3 が実値の奥行き Z_4 より大きい、即ち、延長点(X_3, Y_3)の実値の奥行き Z_4 が理論値の奥行き Z_3 よりも手前であると判定された場合、処理はステップS 4 9に進む。

40

【0 1 0 9】

ステップS 4 9において、注目点推定部4 3は、実値の奥行き Z_4 をZ座標値とする延長点(X_3, Y_3, Z_4)を注目点Qに決定する。

【0 1 1 0】

以上により図8のステップS 3が終了し、処理がステップS 4に進められる。

【0 1 1 1】

ステップS 4において、推定(検出)された注目点Qが画面上に表示される。例えば、図7を参照して説明したように、注目点Qの位置に所定のマークが表示される。

【0 1 1 2】

ステップS 5において、合焦点とする指示が出されたか否かが判断される。術者は、デ

50

ディスプレイ 14 に表示された注目点 Q を、合焦点としたい場合、操作部 13 のフットペダル 61 を操作する。このような操作が行われた場合、推定された注目点 Q が合焦点とする指示が出されたと判断される。

【0113】

なおここでは、フットペダル 61 の操作が合焦点とする指示であるとして説明したが、例えば、鉗子に取り付けられているスイッチ(不図示)が操作される、音声認識で予め設定されている言葉が発せられるなどの他の方法で、合焦点とする指示が出されるように構成することも可能である。

【0114】

ステップ S5 において、合焦点とする指示は出されていないと判断された場合、ステップ S1 に処理が戻され、それ以降の処理が繰り返される。

10

【0115】

一方で、ステップ S5 において、合焦点とする指示が出されたと判断された場合、ステップ S6 に処理が進められ、フォーカス制御部 46 によるフォーカス制御が行われる。フォーカス制御部 46 は、注目点推定部 43 から推定された注目点の座標位置などの情報を取得し、その情報から、注目点 Q の位置にフォーカスが合うように、例えば、上記したコントラスト法により、フォーカス制御を行う。

【0116】

なお、内視鏡カメラヘッド 11 が動き、撮影されている被写体表面の 3 次元位置が変化する場合、図 8 に示したように、ステップ S5 において、合焦点とする指示は出されていないと判断された場合、ステップ S1 に処理が戻され、再度奥行き情報が生成され、それ以降の処理が繰り返される。

20

【0117】

本技術は、上述した内視鏡システムその他、顕微鏡システムについても同様に適用することができる。その場合、図 1 の内視鏡カメラヘッド 11 に代えて、顕微鏡カメラヘッドが設けられ、CCU 12 は、顕微鏡カメラヘッドで撮像された術部画像の重畳表示処理を行うことができる。

【0118】

顕微鏡システムで、顕微鏡カメラヘッドと被写体が固定され、撮影部 21 で撮影されている被写体表面の 3 次元位置が変化する場合、図 8 に示したステップ S5 において、合焦点とする指示は出されていないと判断された場合、ステップ S2 に処理が戻され、それ以降の処理が繰り返されるような構成としても良い。この場合、撮影されている被写体表面の 3 次元位置(奥行き情報)は、最初の 1 回だけ取得され、その後、その取得された奥行き情報が繰り返し利用されて処理が行われる。

30

【0119】

なお、ステップ S5 において、合焦点とする指示は出されていないと判断された場合、ステップ S2 に処理が戻され、それ以降の処理が繰り返されるような構成とした場合であっても、例えば、所定の間隔毎にステップ S1 における奥行き情報の生成が行われ、奥行き情報が更新されるように構成することも可能である。

【0120】

40

上述した鉗子位置検出処理では、術部画像の奥行き情報から視差画像を生成し、直線的なエッジを検出することにより、鉗子 81 を検出する例について説明したが、その他の検出方法を採用することもできる。

【0121】

例えば、鉗子 81 の所定の 2 か所にマーカを付しておき、術部画像内の鉗子 81 の位置(x_1, y_1, z_1)及び(x_2, y_2, z_2)として、鉗子 81 に付された 2 か所のマーカを検出することができる。鉗子 81 の形状及び色や、鉗子 81 に付されているマーカの形状及び色など、施術で使用される複数種類の鉗子 81 の特徴を予めデータベースとして鉗子位置検出部 42 内のメモリに記憶させておき、指定された鉗子 81 の情報に基づいて、マーカの検出を行うようにすることができる。

50

【0122】

このように、鉗子が指す方向が、術者が注目している方向であるとし、その方向に位置する被写体画像にフォーカスが合うように制御するため、術者は、鉗子等の器具から他を離すことなく、希望する部分にフォーカスを合わせることができる。よって、使い勝手の良い、操作性が向上した内視鏡システムや顕微鏡システムを提供することが可能となる。

【0123】

<他のフォーカス処理フロー>

内視鏡システムのフォーカス制御に係わる他の処理について、図11に示したフローチャートを参照して説明する。

【0124】

ステップS101において、鉗子位置検出部42は、術部画像内の鉗子81の位置を検出する鉗子位置検出処理を実行する。ステップS101における処理は、術者が持つ鉗子等の棒状の器具の3次元位置を検出するための処理である。ステップS101における鉗子位置検出処理は、図8に示したステップS2の処理と同様に行うことが可能である。

【0125】

ステップS102において、奥行き情報生成部41は、内視鏡カメラヘッド11の撮像部21から供給されたR画像及びL画像から、術部画像の奥行き情報を生成する。ステップS102における処理は、撮像部21で撮影されている被写体表面の3次元位置を決定するための処理である。ステップS102における鉗子位置検出処理は、図8に示したステップS1の処理と同様に行うことが可能である。

【0126】

図11に示したフローチャートに基づく処理は、図8に示したフローチャートに基づく処理において、奥行き情報を生成した後、鉗子位置を検出するという流れを逆にし、鉗子位置を検出した後に、奥行き情報を生成する流れとなっている。

【0127】

鉗子位置を検出することで、鉗子の先端部の延長上であり、被写体画像と交わる部分が推定できる。その推定される被写体画像の部分に対して、奥行き情報を生成するための処理が実行される。すなわち、図11に示したフローチャートの処理においては、奥行き情報を生成する領域を絞り込み、その絞り込まれた領域内から、奥行き情報が生成される。

【0128】

このように、奥行き情報を生成する領域を絞り込むことで、奥行き情報を生成するために必要される処理能力や処理時間を低減させることが可能となる。

【0129】

ステップS103乃至S106における処理は、図8のフローチャートのステップS3乃至S6と同様に行われるため、その説明は省略する。

【0130】

このように、本技術によれば、鉗子が指している部分の画像にフォーカスを合わせることができるため、操作者は手に持つ鉗子等の器具を手から離すことなく、希望する部分にフォーカスを合わせることが出来る。よって、内視鏡システムの操作性を向上させることができる。

【0131】

<記録媒体について>

CCU12が実行する画像処理は、ハードウェアにより実行することもできるし、ソフトウェアにより実行することもできる。一連の処理をソフトウェアにより実行する場合には、そのソフトウェアを構成するプログラムが、コンピュータにインストールされる。ここで、コンピュータには、専用のハードウェアに組み込まれているコンピュータや、各種のプログラムをインストールすることで、各種の機能を実行することが可能な、例えば汎用のパーソナルコンピュータなどが含まれる。

【0132】

図12は、CCU12が実行する画像処理をプログラムにより実行するコンピュータのハ

10

20

30

40

50

ードウェアの構成例を示すブロック図である。

【 0 1 3 3 】

コンピュータにおいて、CPU (Central Processing Unit) 2 0 1 , ROM (Read Only Memory) 2 0 2 , RAM (Random Access Memory) 2 0 3 は、バス 2 0 4 により相互に接続されている。

【 0 1 3 4 】

バス 2 0 4 には、さらに、入出力インタフェース 2 0 5 が接続されている。入出力インタフェース 2 0 5 には、入力部 2 0 6、出力部 2 0 7、記憶部 2 0 8、通信部 2 0 9、及びドライブ 2 1 0 が接続されている。

【 0 1 3 5 】

入力部 2 0 6 は、キーボード、マウス、マイクロホンなどよりなる。出力部 2 0 7 は、ディスプレイ、スピーカなどよりなる。記憶部 2 0 8 は、ハードディスクや不揮発性のメモリなどよりなる。通信部 2 0 9 は、ネットワークインタフェースなどよりなる。ドライブ 2 1 0 は、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、或いは半導体メモリなどのリムーバブル記録媒体 2 1 1 を駆動する。

【 0 1 3 6 】

以上のように構成されるコンピュータでは、CPU 2 0 1 が、例えば、記憶部 2 0 8 に記憶されているプログラムを、入出力インタフェース 2 0 5 及びバス 2 0 4 を介して、RAM 2 0 3 にロードして実行することにより、上述した一連の処理が行われる。

【 0 1 3 7 】

コンピュータでは、プログラムは、リムーバブル記録媒体 2 1 1 をドライブ 2 1 0 に装着することにより、入出力インタフェース 2 0 5 を介して、記憶部 2 0 8 にインストールすることができる。また、プログラムは、ローカルエリアネットワーク、インターネット、デジタル衛星放送といった、有線または無線の伝送媒体を介して、通信部 2 0 9 で受信し、記憶部 2 0 8 にインストールすることができる。その他、プログラムは、ROM 2 0 2 や記憶部 2 0 8 に、あらかじめインストールしておくことができる。

【 0 1 3 8 】

なお、本明細書において、フローチャートに記述されたステップは、記載された順序に沿って時系列的に行われる場合はもちろん、必ずしも時系列的に処理されなくとも、並列に、あるいは呼び出しが行われたとき等の必要なタイミングで実行されてもよい。

【 0 1 3 9 】

なお、本明細書において、システムとは、複数の構成要素（装置、モジュール（部品）等）の集合を意味し、すべての構成要素が同一筐体中にあるか否かは問わない。したがって、別個の筐体に収納され、ネットワークを介して接続されている複数の装置、及び、1つの筐体の中に複数のモジュールが収納されている1つの装置は、いずれも、システムである。

【 0 1 4 0 】

本開示の実施の形態は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本開示の要旨を逸脱しない範囲において種々の変更が可能である。

【 0 1 4 1 】

例えば、上述した複数の実施の形態の全てまたは一部を組み合わせた形態を採用することができる。

【 0 1 4 2 】

例えば、本開示は、1つの機能をネットワークを介して複数の装置で分担、共同して処理するクラウドコンピューティングの構成をとることができる。

【 0 1 4 3 】

また、上述のフローチャートで説明した各ステップは、1つの装置で実行する他、複数の装置で分担して実行することができる。

【 0 1 4 4 】

さらに、1つのステップに複数の処理が含まれる場合には、その1つのステップに含ま

10

20

30

40

50

れる複数の処理は、１つの装置で実行する他、複数の装置で分担して実行することができる。

【０１４５】

なお、本明細書に記載された効果はあくまで例示であって限定されるものではなく、本明細書に記載されたもの以外の効果があってもよい。

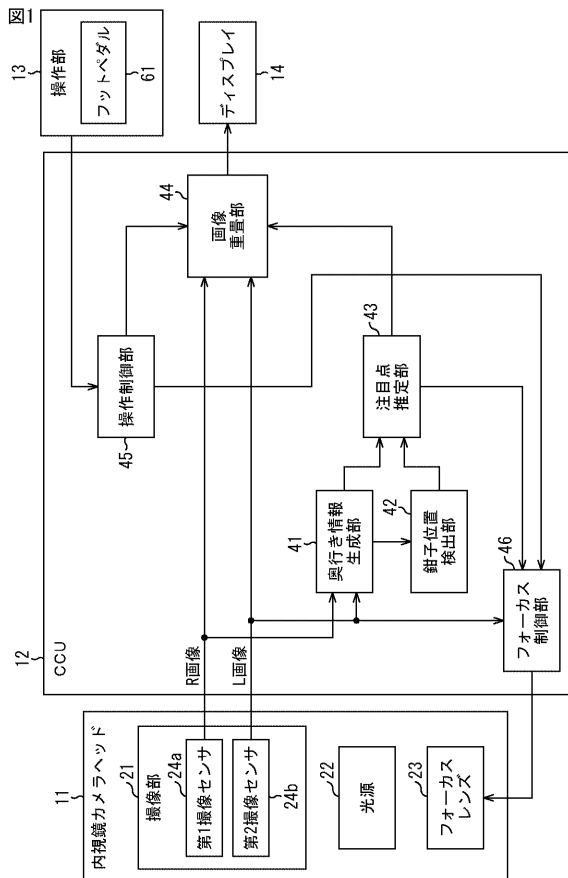
【符号の説明】

【０１４８】

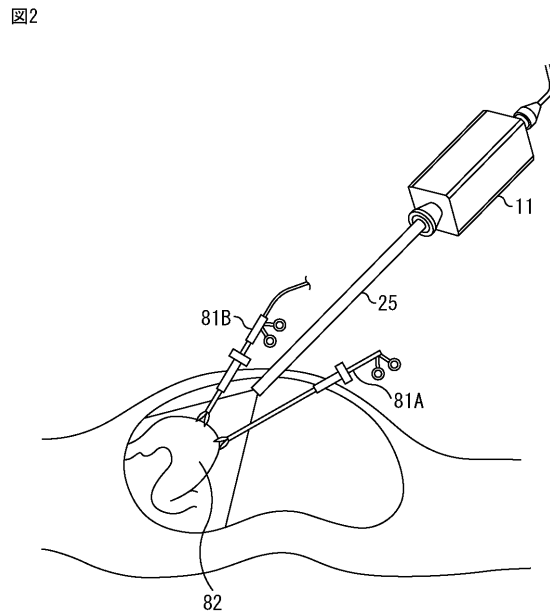
１１ 内視鏡カメラヘッド、１２ CCU、１３ 操作部、１４ ディスプレイ、
 ２１ 撮像部、２４a 第１撮像センサ、２４b 第２撮像センサ、４１ 奥行き情報生成部、
 ４２ 鉗子位置検出部、４３ 注目点推定部、４４ 画像重畳部、
 ４５ 操作制御部、６１ フットペダル、Ｑ 注目点、ＱＡ 注目領域、１１
 １ ガイド線、ＱＢ ズーム画像、２０１ CPU、２０２ ROM、２０３ RAM、
 ２０６ 入力部、２０７ 出力部、２０８ 記憶部、２０９ 通信部、２１０
 ドライブ

10

【図１】

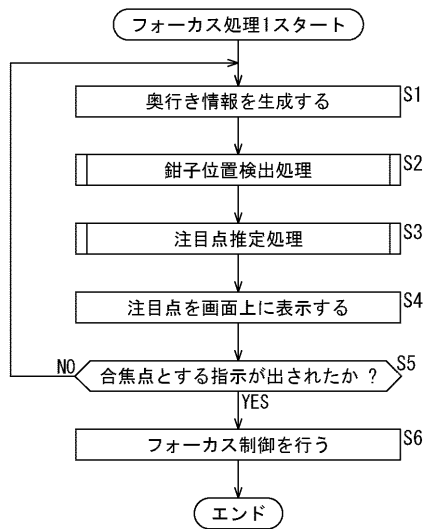


【図２】



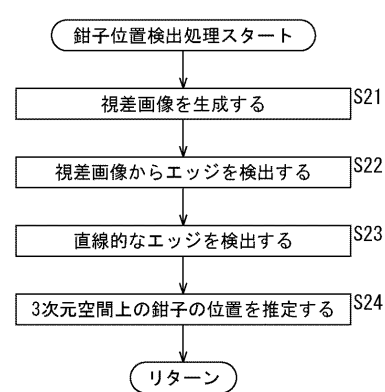
【図 8】

図8



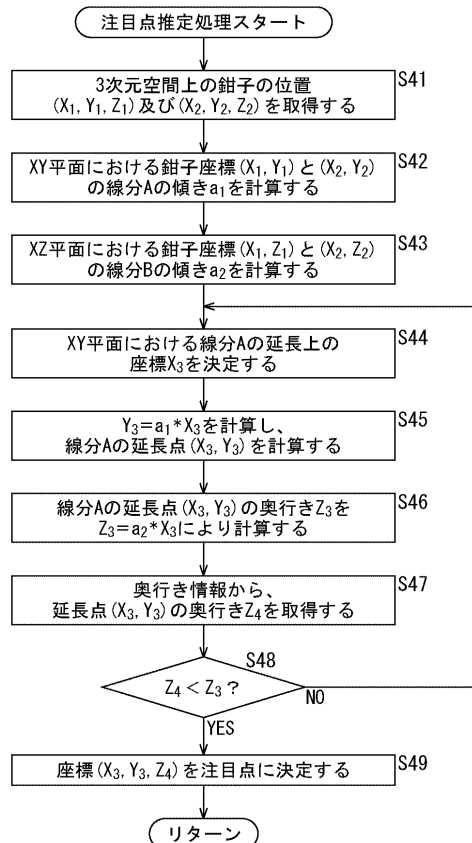
【図 9】

図9



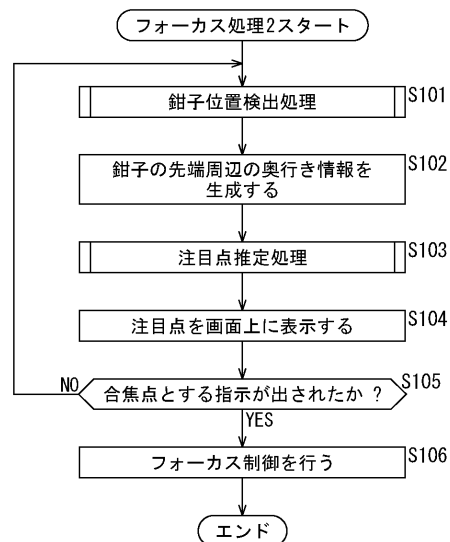
【図 10】

図10



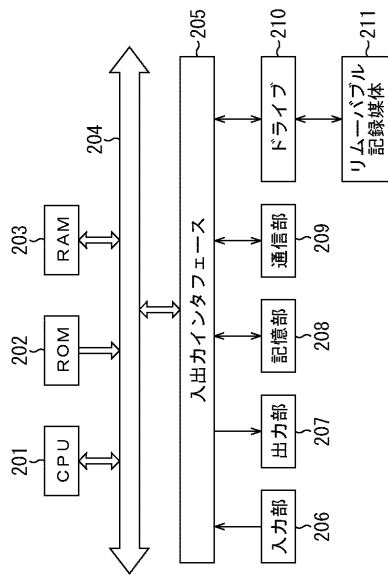
【図 11】

図11



【図 12】

図12



フロントページの続き

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B	1/00	7 3 5
A 6 1 B	1/045	6 2 2
A 6 1 B	1/045	6 4 2

(56) 参考文献 特開平 1 1 - 0 0 0 3 0 9 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 2 5 8 6 2 7 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 0 7 5 5 0 8 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 2 1 5 1 0 5 (J P , A)
特開平 0 7 - 1 5 4 6 8 7 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 0 7 5 5 0 7 (J P , A)
特表 2 0 0 9 - 5 4 2 3 6 2 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 1 7 2 0 5 0 (J P , A)

专利名称(译)	图像处理设备，图像处理方法和程序		
公开(公告)号	JP6323184B2	公开(公告)日	2018-05-16
申请号	JP2014115769	申请日	2014-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
当前申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	宫井岳志		
发明人	宫井 岳志		
IPC分类号	A61B34/20 A61B1/00 A61B1/045		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00193 G05B2219/45123 G06F19/321 G16H30/20 G16H30/40 H04N5/23212 H04N13/239 H04N2005/2255 H04N2013/0081 A61B1/00045 A61B1/04 G02B23/2415 G02B23/2484 G05B19/402 H04N5/2256		
FI分类号	A61B34/20 A61B1/00.522 A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.553 A61B1/00.735 A61B1/045.622 A61B1/045.642 A61B1/00.300.D A61B1/04 A61B1/04.370 A61B19/00.502		
F-TERM分类号	4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/HH52 4C161/HH56 4C161/NN05 4C161/WW13		
代理人(译)	西川 孝		
审查员(译)	中村和夫		
其他公开文献	JP2015228955A5 JP2015228955A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使得外科医生希望的外科医生能够被显示而不需要操作者的劳动。为了解决上述课题，本发明提供一种图像处理装置，其特征在于，具备：图像生成部，其根据对包含操作对象部位的手术区域进行摄像而得到的图像生成图像的深度信息;以及检测尺寸位置的位置检测单元。还包括关注点估计单元，该关注点估计单元基于检测到的外科手术器械的三维位置和深度信息来估计操作手术器械的操作者的关注点。本公开可以应用于例如内窥镜系统的CCU等。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6323184号 (P6323184)
(45) 発行日 平成30年5月16日 (2018. 5. 16)		(24) 登録日 平成30年4月20日 (2018. 4. 20)	
(51) Int. Cl.		F I	
A 6 1 B 34/20 (2016. 01)		A 6 1 B 34/20	
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)		A 6 1 B 1/00 5 2 2	
A 6 1 B 1/045 (2006. 01)		A 6 1 B 1/00 5 5 0	
		A 6 1 B 1/00 5 5 2	
		A 6 1 B 1/00 5 5 3	
		請求項の数 11 (全 20 頁) 最終頁に続く	
(21) 出願番号	特願2014-115769 (P2014-115769)	(73) 特許権者	000002185
(22) 出願日	平成26年6月4日 (2014. 6. 4)	ソニー株式会社	
(65) 公開番号	特開2015-228955 (P2015-228955A)	東京都区港南1丁目7番1号	
(43) 公開日	平成27年12月21日 (2015. 12. 21)	100121131	
審査請求日	平成29年1月18日 (2017. 1. 18)	(74) 代理人	弁理士 西川 孝
		(74) 代理人	100082131
		(72) 発明者	弁理士 橋本 義雄
			宮井 岳志
			東京都区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内
		審査官	中村 一雄
最終頁に続く			
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法、並びにプログラム			