

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-164007

(P2017-164007A)

(43) 公開日 平成29年9月21日(2017.9.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 34/20 (2016.01)	A 6 1 B 34/20	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 B	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 A	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 G	
	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 36 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2016-49232 (P2016-49232)
 (22) 出願日 平成28年3月14日 (2016.3.14)

(71) 出願人 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 一木 洋
 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株
 式会社内
 Fターム(参考) 2H040 DA51 GA05
 4C161 AA24 DD01 GG15 GG27 HH51
 HH56 NN05 WW13

(54) 【発明の名称】 医療用画像処理装置、医療用画像処理方法、プログラム

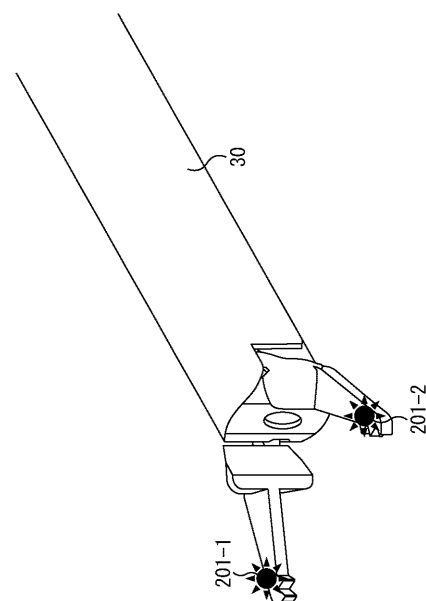
(57) 【要約】

【課題】 術具を正確に検出する。

【解決手段】 発光マーカが配置されている物体を撮像する撮像部と、撮像部で撮像された画像を処理する処理部とを備え、処理部は、画像から、発光マーカが発光した色を抽出し、抽出された色が分布する画像内の領域を、物体が位置する領域として検出する。また処理部は、画像内の画素毎に色度を算出し、発光マーカの発光色に該当する色度を有している画素を抽出し、抽出された画素を、物体が存在する領域として検出する。本技術は、例えば、内視鏡システムや外科手術システム、外科手術システム、顕微鏡下手術システムなどに適用できる。

【選択図】 図3

FIG. 3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

発光マーカが配置されている物体を撮像する撮像部と、
前記撮像部で撮像された画像を処理する処理部と
を備え、
前記処理部は、
前記画像から、前記発光マーカが発光した色を抽出し、
前記抽出された色が分布する前記画像内の領域を、前記物体が位置する領域として検出する
医療用画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記処理部は、
前記画像内の画素毎に色度を算出し、
前記発光マーカの発光色に該当する色度を有している画素を抽出し、
抽出された前記画素を、前記物体が存在する領域として検出する
請求項 1 に記載の医療用画像処理装置。

【請求項 3】

処理対象とされた第 1 の画素と、前記第 1 の画素の近傍に位置する複数の第 2 の画素の
それぞれの色度のうち、前記発光マーカの発光色に該当する色度が最も高い色度を、前記
第 1 の画素の色度に設定し、
設定後の色度を参照して、前記発光マーカの発光色に該当する色度を有している画素を
抽出し、
抽出された前記画素を、前記物体が存在する領域として検出する
請求項 2 に記載の医療用画像処理装置。

20

【請求項 4】

処理対象とされた第 1 の画素と、前記第 1 の画素の近傍に位置する複数の第 2 の画素の
それぞれの色度のうち、前記物体を表す色の色度が最も高い色度を、前記第 1 の画素の色
度に設定し、
設定後の色度を参照して、前記物体の色度を有している画素を抽出し、
抽出された前記画素を、前記物体が存在する領域として検出する
請求項 2 に記載の医療用画像処理装置。

30

【請求項 5】

前記発光マーカの発光強度と前記物体として検出された面積とから、前記物体の汚れ度
合いを算出する
請求項 1 に記載の医療用画像処理装置。

【請求項 6】

前記汚れ度合いにより、前記物体を検出する色領域の調整を行う
請求項 5 に記載の医療用画像処理装置。

【請求項 7】

所定の間隔を有して配置されている 2 個の前記撮像部からそれぞれ前記画像を取得し、
取得された 2 つの画像から、それぞれ前記物体を検出し、
前記検出された物体の先端部分の位置を推定する
請求項 1 に記載の医療用画像処理装置。

40

【請求項 8】

前記物体の形状に関するデータベースを参照し、検出された前記物体とのマッチングを
行うことで、前記物体の位置、方向、または操作状況のいずれかを推定する
請求項 1 に記載の医療用画像処理装置。

【請求項 9】

前記物体は、術具であり、
前記発光マーカは、生体が色分布として存在しない色分布の領域内の色で発光する

50

請求項 1 に記載の医療用画像処理装置。

【請求項 1 0】

前記物体は、術具であり、

前記発光マーカは、生体が付着していないときに前記術具の色として分布する色分布の領域内の色で発光する

請求項 1 に記載の医療用画像処理装置。

【請求項 1 1】

前記発光マーカは、青または緑で発光する

請求項 1 に記載の医療用画像処理装置。

【請求項 1 2】

前記物体は、術具であり、

前記発光マーカは、前記術具の先端または先端近傍に配置され、点発光する

請求項 1 に記載の医療用画像処理装置。

【請求項 1 3】

前記物体は、術具であり、

前記発光マーカは、前記術具の先端または先端近傍に配置され、面発光する

請求項 1 に記載の医療用画像処理装置。

【請求項 1 4】

前記物体は、術具であり、

前記発光マーカは、スポットライト状に発光し、その発光が前記術具の先端部分に対して照射される位置に配置されている

請求項 1 に記載の医療用画像処理装置。

【請求項 1 5】

発光マーカが配置されている物体を撮像する撮像部と、

前記撮像部で撮像された前記画像を処理する処理部と

を備える医療用画像処理装置の画像処理方法において、

前記処理は、

前記画像から、前記発光マーカが発光した色を抽出し、

前記抽出された色が分布する前記画像内の領域を、前記物体が位置する領域として検出する

ステップを含む医療用画像処理方法。

【請求項 1 6】

発光マーカが配置されている物体を撮像する撮像部と、

前記撮像部で撮像された前記画像を処理する処理部と

を備える医療用画像処理装置を制御するコンピュータに、

前記画像から、前記発光マーカが発光した色を抽出し、

前記抽出された色が分布する前記画像内の領域を、前記物体が位置する領域として検出する

ステップを含む処理を実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本技術は医療用画像処理装置、医療用画像処理方法、プログラムに関し、例えば、手術時に用いる術具の検出を精度良く行えるようにした医療用画像処理装置、医療用画像処理方法、プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

手術前に撮影された C T (computerized tomography) や、 M R I (magnetic resonance imaging) などによる断層像をコンピュータで合成してモニタなどの表示部に断層もしくは立体表示すると共に、手術に使用する処置具や、内視鏡などの処置用機器の形状を予

10

20

30

40

50

めキャリブレーションしておき、それらの機器に位置検出用のマーカを取り付け、外部から赤外線などによる位置検出を行うことにより、前述の生体画像情報上に使用している機器の位置を表示したり、特に脳外科などでは顕微鏡像に脳腫瘍の位置を合成して表示したりすることにより、手術を進める方向をナビゲートする機器が開発されている（例えば、特許文献１，２参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００３】

【特許文献１】特開平５－３０５０７３号公報

【特許文献２】特開２００１－２０４７３８号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

例えば、人工関節などのインプラント手術のナビゲーションなどでは、位置決め（計測手段）として専用の位置計測プローブが用いられていた。位置決めの方法としては、特許文献１，２などに提案されているように、事前にＸ線などによる３ＤＣＴ計測を行い、コンピュータ内に３Ｄ位置情報を用意しておき、手術時に、３Ｄ位置情報と位置合わせするために、患者に位置決め治具が取り付けられる。そして、手術中の位置測定には、専用のプローブが用いられる。

【０００５】

20

手術中に、治具と術具を持ち替えないと位置測定が行えないと手術時間が増し、患者への負担が増えてしまう可能性があった。

【０００６】

本技術は、このような状況に鑑みてなされたものであり、位置計測を手術時間が短くなり、かつ精度良く行えるようにするものである。

【課題を解決するための手段】

【０００７】

本技術の一側面の医療用画像処理装置は、発光マーカが配置されている物体を撮像する撮像部と、前記撮像部で撮像された画像を処理する処理部とを備え、前記処理部は、前記画像から、前記発光マーカが発光した色を抽出し、前記抽出された色が分布する前記画像内の領域を、前記物体が位置する領域として検出する。

30

【０００８】

本技術の一側面の医療用画像処理方法は、発光マーカが配置されている物体を撮像する撮像部と、前記撮像部で撮像された前記画像を処理する処理部とを備える医療用画像処理装置の画像処理方法において、前記処理は、前記画像から、前記発光マーカが発光した色を抽出し、前記抽出された色が分布する前記画像内の領域を、前記物体が位置する領域として検出するステップを含む。

【０００９】

本技術の一側面のプログラムは、発光マーカが配置されている物体を撮像する撮像部と、前記撮像部で撮像された前記画像を処理する処理部とを備える医療用画像処理装置を制御するコンピュータに、前記画像から、前記発光マーカが発光した色を抽出し、前記抽出された色が分布する前記画像内の領域を、前記物体が位置する領域として検出するステップを含む処理を実行させる。

40

【００１０】

本技術の一側面の医療用画像処理装置、医療用画像処理方法、並びにプログラムにおいては、発光マーカが配置されている物体が撮像され、撮像された画像が処理される。その処理は、画像から、発光マーカが発光した色が抽出され、抽出された色が分布する画像内の領域が、物体が位置する領域として検出される。

【発明の効果】

【００１１】

50

本技術の一側面によれば、位置計測を手術時間が短くなり、かつ精度良く行える。

【 0 0 1 2 】

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】

【 0 0 1 3 】

【図 1】本技術を適用した内視鏡手術システムの一実施の形態の構成を示す図である。

【図 2】カメラヘッド及びＣＣＵの機能構成の一例を示すブロック図である。

【図 3】発光マーカの配置について説明するための図である。

【図 4】発光マーカの配置について説明するための図である。

10

【図 5】発光マーカの配置について説明するための図である。

【図 6】発光マーカの配置について説明するための図である。

【図 7】発光マーカの配置について説明するための図である。

【図 8】術具の検出について説明するための図である。

【図 9】術具の検出について説明するための図である。

【図 10】術具の検出時の汚れによる影響について説明するための図である。

【図 11】術具の色領域について説明するための図である。

【図 12】術具の形状認識に係わる処理について説明するための図である。

【図 13】処理対象の画素について説明するための図である。

【図 14】術具の色領域について説明するための図である。

20

【図 15】術具の先端の存在確認に係わる処理について説明するための図である。

【図 16】汚れ度合いの推定に係わる処理について説明するための図である。

【図 17】発光マーカの光量と術具の検出面積との関係を説明するための図である。

【図 18】術具の色領域の調整について説明するための図である。

【図 19】三角測量について説明するための図である。

【図 20】三角測量について説明するための図である。

【図 21】ステレオカメラを用いた術具の位置推定について説明するための図である。

【図 22】形状マッチングによる推定に係わる処理について説明するための図である。

【図 23】術中の処理について説明するための図である。

【図 24】位置測定センサとの組み合わせについて説明するための図である。

30

【図 25】記録媒体について説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 4 】

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
- ２．発光マーカ
- ３．発光色について
- ４．術具の形状を認識する処理
- ５．術具先端の存在確認処理
- ６．汚れ度合いの推測処理
- ７．術具の先端位置の推定
- ８．形状マッチングによる術具の先端位置推定処理
- ９．術中の処理
- １０．３次元計測用のアンテナを追加した実施の形態
- １１．記録媒体について

40

【 0 0 1 5 】

< 内視鏡システムの構成 >

本開示に係る技術は、様々な製品へ応用することができる。例えば、本開示に係る技術は、内視鏡手術システムに適用されてもよい。またここでは、内視鏡手術システムを例に

50

挙げて説明をするが、本技術は、外科手術システム、顕微鏡下手術システムなどにも適用できる。

【0016】

図1は、本開示に係る技術が適用され得る内視鏡手術システム10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）71が、内視鏡手術システム10を用いて、患者ベッド73上の患者75に手術を行っている様子が図示されている。図示するように、内視鏡手術システム10は、内視鏡20と、その他の術具30と、内視鏡20を支持する支持アーム装置40と、内視鏡下手術のための各種の装置が搭載されたカート50と、から構成される。

【0017】

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37a～37dと呼ばれる筒状の開孔器具が腹壁に複数穿刺される。そして、トロッカ37a～37dから、内視鏡20の鏡筒21や、その他の術具30が患者75の体腔内に挿入される。図示する例では、その他の術具30として、気腹チューブ31、エネルギー処置具33及び鉗子35が、患者75の体腔内に挿入されている。また、エネルギー処置具33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。ただし、図示する術具30はあくまで一例であり、術具30としては、例えば撮子、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。

【0018】

内視鏡20によって撮影された患者75の体腔内の術部の画像が、表示装置53に表示される。術者71は、表示装置53に表示された術部の画像をリアルタイムで見ながら、エネルギー処置具33や鉗子35を用いて、例えば患部を切除する等の処置を行う。なお、気腹チューブ31、エネルギー処置具33及び鉗子35は、手術中に、術者71又は助手等によって支持される。

【0019】

（支持アーム装置）

支持アーム装置40は、ベース部41から延伸するアーム部43を備える。図示する例では、アーム部43は、関節部45a、45b、45c、及びリンク47a、47bから構成されており、アーム制御装置57からの制御により駆動される。アーム部43によって内視鏡20が支持され、その位置及び姿勢が制御される。これにより、内視鏡20の安定的な位置の固定が実現され得る。

【0020】

（内視鏡）

内視鏡20は、先端から所定の長さの領域が患者75の体腔内に挿入される鏡筒21と、鏡筒21の基端に接続されるカメラヘッド23と、から構成される。図示する例では、硬性の鏡筒21を有するいわゆる硬性鏡として構成される内視鏡20を図示しているが、内視鏡20は、軟性の鏡筒21を有するいわゆる軟性鏡として構成されてもよい。

【0021】

鏡筒21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20には光源装置55が接続されており、当該光源装置55によって生成された光が、鏡筒21の内部に延設されるライトガイドによって当該鏡筒の先端まで導光され、対物レンズを介して患者75の体腔内の観察対象に向かって照射される。なお、内視鏡20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。

【0022】

カメラヘッド23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）51に送信される。なお、カメラヘッド23には、その光学系を適宜駆動させることにより、倍率及び焦点距離を調整する機能が搭載される。

【 0 0 2 3 】

なお、例えば立体視（３Ｄ表示）等に対応するために、カメラヘッド２３には撮像素子が複数設けられてもよい。この場合、鏡筒２１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。

【 0 0 2 4 】

（カートに搭載される各種の装置）

ＣＣＵ５１は、ＣＰＵ（Central Processing Unit）やＧＰＵ（Graphics Processing Unit）等によって構成され、内視鏡２０及び表示装置５３の動作を統括的に制御する。具体的には、ＣＣＵ５１は、カメラヘッド２３から受け取った画像信号に対して、例えば現像処理（デモザイク処理）等の、当該画像信号に基づく画像を表示するための各種の画像処理を施す。ＣＣＵ５１は、当該画像処理を施した画像信号を表示装置５３に提供する。また、ＣＣＵ５１は、カメラヘッド２３に対して制御信号を送信し、その駆動を制御する。当該制御信号には、倍率や焦点距離等、撮像条件に関する情報が含まれ得る。

10

【 0 0 2 5 】

表示装置５３は、ＣＣＵ５１からの制御により、当該ＣＣＵ５１によって画像処理が施された画像信号に基づく画像を表示する。内視鏡２０が例えば４Ｋ（水平画素数３８４０×垂直画素数２１６０）又は８Ｋ（水平画素数７６８０×垂直画素数４３２０）等の高解像度の撮影に対応したものである場合、及び／又は３Ｄ表示に対応したものである場合には、表示装置５３としては、それぞれに対応して、高解像度の表示が可能なもの、及び／又は３Ｄ表示可能なものが用いられ得る。４Ｋ又は８Ｋ等の高解像度の撮影に対応したものである場合、表示装置５３として５５インチ以上のサイズのものを用いることで一層の没入感が得られる。また、用途に応じて、解像度、サイズが異なる複数の表示装置５３が設けられてもよい。

20

【 0 0 2 6 】

光源装置５５は、例えばＬＥＤ（light emitting diode）等の光源から構成され、術部を撮影する際の照射光を内視鏡２０に供給する。

【 0 0 2 7 】

アーム制御装置５７は、例えばＣＰＵ等のプロセッサによって構成され、所定のプログラムに従って動作することにより、所定の制御方式に従って支持アーム装置４０のアーム部４３の駆動を制御する。

30

【 0 0 2 8 】

入力装置５９は、内視鏡手術システム１０に対する入力インタフェースである。ユーザは、入力装置５９を介して、内視鏡手術システム１０に対して各種の情報の入力や指示入力を行うことができる。例えば、ユーザは、入力装置５９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、入力装置５９を介して、アーム部４３を駆動させる旨の指示や、内視鏡２０による撮像条件（照射光の種類、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３３を駆動させる旨の指示等を入力する。

【 0 0 2 9 】

入力装置５９の種類は限定されず、入力装置５９は各種の公知の入力装置であってよい。入力装置５９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、フットスイッチ６９及び／又はレバー等が適用され得る。入力装置５９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５３の表示面上に設けられてもよい。

40

【 0 0 3 0 】

あるいは、入力装置５９は、例えばメガネ型のウェアラブルデバイスやＨＭＤ（Head Mounted Display）等の、ユーザによって装着されるデバイスであり、これらのデバイスによって検出されるユーザのジェスチャや視線に応じて各種の入力が行われる。また、入力装置５９は、ユーザの動きを検出可能なカメラを含み、当該カメラによって撮像された映像から検出されるユーザのジェスチャや視線に応じて各種の入力が行われる。

【 0 0 3 1 】

50

更に、入力装置 59 は、ユーザの声を収音可能なマイクロフォンを含み、当該マイクロフォンを介して音声によって各種の入力が行われる。このように、入力装置 59 が非接触で各種の情報を入力可能に構成されることにより、特に清潔域に属するユーザ（例えば術者 71）が、不潔域に属する機器を非接触で操作することが可能となる。また、ユーザは、所持している術具から手を離すことなく機器を操作することが可能となるため、ユーザの利便性が向上する。

【0032】

処置具制御装置 61 は、組織の焼灼、切開又は血管の封止等のためのエネルギー処置具 33 の駆動を制御する。気腹装置 63 は、内視鏡 20 による視野の確保及び術者の作業空間の確保の目的で、患者 75 の体腔を膨らめるために、気腹チューブ 31 を介して当該体腔内にガスを送り込む。レコーダ 65 は、手術に関する各種の情報を記録可能な装置である。プリンタ 67 は、手術に関する各種の情報を、テキスト、画像又はグラフ等各種の形式で印刷可能な装置である。

【0033】

以下、内視鏡手術システム 10 において特に特徴的な構成について、更に詳細に説明する。

【0034】

（支持アーム装置）

支持アーム装置 40 は、基台であるベース部 41 と、ベース部 41 から延伸するアーム部 43 と、を備える。図示する例では、アーム部 43 は、複数の関節部 45 a、45 b、45 c と、関節部 45 b によって連結される複数のリンク 47 a、47 b と、から構成されているが、図 1 では、簡単のため、アーム部 43 の構成を簡略化して図示している。

【0035】

実際には、アーム部 43 が所望の自由度を有するように、関節部 45 a ~ 45 c 及びリンク 47 a、47 b の形状、数及び配置、並びに関節部 45 a ~ 45 c の回転軸の方向等が適宜設定され得る。例えば、アーム部 43 は、好適に、6 自由度以上の自由度を有するように構成され得る。これにより、アーム部 43 の可動範囲内において内視鏡 20 を自由に移動させることが可能になるため、所望の方向から内視鏡 20 の鏡筒 21 を患者 75 の体腔内に挿入することが可能になる。

【0036】

関節部 45 a ~ 45 c にはアクチュエータが設けられており、関節部 45 a ~ 45 c は当該アクチュエータの駆動により所定の回転軸まわりに回転可能に構成されている。当該アクチュエータの駆動がアーム制御装置 57 によって制御されることにより、各関節部 45 a ~ 45 c の回転角度が制御され、アーム部 43 の駆動が制御される。これにより、内視鏡 20 の位置及び姿勢の制御が実現され得る。この際、アーム制御装置 57 は、力制御又は位置制御等、各種の公知の制御方式によってアーム部 43 の駆動を制御することができる。

【0037】

例えば、術者 71 が、入力装置 59（フットスイッチ 69 を含む）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アーム制御装置 57 によってアーム部 43 の駆動が適宜制御され、内視鏡 20 の位置及び姿勢が制御されてよい。当該制御により、アーム部 43 の先端の内視鏡 20 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、アーム部 43 は、いわゆるマスタスレイブ方式で操作されてもよい。この場合、アーム部 43 は、手術室から離れた場所に設置される入力装置 59 を介してユーザによって遠隔操作され得る。

【0038】

また、力制御が適用される場合には、アーム制御装置 57 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 43 が移動するように、各関節部 45 a ~ 45 c のアクチュエータを駆動させる、いわゆるパワーアシスト制御を行ってもよい。これにより、ユーザが直接アーム部 43 に触れながらアーム部 43 を移動させる際に、比較的軽

10

20

30

40

50

い力で当該アーム部 43 を移動させることができる。従って、より直感的に、より簡易な操作で内視鏡 20 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。

【0039】

ここで、一般的に、内視鏡下手術では、スコピストと呼ばれる医師によって内視鏡 20 が支持されていた。これに対して、支持アーム装置 40 を用いることにより、人手によらずに内視鏡 20 の位置をより確実に固定することが可能になるため、術部の画像を安定的に得ることができ、手術を円滑に行うことが可能になる。

【0040】

なお、アーム制御装置 57 は必ずしもカート 50 に設けられなくてもよい。また、アーム制御装置 57 は必ずしも 1 つの装置でなくてもよい。例えば、アーム制御装置 57 は、支持アーム装置 40 のアーム部 43 の各関節部 45a ~ 45c にそれぞれ設けられてもよく、複数のアーム制御装置 57 が互いに協働することにより、アーム部 43 の駆動制御が実現されてもよい。

10

【0041】

(光源装置)

光源装置 55 は、内視鏡 20 に術部を撮影する際の照射光を供給する。光源装置 55 は、例えば LED、レーザ光源又はこれらの組み合わせによって構成される白色光源から構成される。このとき、RGB レーザ光源の組み合わせにより白色光源が構成される場合には、各色 (各波長) の出力強度及び出力タイミングを高精度に制御することができるため、光源装置 55 において撮像画像のホワイトバランスの調整を行うことができる。

20

【0042】

また、この場合には、RGB レーザ光源それぞれからのレーザ光を時分割で観察対象に照射し、その照射タイミングに同期してカメラヘッド 23 の撮像素子の駆動を制御することにより、RGB それぞれに対応した画像を時分割で撮像することも可能である。当該方法によれば、当該撮像素子にカラーフィルタを設けなくても、カラー画像を得ることができる。

【0043】

また、光源装置 55 は、出力する光の強度を所定の時間ごとに変更するようにその駆動が制御されてもよい。その光の強度の変更のタイミングに同期してカメラヘッド 23 の撮像素子の駆動を制御して時分割で画像を取得し、その画像を合成することにより、いわゆる黒つぶれ及び白とびのない高ダイナミックレンジの画像を生成することができる。

30

【0044】

また、光源装置 55 は、特殊光観察に対応した所定の波長帯域の光を供給可能に構成されてもよい。特殊光観察では、例えば、体組織における光の吸収の波長依存性を利用して、通常の観察時における照射光 (すなわち、白色光) に比べて狭帯域の光を照射することにより、粘膜表層の血管等の所定の組織を高コントラストで撮影する、いわゆる狭帯域光観察 (Narrow Band Imaging) が行われる。

【0045】

あるいは、特殊光観察では、励起光を照射することにより発生する蛍光により画像を得る蛍光観察が行われてもよい。蛍光観察では、体組織に励起光を照射し当該体組織からの蛍光を観察するもの (自家蛍光観察)、又はインドシアニンググリーン (ICG) 等の試薬を体組織に同注すると共に当該体組織にその試薬の蛍光波長に対応した励起光を照射し蛍光画像を得るもの等が行われ得る。光源装置 55 は、このような特殊光観察に対応した狭帯域光及び / 又は励起光を供給可能に構成され得る。

40

【0046】

(カメラヘッド及びCCU)

図 2 を参照して、内視鏡 20 のカメラヘッド 23 及び CCU 51 の機能についてより詳細に説明する。図 2 は、図 1 に示すカメラヘッド 23 及び CCU 51 の機能構成の一例を示すブロック図である。

50

【 0 0 4 7 】

図 2 を参照すると、カメラヘッド 2 3 は、その機能として、レンズユニット 2 5、撮像部 2 7、駆動部 2 9、通信部 2 6、およびカメラヘッド制御部 2 8 を有する。また、C C U 5 1 は、その機能として、通信部 8 1、画像処理部 8 3、および制御部 8 5 を有する。カメラヘッド 2 3 と C C U 5 1 とは、伝送ケーブル 9 1 によって双方向に通信可能に接続されている。

【 0 0 4 8 】

まず、カメラヘッド 2 3 の機能構成について説明する。レンズユニット 2 5 は、鏡筒 2 1 との接続部に設けられる光学系である。鏡筒 2 1 の先端から取り込まれた観察光は、カメラヘッド 2 3 まで導光され、当該レンズユニット 2 5 に入射する。レンズユニット 2 5 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る。レンズユニット 2 5 は、撮像部 2 7 の撮像素子の受光面上に観察光を集光するように、その光学特性が調整されている。また、ズームレンズ及びフォーカスレンズは、撮像画像の倍率及び焦点の調整のため、その光軸上の位置が移動可能に構成される。

【 0 0 4 9 】

撮像部 2 7 は撮像素子によって構成され、レンズユニット 2 5 の後段に配置される。レンズユニット 2 5 を通過した観察光は、当該撮像素子の受光面に集光され、光電変換によって、観察像に対応した画像信号が生成される。撮像部 2 7 によって生成された画像信号は、通信部 2 6 に提供される。

【 0 0 5 0 】

撮像部 2 7 を構成する撮像素子としては、例えば C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) タイプのイメージセンサであり、 B a y e r 配列を有するカラー撮影可能なものが用いられる。なお、当該撮像素子としては、例えば 4 K 以上の高解像度の画像の撮影に対応可能なものが用いられてもよい。術部の画像が高解像度で得られることにより、術者 7 1 は、当該術部の様子をより詳細に把握することができ、手術をより円滑に進行することが可能となる。

【 0 0 5 1 】

また、撮像部 2 7 を構成する撮像素子は、3 D 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る。3 D 表示が行われることにより、術者 7 1 は術部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、撮像部 2 7 が多板式で構成される場合には、各撮像素子に対応して、レンズユニット 2 5 も複数系統設けられる。

【 0 0 5 2 】

また、撮像部 2 7 は、必ずしもカメラヘッド 2 3 に設けられなくてもよい。例えば、撮像部 2 7 は、鏡筒 2 1 の内部に、対物レンズの直後に設けられてもよい。

【 0 0 5 3 】

駆動部 2 9 は、アクチュエータによって構成され、カメラヘッド制御部 2 8 からの制御により、レンズユニット 2 5 のズームレンズ及びフォーカスレンズを光軸に沿って所定の距離だけ移動させる。これにより、撮像部 2 7 による撮像画像の倍率及び焦点が適宜調整され得る。

【 0 0 5 4 】

通信部 2 6 は、C C U 5 1 との間で各種の情報を送受信するための通信装置によって構成される。通信部 2 6 は、撮像部 2 7 から得た画像信号を R A W データとして伝送ケーブル 9 1 を介して C C U 5 1 に送信する。この際、術部の撮像画像を低レイテンシで表示するために、当該画像信号は光通信によって送信されることが好ましい。

【 0 0 5 5 】

手術の際には、術者 7 1 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、術部の動画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。光通信が行われる場合には、通信部 2 6 には、電気信号を光信号に変換する光電変換モジュールが設けられる。画像信号は当該光電変換モジュール

10

20

30

40

50

ルによって光信号に変換された後、伝送ケーブル 9 1 を介して C C U 5 1 に送信される。

【 0 0 5 6 】

また、通信部 2 6 は、C C U 5 1 から、カメラヘッド 2 3 の駆動を制御するための制御信号を受信する。当該制御信号には、例えば、撮像画像のフレームレートを指定する旨の情報、撮像時の露出値を指定する旨の情報、並びに / 又は撮像画像の倍率及び焦点を指定する旨の情報等、撮像条件に関する情報が含まれる。通信部 2 6 は、受信した制御信号をカメラヘッド制御部 2 8 に提供する。

【 0 0 5 7 】

なお、C C U 5 1 からの制御信号も、光通信によって伝送されてもよい。この場合、通信部 2 6 には、光信号を電気信号に変換する光電変換モジュールが設けられ、制御信号は当該光電変換モジュールによって電気信号に変換された後、カメラヘッド制御部 2 8 に提供される。

10

【 0 0 5 8 】

なお、上記のフレームレートや露出値、倍率、焦点等の撮像条件は、取得された画像信号に基づいて C C U 5 1 の制御部 8 5 によって自動的に設定される。つまり、いわゆる A E (Auto Exposure) 機能、A F (Auto Focus) 機能及び A W B (Auto White Balance) 機能が内視鏡 2 0 に搭載される。

【 0 0 5 9 】

カメラヘッド制御部 2 8 は、通信部 2 6 を介して受信した C C U 5 1 からの制御信号に基づいて、カメラヘッド 2 3 の駆動を制御する。例えば、カメラヘッド制御部 2 8 は、撮像画像のフレームレートを指定する旨の情報及び / 又は撮像時の露光を指定する旨の情報に基づいて、撮像部 2 7 の撮像素子の駆動を制御する。また、例えば、カメラヘッド制御部 2 8 は、撮像画像の倍率及び焦点を指定する旨の情報に基づいて、駆動部 2 9 を介してレンズユニット 2 5 のズームレンズ及びフォーカスレンズを適宜移動させる。カメラヘッド制御部 2 8 は、更に、鏡筒 2 1 やカメラヘッド 2 3 を識別するための情報を記憶する機能を備えてもよい。

20

【 0 0 6 0 】

なお、レンズユニット 2 5 や撮像部 2 7 等の構成を、気密性及び防水性が高い密閉構造内に配置することで、カメラヘッド 2 3 について、オートクレーブ滅菌処理に対する耐性を持たせることができる。

30

【 0 0 6 1 】

次に、C C U 5 1 の機能構成について説明する。通信部 8 1 は、カメラヘッド 2 3 との間で各種の情報を送受信するための通信装置によって構成される。通信部 8 1 は、カメラヘッド 2 3 から、伝送ケーブル 9 1 を介して送信される画像信号を受信する。この際、上記のように、当該画像信号は好適に光通信によって送信され得る。この場合、光通信に対応して、通信部 8 1 には、光信号を電気信号に変換する光電変換モジュールが設けられる。通信部 8 1 は、電気信号に変換した画像信号を画像処理部 8 3 に提供する。

【 0 0 6 2 】

また、通信部 8 1 は、カメラヘッド 2 3 に対して、カメラヘッド 2 3 の駆動を制御するための制御信号を送信する。当該制御信号も光通信によって送信されてよい。

40

【 0 0 6 3 】

画像処理部 8 3 は、カメラヘッド 2 3 から送信された R A W データである画像信号に対して各種の画像処理を施す。当該画像処理としては、例えば現像処理、高画質化処理 (帯域強調処理、超解像処理、N R (Noise reduction) 処理及び / 又は手ブレ補正処理等) 、並びに / 又は拡大処理 (電子ズーム処理) 等、各種の公知の信号処理が含まれる。また、画像処理部 8 3 は、A E、A F 及び A W B を行うための、画像信号に対する検波処理を行う。

【 0 0 6 4 】

画像処理部 8 3 は、C P U や G P U 等のプロセッサによって構成され、当該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、上述した画像処理や検波処理が行われ

50

得る。なお、画像処理部 8 3 が複数の G P U によって構成される場合には、画像処理部 8 3 は、画像信号に係る情報を適宜分割し、これら複数の G P U によって並列的に画像処理を行う。

【 0 0 6 5 】

制御部 8 5 は、内視鏡 2 0 による術部の撮像、及びその撮像画像の表示に関する各種の制御を行う。例えば、制御部 8 5 は、カメラヘッド 2 3 の駆動を制御するための制御信号を生成する。この際、撮像条件がユーザによって入力されている場合には、制御部 8 5 は、当該ユーザによる入力に基づいて制御信号を生成する。あるいは、内視鏡 2 0 に A E 機能、A F 機能及び A W B 機能が搭載されている場合には、制御部 8 5 は、画像処理部 8 3 による検波処理の結果に応じて、最適な露出値、焦点距離及びホワイトバランスを適宜算出し、制御信号を生成する。

10

【 0 0 6 6 】

また、制御部 8 5 は、画像処理部 8 3 によって画像処理が施された画像信号に基づいて、術部の画像を表示装置 5 3 に表示させる。この際、制御部 8 5 は、各種の画像認識技術を用いて術部画像内における各種の物体を認識する。

【 0 0 6 7 】

例えば、制御部 8 5 は、術部画像に含まれる物体のエッジの形状や色等を検出することにより、鉗子等の術具、特定の生体部位、出血、エネルギー処置具 3 3 使用時のミスト等を認識することができる。制御部 8 5 は、表示装置 5 3 に術部の画像を表示させる際に、その認識結果を用いて、各種の手術支援情報を当該術部の画像に重畳表示させる。手術支援情報が重畳表示され、術者 7 1 に提示されることにより、より安全かつ確実に手術を進めることが可能になる。

20

【 0 0 6 8 】

カメラヘッド 2 3 及び C C U 5 1 を接続する伝送ケーブル 9 1 は、電気信号の通信に対応した電気信号ケーブル、光通信に対応した光ファイバ、又はこれらの複合ケーブルである。

【 0 0 6 9 】

ここで、図示する例では、伝送ケーブル 9 1 を用いて有線で通信が行われていたが、カメラヘッド 2 3 と C C U 5 1 との間の通信は無線で行われてもよい。両者の間の通信が無線で行われる場合には、伝送ケーブル 9 1 を手術室内に敷設する必要がなくなるため、手術室内における医療スタッフの移動が当該伝送ケーブル 9 1 によって妨げられる事態が解消され得る。

30

【 0 0 7 0 】

以上、本開示に係る技術が適用され得る内視鏡手術システム 1 0 の一例について説明した。

【 0 0 7 1 】

なお、ここでは、一例として内視鏡手術システム 1 0 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、本開示に係る技術は、検査用軟性内視鏡システムや顕微鏡手術システムに適用されてもよい。

【 0 0 7 2 】

40

< 発光マーカ >

上記したように、制御部 8 5 は、各種の画像認識技術を用いて術部画像内における各種の物体を認識する。例えば、制御部 8 5 は、術部画像に含まれる物体のエッジの形状や色等を検出することにより、鉗子等の術具、特定の生体部位、出血、エネルギー処置具 3 3 使用時のミスト等を認識することができる。

【 0 0 7 3 】

しかしながら、術部画像に含まれる物体、例えば、鉗子 3 5 などの術具 3 0 のエッジの形状を検出するとき、出血により術具 3 0 に血が付着し、汚れている場合など、正確に術具 3 0 のエッジの形状を検出することができないことがある。また、正確に術具 3 0 の形状（先端部分の形状）を検出できなければ、術具 3 0 の位置の推定も正確にできない可能

50

性がある。

【 0 0 7 4 】

また、術具 3 0 の所定の位置にマーカ（以下に説明する発光するマーカではない）を付け、外部のカメラで撮影し、術具 3 0 の位置を計測する方法もあるが、上記した場合と同様に、術具 3 0 に血が付着し、汚れている場合など、正確に術具 3 0 の位置を検出できないことがある。

【 0 0 7 5 】

また、そのようなことを回避するために、血が付着しない部分、例えば術具 3 0 の端部にマーカを取り付けて術具 3 0 の位置を計測することも考えられるが、端部に付けられたマーカで、高い精度で術具 3 0 の先端部分の位置を推定することは困難であった。

10

【 0 0 7 6 】

また、術具 3 0 の先端にマーカを付ける場合、施術の邪魔にならないような形状、位置、大きさなどにしなくてはならず、高い精度で先端部分の位置を推定するための形状、位置、大きさなどでマーカを付けるのは困難であった。

【 0 0 7 7 】

以下に説明する本技術によれば、出血により術具 3 0 に血が付着し、汚れている場合などでも、正確に術具 3 0 のエッジの形状を検出し、術具 3 0 の先端部分を検出できるようになる。また、その検出精度を向上させることができる。また検出された術具 3 0 の先端部分から、術具 3 0 の位置推定を、精度良く行うことが可能となる。

【 0 0 7 8 】

図 3 に、本技術を適用した術具 3 0 を示す。図 3 に示した術具 3 0 の先端部分には、発光マーカ 2 0 1 - 1 と発光マーカ 2 0 1 - 2 が装着されている。以下、発光マーカ 2 0 1 - 1 と発光マーカ 2 0 1 - 2 を個々に区別する必要が無い場合、単に、発光マーカ 2 0 1 と記述する。他の部分も同様に記述する。

20

【 0 0 7 9 】

発光マーカ 2 0 1 は、点灯、点滅するマーカである。また発光マーカ 2 0 1 は、所定の色、例えば青色や緑色で発光する。

【 0 0 8 0 】

図 3 に示した例では、発光マーカ 2 0 1 は、術具 3 0 の先端に配置されている。また、術具 3 0 は、先端部分が 2 箇所あり、発光マーカ 2 0 1 は、それぞれの先端部分に配置されている。図 3 に示した術具 3 0 のように、先端部分が 2 箇所あるような術具 3 0 の場合、それぞれの先端に発光マーカ 2 0 1 が配置されるようにしても良いし、どちらか一方のみに配置されるようにしても良い。換言すれば、複数の先端がある術具 3 0 の場合、それぞれの先端に発光マーカ 2 0 1 が配置されても良いし、複数の先端のうちの所定数の先端にのみ発光マーカ 2 0 1 が配置されているようにしても良い。

30

【 0 0 8 1 】

また図 4 に示すように、術具 3 0 の先端部分ではない部分に、発光マーカ 2 0 1 が配置されても良い。図 4 に示した例では、術具 3 0 の枝の部分（先端部分が稼働するのに対して、稼働しない部分）に、発光マーカ 2 0 1 - 3 と発光マーカ 2 0 1 - 4 が配置されている。

40

【 0 0 8 2 】

図 4 に示した例では、2 個の発光マーカ 2 0 1 が配置されている例を示したが、1 個、又は 3 個などの複数個配置されていても良い。例えば、枝を一周するように、複数の点形状の発光マーカ 2 0 1 が配置されても良い。

【 0 0 8 3 】

図 4 に示したように、術具 3 0 の先端部分以外の部分に発光マーカ 2 0 1 が配置される場合、できる限り、術部 3 0 の先端部分に近い位置に発光マーカ 2 0 1 は配置される。

【 0 0 8 4 】

図 3 や図 4 では、点形状（円形状）の発光マーカ 2 0 1 を示したが、図 5 に示すように、枝の部分に巻き付けられたような形で、発光マーカ 2 0 1 が取り付けられていても良い

50

。図 5 に示した例では、発光マーカ 2 0 1 - 5 が、術具 3 0 の枝の部分に所定の幅を有する形状（四角形状）で、枝を一周するように配置されている。

【 0 0 8 5 】

図 3 乃至図 5 に示したように、発光マーカ 2 0 1 を、点発光式のデバイスとして、1 又は複数個配置されるようにしても良いし、面発光式のデバイスとして配置されるようにしても良い。

【 0 0 8 6 】

図 4 又は図 5 に示したように、術具 3 0 の先端部分以外の部分に、発光マーカ 2 0 1 を配置する場合であっても、できる限り先端に近い部分に配置される。

【 0 0 8 7 】

また図 6 に示すように、発光マーカ 2 0 1 - 6 を、スポットライト状の発光マーカとすることも可能である。スポットライト状の発光マーカ 2 0 1 を用いた場合、そのスポットライトの光は、術具 3 0 の先端部分に照射されるように、発光マーカ 2 0 1 は配置される。

【 0 0 8 8 】

スポットライト状の発光マーカ 2 0 1 を、図 6 に示したように 1 個配置しても良いし、図示はしないが複数個配置しても良い。スポットライト状の発光マーカ 2 0 1 の形状は、点形状であっても良いし、面形状であっても良い。

【 0 0 8 9 】

また図 7 に示すように、術具 3 0 が整形外科手術などで用いられるドリルであるような場合、術具 3 0 の先端部分に発光マーカ 2 0 1 を配置することはできないため、できる限り先端に近い部分に、スポットライト状の発光マーカ 2 0 1 が配置される。

【 0 0 9 0 】

図 3 乃至図 5 に示した発光マーカ 2 0 1 と、図 6 , 7 に示したスポットライト状の発光マーカ 2 0 1 が、1 つの術具 3 0 に配置されても良い。

【 0 0 9 1 】

このように、本技術を適用した術具 3 0 には、点灯、点滅する発光マーカ 2 0 1 が配置されている。またその発光マーカ 2 0 1 は、術具 3 0 の先端部分、又は先端部分にできる限り近い位置に配置されている。また発光マーカ 2 0 1 は、スポットライト状のマーカとし、術具 3 0 の先端部分に光を照射する位置に配置されるようにしても良い。

【 0 0 9 2 】

図 8 に示すように、発光マーカ 2 0 1 が配置されている術具 3 0 は、撮像部 2 7（図 2）により撮像される。例えば、図 9 A に示すような画像が撮像される場合を考える。図 9 A に示したように、棒状の術具 3 0 が画面右側から中央部分付近まで存在する状態が、撮像部 2 7 により撮像され、表示装置 5 3 に表示されている。

【 0 0 9 3 】

このような画像を解析し術具 3 0 の形状を認識した結果を図 9 B に示す。図 9 B に示したように、術具 3 0 の形状が認識できれば、ステレオ解析や形状データベースとのマッチングにより、位置、特に、術具 3 0 の先端の位置を推定することができる。

【 0 0 9 4 】

図 9 A と図 9 B を参照するに、図 9 A に示した術具 3 0 は、図 9 B に示したように、術具 3 0 ' として認識されている。また、認識結果である術具 3 0 ' は、図 9 A に示した実際の術具 3 0 と、ほぼ同じ形状、位置に認識されている。

【 0 0 9 5 】

しかしながら、術具 3 0 が、血などにより汚れていると、図 1 0 に示すような認識結果が得られてしまう可能性がある。術具 3 0 に汚れがあると、その認識結果は、図 1 0 に示すように、汚れの部分が認識されず、所々欠けたような術具 3 0 " となる。特に、術具 3 0 の先端部分は、汚れることが多く、欠けたような状態で認識される可能性が高い。すなわち、術具 3 0 を認識し、その認識結果を用いて位置や角度を精度良く検出することが困難であった。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 6 】

本技術によれば、図 3 乃至図 7 を参照して説明したように、術具 3 0 に発光マーカ 2 0 1 が配置され、その発光マーカ 2 0 1 の発光を撮像することで、術具 3 0 が汚れているような場合でも、図 9 B に示したように精度良く検出できるようになる。そして、高い精度で術具 3 0 の位置や角度を検出できるようになる。

【 0 0 9 7 】

< 発光色について >

ここで、図 1 1 を参照し、発光マーカ 2 0 1 の発光色について説明する。図 1 1 は、横軸が赤の色度を表し、縦軸が緑の色度を表している。図 1 1 は、手術中の画像、例えば、図 9 A に示したような術具 3 0 で術部を手術しているときに撮像された画像を解析した色分布の結果を表している。

10

【 0 0 9 8 】

術具 3 0 が汚れていないときに術具 3 0 を撮像し、解析した場合、図 1 1 中の領域 A 内に、色分布は集中する。また血を含む生体組織を撮像し、解析した場合、図 1 1 中の領域 B 内に、色分布は集中する。血などで汚れている術具 3 0 を撮像し、解析した場合、図 1 1 中の領域 C 内に、色分布は集中する。

【 0 0 9 9 】

すなわち、本来、領域 A 内に分布する術具 3 0 の色は、血で汚れて赤味が増すと、領域 C 内に移動してしまう。血の赤色が、術具 3 0 の鏡面反射により反射されたり、術具 3 0 に自体に血が付着したりすることで、術具 3 0 の色分布が血の色分布の方に近づいてしまう。

20

【 0 1 0 0 】

このように、術具 3 0 の色分布が、領域 C 内に存在すると、術具 3 0 と生体（血）との区別がつかなくなり、術具 3 0 を認識しづらくなってしまう。

【 0 1 0 1 】

発光マーカ 2 0 1 を青色で点灯させることで、図 1 1 中の領域 D 内に、術具 3 0 の色分布を移動させることができる。領域 D には、汚れていない術部 3 0 の色分布（領域 A）や、生体の色分布（領域 B）とは重なりがない領域である。このような領域 D に、術具 3 0 の色分布を移動させることで、術具 3 0 を検出できるようになる。

【 0 1 0 2 】

発光マーカ 2 0 1 が、青色で発光することで、その青色が撮像部 2 7 で撮像される。そして撮像された画像を解析すると、色分布として、青色の領域、すなわち図 1 1 中の領域 D 内に発光マーカ 2 0 1 の色が分布することになる。発光マーカ 2 0 1 は、上記したように、術具 3 0 の先端部分（先端部分の近傍）に配置されているため、術具 3 0 の先端部分を、発光マーカ 2 0 1 の発光により検出することが可能となる。

30

【 0 1 0 3 】

発光マーカ 2 0 1 の発光色は、このように、術具 3 0 の色や、生体の色が分布しない領域内の色とすれば良い。

【 0 1 0 4 】

このように、発光マーカ 2 0 1 の発光により、血で汚れた術具 3 0 の色味を生体細胞が存在しない色領域に移動させることができ、画像処理で、容易に、かつ安定して、術部 3 0 の色情報を、生体細胞の色情報から分離、抽出することが可能となる。

40

【 0 1 0 5 】

発光マーカ 2 0 1 を点灯させることで（常に発光させておくことで）、常時、術具 3 0 を、良好に検出することができる。

【 0 1 0 6 】

発光マーカ 2 0 1 を点滅させることで（必要に応じ発光させたり、所定の間隔で発光させたりすることで）、例えば、撮像部 2 7 で撮像されている画像内に、術具 3 0 があるか否かを確認することが可能となる。発光マーカ 2 0 1 が点滅することで、術具 3 0 の色分布は、領域 C と領域 D を行き来することになる。

50

【 0 1 0 7 】

発光マーカ 2 0 1 を点滅することで、発光マーカ 2 0 1 が発光しているときには図 1 0 B に示したような認識結果が得られ、発光マーカ 2 0 1 が消灯しているときには、図 9 B に示したような認識結果が得られる。このように、異なる認識結果が得られることで、画像内の術具 3 0 がある部分を、点灯させたような画像を術者 7 1 に見せることが可能となる。よって、画像内に術具 3 0 があるか否かを簡便に術者 7 1 に確認させることが可能となる。

【 0 1 0 8 】

このように、発光マーカ 2 0 1 の点灯により、血で汚れた術具 3 0 の色味を生体細胞が存在しない色領域と交互に変化させることで、画像処理で、容易に、かつ安定して、術部 3 0 の色情報を、生体細胞の色情報から分離、抽出することが可能となる。

10

【 0 1 0 9 】

発光マーカ 2 0 1 の発光色を緑色としても良い。再度図 1 1 を参照する。発光マーカ 2 0 1 を緑色で発光させることで、術部 3 0 の色分布を、緑色の領域にすることができる。すなわち、図 1 1 中において、緑色の領域は、領域 A であり、領域 A は、汚れがないときの術部 3 0 の色が分布する領域（本来の術部 3 0 の色が分布する領域）である。

【 0 1 1 0 】

術部 3 0 が血で汚れ、術部 3 0 の色分布が領域 C にあったとしても、発光マーカ 2 0 1 を緑色で発光させることで、術部 3 0 の色分布を、領域 A、すなわち、術部 3 0 の本来の色分布に移動させることができる。

20

【 0 1 1 1 】

このように、発光マーカ 2 0 1 の発光により、血で汚れた術具 3 0 の色味を、本来の術部 3 0 の色領域に移動させることができ、画像処理で、容易に、かつ安定して、術部 3 0 の色情報を、生体細胞の色情報から分離、抽出することが可能となる。

【 0 1 1 2 】

なお、ここでは、発光マーカ 2 0 1 の発光色は、青または緑であるとして説明を続けるが、術具 3 0 の本来の色（領域 A に該当する色領域）や、生体細胞の色が分布していない色領域（領域 B に該当する色領域以外の色領域）に、術部 3 0 の色情報を移動させることができる色であればよい。

【 0 1 1 3 】

< 術具の形状を認識する処理 >

次に、発光マーカ 2 0 1 が配置された術具 3 0 の形状の認識に係わる処理について説明する。図 1 2 に示したフローチャートを参照し、画像処理部 8 3（図 2）で行われる術具 3 0 の形状の認識に係わる処理について説明する。図 1 2 に示したフローチャートの処理は、撮像部 2 7 や制御部 8 5（図 2）で撮像された画像に対して画像処理部 8 3 により行われる処理である。なお、以下に説明する処理は、予め縮小した画像に対して行われるようにすることも可能である。

30

【 0 1 1 4 】

ステップ S 1 0 1 において、取得された画像内の各画素を対象とし、各画素の輝度（I）と色度（r、g、b）が計算される。ステップ S 1 0 2 において、所定の画素を処理対象とし、その画素の近傍に位置する画素の色度を用いて、処理対象とされた画素の色度を設定する。

40

【 0 1 1 5 】

例えば、図 1 3 に示したように、処理対象とされている画素が、画素 3 0 1 - 5 である場合、その画素 3 0 1 - 5 と、その画素 3 0 1 - 5 の近傍に位置する画素 3 0 1 - 1 乃至 3 0 1 - 9 の色度が用いられ、画素 3 0 1 - 5 の色度が設定される。

【 0 1 1 6 】

具体的には、以下のようにして処理対象とされている画素の色度が設定される。以下の式において、r は、処理対象とされている画素の赤色の色度、g は、処理対象とされている画素の緑色の色度、b は、処理対象とされている画素の青色の色度を示す。また、r'

50

は、近傍画素の赤色の色度、 g' は、近傍画素の緑色の色度、 b' は、近傍画素の青色の色度を示す。

$$r = \min(r, r')$$

$$g = \max(g, g')$$

$$b = \max(b, b')$$

【0117】

すなわち、処理対象とされている画素の色度のうち、赤色(r)の色度は、処理対象とされている画素の色度と隣接する複数の画素の赤色の色度(r')のうちの最小の色度に設定される。例えば、図13に示したような状況の場合、画素301-5の赤色の色度は、画素301-1乃至301-9の赤色の色度のうちの最小の色度に設定される。

10

【0118】

処理対象とされている画素の色度のうち、緑色(g)の色度は、処理対象とされている画素の色度と隣接する複数の画素の緑色の色度(g')のうちの最大の色度に設定される。例えば、図13に示したような状況の場合、画素301-5の緑色の色度は、画素301-1乃至301-9の緑色の色度のうちの最大の色度に設定される。

【0119】

処理対象とされている画素の色度のうち、青色(b)の色度は、処理対象とされている画素の色度と隣接する複数の画素の青色の色度(b')のうちの最大の色度に設定される。例えば、図13に示したような状況の場合、画素301-5の青色の色度は、画素301-1乃至301-9の青色の色度のうちの最大の色度に設定される。

20

【0120】

このように、処理対象とされている画素の色度が設定される。このように、処理対象とされている画素の色度が設定されることで、赤色の影響を小さくし、緑色と青色の影響を大きくすることができる。換言すれば、血の色(赤)による影響を小さくし、術具30の色(緑)による影響を大きくし、発光マーカ201の色(青)による影響を大きくすることができる。

【0121】

なお、発光マーカ201の発光色が青色ではなく、緑色であった場合、青色による影響を小さくするようにしても良い。例えば、青色も赤色と同じく、 $b = \min(b, b')$ で求められるようにしても良い。また、ここでは、図13に示したように、近傍を、対象画素を中心とした 3×3 の領域として説明したが、 5×5 、 7×7 等の、より広い領域として計算が行われるようにしても良い。

30

【0122】

ステップS103(図12)において、輝度が一定値以上、かつ色度が「術具の色領域」に含まれる画素が選択され、ラベル付けが行われる。輝度が一定値以上とは、例えば、255階調であった場合、35階調以上の輝度であるか否かが判定される。

【0123】

「術具の色領域」とは、図14に示す領域である。図14は、図11と同じ図であり。色分布を示した図である。図14中に縦線を図示したが、縦線の左側の領域が、「術具の色領域」とされる。「術具の色領域」は、本来の術具30の色が分布する領域Aと、発光マーカ201の発光により術具30の色が分布する領域Dを含む領域である。換言すれば、「術具の色領域」は、血の色が分布する領域Bと、血による影響を受けた術具30の色が分布する領域Cを除外した領域である。

40

【0124】

ステップS103における処理では、まず、輝度が一定値以上の画素が選択される。この処理により、輝度が低い、すなわち暗い画素は除去される。換言すれば、所定の明るさ以上の画素を残す処理が、ステップS103において実行される。

【0125】

さらにステップS103における処理では、術具の色領域に含まれる画素が選択される。この処理により、本来の術具30の色が分布する領域Aと、発光マーカ201の発光に

50

より術具 30 の色が分布する領域 D に含まれる画素が選択される。換言すれば、血の色が分布する領域 B と、血による影響を受けた術具 30 の色が分布する領域 C にある画素が除外される。

【0126】

そして、輝度が一定値以上の画素であり、かつ術具の色領域に含まれる画素に対してラベル付けが行われる。

【0127】

ステップ S 104 において、一定面積以上の各ラベルの周長 (l) と外接する矩形の短辺 (a) と長辺 (b) が計算される。例えば、ステップ S 103 におけるラベル付けは、選択された画素同士が近接しているときには同じラベルが付けられるようにし、ステップ S 104 においては、同一ラベルが付けられている画素が、一定面積以上、例えば、2500 画素以上であるか否かが判定される。

10

【0128】

一定面積以上であると判定された画素 (画素が集合している領域) の周長 (l) が計算される。また、周長 (l) が計算された領域に外接する矩形の短辺 (a) と長辺 (b) が計算される。なお、ここでは、矩形の辺を区別するために、短辺と長辺との記載をしたが、計算時に、長辺と短辺が区別 (特定) されて計算される必要はない。

【0129】

ステップ S 105 において、比率が算出され、その比率が所定の範囲内であるか否かが判定される。比率としては以下の ratio 1 と ratio 2 が算出される。

20

$$\text{ratio 1} = \max(a, b) / \min(a, b)$$

$$\text{ratio 2} = l / (2(a + b))$$

【0130】

ratio 1 は、外接する矩形の短辺 (a) と長辺 (b) のうちの大きい値と小さい値との比 (大きい値を小さい値で除算した値) である。ratio 2 は、外接する矩形の短辺 (a) と長辺 (b) を加算した値を二倍し、その値で、周長 (l) を除算した値である。

【0131】

この ratio 1 と ratio 2 が、以下の値の範囲内であるか否かが判定される。

$$1.24 < \text{ratio 1} \ \&\& \ \text{ratio 2} < 1.35$$

30

ratio 1 と ratio 2 が共に、1.24 以上であり、1.35 以下であるか否かが判定される。そして、この条件が満たされる領域 (画素、その画素に付けられたラベル) は、術具 30 であると判定される。

【0132】

ステップ S 104 とステップ S 105 おける処理は小さい領域を処理対象 (術具 30 であるか否かの判定を行う対象) から除外するための処理である。また、例えば照明などによる反射による領域を、術具 30 であるか否かの判定を行う対象から除外するための処理である。このように、小さい領域や反射による影響がある領域を除外するための処理であれば、上記したステップ S 104、ステップ S 105 以外の処理が行われるようにしても良い。

40

【0133】

また、ステップ S 104、ステップ S 105 の処理、例えば、数式や数値は一例であり、限定を示す記載ではない。

【0134】

このような処理が行われることで、例えば、図 9 A に示したような画像から、図 9 B に示したような画像 (認識結果) を生成することができる。すなわち、血などの汚れがある術部 30 であっても、その形状を正確に検出することが可能となる。

【0135】

< 術具先端の存在確認処理 >

次に、図 15 のフローチャートを参照し、術具 30 の先端の存在を確認するときの処理

50

について説明する。

【 0 1 3 6 】

ステップ S 2 0 1 において、発光マーカ 2 0 1 が点灯される。例えば、術者 7 1 が術具 3 0 の先端部分が、画像内のどこにあるのかを知りたいときなど、所定の操作、例えば、発光マーカ 2 0 1 を点灯させるためのボタンが操作されることで、発光マーカ 2 0 1 が点灯される。

【 0 1 3 7 】

ステップ S 2 0 2 において、各画素の輝度 (I) と色度 (r 、 g 、 b) が計算される。そして、ステップ S 2 0 3 において、輝度が一定値以上、かつ色度が術具の色領域に含まれる画素が選択され、選択された画素にラベルが付けられる。このステップ S 2 0 2 とステップ S 2 0 3 の処理は、図 1 2 のステップ S 1 0 1 とステップ S 1 0 2 の処理と同様に行われる。

10

【 0 1 3 8 】

ステップ S 2 0 4 において、一定面積以上のラベルが術具 3 0 と判定される。一定面積以上とは、例えば、5 0 0 画素以上とされる。

【 0 1 3 9 】

ステップ S 2 0 5 において、術具が見つかったか否か、および発光マーカ 2 0 1 の光量が最大光量であるか否かが判定される。ステップ S 2 0 5 において、術具 3 0 は見つからない (検出されていない) と判定された場合、又は、発光マーカ 2 0 1 の光量が最大光量ではないと判定された場合、ステップ S 2 0 6 に処理が進められる。

20

【 0 1 4 0 】

ステップ S 2 0 6 において、発光マーカ 2 0 1 の光量が上げられる。発光マーカ 2 0 1 の光量が上げられた後、処理は、ステップ S 2 0 2 に戻され、それ以降の処理が繰り返される。

【 0 1 4 1 】

一方、ステップ S 2 0 5 において、術具 3 0 は見つかった (検出された) と判定された場合、又は、発光マーカ 2 0 1 の光量が最大光量であると判定された場合、ステップ S 2 0 7 に処理が進められる。

【 0 1 4 2 】

ステップ S 2 0 7 において、発光マーカ 2 0 1 の光量が標準状態に戻される。このようにして、術部 3 0 の先端部分の存在確認が行われる。

30

【 0 1 4 3 】

なおここでは、発光マーカ 2 0 1 の光量を徐々に上げ、術部 3 0 の先端部分を検出するようにしたが、発光マーカ 2 0 1 の光量を初めから最大光量として術部 3 0 の先端部分を検出するようにしても良い。このようにした場合、ステップ S 2 0 1 において最大光量で発光マーカ 2 0 1 が発光される。またステップ S 2 0 5 、ステップ S 2 0 6 の処理は省略された処理フローとされる。

【 0 1 4 4 】

なお、図 1 5 に示したフローチャートにおいては、ステップ S 2 0 4 において、一定面積以上のラベルを術具 3 0 と判定するという処理で術部 3 0 (の先端部分) を検出する場合を例に挙げて説明したが、図 1 2 に示したフローチャートにおけるステップ S 1 0 3 乃至 S 1 0 5 の処理が行われることで、術部 3 0 が検出されるようにしても良い。

40

【 0 1 4 5 】

< 汚れ度合いの推測処理 >

次に、図 1 6 のフローチャートを参照し、術具 3 0 の汚れを推測するときの処理について説明する。

【 0 1 4 6 】

ステップ S 3 0 1 乃至 S 3 0 4 の処理は、基本的に、図 1 5 に示したフローチャートのステップ S 2 0 1 乃至 S 2 0 4 と同様に行うことが可能なため、その説明は省略する。ステップ S 3 0 5 において、検出された面積が保持される。ステップ S 3 0 6 において、発

50

光マーカ 2 0 1 の光量は最大光量であるか否かが判定される。

【 0 1 4 7 】

ステップ S 3 0 6 において、発光マーカ 2 0 1 の光量は最大光量ではないと判定された場合、ステップ S 3 0 7 に処理は進められ、発光マーカ 2 0 1 の光量が上げられる。その後、ステップ S 3 0 2 に処理が戻され、それ以降の処理が繰り返される。

【 0 1 4 8 】

ステップ S 3 0 2 乃至 S 3 0 7 の処理が繰り返されることで、発光マーカ 2 0 1 の光量が徐々に上げられ、光量毎に、術具 3 0 として判定された領域（検出面積）が保持される。そして、ステップ S 3 0 6 において、発光マーカ 2 0 1 の光量は、最大光量であると判定された場合、ステップ S 3 0 8 に処理が進められ、発光マーカ 2 0 1 の光量が標準状態に返される。

10

【 0 1 4 9 】

ステップ S 3 0 9 において、汚れ度合いが算出される。ここで汚れ度合いの算出の仕方について一例を示す。図 1 7 は、発光マーカ 2 0 1 の光量と検出面積との関係を示す図である。図 1 7 において、横軸は、発光マーカ 2 0 1 の光量の制御値を表し、縦軸は、術具 3 0 の検出面積を表している。

【 0 1 5 0 】

術具 3 0 に汚れが少ない場合、図 1 7 に示したように、発光マーカ 2 0 1 の光量が多くなると、比例して術具 3 0 の検出面積が増える。しかしながら、その増加は急激ではない。換言すれば一次関数で近似したとき、その傾きは小さい値となる。

20

【 0 1 5 1 】

これに対して、術具 3 0 に汚れが多い場合、図 1 7 に示したように、発光マーカ 2 0 1 の光量がある程度増加したときに、急激に術具 3 0 の検出面積が増える。発光マーカ 2 0 1 の光量が小さいときには、汚れによる影響が大きく、術具 3 0 が検出されづらい状態であるが、所定の光量以上になると、汚れによる影響が除去され、術具 3 0 の検出面積が増加する。

【 0 1 5 2 】

図 1 6 に示したフローチャートの処理が実行されることで、発光マーカ 2 0 1 の光量毎の術具 3 0 の検出面積が取得することができる。その取得された発光マーカ 2 0 1 の光量毎の術具 3 0 の検出面積から、図 1 7 に示したようなグラフ（汚れ大のようなグラフ）が得られる。得られたグラフを一次関数に近似し、その傾きを求める。

30

【 0 1 5 3 】

例えば、図 1 7 に示したような汚れ大のときのグラフが得られた場合、点線に示すような一次関数の直線に近似される。点線で示した一次関数は、光量を x 、検出面積を y 、傾きを a 、定数を b とすると、 $y = ax + b$ で表される。この傾き a が汚れの度合い a として用いられる。

【 0 1 5 4 】

すなわち、図 1 7 に示したように、汚れが小さいときには、傾き a は小さくなり、汚れが大きいときには、傾き a は大きくなる。よって、傾き a を術具 3 0 の汚れの度合い a として用いることができる。

40

【 0 1 5 5 】

なお、ここでは、発光マーカ 2 0 1 の光量を徐々に大きくし、複数の光量を設定し、光量毎に、術具 3 0 の検出面積を取得し、それらのデータから近似した一次関数を生成し、傾き a を求めるとして説明した。このような方法に限らず、傾き a が求められるようにしても良い。

【 0 1 5 6 】

例えば、発光マーカ 2 0 1 の光量が小さいときの術具 3 0 の検出面積と、大きいときの術具 3 0 の検出面積の 2 点から、一次関数が生成され、傾き a が算出されるようにしても良い。

【 0 1 5 7 】

50

このような汚れ度合いを検出するようにした場合、「術具の色領域」を補正することができる。図 15 のフローチャートを参照したようにして、術具 30 の存在が確認され、図 16 に示したフローチャートを参照して説明したように汚れ度合いが算出され、その汚れ度合いが大きな値となるような場合、汚れの度合いが酷いか、ホワイトバランスが狂っている可能性がある。

【0158】

そのような状態で、例えば、図 16 のステップ S303 で画素を選択するときに参照される色領域である「術具の色領域」を参照して画素を選択した場合、誤った画素を選択してしまう可能性がある。そこで、図 18 に示すように、「術具の色領域」の赤の色度軸の境界を赤方向に変更することで、適切な状態に調整することができる。

10

【0159】

赤の色度軸の境界の変更量は、例えば、 $C \times a$ とすることができる。ここで、 C は定数であり、 a は、汚れの度合いを表す傾き a である。定数 C に傾き a (汚れの度合い) を乗算した値を赤の色度軸の境界の変更量とされ、その変更量分だけ、図 18 に示すように、赤方向に赤の色度軸の境界がずらされる。このように赤の色度軸の境界が変更されることで、「術具の色領域」を適切な領域に調整することができる。

【0160】

なお、赤の色度軸の境界の変更量は、上記したように定数と汚れ度合いを乗算した値としても良いが、これは一例であり、他の変更量が算出されるようにしても良い。

20

【0161】

< 術具の先端位置の推定 >

上述したような処理により、術具 30 の画像内での位置や形状を検出することができる。さらに、ステレオカメラを用いて、術具 30 の位置を立体的に計測できるようにすることも可能である。図 19 と図 20 を参照して、三角測量の原理を用いた、術具 30 の先端の位置の算出方法について説明する。

【0162】

いま、撮像部 27a と撮像部 27b が、図 19 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、撮像部 27a と撮像部 27b のそれぞれが、実世界の物体 P (例えば、術部 30) を撮像しているものとする。

30

【0163】

撮像部 27a と撮像部 27b 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、撮像部 27a と撮像部 27b 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。

【0164】

そこで、例えば、撮像部 27a により得られる R 画像では、 R 画像内に映る物体 P の x 座標が x^r であり、撮像部 27b 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。

【0165】

三角測量の原理を用いると、図 20 に示されるように、 R 画像中の物体 P の x 座標 $= x^r$ は、撮像部 27a 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、撮像部 27b 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。

40

【0166】

ここで、光学中心 O_r 又は O_l から、 R 画像又は 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。

【0167】

また、 T , Z , d , f には、

【0168】

【数 1】

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

の関係が成り立つ。

【0169】

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。

【0170】

【数 2】

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

10

【0171】

このような三角測量の原理が用いられて、例えば、術部画像の奥行き情報（術具 30 の奥行き情報）を用いて、術部画像内に映された術具 30 の位置、特に先端部分が検出されるようにしても良い。

【0172】

例えば、撮像部 27a で撮像された画像が、図 21A に示したような画像（R 画像）であるとき、上記した処理、例えば、図 12 に示したフローチャートの処理が実行されることで、図 21C に示したような認識結果が得られる。

20

【0173】

同様に、撮像部 27b で撮像された画像が、図 21B に示したような画像（L 画像）であるとき、上記した処理、例えば、図 12 に示したフローチャートの処理が実行されることで、図 21D に示したような認識結果が得られる。

【0174】

図 21C および図 21D に示した認識結果が得られると、例えば、術具 30 と術野との境界部分（エッジ）が検出される。術具 30 は、基本的に直線的な形状をしているため、直線的なエッジが検出される。検出されたエッジから、撮像画像内における 3 次元空間上の術具 30 の位置が推定される。

30

【0175】

具体的には、検出された直線的なエッジから、術具 30 に対応する線分（直線）401 が算出される。線分 401 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。図 21C に示した認識結果から線分 401c が算出され、図 21D に示した認識結果から線分 401d が算出される。

【0176】

そして、算出された線分 401 と、術具 30 として認識されている部分との交点が算出される。図 21C に示した認識結果から交点 402c が算出され、図 21D に示した認識結果から交点 402d が算出される。このようにして、術具 30 の先端が検出される。このようにして交点 402c、交点 d と、上記した三角測量の原理により、術具 30 の先端の奥行き情報を得ることができ、術具 30 の 3 次元的位置を検出することができる。

40

【0177】

このように、ステレオカメラの構成とし、ステレオカメラからの術具 30 の形状認識結果を用いて、術具 30 の先端位置が、3 次元的に検出されるようにすることも可能である。また、術具 30 の位置を検出するとき、本技術によれば、術具 30 が汚れていても精度良く検出することができる。

【0178】

本技術によれば、術具 30 の先端の位置を、精度良く検出することが可能となる。また、術具 30 の先端の位置が検出できることで、術具 30 の先端から患部までの距離を正確に把握したり、どの程度削ったか、切ったかなどを正確に把握したりすることが可能とな

50

る。このような把握は、専用のプローブに持ち替えることなく行うことが可能であるため、手術時間を短くすることが可能となり、患者の負担を減少させることが可能となる。

【0179】

また、術具30の位置を、術中常に計測することが可能であるため、過剰な切削や、切除を防ぐことが可能となる。

【0180】

<形状マッチングによる術具の先端位置推定処理>

次に形状マッチングによる術具の先端位置推定処理について、図22のフローチャートを参照して説明する。術具30は、同じ術具30、例えば、鉗子35であっても、モデルにより形状が異なるため、モデルが特定されれば、より詳細に術具30の位置を推定することができる。

10

【0181】

ステップS401において、位置推定の処理対象とされている術具30の3次元的な形状モデルが選択される。例えば、術具30の3次元的な形状モデルに関するデータベースが予め用意されており、そのデータベースが参照されることで選択される。

【0182】

ステップS402において、形状モデルの位置、方向、操作状態を変更し、術具領域認識結果と比較する。上記、例えば、図12を参照して説明した処理が実行されることで、術具30の形状が認識されている。その認識されている形状（術具領域認識結果）と、形状モデルの位置、方向、操作状態を変更し、比較し、比較する毎にマッチング度を算出する処理がステップS402において実行される。

20

【0183】

ステップS403において、最も一致する位置、方向、操作状況が選ばれる。例えば、マッチング度が最も高い形状モデルの位置、方向、操作状態が選択される。ここでは、マッチング度を算出し、そのマッチング度が高いものが選択されるとして説明したが、マッチング度を算出する以外の方法で、術具領域認識結果に合う形状モデルの位置、方向、操作状態が選択されるようにしても良い。

【0184】

術具領域認識結果に合う形状モデルの位置、方向、操作状態が選択されることで、例えば、術具30が上を向いているのか、下を向いているのか、先端部分は開いているのか、閉じているのかといったようなことまで、精度良く検出することが可能となる。すなわち、術具30の位置、方向、操作状態を、精度良く検出することが可能となる。

30

【0185】

本技術によれば、上記したように、術具領域認識結果を、術具30が汚れているような場合であっても、精度良く検出することができるため、そのような術具領域認識結果を用いて検出される術具30の位置、方向、操作状態も、精度良く検出することが可能となる。

本技術によれば、術具30の先端の位置を、精度良く検出することが可能となる。また、術具30の先端の位置が検出できることで、術具30の先端から患部までの距離を正確に把握したり、どの程度削ったか、切ったかなどを正確に把握したりすることが可能となる。このような把握は、専用のプローブに持ち替えることなく行うことが可能であるため、手術時間を短くすることが可能となり、患者の負担を減少させることが可能となる。

40

【0186】

また、術具30の位置を、術中常に計測することが可能であるため、過剰な切削や、切除を防ぐことが可能となる。

【0187】

<術中の処理>

上述した処理は、必要に応じて実行されたり、組み合わせたりして行われようとすることも可能である。ここで、上記した処理を組み合わせる場合の一例の流れを、図23のフローチャートを参照して説明する。

50

【0188】

ステップS501において、発光マーカ201の発光強度の制御と術具30の先端が画像内に存在するか否かの存在確認が開始される。この処理は、図15に示したフローチャートの処理を実行することで行われる。

【0189】

ステップS502において、術具30は、画像内に存在しているか否かが判定される。ステップS502において、術具30が、画像内に存在していると判定されるまで、ステップS501とステップS502の処理が繰り返され、術具30が、画像内に存在していると判定されると、ステップS503に処理は進められる。

【0190】

ステップS503において、発光マーカ201の発光強度の制御と、血による汚れ度合いの推測が行われる。この処理は、図16に示したフローチャートの処理を実行することで行われる。この処理が実行されることで、汚れの度合いa（傾きa）が算出される。

【0191】

ステップS504において、汚れ度合いaに応じて「術具の色領域」が変更される。この処理は図18を参照して説明したように、汚れの度合いが酷い場合やホワイトバランスが狂っている可能性がある場合に、術部30を検出するために参照される色分布の「術具の色領域」を調整するための処理である。

【0192】

ステップS505において、術具30の先端の形状が認識される。この処理は、図12に示したフローチャートの処理を実行することで行われる。この処理が実行されることで、画像内で、術具30が存在する領域（術具30の形状、特に先端部分の形状）が確定される。

【0193】

ステップS506において、術具30の先端の位置が推定される。この処理は、図21を参照して説明したように、ステレオカメラで撮像された画像を用いて3次元的に位置が推定されるようにしても良い。また、図22を参照して説明したように、データベースが参照され、マッチング度が算出されることで、術具30の位置、方向、操作状況までも含めた推定が行われるようにしても良い。また、ステレオカメラで撮像された画像を用いて3次元的な推定と、データベースを用いた推定の両方が組み合わせられて行われるようにしても良い。

【0194】

このような処理が術中、繰り返し行われることで、精度良く、術具30、特に術具30の先端の部分の検出（位置、方向、操作状況などの検出）が行われる。

【0195】

本技術によれば、術具30の先端の位置を、精度良く検出することが可能となる。また、術具30の先端の位置が検出できることで、術具30の先端から患部までの距離を正確に把握したり、どの程度削ったか、切ったかなどを正確に把握したりすることが可能となる。このような把握は、専用のプローブに持ち替えることなく行うことが可能であるため、手術時間を短くすることが可能となり、患者の負担を減少させることが可能となる。

【0196】

また、術具30の位置を、術中常に計測することが可能であるため、過剰な切削や、切除を防ぐことが可能となる。

【0197】

< 3次元計測用のアンテナを追加した実施の形態 >

上述した実施の形態においては、発光マーカ201を術具30に配置し、術具30の位置測定を行う場合を例に挙げて説明したが、さらに、術具30に発光マーカ201とは異なるマーカを付け、そのマーカを用いて3次元計測が行われ、その計測結果も用いられて、術具30の位置測定が行われるようにしても良い。

【0198】

10

20

30

40

50

図 2 4 に、発光マーカ 2 0 1 と他のマーカを付けた術具 3 0 の構成を示す。術具 3 0 は、先端、又は先端に近い部分に発光マーカ 2 0 1 が配置され、その発光マーカ 2 0 1 が配置されている逆側（端部）に、マーカ 5 0 1 が配置されている。マーカ 5 0 1 は、発光マーカ 2 0 1 と異なり、術部 3 0 の先端とは遠い側に配置される。

【 0 1 9 9 】

内視鏡手術システム 1 0（図 1）には、マーカ 5 0 1 の位置を検出する位置検出センサ 5 0 2 も含まれる構成とされる。マーカ 5 0 1 は、赤外線などの所定の光や電波を発するタイプであっても良いし、突起などの所定の形状で構成された部分であっても良い。

【 0 2 0 0 】

マーカ 5 0 1 が光や電波など発するタイプで構成されている場合、位置検出センサ 5 0 2 は、その光や電波を受信することで、マーカ 5 0 1 が存在する位置を推定する。またマーカ 5 0 1 が突起や所定の形状で構成されている場合、位置検出センサ 5 0 2 は、その形状を撮像することで、マーカ 5 0 1 が存在する位置を推定する。この推定には、例えば、上記したような三角測量の原理を用いることができる。

【 0 2 0 1 】

マーカ 5 0 1 の位置が推定されることで、術具 3 0 の先端部分の位置を推定することができる。例えば、マーカ 5 0 1 が取り付けられている位置から、術具 3 0 の先端までの距離は、事前に、術具 3 0 の種類などにより取得しておくことができる。よって、マーカ 5 0 1 の位置から、事前に取得されている距離を加算することで、術具 3 0 の先端の位置を推定することができる。

【 0 2 0 2 】

さらに本技術によれば、発光マーカ 2 0 1 が、術具 3 0 の先端部分（先端付近）に配置され、術具 3 0 が汚れているような場合であっても、術具 3 0 の形状を検出し、その先端を検出することができる。この発光マーカ 2 0 1 を用いた位置推定と、マーカ 5 0 1 を用いた位置推定を合わせて行うことで、より精度良く推定を行うことが可能となる。

【 0 2 0 3 】

例えば、マーカ 5 0 1 を用いた位置推定で推定された位置を、発光マーカ 2 0 1 を用いた位置推定で推定された位置を用いて補正することで、精度を高めた推定が行えるようにしても良い。

【 0 2 0 4 】

上記した実施の形態においては、内視鏡手術システムを例に挙げて説明したが、本技術は、外科手術システム、顕微鏡下手術システムなどにも適用できる。

【 0 2 0 5 】

また本技術は、手術システムに適用範囲が限定されるわけではなく、他のシステムに対しても適用できる。例えば、所定の色で発光するマーカを撮像し、色分布で画像解析することで、所定の物体の形状や位置を計測するシステムに適用できる。

【 0 2 0 6 】

発光マーカ 2 0 1 が発光する所定の色としては、上記したように、手術システムに適用する場合には、生体細胞が存在しない色領域に存在する色とすることができる。また、他のシステムに適用する場合、位置を推定したい物体（物体 A とする）を、その物体 A の周りに位置する物体 B から抽出する必要があるため、物体 B が存在しない色領域に存在する色が、発光マーカ 2 0 1 が発光する色とされる。

【 0 2 0 7 】

< 記録媒体について >

上述した一連の処理は、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。

10

20

30

40

50

【 0 2 0 8 】

図 2 5 は、上述した一連の処理をプログラムにより実行するコンピュータのハードウェアの構成例を示すブロック図である。コンピュータにおいて、CPU (Central Processing Unit) 1 0 0 1、ROM (Read Only Memory) 1 0 0 2、RAM (Random Access Memory) 1 0 0 3 は、バス 1 0 0 4 により相互に接続されている。バス 1 0 0 4 には、さらに、入出力インタフェース 1 0 0 5 が接続されている。入出力インタフェース 1 0 0 5 には、入力部 1 0 0 6、出力部 1 0 0 7、記憶部 1 0 0 8、通信部 1 0 0 9、及びドライブ 1 0 1 0 が接続されている。

【 0 2 0 9 】

入力部 1 0 0 6 は、キーボード、マウス、マイクロフォンなどよりなる。出力部 1 0 0 7 は、ディスプレイ、スピーカなどよりなる。記憶部 1 0 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 1 0 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 1 0 1 0 は、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、又は半導体メモリなどのリムーバブルメディア 1 0 1 1 を駆動する。

【 0 2 1 0 】

以上のように構成されるコンピュータでは、CPU 1 0 0 1 が、例えば、記憶部 1 0 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 1 0 0 5 及びバス 1 0 0 4 を介して、RAM 1 0 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 2 1 1 】

コンピュータ (CPU 1 0 0 1) が実行するプログラムは、例えば、パッケージメディア等としてのリムーバブルメディア 1 0 1 1 に記録して提供することができる。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、有線又は無線の伝送媒体を介して提供することができる。

【 0 2 1 2 】

コンピュータでは、プログラムは、リムーバブルメディア 1 0 1 1 をドライブ 1 0 1 0 に装着することにより、入出力インタフェース 1 0 0 5 を介して、記憶部 1 0 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、有線又は無線の伝送媒体を介して、通信部 1 0 0 9 で受信し、記憶部 1 0 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 1 0 0 2 や記憶部 1 0 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 2 1 3 】

なお、コンピュータが実行するプログラムは、本明細書で説明する順序に沿って時系列に処理が行われるプログラムであっても良いし、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処理が行われるプログラムであっても良い。

【 0 2 1 4 】

また、本明細書において、システムとは、複数の装置により構成される装置全体を表すものである。

【 0 2 1 5 】

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、また他の効果があってもよい。

【 0 2 1 6 】

なお、本技術の実施の形態は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本技術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 2 1 7 】

なお、本技術は以下のような構成も取ることができる。

(1)

発光マーカが配置されている物体を撮像する撮像部と、
前記撮像部で撮像された画像を処理する処理部と
を備え、

10

20

30

40

50

前記処理部は、
前記画像から、前記発光マーカが発光した色を抽出し、
前記抽出された色が分布する前記画像内の領域を、前記物体が位置する領域として検出する
医療用画像処理装置。

(2)

前記処理部は、
前記画像内の画素毎に色度を算出し、
前記発光マーカの発光色に該当する色度を有している画素を抽出し、
抽出された前記画素を、前記物体が存在する領域として検出する
前記 (1) に記載の医療用画像処理装置。

10

(3)

処理対象とされた第 1 の画素と、前記第 1 の画素の近傍に位置する複数の第 2 の画素のそれぞれの色度のうち、前記発光マーカの発光色に該当する色度が最も高い色度を、前記第 1 の画素の色度に設定し、
設定後の色度を参照して、前記発光マーカの発光色に該当する色度を有している画素を抽出し、
抽出された前記画素を、前記物体が存在する領域として検出する
前記 (2) に記載の医療用画像処理装置。

20

(4)

処理対象とされた第 1 の画素と、前記第 1 の画素の近傍に位置する複数の第 2 の画素のそれぞれの色度のうち、前記物体を表す色の色度が最も高い色度を、前記第 1 の画素の色度に設定し、
設定後の色度を参照して、前記物体の色度を有している画素を抽出し、
抽出された前記画素を、前記物体が存在する領域として検出する
前記 (2) に記載の医療用画像処理装置。

(5)

前記発光マーカの発光強度と前記物体として検出された面積とから、前記物体の汚れ度合いを算出する
前記 (1) 乃至 (4) のいずれかに記載の医療用画像処理装置。

30

(6)

前記汚れ度合いにより、前記物体を検出する色領域の調整を行う
前記 (5) に記載の医療用画像処理装置。

(7)

所定の間隔を有して配置されている 2 個の前記撮像部からそれぞれ前記画像を取得し、
取得された 2 つの画像から、それぞれ前記物体を検出し、
前記検出された物体の先端部分の位置を推定する
前記 (1) 乃至 (6) のいずれかに記載の医療用画像処理装置。

(8)

前記物体の形状に関するデータベースを参照し、検出された前記物体とのマッチングを行うことで、前記物体の位置、方向、または操作状況のいずれかを推定する
前記 (1) 乃至 (7) に記載の医療用画像処理装置。

40

(9)

前記物体は、術具であり、
前記発光マーカは、生体が色分布として存在しない色分布の領域内の色で発光する
前記 (1) 乃至 (8) のいずれかに記載の医療用画像処理装置。

(10)

前記物体は、術具であり、
前記発光マーカは、生体が付着していないときに前記術具の色として分布する色分布の領域内の色で発光する

50

前記（１）乃至（９）のいずれかに記載の医療用画像処理装置。

（１１）

前記発光マーカは、青または緑で発光する

前記（１）乃至（１０）のいずれかに記載の医療用画像処理装置。

（１２）

前記物体は、術具であり、

前記発光マーカは、前記術具の先端または先端近傍に配置され、点発光する

前記（１）乃至（１２）のいずれかに記載の医療用画像処理装置。

（１３）

前記物体は、術具であり、

前記発光マーカは、前記術具の先端または先端近傍に配置され、面発光する

前記（１）乃至（１２）のいずれかに記載の医療用画像処理装置。

（１４）

前記物体は、術具であり、

前記発光マーカは、スポットライト状に発光し、その発光が前記術具の先端部分に対して照射される位置に配置されている

前記（１）乃至（１２）のいずれかに記載の医療用画像処理装置。

（１５）

発光マーカが配置されている物体を撮像する撮像部と、

前記撮像部で撮像された前記画像を処理する処理部と

を備える医療用画像処理装置の画像処理方法において、

前記処理は、

前記画像から、前記発光マーカが発光した色を抽出し、

前記抽出された色が分布する前記画像内の領域を、前記物体が位置する領域として検出する

ステップを含む医療用画像処理方法。

（１６）

発光マーカが配置されている物体を撮像する撮像部と、

前記撮像部で撮像された前記画像を処理する処理部と

を備える医療用画像処理装置を制御するコンピュータに、

前記画像から、前記発光マーカが発光した色を抽出し、

前記抽出された色が分布する前記画像内の領域を、前記物体が位置する領域として検出する

ステップを含む処理を実行させるためのプログラム。

【符号の説明】

【０２１８】

１０ 内視鏡手術システム， ２７ 撮像部， ３０ 術部， ８３ 画像処理部，
８５ 制御部， ２０１ 発光マーカ

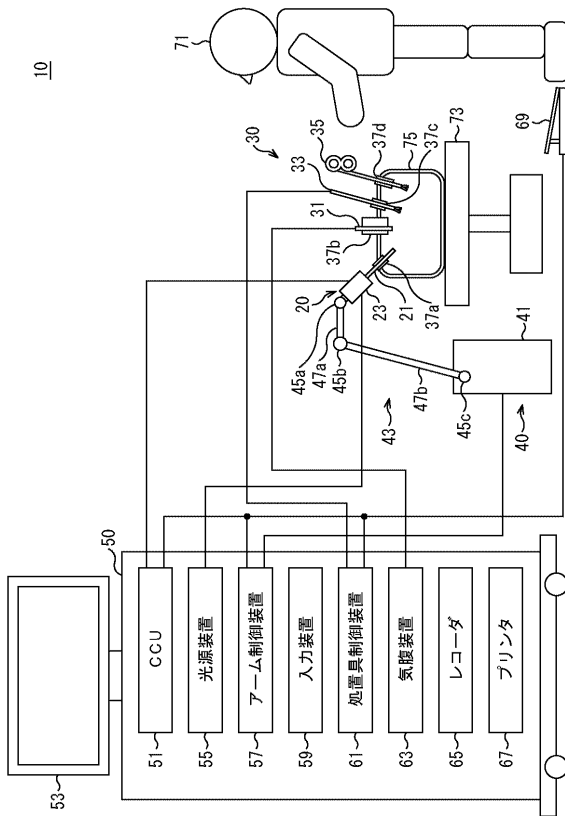
10

20

30

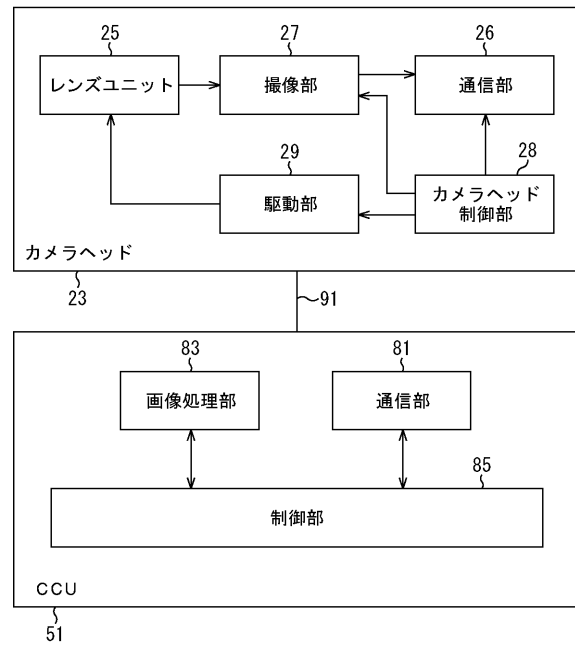
【図 1】

FIG. 1



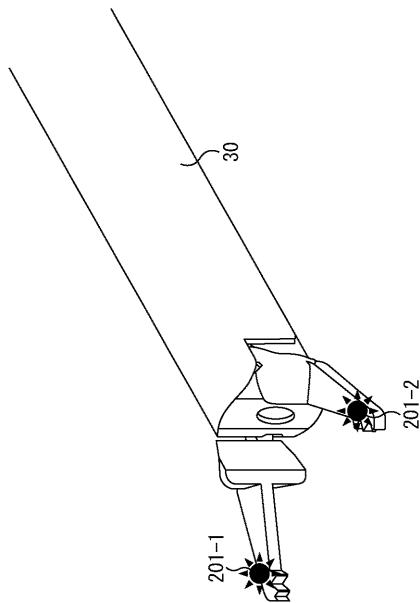
【図 2】

FIG. 2



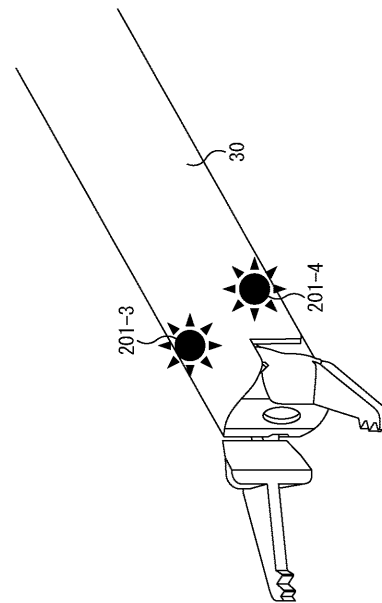
【図 3】

FIG. 3

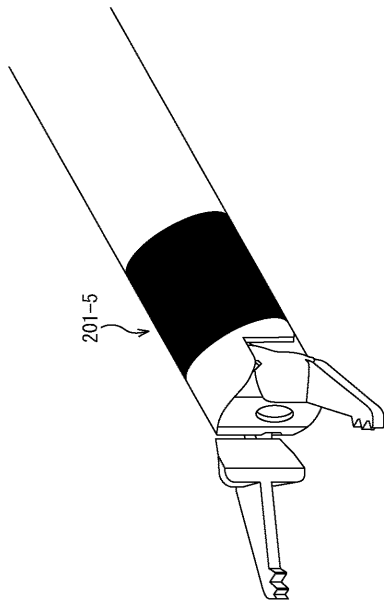


【図 4】

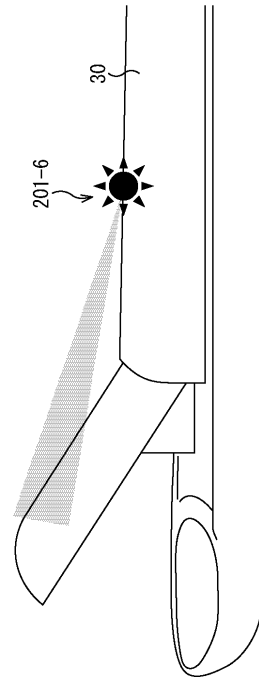
FIG. 4



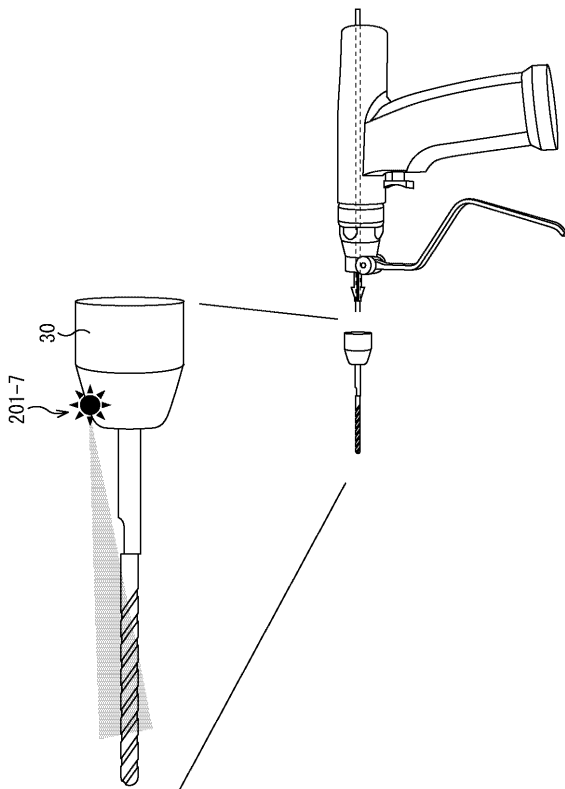
【図 5】
FIG. 5



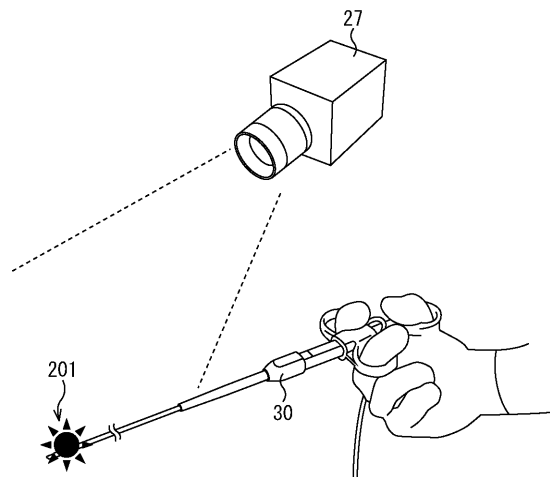
【図 6】
FIG. 6



【図 7】
FIG. 7

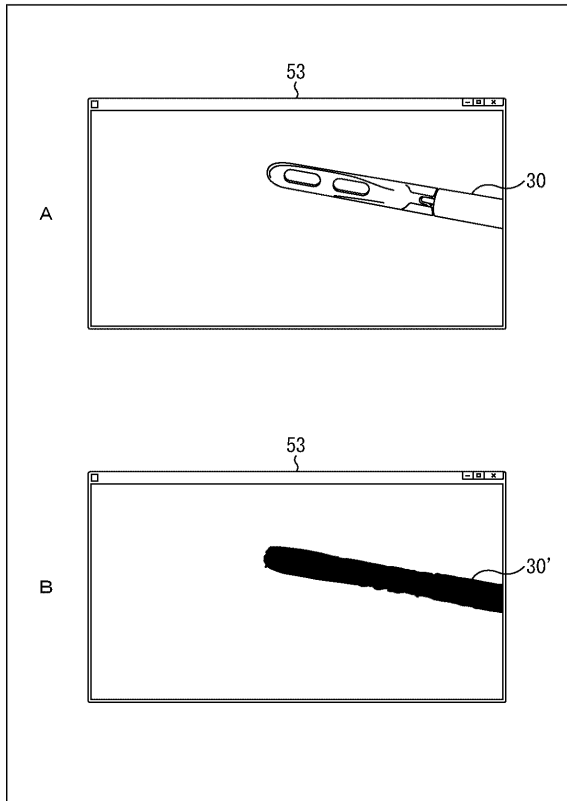


【図 8】
FIG. 8



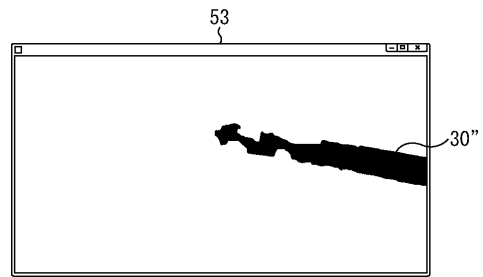
【図 9】

FIG. 9



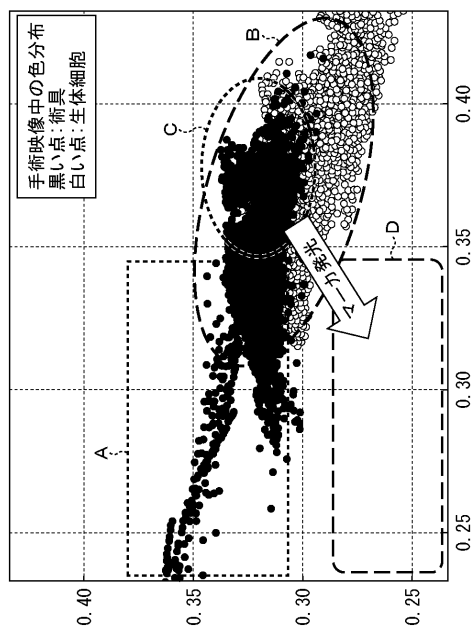
【図 10】

FIG. 10



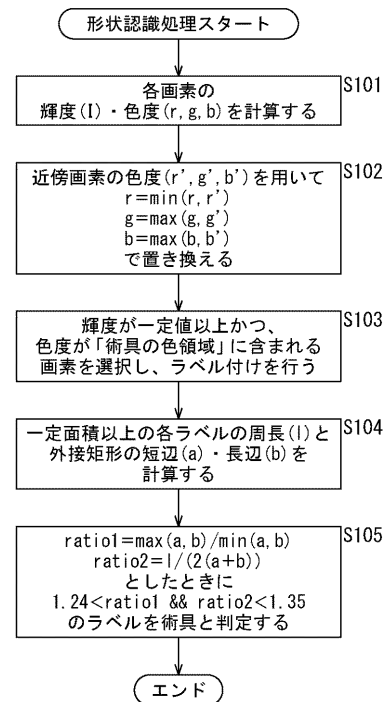
【図 11】

FIG. 11



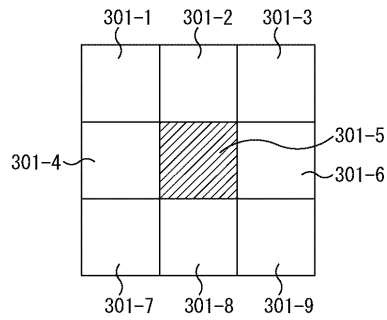
【図 12】

FIG. 12



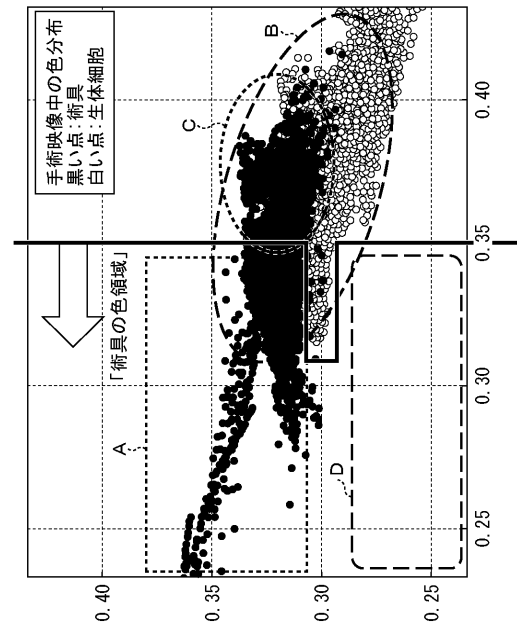
【図 13】

FIG. 13



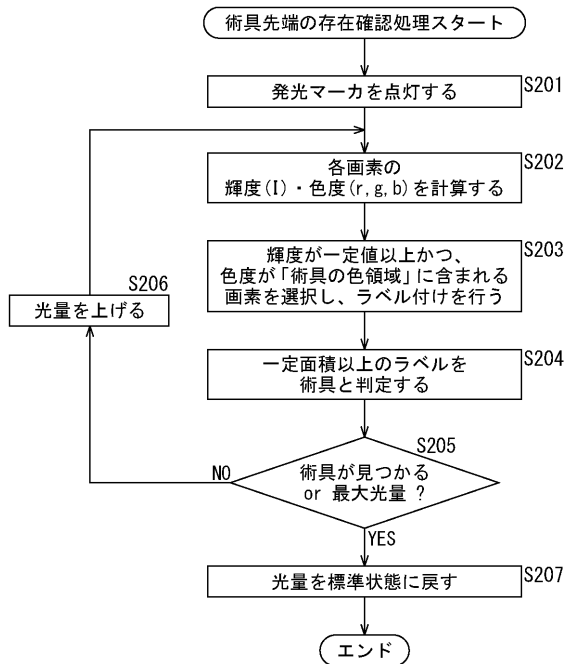
【図 14】

FIG. 14



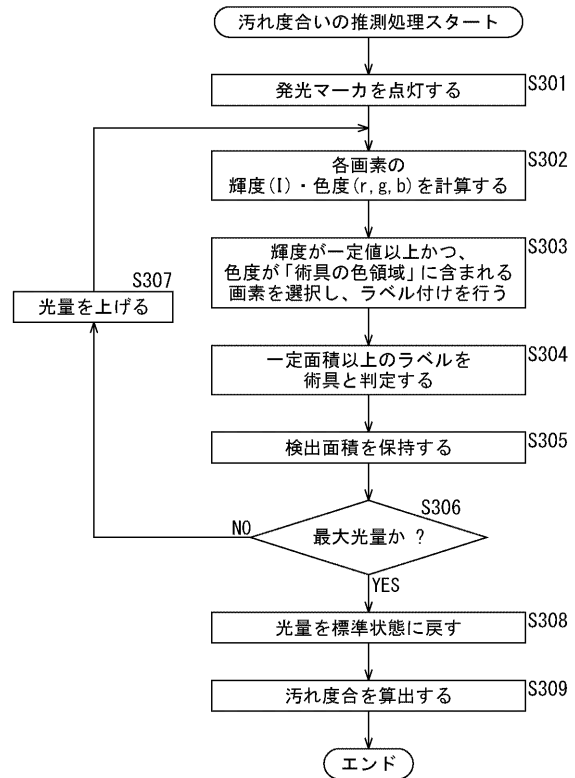
【図 15】

FIG. 15



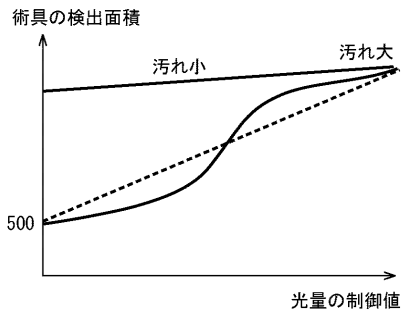
【図 16】

FIG. 16



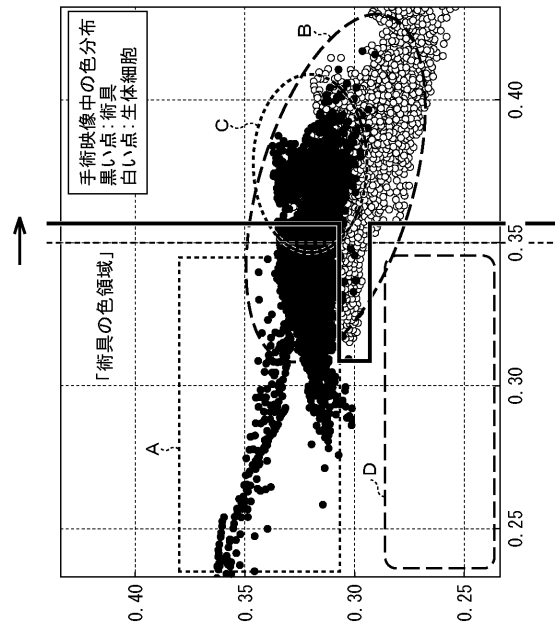
【図 17】

FIG. 17



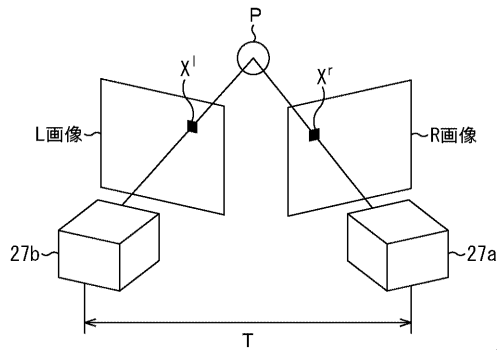
【図 18】

FIG. 18



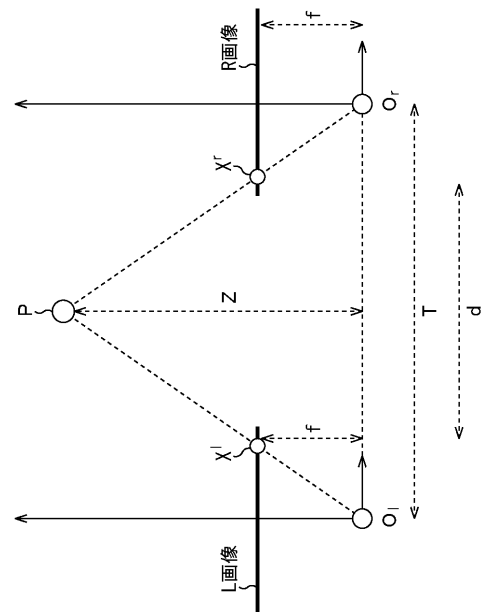
【図 19】

FIG. 19



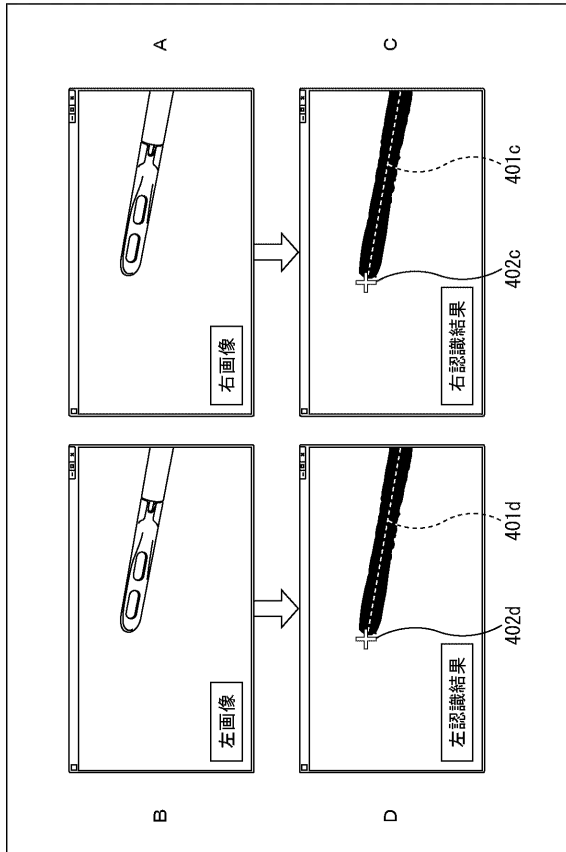
【図 20】

FIG. 20



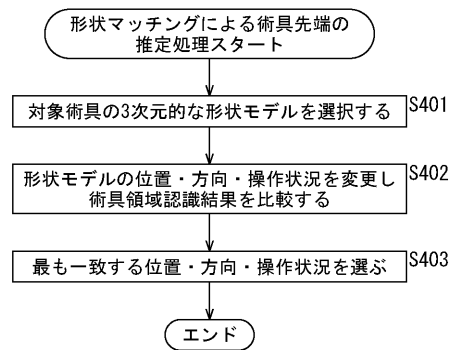
【図 2 1】

FIG. 21



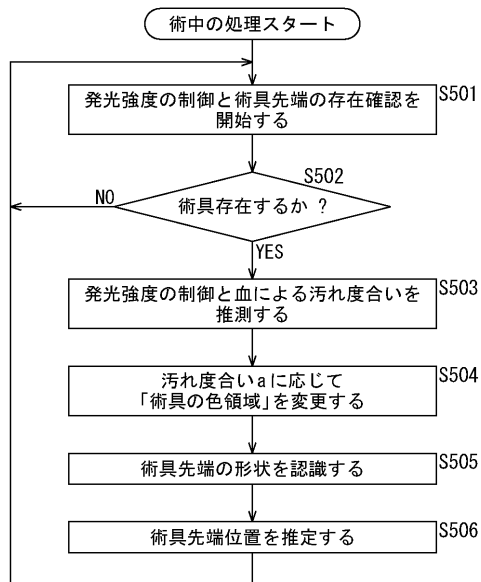
【図 2 2】

FIG. 22



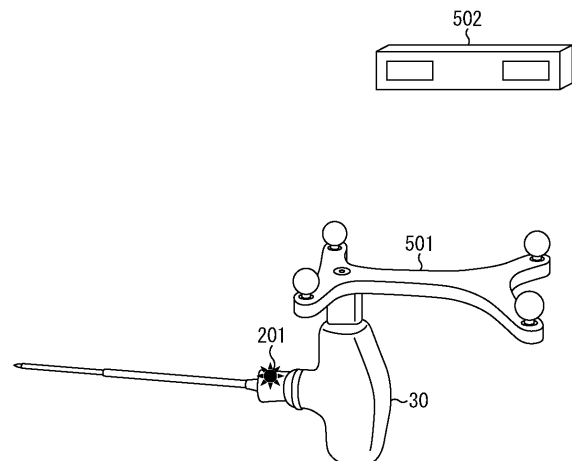
【図 2 3】

FIG. 23



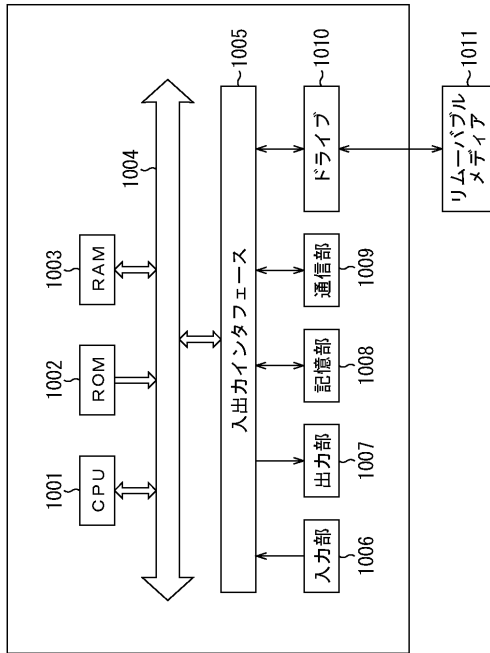
【図 2 4】

FIG. 24



【図 25】

FIG. 25



フロントページの続き

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

G 0 2 B 23/24

B

专利名称(译)	医学图像处理设备，医学图像处理方法，程序		
公开(公告)号	JP2017164007A	公开(公告)日	2017-09-21
申请号	JP2016049232	申请日	2016-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	一木洋		
发明人	一木 洋		
IPC分类号	A61B34/20 A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B34/20 A61B90/39 A61B2034/2057 A61B2034/2065 A61B2090/3941 A61B2090/3945 G02B23/2461 G06K9/4604 G06K9/4652 G06K9/6202 G06K2209/057 G06T7/73 G06T2207/10024 G06T2207/30021 G06T2207/30204 A61B2034/2072 A61B2090/371 A61B2090/3983 G06T7/0012 G06T7/70 G06T7/90 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B34/20 A61B1/00.300.B A61B1/00.A A61B1/00.300.G A61B1/04.370 G02B23/24.B A61B1/00.R A61B1/00.522 A61B1/00.620 A61B1/00.650 A61B1/04 A61B1/045.616 A61B1/045.618		
F-TERM分类号	2H040/DA51 2H040/GA05 4C161/AA24 4C161/DD01 4C161/GG15 4C161/GG27 4C161/HH51 4C161/HH56 4C161/NN05 4C161/WW13		
代理人(译)	西川 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：准确检测手术器械。用于捕获其上设置有发光标记的对象的图像捕获部分，以及用于处理由图像捕获部分捕获的图像的处理部分，其中处理部分从图像中提取由发光标记发出的颜色，并且检测图像中提取的颜色被分布的区域作为对象所在的区域。此外，处理单元计算图像中的每个像素的色度，提取具有与发光标记的发光颜色对应的色度的像素，并且将提取的像素检测为对象存在的区域到。本技术可以应用于例如内窥镜系统，外科手术系统，外科手术系统，微观操作系统等。

点域

FIG. 3

