

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02020/080209

発行日 令和3年9月16日(2021.9.16)

(43) 国際公開日 令和2年4月23日(2020.4.23)

(5) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
HO4N 7/18 (2006.01)	HO4N 7/18 M	4C161
HO4N 13/271 (2018.01)	HO4N 13/271	5C054
HO4N 13/296 (2018.01)	HO4N 13/296	5C061
HO4N 13/239 (2018.01)	HO4N 13/239	
HO4N 13/221 (2018.01)	HO4N 13/221	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 42 頁) 最終頁に続く

出願番号 特願2020-553102(P2020-553102)
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2019/039738
 (22) 国際出願日 令和1年10月9日(2019.10.9)
 (31) 優先権主張番号 特願2018-196648(P2018-196648)
 (32) 優先日 平成30年10月18日(2018.10.18)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国(JP)

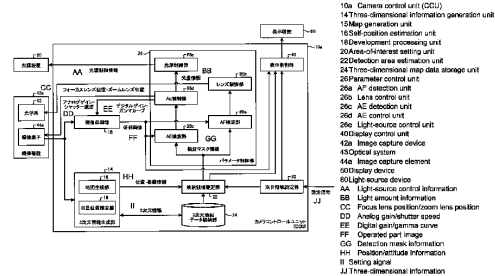
(71) 出願人 000002185
 ソニーグループ株式会社
 東京都港区港南1丁目7番1号
 (74) 代理人 110002147
 特許業務法人酒井国際特許事務所
 (72) 発明者 宇山 慧佑
 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー
 メーキングプロダクツ&ソリューションズ
 株式会社内
 (72) 発明者 林 恒生
 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー
 メーキングプロダクツ&ソリューションズ
 株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用観察システム、医療用観察装置及び医療用観察方法

(57) 【要約】

3次元情報生成部(14)は、撮像装置(42a)が撮像した術野画像(K(x,y))から、術野の3次元地図(D(X,Y,Z))(3次元情報)を生成する。そして、注目領域設定部(20)(設定部)は、所定のタイミングに撮像された術野画像の中に、少なくとも一つの注目領域を設定する。検波領域推定部(22)(推定部)は、3次元地図と注目領域に係る情報とに基づいて、所定のタイミングとは異なるタイミングに撮像した術野画像の中から、注目領域に対応する相対位置を推定する。そして、パラメータ制御部(26)(調整部)は、推定部が推定した注目領域の相対位置に対応する術野画像の3次元情報と画素値とに基づいて、撮像装置及び撮像装置の周辺機器である光源装置(60)の撮像パラメータを調整して術野画像を撮像させて、表示制御部(40)は、撮像された術野画像を出力する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

術野を撮像して術野画像を得る撮像装置と、

前記撮像装置が撮像した術野画像から、術野の3次元情報を生成する3次元情報生成部と、

前記撮像装置が、所定のタイミングに撮像した術野画像の中に、少なくとも一つの注目領域を設定する設定部と、

前記3次元情報と前記注目領域に係る情報とに基づいて、前記所定のタイミングとは異なるタイミングに撮像した術野画像の中から、前記注目領域に対応する相対位置を推定する推定部と、

前記推定部が推定した注目領域の相対位置に対応する術野画像の3次元情報と画素値とに基づいて、前記撮像装置が術野画像を撮像する際に、当該撮像装置の制御パラメータを調整する調整部と、

前記調整部が調整した制御パラメータによって前記撮像装置が撮像した術野画像を出力する表示制御部と、

を備える医療用観察システム。

【請求項 2】

前記撮像装置は、1つの撮像素子を備えて、

前記3次元情報生成部は、前記撮像装置が異なる時刻に撮像した少なくとも2枚の術野画像に基づいて、術野の3次元情報を生成する、

請求項1に記載の医療用観察システム。

【請求項 3】

前記撮像装置は、一部が重複する異なる範囲を撮像する2つの撮像素子を備えて、

前記3次元情報生成部は、前記撮像素子が同じ時刻に撮像した2枚の術野画像に基づいて、術野の3次元情報を生成する、

請求項1に記載の医療用観察システム。

【請求項 4】

前記撮像装置は、1つの撮像素子と対象物までの距離を計測する測距装置とを備えて、

前記3次元情報生成部は、前記撮像素子が撮像した画像と前記測距装置が計測した距離とに基づいて、術野の3次元情報を生成する、

請求項1に記載の医療用観察システム。

【請求項 5】

前記3次元情報生成部は、前記術野画像の全体又は任意の範囲から抽出した特徴点の3次元情報を生成する、

請求項1に記載の医療用観察システム。

【請求項 6】

前記制御パラメータは、前記撮像装置の光学系の状態を規定する光学パラメータである、

請求項1に記載の医療用観察システム。

【請求項 7】

前記制御パラメータは、前記撮像装置の露出条件を規定する撮像パラメータである、

請求項1に記載の医療用観察システム。

【請求項 8】

前記制御パラメータは、前記撮像装置の現像条件を規定する現像パラメータである、

請求項1に記載の医療用観察システム。

【請求項 9】

前記制御パラメータは、前記撮像装置の撮像範囲に照明光を照射する光源装置の発光状態を規定する発光パラメータである、

請求項1に記載の医療用観察システム。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

前記設定部は、前記3次元情報生成部が生成した術野の3次元情報に基づいて、前記光源装置による照明光の反射方向を予測するとともに、

予測された反射方向に進む反射光が、前記撮像装置に撮像される場合に、当該反射光が撮像される領域を、前記注目領域の設定対象から除外する、

請求項9に記載の医療用観察システム。

【請求項11】

前記設定部は、前記注目領域が存在する距離範囲を指定する機能を更に備えて、指定された距離範囲の中で注目領域を設定する、

請求項1に記載の医療用観察システム。

【請求項12】

前記術野画像の中から、登録された物体を検出する検出部を更に備えて、

前記設定部は、前記術野画像から、前記検出部が検出した物体を除いた領域の中から、前記特徴点を設定する、

請求項5に記載の医療用観察システム。

【請求項13】

前記調整部は、推定された前記注目領域の3次元位置に応じて、前記撮像装置が撮像する術野画像の撮影倍率を変更するとともに、

前記設定部は、前記撮影倍率に応じて、前記注目領域の大きさを変化させる、

請求項1に記載の医療用観察システム。

【請求項14】

前記調整部は、推定された前記注目領域の3次元位置に応じて、前記撮像装置が術野画像を撮像する際の制御パラメータの初期値を設定する、

請求項1に記載の医療用観察システム。

【請求項15】

前記撮像装置は、内視鏡に実装される、

請求項1に記載の医療用観察システム。

【請求項16】

前記撮像装置は、顕微鏡に実装される、

請求項1に記載の医療用観察システム。

【請求項17】

術野を撮像した術野画像から、術野の3次元情報を生成する3次元情報生成部と、

所定のタイミングに撮像した術野画像の中に、少なくとも一つの注目領域を設定する設定部と、

前記3次元情報と前記注目領域に係る情報とに基づいて、前記所定のタイミングとは異なるタイミングに撮像した術野画像の中から、前記注目領域に対応する相対位置を推定する推定部と、

前記推定部が推定した注目領域の相対位置に対応する術野画像の3次元情報と画素値とに基づいて、術野画像を撮像する際の制御パラメータを調整する調整部と、

前記調整部が調整した制御パラメータによって撮像された術野画像を出力する表示制御部と、

を備える医療用観察装置。

【請求項18】

術野を撮像した術野画像から、術野の3次元情報を生成するステップと、

所定のタイミングに撮像した術野画像の中に、少なくとも一つの注目領域を設定するステップと、

前記3次元情報と前記注目領域に係る情報とに基づいて、前記所定のタイミングとは異なるタイミングに撮像した術野画像の中から、前記注目領域に対応する相対位置を推定するステップと、

推定された注目領域の相対位置に対応する術野画像の3次元情報と画素値とに基づいて、術野画像を撮像する際の制御パラメータを調整するステップと、

10

20

30

40

50

調整された制御パラメータによって撮像された術野画像を出力するステップと、
を備える医療用観察方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、医療用観察システム、医療用観察装置及び医療用観察方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、AF (Auto Focus) 機能やAE (Auto Exposure) 機能を実装して、画像の撮
像パラメータを自動的に調整する機能を有する手術用内視鏡や手術用顕微鏡を用いた手術
が行われている。内視鏡や顕微鏡は、一般に被写界深度が浅く、さらに術野は明暗が分か
れやすい。そのため、被検体を撮像する際は、手術の対象となる部位(術部)に合わせて
フォーカスや露出といった撮像パラメータを調整し続けるのが望ましい。例えば、特許文
献1では、内視鏡画像を複数の分割領域に分割し、フォーカス制御の対象となる領域を選
択する内視鏡システムが提案されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2011-139760号公報

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、術野画像には手術器具や術者の手等の術部以外の物体が頻繁に映り込み
、術部と手術器具が重なることもあるため、術野画像という2次元情報だけでは精度良く
術部に合わせて撮像パラメータを調整し続けることが難しかった。

【0005】

そこで、本開示では、術野に合わせて、精度良くフォーカスや露出を調整し続けること
ができる医療用観察システム、医療用観察装置及び医療用観察方法を提案する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

30

上記の課題を解決するために、本開示に係る一形態の医療用観察システムは、術野を撮
像して術野画像を得る撮像装置と、前記撮像装置が撮像した術野画像から、術野の3次元
情報を生成する3次元情報生成部と、前記撮像装置が、所定のタイミングに撮像した術野
画像の中に、少なくとも一つの注目領域を設定する設定部と、前記3次元情報と前記注目
領域に係る情報とに基づいて、前記所定のタイミングとは異なるタイミングに撮像した術
野画像の中から、前記注目領域に対応する相対位置を推定する推定部と、前記推定部が推
定した注目領域の相対位置に対応する術野画像の3次元情報と画素値とに基づいて、前記
撮像装置が術野画像を撮像する際に、当該撮像装置の制御パラメータを調整する調整部と
、前記調整部が調整した制御パラメータによって前記撮像装置が撮像した術野画像を出力
する表示制御部と、を備える。

40

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本開示の第1の実施の形態に係る医療用観察システムが適用され得る内視鏡手術
システムの概略的な構成の一例を示す図である。

【図2】本開示の第1の実施の形態に係る医療用観察システムの概略的な構成の一例を示
す図である。

【図3】地図生成部が術野の3次元地図を生成する方法の一例を説明する図である。

【図4】注目枠の設定方法の一例を示す図である。

【図5】注目枠の設定方法の別の一例を示す図である。

【図6】特徴点を抽出する領域を設定した例を示す図である。

50

- 【図 7】医療用観察システムが表示する術野画像の一例を示す図である。
- 【図 8】医療用観察システムが、術野までの距離に応じて観察時の撮影倍率を変更する機能について説明する図である。
- 【図 9】医療用観察システムが行う処理の流れの一例を示すフローチャートである。
- 【図 10】撮像装置が像面位相差センサを備える撮像素子で構成された医療用観察システムの概略的な構成の一例を示す図である。
- 【図 11】像面位相差センサを利用する場合の術野画像の表示形態の一例を示す図である。
- 【図 12】撮像装置が 2 つの撮像素子で構成された医療用観察システムの概略的な構成の一例を示す図である。
- 【図 13】撮像装置が 2 つの撮像素子で構成されるとともに、カメラコントロールユニットがトラッキング処理部を備える医療用観察システムの概略的な構成の一例を示す図である。
- 【図 14】撮像装置が撮像素子とデプスセンサで構成された医療用観察システムの概略的な構成の一例を示す図である。
- 【図 15】撮像装置が撮像素子とデプスセンサで構成されるとともに、カメラコントロールユニットがトラッキング処理部を備える医療用観察システムの概略的な構成の一例を示す図である。
- 【図 16】術野画像の中に複数の注目領域を設定した例を示す図である。
- 【図 17】術野画像の中から、所定の距離範囲の領域を強調表示させた表示形態の一例を示す図である。
- 【図 18】術野画像の中に設定する注目枠の表示形態の一例を示す図である。
- 【図 19】術野画像の中から反射光の大きい場所を検出する機能について説明する図である。
- 【図 20】本開示に係る技術が適用され得る顕微鏡手術システムの概略的な構成の一例を示す図である。
- 【図 21】顕微鏡手術システムを用いた手術の様子を示す図である。
- 【発明を実施するための形態】
- 【0008】
- 以下に、本開示の実施の形態について図面に基づいて詳細に説明する。なお、以下の各実施の形態において、同一の部位には同一の符号を付することにより重複する説明を省略する。
- 【0009】
- (第 1 の実施の形態)
- [第 1 の実施の形態に係る医療用観察システムの構成]
- 図 1 は、本開示に係る医療用観察システムが適用され得る内視鏡手術システム 5000 の概略的な構成の一例を示す図である。図 1 では、術者(医師、執刀医)5061 が、内視鏡手術システム 5000 を用いて、患者ベッド 5069 上の患者 5071 に手術を行っている様子が図示されている。スコピスト 5062 は、内視鏡 5001 を把持して、患者 5071 の体腔内に挿入している。助手 5063 は、術具 5017 を把持して、患者 5071 の体腔内に挿入している。
- 【0010】
- 内視鏡手術では、腹壁を切って開腹する代わりに、トロッカ 5025a ~ 5025d と呼ばれる筒状の開孔器具が腹壁に複数穿孔される。そして、トロッカ 5025a ~ 5025d から、内視鏡 5001 の鏡筒 5003 や、その他の術具 5017 が患者 5071 の体腔内に挿入される。図 1 の例では、その他の術具 5017 として、気腹チューブ 5019、エネルギー処置具 5021 及び鉗子 5023 が、患者 5071 の体腔内に挿入されている。気腹チューブ 5019 は、内視鏡 5001 による視野の確保及び術者 5061 の作業空間の確保の目的で、患者 5071 の体腔を膨らめるために、体腔内にガスを送り込む。エネルギー処置具 5021 は、高周波電流や超音波振動により、組織の切開及び剥離、又

は血管の封止等を行う処置具である。また、図1には図示しないが、気腹チューブ5019及びエネルギー処置具5021は、非図示の制御装置と接続されており、術者5061等の指示を受けた術具5017が、所定の動作を行う。なお、図示する術具5017はあくまで一例であり、術具5017としては、例えば攝子、レトラクタ等、一般的に内視鏡下手術において用いられる各種の術具が用いられてよい。

【0011】

内視鏡5001によって撮影された患者5071の体腔内の術野の画像（以下、術野画像と呼ぶ）が、表示装置50に表示される。術者5061は、表示装置50に表示された術野画像をリアルタイムで見ながら、エネルギー処置具5021や鉗子5023を用いて、例えば患部を切除する等の処置を行う。また、スコピスト5062は、表示装置50に

10

【0012】

[内視鏡の概略構成]

内視鏡5001は、先端から所定の長さの領域が患者5071の体腔内に挿入される鏡筒5003と、鏡筒5003の基端に接続されるカメラヘッド5005と、から構成される。図1の例では、硬性の鏡筒5003を有するいわゆる硬性鏡として構成される内視鏡5001を図示しているが、内視鏡5001は、軟性の鏡筒5003を有するいわゆる軟性鏡として構成されてもよい。

20

【0013】

鏡筒5003の先端には、対物レンズが嵌め込まれた開口部が設けられている。内視鏡5001には、図示しない光源装置が接続されており、当該光源装置によって生成された光が、鏡筒5003の内部に延設されるライトガイドによって当該鏡筒5003の先端まで導光され、対物レンズを介して患者5071の体腔内の観察対象に向かって照射される。なお、内視鏡5001は、直視鏡であってもよいし、斜視鏡又は側視鏡であってもよい。

【0014】

カメラヘッド5005の内部には光学系及び撮像素子が設けられており、観察対象からの反射光（観察光）は当該光学系によって当該撮像素子に集光される。当該撮像素子によって観察光が光電変換され、観察光に対応する電気信号、すなわち観察像に対応する画像信号が生成される。当該画像信号は、RAWデータとしてカメラコントロールユニット（CCU: Camera Control Unit）12aに送信される。なお、カメラヘッド5005には、その光学系を適宜駆動させることにより、撮影倍率及び焦点距離を調整する機能が搭載される。

30

【0015】

また、例えば立体視（3D表示）等に対応するために、カメラヘッド5005には撮像素子が複数設けられてもよい。この場合、鏡筒5003の内部には、当該複数の撮像素子のそれぞれに観察光を導光するために、リレー光学系が複数系統設けられる。

【0016】

内視鏡手術システム5000は、ユーザである術者5061、スコピスト5062、又は助手5063から各種の情報入力や指示入力を受け付ける入力デバイスを備える。例えば、ユーザは、入力デバイスを介して、患者の身体情報や、手術の術式についての情報等、手術に関する各種の情報を入力する。また、例えば、ユーザは、入力デバイスを介して、内視鏡5001による撮像条件（照射光の種類、撮影倍率及び焦点距離等）を変更する旨の指示、エネルギー処置具5021等の術具5017を駆動させる旨の指示等を入力する。

40

【0017】

入力デバイスの種類は限定されず、入力デバイスは各種の公知の入力デバイスであってもよい。入力デバイスとしては、例えば、マウス、キーボード、タッチパネル、スイッチ及

50

びノ又はレバー等が適用され得る。図1は、スコピスト5062が、入力デバイスの一例であるフットスイッチ5057を用いて情報入力を行う例を示している。例えば、スコピスト5062は、フットスイッチ5057を介して、術野画像の中に注目領域の設定等を行う。詳しくは後述する。なお、入力デバイスとしてタッチパネルが用いられる場合には、当該タッチパネルは表示装置50の表示面上に設けられてもよい。

【0018】

[第1の実施の形態に係る医療用観察システムの構成の説明]

図2は、内視鏡手術に適用される医療用観察システム10aの機能構成を示す機能ブロック図である。医療用観察システム10aは、例えば、前記した内視鏡手術システム5000に適用されて、手術中に患者5071の体腔内に挿入された内視鏡5001によって、術野画像をモニタするシステムである。特に、医療用観察システム10aは、術野の3次元位置に基づいて、内視鏡5001の位置・姿勢によらずに、常に設定した注目領域を拡大した拡大術野画像を表示するシステムである。

10

【0019】

医療用観察システム10aは、撮像装置42aと、カメラコントロールユニット12aとを備える。撮像装置42aは、前記した内視鏡5001のカメラヘッド5005に実装されて、患者5071の体腔内の術野を撮像して術野画像を得る。カメラコントロールユニット12aは、撮像装置42aが撮像を行う際に、術野画像を生成するとともに、術野の3次元情報を生成する。

【0020】

撮像装置42aは、光学系43と、撮像素子44aを備える。光学系43は、例えば、オートフォーカス機能及び画角調整機能(ズーム調整機能)を備えたレンズである。撮像素子44aは、例えば、CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)イメージセンサやCCD(Charge Coupled Device)イメージセンサ等の撮像素子(光電変換素子)で構成されて、術野からの光を電気信号に変換する。

20

【0021】

カメラコントロールユニット12aは、3次元情報生成部14と、現像処理部18と、注目領域設定部20と、検波領域推定部22と、3次元地図データ格納部24と、パラメータ制御部26と、表示制御部40とを備える。カメラコントロールユニット12aは、内視鏡の位置・姿勢によらずに、常に注目領域が拡大された拡大術野画像を生成して、表示装置50に表示する。なお、カメラコントロールユニット12aは、本開示における医療用観察装置の一例である。

30

【0022】

3次元情報生成部14は、撮像素子44aが撮像した、例えば体腔内の術野画像の3次元位置を算出する。3次元情報生成部14は、地図生成部15と、自己位置推定部16とを備える。地図生成部15は、術野の3次元位置、及び後述する注目領域の3次元位置を示す3次元地図(以下、単に地図と呼ぶ)を生成する。地図の生成方法は後述する。自己位置推定部16は、生成された地図と、所定のタイミングに撮像された術野画像とに基づいて、当該所定のタイミングにおける内視鏡5001の自己位置及び姿勢を推定する。

【0023】

現像処理部18は、撮像データを視認可能な画像に変換する。現像処理部18は、撮像素子44aが出力したRAWデータに対して、現像処理(デモザイク処理)等の、画像を表示するための各種の画像処理を施す。より具体的には、現像処理部18は、RAWデータに対して、後述するAE制御部26dが指示したデジタルゲインやガンマカーブを適用することによって、RAWデータを可視可能な画像データとする。

40

【0024】

注目領域設定部20は、撮像素子44aが撮像して現像処理部18が視認可能に変換した術野画像の中から、例えば、手術によって摘出する腫瘍等の注目したい領域を設定する。より具体的には、医療用観察システム10aの操作者が、液晶モニタ等の表示装置50で術野画像をモニタしながら、術野画像の中から、少なくとも一つの注目領域を設定する

50

。注目領域の具体的な設定方法は後述する。なお、注目領域設定部 20 は、本開示における設定部の一例である。

【0025】

検波領域推定部 22 は、任意の時刻における術野画像の中の注目領域に対応する相対位置を検波領域として推定する。ここで、相対位置とは、所定のタイミングのフレームにて設定した注目領域の物理的な位置に対応する位置であり、例えば、異なるタイミングのフレームにおいて、前記物理的な位置に対応する被写体領域である。なお、検波領域推定部 22 は、本開示における推定部の一例である。

【0026】

3次元地図データ格納部 24 は、前記した地図生成部 15 が生成した術野の3次元地図を格納する。なお、3次元地図データ格納部 24 に格納される3次元地図は、時間の経過とともに更新される。

10

【0027】

パラメータ制御部 26 は、検波領域推定部 22 が推定した注目領域に対応する相対位置における術野画像の3次元情報と画素値とに基づいて、撮像装置 42a 及び光源装置 60 の制御パラメータを調整する。なお、パラメータ制御部 26 は、本開示における調整部の一例である。ここで、パラメータ制御部 26 が調整する制御パラメータとは、光学パラメータと、撮像パラメータと、現像パラメータと、発光パラメータである。

【0028】

光学パラメータは、撮像装置 42a の光学系の状態を規定するパラメータである。具体的には、光学系 43 のフォーカス位置、画角、絞り値等である。

20

【0029】

撮像パラメータは、撮像装置 42a の露出条件を規定するパラメータである。具体的には、撮像素子 44a を露光させる際のシャッター速度、ゲイン値等である。

【0030】

現像パラメータは、撮像装置 42a の現像条件を規定するパラメータである。具体的には、現像処理部 18 の現像条件であるデジタルゲイン、ガンマカーブ等である。

【0031】

発光パラメータは、撮像装置 42a の撮像範囲に照明光を照射する光源装置 60 の発光状態（発光量、発光時間）を規定するパラメータである。なお、光源装置 60 は、例えば LED (Light Emitting Diode) である。そして、発光パラメータとは、具体的には、波長、光量、発光タイミング等である。

30

【0032】

パラメータ制御部 26 は、これらのパラメータを制御することによって、撮像装置 42a の AF 機能、AE 機能を実現する。AF 機能とは、撮像装置 42a が撮像した術野画像 $K(x, y)$ のフォーカス位置を調整する機能である。AE 機能とは、撮像装置 42a が撮像した術野画像 $K(x, y)$ の露出を調整する機能である。

【0033】

パラメータ制御部 26 は、より詳細には、AF 検波部 26a と、レンズ制御部 26b と、AE 検波部 26c と、AE 制御部 26d と、光源制御部 26e を備える。

40

【0034】

AF 検波部 26a は、撮像装置 42a が撮像した術野画像 $K(x, y)$ の中の、検波領域推定部 22 が推定した注目領域に対応する相対位置における領域の画素値の分布から、注目領域に対する合焦状態を示す情報（検波値）を取り出す。合焦状態を示す情報とは、例えば、注目枠 110 の内部における明暗差、すなわちコントラストを表す情報やコントラストを所定の基準で評価した評価値、撮像素子に位相差が生じる画素を含む場合は位相情報等である。

【0035】

レンズ制御部 26b は、AF 検波部 26a が取り出した検波値に基づいて、注目枠 110 の位置にフォーカスが合うようにフォーカスレンズ位置やレンズ移動量などを制御する

50

制御データを生成する。また、レンズ制御部 26 b は、注目枠 110 を設定した領域までの距離に基づいて、撮像装置 42 a が備えるレンズの画角を制御する制御データを生成する。そして、レンズ制御部 26 b は、生成した制御データを光学系 43 に伝達する。

【0036】

A E 検波部 26 c は、撮像装置 42 a が撮像した術野画像 $K(x, y)$ の中の、検波領域推定部 22 が推定した注目領域の推定位置に対応する領域の画素値の分布（ヒストグラム）から、露出調整に必要な画素情報（検波値）を取り出す。注目領域の露出調整に必要な画素情報とは、例えば、注目枠 110 の内部における画素値の分布から算出される、画素値の最小値と最大値との差（明暗差）、画素値の平均値、画素値の分散等の統計量である。

10

【0037】

A E 制御部 26 d は、A E 検波部 26 c が取り出した検波値に基づいて、術者 5061 が見やすい術野画像 $K(x, y)$ が撮像されるように、デジタルゲイン・ガンマカーブを含む制御パラメータを算出する。そして、A E 制御部 26 d は、算出したデジタルゲイン・ガンマカーブを含む制御パラメータを、現像処理部 18 に伝達する。

【0038】

デジタルゲインは、撮像素子 44 a が出力した RAW データを、現像処理部 18 が備える非図示の A/D 変換器でデジタル信号に変換した後で増幅する際のゲインである。デジタルゲインは、現像された画像の後処理を行う際に用いられて、周辺減光補正やホワイトバランスの調整、露出調整等に利用される。

20

【0039】

ガンマカーブは、術野画像 $K(x, y)$ を表示装置 50 に表示した際に、適正な明るさで表示されるように、画素値に補正を掛ける際の補正特性を示す。一般に、表示装置 50 に表示する画像の画素値と、画面の明るさとは比例関係にない。したがって、画素値をそのまま表示装置 50 に表示すると、明るさのバランスが崩れてしまう場合がある。そのため、一般に、画素値にガンマ補正をかけることによって、当該ガンマ補正をかけた画素値と画面の明るさが比例関係になるように前処理を行う。ガンマカーブは、このガンマ補正を行う際の補正特性を示すものである。

【0040】

A E 制御部 26 d は、さらに、A E 検波部 26 c が取り出した検波値に基づいて、術者 5061 が見やすい術野画像 $K(x, y)$ が撮像されるように、アナログゲイン・シャッター速度を含む制御パラメータを算出する。そして、A E 制御部 26 d は、算出したアナログゲイン・シャッター速度を含む制御パラメータを、光学系 43 に伝達する。さらに、A E 制御部 26 d は、A E 検波部 26 c が算出した情報に基づいて、術者 5061 が見やすい術野画像 $K(x, y)$ が撮像されるように、光源装置 60 を制御するための光量情報を算出する。そして、A E 制御部 26 d は、算出した光量情報を光源制御部 26 e に伝達する。

30

【0041】

アナログゲインは、撮像素子 44 a が出力するアナログ信号である RAW データを増幅する際のゲインである。アナログゲインは、現像処理を行う前に用いられて、ISO 感度の調整等に利用される。

40

【0042】

また、A E 制御部 26 d は、A E 検波部 26 c が取り出した検波値に基づいて、術者 5061 が見やすい術野画像 $K(x, y)$ が撮像されるように、光源装置 60 を発光させる際の光量情報を算出する。そして、A E 制御部 26 d は、算出した光量情報を含む制御パラメータを、光源制御部 26 e に伝達する。

【0043】

光量情報は、例えば、光源装置 60 に発光させる光量を示す情報である。

【0044】

なお、A E 制御部 26 d は、注目領域の露出調整だけでなく、注目領域の組織が観察

50

しやすいように、現像処理部 18 にホワイトバランスや色補正、ガンマカーブを含むパラメータを伝達してもよい。

【0045】

光源制御部 26e は、AE 制御部 26d が算出した光量情報に基づいて、光源装置 60 を実際に発光させる駆動信号である光源制御情報を生成する。そして、光源制御部 26e は、生成した光源制御情報を光源装置 60 に伝達する。なお、光源制御部 26e は、AE 検波部 26c が取り出した検波値に基づいて、制御パラメータとして、光源装置 60 の発光色（発光波長）を制御することによって、術野画像 $K(x, y)$ の中の組織の視認性を向上させるようにしてもよい。

【0046】

撮像装置 42a は、パラメータ制御部 26 が調整した光源制御情報によって駆動された光源装置 60 が照明を行ったタイミングで、パラメータ制御部 26 が調整した撮像パラメータによって撮像を行う。そして、現像処理部 18 は、撮像装置 42a が撮像した画像を、パラメータ制御部 26 が調整した現像パラメータによって現像処理する。そして、表示制御部 40 は、現像処理部 18 が現像処理した画像を表示装置 50 に出力する表示制御を行う。なお、表示装置 50 としては、液晶ディスプレイ装置、又は EL (Electro Luminescence) ディスプレイ装置等、各種の公知の表示装置が適用可能である。

【0047】

なお、パラメータ制御部 26 は、前記したように AF 制御、AE 制御、光源制御の全てを行ってもよいし、そのうちの一部のみを行う構成としてもよい。

【0048】

[3次元地図の生成方法の説明]

次に、地図生成部 15 が、術野の 3次元地図を生成する方法について説明する。図 3 は、地図生成部 15 が術野の 3次元地図を生成する方法を説明する図である。

【0049】

図 3 は、空間上の点を基準位置 O とする 3次元空間 XYZ において、撮像装置 42a で静止した物体 100 を観測している様子を示している。そして、撮像装置 42a は、時刻 t において術野画像 $K(x, y, t)$ を撮像して、時刻 $t + \Delta t$ において術野画像 $K(x, y, t + \Delta t)$ を撮像したものとする。なお、時間間隔 Δt は、例えば 33 msec の所定のタイミングに設定される。また、基準位置 O は任意に設定してよいが、例えば、時間とともに移動しない位置に設定するのが望ましい。

【0050】

地図生成部 15 は、まず、術野画像 $K(x, y, t)$ 及び術野画像 $K(x, y, t + \Delta t)$ の中から、特徴となる点（画素）である特徴点を検出する。特徴点とは、例えば、隣接する画素との間で、画素値が所定値以上異なる画素である。なお、特徴点は、時間が経過しても安定して存在する点であることが望ましく、例えば、画像の中でエッジを構成する画素がよく利用される。ここで、以下の説明を簡単にするため、術野画像 $K(x, y, t)$ の中から、物体の頂点である特徴点 $A_1, B_1, C_1, D_1, E_1, F_1, H_1$ が検出されたとする。

【0051】

次に、地図生成部 15 は、術野画像 $K(x, y, t + \Delta t)$ の中から、特徴点 $A_1, B_1, C_1, D_1, E_1, F_1, H_1$ にそれぞれ対応する点を探索する。具体的には、特徴点 A_1 の画素値、特徴点 A_1 の近傍の画素値等に基づいて、同様の特徴を有する点を、術野画像 $K(x, y, t + \Delta t)$ の中から探索する。この探索処理によって、術野画像 $K(x, y, t + \Delta t)$ の中から、特徴点 $A_1, B_1, C_1, D_1, E_1, F_1, H_1$ に対応する特徴点 $A_2, B_2, C_2, D_2, E_2, F_2, H_2$ が、それぞれ検出されたとする。

【0052】

続いて、地図生成部 15 は、3次元測定の原理に基づいて、例えば、特徴点 A_1 の術野画像 $K(x, y, t + \Delta t)$ 上の 2次元座標と、特徴点 A_2 の術野画像 $K(x, y, t + \Delta t)$ 上の 2次元座標とから、空間上の点 A の 3次元座標 (X_A, Y_A, Z_A) を算出す

10

20

30

40

50

る。このようにして算出された3次元座標 (X_A, Y_A, Z_A) の集合として、物体100が置かれた空間の3次元地図 $D(X, Y, Z)$ が生成される。生成された3次元地図 $D(X, Y, Z)$ は、3次元地図データ格納部24に記憶される。なお、3次元地図 $D(X, Y, Z)$ は、本開示における3次元情報の一例である。

【0053】

なお、時間間隔 t の間に、撮像装置42aの位置と姿勢が変化しているため、地図生成部15は、撮像装置42aの位置と姿勢も同時に推定する。数学的には、物体100を構成する各特徴点の3次元座標と、撮像装置42aの位置と、姿勢とを未知数として、術野画像 $K(x, y, t)$ と術野画像 $K(x, y, t + t)$ でそれぞれ観測された特徴点の2次元座標に基づいて連立方程式を立てる。地図生成部15は、この連立方程式を解くことによつて、物体100を構成する各特徴点の3次元座標と、撮像装置42aの位置及び姿勢とを推定する。

10

【0054】

このように、撮像装置42aが撮像した術野画像 $K(x, y, t)$ の中から複数の特徴点を検出して、術野画像 $K(x, y, t + t)$ の中から、それらの特徴点に対応する点を検出することによつて、撮像装置42aが観測している環境の3次元地図 $D(X, Y, Z)$ を生成することができる。さらに、撮像装置42aの位置と姿勢、すなわち自己位置を推定することができる。また、前記した処理を繰り返して実行することによつて、例えば、当初は見えなかった特徴点が見えるようになることによつて、3次元地図 $D(X, Y, Z)$ を拡充することができる。また、処理を繰り返すことによつて、同じ特徴点の3次元位置を繰り返し算出することができるため、例えば平均化処理を行うことによつて、算出誤差を低減することができる。このように、3次元地図データ格納部24に記憶された3次元地図 $D(X, Y, Z)$ は、随時更新される。なお、環境の3次元地図を作成するとともに、撮像装置42aの自己位置を特定する技術は、一般にSLAM(Simultaneous Localization and Mapping)技術と呼ばれている。

20

【0055】

単眼カメラを用いたSLAM技術の基本的な原理は、例えば「Andrew J. Davison, “Real-Time Simultaneous Localization and Mapping with a Single Camera”, Proceedings of the 9th IEEE International Conference on Computer Vision Volume 2, 2003, pp.1403-1410」において説明されている。また、被写体のカメラ画像を用いて被写体の3次元位置を推定するSLAM技術は、特にVisual SLAMとも称される。

30

【0056】

[注目領域の設定方法の説明]

注目領域は、注目領域設定部20の作用によつて設定する。具体的には、注目領域設定部20は、注目領域を示す注目枠を術野画像に重畳して表示させて、当該注目枠の大きさ・形状・位置を指定することによつて行う。

【0057】

図4は、注目枠の設定方法の一例を示す図である。図4Aは、内視鏡5001で観測された術野画像 $K(x, y)$ の一例を示す図である。なお、以下の説明において、術野画像を撮像した時刻の情報は省略して、術野画像は単に $K(x, y)$ と記載して説明する。図4Bは、注目領域に設定したい患部が術野画像 $K(x, y)$ の中央に写るように、内視鏡5001の向きを調整するとともに、注目領域設定部20が、注目領域を示す注目枠110を設定した状態の一例を示す図である。図4Cは、カメラコントロールユニット12aが、設定された注目領域にAF/AEを調整し続ける制御を行った術野画像 $K(x, y)$ の一例を示す図である。

40

【0058】

スコーピスト5062は、例えば、図4Aに示す術野画像 $K(x, y)$ を見ながら、患部等の拡大したい特定位置が術野画像 $K(x, y)$ の中央(所定の位置の一例)に写るように、内視鏡5001を移動させる。

50

【 0 0 5 9 】

図 4 B に示すように、注目したい特定位置が術野画像 $K(x, y)$ の中央（所定の位置の一例）に写ったら、スコピスト 5 0 6 2 は、フットスイッチ 5 0 5 7（図 1）を踏んで、注目領域設定部 2 0 に対して、注目領域の設定を指示する。このとき、フットスイッチ 5 0 5 7 が踏まれたことをトリガとして注目領域の設定を指示する設定信号が発生する。そして、注目領域設定部 2 0 は、設定信号が入力されたことを条件として、図 4 B に示すように、術野画像 $K(x, y)$ の中央に、予め決められたサイズの注目枠 1 1 0 を表示することによって、注目領域を設定する。なお、注目枠 1 1 0 のサイズ、形状は任意に設定してよい。

【 0 0 6 0 】

続いて、パラメータ制御部 2 6 は、図 4 B で設定した注目枠 1 1 0 の内部を検波領域として、当該検波領域の内部で算出した検波値に基づいて、撮像装置 4 2 a、カメラコントロールユニット 1 2 a 及び光源装置 6 0 の制御パラメータを算出する。続いて、パラメータ制御部 2 6 は、算出した制御パラメータで撮像装置 4 2 a、カメラコントロールユニット 1 2 a 及び光源装置 6 0 を制御して、術野画像 $K(x, y)$ を撮像する。そして、表示制御部 4 0 は、図 4 C に示すように、撮像された術野画像 $K(x, y)$ を表示装置 5 0 に出力する。このとき、内視鏡 5 0 0 1 の位置と姿勢は変化するため、術野画像 $K(x, y)$ における注目枠 1 1 0 の位置は変化するが、注目枠 1 1 0 の内部は、常にフォーカスが合うとともに、観察しやすい明るさで表示される。術者 5 0 6 1 は、図 4 C に示す術野画像 $K(x, y)$ を観測しながら、手術を行う。

【 0 0 6 1 】

なお、注目領域設定部 2 0 が注目領域を設定させる方法は、前記した方法に限定されるものではない。例えば、表示装置 5 0 の画面に積層させてタッチパネルを設置して、当該タッチパネルの操作を検出することによって、注目領域の位置や形状を設定してもよい。また、マウスによって、注目領域の位置や形状を設定してもよい。

【 0 0 6 2 】

図 5 は、注目枠の設定方法の別の一例を示す図である。図 5 A は、内視鏡 5 0 0 1 で観測された術野画像 $K(x, y)$ の一例を示す図である。スコピスト 5 0 6 2 は、表示装置 5 0 に表示された術野画像 $K(x, y)$ を見ながら、注目したい領域の位置を、タッチパネルやマウス等の入力デバイスによって指定する。注目領域設定部 2 0 は、術野画像 $K(x, y)$ に重畳させて、指定された領域を示す注目領域指示情報 1 0 5 を出力する。

【 0 0 6 3 】

続いて、注目領域設定部 2 0 は、入力された注目領域指示情報 1 0 5 の位置に、注目枠 1 1 0 を設定する。注目領域設定部 2 0 は、術野画像 $K(x, y)$ に重畳させて、図 5 B に示すように、設定された注目枠 1 1 0 を出力する。なお、注目枠 1 1 0 は、予め設定された大きさ、形状の枠であってもよいし、注目領域指示情報 1 0 5 を模した閉領域であってもよい。

【 0 0 6 4 】

その後、医療用観察システム 1 0 a は、内視鏡 5 0 0 1 の位置と姿勢に関わらず、図 5 C に示すように、設定された注目枠 1 1 0 にフォーカスと露出を合わせ続ける術野画像 $K(x, y)$ を生成して出力する。

【 0 0 6 5 】

なお、注目領域設定部 2 0 は、前記した 3 次元地図 $D(X, Y, Z)$ を利用して、3 次元空間内での距離や撮像系からの距離が一定範囲にある等の条件を加味して注目領域を設定してもよい。また、注目枠 1 1 0 の表示形態は、図 4、図 5 に示したものに限定される訳ではない。注目枠 1 1 0 の表示形態のバリエーションについては後述する（図 1 6 参照）。さらに、注目領域設定部 2 0 は、ジェスチャー等の操作に基づいて、注目領域の位置や形状を設定してもよい。

【 0 0 6 6 】

[注目領域に対応する相対位置の推定方法の説明]

10

20

30

40

50

その後、スコピスト5062が内視鏡5001を移動させると、検波領域推定部22が、術野画像 $K(x, y)$ の中から注目領域に対応する相対位置を推定する。そして、パラメータ制御部26は、推定した注目領域に対応する相対位置に対して、前記したパラメータ調整を行う。表示制御部40は、調整されたパラメータによって撮像された術野画像 $K(x, y)$ を表示装置50に出力する。このような処理を継続することによって、医療用観察システム10aは、表示装置50に術野画像 $K(x, y)$ を表示させ続ける。

【0067】

ここで、内視鏡5001の位置や姿勢が変化した場合に、検波領域推定部22が、術野画像 $K(x, y)$ の中から、検波すべき、注目領域に対応する相対位置を推定する方法について説明する。

【0068】

検波領域推定部22は、例えば、時刻 t における内視鏡5001の位置及び姿勢と、所定のタイミング、例えば時刻 t とは異なる時刻 $t + \Delta t$ における内視鏡5001の位置及び姿勢と、3次元地図 $D(X, Y, Z)$ とに基づいて、時刻 t における注目枠110が、時刻 $t + \Delta t$ において、術野画像 $K(x, y, t + \Delta t)$ のどの位置に観測されるか、すなわち、注目枠110に対応する相対位置を推定する。

【0069】

具体的には、検波領域推定部22は、内視鏡5001の位置及び姿勢に基づいて、設定した注目枠110の近傍の複数の特徴点が、時刻 t から時刻 $t + \Delta t$ の間にどのように移動したかを特定する。そして、検波領域推定部22は、注目枠110に係る情報、具体的には、特定した特徴点の移動状態に基づいて、検波すべき、注目枠110に対応する相対位置を推定する。

【0070】

なお、注目領域として設定した領域は、一般に、手術の対象となる患部であることが多い。患部は、手術によって切除されたり、出血したり、大きく変形したりする可能性が高い。したがって、仮に注目領域の内部に特徴点を設定しても、時間の経過とともに、その特徴点が消失する可能性がある。したがって、注目領域を設定した後の術野画像 $K(x, y)$ からは、注目領域の周囲を除いた領域の中から特徴点を抽出するのが望ましい。

【0071】

図6は、特徴点を抽出する領域を設定した例を示す画像である。前記した地図生成部15は、図6に示すように、注目枠110を設定した画面の中央部を避けて、画面の周囲にマスク120を設定する。そして、地図生成部15は、設定したマスク120の内部のみで特徴点を抽出する。設定されたマスク120の領域は、注目領域の位置を示す注目枠110から離れているため、手術中の変形が少ないと想定される。したがって、マスク120の内部は、時間の経過に関わらずに、安定して特徴点を検出することができる。そして、特徴点が安定して抽出できるため、3次元地図 $D(X, Y, Z)$ や内視鏡5001の位置及び姿勢の推定精度の安定性が向上する。

【0072】

なお、術野画像 $K(x, y)$ において、マスク120の内部に、鉗子5023等の手術器具又は術者の指等の術野に関係しない物体が写り込む場合がある。これらの物体を構成する特徴点は、時間の経過とともに不規則に移動する可能性が高い。すなわち、これらの物体を構成する特徴点は、術野画像 $K(x, y)$ の中に安定して存在する保証がないため、AF/AEに悪影響を及ぼすおそれがある。したがって、これらの物体を除去した上で特徴点を抽出するのが望ましい。そのため、地図生成部15は、術野画像 $K(x, y)$ の中から、予め登録した、手術器具や指等の物体を除去する機能を備えてもよい。なお、この場合、地図生成部15は、本開示における検出部の一例である。

【0073】

術野画像 $K(x, y)$ の中から登録した物体を検出する処理は、例えば、予め登録した画像をテンプレートとして、当該テンプレートとマッチする領域を術野画像 $K(x, y)$ の中から探索することによって行えばよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 4 】

[第 1 の実施の形態に係る医療用観察システムが出力する画像の説明]

図 7 は、医療用観察システム 1 0 a が出力する術野画像 $K(x, y)$ の一例を示す図である。術野画像 $K(x, y)$ は、図 7 A に示すように、フォーカスが合っていない、いわゆる非合焦状態となる場合がある。さらに、術野画像 $K(x, y)$ は、図 7 B に示す露出不足（露出アンダー）状態、又は露出過多（露出オーバ）状態となる場合がある。医療用観察システム 1 0 a は、術野画像 $K(x, y)$ の中に注目領域を設定して、当該注目領域に対してフォーカスと露出を調整し続けるように撮像パラメータを調整する。その結果、図 7 C に示すように、注目枠 1 1 0 の内部にフォーカスが合っており、尚且つ注目枠 1 1 0 の内部が適正露出となる術野画像 $K(x, y)$ が生成されて表示される。

10

【 0 0 7 5 】

そして、医療用観察システム 1 0 a は、時間とともに移動する、注目枠 1 1 0 が示す領域の位置を推定して、推定された注目枠 1 1 0 が示す領域に対して、フォーカスと露出を調整し続ける。したがって、図 7 D に示すように、内視鏡 5 0 0 1 が位置や姿勢が変化することによって、術野の表示位置が移動した場合であっても、術者 5 0 6 1 やスコピスト 5 0 6 2 等は、設定された注目領域を、常に見やすい状態で観察することができ、手術を進行させやすくすることができる。従来は、術野画像という 2 次元情報のみを参照していたため、術野画像において手術器具や術者の手等の術部以外の物体が術野に重なって映り込んだときなどに術部を見失ってしまい、精度良く術部に合わせて撮像パラメータを調整し続けることが難しかった。また、手術現場では術者やスコピストが撮像装置を頻繁に動かすため、2 次元情報のみでは術部を見失いがちであった。これに対して、本開示では、3 次元情報に基づいて注目領域を設定するため、精度良く注目領域に合わせて撮像パラメータを調整し続けることができる。

20

【 0 0 7 6 】

[撮影倍率変更機能の説明]

図 8 は、医療用観察システム 1 0 a が、術野までの距離に応じて観察時の撮影倍率を変更する機能について説明する図である。医療用観察システム 1 0 a は、3 次元地図 $D(X, Y, Z)$ から得られる被写体（注目領域）までの距離の情報を用いて、注目領域の大きさ、すなわち撮影倍率を調整し、目的とする被写体が常に同じ大きさで観察できるようにすることができる。

30

【 0 0 7 7 】

すなわち、レンズ制御部 2 6 b は、A F 検波部 2 6 a が取り出した合焦状態を示す情報に基づいて算出した注目領域までの距離と、前回撮像した際の注目領域までの距離との差分値を算出する。次に、レンズ制御部 2 6 b は、算出された距離の差分値に基づいて、注目領域の倍率の変化を求める。そして、レンズ制御部 2 6 b は、光学系 4 3 に対して、ズームレンズの位置を制御させることによって、注目領域が同じ大きさで観察されるように、撮影倍率を変更させる。

【 0 0 7 8 】

例えば、図 8 A に示すように、トロッカ 5 0 2 5 a を介して患者 5 0 7 1 の体腔内に挿入された内視鏡 5 0 0 1 が、術野画像 $K_a(x, y)$ を撮像したとする。そして、その後、内視鏡の位置と姿勢が変化して、図 8 B に示す術野画像 $K_b(x, y)$ が撮像されたとする。このとき、内視鏡 5 0 0 1 の先端から術野までの距離が大きくなっている、すなわち、撮像範囲 Z_1 が撮像範囲 Z_2 に変化しているため、術野はより小さく（注目枠 1 1 0 y）観察される。このとき、レンズ制御部 2 6 b は、注目領域までの距離が大きくなったことを検出できるため、レンズ制御部 2 6 b は、光学系 4 3 に対して、ズームレンズの位置を制御させることによって、撮影倍率を高める制御を行わせる。

40

【 0 0 7 9 】

すなわち、現像処理部 1 8 は、術野画像 $K_b(x, y)$ の撮影倍率を高めることによって、図 8 C に示す術野画像 $K_c(x, y)$ を生成する。また、注目領域設定部 2 0（設定部）は、注目枠 1 1 0 y を術野画像 $K_c(x, y)$ と同じ撮影倍率で拡大した注目枠 1 1

50

0 z を設定する。そして、表示制御部 40 は、術野画像 $K_c(x, y)$ に注目枠 110 z を重畳して表示装置 50 に表示する。これによって、内視鏡 5001 の先端から術野までの距離が大きくなった場合であっても、術野画像 $K_a(x, y)$ において観察される注目領域（注目枠 110 x）と同じ大きさの注目領域として、術野を観察し続けることができる。

【0080】

なお、パラメータ制御部 26 は、検波領域推定部 22（推定部）が推定した注目領域に対応する相対位置と、パラメータ制御部 26 が調整したフォーカス位置（注目領域の 3次元位置）と、に応じて、撮像装置 42a が術野画像 $K(x, y)$ を撮像する際の制御パラメータの初期値を設定するようにしてもよい。

10

【0081】

[第1の実施の形態に係る医療用観察システムが行う処理の流れの説明]

次に、第1の実施の形態の医療用観察システム 10a が行う処理の流れを説明する。図9は、医療用観察システム 10a が行う処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【0082】

以下、図8のフローチャートについて説明する。まず、撮像素子 44a は、術野画像 $K(x, y)$ を撮像する（ステップ S10）。

【0083】

地図生成部 15 は、撮像した術野画像 $K(x, y)$ の中から特徴点を抽出する（ステップ S11）。

20

【0084】

さらに、撮像素子 44a は、 t 秒後の術野画像 $K(x, y)$ を撮像する（ステップ S12）。

【0085】

地図生成部 15 は、撮像した t 秒後の術野画像 $K(x, y)$ の中から特徴点を抽出する（ステップ S13）。

【0086】

地図生成部 15 は、特徴点の 3次元位置を算出することによって、3次元地図 $D(X, Y, Z)$ を生成する（ステップ S14）。

【0087】

自己位置推定部 16 は、内視鏡 5001 の位置及び姿勢を推定する（ステップ S15）。

30

【0088】

注目領域設定部 20 は、術野画像 $K(x, y)$ の中に注目領域を設定する（ステップ S16）。

【0089】

パラメータ制御部 26 は、術野画像 $K(x, y)$ の中の、注目領域の位置に対応する領域の画素値に基づいて、撮像パラメータ（光学パラメータ、撮像パラメータ、現像パラメータ、発光パラメータ）を調整する（ステップ S17）。

【0090】

撮像素子 44a は、ステップ S17 で調整した撮像パラメータによって、 t 秒後の術野画像 $K(x, y)$ を撮像する（ステップ S18）。

40

【0091】

表示制御部 40 は、撮像された術野画像 $K(x, y)$ を表示装置 50 に出力する（ステップ S19）。

【0092】

表示制御部 40 は、処理の終了指示があるかを判定する（ステップ S20）。終了指示があると判定される（ステップ S20：Yes）と、医療用観察システム 10a は、図6の処理を終了する。一方、終了指示があると判定されない（ステップ S20：No）と、ステップ S21 に移行する。なお、処理の終了指示は、例えば、カメラコントロールユニ

50

ット12aの電源スイッチ(非図示)をOFFにする等の操作を検出することによって行われる。

【0093】

ステップS20においてNoと判定されると、地図生成部15は、撮像されたt秒後の術野画像K(x, y)の中から特徴点を抽出する(ステップS21)。

【0094】

地図生成部15は、特徴点の3次元位置を算出することによって、ステップS14で生成した3次元地図D(X, Y, Z)を更新する(ステップS22)。

【0095】

自己位置推定部16は、内視鏡5001の位置及び姿勢を推定する(ステップS23)

10

【0096】

検波領域推定部22は、ステップS18で撮像したt秒後の術野画像K(x, y)における注目領域(検波領域)の位置を推定する(ステップS24)。その後、ステップS17に戻る。

【0097】

[第1の実施の形態の作用効果の説明]

以上説明したように、第1の実施の形態の医療用観察システム10aによると、3次元情報生成部14は、撮像装置42aが撮像した術野画像K(x, y)から、術野の3次元地図D(X, Y, Z)(3次元情報)を生成する。そして、注目領域設定部20(設定部)は、所定のタイミングに撮像した術野画像K(x, y)の中に、少なくとも一つの注目領域を設定する。検波領域推定部22(推定部)は、3次元地図D(X, Y, Z)と注目領域設定部20が設定した注目領域に係る情報とに基づいて、前記所定のタイミングとは異なるタイミングに撮像した術野画像K(x, y)の中から、注目領域に対応する相対位置を推定する。そして、パラメータ制御部26(調整部)は、検波領域推定部22が推定した注目領域の相対位置に対応する術野画像K(x, y)の3次元情報と画素値とに基づいて、撮像装置42a及び撮像装置42aの周辺機器である光源装置60の撮像パラメータを調整して術野画像K(x, y)を撮像させる。そして、表示制御部40は、撮像された術野画像K(x, y)を表示する。したがって、撮像装置42aが実装された内視鏡5001が位置や姿勢を変化させた場合であっても、AF機能やAE機能等にかかる撮像パラメータの調整を、例えば手術箇所等の注目領域に合わせて行い続けることができる。

20

30

【0098】

また、第1の実施の形態の医療用観察システム10aによると、撮像装置42aは、1つの撮像素子44aを備えて、3次元情報生成部14は、撮像装置42aが異なる時刻に撮像した少なくとも2枚の術野画像K(x, y)に基づいて、術野の3次元地図D(X, Y, Z)(3次元情報)を生成する。したがって、単眼カメラのみという簡易な構成の撮像装置42aを用いて、手術箇所等の注目領域にフォーカスが合致して、尚且つ注目領域が見やすい明るさで撮像された術野画像K(x, y)を観察し続けることができる。

【0099】

また、第1の実施の形態の医療用観察システム10aによると、3次元情報生成部14は、術野画像K(x, y)の全体又は任意の範囲から抽出した特徴点の3次元情報を生成する。したがって、注目領域の設定前には術野画像K(x, y)の全体から特徴点を抽出することによって、できるだけ多くの特徴点の3次元位置に基づく3次元地図D(X, Y, Z)を生成することができる。そして、注目領域の設定後には、手術によって変動が大きい、注目領域及びその近傍の領域から特徴点を抽出しないことによって、時間の経過とともに変動の少ない、安定した特徴点の3次元位置に基づいて、3次元地図D(X, Y, Z)を更新することができる。

40

【0100】

また、第1の実施の形態の医療用観察システム10aによると、パラメータ制御部26(調整部)は、制御パラメータとして、撮像装置42aの光学系の状態を規定する光学パ

50

ラメータを、術野画像 $K(x, y)$ の中の、検波領域推定部 22 (推定部) が推定した注目領域の推定位置に対応する領域の画素値に応じて調整する。したがって、注目領域の位置が移動した場合であっても、当該注目領域にフォーカスが合った術野画像 $K(x, y)$ を得ることができる。

【0101】

また、第1の実施の形態の医療用観察システム 10a によると、パラメータ制御部 26 (調整部) は、制御パラメータとして、撮像装置 42a の露出条件を規定する撮像パラメータを、術野画像 $K(x, y)$ の中の、検波領域推定部 22 (推定部) が推定した注目領域の推定位置に対応する領域の画素値に応じて調整する。したがって、注目領域の位置が移動した場合であっても、当該注目領域が見やすくなるように露光された術野画像 $K(x, y)$ を得ることができる。

10

【0102】

また、第1の実施の形態の医療用観察システム 10a によると、パラメータ制御部 26 (調整部) は、制御パラメータとして、撮像装置 42a の現像条件を規定する現像パラメータを、術野画像 $K(x, y)$ の中の、検波領域推定部 22 (推定部) が推定した注目領域の推定位置に対応する領域の画素値に応じて調整する。したがって、注目領域の位置が移動した場合であっても、当該注目領域が見やすくなるように露出補正された術野画像 $K(x, y)$ を得ることができる。

【0103】

また、第1の実施の形態の医療用観察システム 10a によると、パラメータ制御部 26 (調整部) は、制御パラメータとして、撮像装置 42a の撮像範囲に照明光を照射する光源装置 60 の発光状態を規定する発光パラメータを、術野画像 $K(x, y)$ の中の、検波領域推定部 22 (推定部) が推定した注目領域の推定位置に対応する領域の画素値に応じて調整する。したがって、注目領域の位置が移動した場合であっても、当該注目領域が見やすくなるように照明された術野画像 $K(x, y)$ を得ることができる。

20

【0104】

また、第1の実施の形態の医療用観察システム 10a によると、地図生成部 15 (検出部) は、術野画像 $K(x, y)$ の中から、予め登録された物体を検出する。そして、注目領域設定部 20 (設定部) は、術野画像 $K(x, y)$ のうち、地図生成部 15 (検出部) が検出した物体を除いた領域の中から、特徴点を抽出する。したがって、鉗子 5023 や指等の物体が有する特徴点が抽出されないため、AF/AE に悪影響を及ぼすのを防ぐことができる。

30

【0105】

また、第1の実施の形態の医療用観察システム 10a によると、パラメータ制御部 26 (調整部) は、検波領域推定部 22 (推定部) が推定した注目領域に対応する相対位置と、パラメータ制御部 26 が調整したフォーカス位置 (注目領域の3次元位置) と、に基づく注目領域の3次元位置に応じて、撮像装置 42a が撮像する術野画像 $K(x, y)$ の撮影倍率を変更する。そして、注目領域設定部 20 (設定部) は、前記撮影倍率に応じて、注目領域の大きさを変化させる。したがって、内視鏡 5001 の位置や姿勢が変化した場合であっても、術野画像 $K(x, y)$ の注目領域を同じ大きさで観察し続けることができる。

40

【0106】

また、第1の実施の形態の医療用観察システム 10a によると、パラメータ制御部 26 (調整部) は、検波領域推定部 22 (推定部) が推定した注目領域に対応する相対位置と、パラメータ制御部 26 が調整したフォーカス位置 (注目領域の3次元位置) と、に応じて、撮像装置 42a が術野画像 $K(x, y)$ を撮像する際の制御パラメータの初期値を設定する。したがって、内視鏡 5001 の位置や姿勢が変化した場合であっても、術野画像 $K(x, y)$ の注目領域を撮像する際の制御パラメータの調整を迅速に行うことができる。

【0107】

50

また、第1の実施の形態の医療用観察システム10aによると、撮像装置42aは内視鏡5001に実装される。したがって、内視鏡5001を利用した手術等を行う際に、患部にフォーカスや露出を調整し続けることができる。

【0108】

また、第1の実施の形態のカメラコントロールユニット12a（医療用観察装置）によると、異なる位置から術野を撮像した少なくとも2枚の術野画像 $K(x, y)$ から、3次元情報生成部14が術野の3次元地図 $D(X, Y, Z)$ （3次元情報）を生成する。そして、注目領域設定部20（設定部）が、所定のタイミングに撮像した術野画像 $K(x, y)$ の中に、少なくとも一つの注目領域を設定する。検波領域推定部22（推定部）は、3次元地図 $D(X, Y, Z)$ と注目領域設定部20が設定した注目領域の位置とに基づいて、前記所定のタイミングとは異なるタイミングに撮像した術野画像 $K(x, y)$ の中から、注目領域に対応する相対位置を推定する。そして、パラメータ制御部26（調整部）が、3次元地図 $D(X, Y, Z)$ と注目領域の相対位置とに基づいて、撮像装置42a及び撮像装置42aの周辺機器である光源装置60の撮像パラメータを調整して術野画像 $K(x, y)$ を撮像し、表示制御部40が、撮像された術野画像 $K(x, y)$ を表示する。したがって、撮像装置42aが実装された内視鏡5001が移動した場合であっても、AF機能やAE機能等にかかる撮像パラメータの調整を、例えば手術箇所等の注目領域に合わせて行い続けることができる。

10

【0109】

なお、医療用観察システム10aにおいて、撮像装置42aを内蔵する内視鏡5001が、ジャイロセンサ等の加速度センサを実装していてもよい。加速度センサの出力によって、内視鏡5001の位置と姿勢を計測することができるため、撮像装置42aが異なる時刻に2枚の画像を撮像することなく、内視鏡5001の位置と姿勢を計測することができる。これによって、注目領域の位置を推定することができる。

20

【0110】

（第2の実施の形態）

医療用観察システム10aの構成は、第1の実施の形態で説明した構成に限定されるものではなく、様々な変形例を実現することができる。以下、医療用観察システムの別の実施の形態について、順を追って説明する。

【0111】

第1の実施の形態において、医療用観察システム10aは、撮像装置42aが1つの撮像素子44aを有するものとして説明した。しかしながら、撮像装置の構成は、これに限定されるものではない。

30

【0112】

図10は、撮像装置42bが像面位相差センサ46を備える撮像素子44bで構成された医療用観察システム10bの概略的な構成の一例を示す図である。なお、図10は、図2を一部省略して描いており、特に断りのない限り、省略された箇所は図2と同じ構成を有している。

【0113】

像面位相差センサ46は、撮像素子44bの中に、測距を行う画素を離散配置した構成を有している。図10のように構成された医療用観察システム10bを用いることによって、地図生成部15は、像面位相差センサ46が出力する像面位相差情報から、撮像した物体100までの深度情報（距離情報）を取り出すことができる。したがって、SLAM技術を有効に活用することができる。なお、像面位相差センサ46は、撮像した1枚の画像のみから深度情報を得ることができる。

40

【0114】

図11は、像面位相差センサを利用する場合の術野画像 $K(x, y)$ の表示形態の一例を示す図である。図11Aに示すように、術野画像 $K(x, y)$ の注目領域には、注目枠110が重畳表示されている。このとき、像面位相差センサ46は、注目枠110の内部において術野までの測距を行う。測距結果は、図11Bに示すように、合焦位置を示す複

50

数のインジケータ 1 1 2 によって表示される。

【 0 1 1 5 】

このように、第 2 の実施の形態によると、撮像した 1 枚の術野画像 $K(x, y)$ から深度情報を得ることができるため、物体が動いている場合であっても、当該物体の 3 次元位置を高精度に計測することによって、 AF/AE の制御を精度高く行うことができる。

【 0 1 1 6 】

(第 3 の実施の形態)

図 1 2 は、撮像装置 4 2 c が 2 つの撮像素子 4 4 c、4 4 d で構成された医療用観察システム 1 0 c の概略的な構成の一例を示す図である。なお、2 つの撮像素子 4 4 c、4 4 d は、予め決められた相対関係を保った状態で配置されて、患部の異なる場所を、一部が重複するように撮像する。より具体的には、撮像素子 4 4 c、4 4 d は、立体視に対応する右目用及び左目用の画像信号をそれぞれ取得する。なお、図 1 2 は、図 2 を一部省略して描いており、特に断りのない限り、省略された箇所は図 2 と同じ構成を有している。

10

【 0 1 1 7 】

また、医療用観察システム 1 0 c において、カメラコントロールユニット 1 2 b は、図 2 で説明した構成に加えて、深度情報生成部 3 0 を備える。深度情報生成部 3 0 は、2 つの撮像素子 4 4 c、4 4 d でそれぞれ撮像された 2 枚の術野画像のマッチングを行って、深度情報を生成する。

【 0 1 1 8 】

図 1 2 のように構成された医療用観察システム 1 0 c を用いることによって、地図生成部 1 5 は、深度情報生成部 3 0 が生成した深度情報と、撮像素子 4 4 c、4 4 d がそれぞれ撮像した術野画像とにより、SLAM 技術を活用して 3 次元地図 $D(X, Y, Z)$ を生成することができる。また、2 つの撮像素子 4 4 c、4 4 d は、同時に撮像を行うことができるため、1 回の撮像で得た 2 枚の画像から深度情報を得ることができる。したがって、物体が動いている場合であっても、当該物体の 3 次元位置を高精度に計測することができる。

20

【 0 1 1 9 】

このように、第 3 の実施の形態によると、撮像装置 4 2 c は、一部が重複する異なる範囲を撮像する 2 つの撮像素子 4 4 c、4 4 d を備えて、3 次元情報生成部 1 4 は、撮像装置 4 2 c が同じ時刻に撮像した 2 枚の術野画像 $K(x, y)$ に基づいて、術野の 3 次元情報を生成する。したがって、1 回の撮像で得た 2 枚の術野画像 $K(x, y)$ から深度情報を得ることができるため、術野が動いている場合であっても、当該術野の 3 次元位置を高精度に計測することができる。

30

【 0 1 2 0 】

(第 4 の実施の形態)

図 1 3 は、撮像装置 4 2 c が 2 つの撮像素子で構成されるとともに、カメラコントロールユニット 1 2 c がトラッキング処理部 3 4 を備える医療用観察システム 1 0 d の概略的な構成の一例を示す図である。なお、図 1 3 は、図 2 を一部省略して描いており、特に断りのない限り、省略された箇所は図 2 と同じ構成を有している。

【 0 1 2 1 】

医療用観察システム 1 0 d のカメラコントロールユニット 1 2 c は、深度情報生成部 3 0 と、3 次元情報生成部 3 2 と、トラッキング処理部 3 4 と、ズーム領域算出部 3 6 を備える。

40

【 0 1 2 2 】

3 次元情報生成部 3 2 は、3 次元情報生成部 1 4 に代わって備えられて、深度情報生成部 3 0 が生成した深度情報に基づいて、術野画像 $K(x, y)$ の 3 次元情報を生成する。トラッキング処理部 3 4 は、3 次元地図データ格納部 2 4 に代わって備えられて、直前フレームの 3 次元情報と現フレームの 3 次元情報とに基づいて、2 つの点群を重ね合わせる手法である ICP (Iterative Closest Point) 法等を用いることによって撮像装置 4 2 c の位置・姿勢の差分を算出する。検波領域推定部 2 2 は、トラッキング処理部 3 4 が

50

算出した撮像装置 4 2 c の位置・姿勢の差分値に基づいて、術野画像 $K(x, y)$ における検波領域の位置を算出する。そして、前記したパラメータ制御部 2 6 (図 2) が、算出された検波領域にフォーカスが合致して、尚且つ検波領域が見やすい明るさで撮像される制御パラメータを算出する。そして、パラメータ制御部 2 6 は、算出された制御パラメータによって、撮像装置 4 2 c に術野画像 $K(x, y)$ を撮像させる。

【 0 1 2 3 】

このように、第 4 の実施の形態によると、撮像装置 4 2 c の動きによらずに、術野画像 $K(x, y)$ の中の注目領域を安定してトラッキング (追尾) することができる。

【 0 1 2 4 】

(第 5 の実施の形態)

図 1 4 は、撮像装置 4 2 d が撮像素子 4 4 a とデプスセンサ 4 8 で構成された医療用観察システム 1 0 e の概略的な構成の一例を示す図である。なお、図 1 4 は、図 2 を一部省略して描いており、特に断りのない限り、省略された箇所は図 2 と同じ構成を有している。

【 0 1 2 5 】

デプスセンサ 4 8 は、被写体までの距離を測定する、いわゆる 3 D センサである。デプスセンサ 4 8 は、被写体に向けて照射した、例えば赤外光等の反射光を受光することによって、光の飛行時間を計測して被写体までの距離を測定する、いわゆる T o F (Time of Flight) センサである。また、デプスセンサ 4 8 は、被写体に照射された複数の異なる幾何パターンを有する投影光の像を撮像することによって、被写体までの距離を測定する、いわゆるパターン投影法 (Structured Light) によって実現される。

【 0 1 2 6 】

地図生成部 1 5 は、撮像素子 4 4 a が撮像した術野画像 $K(x, y)$ と、デプスセンサ 4 8 が出力する距離とに基づいて、撮像した物体 1 0 0 までの深度情報 (距離情報) を取り出す。より具体的には、地図生成部 1 5 は、デプスセンサ 4 8 が測距した点が、撮像素子 4 4 a が撮像した術野画像 $K(x, y)$ のどの画素に対応するかを算出する。そして、地図生成部 1 5 は、術野の 3 次元地図 $D(X, Y, Z)$ (3 次元情報) を生成する。したがって、S L A M 技術を有効に活用することができる。

【 0 1 2 7 】

このように、第 5 の実施の形態によると、撮像装置 4 2 d は、1 つの撮像素子 4 4 a と対象物までの距離を計測するデプスセンサ 4 8 (測距装置) とを備えて、3 次元情報生成部 1 4 は、撮像素子 4 4 a が撮像した画像とデプスセンサ 4 8 が計測した距離とに基づいて、術野の 3 次元地図 $D(X, Y, Z)$ (3 次元情報) を生成する。したがって、術野までの距離を容易且つ確実に測定することができる。

【 0 1 2 8 】

(第 6 の実施の形態)

図 1 5 は、撮像装置 4 2 d が撮像素子 4 4 a とデプスセンサ 4 8 で構成されるとともに、カメラコントロールユニット 1 2 d がトラッキング処理部 3 4 を備える医療用観察システム 1 0 f の概略的な構成の一例を示す図である。なお、図 1 5 は、図 2 を一部省略して描いており、特に断りのない限り、省略された箇所は図 2 と同じ構成を有している。

【 0 1 2 9 】

医療用観察システム 1 0 f のカメラコントロールユニット 1 2 d は、3 次元情報生成部 3 2 と、トラッキング処理部 3 4 と、ズーム領域算出部 3 6 を備える。

【 0 1 3 0 】

3 次元情報生成部 3 2 は、3 次元情報生成部 1 4 に代わって備えられて、デプスセンサ 4 8 が異なる位置から測定した 2 つの距離情報 (例えば、被写体までの距離に対応する画素値が格納された距離画像) をマッチングさせることによって、術野の移動状態を求める。トラッキング処理部 3 4 は、3 次元地図データ格納部 2 4 に代わって備えられて、前記した術野の移動状態に基づいて、撮像装置 4 2 c の位置・姿勢の差分を算出する。検波領域推定部 2 2 は、トラッキング処理部 3 4 が算出した撮像装置 4 2 d の位置・姿勢の差分

10

20

30

40

50

値に基づいて、術野画像 $K(x, y)$ における検波領域の位置を算出する。そして、前記したパラメータ制御部 26 (図 2) が、算出された検波領域にフォーカスが合致して、尚且つ検波領域が見やすい明るさで撮像される制御パラメータを算出する。そして、パラメータ制御部 26 は、算出された制御パラメータによって、撮像装置 42d に術野画像 $K(x, y)$ を撮像させる。

【0131】

このように、第 6 の実施の形態によると、撮像装置 42d の動きによらずに、術野画像 $K(x, y)$ の中の注目領域を安定してトラッキング (追尾) することができる。

【0132】

(第 7 の実施の形態)

図 16 は、術野画像 $K(x, y)$ の中に複数の注目枠 110a、110b を設定した例を示す図である。

【0133】

図 16 に示すように、注目領域設定部 20 (図 2) は、術野画像 $K(x, y)$ の中に複数の注目領域を設定してもよい。例えば、複数の患部に注目する必要がある場合、注目領域設定部 20 は、スコピスト 5062 の指示に基づいて、各注目領域を示す注目枠 110a、110b を設定する。パラメータ制御部 26 は、設定された各注目枠 110a、110b を含む注目領域に対して、ともにフォーカスが合うように AF 制御を行う。また、各注目枠 110a、110b を含む注目領域が、ともに観察しやすい明るさとなるように AE 制御、光源制御を行う。このとき、パラメータ制御部 26 は、例えば、各注目枠 110a、110b を設定した領域までの距離等を用いて、注目枠 110a、110b の双方に合焦して、尚且つ注目枠 110a、110b の双方が観察しやすい明るさとなるように、適切な制御パラメータを決定する。そして、表示制御部 40 は、パラメータ制御部 26 が調整した制御パラメータに基づいて撮像された術野画像 $K(x, y)$ を、表示装置 50 に出力する。

【0134】

なお、本実施の形態の変形例として、複数の注目枠 110a、110b のうち、一方の注目枠 110a は、合焦させる領域として設定し、他方の注目枠 110b は、合焦させない、すなわちフォーカス対象から除外する領域として設定してもよい。このように、合焦対象から除外する領域を設定することによって、例えば、レンズ制御部 26b がコントラスト AF 等における演算処理を行う際に、不必要にフォーカスの合う位置を探索する必要がなくなるため、合焦速度の高速化を行うことができる。なお、合焦させる領域を示す注目枠 110a と、合焦対象から除外する領域を示す注目枠 110b とは、識別性を高めるために、異なる色や異なる形態で表示するのが望ましい。

【0135】

このように、第 7 の実施の形態によると、術野の中に複数の注目したい領域がある場合に、注目領域設定部 20 は複数の注目領域を設定する。したがって、複数の注目領域に対して制御パラメータを調整することができる。

【0136】

(第 8 の実施の形態)

図 17 は、術野画像 $K(x, y)$ の中から、所定の距離範囲の領域を強調表示させた表示形態の一例を示す図である。

【0137】

注目領域設定部 20 は、注目領域を設定する際に、図 17 に示すように、術野画像 $K(x, y)$ の中の所定の距離範囲領域に所定の着色をして出力する。図 17 は、距離 d_1 よりも近い距離を有する領域 R_1 と、距離 d_2 よりも遠い距離を有する領域 R_2 と、にそれぞれ異なる着色をさせた表示した例である。なお、これは、注目領域の設定を行い易くする目的で、注目領域までの距離範囲を、距離 d_1 から距離 d_2 の間に制限するために行う処理である。

【0138】

10

20

30

40

50

距離 d_1 及び距離 d_2 の値は、例えば、図 17 に示すように、注目領域設定部 20 が、術野画像 $K(x, y)$ の近傍に、距離目盛を表示させて、スコピスト 5062 がマウスやタッチパネル等の入力デバイス进行操作することによって設定すればよい。そして、設定された距離 d_1 及び距離 d_2 の値に応じて、注目領域設定部 20 は、術野画像 $K(x, y)$ 上の領域 R_1 及び領域 R_2 を、リアルタイムで着色表示する。このとき、操作者は、距離目盛上の設定したい距離の位置で入力デバイスをポインティングして、距離 d_1 又は距離 d_2 を設定する。そして、操作者は、入力デバイスをポインティングしたまま距離目盛上の遠方方向又は近接方向に向かって入力デバイスをドラッグする。注目領域設定部 20 は、このドラッグ操作を検出することによって、図 17 に示すように、距離目盛上に、ドラッグされた距離範囲に着色される色を表示する。このような GUI (Graphical User Interface) とすることによって、操作者は、術野画像 $K(x, y)$ において、自身が設定した距離範囲に対応する領域を認識しやすくなる。なお、距離目盛上に、設定された距離範囲を表示する方法は、図 17 に示した方法に限定される訳ではなく、設定された距離範囲が明示されるものであれば、その他の表示形態をとってもよい。

10

【0139】

表示制御部 40 は、領域 R_1 及び領域 R_2 が着色表示された術野画像 $K(x, y)$ を表示装置 50 に出力する。そして、スコピスト 5062 は、領域 R_1 及び領域 R_2 が着色表示された術野画像 $K(x, y)$ を見ながら、前記した手順 (図 4 参照) に従って、注目領域を設定する。

20

【0140】

このように、第 8 の実施の形態によると、注目領域設定部 20 (設定部) は、注目領域が存在する距離範囲を指定する機能を、更に備えて、指定された距離範囲の中で注目領域を設定させる。したがって、スコピスト 5062 は、注目領域の設定をより容易に行うことができる。

【0141】

(第 9 の実施の形態)

図 18 は、術野画像 $K(x, y)$ の中に設定する注目枠 110c ~ 110g の表示形態の一例を示す図である。

【0142】

注目枠の表示形態は、図 4 に示した矩形の枠に限定されるものではない。図 18A は、注目枠 110c を円形領域で表示した例である。図 18B は、注目枠 110d を着色 (ハイライト) された閉領域で示した例である。図 18C は、注目枠 110e を記号で示した例である。図 18D は、注目枠 110f を閉曲線で示した例である。図 18E は、注目枠 110g 及び注目枠 110g を設定した位置と等しい距離を有する領域を、ともに着色して表示した例である。特に、図 18E の表示形態によると、スコピスト 5062 は、注目領域と等しい距離の位置に別の領域が存在することを認識することができる。したがって、内視鏡 5001 が誤って別の領域の方向を向くことによって、注目領域に対する追従が外れないように、内視鏡 5001 をより一層注意深く把持することができる。

30

【0143】

なお、注目枠をいずれの形態で表示するかは、スコピスト 5062 が、予め注目領域設定部 20 に設定しておけばよい。なお、注目枠 110c ~ 110g の設定方法は、図 4 または図 5 で説明した方法に従えばよい。注目領域を画面の中央に移動した後で注目枠を設定するだけでなく、タッチパネルやマウス等の入力デバイスを用いて、注目枠の位置を直接画面上で設定してもよい。特に、図 18B、図 18D、図 18E に示すように、注目枠を任意形状の閉領域として設定する場合は、図 5 で説明したように、表示装置 50 に表示された術野画像 $K(x, y)$ の上で、注目枠の位置と形状を直接設定するのが効率的である。

40

【0144】

このように、第 9 の実施の形態によると、設定された注目領域に、操作者が見やすい形態の注目枠 110c ~ 110g を表示することができる。

50

【 0 1 4 5 】

(第 1 0 の実施の形態)

図 1 9 は、術野画像 $K(x, y)$ の中から反射光の大きい場所を検出する機能について説明する図である。腹腔内及び臓器は、腹水、粘液、血液等の液体に覆われている。これらの液体は、外部から照明光を照射した場合に高い正反射特性を示す。こうして発生した正反射光が撮像素子 4 4 a に受光されると、受光した画素の画素値がオーバフローする可能性がある。このようなオーバフローが発生すると、術野画像 $K(x, y)$ の明るさ、色、形状等を識別できなくなるため、術野を観察する画像として望ましくないおそれがある。したがって、医療用観察システム 1 0 a においては、撮像素子 4 4 a が正反射光を受光しない観察レイアウトをとるのが望ましい。

10

【 0 1 4 6 】

正反射光の進行方向は、腹腔内に存在する立体物の法線方向に依存する。そして、腹腔内の立体物の法線方向は、一般に多岐の方向に亘って分布するため、撮像素子 4 4 a が正反射光を受光しない観察レイアウトを実現することは現実的ではない。そのため、本実施の形態では、正反射光が発生する可能性のある位置を予め予測することによって、当該位置を観察対象となる注目領域として設定できないようにする。

【 0 1 4 7 】

本実施の形態では、第 1 の実施の形態で説明した医療用観察システム 1 0 a における注目領域設定部 2 0 に、術野画像 $K(x, y)$ における正反射光の発生位置を予測する機能を持たせる。すなわち、注目領域設定部 2 0 は、地図生成部 1 5 が生成した、図 1 9 A に示す 3 次元地図 $D(X, Y, Z)$ と、光源装置 6 0 の設置位置とを照らし合わせることで、図 1 9 B に示す術野画像 $K(x, y)$ における、光源装置 6 0 から出射した光の正反射光の発生位置を予測する。

20

【 0 1 4 8 】

具体的には、地図生成部 1 5 は、3 次元地図 $D(X, Y, Z)$ における隣接する点の 3 次元位置に基づいて、点 (X, Y, Z) における 3 次元的な法線方向を算出する。そして、注目領域設定部 2 0 は、地図生成部 1 5 (3 次元情報生成部 1 4) が算出した法線方向と、光源装置 6 0 の設置位置とを照らし合わせることで、光源装置 6 0 から出射した光線の正反射光が、撮像素子 4 4 a に到達する位置を算出する。正反射光の到達位置の算出は、光線追跡法によって行えばよい。この処理によって、例えば、図 1 9 A において、領域 Q_1 における正反射光が、図 1 9 B における術野画像 $K(x, y)$ の領域 Q_2 に到達することが予測される。

30

【 0 1 4 9 】

注目領域設定部 2 0 は、さらに、正反射光の到達位置である領域 Q_2 にマスクを設定する。そして、注目領域設定部 2 0 は、領域 Q_2 に注目領域を設定できないようにする。

【 0 1 5 0 】

このように、第 1 0 の実施の形態によると、注目領域設定部 2 0 (設定部) は、3 次元情報生成部 1 4 が生成した術野の 3 次元地図 $D(X, Y, Z)$ (3 次元情報) に基づいて、光源装置 6 0 による照明光の正反射方向を予測する。そして、注目領域設定部 2 0 は、予測された方向に進む正反射光が撮像装置 4 2 a に撮像されると判定した場合に、当該正反射光が撮像される領域を注目領域の設定対象から除外する。したがって、注目領域設定部 2 0 は、正反射光が到達しない位置に注目領域を設定するため、当該注目領域における画素値に基づいて A E 制御を行うことによって、適切な露出を得ることができる。

40

【 0 1 5 1 】

なお、本実施の形態において、正反射光が撮像装置 4 2 a で撮像される場合に、観測される正反射光によって、画素値がオーバフローしないように、A E 用の制御パラメータや光源制御パラメータを調整するようにしてもよい。

【 0 1 5 2 】

(第 1 1 の実施の形態)

図 2 0 は、本開示に係る技術が適用され得る顕微鏡手術システム 5 3 0 0 の概略的な構

50

成の一例を示す図である。図20を参照すると、顕微鏡手術システム5300は、顕微鏡装置5301と、制御装置5317と、表示装置50と、から構成される。なお、以下の顕微鏡手術システム5300についての説明において、「ユーザ」とは、術者及び助手等、顕微鏡手術システム5300を使用する任意の医療スタッフのことを意味する。

【0153】

顕微鏡装置5301は、観察対象（患者の術部）を拡大観察するための顕微鏡部5303と、顕微鏡部5303を先端で支持するアーム部5309と、アーム部5309の基端を支持するベース部5315と、を有する。

【0154】

顕微鏡部5303は、略円筒形状の筒状部5305と、当該筒状部5305の内部に設けられる撮像部（図示せず）と、から構成される。顕微鏡部5303は、撮像部によって電子的に撮像画像を撮像する、電子撮像式の顕微鏡部（いわゆるビデオ式の顕微鏡部）である。なお、撮像部は、本開示における撮像装置の一例である。

10

【0155】

筒状部5305の下端の開口面には、内部の撮像部を保護するカバーガラスが設けられる。観察対象からの光（以下、観察光ともいう）は、当該カバーガラスを通過して、筒状部5305の内部の撮像部に入射する。なお、筒状部5305の内部には例えばLED（Light Emitting Diode）等からなる光源が設けられてもよく、撮像時には、当該カバーガラスを介して、当該光源から観察対象に対して光が照射されてもよい。

【0156】

撮像部は、観察光を集光する光学系と、当該光学系が集光した観察光を受光する撮像素子と、から構成される。当該光学系は、ズームレンズ及びフォーカスレンズを含む複数のレンズが組み合わされて構成され、その光学特性は、観察光を撮像素子の受光面上に結像するように調整されている。当該撮像素子は、観察光を受光して光電変換することにより、観察光に対応した信号、すなわち観察像に対応した画像信号を生成する。当該撮像素子としては、例えばBayer配列を有するカラー撮影可能なものが用いられる。当該撮像素子は、CMOSイメージセンサ又はCCDイメージセンサ等、各種の公知の撮像素子であってよい。撮像素子によって生成された画像信号は、RAWデータとして制御装置5317に送信される。ここで、この画像信号の送信は、好適に光通信によって行われてもよい。手術現場では、術者が撮像画像によって患部の状態を観察しながら手術を行うため、より安全で確実な手術のためには、術野の動画像が可能な限りリアルタイムに表示されることが求められるからである。光通信で画像信号が送信されることにより、低レイテンシで撮像画像を表示することが可能となる。

20

30

【0157】

なお、撮像部は、その光学系のズームレンズ及びフォーカスレンズを光軸に沿って移動させる駆動機構を有してもよい。当該駆動機構によってズームレンズ及びフォーカスレンズが適宜移動されることにより、撮像画像の撮影倍率及び撮像時の焦点距離が調整される。また、撮像部には、AE機能やAF機能等、一般的に電子撮像式の顕微鏡部に備えられ得る各種の機能が搭載されてもよい。

【0158】

また、撮像部は、1つの撮像素子を有するいわゆる単板式の撮像部として構成されてもよいし、複数の撮像素子を有するいわゆる多板式の撮像部として構成されてもよい。撮像部が多板式で構成される場合には、例えば各撮像素子によってRGBそれぞれに対応する画像信号が生成され、それらが合成されることによりカラー画像が得られてもよい。あるいは、当該撮像部は、立体視（3D表示）に対応する右目用及び左目用の画像信号をそれぞれ取得するための1対の撮像素子を有するように構成されてもよい。3D表示が行われることにより、術者は術野における生体組織の奥行きをより正確に把握することが可能になる。なお、当該撮像部が多板式で構成される場合には、各撮像素子に対応して、光学系も複数系統が設けられ得る。

40

【0159】

50

アーム部 5309 は、複数のリンク（第 1 リンク 5313a ~ 第 6 リンク 5313f）が、複数の関節部（第 1 関節部 5311a ~ 第 6 関節部 5311f）によって互いに回動可能に連結されることによって構成される。

【0160】

第 1 関節部 5311a は、略円柱形状を有し、その先端（下端）で、顕微鏡部 5303 の筒状部 5305 の上端を、当該筒状部 5305 の中心軸と平行な回転軸（第 1 軸 O_1 ）まわりに回動可能に支持する。ここで、第 1 関節部 5311a は、第 1 軸 O_1 が顕微鏡部 5303 の撮像部の光軸と一致するように構成され得る。これにより、第 1 軸 O_1 まわりに顕微鏡部 5303 を回動させることにより、撮像画像を回転させるように視野を変更することが可能になる。

10

【0161】

第 1 リンク 5313a は、先端で第 1 関節部 5311a を固定的に支持する。具体的には、第 1 リンク 5313a は略 L 字形状を有する棒状の部材であり、その先端側の一辺が第 1 軸 O_1 と直交する方向に延伸しつつ、当該一辺の端部が第 1 関節部 5311a の外周の上端部に当接するように、第 1 関節部 5311a に接続される。第 1 リンク 5313a の略 L 字形状の基端側の他辺の端部に第 2 関節部 5311b が接続される。

【0162】

第 2 関節部 5311b は、略円柱形状を有し、その先端で、第 1 リンク 5313a の基端を、第 1 軸 O_1 と直交する回転軸（第 2 軸 O_2 ）まわりに回動可能に支持する。第 2 関節部 5311b の基端には、第 2 リンク 5313b の先端が固定的に接続される。

20

【0163】

第 2 リンク 5313b は、略 L 字形状を有する棒状の部材であり、その先端側の一辺が第 2 軸 O_2 と直交する方向に延伸しつつ、当該一辺の端部が第 2 関節部 5311b の基端に固定的に接続される。第 2 リンク 5313b の略 L 字形状の基端側の他辺には、第 3 関節部 5311c が接続される。

【0164】

第 3 関節部 5311c は、略円柱形状を有し、その先端で、第 2 リンク 5313b の基端を、第 1 軸 O_1 及び第 2 軸 O_2 と互いに直交する回転軸（第 3 軸 O_3 ）まわりに回動可能に支持する。第 3 関節部 5311c の基端には、第 3 リンク 5313c の先端が固定的に接続される。第 2 軸 O_2 及び第 3 軸 O_3 まわりに顕微鏡部 5303 を含む先端側の構成を回動させることにより、水平面内での顕微鏡部 5303 の位置を変更するように、当該顕微鏡部 5303 を移動させることができる。つまり、第 2 軸 O_2 及び第 3 軸 O_3 まわりの回転を制御することにより、撮像画像の視野を平面内で移動させることが可能になる。

30

【0165】

第 3 リンク 5313c は、その先端側が略円柱形状を有するように構成されており、当該円柱形状の先端に、第 3 関節部 5311c の基端が、両者が略同一の中心軸を有するように、固定的に接続される。第 3 リンク 5313c の基端側は角柱形状を有し、その端部に第 4 関節部 5311d が接続される。

【0166】

第 4 関節部 5311d は、略円柱形状を有し、その先端で、第 3 リンク 5313c の基端を、第 3 軸 O_3 と直交する回転軸（第 4 軸 O_4 ）まわりに回動可能に支持する。第 4 関節部 5311d の基端には、第 4 リンク 5313d の先端が固定的に接続される。

40

【0167】

第 4 リンク 5313d は、略直線状に延伸する棒状の部材であり、第 4 軸 O_4 と直交するように延伸しつつ、その先端の端部が第 4 関節部 5311d の略円柱形状の側面に当接するように、第 4 関節部 5311d に固定的に接続される。第 4 リンク 5313d の基端には、第 5 関節部 5311e が接続される。

【0168】

第 5 関節部 5311e は、略円柱形状を有し、その先端側で、第 4 リンク 5313d の基端を、第 4 軸 O_4 と平行な回転軸（第 5 軸 O_5 ）まわりに回動可能に支持する。第 5 関

50

節部 5 3 1 1 e の基端には、第 5 リンク 5 3 1 3 e の先端が固定的に接続される。第 4 軸 O_4 及び第 5 軸 O_5 は、顕微鏡部 5 3 0 3 を上下方向に移動させ得る回転軸である。第 4 軸 O_4 及び第 5 軸 O_5 まわりに顕微鏡部 5 3 0 3 を含む先端側の構成を回動させることにより、顕微鏡部 5 3 0 3 の高さ、すなわち顕微鏡部 5 3 0 3 と観察対象との距離を調整することができる。

【 0 1 6 9 】

第 5 リンク 5 3 1 3 e は、一辺が鉛直方向に延伸するとともに他辺が水平方向に延伸する略 L 字形状を有する第 1 の部材と、当該第 1 の部材の水平方向に延伸する部位から鉛直下向きに延伸する棒状の第 2 の部材と、が組み合わされて構成される。第 5 リンク 5 3 1 3 e の第 1 の部材の鉛直方向に延伸する部位の上端近傍に、第 5 関節部 5 3 1 1 e の基端が固定的に接続される。第 5 リンク 5 3 1 3 e の第 2 の部材の基端（下端）には、第 6 関節部 5 3 1 1 f が接続される。

10

【 0 1 7 0 】

第 6 関節部 5 3 1 1 f は、略円柱形状を有し、その先端側で、第 5 リンク 5 3 1 3 e の基端を、鉛直方向と平行な回転軸（第 6 軸 O_6 ）まわりに回動可能に支持する。第 6 関節部 5 3 1 1 f の基端には、第 6 リンク 5 3 1 3 f の先端が固定的に接続される。

【 0 1 7 1 】

第 6 リンク 5 3 1 3 f は鉛直方向に延伸する棒状の部材であり、その基端はベース部 5 3 1 5 の上面に固定的に接続される。

【 0 1 7 2 】

第 1 関節部 5 3 1 1 a ~ 第 6 関節部 5 3 1 1 f の回転可能範囲は、顕微鏡部 5 3 0 3 が所望の動きを可能であるように適宜設定されている。これにより、以上説明した構成を有するアーム部 5 3 0 9 においては、顕微鏡部 5 3 0 3 の動きに関して、並進 3 自由度及び回転 3 自由度の計 6 自由度の動きが実現され得る。このように、顕微鏡部 5 3 0 3 の動きに関して 6 自由度が実現されるようにアーム部 5 3 0 9 を構成することにより、アーム部 5 3 0 9 の可動範囲内において顕微鏡部 5 3 0 3 の位置及び姿勢を自由に制御することが可能になる。従って、あらゆる角度から術野を観察することが可能となり、手術をより円滑に実行することができる。

20

【 0 1 7 3 】

なお、図示するアーム部 5 3 0 9 の構成はあくまで一例であり、アーム部 5 3 0 9 を構成するリンクの数及び形状（長さ）、並びに関節部の数、配置位置及び回転軸の方向等は、所望の自由度が実現され得るように適宜設計されてよい。例えば、上述したように、顕微鏡部 5 3 0 3 を自由に動かすためには、アーム部 5 3 0 9 は 6 自由度を有するように構成されることが好ましいが、アーム部 5 3 0 9 はより大きな自由度（すなわち、冗長自由度）を有するように構成されてもよい。冗長自由度が存在する場合には、アーム部 5 3 0 9 においては、顕微鏡部 5 3 0 3 の位置及び姿勢が固定された状態で、アーム部 5 3 0 9 の姿勢を変更することが可能となる。従って、例えば表示装置 5 0 を見る術者の視界にアーム部 5 3 0 9 が干渉しないように当該アーム部 5 3 0 9 の姿勢を制御する等、術者にとってより利便性の高い制御が実現され得る。

30

【 0 1 7 4 】

ここで、第 1 関節部 5 3 1 1 a ~ 第 6 関節部 5 3 1 1 f には、モータ等の駆動機構、及び各関節部における回転角度を検出するエンコーダ等が搭載されたアクチュエータが設けられ得る。そして、第 1 関節部 5 3 1 1 a ~ 第 6 関節部 5 3 1 1 f に設けられる各アクチュエータの駆動が制御装置 5 3 1 7 によって適宜制御されることにより、アーム部 5 3 0 9 の姿勢、すなわち顕微鏡部 5 3 0 3 の位置及び姿勢が制御され得る。具体的には、制御装置 5 3 1 7 は、エンコーダによって検出された各関節部の回転角度についての情報に基づいて、アーム部 5 3 0 9 の現在の姿勢、並びに顕微鏡部 5 3 0 3 の現在の位置及び姿勢を把握することができる。制御装置 5 3 1 7 は、把握したこれらの情報を用いて、顕微鏡部 5 3 0 3 が所望の移動を実現するように、各関節部に対する制御値（例えば、回転角度又は発生トルク等）を算出し、当該制御値に応じて各関節部の駆動機構を駆動させる。な

40

50

お、この際、制御装置 5 3 1 7 によるアーム部 5 3 0 9 の制御方式は限定されず、力制御又は位置制御等、各種の公知の制御方式が適用されてよい。

【 0 1 7 5 】

例えば、術者が、図示しない入力装置を介して適宜操作入力を行うことにより、当該操作入力に応じて、制御装置 5 3 1 7 によってアーム部 5 3 0 9 の駆動が適宜制御され、顕微鏡部 5 3 0 3 の位置及び姿勢が制御されてもよい。当該制御により、顕微鏡部 5 3 0 3 を任意の位置から任意の位置まで移動させた後、その移動後の位置で固定的に支持することができる。なお、当該入力装置としては、術者の利便性を考慮して、例えばフットスイッチ等、術者が手に術具を有していても操作可能なものが適用されることが好ましい。また、ウェアラブルデバイスや手術室内に設けられるカメラを用いたジェスチャー検出や視線検出に基づいて、非接触で操作入力が行われてもよい。これにより、清潔域に属するユーザであっても、不潔域に属する機器をより自由度高く操作することが可能になる。あるいは、アーム部 5 3 0 9 は、いわゆるマスタースレイブ方式で操作されてもよい。この場合、アーム部 5 3 0 9 は、手術室から離れた場所に設置される入力装置を介してユーザによって遠隔操作され得る。

10

【 0 1 7 6 】

また、力制御が適用される場合には、ユーザからの外力を受け、その外力にならってスムーズにアーム部 5 3 0 9 が移動するように第 1 関節部 5 3 1 1 a ~ 第 6 関節部 5 3 1 1 f のアクチュエータが駆動される、いわゆるパワーアシスト制御が行われてもよい。これにより、ユーザが、顕微鏡部 5 3 0 3 を把持して直接その位置を移動させようとする際に、比較的軽い力で顕微鏡部 5 3 0 3 を移動させることができる。従って、より直感的に、より簡易な操作で顕微鏡部 5 3 0 3 を移動させることが可能となり、ユーザの利便性を向上させることができる。

20

【 0 1 7 7 】

また、アーム部 5 3 0 9 は、ピボット動作をするようにその駆動が制御されてもよい。ここで、ピボット動作とは、顕微鏡部 5 3 0 3 の光軸が空間上の所定の点（以下、ピボット点という）を常に向くように、顕微鏡部 5 3 0 3 を移動させる動作である。ピボット動作によれば、同一の観察位置を様々な方向から観察することが可能となるため、より詳細な患部の観察が可能となる。なお、顕微鏡部 5 3 0 3 が、その焦点距離を調整不可能に構成される場合には、顕微鏡部 5 3 0 3 とピボット点との距離が固定された状態でピボット動作が行われることが好ましい。この場合には、顕微鏡部 5 3 0 3 とピボット点との距離を、顕微鏡部 5 3 0 3 の固定的な焦点距離に調整しておけばよい。これにより、顕微鏡部 5 3 0 3 は、ピボット点を中心とする焦点距離に対応する半径を有する半球面（図 2 0 に概略的に図示する）上を移動することとなり、観察方向を変更しても鮮明な撮像画像が得られることとなる。一方、顕微鏡部 5 3 0 3 が、その焦点距離を調整可能に構成される場合には、顕微鏡部 5 3 0 3 とピボット点との距離が可変な状態でピボット動作が行われてもよい。この場合には、例えば、制御装置 5 3 1 7 は、エンコーダによって検出された各関節部の回転角度に基づいて、顕微鏡部 5 3 0 3 とピボット点との距離を算出し、その算出結果に基づいて顕微鏡部 5 3 0 3 の焦点距離を自動で調整してもよい。あるいは、顕微鏡部 5 3 0 3 に A F 機能が設けられる場合であれば、ピボット動作によって顕微鏡部 5 3 0 3 とピボット点との距離が変化すると共に、当該 A F 機能によって自動で焦点距離の調整が行われてもよい。

30

40

【 0 1 7 8 】

制御装置 5 3 1 7 は、顕微鏡装置 5 3 0 1 及び表示装置 5 0 の動作を制御することにより、顕微鏡手術システム 5 3 0 0 の動作を統括的に制御する。例えば、制御装置 5 3 1 7 は、所定の制御方式に従って第 1 関節部 5 3 1 1 a ~ 第 6 関節部 5 3 1 1 f のアクチュエータを動作させることにより、アーム部 5 3 0 9 の駆動を制御する。また、例えば、制御装置 5 3 1 7 は、第 1 関節部 5 3 1 1 a ~ 第 6 関節部 5 3 1 1 f のブレーキの動作を制御することにより、アーム部 5 3 0 9 の動作モードを変更する。また、制御装置 5 3 1 7 は、第 1 の実施の形態で説明したカメラコントロールユニット 1 2 a の機能を備えている。

50

そして、制御装置 5 3 1 7 は、顕微鏡部 5 3 0 3 の撮像部が撮像した術野画像 $K(x, y)$ の中から、注目領域にフォーカスや露出が合った術野画像 $K(x, y)$ を生成して、表示装置 5 0 に出力する。なお、制御装置 5 3 1 7 は、顕微鏡装置 5 3 0 1 の顕微鏡部 5 3 0 3 の撮像部が取得した術野画像 $K(x, y)$ に、例えば現像処理（デモザイク処理）、高画質化処理（帯域強調処理、超解像処理、NR（Noise reduction）処理及びノイズ補正処理等）等、各種の公知の信号処理が行ってもよい。

【0179】

制御装置 5 3 1 7 と顕微鏡部 5 3 0 3 との通信、及び制御装置 5 3 1 7 と第 1 関節部 5 3 1 1 a ~ 第 6 関節部 5 3 1 1 f との通信は、有線通信であってもよいし無線通信であってもよい。有線通信の場合には、電気信号による通信が行われてもよいし、光通信が行われてもよい。この場合、有線通信に用いられる伝送用のケーブルは、その通信方式に応じて電気信号ケーブル、光ファイバ、又はこれらの複合ケーブルとして構成され得る。一方、無線通信の場合には、手術室内に伝送ケーブルを敷設する必要がなくなるため、当該伝送ケーブルによって医療スタッフの手術室内の移動が妨げられる事態が解消され得る。

【0180】

制御装置 5 3 1 7 は、CPU（Central Processing Unit）、GPU（Graphics Processing Unit）等のプロセッサ、又はプロセッサとメモリ等の記憶素子が混載されたマイコン若しくは制御基板等であり得る。制御装置 5 3 1 7 のプロセッサが所定のプログラムに従って動作することにより、上述した各種の機能が実現され得る。なお、図示する例では、制御装置 5 3 1 7 は、顕微鏡装置 5 3 0 1 と別体の装置として設けられているが、制御装置 5 3 1 7 は、顕微鏡装置 5 3 0 1 のベース部 5 3 1 5 の内部に設置され、顕微鏡装置 5 3 0 1 と一体的に構成されてもよい。あるいは、制御装置 5 3 1 7 は、複数の装置によって構成されてもよい。例えば、顕微鏡部 5 3 0 3 や、アーム部 5 3 0 9 の第 1 関節部 5 3 1 1 a ~ 第 6 関節部 5 3 1 1 f にそれぞれマイコンや制御基板等が配設され、これらが互いに通信可能に接続されることにより、制御装置 5 3 1 7 と同様の機能が実現されてもよい。

【0181】

表示装置 5 0 は、手術室内に設けられ、制御装置 5 3 1 7 からの制御により、当該制御装置 5 3 1 7 によって生成された画像データに対応する画像を表示する。つまり、表示装置 5 0 には、顕微鏡部 5 3 0 3 によって撮像された術野画像 $K(x, y)$ が表示される。なお、表示装置 5 0 は、術野画像 $K(x, y)$ に代えて、又は術野画像 $K(x, y)$ とともに、例えば患者の身体情報や手術の術式についての情報等、手術に関する各種の情報を表示してもよい。この場合、表示装置 5 0 の表示は、ユーザによる操作によって適宜切り替えられてよい。あるいは、表示装置 5 0 は複数設けられてもよく、複数の表示装置 5 0 のそれぞれに、術野画像 $K(x, y)$ や手術に関する各種の情報が、それぞれ表示されてもよい。なお、表示装置 5 0 としては、液晶ディスプレイ装置又は EL ディスプレイ装置等、各種の公知の表示装置が適用されてよい。

【0182】

図 2 1 は、図 2 0 に示す顕微鏡手術システム 5 3 0 0 を用いた手術の様子を示す図である。図 2 1 では、術者 5 0 6 1 が、顕微鏡手術システム 5 3 0 0 を用いて、患者ベッド 5 0 6 9 上の患者 5 0 7 1 に対して手術を行っている様子を概略的に示している。なお、図 2 1 では、簡単のため、顕微鏡手術システム 5 3 0 0 の構成のうち制御装置 5 3 1 7 の図示を省略するとともに、顕微鏡部 5 3 0 3（図 2 0）を含む顕微鏡装置 5 3 0 1 を簡略化して図示している。

【0183】

図 2 1 に示すように、手術時には、顕微鏡手術システム 5 3 0 0 を用いて、制御装置 5 3 1 7 によって調整された撮像パラメータによって、顕微鏡装置 5 3 0 1 が撮像した術野画像 $K(x, y)$ が、手術室の壁面に設置される表示装置 5 0 に表示される。表示装置 5 0 は、術者 5 0 6 1 と対向する位置に設置されており、術者 5 0 6 1 は、表示装置 5 0 に写し出された、術野にフォーカスや露出が合った術野画像 $K(x, y)$ によって術部の様

子を観察しながら、患部の切除等の各種の処置を行う。

【0184】

このように、第11の実施の形態によると、撮像部は顕微鏡部5303に実装される。したがって、顕微鏡手術システム5300は、顕微鏡を利用した手術を行う際に、術野にフォーカスや露出を調整し続ける術野画像 $K(x, y)$ を出力することができる。

【0185】

以上、本開示に係る技術が適用され得る顕微鏡手術システム5300の一例について説明した。なお、ここでは、一例として顕微鏡手術システム5300について説明したが、本開示に係る技術が適用され得るシステムはかかる例に限定されない。例えば、顕微鏡装置5301は、その先端に顕微鏡部5303に代えて他の観察装置や他の術具を支持する、支持アーム装置としても機能し得る。当該他の観察装置としては、例えば内視鏡が適用され得る。また、当該他の術具としては、鉗子、撮子、気腹のための気腹チューブ、又は焼灼によって組織の切開や血管の封止を行うエネルギー処置具等が適用され得る。これらの観察装置や術具を支持アーム装置によって支持することにより、医療スタッフが人手で把持する場合に比べて、より安定的に位置を固定することが可能となるとともに、医療スタッフの負担を軽減することが可能となる。本開示に係る技術は、このような顕微鏡部以外の構成を支持する支持アーム装置に適用されてもよい。

10

【0186】

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、他の効果があってもよい。

20

【0187】

また、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。

【0188】

例えば、上記で説明した注目領域の設定方法について、ユーザが検波棒を設定するだけでなく、注目領域設定部20が自動で注目領域を設定するようにしてもよい。このとき、注目領域設定部20は、ユーザによるフットスイッチ等を用いたトリガ信号に基づいて、画面内の一定の条件を満たす領域を注目領域として設定する。例えば、注目領域設定部20は、術野画像または3次元情報において、トリガ信号を取得した時点における画面内で所定の面積以上を占める被写体、最も手前にある被写体、中央付近にある被写体のいずれかの条件を満たす、または複数の条件を満たす被写体に対して注目領域として設定する。また、注目領域設定部20は、注目領域が設定された複数の術野画像または3次元情報を学習データとして機械学習アルゴリズム（例えば、多層ニューラルネットワークを用いた機械学習アルゴリズム）にて予め学習を行ってパラメータ（例えば、多層ニューラルネットワークの各層の重み係数）を生成した分類器を含み、入力された術野画像に基づいて注目領域を設定するようにしてもよい。また、ユーザによるトリガ信号は、カメラヘッドの任意のボタンの押圧情報（例えば全押し、半押しの情報）に基づいて生成されてもよい。

30

【0189】

なお、本開示は、以下のような構成もとることができる。

(1)

40

術野を撮像して術野画像を得る撮像装置と、

前記撮像装置が撮像した術野画像から、術野の3次元情報を生成する3次元情報生成部と、

前記撮像装置が、所定のタイミングに撮像した術野画像の中に、少なくとも一つの注目領域を設定する設定部と、

前記3次元情報と前記注目領域に係る情報とに基づいて、前記所定のタイミングとは異なるタイミングに撮像した術野画像の中から、前記注目領域に対応する相対位置を推定する推定部と、

前記推定部が推定した注目領域の相対位置に対応する術野画像の3次元情報と画素値とに基づいて、前記撮像装置が術野画像を撮像する際に、当該撮像装置の制御パラメータを

50

調整する調整部と、

前記調整部が調整した制御パラメータによって前記撮像装置が撮像した術野画像を出力する表示制御部と、

を備える医療用観察システム。

(2)

前記撮像装置は、1つの撮像素子を備えて、

前記3次元情報生成部は、前記撮像装置が異なる時刻に撮像した少なくとも2枚の術野画像に基づいて、術野の3次元情報を生成する、

前記(1)に記載の医療用観察システム。

(3)

前記撮像装置は、一部が重複する異なる範囲を撮像する2つの撮像素子を備えて、

前記3次元情報生成部は、前記撮像素子が同じ時刻に撮像した2枚の術野画像に基づいて、術野の3次元情報を生成する、

前記(1)に記載の医療用観察システム。

(4)

前記撮像装置は、1つの撮像素子と対象物までの距離を計測する測距装置とを備えて、

前記3次元情報生成部は、前記撮像素子が撮像した画像と前記測距装置が計測した距離とに基づいて、術野の3次元情報を生成する、

前記(1)に記載の医療用観察システム。

(5)

前記3次元情報生成部は、前記術野画像の全体又は任意の範囲から抽出した特徴点の3次元情報を生成する、

前記(1)乃至(4)のいずれかに記載の医療用観察システム。

(6)

前記制御パラメータは、前記撮像装置の光学系の状態を規定する光学パラメータである、

前記(1)乃至(5)のいずれかに記載の医療用観察システム。

(7)

前記制御パラメータは、前記撮像装置の露出条件を規定する撮像パラメータである、

前記(1)乃至(6)のいずれかに記載の医療用観察システム。

(8)

前記制御パラメータは、前記撮像装置の現像条件を規定する現像パラメータである、

前記(1)乃至(7)のいずれかに記載の医療用観察システム。

(9)

前記制御パラメータは、前記撮像装置の撮像範囲に照明光を照射する光源装置の発光状態を規定する発光パラメータである、

前記(1)乃至(8)のいずれかに記載の医療用観察システム。

(10)

前記設定部は、前記3次元情報生成部が生成した術野の3次元情報に基づいて、前記光源装置による照明光の反射方向を予測するとともに、

予測された反射方向に進む反射光が、前記撮像装置に撮像される場合に、当該反射光が撮像される領域を前記注目領域の設定対象から除外する、

前記(9)に記載の医療用観察システム。

(11)

前記設定部は、前記注目領域が存在する距離範囲を指定する機能を更に備えて、指定された距離範囲の中で注目領域を設定する、

前記(1)乃至(10)のいずれかに記載の医療用観察システム。

(12)

前記術野画像の中から、登録された物体を検出する検出部を更に備えて、

前記設定部は、前記術野画像から、前記検出部が検出した物体を除いた領域の中から、

10

20

30

40

50

前記特徴点を設定する、

前記（５）に記載の医療用観察システム。

（１３）

前記調整部は、推定された前記注目領域の３次元位置に応じて、前記撮像装置が撮像する術野画像の撮影倍率を変更するとともに、

前記設定部は、前記撮影倍率に応じて、前記注目領域の大きさを変化させる、

前記（１）乃至（１２）のいずれかに記載の医療用観察システム。

（１４）

前記調整部は、推定された前記注目領域の３次元位置に応じて、前記撮像装置が術野画像を撮像する際の制御パラメータの初期値を設定する、

前記（１）乃至（１３）のいずれかに記載の医療用観察システム。

（１５）

前記撮像部は、内視鏡に実装される、

前記（１）乃至（１４）のいずれかに記載の医療用観察システム。

（１６）

前記撮像部は、顕微鏡に実装される、

前記（１）乃至（１４）のいずれかに記載の医療用観察システム。

（１７）

術野を撮像した術野画像から、術野の３次元情報を生成する３次元情報生成部と、

所定のタイミングに撮像した術野画像の中に、少なくとも一つの注目領域を設定する設定部と、

前記３次元情報と前記注目領域に係る情報とに基づいて、前記所定のタイミングとは異なるタイミングに撮像した術野画像の中から、前記注目領域に対応する相対位置を推定する推定部と、

前記推定部が推定した注目領域の相対位置に対応する術野画像の３次元情報と画素値とに基づいて、術野画像を撮像する際の制御パラメータを調整する調整部と、

前記調整部が調整した制御パラメータによって撮像された術野画像を出力する表示制御部と、

を備える医療用観察装置。

（１８）

術野を撮像した術野画像から、術野の３次元情報を生成するステップと、

所定のタイミングに撮像した術野画像の中に、少なくとも一つの注目領域を設定するステップと、

前記３次元情報と前記注目領域の位置とに基づいて、前記所定のタイミングとは異なるタイミングに撮像した術野画像の中から、前記注目領域に対応する相対位置を推定するステップと、

推定された注目領域の相対位置に対応する術野画像の３次元情報と画素値とに基づいて、術野画像を撮像する際の制御パラメータを調整するステップと、

調整された制御パラメータによって撮像した術野画像を表示するステップと、

を備える医療用観察方法。

【符号の説明】

【０１９０】

１０ a、１０ b、１０ c、１０ d、１０ e、１０ f 医療用観察システム

１２ a、１２ b、１２ c カメラコントロールユニット（医療用観察装置）

１４ ３次元情報生成部

１５ 地図生成部（検出部）

１６ 自己位置推定部

１８ 現像処理部

２０ 注目領域設定部（設定部）

２２ 検波領域推定部（推定部）

10

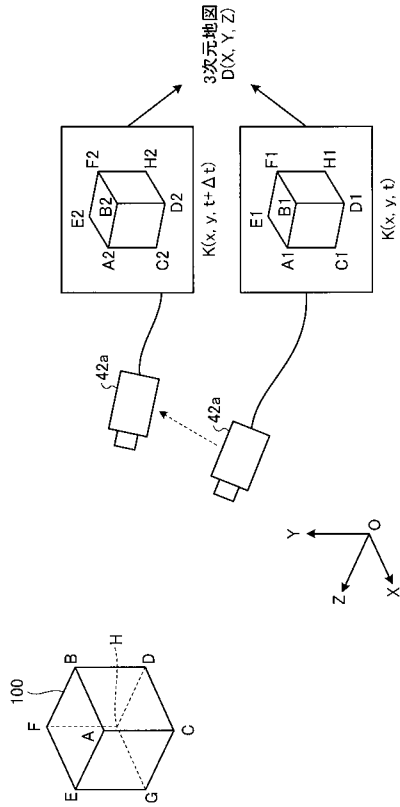
20

30

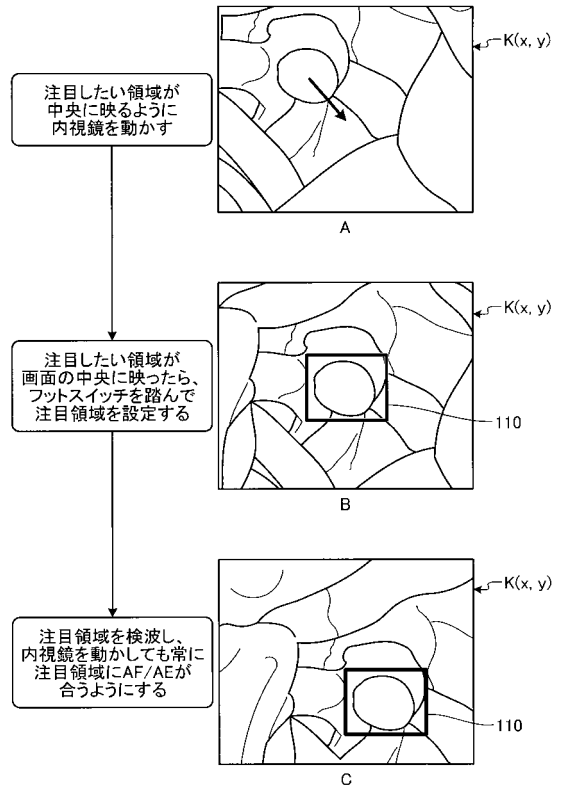
40

50

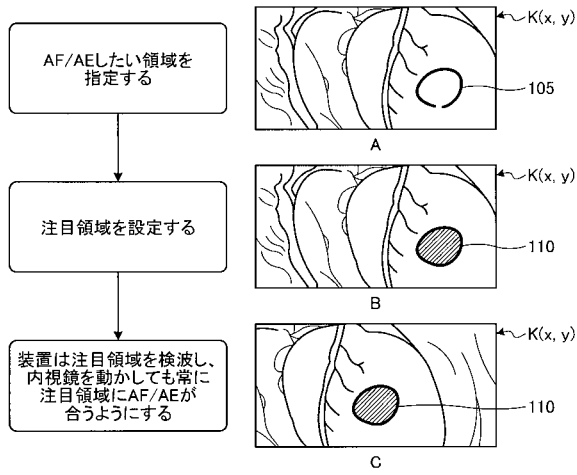
【 図 3 】



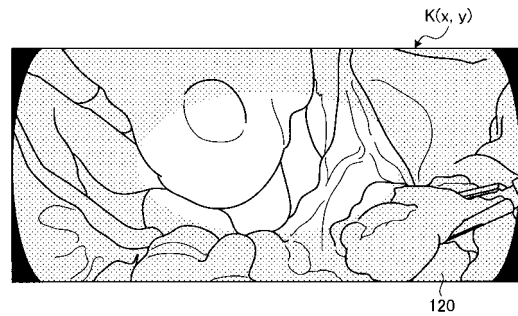
【 図 4 】



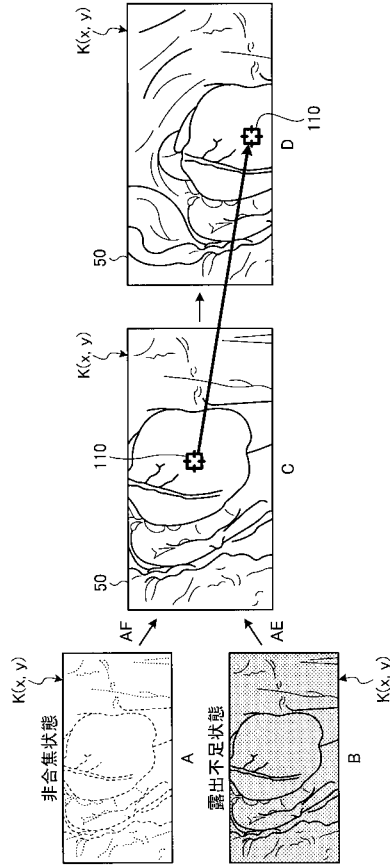
【 図 5 】



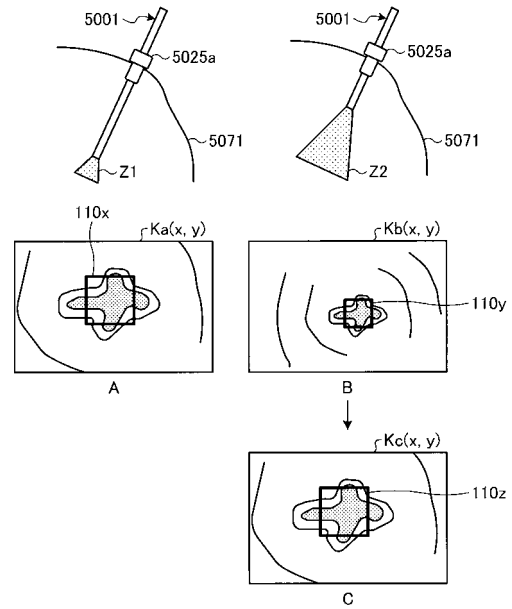
【 図 6 】



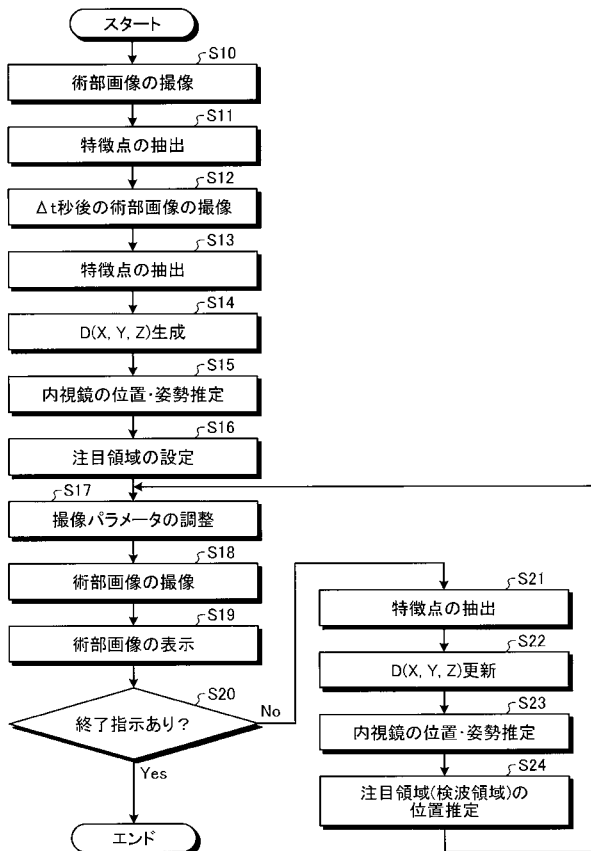
【 図 7 】



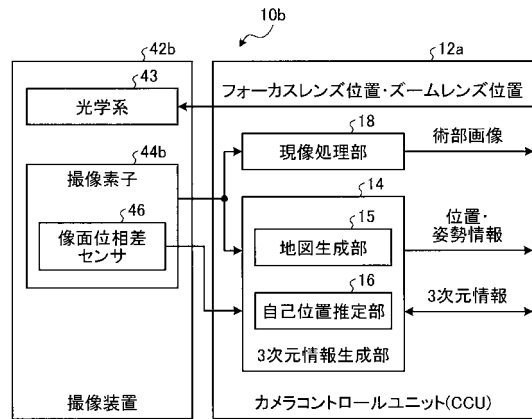
【 図 8 】



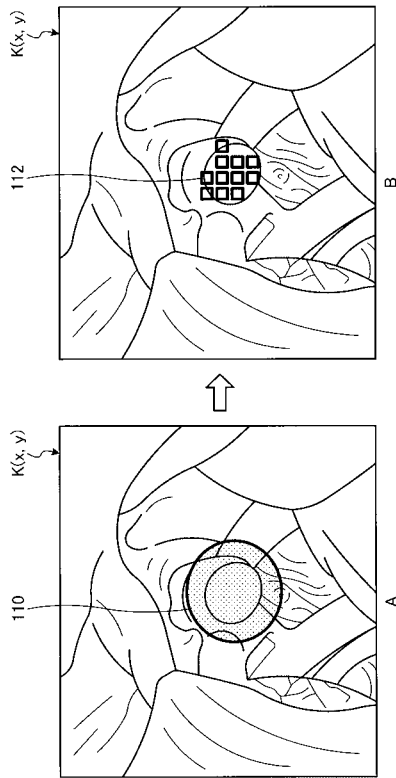
【 図 9 】



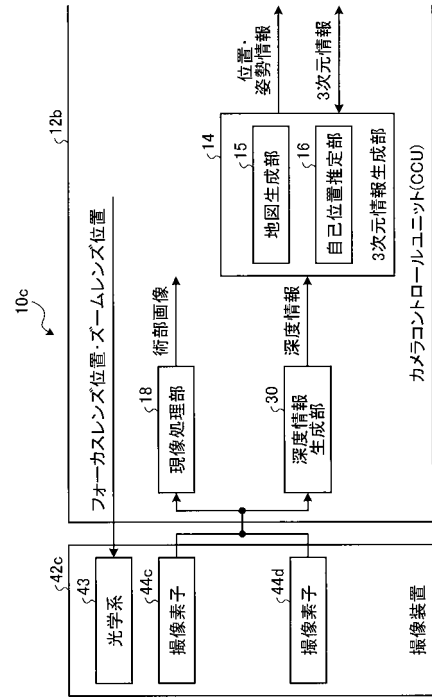
【 図 10 】



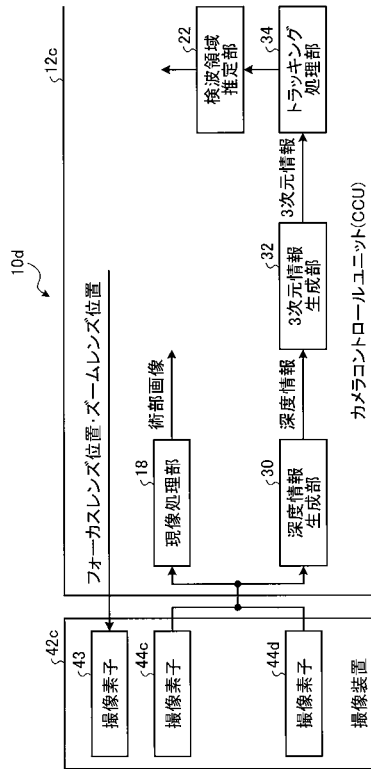
【 図 1 1 】



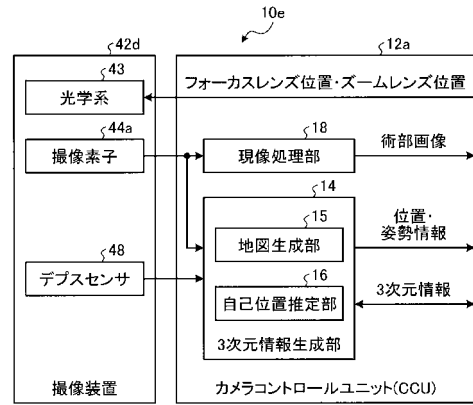
【 図 1 2 】



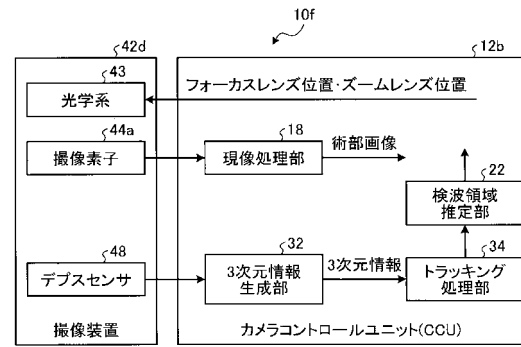
【 図 1 3 】



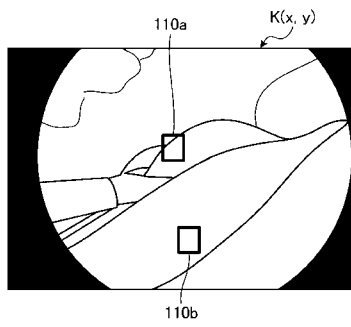
【 図 1 4 】



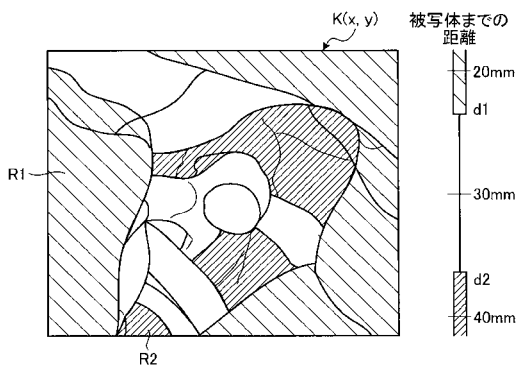
【 図 1 5 】



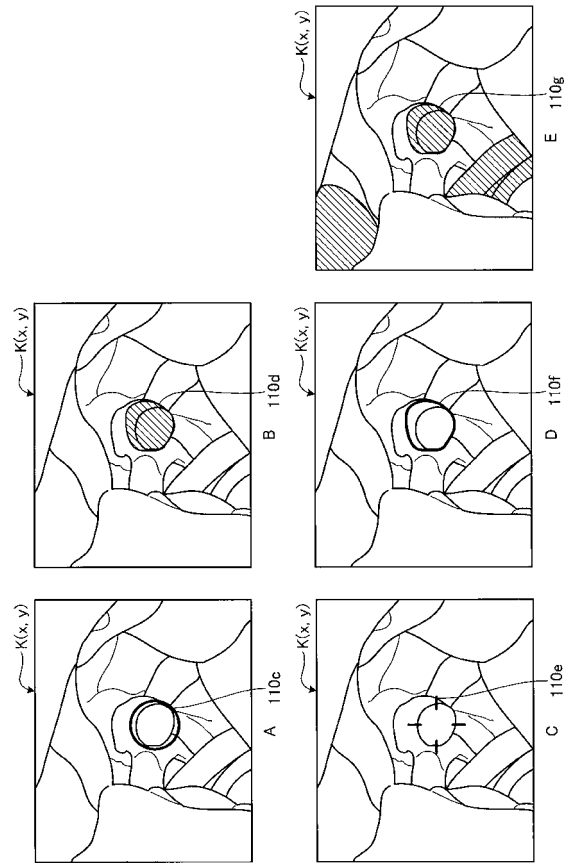
【 図 1 6 】



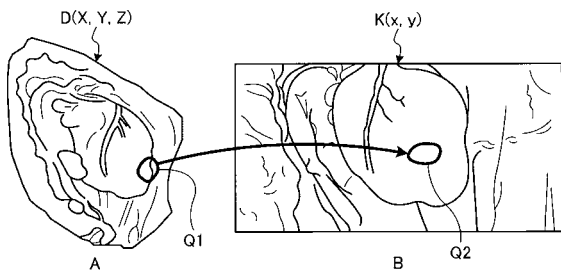
【 図 1 7 】



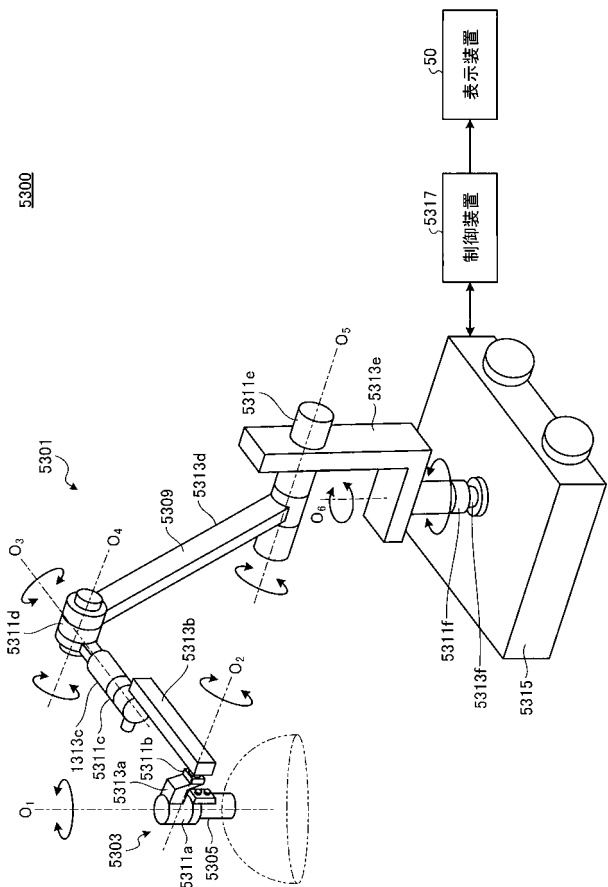
【 図 1 8 】



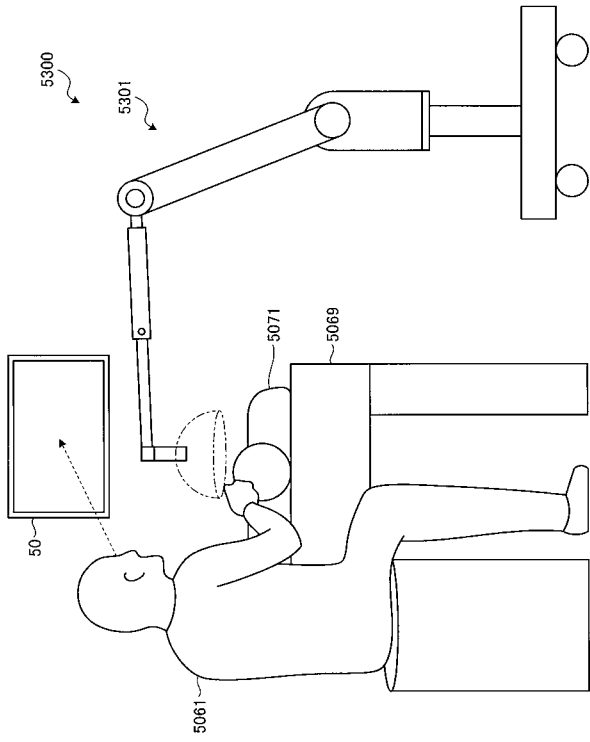
【 図 1 9 】



【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2019/039738
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. H04N7/18(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/045(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, H04N13/221(2018.01)i, H04N13/239(2018.01)i, H04N13/254(2018.01)i, H04N13/271(2018.01)i, H04N13/296(2018.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl. H04N7/18, A61B1/00, H04N13/20, H04N5/225, G06T1/00, G06T17/00-19/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2019 Registered utility model specifications of Japan 1996-2019 Published registered utility model applications of Japan 1994-2019 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2015-228954 A (SONY CORP.) 21 December 2015, paragraphs [0021], [0024], [0029], [0039], [0055], [0061], fig. 1-2, 6-7 & US 2017/0046842 A1, paragraphs [0043], [0046], [0051], [0061], [0078], [0085], fig. 1-2, 6-7 & EP 3151720 A1 & CN 106413510 A	1-18
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 13 December 2019 (13.12.2019)		Date of mailing of the international search report 24 December 2019 (24.12.2019)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/039738

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2012/099175 A1 (FUJIFILM CORP.) 26 July 2012, paragraphs [0025], [0052], [0055], [0062], [0106], fig. 3 & US 2013/0300917 A1, paragraphs [0037], [0064], [0067], [0074], [0124], fig. 3 & EP 2667231 A1	1-18

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 9 / 0 3 9 7 3 8	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. H04N7/18(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/045(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, H04N13/221(2018.01)i, H04N13/239(2018.01)i, H04N13/254(2018.01)i, H04N13/271(2018.01)i, H04N13/296(2018.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. H04N7/18, A61B1/00, H04N13/20, H04N5/225, G06T1/00, G06T17/00-19/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2019年 日本国実用新案登録公報 1996-2019年 日本国登録実用新案公報 1994-2019年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2015-228954 A (ソニー株式会社) 2015.12.21, [0021], [0024], [0029], [0039], [0055], [0061], 図1-2, 6-7 & US 2017/0046842 A1, [0043], [0046], [0051], [0061], [0078], [0085], figs.1-2, 6-7 & EP 3151720 A1 & CN 106413510 A	1-18	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献	
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの	
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの	
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献	
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
国際調査を完了した日 13.12.2019		国際調査報告の発送日 24.12.2019	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 益戸 宏	5 P 9380
		電話番号 03-3581-1101	内線 3581

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2019/039738
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2012/099175 A1 (富士フイルム株式会社) 2012.07.26, [0025], [0052], [0055], [0062], [0106], 図3 & US 2013/0300917 A1, [0037], [0064], [0067], [0074], [0124], fig.3 & EP 2667231 A1	1-18

フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I		テーマコード (参考)	
H 0 4 N 13/254 (2018.01)	H 0 4 N	13/254		
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 3	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B	1/045	6 1 8	
	A 6 1 B	1/045	6 3 2	
	A 6 1 B	1/06	6 1 0	

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

Fターム(参考) 4C161 AA24 BB06 CC06 DD01 HH52 LL01 MM05 NN01 PP12 RR06
 WW02 WW08
 5C054 CC07 FD02 FE12 FF02 HA12
 5C061 AB03 AB04 AB06 AB08

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