

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2019年5月9日(09.05.2019)

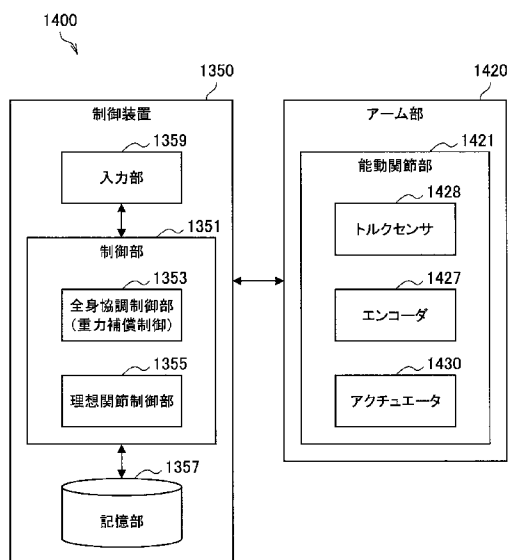


(10) 国際公開番号
WO 2019/087904 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) *G02B 21/36* (2006.01)
A61B 34/30 (2016.01) *G02B 23/24* (2006.01)
G02B 21/24 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/039539
- (22) 国際出願日: 2018年10月24日(24.10.2018)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
 特願 2017-211783 2017年11月1日(01.11.2017) JP
- (71) 出願人: ソニー株式会社 (SONY CORPORATION) [JP/JP]; 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 黒田 容平(KURODA, Yohei); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニーイメージングプロダクツ&ソリューションズ株式会社内 Tokyo (JP). 新井 淳(ARAI, Jun); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニーイメージングプロダクツ&ソリューションズ株式会社内 Tokyo (JP). 薄井 優(USUI, Masaru); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニーイメージングプロダクツ&ソリューションズ株式会社内 Tokyo (JP). 前田 毅(MAEDA, Takeshi); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニーイメージングプロダクツ&ソリューションズ株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 亀谷 美明 (KAMEYA, Yoshiaki); 〒1600004 東京都新宿区四谷3-1-3

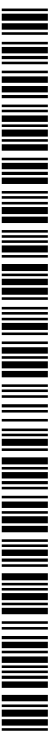
(54) Title: SURGICAL ARM SYSTEM AND SURGICAL ARM CONTROL SYSTEM

(54) 発明の名称: 手術アームシステム及び手術アーム制御システム



- 1350 Control device
- 1351 Control unit
- 1353 Whole body cooperation control unit (gravity compensation control)
- 1355 Ideal joint control unit
- 1357 Storage unit
- 1359 Input unit
- 1420 Arm part
- 1421 Active joint part
- 1427 Encoder
- 1428 Torque sensor
- 1430 Actuator

(57) Abstract: [Problem] To ensure sight of an object under observation is not lost from the field of view of a monitor. [Solution] Provided is a surgical arm system which is provided with: a polyarticular arm in which a plurality of joint parts are connected by a plurality of links in a rotatable manner, and which is capable of supporting an oblique-viewing endoscope at the tip end; and a control system for controlling the polyarticular arm such that the position and orientation of the oblique-viewing endoscope are changed. The control system controls the rotational speed and/or the movement speed of the oblique-viewing endoscope on the basis of the position of the object under observation within the field of



WO 2019/087904 A1

第一富澤ビル はづき国際特許事務所
四谷オフィス Tokyo (JP).

- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類：

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

view in which imaging is performed via the oblique-viewing endoscope.

(57) 要約：【課題】観察対象物をモニタの視野から見失わないようにする。【解決手段】複数の関節部が複数のリンクにより回動可能に連結され、先端に斜視鏡を支持可能な多関節アームと、前記斜視鏡の位置及び姿勢を変更するように前記多関節アームを制御する制御システムと、を備え、前記制御システムは、前記斜視鏡を通して撮像される視野内で、前記視野内の前記観察対象物の位置に基づいて、前記斜視鏡の回転速度または移動速度の少なくとも一方を制御する、手術アームシステムが提供される。

明 細 書

発明の名称：手術アームシステム及び手術アーム制御システム

技術分野

[0001] 本開示は、斜視鏡の制御装置及び医療用システムに関する。

背景技術

[0002] 従来、例えば下記の特許文献1には、作業時に違和感のないように、内視鏡画像の上下左右方向と作業者の上下左右操作方向とが一致する内視鏡画像をモニタに表示可能とすることを想定した技術が記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2006-218027号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 近時においては、人体内部に挿入される硬性鏡として、斜視鏡が用いられるようになってきている。しかし、斜視鏡による斜視回転はスコープ軸に対して回るため、単純な水平方向または上下方向の移動に比べて回転後の視野が直感的にわかりにくいという問題がある。そのため、斜視回転によって観察対象物が画面の視野外に出てしまったり、視野に映っていた器具を見失うなどの問題が発生していた。

[0005] そこで、観察対象物をモニタ画像の視野から見失わないようにすることが求められていた。

課題を解決するための手段

[0006] 本開示によれば、複数の関節部が複数のリンクにより回動可能に連結され、先端に斜視鏡を支持可能な多関節アームと、前記斜視鏡の位置及び姿勢を変更するように前記多関節アームを制御する制御システムと、を備え、前記制御システムは、前記斜視鏡を通して撮像される視野内で、前記視野内の前記観察対象物の位置に基づいて、前記斜視鏡の回転速度または移動速度の少

なくとも一方を制御する、手術アームシステムが提供される。

[0007] また、本開示によれば、複数の関節部が複数のリンクにより回動可能に連結され、先端に斜視鏡を支持可能な多関節アームを制御し、前記斜視鏡の位置及び姿勢を変更するように前記多関節アームを制御する手術アーム制御システムであって、前記斜視鏡を通して撮像される視野内で、前記視野内の前記観察対象物の位置に基づいて、前記斜視鏡の回転速度または移動速度の少なくとも一方を制御する、手術アーム制御システムが提供される。

発明の効果

[0008] 本開示によれば、観察対象物をモニタ画像の視野から見失わないようにすることが可能となる。

なお、上記の効果は必ずしも限定的なものではなく、上記の効果とともに、または上記の効果に代えて、本明細書に示されたいずれかの効果、または本明細書から把握され得る他の効果が奏されてもよい。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]本開示に係る医療用支持アーム装置を適用可能な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]図1に示すカメラヘッド及びCCUの機能構成の一例を示すブロック図である。

[図3]本開示の実施の形態に係る医療用支持アーム装置の構成例を示す斜視図である。

[図4]医療支持アーム装置の構成例を示すブロック図である。

[図5]斜視鏡100の外観を示す模式図である。

[図6]斜視回転によって視野200が変わる様子を示す模式図である。

[図7]斜視回転によってモニタに映し出される視野が変化する様子を示す模式図である。

[図8]視野200の中心から観察対象物210までの距離を算出する手法を示す模式図である。

[図9]画面内の被写体位置に応じて斜視回転の速度を規定するマップの例を示す

す模式図である。

[図10]画面中央Oから観察対象物210までの距離（横軸）と、斜視回転速度（縦軸）との関係を示す特性図である。

[図11]斜視鏡100の斜視回転により対物光学系の光軸の向きが変化する様子を示す模式図である。

[図12]トロッカ点中心の光学軸の回転やそれに近い動きを与えることで、X Y方向の移動を行った場合を示す模式図である。

[図13]Y方向の移動の例を示しており、Y方向の動きとともに、斜視回転を行う場合を示す模式図である。

[図14]拘束点300を中心とした回転の例を示す模式図である。

[図15]観察対象物を画面中央に移動させるアームの制御を説明するための図である。

[図16]観察対象物を画面中央に移動させるアームの制御を説明するための図である。

[図17]観察対象物を画面中央に移動させる制御処理の概要を説明するための図である。

[図18]目標計算処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[図19]目標位置計算を説明するための図である。

[図20A]本実施形態による斜視鏡の制御により、斜視を左に向けた場合の具体例を説明するための模式図である。

[図20B]本実施形態による斜視鏡の制御により、斜視を左に向けた場合の具体例を説明するための模式図である。

[図20C]本実施形態による斜視鏡の制御により、斜視を左に向けた場合の具体例を説明するための模式図である。

[図20D]本実施形態による斜視鏡の制御により、斜視を左に向けた場合の具体例を説明するための模式図である。

[図21]斜視回転動作と追従動作を行うための支持アーム装置の制御部の構成を示す模式図である。

[図22]図3に示した構成例において、アーム部の先端に斜視鏡の回転とカメラヘッドの回転を独立して制御する保持ユニットが設けられた構成を示す模式図である。

[図23]図22に示す構成例における、アーム部及び制御装置を含む支持アーム装置と、内視鏡ユニット、CCUの構成を示す模式図である。

[図24]図22及び図23に示す構成において、処理の流れを示すシーケンス図である。

発明を実施するための形態

[0010] 以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

[0011] なお、説明は以下の順序で行うものとする。

1. 基本構成

1. 1. 内視鏡システムの構成例

1. 2. 医療用支持アーム装置の具体的構成例

1. 3. 制御装置の構成例

2. 斜視鏡による斜視回転動作と観察対象物への追従動作

2. 1. 斜視鏡の回転動作

2. 2. 視野の中心からの距離に応じた斜視回転速度の変更

2. 3. 観察対象物への追従動作

2. 4. 斜視回転動作と追従動作のための制御部の構成例

2. 5. 追従動作の詳細

2. 6. 追従動作の具体例

3. 斜視鏡の回転を独立して制御する保持ユニットを設けた例

4. まとめ

[0012] <<1. 基本構成>>

まず、図1～図4を参照して、本開示の一実施形態に係る内視鏡システム

の基本構成を説明する。

[0013] < 1. 1. 内視鏡システムの構成例 >

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）5067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。図示するように、内視鏡手術システム5000は、内視鏡5001と、その他の術具5017と、内視鏡5001を支持する支持アーム装置5027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5037と、から構成される。

[0014] 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刺される。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。図示する例では、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。また、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。ただし、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。

[0015] 内視鏡5001によって撮影された患者5071の体腔内の術部の画像が、表示装置5041に表示される。術者5067は、表示装置5041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。なお、図示は省略しているが、気腹チューブ5019、エネルギー処置具5021及び鉗子5023は、手術中に、術者5067又は助手等によって支持される。

[0016] （支持アーム装置）

支持アーム装置5027は、ベース部5029から延伸するアーム部5031を備える。図示する例では、アーム部5031は、関節部5033a、5033b、5033c、及びリンク5035a、5035bから構成されており、アーム制御装置5045からの制御により駆動される。アーム部5031によって内視鏡5001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5001の安定的な位置の固定が実現され得る。

[0017] (内視鏡)

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。図示する例では、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。

[0018] 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には光源装置5043が接続されており、当該光源装置5043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、斜視鏡であるものとする。

[0019] 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）5039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、倍率及び焦点距離を調整する機能が搭載される。

[0020] 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50

05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。

[0021] (カートに搭載される各種の装置)

CCU5039は、CPU (Central Processing Unit) やGPU (Graphics Processing Unit) 等によって構成され、内視鏡5001及び表示装置5041の動作を統括的に制御する。具体的には、CCU5039は、カメラヘッド5005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。CCU5039は、当該画像処理を施した画像信号を表示装置5041に提供する。また、CCU5039は、カメラヘッド5005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。

[0022] 表示装置5041は、CCU5039からの制御により、当該CCU5039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5001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5041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5041として55インチ以上のサイズのものを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5041が設けられてもよい。

[0023] 光源装置5043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5001に供給する。

[0024] アーム制御装置5045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5027のアーム部5031の駆動を制御する。

- [0025] 入力装置5047は、内視鏡手術システム5000に対する入力インタフェースである。ユーザは、入力装置5047を介して、内視鏡手術システム5000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5047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5047を介して、アーム部5031を駆動させる旨の指示や、内視鏡5001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5021を駆動させる旨の指示等を入力する。
- [0026] 入力装置5047の種類は限定されず、入力装置5047は各種の公知の入力装置であってよい。入力装置5047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5057及び／又はレバー等が適用され得る。入力装置5047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5041の表示面上に設けられてもよい。
- [0027] あるいは、入力装置5047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5047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。更に、入力装置5047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5047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5067）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。

[0028] 処置具制御装置5049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5021の駆動を制御する。気腹装置5051は、内視鏡5001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5071の体腔を膨らめるために、気腹チューブ5019を介して当該体腔内にガスを送り込む。レコーダ5053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5055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。

[0029] 以下、内視鏡手術システム5000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。

[0030] (支持アーム装置)

支持アーム装置5027は、基台であるベース部5029と、ベース部5029から延伸するアーム部5031と、を備える。図示する例では、アーム部5031は、複数の関節部5033a、5033b、5033cと、関節部5033bによって連結される複数のリンク5035a、5035bと、から構成されているが、図1では、簡単のため、アーム部5031の構成を簡略化して図示している。実際には、アーム部5031が所望の自由度を有するように、関節部5033a～5033c及びリンク5035a、5035bの形状、数及び配置、並びに関節部5033a～5033cの回転軸の方向等が適宜設定され得る。例えば、アーム部5031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5031の可動範囲内において内視鏡5001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5001の鏡筒5003を患者5071の体腔内に挿入することが可能になる。

[0031] 関節部5033a～5033cにはアクチュエータが設けられており、関節部5033a～5033c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5045によって制御されることにより、各関節部5033a～5

033cの回転角度が制御され、アーム部5031の駆動が制御される。これにより、内視鏡5001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5045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5031の駆動を制御することができる。

[0032] 例えば、術者5067が、入力装置5047（フットスイッチ5057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5045によってアーム部5031の駆動が適宜制御され、内視鏡5001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5031の先端の内視鏡5001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5031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5031は、手術室から離れた場所に設置される入力装置5047を介してユーザによって遠隔操作され得る。

[0033] また、力制御が適用される場合には、アーム制御装置5045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5031が移動するように、各関節部5033a～5033c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5031に触れながらアーム部5031を移動させる際に、比較的軽い力で当該アーム部5031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5001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。

[0034] 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5001が支持されていた。これに対して、支持アーム装置5027を用いることにより、人手によらずに内視鏡5001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。

[0035] なお、アーム制御装置5045は必ずしもカート5037に設けられなくてもよい。また、アーム制御装置5045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5045は、支持アーム装置5027のアーム部5031の各関節部5033a~5033cにそれぞれ設けられてもよく、複数のアーム制御装置5045が互いに協働することにより、アーム部5031の駆動制御が実現されてもよい。

[0036] (光源装置)

光源装置5043は、内視鏡5001に術部を撮影する際の照射光を供給する。光源装置5043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5043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。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5005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。

[0037] また、光源装置5043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5005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。

[0038] また、光源装置5043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、通常の見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。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局注するととも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像を得るもの等が行われ得る。光源装置5043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。

[0039] （カメラヘッド及びCCU）

図2を参照して、内視鏡5001のカメラヘッド5005及びCCU5039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5005及びCCU5039の機能構成の一例を示すブロック図である。

[0040] 図2を参照すると、カメラヘッド5005は、その機能として、レンズユニット5007と、撮像部5009と、駆動部5011と、通信部5013と、カメラヘッド制御部5015と、を有する。また、CCU5039は、その機能として、通信部5059と、画像処理部5061と、制御部5063と、を有する。カメラヘッド5005とCCU5039とは、伝送ケーブル5065によって双方向に通信可能に接続されている。

[0041] まず、カメラヘッド5005の機能構成について説明する。レンズユニット5007は、鏡筒5003との接続部に設けられる光学系である。鏡筒5003の先端から取り込まれた観察光は、カメラヘッド5005まで導光され、当該レンズユニット5007に入射する。レンズユニット5007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5007は、撮像部5009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。

[0042] 撮像部5009は撮像素子によって構成され、レンズユニット5007の後段に配置される。レンズユニット5007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5009によって生成された画像信号は、通信部501

3に提供される。

[0043] 撮像部5009を構成する撮像素子としては、例えばCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) タイプのイメージセンサであり、Bayer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4K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5067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。

[0044] また、撮像部5009を構成する撮像素子は、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る。3D表示が行われることにより、術者5067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5009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5007も複数系統設けられる。

[0045] また、撮像部5009は、必ずしもカメラヘッド5005に設けられなくてもよい。例えば、撮像部5009は、鏡筒5003の内部に、対物レンズの直後に設けられてもよい。

[0046] 駆動部5011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5015からの制御により、レンズユニット5007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5009による撮像画像の倍率及び焦点が適宜調整され得る。

[0047] 通信部5013は、CCU5039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5013は、撮像部5009から得た画像信号をRAWデータとして伝送ケーブル5065を介してCCU5039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。手術の際には、術者5067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。光通信が行われる場合には、通信部5013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によって光信号に変換された後、伝送ケーブル5065を介してCCU5039に送信される。

[0048] また、通信部5013は、CCU5039から、カメラヘッド5005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5013は、受信した制御信号をカメラヘッド制御部5015に提供する。なお、CCU5039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5013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5015に提供される。

[0049] 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CCU5039の制御部5063によって自動的に設定される。つまり、いわゆるAE (Auto Exposure) 機能、AF (Auto Focus) 機能及びAWB (Auto White Balance) 機能が内視鏡5001に搭載される。

[0050] カメラヘッド制御部5015は、通信部5013を介して受信したCCU5039からの制御信号に基づいて、カメラヘッド5005の駆動を制御する。例えば、カメラヘッド制御部5015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5009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5015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5011を介してレンズユニット5007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5015は、更に、鏡筒5003やカメラヘッド5005を識別するための情報を記憶する機能を

備えてもよい。

- [0051] なお、レンズユニット5007や撮像部5009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5005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。
- [0052] 次に、CCU5039の機能構成について説明する。通信部5059は、カメラヘッド5005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5059は、カメラヘッド5005から、伝送ケーブル5065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5059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5059は、電気信号に変換した画像信号を画像処理部5061に提供する。
- [0053] また、通信部5059は、カメラヘッド5005に対して、カメラヘッド5005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。
- [0054] 画像処理部5061は、カメラヘッド5005から送信されたRAW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、NR（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5061は、AE、AF及びAWBを行うための、画像信号に対する検波処理を行う。
- [0055] 画像処理部5061は、CPUやGPU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得る。なお、画像処理部5061が複数のGPUによって構成される場合には、画像処理部5061は、画像信号に係る情報を適宜分割し、これら複数のGPUによって並列的に画像処理を行う。
- [0056] 制御部5063は、内視鏡5001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5063は、カメラヘッド5005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5063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5001にAE機能、AF機能及びAWB機能が搭載されている場合には、制御部5063は、画像処理部5061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。

[0057] また、制御部5063は、画像処理部5061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5041に表示させる。この際、制御部5063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5063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5021使用時のミスト等を認識することができる。制御部5063は、表示装置5041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5067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。

[0058] カメラヘッド5005及びCCU5039を接続する伝送ケーブル5065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。

[0059] ここで、図示する例では、伝送ケーブル5065を用いて有線で通信が行われていたが、カメラヘッド5005とCCU5039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5065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5065によって妨げられる事態が解消され得る。

[0060] 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5000の一例について説明した。なお、ここでは、一例として内視鏡手術システム50

00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。

[0061] <1. 2. 医療用支持アーム装置の具体的構成例>

次に、本開示の実施の形態に係る医療用支持アーム装置の具体的構成例について詳細に説明する。以下に説明する支持アーム装置は、アーム部の先端に内視鏡を支持する支持アーム装置として構成された例であるが、本実施形態に係る例に限定されない。

[0062] まず、図3を参照して、本実施形態に係る支持アーム装置1400の概略構成について説明する。図3は、本実施形態に係る支持アーム装置1400の外観を示す概略図である。

[0063] 本実施形態に係る支持アーム装置1400は、ベース部1410及びアーム部1420を備える。ベース部1410は支持アーム装置1400の基台であり、ベース部1410からアーム部1420が延伸される。また、図3には図示しないが、ベース部1410内には、支持アーム装置1400を統合的に制御する制御部が設けられてもよく、アーム部1420の駆動が当該制御部によって制御されてもよい。当該制御部は、例えばCPUやDSP等の各種の信号処理回路によって構成される。

[0064] アーム部1420は、複数の能動関節部1421a~1421fと、複数のリンク1422a~1422fと、アーム部1420の先端に設けられた先端ユニットとしての内視鏡装置423とを有する。

[0065] リンク1422a~1422fは略棒状の部材である。リンク1422aの一端が能動関節部1421aを介してベース部1410と連結され、リンク1422aの他端が能動関節部1421bを介してリンク1422bの一端と連結され、さらに、リンク1422bの他端が能動関節部1421cを介してリンク1422cの一端と連結される。リンク1422cの他端は受動スライド機構1100を介してリンク1422dに連結され、さらに、リンク1422dの他端は受動関節部200を介してリンク1422eの一端

と連結される。リンク1422eの他端は能動関節部1421d, 1421eを介してリンク1422fの一端と連結される。内視鏡装置1423は、アーム部1420の先端、すなわち、リンク1422fの他端に、能動関節部1421fを介して連結される。このように、ベース部1410を支点として、複数のリンク1422a~1422fの端同士が、能動関節部1421a~1421f、受動スライド機構1100及び受動関節部1200によって互いに連結されることにより、ベース部1410から延伸されるアーム形状が構成される。

[0066] かかるアーム部1420のそれぞれの能動関節部1421a~1421fに設けられたアクチュエータが駆動制御されることにより、内視鏡装置1423の位置及び姿勢が制御される。本実施形態において、内視鏡装置1423は、その先端が施術部位である患者の体腔内に進入して施術部位の一部領域を撮影する。ただし、アーム部1420の先端に設けられる先端ユニットは内視鏡装置1423に限定されず、アーム部1420の先端には先端ユニットとして各種の医療用器具が接続されてよい。このように、本実施形態に係る支持アーム装置1400は、医療用器具を備えた医療用支持アーム装置として構成される。

[0067] ここで、以下では、図3に示すように座標軸を定義して支持アーム装置1400の説明を行う。また、座標軸に合わせて、上下方向、前後方向、左右方向を定義する。すなわち、床面に設置されているベース部1410に対する上下方向をz軸方向及び上下方向と定義する。また、z軸と互いに直交する方向であって、ベース部1410からアーム部1420が延伸されている方向（すなわち、ベース部1410に対して内視鏡装置1423が位置している方向）をy軸方向及び前後方向と定義する。さらに、y軸及びz軸と互いに直交する方向をx軸方向及び左右方向と定義する。

[0068] 能動関節部1421a~1421fはリンク同士を互いに回動可能に連結する。能動関節部1421a~1421fはアクチュエータを有し、当該アクチュエータの駆動により所定の回転軸に対して回転駆動される回転機構を

有する。各能動関節部1421a～1421fにおける回転駆動をそれぞれ制御することにより、例えばアーム部1420を伸ばしたり、縮めたり（折り畳んだり）といった、アーム部1420の駆動を制御することができる。ここで、能動関節部1421a～1421fは、例えば公知の全身協調制御及び理想関節制御によってその駆動が制御され得る。上述したように、能動関節部1421a～1421fは回転機構を有するため、以下の説明において、能動関節部1421a～1421fの駆動制御とは、具体的には、能動関節部1421a～1421fの回転角度及び／又は発生トルク（能動関節部1421a～1421fが発生させるトルク）が制御されることを意味する。

[0069] 受動スライド機構1100は、受動形態変更機構の一態様であり、リンク1422cとリンク1422dとを所定方向に沿って互いに進退動可能に連結する。例えば受動スライド機構1100は、リンク1422cとリンク1422dとを互いに直動可能に連結してもよい。ただし、リンク1422cとリンク1422dとの進退運動は直線運動に限られず、円弧状を成す方向への進退運動であってもよい。受動スライド機構1100は、例えばユーザによって進退動の操作が行われ、リンク1422cの一端側の能動関節部1421cと受動関節部1200との間の距離を可変とする。これにより、アーム部1420の全体の形態が変化し得る。受動スライド機構1100の構成の詳細は後述する。

[0070] 受動関節部1200は、受動形態変更機構の一態様であり、リンク1422dとリンク1422eとを互いに回動可能に連結する。受動関節部1200は、例えばユーザによって回動の操作が行われ、リンク1422dとリンク1422eとの成す角度を可変とする。これにより、アーム部1420の全体の形態が変化し得る。受動関節部1200の構成の詳細は後述する。

[0071] なお、本明細書において、「アーム部の姿勢」とは、一つ又は複数のリンクを挟んで隣り合う能動関節部同士の間隔が一定の状態、制御部による能動関節部1421a～1421fに設けられたアクチュエータの駆動制

御によって変化し得るアーム部の状態をいう。また、「アーム部の形態」とは、受動形態変更機構が操作されることに伴って、リンクを挟んで隣り合う能動関節部同士の間隔や、隣り合う能動関節部の間をつなぐリンク同士の成す角度が変わることによって変化し得るアーム部の状態をいう。

[0072] 本実施形態に係る支持アーム装置1400は、6つの能動関節部1421a~1421fを有し、アーム部1420の駆動に関して6自由度が実現されている。つまり、支持アーム装置1400の駆動制御は制御部による6つの能動関節部1421a~1421fの駆動制御により実現される一方、受動スライド機構1100及び受動関節部1200は、制御部による駆動制御の対象とはなっていない。

[0073] 具体的には、図3に示すように、能動関節部1421a, 1421d, 1421fは、接続されている各リンク1422a, 1422eの長軸方向及び接続されている内視鏡装置1423の撮影方向を回転軸方向とするように設けられている。能動関節部1421b, 1421c, 1421eは、接続されている各リンク1422a~1422c, 1422e, 1422f及び内視鏡装置423の連結角度をy-z平面(y軸とz軸とで規定される平面)内において変更する方向であるx軸方向を回転軸方向とするように設けられている。このように、本実施形態においては、能動関節部1421a, 1421d, 1421fは、いわゆるヨーイングを行う機能を有し、能動関節部1421b, 1421c, 1421eは、いわゆるピッチングを行う機能を有する。

[0074] このようなアーム部1420の構成を有することにより、本実施形態に係る支持アーム装置1400ではアーム部1420の駆動に対して6自由度が実現されるため、アーム部1420の可動範囲内において内視鏡装置1423を自由に移動させることができる。図3では、内視鏡装置1423の移動可能範囲の一例として半球を図示している。半球の中心点RCM(遠隔運動中心)が内視鏡装置1423によって撮影される施術部位の撮影中心であるとするれば、内視鏡装置1423の撮影中心を半球の中心点に固定した状態で

、内視鏡装置 1423 を半球の球面上で移動させることにより、施術部位を様々な角度から撮影することができる。

[0075] また、アーム部 1420 は、上記の自由度に加え、リンク 1422 f と同軸上で内視鏡装置 1423 を回転させる 1421 g の自由度を有していても良い。これにより、リンク 1422 f の長手軸を回転軸として内視鏡装置 1423 を回転させることが可能となる。

[0076] <1. 3. 制御装置の構成例>>

ここまで、本実施形態に係る支持アーム装置 1400 の構成について説明した。以下、本実施形態に係る支持アーム装置 1400 におけるアーム部 1420 の駆動制御、すなわち、能動関節部 1421 a ~ 1421 f に設けられたアクチュエータ 1430 の回転駆動を制御するための制御装置の構成例について説明する。

[0077] 図 4 は、制御装置 1350 を含む支持アーム装置 1400 の全体構成例を示すブロック図である。制御装置 1350 は、制御部 1351 と記憶部 1357 と入力部 1359 とを備える。

[0078] 制御部 1351 は、例えば CPU や DSP 等の各種の信号処理回路によって構成される。制御部 1351 は、制御装置 1350 を統合的に制御するとともに、支持アーム装置 1400 におけるアーム部 1420 の駆動を制御するための各種の演算を行う。具体的に、制御部 1351 は、全身協調制御部 1353 と理想関節制御部 1355 とを有する。全身協調制御部 1353 は、支持アーム装置 1400 のアーム部 1420 の能動関節部 1421 a ~ 1421 f に設けられたアクチュエータ 1430 を駆動制御するために、全身協調制御における各種の演算を行う。理想関節制御部 1355 は、外乱の影響を補正することにより全身協調制御に対する理想的な応答を実現する理想関節制御における各種の演算を行う。記憶部 1357 は、例えば RAM (Random Access Memory) や ROM (Read Only Memory) 等の記憶素子であってもよく、あるいは、半導体メモリ、ハードディスク、外付けの記憶装置であってもよい。

- [0079] 入力部359は、ユーザが制御部351に対して支持アーム装置400の駆動制御に関する情報や命令等を入力するための入力インタフェースである。入力部359は、例えばレバー、ペダル等のユーザが操作する操作手段を有し、当該レバー、ペダル等の操作に応じて、アーム部420の各構成部材の位置や速度等が、瞬時的な運動目的として設定されてもよい。かかる入力部359は、例えばレバーやペダルの他、マウス、キーボード、タッチパネル、ボタン及びスイッチ等のユーザが操作する操作手段を有してもよい。
- [0080] また、制御装置1350により制御されるアーム部1420は、能動関節部1421を備える。能動関節部1421（1421a～1421f）は、リンク1422a～1422f及び内視鏡装置1423を接続又は支持するための支持部材等、アーム部1420の駆動に必要な各種の構成を有する。ここまでの説明及び以下の説明において、アーム部1420の関節部の駆動とは、能動関節部1421a～1421fにおけるアクチュエータ430の駆動を意味していてもよい。
- [0081] 能動関節部1421は、トルクセンサ1428、エンコーダ1427及びアクチュエータ1430を備える。なお、図4では、アクチュエータ1430とエンコーダ1427及びトルクセンサ1428とが分離して図示されているが、エンコーダ1427及びトルクセンサ1428はアクチュエータ1430に含まれて構成されてもよい。
- [0082] アクチュエータ1430は、モータと、モータドライバと、減速機と、から構成される。アクチュエータ1430は、例えば力制御に対応するアクチュエータである。アクチュエータ1430では、モータの回転が減速機によって所定の減速比で減速され、出力軸を介して後段の他の部材に伝達されることにより、当該他の部材が駆動されることとなる。
- [0083] モータは、回転駆動力を生み出す駆動機構である。モータは、モータドライバからの制御により、制御部からのトルク指令値に対応するトルクを発生するように駆動される。モータとしては、例えばブラシレスモータが用いられる。ただし、本実施形態はかかる例に限定されず、モータとしては各種の

公知の種類のもータが用いられてよい。

- [0084] もータドライバは、もータに電流を供給することによりもータを回転駆動させるドライバ回路（ドライバIC（Integrated Circuit））であり、もータに供給する電流量を調整することにより、もータの回転数を制御することができる。もータドライバは、制御部からのトルク指令値 τ に対応する電流をもータに供給することにより、当該もータを駆動させる。
- [0085] また、もータドライバは、もータに供給する電流量を調整することにより、アクチュエータ1430の回転運動における粘性抵抗係数を調整することができる。これにより、アクチュエータ1430における回転運動、すなわち、能動関節部1421a～1421fにおける回転運動に対して、所定の抵抗を負荷することが可能となる。例えば、能動関節部1421a～1421fを、外部から加えられる力に対して回転しやすい状態（すなわち、アーム部1420を手動で移動しやすい状態）にすることもできるし、逆に、外部から加えられる力に対して回転し難い状態（すなわち、アーム部1420を手動で移動し難い状態）にすることもできる。
- [0086] もータの回転軸（駆動軸）には、減速機が連結される。減速機は、連結されたもータの回転軸の回転速度（すなわち、入力軸の回転速度）を、所定の減速比で減速させて出力軸に伝達する。本実施形態では、減速機の構成は特定のものに限定されず、減速機としては各種の公知の種類のもータが用いられてよい。ただし、減速機としては、例えばハーモニックドライブ（登録商標）等の、高精度に減速比が設定可能なものが用いられることが好ましい。また、減速機の減速比は、アクチュエータ1430の用途に応じて適宜設定され得る。例えば、本実施形態のように、アクチュエータ1430が支持アーム装置400の能動関節部1421a～1421fに適用される場合であれば、1：100程度の減速比を有する減速機が好適に用いられ得る。
- [0087] エンコーダ1427は、入力軸の回転角度（すなわち、もータの回転軸の回転角度）を検出する。エンコーダ1427によって検出された入力軸の回転数と、減速機の減速比と、に基づいて、能動関節部1421a～1421

fの回転角度、回転角速度及び回転角加速度等の情報を得ることができる。エンコーダ1427としては、例えば磁気式エンコーダ、光学式エンコーダ等の各種の公知のロータリエンコーダが用いられてよい。なお、エンコーダ1427は、アクチュエータ1430の入力軸にのみ設けられてもよいし、減速機よりも後段に、アクチュエータ1430の出力軸の回転角度等を検出するためのエンコーダが更に設けられてもよい。

[0088] トルクセンサ1428は、アクチュエータ1430の出力軸に接続され、アクチュエータ1430に作用するトルクを検出する。トルクセンサ1428は、アクチュエータ1430によって出力されるトルク（発生トルク）を検出する。また、トルクセンサ1428は、アクチュエータ1430に外部から加えられる外トルクも検出することができる。

[0089] 以上、能動関節部1421の構成について説明した。ここで、本実施形態では、アーム部1420の動作が力制御によって制御される。当該力制御においては、支持アーム装置1400では、各アクチュエータ1430に設けられたエンコーダ1427及びトルクセンサ1428によって、各能動関節部1421a～1421fの回転角度、及び各能動関節部1421a～1421fに作用するトルクがそれぞれ検出される。このとき、トルクセンサ1428によって検出される各能動関節部1421a～1421fに作用するトルクには、アーム部1420及び／又は内視鏡装置1423に作用する力も含まれ得る。

[0090] また、エンコーダ1427によって検出された回転角度、及びトルクセンサ1428によって検出されたトルク値に基づいて、現在のアーム部1420の状態（位置、速度等）が取得され得る。支持アーム装置1400では、取得されたアーム部1420の状態（アーム状態）に基づいて、アーム部1420が所望の運動目的を実行するために必要な、各能動関節部1421a～1421fに設けられたアクチュエータ1430が発生すべきトルクが算出され、当該トルクを制御値として各能動関節部1421a～1421fのアクチュエータ1430が駆動されることになる。

[0091] なお、アクチュエータ1430としては、一般的に力制御によってその動作が制御される各種の装置において用いられている、各種の公知のアクチュエータを用いることができる。例えば、アクチュエータ1430としては、本願出願人による先行特許出願である特開2009-269102号公報や特開2011-209099号公報等に記載のものを好適に用いることができる。

[0092] 本実施形態に係る支持アーム装置1400において、アクチュエータ1430、及びアクチュエータを構成する各部品の構成は上記の構成に限定されず、他の構成であってもよい。

[0093] 以上、内視鏡システムの基本構成を説明した。以下では、上記説明した内視鏡システムの具体的な実施形態を説明する。

[0094] <<2. 斜視鏡による斜視回転動作と観察対象物への追従動作>>

<2. 1. 斜視鏡の回転動作>

本実施形態では、上述した内視鏡5001（内視鏡装置423）として、斜視鏡を用いる。図5は、斜視鏡100の外観を示す模式図である。斜視鏡100では、対物レンズの被写体への向き（C1）は、斜視鏡100の長手方向（スコープ軸C2）に対して所定の角度 ϕ を有している。つまり、斜視鏡100では、スコープの接眼光学系に対して対物光学系が角度を成している。斜視鏡100では、観察のために斜視鏡100をスコープ軸C2を回転軸として回転（以下、斜視回転という）させる動作が行われる。斜視回転を行うことで、回り込んだ視野や上下左右の周辺視野を得ることが可能である。

[0095] 図6は、斜視回転によって表示装置5041に表示された視野200が変わる様子を示す模式図である。図6に示すように、視野200がモニタに表示されている状態で、斜視回転角 α だけ斜視鏡を斜視回転し、視野200の天地方向を制御すると、モニタに表示される視野は、視野200から視野200'に変化する。従って、斜視回転およびカメラの天地方向の2軸を制御することで、上下左右の周辺視野を得ることができる。

- [0096] 図7は、斜視回転によってモニタに映し出される視野が変化する様子を示す模式図である。図7は、斜視鏡で体内を観察する様子を示しており、様々な臓器215の中にユーザ（術者）が見ようとする観察対象物210が存在する状態を示している。図7では、モニタの視野200を矩形領域で示し、視野200とともに、ユーザ（術者）が見ようとする観察対象物210とスコープ軸C2を示している。また、図7では、術者が鉗子などの術具220を観察対象物210に接触させ、観察対象物210を把持等している様子を示している。
- [0097] 図7に示すように、観察対象物210は、スコープ軸C2の位置に対して視野200の下側（術具220を操作する術者側）に位置している。図7では、スコープ軸C2を中心として斜視鏡100を回転させた場合に、視野200に対して観察対象物210が移動する様子を示している。
- [0098] 図7に示す「斜視下」の図では、斜視鏡100対物光学系の光軸を視野200の上下方向で下側に向けた状態を示している。この場合、視野200の中に観察対象物210が入り、術者はモニタ上で観察対象物210を視認することができる。
- [0099] 図7に示す「斜視右」の図では、斜視鏡100対物光学系の光軸を視野200の左右方向で右側に向けた状態を示している。この場合、視野200から観察対象物210が外れ、術者はモニタ上で観察対象物210を視認することができなくなる。
- [0100] 図7に示す「斜視上」の図では、斜視鏡100の対物光学系の光軸を視野200の上下方向で上側に向けた状態を示している。また、図7に示す「斜視左」の図では、斜視鏡100対物光学系の光軸を視野200の左右方向で左側に向けた状態を示している。これらの場合も、視野200から観察対象物210が外れ、術者はモニタ上で観察対象物210を視認することができなくなる。
- [0101] 以上のように、斜視鏡100では、斜視回転を行うことで、観察対象物210に対する視野の位置を変化させることができ、スコープ軸C2の周辺の

比較的広い範囲を視認できる。一方、図7に示したように、斜視回転によってユーザが見たい部分や器具がモニタの視野200から外れてしまい、それらの場所を見失ってしまう可能性がある。

[0102] このため、本実施形態では、観察対象物210の位置を検出して、観察対象物210が画面中央に移動するようにアームを制御する。また、本実施形態では、視野200に対する観察対象物210の位置に応じて斜視回転の際の回転速度を変更する。具体的に、視野200の中心から観察対象物210が離れるほど、斜視回転の際の回転速度が遅くなるように制御が行われる。視野200の中心から観察対象物210が離れるほど、斜視回転を行った際に観察対象物210が視野200から外れやすくなる。このため、視野200の中心から観察対象物210が離れるほど、斜視回転の際の回転速度を遅くすることで、観察対象物210が視野200から外れにくくなり、観察対象物210の位置を見失ってしまうことが抑制されることになる。但し、追従機能と斜視回転の速度は異なるため、追従のために画面を上下左右方向に動かす自由度の移動速度と、斜視回転の速度を協調させて制御しないと、画面外に外れてしまう可能性がある。このため、観察対象物210が画面中央に来るように制御しつつ、画面中央から対象物21までの距離 L 、若しくは相対位置に応じて、斜視回転の速度を減速するように制御する。

[0103] <2. 2. 視野の中心からの距離に応じた斜視回転速度の変更>

ここでは、視野200の中心から観察対象物210までの距離に応じた斜視回転速度の変更について説明する。図8は、視野200の中心から観察対象物210までの距離を算出する手法を示す模式図である。図8に示すように、斜視回転速度を ω [rad/s]、画面中央Oから観察対象物210の位置pまでのピクセル数を (x, y) [pixels]としたとき、画面中央から観察対象物210の位置までのピクセル数 l は、 $l = \sqrt{(x^2 + y^2)}$ で得られる。ここから斜視回転速度 $\omega = f(l)$ の関数で調整することで実現する。例えば画面中央から対角の画面頂点までのピクセル数を l_{max} [pixels]、斜視回転速度の最高速を ω_{max} としたとき、

$$\omega = \omega_{\max} * (l_{\max} - l) = \omega_{\max} * (l_{\max} - \sqrt{(x^2 + y^2)})$$

とする。

これにより、観察対象物 210 の位置が画面中央のとき $\omega = \omega_{\max}$ 、観察対象物 210 の位置が対角の画面頂点のとき $\omega = 0$ という形で調整される。この例では、線形な計算としているが、高次の関数等を使用してもよい。また、カメラから被写体までの距離 Z [mm]、画角 θ が既知であれば、画面中央から観察対象物 210 までの距離 L [mm] を計算して、 $\omega = f(L)$ としてもよい。

[0104] 図9は、画面内の被写体位置に応じて斜視回転の速度を規定するマップの例を示す模式図である。マップ400は、図8に基づき、画面中央Oからの距離が大きくなるほど斜視回転の速度を小さくする例を示している。マップ400のドットの濃さは斜視回転の速度に対応しており、マップ410は、マップ400におけるドットの濃さと斜視回転の速度との関係を示している。マップ410に示すように、ドットの濃度が濃くなるほど、斜視回転の速度は速くなる。従って、マップ400において、画面中央Oからの距離が大きくなるほど斜視回転の速度は低下する。

[0105] また、ドットの濃さと、斜視回転の速度及び被写体（観察対象物210）との距離との関係を示している。マップ420によれば、被写体との距離が近いほど斜視回転の速度は低くなる。被写体との距離が近い程、斜視鏡100の動きに応じて視野200内で観察対象物210の動く量が増大するため、被写体との距離が近いほど斜視回転の速度を低下させることで、視野200から観察対象物210を見失うことを抑制できる。

[0106] 図10は、画面中央Oから観察対象物210までの距離（横軸）と、斜視回転速度（縦軸）との関係を示す特性図である。上述したように画面中央Oから観察対象物210までの距離が大きくなるほど、斜視回転の速度が低下するように制御が行われるが、制御の手法として図10に示すようなバリエーションが想定できる。

- [0107] 図10に示す特性1の場合、斜視回転の速度を優先して制御が行われる。アームのXY方向の移動が十分速い場合は、このような特性でも観察対象物210への追従は可能である。画面端(Lmax)でも斜視鏡回転速度は0ではないため、斜視回転開始時の観察対象物210の位置によっては観察対象物210が画面から外れることもあり得る。
- [0108] 図10に示す特性2、特性3の場合、アームのXY移動の速度が斜視回転による視野の展開よりも遅いケースを想定している。観察対象物210が画面中央Oに近い時には斜視回転を速く行い、画面端(Lmax)でも斜視鏡回転速度は0ではない。観察対象物210が画面中央Oから一定距離以上離れたときも速度を持つため、斜視回転開始時の観察対象物210の位置によっては観察対象物210が画面から外れることもあり得る。
- [0109] また、図10に示す特性4の場合は、XY移動がかなり遅い場合で、観察対象物210を絶対に視野200からはずさないケースを想定している。観察対象物210が画面中央Oからある程度外れると、斜視回転を完全に停止してXY移動のみが行われる。
- [0110] 特性1～4のいずれにおいても、斜視回転の最高速とアームのXY移動の速度の関係、観察対象物210が視野200外へ移動することを許容するかどうか、等に応じて特性が変わることとなる。

<2. 3. 観察対象物への追従動作>

[観察対象物を画面中央に移動させるアームの動かし方]

図11は、斜視鏡100の長軸中心の回転(斜視回転)により対物光学系の光軸の向きが変化する様子を示している。図10に示すように、斜視回転によって術者が見る方向を変えることが可能であるが、図7で説明したように視野も移動してしまう。一方、図12は、トロッカ点中心の光学軸の回転やそれに近い動きを与えることで、XY方向の移動を行った場合を示している。なお、トロッカ点とは、トロッカが人体に挿入される位置をいうものとする。図12に示すように、トロッカ点を中心として斜視鏡100に回転の動き(斜視鏡ピボットの動き)を加えると、視野を外さずに斜視回転角を変

えることができる。このような動きを行う場合は、斜視回転角とXY移動を連動させて動かす。

[0111] 以下では、斜視鏡100の斜視回転と併用する、視野に対する斜視鏡100の動き方の例について説明する。図13は、斜視鏡の姿勢を変えない平行移動の例を示しており、平行移動の動きとともに、斜視回転を行う場合を示す模式図である。この場合、カメラ視野に対する斜視鏡100の姿勢を変えずに移動が行われる。

[0112] 斜視角 α (Y軸周り)、斜視回転角 ϕ (Z軸周り)、硬性鏡長さL、観察対象物までの距離R、視野中央の点V、平行移動の量(a_x, a_y, a_z)としたとき、平行移動を表す同時変換行列は以下になる。

[0113] [数1]

$$T_{xyz} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 1 & a_x \\ 0 & 1 & 0 & a_y \\ 0 & 0 & 1 & a_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_y(\alpha) = \begin{bmatrix} \cos \alpha & 0 & \sin \alpha \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \alpha & 0 & \cos \alpha \end{bmatrix}$$

$$R_z(\phi) = \begin{bmatrix} \cos \phi & -\sin \phi & 0 \\ \sin \phi & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

[0114] また、斜視角と斜視回転角の同時変換行列は以下のように表すことができる。なお、硬性鏡根元の初期位置は簡易化のため(0,0,0)の原点とする

[0115] [数2]

$$T_o = \begin{bmatrix} & & & 0 \\ & [R_z(\phi) * R_y(\alpha)] & & 0 \\ & & & L \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

[0116] この時、視野中央の点Vは以下のようなになる。

[0117] [数3]

$$V = T_{xyz} * T_o * \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ R \\ 1 \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} R \cos \phi \sin \alpha + ax \\ R \sin \phi \sin \alpha + ay \\ R \cos \alpha + L + az \end{bmatrix}$$

[0118] 以上のこの式から明らかなように、硬性鏡を平行移動させるのと同じ移動量だけ視野が移動することができる。逆にVを一定に保つように ϕ の値に応じた ax , ay を制御することで図13のように斜視回転をさせつつ対象点を見続けることができる。さらに $(R \cos \phi \sin \alpha, R \sin \phi \sin \alpha)$ の変化量よりもVの位置を一定位置に保つために動く (ax, ay) の変化量が十分早ければ、斜視鏡の回転によって対象物が視野から外れることがなくなるため、前述のように斜視回転速度を制御すると対象物を画面から見失うことなく斜視を回転することができる。また、 $(R \cos \phi \sin \alpha, R \sin \phi \sin \alpha)$ と (ax, ay) の変化量の相対差が影響するため斜視回転角の速度以外に (ax, ay) の速度を調整することでも同様の動きが実現できる。このような動きは、トロッカ点の拘束がないケースに限定され、例えば、胸部の小開胸／小切開での斜視鏡下手術の場合に相当する。Y方向を動きであるため、視野200とカメラの距離は維持される。

[0119] また、図14は、拘束点300を中心とした回転によって視野を上下左右方向に移動する例を示している。拘束点300は、例えばトロッカ点に相当する。この場合、アームの構成としては、拘束点300を中心とした3自由度でも実現可能である。拘束点300を中心とするX軸周りの回転を ϕ 、Y軸周りの回転を θ 、とすると、各々の回転行列は以下のようなになる。

[0120]

[数4]

$$Rx(\phi) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & -\sin \phi \\ 0 & \sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix}$$

$$Ry(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix}$$

[0121] また、拘束点300を中心とした回転の同時変換行列は以下ようになる。

。

[0122] [数5]

$$R_troc = \begin{bmatrix} & & & 0 \\ & [Ry(\theta) * Rx(\phi)] & & 0 \\ & & & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

[0123] この時、視野中央の点Vは以下のように表すことができる。

[0124] [数6]

$$V = T_troc * T_o * \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ R \\ 1 \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} R \cos \theta \cos \phi \sin \alpha + R \sin \theta \sin \phi \sin \phi \sin \alpha + R \sin \theta \cos \phi \cos \alpha + L \sin \theta \cos \phi \\ R \cos \phi \sin \phi \sin \alpha - \sin \phi (R \cos \alpha + L) \\ -R \sin \theta \cos \phi \sin \alpha + R \cos \theta \sin \phi \sin \phi \sin \alpha + \cos \theta \cos \phi (R \cos \alpha + L) \end{bmatrix}$$

[0125] 上記のVが保たれるように θ 、 ϕ 、 ϕ が調整されれば視野が外れない。目標とする斜視角 ϕ が決まっているとき、Vの値を保つような θ と ϕ の目標値が選

ぶ。この目標値を指令値として θ 、 ϕ 、 ψ を制御する際に、前述の斜視回転角の調整を入れることにより、目標値に追従する過程においても視野から対象物を外すことなく制御することが可能となる。

[0126] また ψ の姿勢によって θ および ϕ の変化に対する V の変化量も変わるため斜視回転角 ψ の値に応じて X と Y の変化量が同じになるよう θ と ϕ の回転速度を調整してもよい。なお上記計算は計算が煩雑になるため簡易実装のため $\alpha=0$ 、 $\psi=0$ として斜視回転角に関係なく硬性鏡軸を θ 、 ϕ で回転させて視野の移動を簡単化してもよい。

[0127] [観察対象物を画面中央に移動させるアームの制御]

以下では、拘束点300を中心に斜視鏡100を動かす場合に、観察対象物210が視野200の中央に位置するように追従を行う例について、説明する。画面内の対象物の位置を画像認識等によって認識し、その情報に基づいて観察対象物を画面内で移動するようなアームの制御方法を用いてもよい。また、視線検出によって術者の観察対象点を定め、観察対象点を視野の中央に移動させることもできる。

[0128] 本実施形態によれば、支持アーム装置に取り付けられて患者の人体内部へ挿入される内視鏡の光軸上に患者の人体内部に存在する対象物が一致するように、支持アーム装置を制御して内視鏡を移動させる制御部、を備える情報処理装置が提供される。画像認識等によって対象物を認識して対象物が画面中心に映るようにアームを制御することで、内視鏡により得られる画像の中心部に手術器具又は腫瘍等の対象物を捉えることが可能となり、術者の利便性が向上する。かかる情報処理装置は、内視鏡手術システム5000と別に構成されてもよいし、内視鏡手術システム5000に含まれる任意の装置として構成されてもよい。

[0129] 以下、図15及び図16を参照して、本実施形態の概要を説明する。

[0130] 図15及び図16は、本実施形態の概要を説明するための図である。図15では、患者5071の腹壁に穿刺されたトロッカ5025aから患者5071の体腔内に内視鏡5001の鏡筒5003が挿入された様子が示されて

いる。実線で示された内視鏡5001は、現在の位置姿勢を示しており、破線で示された内視鏡5001は、本実施形態に係る内視鏡制御処理による移動先の（即ち、未来の）位置姿勢を示している。また、患者5071の腹壁に穿刺されたトロッカ5025dから鉗子5023が挿入されている。図16では、図15に示した内視鏡5001により得られる画像（以下、内視鏡映像とも称する）が示されており、左図が現在の位置姿勢で得られる画像であり、右図が本実施形態に係る内視鏡制御処理による移動後に得られる画像である。

[0131] 図15を参照すると、内視鏡5001の現在の位置姿勢では、鉗子5023の先端が内視鏡5001の視野6052内に捉えられているものの、中心軸（即ち、光軸）6051上にはない。そのため、図16の左図に示すように、中心に鉗子5023の先端が映っていない内視鏡映像が得られることになる。本実施形態に係る内視鏡手術システム5000は、このような状況において、画面中心に鉗子5023等の術具が映るように、内視鏡5001を移動させる処理を行う。詳しくは、内視鏡手術システム5000は、鉗子5023の先端が中心軸6051上に位置するように、図示しない支持アーム装置5027により内視鏡5001を移動させる。これにより、図16の右図に示すように、中心に鉗子5023の先端が映った内視鏡映像が得られることになる。なお、以下では、斜視角および斜視回転角を無視して、鉗子5023の先端を中心軸6051上に位置させる例を示すが、斜視角および斜視回転角を考慮することで、斜視鏡200の制御を行うことができる。また、鉗子5023の先端を中心軸6051上に位置させる例を示すが、観察対象物210を画像認識することにより、観察対象物210をターゲットとして中心軸6051上に位置させる場合ことも同様に行うことができる。

[0132] このように、内視鏡手術システム5000は、術具を自動で追従して、術具が画面中心に映った内視鏡映像を提供することが可能となる。よって、術者は、内視鏡5001を操作せずとも、快適に手術を継続することが可能となる。

[0133] <2. 4. 斜視回転動作と追従動作のための制御部の構成例>

図21は、上述した斜視回転動作と追従動作を行うための支持アーム装置1400の制御部1351の構成を示す模式図である。図21に示すように、制御部1351は、観察対象物210を撮像して得られる視野200内で、視野の中心から観察対象物210の位置までの距離を取得する距離取得部1351aと、視野の中心から観察対象物210の位置までの距に基づいて、斜視鏡100の斜視回転の速度又は斜視鏡100の移動速度を算出する速度算出部1351bと、を備える。距離取得部1351aによる視野の中心から観察対象物210の位置までの距離の取得は、CCU5039の制御部5063が観察対象物210を画像認識した結果に基づいて行われる。

[0134] また、制御部1351は、CCU5039の制御部5063が観察対象物210を画像認識した結果に基づいて、観察対象物210が視野200の中心に位置するように支持アーム装置1400を制御する。この際、制御部1351は、視野200内の観察対象物210の位置に応じて、斜視鏡100の斜視回転の速度又は斜視鏡100の移動速度の少なくとも一方を制御する。制御部1351は、視野200内の観察対象物210の位置に応じて、斜視鏡100の長軸周りの回転角及び回転速度を制御する。CCU5039の制御部5063は、上述したように、各種の画像認識技術を用いて、観察対象物210の画像の特徴と視野200内での位置を認識することができる。制御部1351は、CCU5039から、観察対象物210の視野200内での位置に関する情報を取得する。

[0135] 術者は、表示装置5041に表示された術部の画像をリアルタイムで見ながら、入力装置5047を操作することで、表示装置5041に表示された術部から観察対象物210を指定することができる。制御部5063は、指定された観察対象物210に基づいて、観察対象物210の画像の特徴と視野200内での位置を認識する。

[0136] <2. 5. 追従動作の詳細>

続いて、図17を参照して、上述した内視鏡制御を実現する処理を説明す

る。

[0137] 図17は、本実施形態に係る内視鏡制御処理の概要を説明するための図である。図17に示した各々のブロックは処理を示しており、内視鏡制御処理は複数の処理から成る。図17に示すように、内視鏡手術システム5000は、画像処理を行って、術具等のターゲットを検出する。次いで、内視鏡手術システム5000は、検出結果に基づいてターゲットの位置を算出する。次に、内視鏡手術システム5000は、算出されたターゲットの位置及びトロッカ位置に基づいて、現在の内視鏡の姿勢を算出する。次いで、内視鏡手術システム5000は、算出した現在の内視鏡の姿勢及び仮想面（平面又は曲面）の設定情報に基づいて、目標となる内視鏡先端位置を算出する。次に、内視鏡手術システム5000は、現在の内視鏡の姿勢と目標となる内視鏡先端位置とに基づいて内視鏡の姿勢の変化量を演算し、演算した変化量に応じた姿勢変化を実現させるためのアームの制御情報（即ち指令）を生成する。そして、内視鏡手術システム5000は、生成した指令に従って動作するよう支持アーム（例えば、アーム部5031）を制御する。内視鏡手術システム5000は、以上説明した一連の処理を繰り返し行う。

[0138] 以下、本実施形態に係る内視鏡制御処理の詳細を説明する。

[0139] (1) はじめに

本実施形態によれば、内視鏡手術システム5000は、内視鏡映像から術具を認識して自動で追従する機能を実現可能である。以下では、画像処理部分（マーカ検出）および検出結果からアームが内視鏡を操作して、トロッカ点を考慮しつつ画面中心に術具がくるように移動させるための計算方法を説明する。

[0140] 以下、機能要件を説明した後、画像処理による術具（マーカ）の検出方法を記載し、そのあとに検出結果から目標となる移動情報と姿勢情報に変換して動作するまでの計算方法を説明する。

[0141] ここでは、斜視角および斜視回転角を無視して、拘束点中心にアームを動かした場合の例を示す。

[0142] (2) 画像処理

内視鏡手術システム5000は、画像処理により術具（例えば、術具の先端位置及び／又は姿勢）を検出する。

[0143] 例えば、目印となるマーカを術具先端部に取り付けることで、内視鏡映像に基づく画像処理により術具の位置が検出されてもよい。マーカは、検出容易であることが望ましい。例えば、マーカは青又は緑といった、体腔内の臓器や血管の色と比べて目立つ色（例えば、色相環において臓器や血管の色とは反対側に位置する色）であってもよい。また、マーカは、2次元コード又はバーコード等の特定のパターンであってもよい。

[0144] 例えば、目印となるマーカを術具の体外に出ている部分に取り付けることで、外部のセンサによるマーカの検出結果、術具の長さ及び姿勢等の情報に基づいて術具の位置が検出されてもよい。

[0145] なお、術具の検出は、画像処理以外の手法により行われてもよい。

[0146] 例えば、特別なトロッカを作成することで、術具の挿入量とトロッカの角度とに基づいて術具の位置が算出されてもよい。

[0147] 例えば、術具を内視鏡とは別の支持アーム装置に取り付けることで、支持アーム装置の位置姿勢情報から術具の位置が算出されてもよい。

[0148] (3) 目標計算

内視鏡手術システム5000は、目標計算を行う。目標計算は、位置及び姿勢の二つを計算して、移動を指示するための計算である。

[0149] 詳しくは、内視鏡手術システム5000は、最初に目標位置を画像処理結果から求めたあと、トロッカ点を起点とした現在の姿勢及び目標位置到達時の姿勢に基づいて、姿勢の変化量を決定する。また、内視鏡手術システム5000は、画像処理の結果から移動量を求める間はエンコーダから取得される現在の位置・姿勢を基に目標計算を行うが、実際の指令を行う場合は、最後に行った指令値に、算出した値を足し合わせて行う。この理由は、現在値と指令値との間に制御誤差に起因するズレが発生していて、指令値を出す場合に現在値を起点にゴールを設定してしまうと動作がスムーズでなくなり、

また誤差が大きくなっていく問題が発生するためである。

- [0150] 以下、図18を参照して、目標計算処理の流れの一例を説明する。
- [0151] 図18は、本実施形態に係る内視鏡手術システム5000による目標計算処理の流れの一例を示すフローチャートである。図18に示すように、内視鏡手術システム5000は、まず、座標計算を行う。
- [0152] 座標計算において、内視鏡手術システム5000は、まず、現在値基準で座標を計算する。詳しくは、内視鏡手術システム5000は、画像処理結果を取得する（ステップS402）。次いで、内視鏡手術システム5000は、検出位置をカメラ座標系に変換する（即ち、2Dから3Dへの変換）（ステップS404）。次に、内視鏡手術システム5000は、カメラ座標系からWorld座標系へ変換する（ステップS406）。次いで、内視鏡手術システム5000は、トロッカ点から単位ベクトルへ変換する（ステップS408）。次に、内視鏡手術システム5000は、既定平面（即ち、仮想面）との交点までの長さを求める（ステップS410）。次いで、内視鏡手術システム5000は、トロッカ点から既定平面までのベクトルをWorld座標系へ変換する（ステップS412）。
- [0153] 内視鏡手術システム5000は、現在値基準で座標を計算した後、指令値基準で座標を計算する。詳しくは、内視鏡手術システム5000は、内視鏡の長さを基に挿入深さへ変換する（ステップS414）。
- [0154] 座標計算後、内視鏡手術システム5000は、姿勢計算を行う。
- [0155] 姿勢計算において、内視鏡手術システム5000は、まず、現在値基準で姿勢を計算する。詳しくは、内視鏡手術システム5000は、現在の姿勢ベクトルを取得する（ステップS416）。次いで、内視鏡手術システム5000は、計算した新しい目標ベクトルの姿勢を求める（ステップS418）。次に、内視鏡手術システム5000は、計算した新しい目標ベクトルとの間の相対的な姿勢変化量を求める（ステップS420）。
- [0156] 内視鏡手術システム5000は、現在値基準で姿勢を計算した後、指令値基準で姿勢を計算する。詳しくは、内視鏡手術システム5000は、最終指

令値の姿勢からの姿勢変化量に変換する（ステップS422）。

[0157] 以上説明した処理により、内視鏡手術システム5000は、目標位置及び目標姿勢を得る。

[0158] (4) 目標位置計算

図19は、本実施形態に係る目標位置計算を説明するための図である。図19に示すように、画像処理結果は、カメラ先端の画面中心を(0.5, 0.5)としたカメラ座標系から見た位置が、[0.0-1.0]に正規化された値で通知される。そのままでは無次元の値のため、内視鏡手術システム5000は、最初にメートル単位系に変換する。ただし、内視鏡手術システム5000は、画像処理結果は2Dで奥行き方向の情報がないため、変換の際に奥行きを例えば50[m]と仮定して、画角と組み合わせて仮想的な位置とする。

[0159] 奥行を50[m]と仮定した理由を説明する。第1の理由は、仮定した値が実際の値より大きいと、(x, y)の移動量が実際の(x, y)より大きくなり、オーバーランする(振動的になる)ためである。第2の理由は、想定術式での撮影距離を50[m]~100[m]と設定して、最短の距離としたためである。第3の理由は、実距離のほうが大きい場合、次の画像処理結果で新たに残差から移動が決定されるため、最終的にゴールに到達可能なためである。

[0160] (5) 目標姿勢計算

内視鏡手術システム5000は、目標位置が決まったあとに目標姿勢を求める。制御部1351は、目標位置及び目標姿勢に基づいて、アーム部これにより、アーム部1420を制御する。

[0161] <2.6. 追従動作の具体例>

図20A~図20Dは、本実施形態による斜視鏡の制御により、斜視を左に向けた場合の具体例を説明するための模式図である。図20A~図20Dにおいても、図7と同様に、様々な臓器215の中にユーザ(術者)が見ようとする観察対象物210が存在する状態を示している。ここで、図20A

は、スコープ軸Cの位置に対して対物光学系の光軸が視野200の下側（術具220を操作する術者側）に向いている状態（斜視下の状態）を示している。図20Bは、図20Aの視野200を拡大して示している。この場合に、視野200の左側を見ようとして斜視回転を行うと、図20Cに示すように、観察対象物210への追従動作を行わない既存の技術では、図20Bに比べて斜視回転により観察対象物210の左側が観察できるようになる反面、観察対象物210が見えなくなってしまう。

[0162] 一方、本実施形態では、図20Dに示すように、観察対象物210が画面中央に位置するように、観察対象物210へ追従するようにアームの制御を行うため、観察対象物210を見失うことなく斜視鏡100を左向きに回転させることが可能である。

[0163] <<3. 斜視鏡の回転を独立して制御する保持ユニットを設けた例>>

上述した図3に示した構成例では、アーム部1420の能動関節部1421a~1421fの制御のみで斜視鏡100の姿勢と位置を変更する例を示した。一方、アーム部1420の先端に斜視鏡の回転を独立して制御する、アクチュエータ内蔵の保持ユニットが設けられていても良い。この場合、斜視鏡100の回転は保持ユニットで行い、斜視鏡全体の位置や術部に対する姿勢はアームの能動関節部で制御することが可能となる。

[0164] 図22は、図3に示した構成例において、アーム部1420の先端に斜視鏡100の回転とカメラヘッド7100の回転を独立して制御する保持ユニット7000が設けられた構成を示す模式図である。保持ユニット7000は、アーム部1420の先端の内視鏡ユニット取付け部7300に装着され、カメラヘッド取り付け部7100、カメラヘッド回転駆動部7200、斜視鏡取付け部7400、斜視鏡回転駆動部7500を備えている。

[0165] 図22に示すように、カメラヘッド5005は、カメラヘッド取り付け部7100を介してカメラヘッド回転駆動部7200に装着されている。カメラヘッド回転駆動部7200は、モータなどのアクチュエータ7210を備え、内視鏡ユニット取付け部7300及び保持ユニット7000の本体に対

してカメラヘッド5005を回転させる。

[0166] また、斜視鏡100は、斜視鏡取付け部7400を介して斜視鏡回転駆動部7500に装着されている。斜視鏡回転駆動部7500は、モータなどのアクチュエータ7510を備え、内視鏡ユニット取付け部7300及び保持ユニット7000の本体に対して斜視鏡100をその軸周りに回転させる。

[0167] 図23は、図22に示す構成例における、アーム部1420及び制御装置1350を含む支持アーム装置1400と、内視鏡ユニット5006、CCU5039の構成を示す模式図である。制御装置1350は、図4に示した構成に加え、CCU5039との通信を行うCCU通信部1358を備えている。CCU5039は、図2に示した構成に加え、制御装置1350と通信を行うアーム通信部5064を備えている。制御装置1350とCCU5039は、CCU通信部1358とアーム通信部5064が通信を行うことにより、互いに情報の送受信が可能である。また、内視鏡ユニット5006は、図2に示したカメラヘッド5005に保持ユニット7000の機能が追加されたものであり、図2に示した制御部5015の代わりに、内視鏡ユニット制御部5014を備えている。内視鏡ユニット5006は、図2に示したカメラヘッド5005の構成に加え、斜視制御部（第1の制御部）5016、カメラヘッド制御部（第2の制御部）5017、斜視鏡回転駆動部7500、カメラヘッド回転駆動部7200を備えている。斜視制御部5016、カメラヘッド制御部5017は、保持ユニット7000に設けられていても良い。また、内視鏡ユニット制御部5014、斜視制御部5016、カメラヘッド制御部5017の機能は、制御装置1350の制御部1351が備えていても良い。

[0168] 斜視制御部5016は、内視鏡ユニット制御部5014の指令に基づき、アクチュエータ7510を駆動する。アクチュエータ7510、斜視回転部エンコーダ7520は、斜視鏡回転駆動部7500に設けられている。内視鏡ユニット制御部5014は、斜視回転部エンコーダ7520が検出するアクチュエータ7510の回転角に基づいて、アクチュエータ7510を駆動

し、斜視鏡１００の軸周りの回転を制御する。

[0169] また、カメラヘッド制御部５０１７は、内視鏡ユニット制御部５０１４の指令に基づき、アクチュエータ７２１０を駆動する。アクチュエータ７２１０、カメラヘッド回転部エンコーダ７２２０は、カメラヘッド回転駆動部７２００に設けられている。内視鏡ユニット制御部５０１４は、カメラヘッド回転部エンコーダ７２２０が検出するアクチュエータ７２１０の回転角に基づいて、カメラヘッド５００５の軸周りの回転を制御する。

[0170] 以上の構成により、内視鏡ユニット取付け部７３００に対して、斜視鏡１００とカメラヘッド５００５が独立して回転することができる。これにより、斜視鏡１００を回転させて所望の観察対象物を視認するとともに、カメラヘッド５００５を回転させて画像の天地を適正に制御することが可能となる。

[0171] 図２４は、図２２及び図２３に示す構成において、処理の流れを示すシーケンス図である。まず、ステップＳ５０２では、斜視鏡１００の斜視回転とカメラヘッド５００５の天地制御の姿勢に関する情報が、内視鏡ユニットからＣＣＵ５０３９に送られる。次のステップＳ５０４では、斜視鏡１００の斜視回転とカメラヘッド５００５の天地制御の姿勢に関する情報が、ＣＣＵ５０３９からアーム制御装置に送られる。

[0172] 次のステップＳ５０６では、アーム制御指令および内視鏡ユニットの駆動指令値を算出する。次のステップＳ５０８では、内視鏡ユニットの駆動指令値が、駆動指令とともにアーム制御装置からＣＣＵ５０３９に送られる。また、ステップＳ５１０では、アーム制御指令に基づいてアームが制御される。

[0173] ステップＳ５１２では、内視鏡ユニットの駆動指令値が、駆動指令とともにＣＣＵ５０３９から内視鏡ユニットに送られる。次のステップＳ５１４では、駆動指令値に基づいて内視鏡ユニットが制御される。

[0174] 次のステップＳ５１６では、斜視鏡１００の斜視回転とカメラヘッド５００５の天地制御の姿勢に関する情報が、内視鏡ユニットからＣＣＵ５０３９

に送られる。次のステップS504では、斜視鏡100の斜視回転とカメラヘッド5005の天地制御の姿勢に関する情報が、CCU5039からアーム制御装置に送られる。

次のステップS510では、

[0175] <<4. まとめ>>

以上説明したように本実施形態によれば、モニタの視野200の中央から離れるほど斜視回転の速度を遅くするようにしたため、斜視鏡100の斜視回転を用いて周囲を視認しようとした場合に、観察対象物210が視野200から外れてしまうことを抑制できる。

[0176] また、本実施形態によれば、患者の人体内部に存在する観察対象物210を画像認識し、斜視鏡100の対物光学系の光軸と観察対象物210の位置が一致するように、医療用アームを制御して内視鏡の先端を仮想面上に拘束しながら内視鏡を移動させる。これにより、斜視回転を行った場合に、視野200の中心部に手術器具又は腫瘍等の観察対象物210を捉えることが可能となり、術者の利便性が向上する。

[0177] 従って、術者は、見たい部分や器具などが常に画面内に維持されつつ斜視回転を行うことが可能となり、斜視回転で観察対象物210を見失うことを抑制できる。また、被写体を中心としたピボットの動作のように距離情報に基づいた姿勢制御を行わずに簡易的に実現が可能となる。

[0178] 以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本開示の技術的範囲はかかる例に限定されない。本開示の技術分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

[0179] なお、本明細書において説明した各装置による一連の処理は、ソフトウェア、ハードウェア、及びソフトウェアとハードウェアとの組合せのいずれを用いて実現されてもよい。ソフトウェアを構成するプログラムは、例えば、

各装置の内部又は外部に設けられる記憶媒体（非一時的な媒体：non-transitory media）に予め格納される。そして、各プログラムは、例えば、コンピュータによる実行時にRAMに読み込まれ、CPUなどのプロセッサにより実行される。

[0180] また、本明細書においてフローチャート等を用いて説明した処理は、必ずしも図示された順序で実行されなくてもよい。いくつかの処理ステップは、並列的に実行されてもよい。また、追加的な処理ステップが採用されてもよく、一部の処理ステップが省略されてもよい。

[0181] また、本明細書に記載された効果は、あくまで説明的または例示的なものであって限定的ではない。つまり、本開示に係る技術は、上記の効果とともに、または上記の効果に代えて、本明細書の記載から当業者には明らかな他の効果を奏しうる。

[0182] なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

(1) 複数の関節部が複数のリンクにより回動可能に連結され、先端に斜視鏡を支持可能な多関節アームと、

前記斜視鏡の位置及び姿勢を変更するように前記多関節アームを制御する制御システムと、

を備え、

前記制御システムは、前記斜視鏡を通して撮像される視野内で、前記視野内の観察対象物の位置に基づいて、前記斜視鏡の回転速度または移動速度の少なくとも一方を制御する、手術アームシステム。

(2) 前記制御システムは、前記斜視鏡の長軸周りの回転角及び回転速度を制御する、前記(1)に記載の手術アームシステム。

(3) 前記制御システムは、前記視野内で前記観察対象物の位置を移動するように前記多関節アームの姿勢と移動速度を制御する、前記(1)又は(2)に記載の手術アームシステム。

(4) 前記制御システムは、前記視野内で、前記視野の中心から前記観察対象物の位置までの距離に基づいて、前記斜視鏡の回転速度または移動速度

の少なくとも一方を制御する、前記（１）～（３）のいずれかに記載の手術アームシステム。

（５） 前記制御システムは、前記視野の中心から前記観察対象物の位置までの距離が長いほど前記回転速度を遅くする、前記（１）～（４）のいずれかに記載の手術アームシステム。

（６） 前記制御システムは、前記観察対象物の位置を判別した結果に基づいて、前記観察対象物が前記視野の中心に位置するように前記斜視鏡を支持する多関節アームを制御する、前記（１）～（５）のいずれかに記載の手術アームシステム。

（７） 前記制御システムは、前記観察対象物を画像認識した結果に基づいて、前記観察対象物が前記視野の中心に位置するように前記斜視鏡を支持する多関節アームを制御する、前記（６）に記載の手術アームシステム。

（８） 前記制御システムは、前記観察対象物が前記視野の端に位置する場合は、前記回転速度を０にする、前記（１）～（７）のいずれかに記載の手術アームシステム。

（９） 前記制御システムは、前記距離の増加量に対する前記回転速度の減少量が線形の関係になるように前記回転速度を制御する、前記（５）に記載の手術アームシステム。

（１０） 前記制御システムは、前記距離が所定範囲内の場合は、前記回転速度を前記中心と前記観察対象物の位置が一致する場合の前記回転速度と同一とする、前記（５）に記載の手術アームシステム。

（１１） 前記制御システムは、前記距離が所定範囲を超える場合は、前記回転速度を一定値とする、前記（５）に記載の手術アームシステム。

（１２） 前記制御システムは、前記斜視鏡の回転を制御する第１の制御部と前記多関節アームを制御する第２の制御部を備える、前記（１）～（１１）のいずれかに記載の手術アームシステム。

（１３） 前記多関節アームは、前記斜視鏡とカメラヘッドをそれぞれ独立して回転制御可能に保持する保持ユニットを備える、前記（１２）に記載の

手術アームシステム。

(14) 前記保持ユニットは前記第1の制御部を含み、

前記第2の制御部は、前記カメラヘッドと接続された画像処理部を介して、前記第1の制御部が取得した前記斜視鏡の回転角情報を取得し、前記回転角情報に基づいて前記多関節アームを制御する、前記(13)に記載の手術アームシステム。

(15) 複数の関節部が複数のリンクにより回動可能に連結され、先端に斜視鏡を支持可能な多関節アームを制御し、前記斜視鏡の位置及び姿勢を変更するように前記多関節アームを制御する手術アーム制御システムであって、

前記斜視鏡を通して撮像される視野内で、前記視野内の観察対象物の位置に基づいて、前記斜視鏡の回転速度または移動速度の少なくとも一方を制御する、手術アーム制御システム。

符号の説明

| | | |
|--------|------|---------|
| [0183] | 100 | 斜視鏡 |
| | 200 | 視野 |
| | 210 | 観察対象物 |
| | 350 | 制御装置 |
| | 351 | 制御部 |
| | 351a | 距離取得部 |
| | 351b | 速度算出部 |
| | 400 | 支持アーム装置 |

請求の範囲

- [請求項1] 複数の関節部が複数のリンクにより回動可能に連結され、先端に斜視鏡を支持可能な多関節アームと、
前記斜視鏡の位置及び姿勢を変更するように前記多関節アームを制御する制御システムと、
を備え、
前記制御システムは、前記斜視鏡を通して撮像される視野内で、前記視野内の観察対象物の位置に基づいて、前記斜視鏡の回転速度または移動速度の少なくとも一方を制御する、手術アームシステム。
- [請求項2] 前記制御システムは、前記斜視鏡の長軸周りの回転角及び回転速度を制御する、請求項1に記載の手術アームシステム。
- [請求項3] 前記制御システムは、前記視野内で前記観察対象物の位置を移動するように前記多関節アームの姿勢と移動速度を制御する、請求項1に記載の手術アームシステム。
- [請求項4] 前記制御システムは、前記視野内で、前記視野の中心から前記観察対象物の位置までの距離に基づいて、前記斜視鏡の回転速度または移動速度の少なくとも一方を制御する、請求項1に記載の手術アームシステム。
- [請求項5] 前記制御システムは、前記視野の中心から前記観察対象物の位置までの距離が長いほど前記回転速度を遅くする、請求項1に記載の手術アームシステム。
- [請求項6] 前記制御システムは、前記観察対象物の位置を判別した結果に基づいて、前記観察対象物が前記視野の中心に位置するように前記斜視鏡を支持する多関節アームを制御する、請求項1に記載の手術アームシステム。
- [請求項7] 前記制御システムは、前記観察対象物を画像認識した結果に基づいて、前記観察対象物が前記視野の中心に位置するように前記斜視鏡を支持する多関節アームを制御する、請求項6に記載の手術アームシス

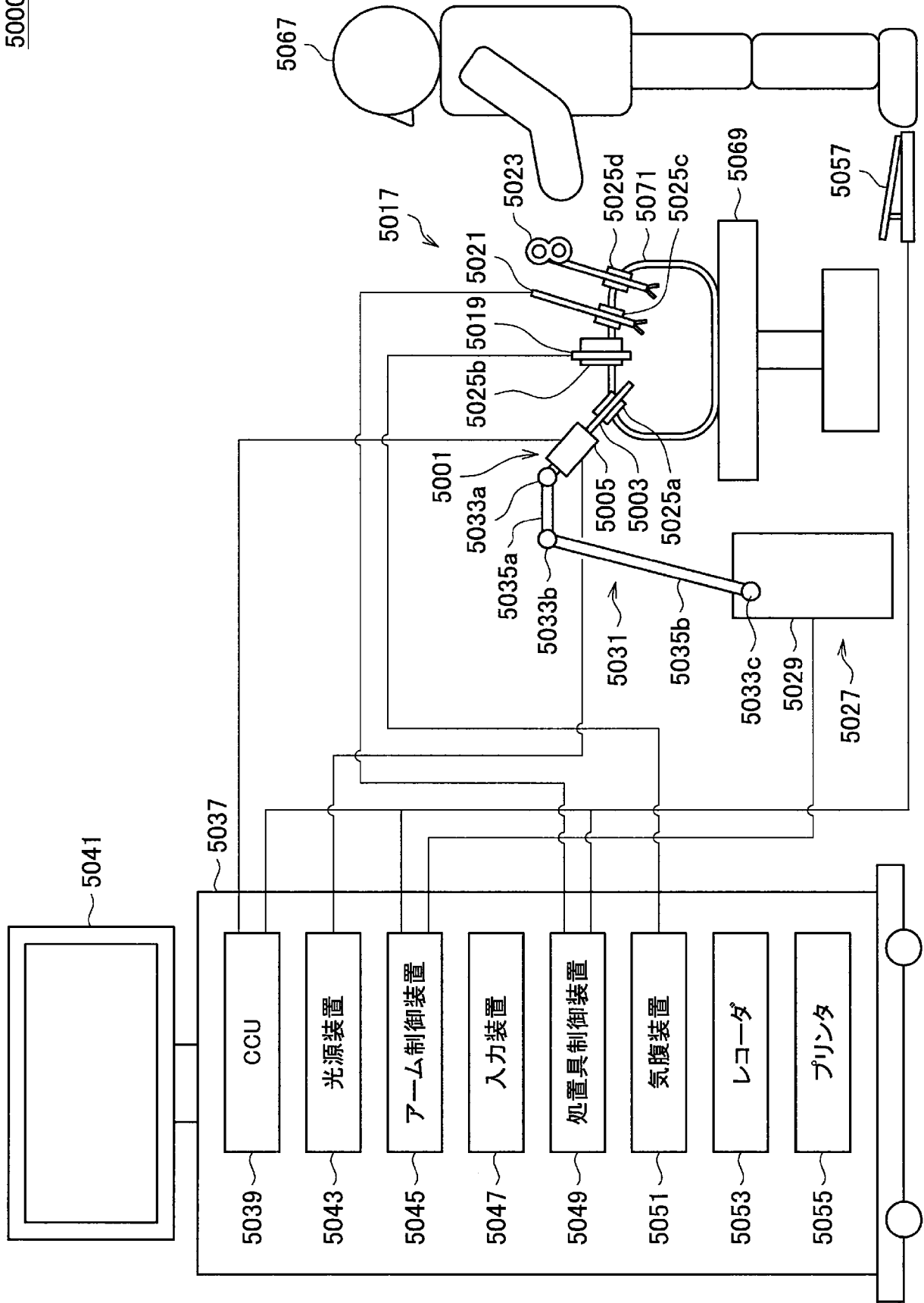
テム。

- [請求項8] 前記制御システムは、前記観察対象物が前記視野の端に位置する場合は、前記回転速度を0にする、請求項1に記載の手術アームシステム。
- [請求項9] 前記制御システムは、前記距離の増加量に対する前記回転速度の減少量が線形の関係になるように前記回転速度を制御する、請求項5に記載の手術アームシステム。
- [請求項10] 前記制御システムは、前記距離が所定範囲内の場合は、前記回転速度を前記中心と前記観察対象物の位置が一致する場合の前記回転速度と同一とする、請求項5に記載の手術アームシステム。
- [請求項11] 前記制御システムは、前記距離が所定範囲を超える場合は、前記回転速度を一定値とする、請求項5に記載の手術アームシステム。
- [請求項12] 前記制御システムは、前記斜視鏡の回転を制御する第1の制御部と前記多関節アームを制御する第2の制御部を備える、請求項1に記載の手術アームシステム。
- [請求項13] 前記多関節アームは、前記斜視鏡とカメラヘッドをそれぞれ独立して回転制御可能に保持する保持ユニットを備える、請求項12に記載の手術アームシステム。
- [請求項14] 前記保持ユニットは前記第1の制御部を含み、
前記第2の制御部は、前記カメラヘッドと接続された画像処理部を介して、前記第1の制御部が取得した前記斜視鏡の回転角情報を取得し、前記回転角情報に基づいて前記多関節アームを制御する、請求項13に記載の手術アームシステム。
- [請求項15] 複数の関節部が複数のリンクにより回動可能に連結され、先端に斜視鏡を支持可能な多関節アームを制御し、前記斜視鏡の位置及び姿勢を変更するように前記多関節アームを制御する手術アーム制御システムであって、
前記斜視鏡を通して撮像される視野内で、前記視野内の観察対象物

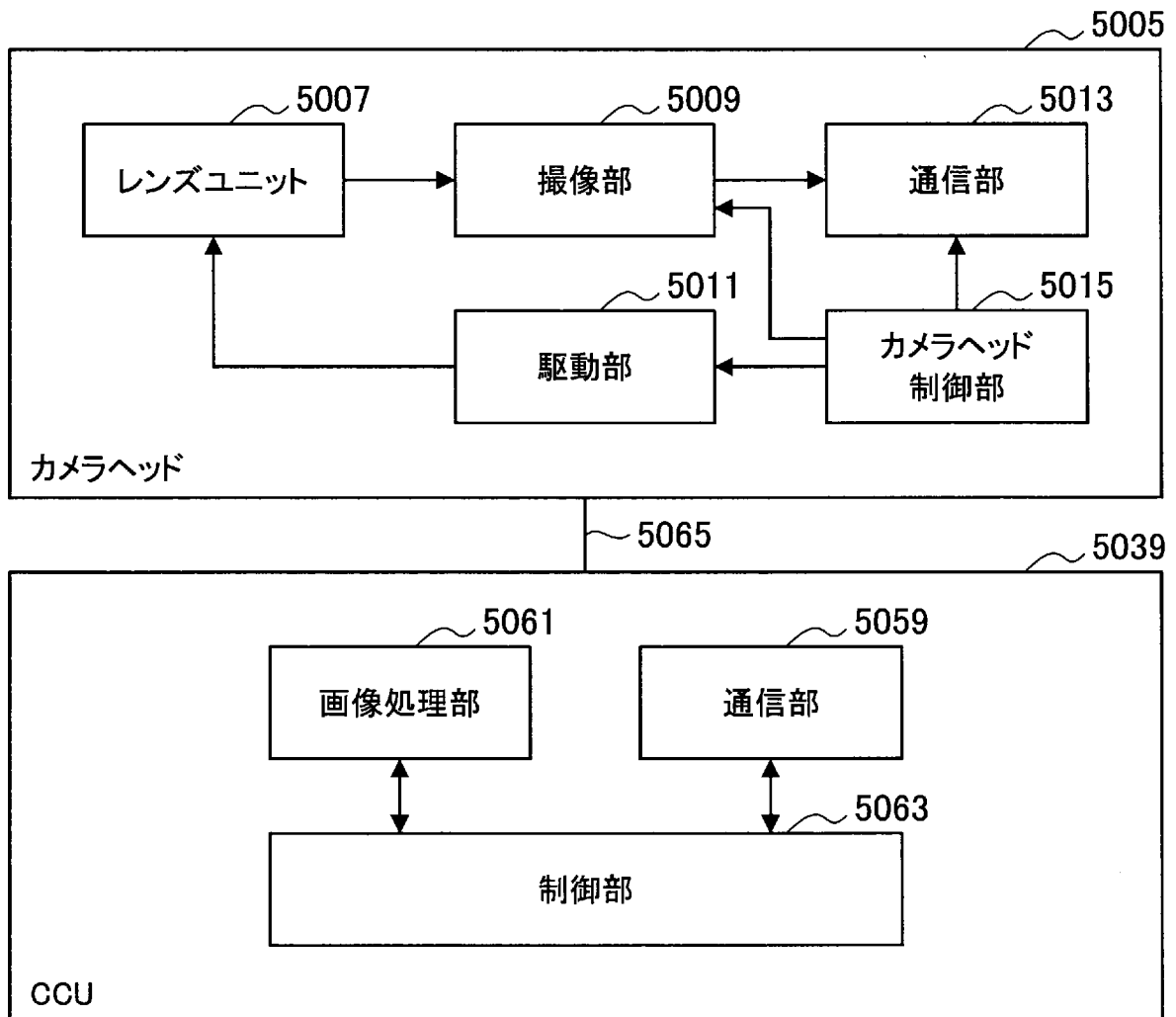
の位置に基づいて、前記斜視鏡の回転速度または移動速度の少なくとも一方を制御する、手術アーム制御システム。

[図1]

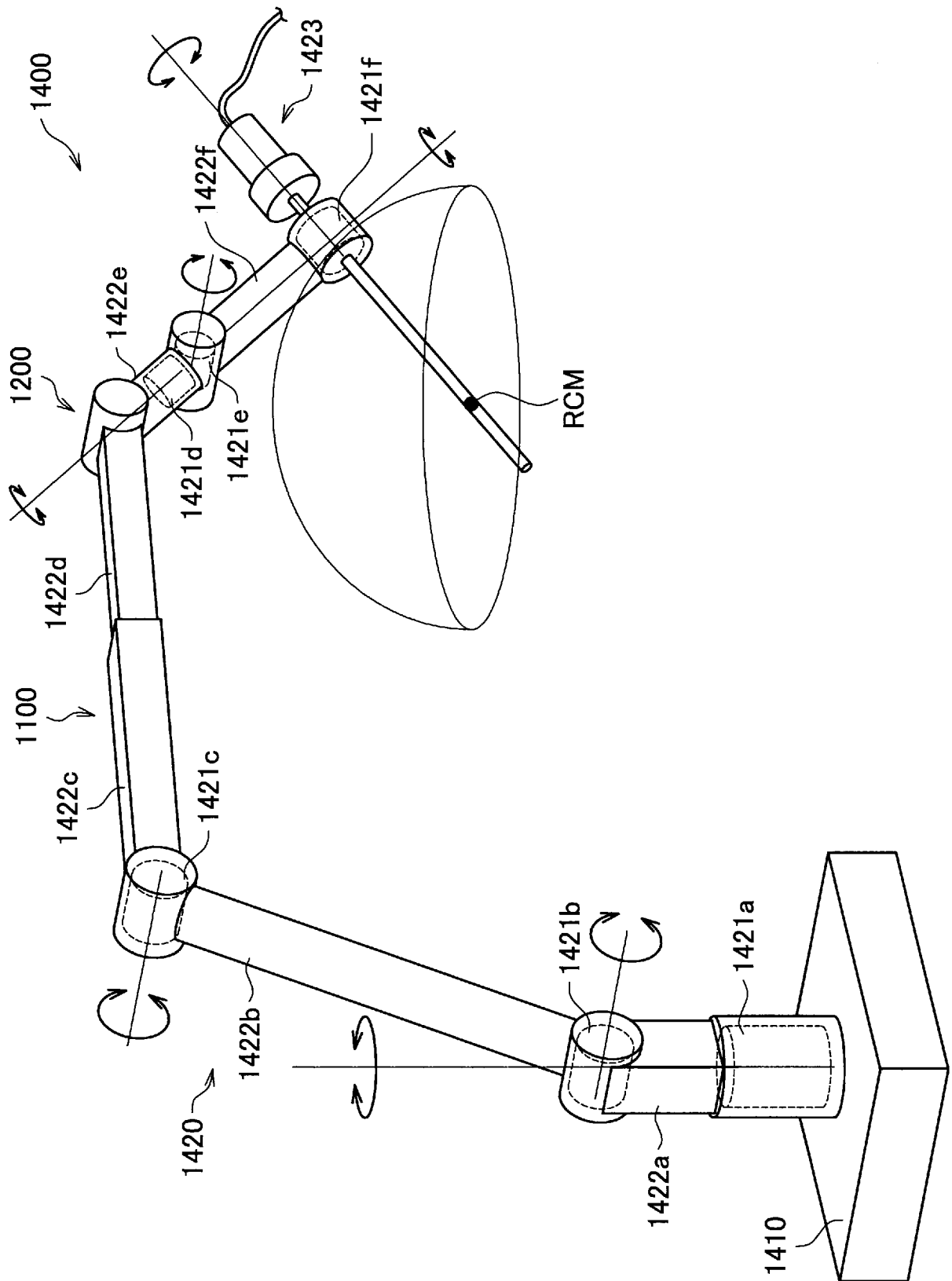
5000



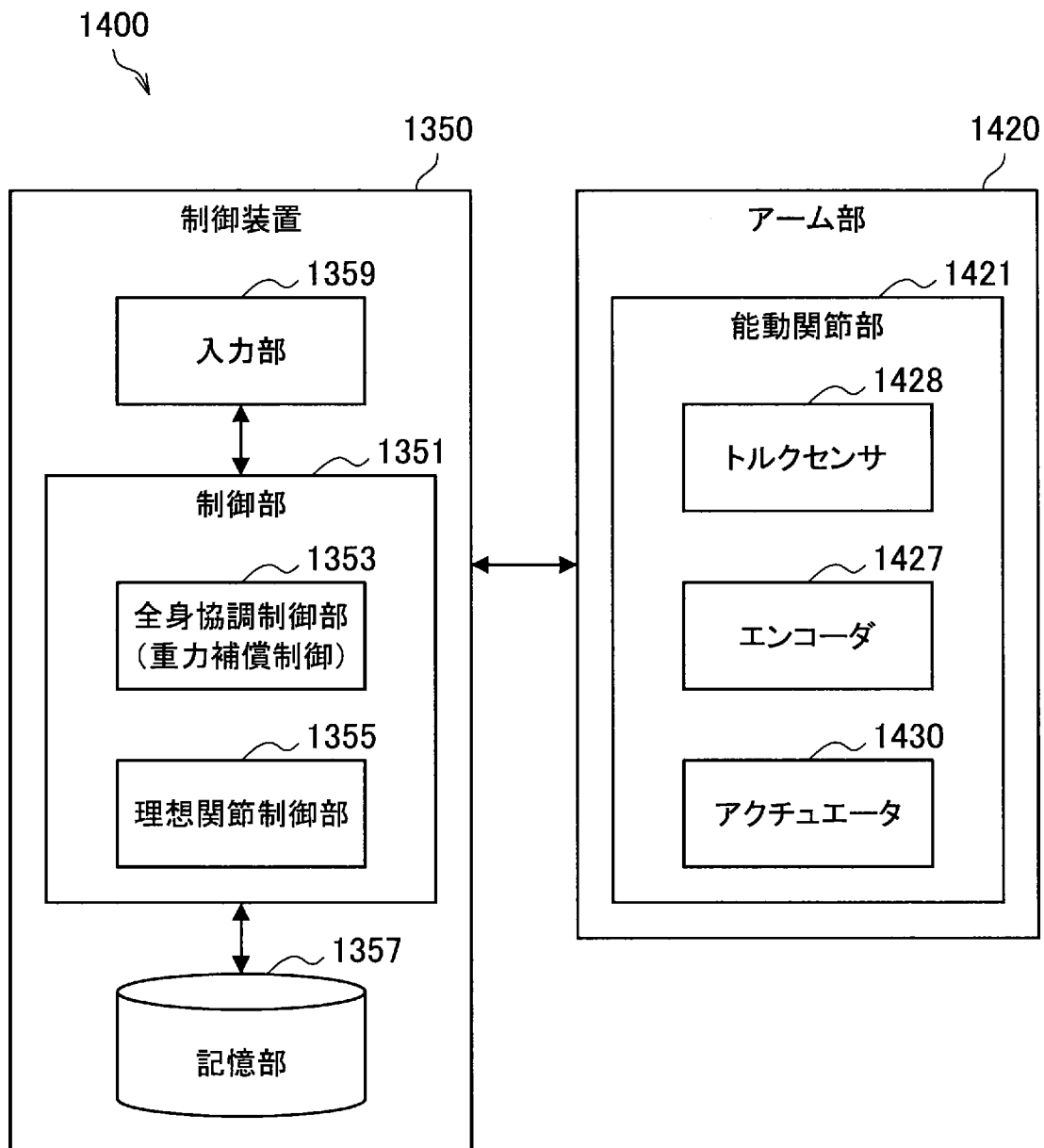
[図2]



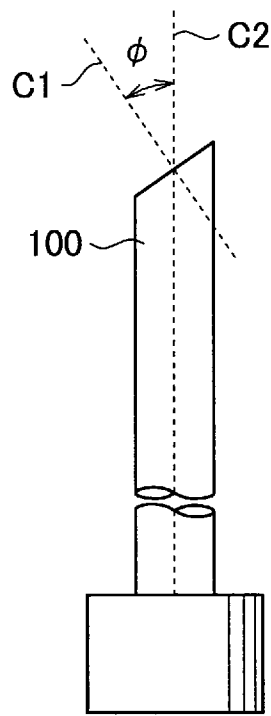
[図3]



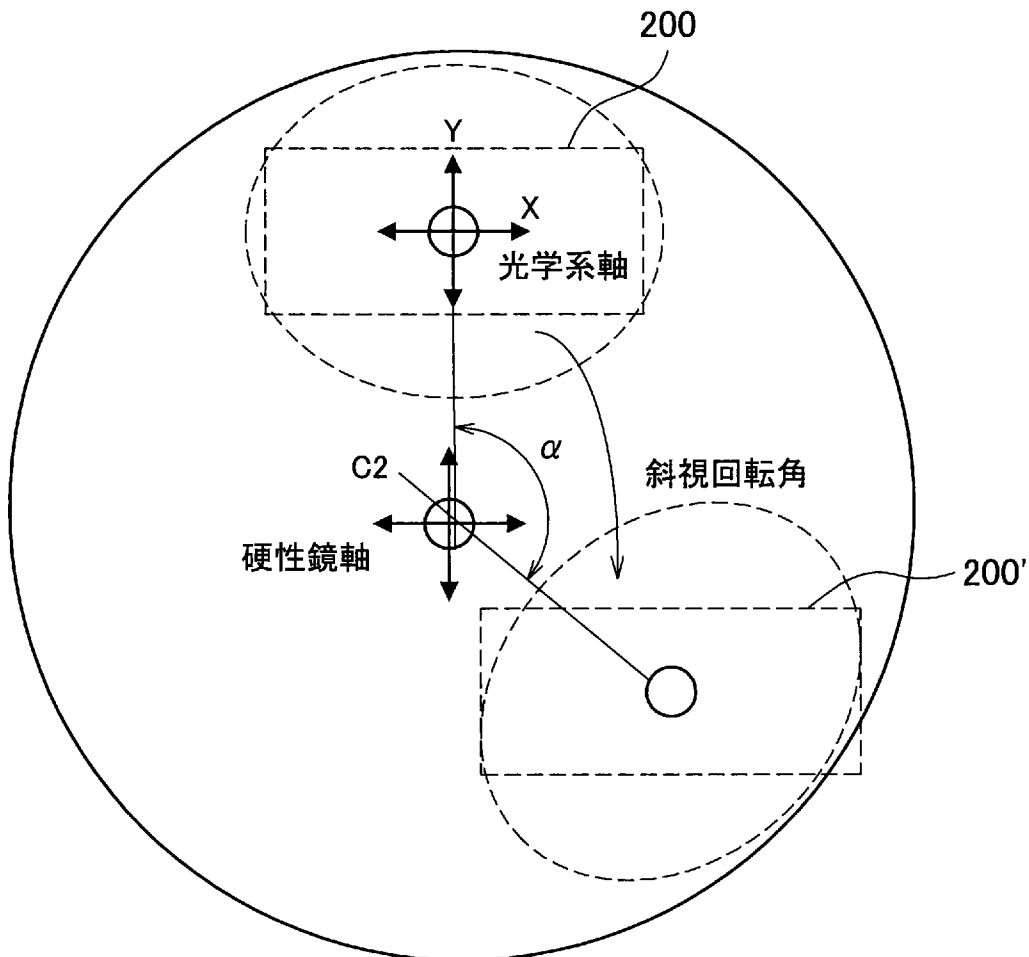
[図4]



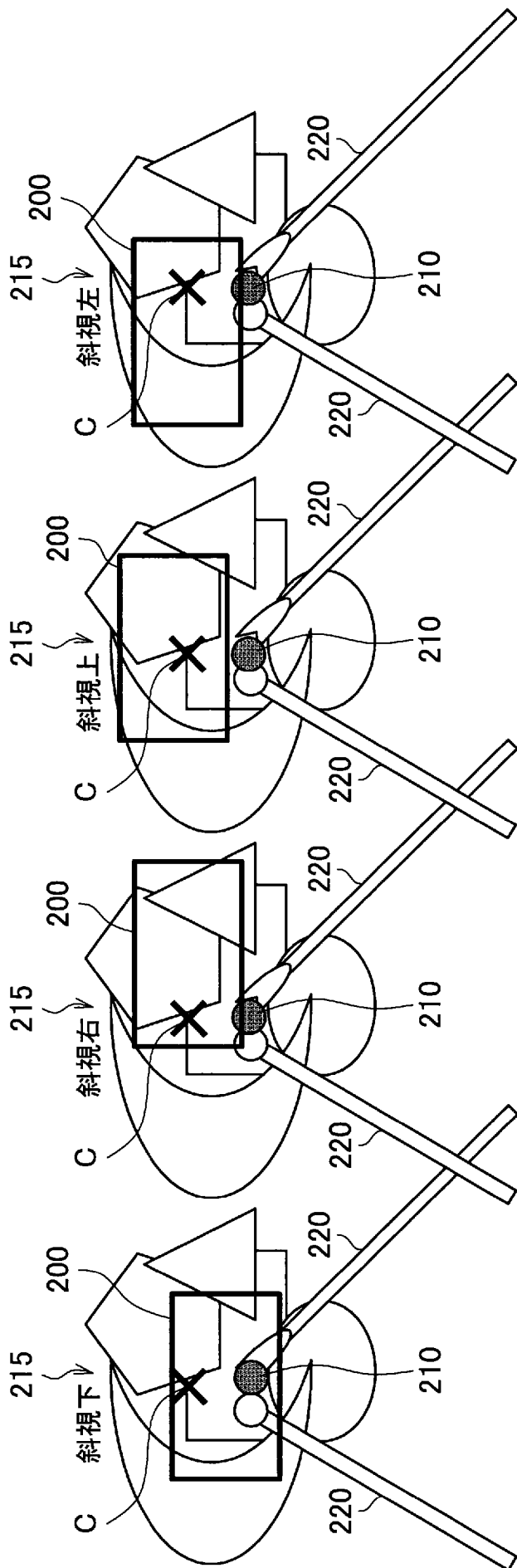
[図5]



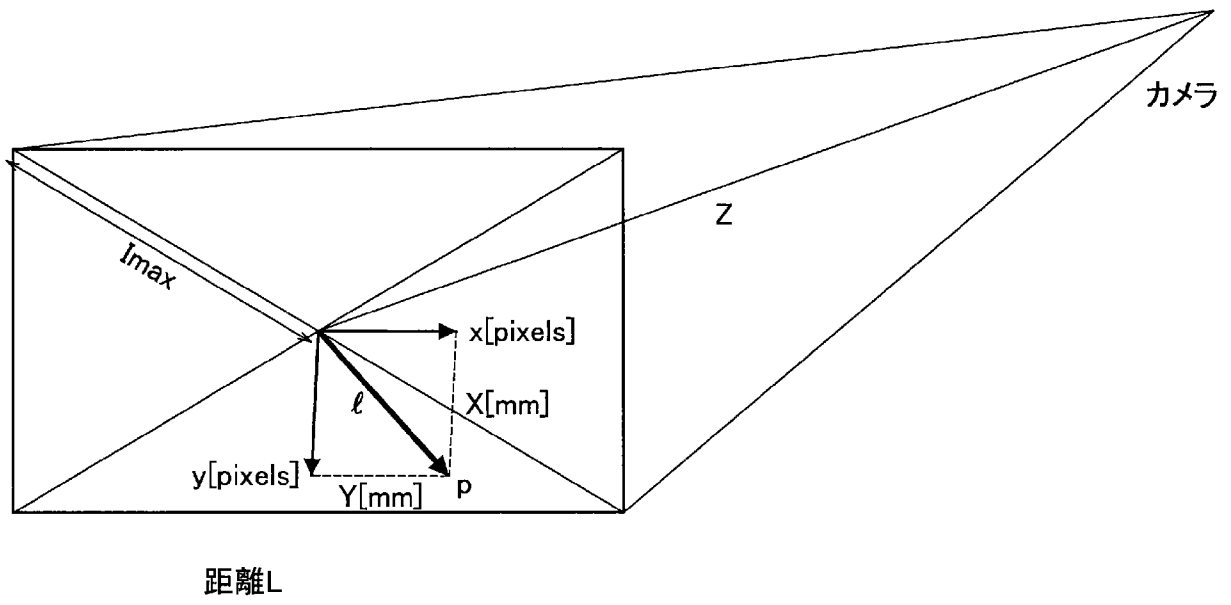
[図6]



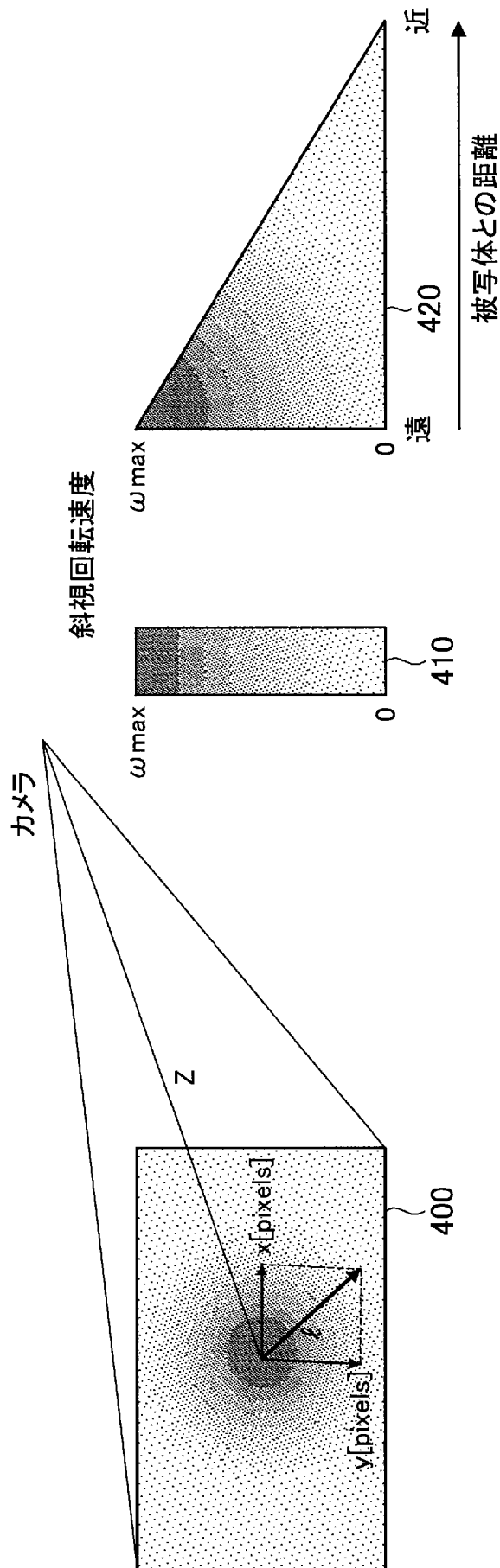
[図7]



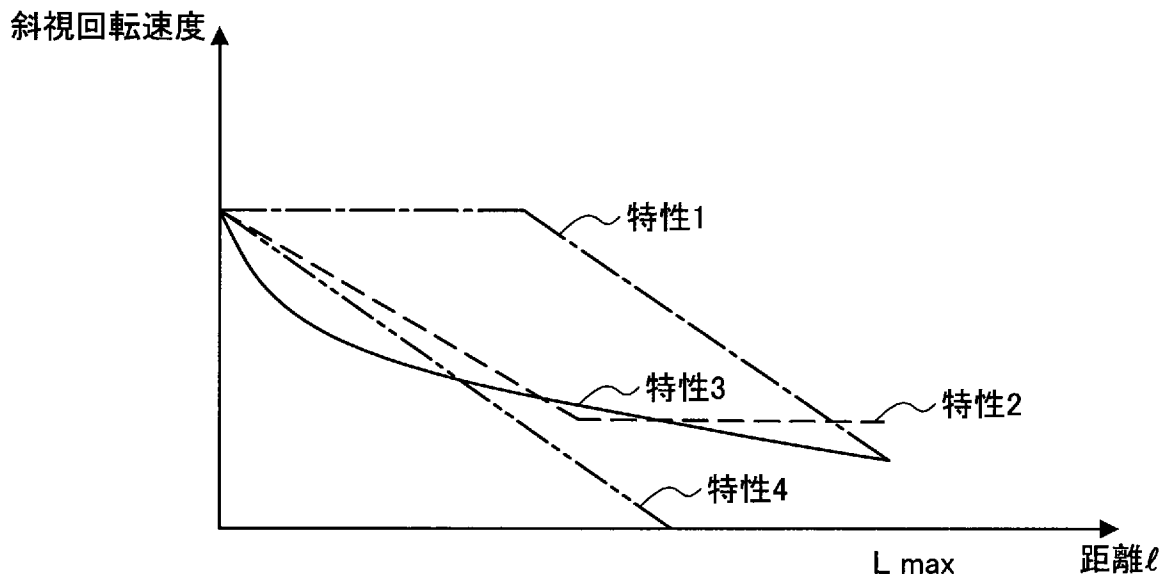
[図8]



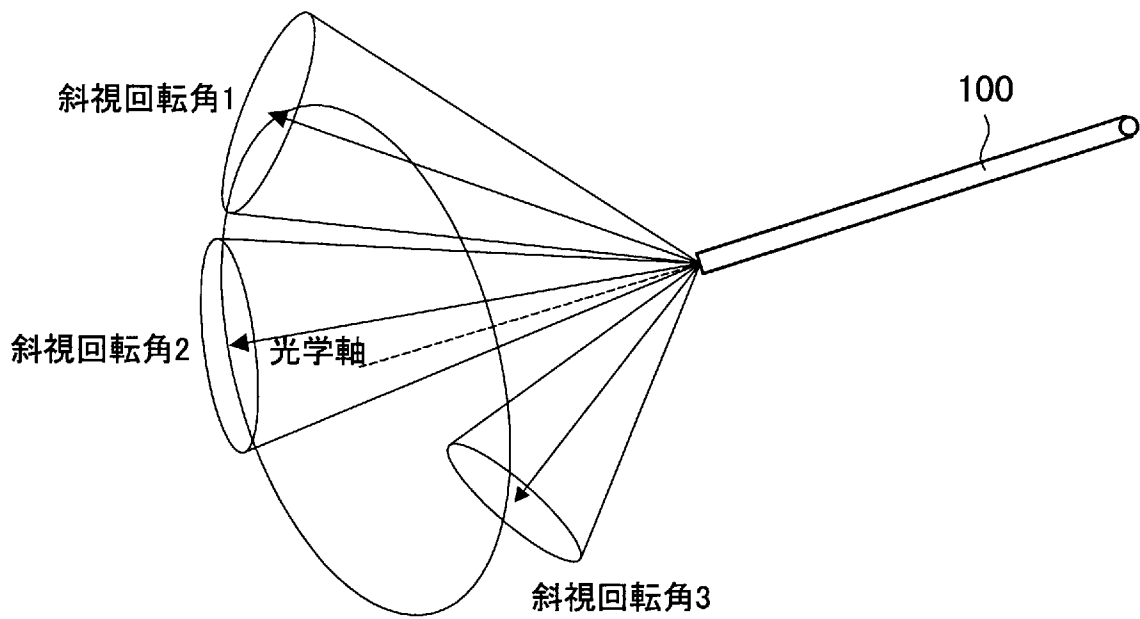
[図9]



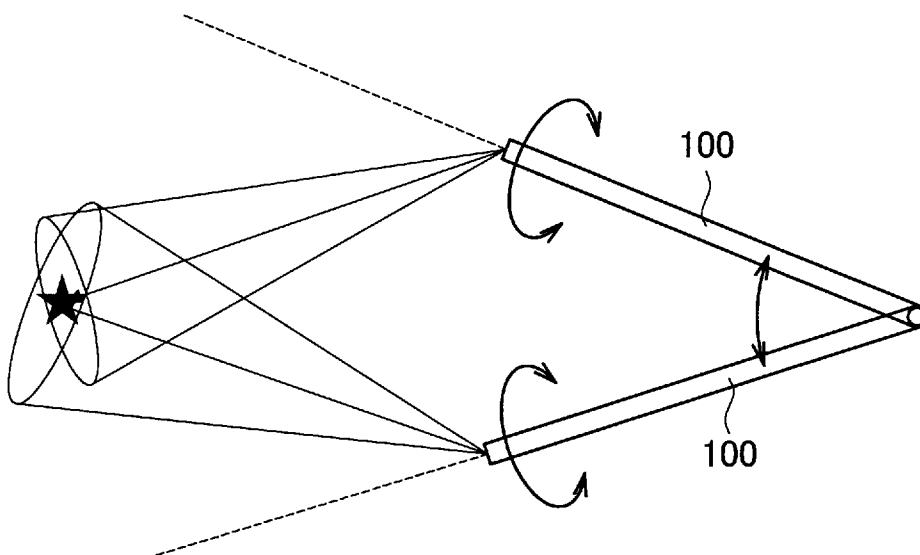
[図10]



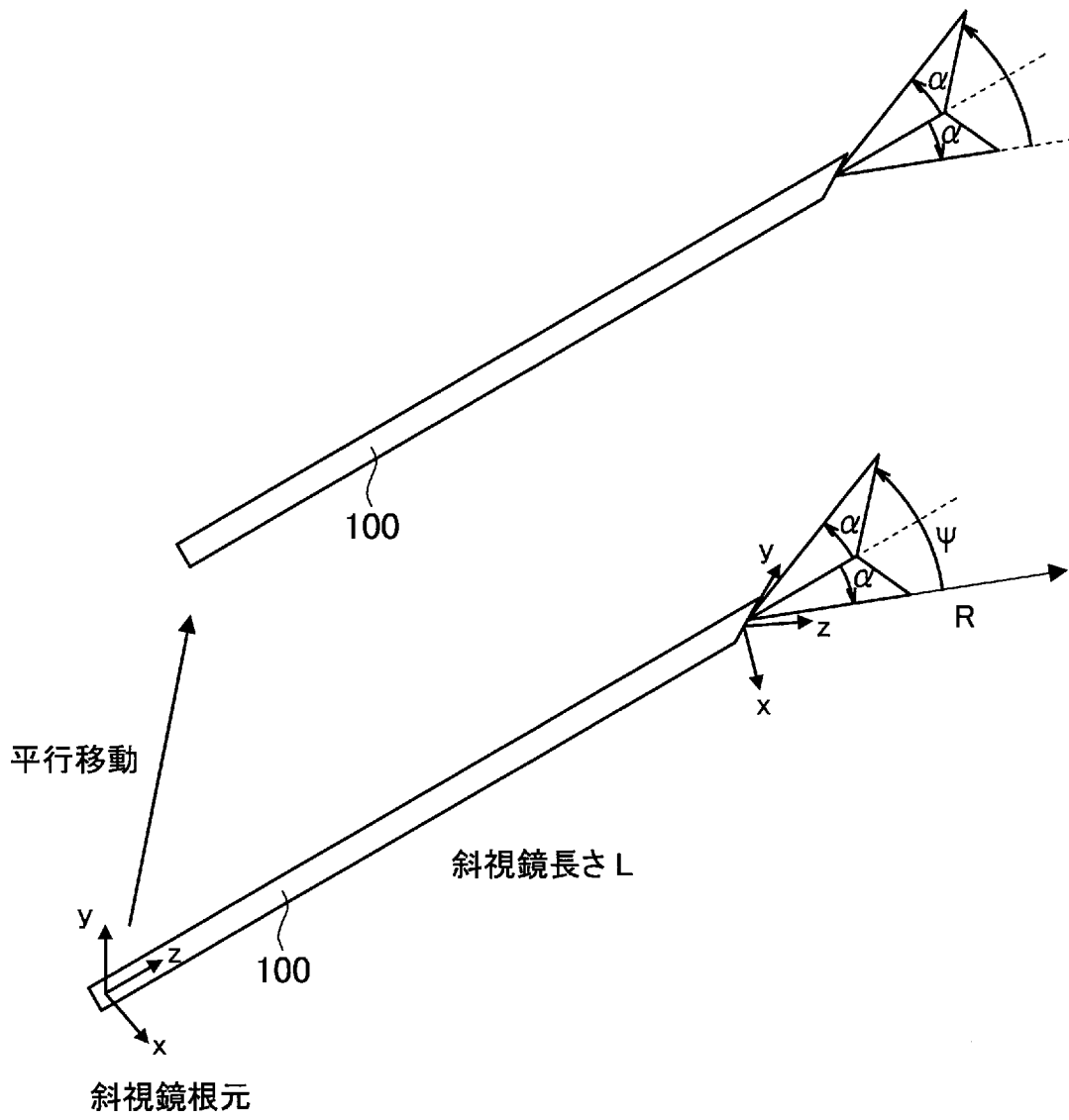
[図11]



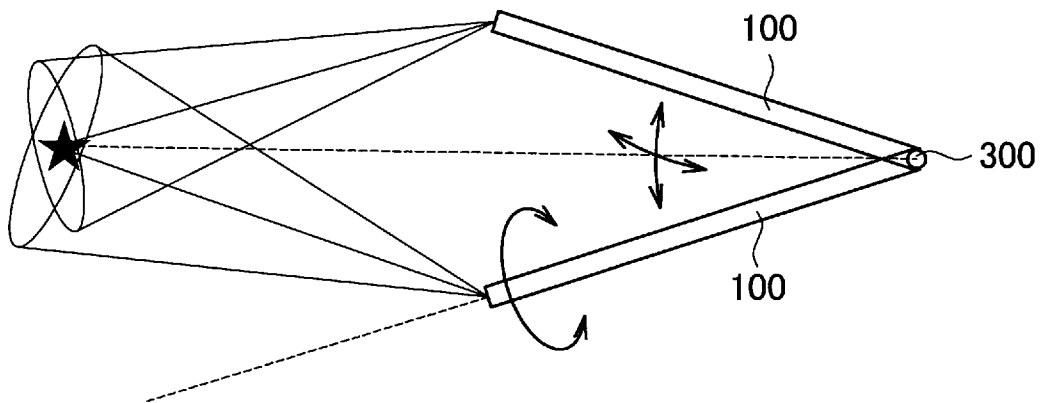
[図12]



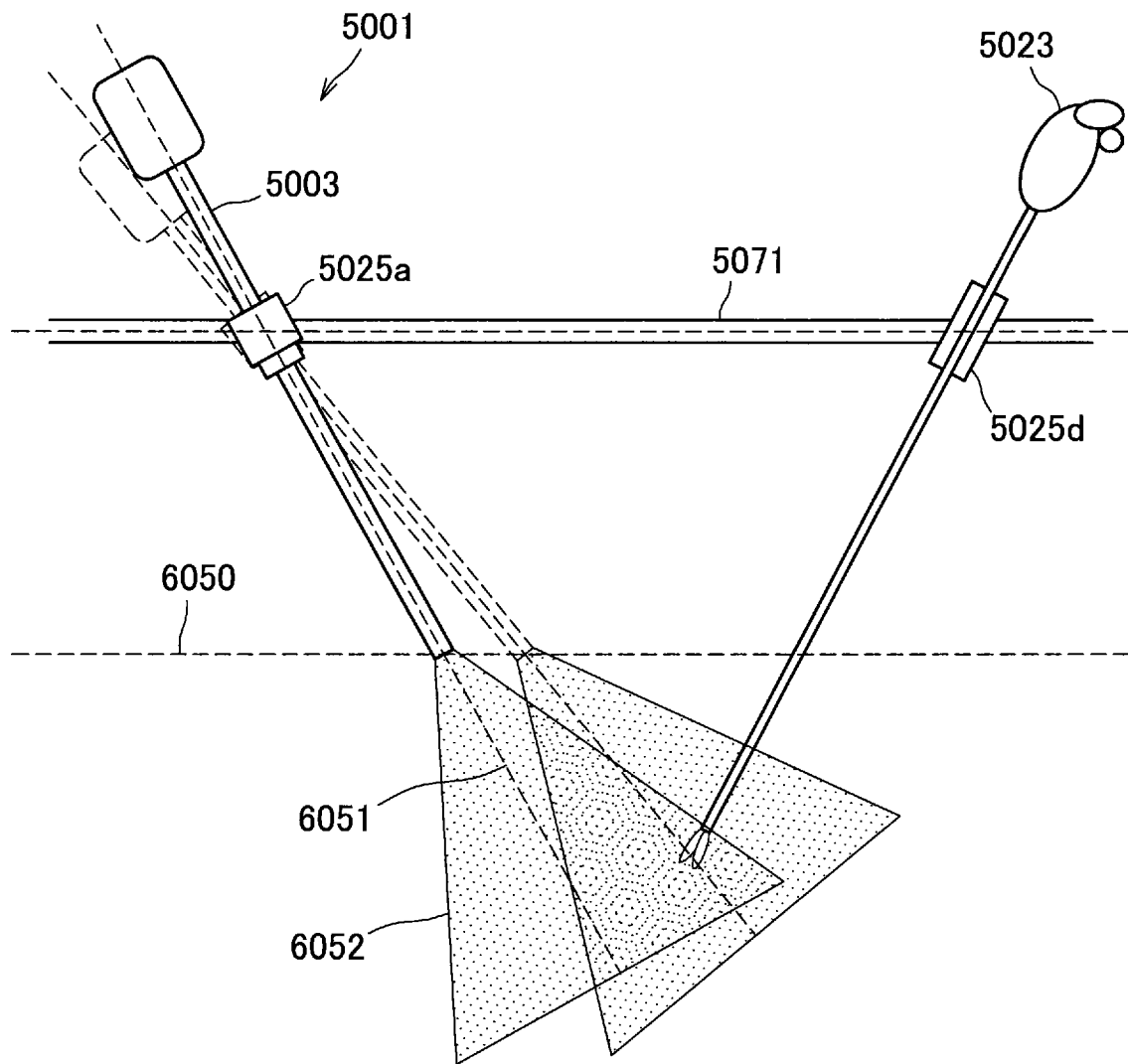
[図13]



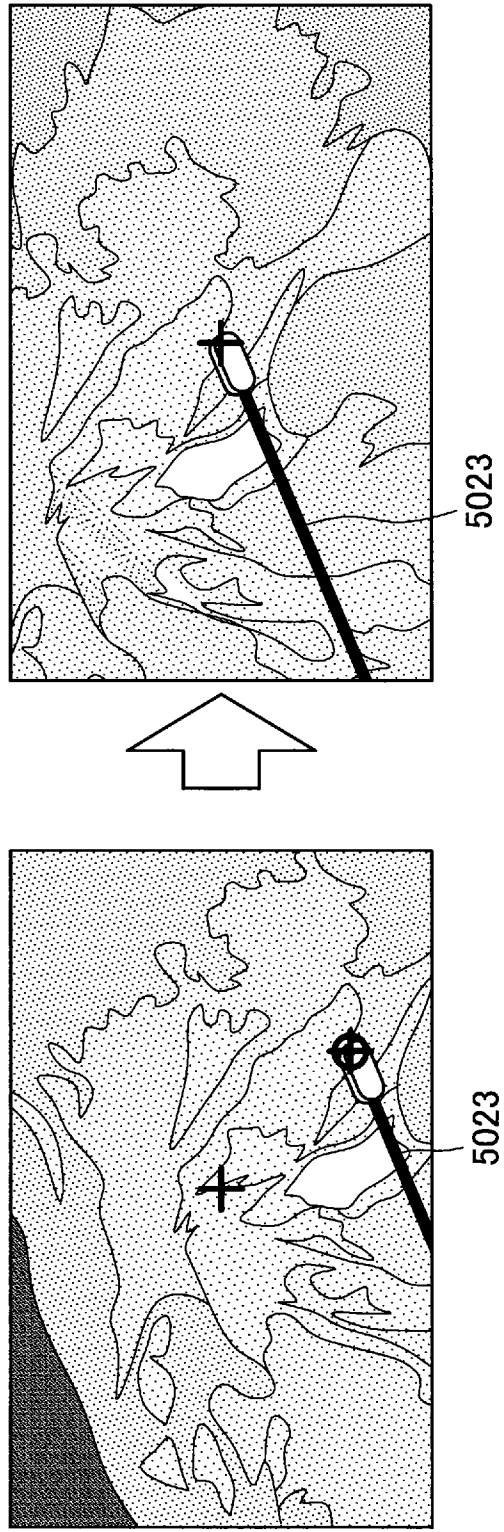
[図14]



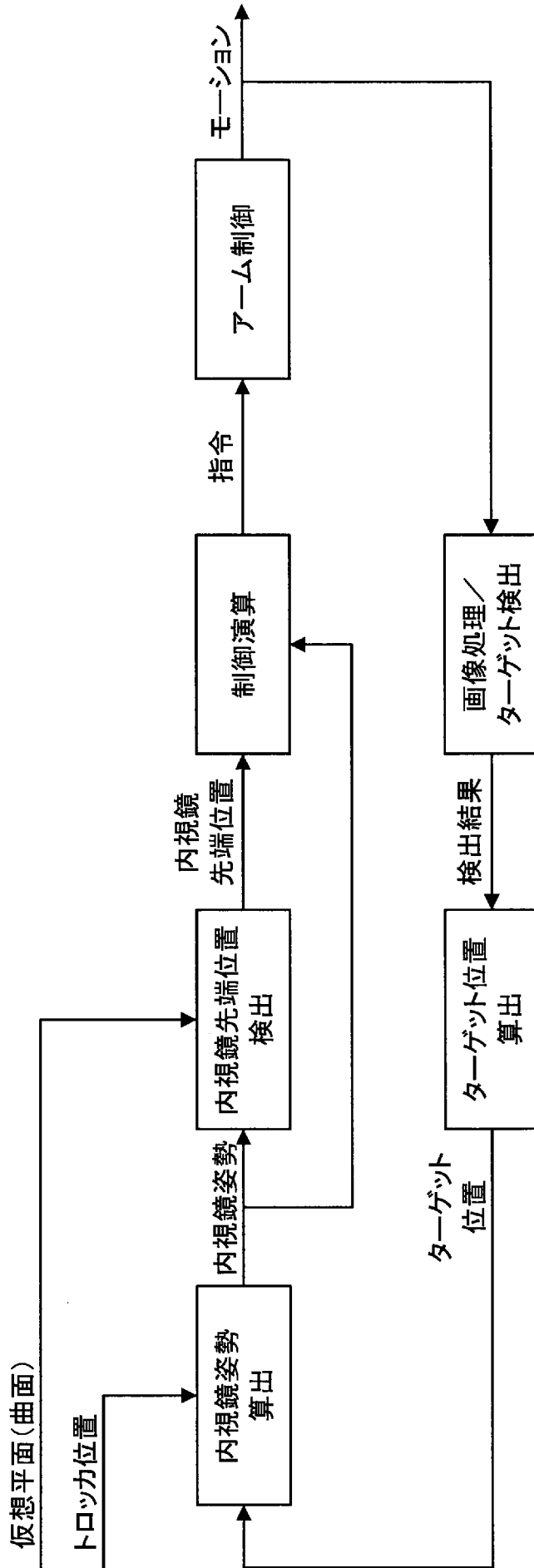
[図15]



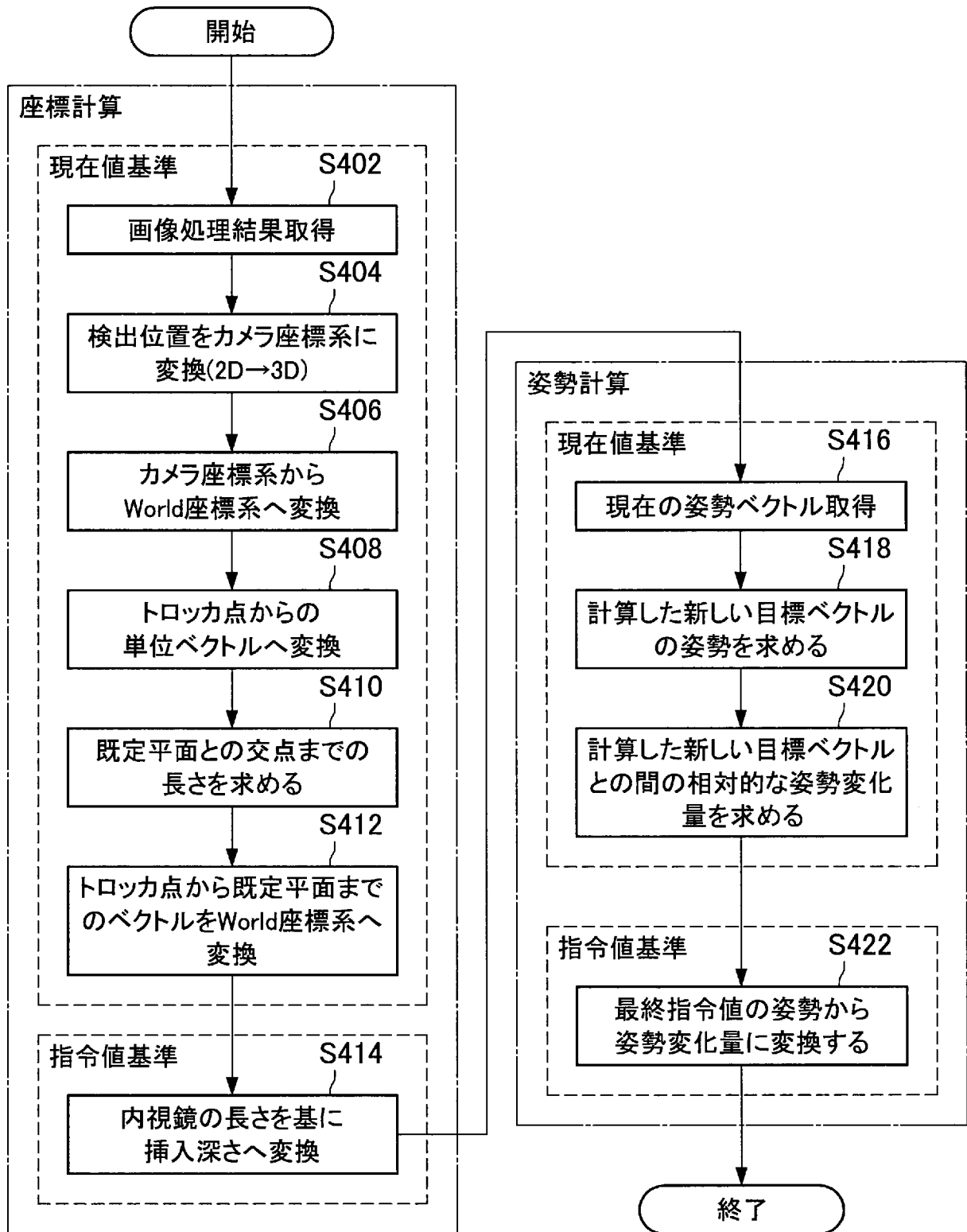
[図16]



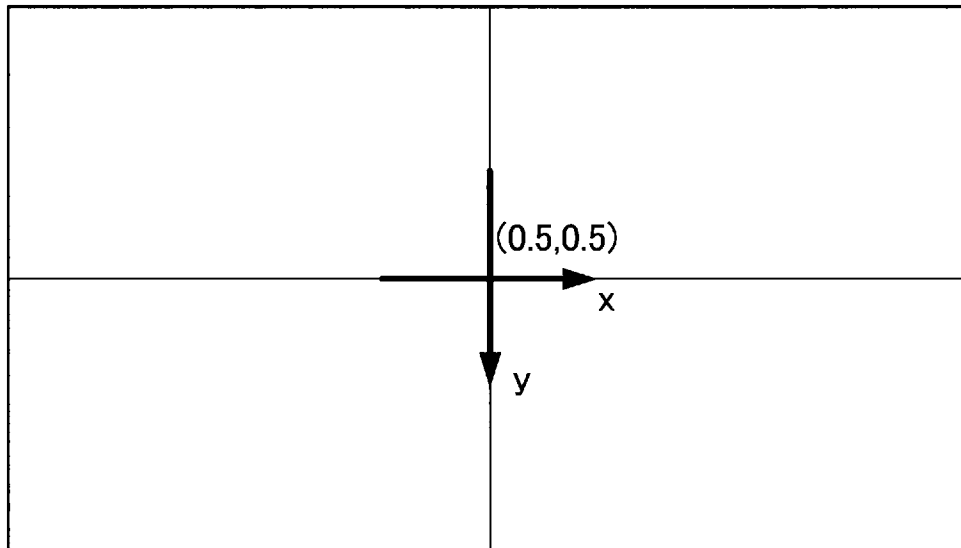
[図17]



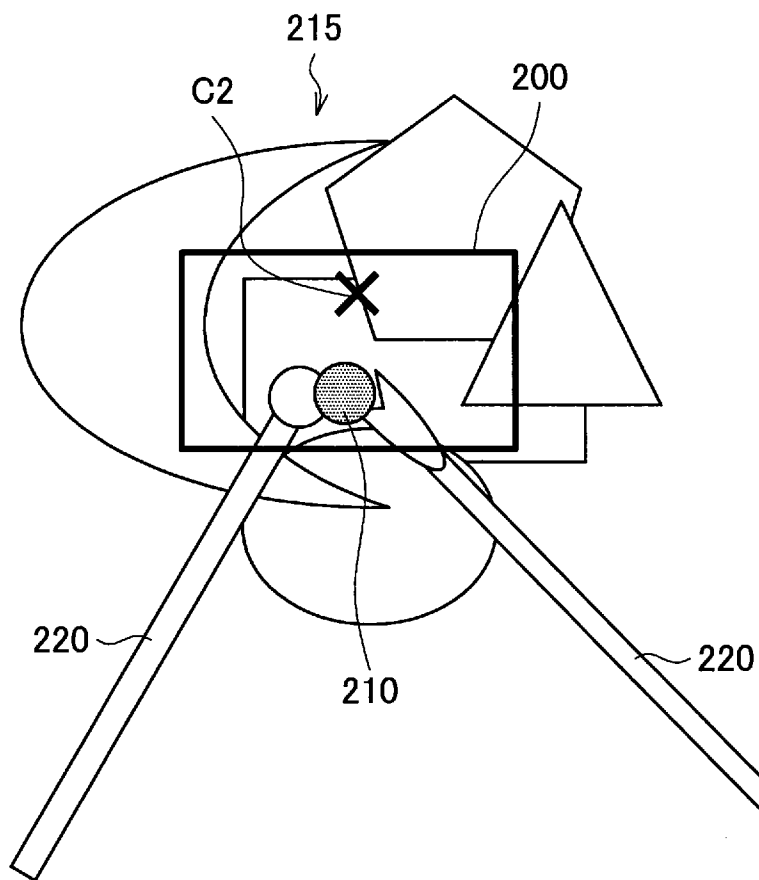
[図18]



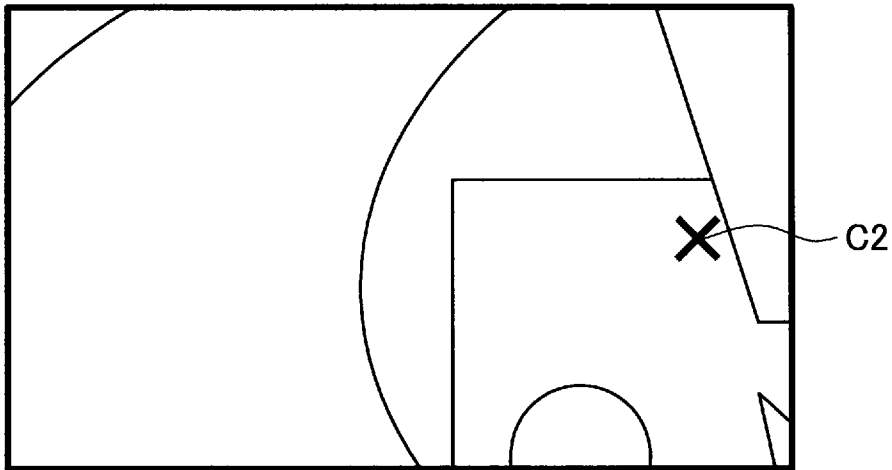
[図19]



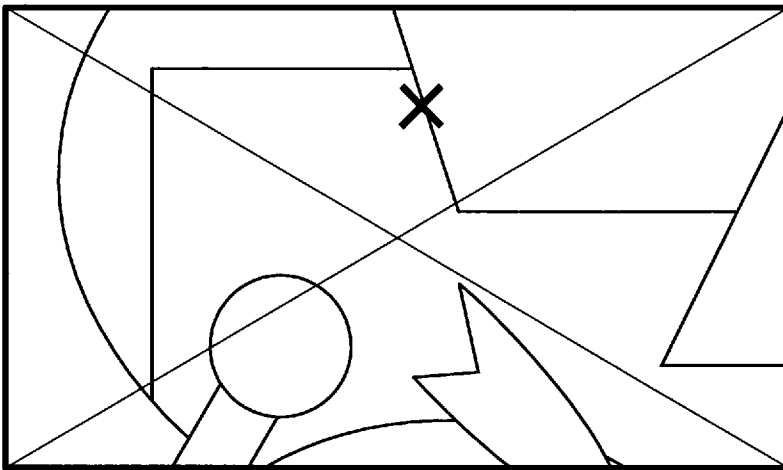
[図20A]



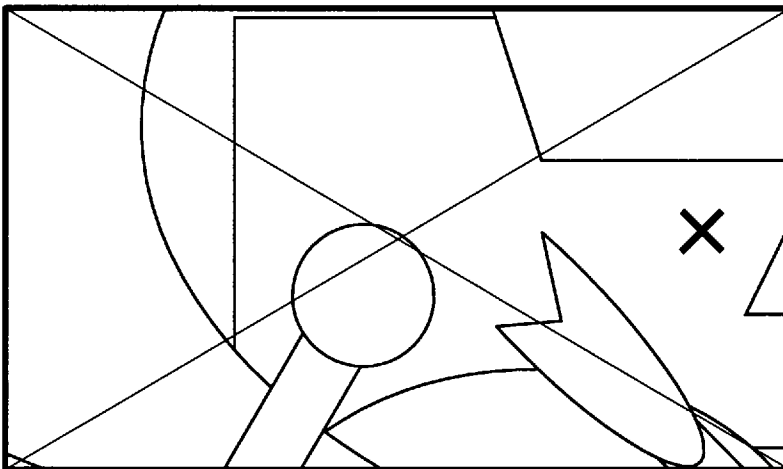
[図20B]



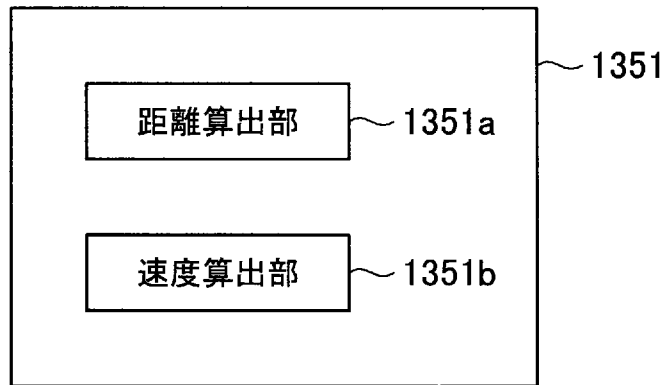
[図20C]



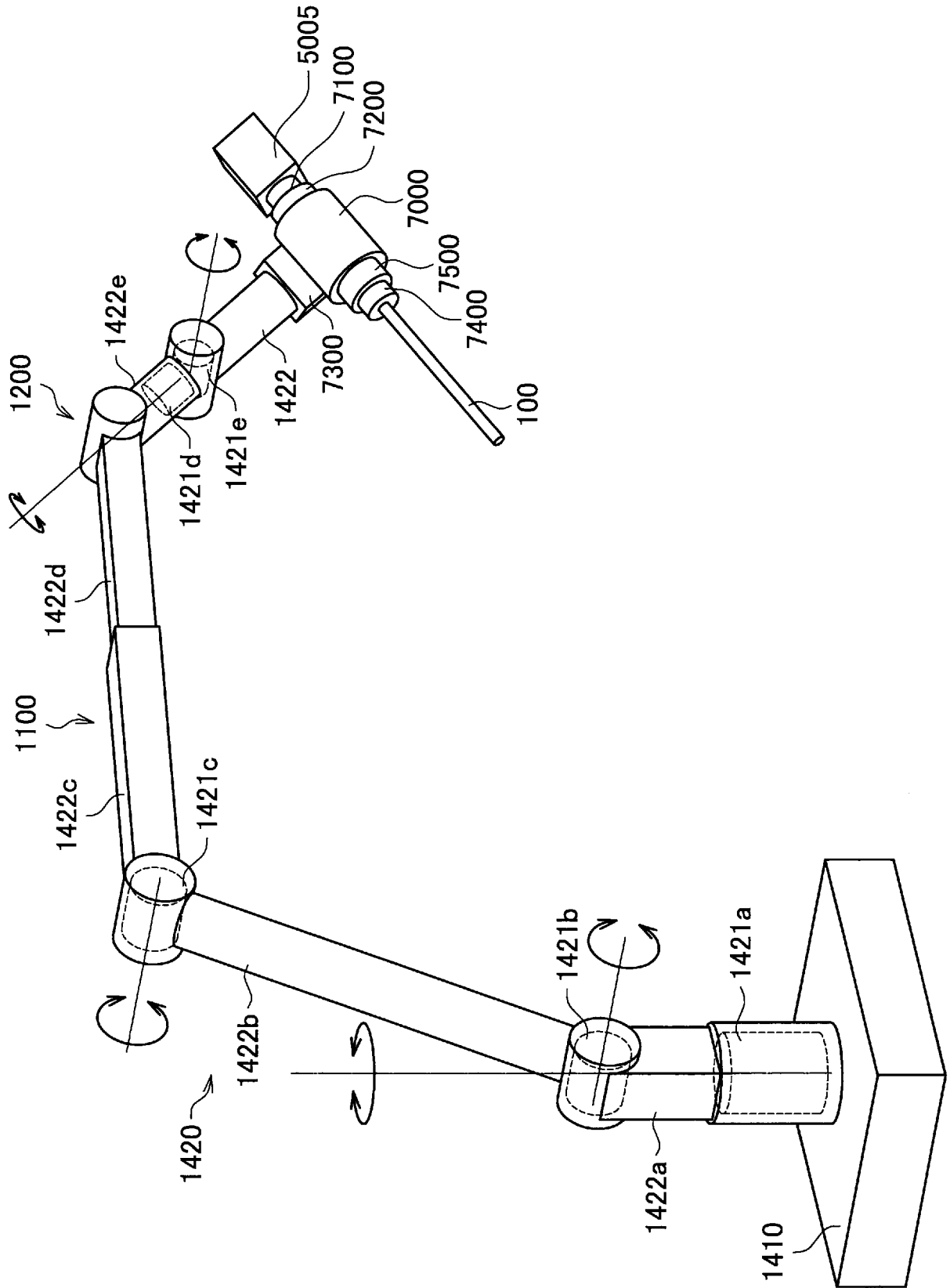
[図20D]



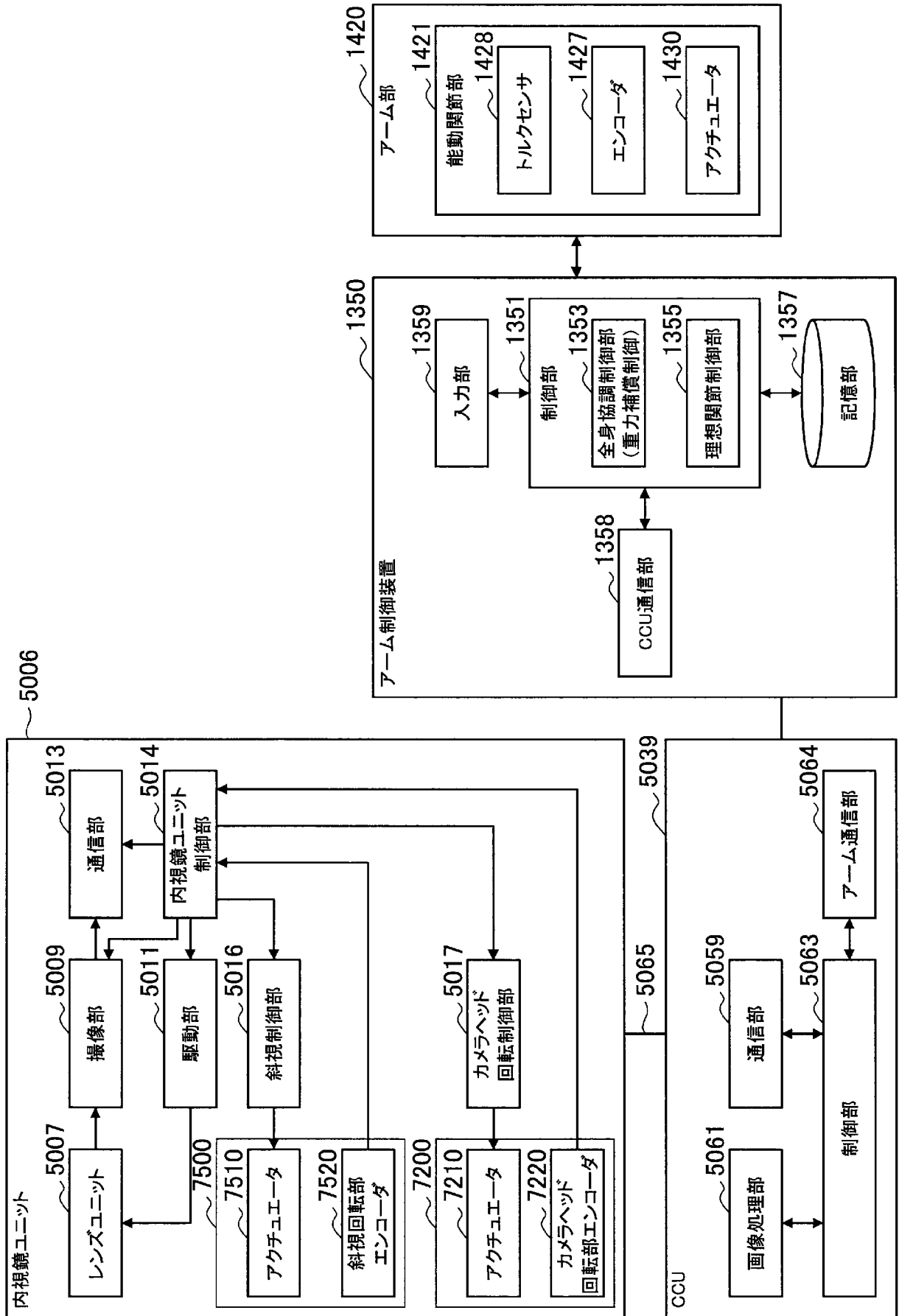
[図21]



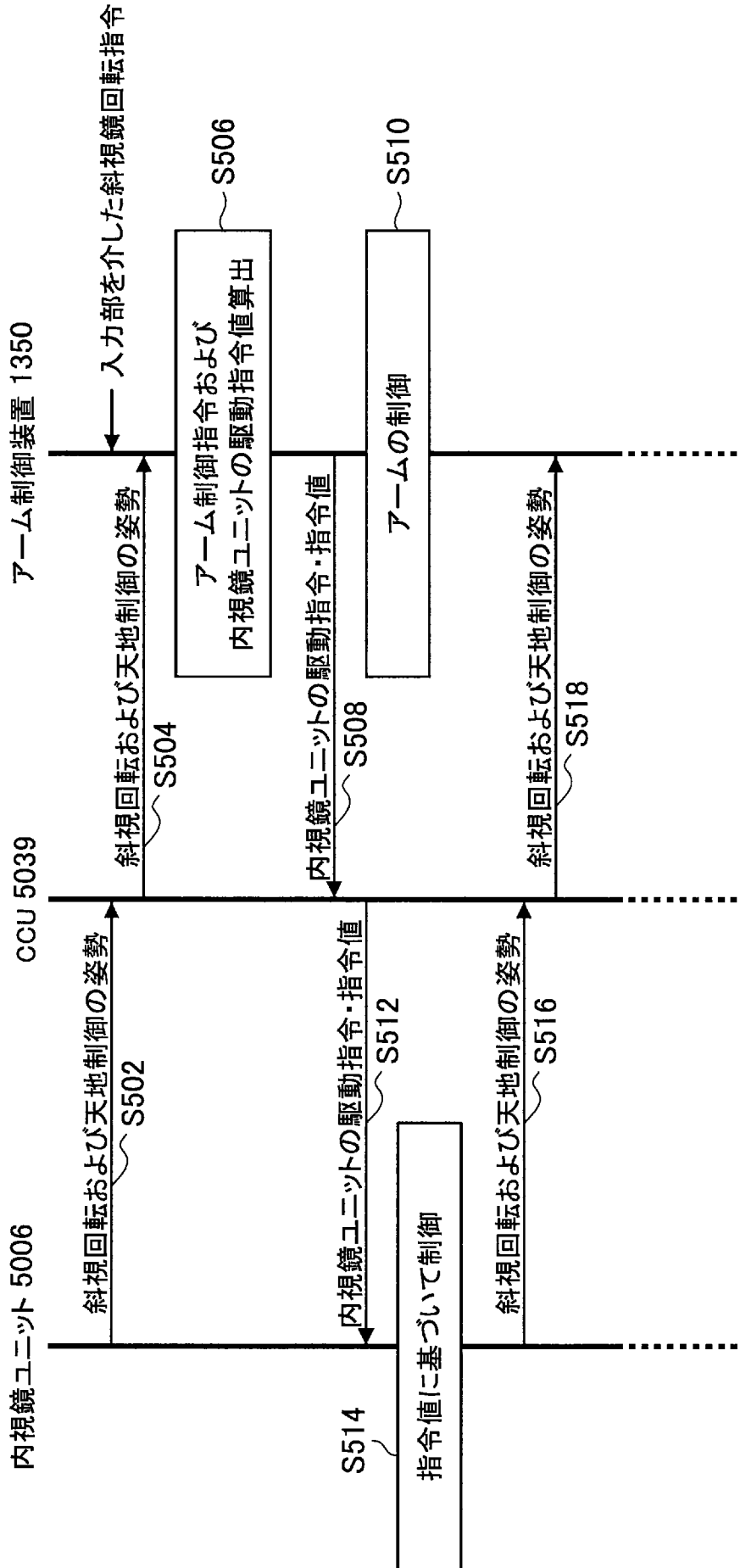
[図22]



[図23]



[図24]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/039539

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B34/30(2016.01)i, G02B21/24(2006.01)i,
G02B21/36(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)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. A61B1/00, A61B34/30, G02B21/24, G02B21/36, G02B23/24

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. |
|-----------|--|--------------------------------|
| Y A | JP 2016-524487 A (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 18 August 2016, claim 1, paragraphs [0019], [0041]-[0042] & US 2016/0066768 A1, claim 1, paragraphs [0023], [0035]-[0036] & WO 2014/181222 A1 & CN 105188594 A & RU 2015152452 A | 1, 3, 12, 15 2, 4-11, 13-14 |
| Y A | JP 2004-275203 A (OLYMPUS CORP.) 07 October 2004, paragraph [0031] (Family: none) | 1, 3, 12, 15 2, 4-11, 13-14 |

Further documents are listed in the continuation of Box C.

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

“I” 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
11 January 2019 (11.01.2019)

Date of mailing of the international search report
22 January 2019 (22.01.2019)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B34/30(2016.01)i, G02B21/24(2006.01)i, G02B21/36(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)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. A61B1/00, A61B34/30, G02B21/24, G02B21/36, G02B23/24

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 |
|-----------------|--|--------------------------------|
| Y A | JP 2016-524487 A (コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ) 2016.08.18, 請求項1, [0019], [0041] - [0042] & US 2016/0066768 A1, claim 1, [0023], [0035]-[0036] & WO 2014/181222 A1 & CN 105188594 A & RU 2015152452 A | 1, 3, 12, 15 2, 4-11, 13-14 |
| Y A | JP 2004-275203 A (オリンパス株式会社) 2004.10.07, [0031] (ファミリーなし) | 1, 3, 12, 15 2, 4-11, 13-14 |

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ 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 11.01.2019 | 国際調査報告の発送日 22.01.2019 |
| 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) 伊藤 昭治 電話番号 03-3581-1101 内線 3292 |
| | 2Q 4077 |