

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02018/159328

発行日 令和1年12月19日 (2019.12.19)

(43) 国際公開日 平成30年9月7日 (2018.9.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 5 4	3 C 7 0 7
B 2 5 J 13/08 (2006.01)	B 2 5 J 13/08 A	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 47 頁)

出願番号	特願2019-502872 (P2019-502872)	(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
(21) 国際出願番号	PCT/JP2018/005465	(74) 代理人	110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所
(22) 国際出願日	平成30年2月16日 (2018.2.16)	(72) 発明者	長尾 大輔 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2017-36843 (P2017-36843)	(72) 発明者	坪井 利充 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内
(32) 優先日	平成29年2月28日 (2017.2.28)	(72) 発明者	松田 康宏 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国 (JP)		
(31) 優先権主張番号	特願2017-36842 (P2017-36842)		
(32) 優先日	平成29年2月28日 (2017.2.28)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国 (JP)		

最終頁に続く

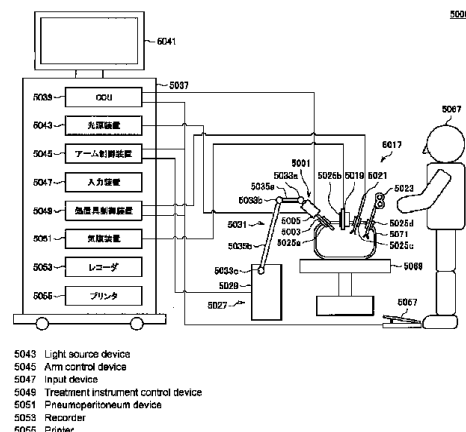
(54) 【発明の名称】 医療用アームシステム、制御装置及び制御方法

(57) 【要約】

【課題】人体内部に内視鏡を挿入して行う手術に関し、利便性と安全性の確保とを両立させることが可能な仕組みを提案する。

【解決手段】複数のリンクが関節部により連結され、先端に内視鏡を連結可能な多関節アームと、患者の体腔内に仮想面を設定し、前記内視鏡のうち前記体腔内の所定の点を前記仮想面上に拘束するように前記多関節アームを制御する制御部と、を備える医療用アームシステム。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数のリンクが関節部により連結され、先端に内視鏡を連結可能な多関節アームと、患者の体腔内に仮想面を設定し、前記内視鏡のうち前記体腔内の所定の点を前記仮想面上に拘束するように前記多関節アームを制御する制御部と、を備える医療用アームシステム。

【請求項 2】

前記制御部は、前記内視鏡により得られる画像の中心領域に前記体腔内の観察対象物が存在するように前記多関節アームを制御する、請求項 1 に記載の医療用アームシステム。

【請求項 3】

前記観察対象物は、術具である、請求項 2 に記載の医療用アームシステム。

【請求項 4】

前記観察対象物は、鉗子である、請求項 3 に記載の医療用アームシステム。

【請求項 5】

前記観察対象物は、前記術具に取り付けられたマーカーである、請求項 3 に記載の医療用アームシステム。

【請求項 6】

前記制御部は、前記所定の点の移動速度を所定の速度以下に制限する、請求項 1 に記載の医療用アームシステム。

【請求項 7】

前記制御部は、前記仮想面への前記所定の点の拘束を解除する、請求項 1 に記載の医療用アームシステム。

【請求項 8】

前記制御部は、術者による操作入力に基づいて、前記多関節アームを制御する、請求項 1 に記載の医療用アームシステム。

【請求項 9】

前記操作入力は、音声入力である、請求項 8 に記載の医療用アームシステム。

【請求項 10】

前記所定の点は、前記内視鏡の長手方向の先端の点である、請求項 1 に記載の医療用アームシステム。

【請求項 11】

前記制御部は、前記体腔内の臓器から所定距離離れた領域を、前記多関節アームに連結される手術器具の移動可能領域として設定する、請求項 1 に記載の医療用アームシステム。

【請求項 12】

前記移動可能領域を定義する境界は、前記仮想面である、請求項 11 に記載の医療用アームシステム。

【請求項 13】

前記制御部は、前記体腔内の形状データに基づいて前記仮想面を設定する、請求項 12 に記載の医療用アームシステム。

【請求項 14】

前記形状データは、C T (Computed Tomography) 画像又は M R I (Magnetic Resonance Imaging) 画像である、請求項 13 に記載の医療用アームシステム。

【請求項 15】

前記制御部は、前記患者の腹囲に基づいて前記仮想面を設定する、請求項 12 に記載の医療用アームシステム。

【請求項 16】

前記制御部は、手術中に前記手術器具の動作範囲が狭くなる方向に前記仮想面を設定する、請求項 12 に記載の医療用アームシステム。

【請求項 17】

前記制御部は、前記内視鏡の先端からの距離に応じた前記仮想面を設定する、請求項 16 に記載の医療用アームシステム。

【請求項 18】

前記内視鏡は、測距センサを備える、請求項 17 に記載の医療用アームシステム。

【請求項 19】

前記制御部は、前記内視鏡の内視鏡最短距離を、前記測距センサにより測定された前記内視鏡の先端から臓器までの距離から引いた距離を、前記仮想面の設定距離として設定する、請求項 18 に記載の医療用アームシステム。

【請求項 20】

患者の体腔内に仮想面を設定し、内視鏡のうち前記体腔内の所定の点を前記仮想面上に拘束するように、複数のリンクが関節部により連結されて先端に内視鏡を連結可能な多関節アームを制御する制御部、
を備える制御装置。

10

【請求項 21】

患者の体腔内に仮想面を設定し、内視鏡のうち前記体腔内の所定の点を前記仮想面上に拘束するように、複数のリンクが関節部により連結されて先端に内視鏡を連結可能な多関節アームを制御すること、
を含むプロセッサにより実行される制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本開示は、医療用アームシステム、制御装置及び制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療用機器に関する技術開発が盛んに行われている。例えば、下記特許文献 1 では、遠隔操作型手術システムにおける医療用マニピュレータおよびその制御方法に関し、特に腹腔鏡下手術、胸腹腔鏡下手術など、体内に内視鏡や鉗子などの医療器具を挿入して行う低侵襲手術を支援する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【0003】

【特許文献 1】国際公開第 2014/199413 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、上記特許文献 1 等が開示されている技術は、開発されてから未だ日が浅く、様々な観点で十分な提案がなされているとは言い難い。例えば、手術中の安全性を確保することも、十分な提案がなされていない観点のひとつである。

【0005】

そこで、本開示では、人体内部に内視鏡を挿入して行う手術に関し、利便性と安全性の確保とを両立させることが可能な仕組みを提案する。

40

【課題を解決するための手段】

【0006】

本開示によれば、複数のリンクが関節部により連結され、先端に内視鏡を連結可能な多関節アームと、患者の体腔内に仮想面を設定し、前記内視鏡のうち前記体腔内の所定の点を前記仮想面上に拘束するように前記多関節アームを制御する制御部と、を備える医療用アームシステムが提供される。

【0007】

また、本開示によれば、患者の体腔内に仮想面を設定し、内視鏡のうち前記体腔内の所定の点を前記仮想面上に拘束するように、複数のリンクが関節部により連結されて先端に

50

内視鏡を連結可能な多関節アームを制御する制御部、を備える制御装置が提供される。

【0008】

また、本開示によれば、患者の体腔内に仮想面を設定し、内視鏡のうち前記体腔内の所定の点を前記仮想面上に拘束するように、複数のリンクが関節部により連結されて先端に内視鏡を連結可能な多関節アームを制御すること、を含むプロセッサにより実行される制御方法が提供される。

【発明の効果】

【0009】

以上説明したように本開示によれば、人体内部に内視鏡を挿入して行う手術に関し、利便性と安全性の確保とを両立させることが可能な仕組みが提供される。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】

【0010】

【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】第1の実施形態に係る第1の設定方法における位置合わせ方法を説明するための図である。

【図6】同実施形態に係る第1の設定方法におけるバーチャルウォールの設定を説明するための図である。

【図7】同実施形態に係る第1の設定方法におけるバーチャルウォールの設定処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図8】同実施形態に係る第2の設定方法における位置合わせ方法を説明するための図である。

【図9】同実施形態に係る第2の設定方法におけるバーチャルウォールの設定を説明するための図である。

【図10】同実施形態に係る第2の設定方法におけるバーチャルウォールの設定処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図11】同実施形態に係る第3の設定方法におけるバーチャルウォールの設定を説明するための図である。

【図12】同実施形態に係る第3の設定方法におけるバーチャルウォールの設定を説明するための図である。

【図13】同実施形態に係る第3の設定方法におけるバーチャルウォールの設定処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図14】同実施形態に係るバーチャルウォールの設定を説明するための図である。

【図15】同実施形態に係るバーチャルウォールの設定を説明するための図である。

【図16】同実施形態に係るバーチャルウォールの設定を説明するための図である。

【図17】同実施形態に係るバーチャルウォールの設定を説明するための図である。

【図18】同実施形態に係るバーチャルウォールの設定を説明するための図である。

【図19】同実施形態に係るバーチャルウォールの設定を説明するための図である。

【図20】同実施形態に係るバーチャルウォールの設定を説明するための図である。

【図21】第2の実施形態の概要を説明するための図である。

【図22】同実施形態の概要を説明するための図である。

【図23】同実施形態に係る拘束対象点の一例を説明するための図である。

【図24】同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25】同実施形態に係る内視鏡手術システムによる目標計算処理の流れの一例を示す

10

20

30

40

50

フローチャートである。

【図 2 6】同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。

【発明を実施するための形態】

【0011】

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。

【0012】

なお、説明は以下の順序で行うものとする。

1. 基本構成

10

1. 1. 内視鏡手術システムの構成例

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. 第 1 の実施形態

2. 1. 概要

2. 2. 詳細

3. 第 2 の実施形態

3. 1. 概要

3. 2. 詳細

4. まとめ

20

【0013】

<< 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手術システムの基本構成を説明する。

【0014】

< 1. 1. 内視鏡手術システムの構成例 >

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。

30

【0015】

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。

40

【0016】

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。

【0017】

50

(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 から構成される多関節アームであり、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 は、先端に内視鏡 5001 を連結可能である。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。

【0018】

(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。

【0019】

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、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。

【0020】

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。

【0021】

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 5005 には撮像素子が複数設けられてもよい。この場合、鏡筒 5003 の内部には、当該複数の撮像素子のそれぞれに観察光を導光するために、リレー光学系が複数系統設けられる。

【0022】

(カートに搭載される各種の装置)

CCU 5039 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、CCU 5039 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。CCU 5039 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、CCU 5039 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。

【0023】

表示装置 5041 は、CCU 5039 からの制御により、当該 CCU 5039 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。

【0024】

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。

【0025】

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。

【0026】

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。

【0027】

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。

【0028】

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、ユーザの声を收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。

【0029】

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。

【0030】

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。

【0031】

（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 5033 a、5033 b、5033 c と、関節部 5033 b によって連結される複数

10

20

30

40

50

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。

【0032】

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～5033c 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。

【0033】

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。

【0034】

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。

【0035】

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。

【0036】

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。

【0037】

（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

10

20

30

40

50

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。

【0038】

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。

10

【0039】

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。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。

20

【0040】

（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。

【0041】

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。

30

【0042】

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。

40

【0043】

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5013に提供される。

【0044】

50

撮像部 5009 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 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。

【0045】

また、撮像部 5009 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 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。

【0046】

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。

【0047】

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。

【0048】

通信部 5013 は、C C U 5039 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 R A W データとして伝送ケーブル 5065 を介して C C U 5039 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 C C U 5039 に送信される。

【0049】

また、通信部 5013 は、C C U 5039 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、C C U 5039 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。

【0050】

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 5039 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 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 5001 に搭載される。

【0051】

カメラヘッド制御部 5015 は、通信部 5013 を介して受信した C C U 5039 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

10

20

30

40

50

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。

【0052】

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。

【0053】

次に、CCU 5039 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。

【0054】

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。

【0055】

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。

【0056】

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。

【0057】

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。

【0058】

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

10

20

30

40

50

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。

【００５９】

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。

【００６０】

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。

【００６１】

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５０００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。

【００６２】

< 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。

【００６３】

まず、図３を参照して、本実施形態に係る支持アーム装置４００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４００の外観を示す概略図である。

【００６４】

本実施形態に係る支持アーム装置４００は、ベース部４１０及びアーム部４２０を備える。ベース部４１０は支持アーム装置４００の基台であり、ベース部４１０からアーム部４２０が延伸される。また、図３には図示しないが、ベース部４１０内には、支持アーム装置４００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４２０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。

【００６５】

アーム部４２０は、複数の能動関節部４２１ａ～４２１ｆと、複数のリンク４２２ａ～４２２ｆと、アーム部４２０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。

【００６６】

リンク４２２ａ～４２２ｆは略棒状の部材である。リンク４２２ａの一端が能動関節部４２１ａを介してベース部４１０と連結され、リンク４２２ａの他端が能動関節部４２１ｂを介してリンク４２２ｂの一端と連結され、さらに、リンク４２２ｂの他端が能動関節部４２１ｃを介してリンク４２２ｃの一端と連結される。リンク４２２ｃの他端は受動スライド機構１００を介してリンク４２２ｄに連結され、さらに、リンク４２２ｄの他端は受動関節部２００を介してリンク４２２ｅの一端と連結される。リンク４２２ｅの他端は能動関節部４２１ｄ、４２１ｅを介してリンク４２２ｆの一端と連結される。内視鏡装置４２３は、アーム部４２０の先端、すなわち、リンク４２２ｆの他端に、能動関節部４２１ｆを介して連結される。このように、ベース部４１０を支点として、複数のリンク４２２ａ～４２２ｆの端同士が、能動関節部４２１ａ～４２１ｆ、受動スライド機構１００及び受動関節部２００によって互いに連結されることにより、ベース部４１０から延伸されるアーム形状が構成される。

【００６７】

かかるアーム部 420 のそれぞれの能動関節部 421 a ~ 421 f 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 423 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 423 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 420 の先端に設けられる先端ユニットは内視鏡装置 423 に限定されず、アーム部 420 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 400 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。

【0068】

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 400 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 410 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 410 からアーム部 420 が延伸されている方向（すなわち、ベース部 410 に対して内視鏡装置 423 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。

【0069】

能動関節部 421 a ~ 421 f はリンク同士を互いに回動可能に連結する。能動関節部 421 a ~ 421 f 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 421 a ~ 421 f 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 420 を伸ばしたり、縮めたり（折り畳んだり）といった、アーム部 420 の駆動を制御することができる。ここで、能動関節部 421 a ~ 421 f 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 421 a ~ 421 f 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 421 a ~ 421 f の駆動制御とは、具体的には、能動関節部 421 a ~ 421 f の回転角度及び／又は発生トルク（能動関節部 421 a ~ 421 f が発生させるトルク）が制御されることを意味する。

【0070】

受動スライド機構 100 は、受動形態変更機構の一態様であり、リンク 422 c とリンク 422 d 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 100 は、リンク 422 c とリンク 422 d とを互いに直動可能に連結してもよい。ただし、リンク 422 c とリンク 422 d 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 100 は、例えばユーザによって進退動の操作が行われ、リンク 422 c の一端側の能動関節部 421 c と受動関節部 200 との間の距離を可変とする。これにより、アーム部 420 の全体の形態が変化し得る。受動スライド機構 100 の構成の詳細は後述する。

【0071】

受動関節部 200 は、受動形態変更機構の一態様であり、リンク 422 d とリンク 422 e とを互いに回動可能に連結する。受動関節部 200 は、例えばユーザによって回動の操作が行われ、リンク 422 d とリンク 422 e との成す角度を可変とする。これにより、アーム部 420 の全体の形態が変化し得る。受動関節部 200 の構成の詳細は後述する。

【0072】

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距離が一定の状態、制御部による能動関節部 421 a ~ 421 f 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距離や、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。

【0073】

本実施形態に係る支持アーム装置 400 は、6 つの能動関節部 421 a ~ 421 f を有

し、アーム部 420 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 400 の駆動制御は制御部による 6 つの能動関節部 421 a ~ 421 f の駆動制御により実現される一方、受動スライド機構 100 及び受動関節部 200 は、制御部による駆動制御の対象とはなっていない。

【0074】

具体的には、図 3 に示すように、能動関節部 421 a, 421 d, 421 f は、接続されている各リンク 422 a, 422 e の長軸方向及び接続されている内視鏡装置 423 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 421 b, 421 c, 421 e は、接続されている各リンク 422 a ~ 422 c, 422 e, 422 f 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 421 a, 421 d, 421 f は、いわゆるヨーイングを行う機能を有し、能動関節部 421 b, 421 c, 421 e は、いわゆるピッチングを行う機能を有する。

【0075】

このようなアーム部 420 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 400 ではアーム部 420 の駆動に対して 6 自由度が実現されるため、アーム部 420 の可動範囲内において内視鏡装置 423 を自由に移動させることができる。図 3 では、内視鏡装置 423 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 423 によって撮影される施術部位の撮影中心であるとすれば、内視鏡装置 423 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 423 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。

【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 400 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 400 におけるアーム部 420 の駆動制御、すなわち、能動関節部 421 a ~ 421 f に設けられたアクチュエータ 430 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 350 を含む支持アーム装置 400 の全体構成例を示すブロック図である。制御装置 350 は、制御部 351 と記憶部 357 と入力部 359 とを備える。

【0078】

制御部 351 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 351 は、制御装置 350 を統合的に制御するとともに、支持アーム装置 400 におけるアーム部 420 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 351 は、全身協調制御部 353 と理想関節制御部 355 とを有する。全身協調制御部 353 は、支持アーム装置 400 のアーム部 420 の能動関節部 421 a ~ 421 f に設けられたアクチュエータ 430 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 355 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 357 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

10

20

30

40

50

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350により制御されるアーム部420は、能動関節部421を備える。能動関節部421(421a~421f)は、リンク422a~422f及び内視鏡装置423を接続又は支持するための支持部材等、アーム部420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420の関節部の駆動とは、能動関節部421a~421f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421は、トルクセンサ428、エンコーダ427及びアクチュエータ430を備える。なお、図4では、アクチュエータ430とエンコーダ427及びトルクセンサ428とが分離して図示されているが、エンコーダ427及びトルクセンサ428はアクチュエータ430に含まれて構成されてもよい。

【0082】

アクチュエータ430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430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430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モータが用いられてよい。

【0084】

モータドライバは、モータに電流を供給することによりモ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、モータに供給する電流量を調整することにより、モータの回転数を制御することができる。モータドライバは、制御部からのトルク指令値 τ に対応する電流をモータに供給することにより、当該モータを駆動させる。

【0085】

また、モータドライバは、モ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430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430における回転運動、すなわち、能動関節部421a~421f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421a~421f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420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420を手動で移動し難い状態)にすることもできる。

【0086】

モータの回転軸(駆動軸)には、減速機が連結される。減速機は、連結されたモ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減速機が用いられてよい。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430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430が支持アーム装置400の能動関節部421a~421f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427は、入力軸の回転角度(すなわち、モータの回転軸の回転角度)を検

10

20

30

40

50

出する。エンコーダ４２７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４２１ａ～４２１ｆ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４２７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４２７は、アクチュエータ４３０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４３０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４２８は、アクチュエータ４３０の出力軸に接続され、アクチュエータ４３０に作用するトルクを検出する。トルクセンサ４２８は、アクチュエータ４３０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４２８は、アクチュエータ４３０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４２１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４２０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４００では、各アクチュエータ４３０に設けられたエンコーダ４２７及びトルクセンサ４２８によって、各能動関節部４２１ａ～４２１ｆの回転角度、及び各能動関節部４２１ａ～４２１ｆ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４２８によって検出される各能動関節部４２１ａ～４２１ｆに作用するトルクには、アーム部４２０及び／又は内視鏡装置４２３に作用する力も含まれ得る。

【００９０】

また、エンコーダ４２７によって検出された回転角度、及びトルクセンサ４２８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４２０の状態（位置、速度等）が取得され得る。支持アーム装置４００では、取得されたアーム部４２０の状態（アーム状態）に基づいて、アーム部４２０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４２１ａ～４２１ｆに設けられたアクチュエータ４３０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４２１ａ～４２１ｆのアクチュエータ４３０が駆動されることになる。

【００９１】

なお、アクチュエータ４３０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４３０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４００において、アクチュエータ４３０、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、内視鏡手術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手術システムの具体的な実施形態を説明する。

【００９４】

<< ２．第１の実施形態 >>

本実施形態は、バーチャルウォールの設定に関する。

【００９５】

< ２．１．概要 >

本実施形態によれば、多関節アームに連結されて患者の人体内部へ挿入される手術器具の先端と患者との相対的位置関係を計算して、相対的位置関係の計算結果に基づいて手術器具が患者の人体内部で移動可能な範囲を手術器具の先端座標系で設定する制御部、を備える医療用アームシステムが提供される。医療用アームシステムは、患者の体腔内の臓器から所定距離離れた領域を、手術器具の移動可能な範囲として設定する。これにより、手

10

20

30

40

50

術器具と臓器との接触を避けつつ、手術器具が臓器から離れすぎてしまうことも避けることが可能となる。医療用アームシステムの制御部は、内視鏡手術システム5000のアーム制御装置5045、又はアーム制御装置5045に搭載されるCPU等のプロセッサとして実現され得る。また、上記制御部は、医療用アームシステムとは別体の情報処理装置として実現されてもよい。

【0096】

より簡易には、本実施形態に係る内視鏡手術システム5000は、患者とアームの相対位置により、移動可能領域を設定し、対象物（例えば、内視鏡又は術具等の手術器具）が移動可能領域から出ないように制御を行う。移動可能領域から出ないように制御が行われることで、臓器損傷のリスクを軽減することが可能である。さらに、移動可能領域から出

10

【0097】

移動可能領域を定義する境界は、バーチャルウォール（仮想平面／仮想曲面）として設定されてもよい。バーチャルウォールの設定方法は多様に考えられる。

【0098】

例えば、第1の設定方法として、内視鏡手術システム5000は、患者の体腔内の形状データに基づいて、術具、内視鏡がアクセスしたくない領域に対して、バーチャルウォールを定義し、動作制限を行う。これにより、複雑な形状のバーチャルウォールを簡単に設定することが可能となる。なお、患者の体腔内の形状データは、術前又は術中等の任意の

20

【0099】

例えば、第2の設定方法として、内視鏡手術システム5000は、患者の腹囲の大きさなどの測定結果に基づいて、術具、内視鏡がアクセスしたくない領域に対して、バーチャルウォールを定義し、動作制限を行う。腹囲の測定は簡易かつ短時間で実行可能であるので、緊急手術の場合、又はCT画像及びMRI画像を撮影していない場合にも、バーチャルウォールを設定することが可能となる。

【0100】

例えば、第3の設定方法として、内視鏡手術システム5000は、内視鏡（術具）先端からの距離に応じたバーチャルウォールを定義し、動作制限を行う。これにより、例えば手術中に患者の体内の状況が変化した場合にも、内視鏡手術システム5000は、その場で新しいバーチャルウォールを設定することが可能となる。

30

【0101】

また、内視鏡手術システム5000は、移動可能領域の設定を変更できる。

【0102】

また、内視鏡手術システム5000は、移動可能領域の設定を解除できる。

【0103】

< 2. 2. 詳細 >

40

以下、本実施形態に係る内視鏡手術システム5000の技術的特徴を詳細に説明する。

【0104】

まず、内視鏡手術システム5000は、ナビゲーション手術の技術を用いて、患者とCT画像又はMRI画像とを位置合わせを行う。位置合わせの方法は、大きく分けて、Surface matching registration、及びPaired point registrationの2種類がある。

【0105】

Surface matching registrationでは、手術器具で患者の皮膚表面をなぞることで表面形状を測定し、測定結果とCT画像又はMRI画像から計算される表面形状とを合わせる処理が行われる。皮膚表面をなぞらなくても、3次元センサで皮膚表面形状を取得して、取得結果とCT画像又はMRI画像から計算される表面形状とを合わせる処理が行われ

50

てもよい。

【0106】

Paired point registrationでは、C T又はM R I 撮影時に患者にマーカを貼り、患者上の点と画像上の点とで一致するペアを複数準備し、それぞれの座標を合わせることでレジストレーションが行われる。

【0107】

内視鏡手術システム5000は、患者とC T画像又はM R I 画像との位置合わせを完了後、患者と手術器具との位置合わせを行う。そして、内視鏡手術システム5000は、バーチャルウォールを設定する。そして、内視鏡手術システム5000は、バーチャルウォールにより定義された移動可能領域の範囲内に内視鏡（術具）先端が含まれるよう、術具又は内視鏡を動作させることができる。

10

【0108】

詳しくは、内視鏡手術システム5000は、患者にも手術器具にもマーカをつけ、患者位置に対する手術器具の位置姿勢を相対座標で求めてもよい。また、内視鏡手術システム5000は、患者（詳しくは、患者表面）位置を患者（詳しくは、患者表面）座標系とし、手術器具位置を手術器具座標系とし、患者内臓の部分に患者内臓空間を定義してもよい。また、内視鏡手術システム5000は、C T画像又はM R I 画像を用いて、患者内臓空間に、手術器具が移動してよい領域と、手術器具が移動してはいけない領域を定義し、それぞれ、患者座標系を用いて、器具移動可能領域、器具移動不可領域を記述してもよい。

20

【0109】

ーバーチャルウォールの設定方法の一例

バーチャルウォールの設定方法は、多様に考えらえる。以下、第1～第3の設定方法を説明する。

【0110】

（1）第1の設定方法

第1の設定方法では、C T画像（又はM R I 画像）を活用してバーチャルウォールが設定される。以下、第1の設定方法における処理の流れを簡単に説明する。

【0111】

まず、内視鏡手術システム5000は、C T画像を測定する。次いで、内視鏡手術システム5000は、C T画像から3D内臓を作成する。次に、内視鏡手術システム5000は、手術中の患者とC T画像とを位置合わせする。次いで、内視鏡手術システム5000は、患者の座標系をベースとしてバーチャルウォールを定義する。次に、内視鏡手術システム5000は、患者とアームの位置合わせをする。次いで、内視鏡手術システム5000は、アームの座標系から患者の座標系への変換行列を求める。次に、内視鏡手術システム5000は、バーチャルウォールの空間を、変換行列を用いてアーム座標系で記述し、アームの制御に利用する。そして、内視鏡手術システム5000は、術具・内視鏡の先端をアーム座標系で記述し、バーチャルウォールを超えないように制御を行う。

30

【0112】

以下、第1の設定方法における処理について詳細に説明する。

40

【0113】

・位置合わせ

図5は、本実施形態に係る第1の設定方法における位置合わせ方法を説明するための図である。図5に示すように、アーム先端（例えば、カメラヘッド5005）にアーム位置を測定するためのマーカ6001が取り付けられる。位置計測装置6000は、マーカ6001に基づいてアーム先端位置（及び姿勢）を測定する。また、図5に示すように、患者に患者位置（及び姿勢）を計測するためのマーカ6002が取り付けられる。位置計測装置6000は、マーカ6002に基づいて患者位置を測定する。

【0114】

次いで、内視鏡手術システム5000は、測定したアーム先端位置・姿勢に対して、符

50

号 6 0 0 3 に示す内視鏡（術具）先端座標系を設定する。また、内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、測定した患者位置・姿勢に対して符号 6 0 0 4 に示す患者座標系を設定する。

【0115】

そして、内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、患者座標系から内視鏡（術具）先端座標系への変換行列を求める。

【0116】

・バーチャルウォールの設定

図 6 は、本実施形態に係る第 1 の設定方法におけるバーチャルウォールの設定を説明するための図である。図 6 に示すように、内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、符号 6 0 0 5 に示す移動可能領域を設定する。具体的には、内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、患者座標系を用いて、移動可能領域を記述し、移動可能領域（即ち、バーチャルウォール）の設定を行う。その際、内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、精密な患者の位置が測定できているため、C T 画像との 3 次元位置合わせを行い、C T からの 3 D データを利用して、移動可能領域を定義することもできる。また、内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、簡易的に手術台からの高さなどによって、移動可能領域を定義することもできる。

【0117】

内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、符号 6 0 0 4 に示す患者座標系で記述された移動可能領域に対して、患者座標系から符号 6 0 0 3 に示す内視鏡（術具）先端座標系への変換行列を用いて座標変換を行い、内視鏡（術具）先端座標系で移動可能領域を扱えるようにする。そして、内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、内視鏡（術具）先端座標系で記述された移動可能領域を超えないように、アーム先端位置の制御を行う。

【0118】

・処理の流れ

図 7 は、本実施形態に係る第 1 の設定方法におけるバーチャルウォールの設定処理の流れの一例を示すフローチャートである。図 7 に示すように、まず、内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、アーム位置を計測するマーカーを位置計測装置 6 0 0 0 で測定する（ステップ S 1 0 2）。次いで、内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、アームのマーカーからの座標変換を行い、内視鏡（術具）先端座標系を設定する（ステップ S 1 0 4）。次に、内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、患者位置計測するマーカーを位置計測装置 6 0 0 0 で測定する（ステップ S 1 0 6）。次いで、内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、患者のマーカーからの座標変換を行い、患者座標系を設定する（ステップ S 1 0 8）。次に、内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、患者座標系から内視鏡（術具）先端座標系の変換行列を求める（ステップ S 1 1 0）。

【0119】

次いで、内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、C T データが有るか否かを判定する（ステップ S 1 1 2）。C T データが有ると判定された場合（ステップ S 1 1 2 / Y E S）、内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、C T 画像の 3 D データとの 3 次元位置合わせを行う（ステップ S 1 1 4）。次いで、内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、術前に C T 画像の 3 D データから決定した移動可能領域を設定する（ステップ S 1 1 6）。一方で、C T データが無いと判定された場合（ステップ S 1 1 2 / N O）、内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、手術台からの高さに応じた移動可能領域を設定する（ステップ S 1 1 8）。

【0120】

移動可能領域を設定後、内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、患者座標系で記述された移動可能領域に対して、患者座標系から内視鏡（術具）先端座標系への変換行列を用いて、座標変換を行う（ステップ S 1 2 0）。そして、内視鏡手術システム 5 0 0 0 は、内視鏡（術具）先端座標系で記述された移動可能領域を超えないように、アーム先端位置の制御を行う（ステップ S 1 2 2）。

【0121】

（2）第 2 の設定方法

第 2 の設定方法では、簡易的なバーチャルウォールが設定される。以下、第 2 の設定方

10

20

30

40

50

法における処理の流れを簡単に説明する。

【0122】

まず、患者の腹囲が測定される。次いで、内視鏡手術システム5000は、バーチャルウォールの高さを決め、バーチャルウォールの高さを手術台に対して定義する。次に、内視鏡手術システム5000は、アームと手術台とを位置合わせする。次いで、内視鏡手術システム5000は、バーチャルウォールをアームの座標系で記述し、アームの制御に利用する。そして、内視鏡手術システム5000は、術具・内視鏡の先端をアーム座標系で記述し、バーチャルウォールを超えないように制御を行う。なお、腹囲の測定方法としては、(1)術前に医師または医療スタッフが患者の腹囲を測定し内視鏡手術システムに入力する方法や、(2)内視鏡手術システムに別途カメラ(ステレオカメラ含む)やデプスセンサ等を設け患者の腹囲を計測する方法、(3)アーム先端で患者の腹部に触れて(なぞって)腹囲を測定する方法などが考えられる。また、患者が寝た状態での手術台からの腹部の高さを、(1)カメラ(ステレオカメラ含む)やデプスセンサで計測したり、(2)アーム先端を腹部に合わせて高さを計測したりし、その測定結果に基づいて、内視鏡手術システム5000はバーチャルウォールの高さを定義することも可能である。

10

【0123】

以下、第2の設定方法における処理について詳細に説明する。

【0124】

・位置合わせ

図8は、本実施形態に係る第2の設定方法における位置合わせ方法を説明するための図である。図8に示すように、本方法では、符号6011に示すアーム基準位置、符号6012に示す手術台基準位置、及び符号6013に示す患者基準位置が定義される。内視鏡手術システム5000は、アーム基準位置と手術台基準位置までの位置関係(x, y, z)を測定する。また、内視鏡手術システム5000は、手術台基準位置から患者基準位置までの位置関係(x, y, z)を測定する。なお、図8に示した例では、患者基準位置は、 x, y が患者のへその x, y 位置、 z が手術台の高さである。

20

【0125】

次いで、内視鏡手術システム5000は、アーム基準位置座標系から符号6014に示す内視鏡(術具)先端座標系への変換行列を求める。また、内視鏡手術システム5000は、アーム基準位置座標系から患者基準位置への変換行列を求め、患者座標系を設定する。

30

【0126】

そして、内視鏡手術システム5000は、患者座標系から内視鏡(術具)先端座標系への変換行列を求める。

【0127】

・バーチャルウォールの設定

図9は、本実施形態に係る第2の設定方法におけるバーチャルウォールの設定を説明するための図である。図9に示すように、内視鏡手術システム5000は、符号6015に示す移動可能領域を設定する。体的には、内視鏡手術システム5000は、患者座標系を用いて、移動可能領域を記述し、移動可能領域(即ち、バーチャルウォール)の設定を行う。その際、内視鏡手術システム5000は、簡易的に手術台からの高さなどによって、移動可能領域を定義することもできる。また、術前に測定された患者の胴囲を用いて、内視鏡手術システム5000は、胴囲に応じた高さで移動可能領域を定義することもできる。

40

【0128】

内視鏡手術システム5000は、患者座標系で記述された移動可能領域に対して、患者座標系から内視鏡(術具)先端座標系への変換行列を用いて座標変換を行い、内視鏡(術具)先端座標系で移動可能領域を扱えるようにする。そして、内視鏡手術システム5000は、内視鏡(術具)先端座標系で記述された移動可能領域を超えないように、アーム先端位置の制御を行う。

50

【0129】

・処理の流れ

図10は、本実施形態に係る第2の設定方法におけるバーチャルウォールの設定処理の流れの一例を示すフローチャートである。図10に示すように、まず、内視鏡手術システム5000は、アーム基準位置と手術台基準位置までの位置関係(x, y, z)を測定し、手術台基準位置からアーム基準位置への変換行列を求める(ステップS202)。次いで、内視鏡手術システム5000は、アーム基準位置からの座標変換を行い、内視鏡(術具)先端座標系を設定する(ステップS204)。次に、内視鏡手術システム5000は、手術台基準位置から患者基準位置までの位置関係(x, y, z)を測定する(ステップS206)。次いで、内視鏡手術システム5000は、手術台基準位置から患者位置までの変換行列を求め、患者座標系を設定する(ステップS208)。次に、内視鏡手術システム5000は、患者座標系から内視鏡(術具)先端座標系の変換行列を求める(ステップS210)。

10

【0130】

次いで、内視鏡手術システム5000は、患者胴囲の測定結果が有るか否かを判定する(ステップS212)。患者胴囲の測定結果が有ると判定された場合(ステップS212/YES)、内視鏡手術システム5000は、患者の胴囲に応じた移動可能領域を設定する(ステップS214)。一方で、患者胴囲の測定結果が無いと判定された場合(ステップS212/NO)、内視鏡手術システム5000は、手術台からの高さに応じた移動可能領域を設定する(ステップS216)。

20

【0131】

移動可能領域を設定後、内視鏡手術システム5000は、患者座標系で記述された移動可能領域に対して、患者座標系から内視鏡(術具)先端座標系への変換行列を用いて、座標変換を行う(ステップS218)。そして、内視鏡手術システム5000は、内視鏡(術具)先端座標系で記述された移動可能領域を超えないように、アーム先端位置の制御を行う(ステップS220)。

【0132】

(3) 第3の設定方法

第3の設定方法では、距離に応じたバーチャルウォールが設定される。以下、第3の設定方法における処理の流れを簡単に説明する。

30

【0133】

まず、内視鏡手術システム5000は、内視鏡先端座標系を設定する。次いで、内視鏡手術システム5000は、距離センサで臓器までの距離を測定する。次に、内視鏡手術システム5000は、距離に応じたバーチャルウォールを定義する。次いで、内視鏡手術システム5000は、バーチャルウォールの空間を、変換行列を用いてアーム座標系で記述し、アームの制御に利用する。そして、内視鏡手術システム5000は、術具・内視鏡の先端をアーム座標系で記述し、バーチャルウォールを超えないように制御を行う。

【0134】

以下、第3の設定方法における処理について詳細に説明する。

【0135】

・バーチャルウォールの設定

図11は、本実施形態に係る第3の設定方法におけるバーチャルウォールの設定を説明するための図である。図11に示すように、内視鏡手術システム5000は、符号6021に示す移動可能領域を設定する。具体的には、まず、内視鏡手術システム5000は、距離センサにより内視鏡先端から患者体内の臓器までの距離を測定する。これにより、内視鏡手術システム5000は、患者体内の開空間の大きさを知得する。なお、距離計測には、デプスセンサ、3D内視鏡(ステレオ)、オートフォーカス距離、単眼ステレオ、又はSLAM(Simultaneous Localization and Mapping)などの技術が活用され得る。そして、内視鏡手術システム5000は、距離に応じた移動可能領域を、符号6022に示す内視鏡先端座標系で記述する。

40

50

【0136】

そして、内視鏡手術システム5000は、内視鏡先端座標系で記述された移動可能領域を超えないように、アーム先端位置の制御を行う。

【0137】

第3の設定方法におけるバーチャルウォールの設定について、図12を参照してさらに詳しく説明する。

【0138】

図12は、本実施形態に係る第3の設定方法におけるバーチャルウォールの設定を説明するための図である。図12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。内視鏡手術システム5000は、内視鏡先端から臓器までの距離WD (Working Distance) を測定する。次いで、内視鏡手術システム5000は、測定した距離WDから内視鏡最短距離 (最短でピントが合う距離) である WD_{min} を引いた距離を、バーチャルウォール設定距離 WD_{vw} として設定する。そして、内視鏡手術システム5000は、バーチャルウォール設定距離 WD_{vw} 及び内視鏡の画角6031に基づいて、バーチャルウォール6032を設定する。このバーチャルウォール6032に含まれる領域が、内視鏡の移動可能領域である。このような設定により、ピントが合わない距離にまで内視鏡5001が臓器に近づくことを防止することができる。

【0139】

なお、内視鏡5001は、測距センサを備え、距離WDは、かかる測距センサにより測定される。測距センサは、カメラヘッド5005に設けられてもよいし、鏡筒5003に設けられてもよい。また、内視鏡5001に設けられる撮像装置 (例えば、上述した撮像部5009) が測距センサとして機能してもよい。測距方法としては、TOF (Time of Flight) 方式、オートフォーカスの距離に基づく測距、ステレオ画像に基づく測距、及びSLAM (Simultaneous Localization and Mapping) 技術の利用等、多様な技術が採用され得る。内視鏡5001に測距センサが備えられることで、内視鏡手術システム5000は、患者体内の開空間の大きさを知得し、バーチャルウォールを設定するための情報として使用することが可能となる。

【0140】

・処理の流れ

図13は、本実施形態に係る第3の設定方法におけるバーチャルウォールの設定処理の流れの一例を示すフローチャートである。図13に示すように、まず、内視鏡手術システム5000は、アーム基準位置からの座標変換を行い、内視鏡先端座標系を設定する (ステップS302)。次いで、内視鏡手術システム5000は、距離センサにより内視鏡先端から患者体内の臓器までの距離WDを測定する (ステップS304)。

【0141】

次に、内視鏡手術システム5000は、内視鏡最短距離 WD_{min} 情報が有るか否かを判定する (ステップS306)。内視鏡最短距離 WD_{min} 情報が有ると判定された場合 (ステップS306/YES)、内視鏡手術システム5000は、内視鏡最短距離 WD_{min} を、測定した距離WDから引いたバーチャルウォール設定距離 WD_{vw} を設定する (ステップS308)。一方で、内視鏡最短距離 WD_{min} が無いと判定された場合 (ステップS306/NO)、内視鏡手術システム5000は、測定した距離WDをバーチャルウォール設定距離 WD_{vw} として設定する (ステップS310)。

【0142】

次いで、内視鏡手術システム5000は、バーチャルウォール設定距離 WD_{vw} 及び内視鏡の画角に応じた移動可能領域を内視鏡先端座標系で設定する (ステップS312)。そして、内視鏡手術システム5000は、内視鏡先端座標系で記述された移動可能領域を超えないように、アーム先端位置の制御を行う (ステップS314)。

【0143】

ーバーチャルウォールの設定に関するイメージ

以下、図 14～図 20 を参照して、バーチャルウォールの設定に関するイメージを説明する。図 14～図 20 は、本実施形態に係るバーチャルウォールの設定を説明するための図である。

【0144】

図 14 に示すように、レジストレーションの際には、例えば患者 5071 に 4 つのマーカ 6002 (6002A～6002D) が取り付けられる。図 15 は、大腸付近を撮影対象とした CT 画像の一例である。図 16 は、CT 画像から 3 次元化した大腸のイメージである。内視鏡手術システム 5000 は、患者の体に取り付けられたマーカを利用して、術前に測定した大腸の位置を手術中の患者の体の位置に位置合わせする。図 17 は、設定されるバーチャルウォールの第 1 の例である。第 1 の例では、大腸にも触れないバーチャルウォール 6041 が設定されている。図 18 は、設定されるバーチャルウォールの第 2 の例である。第 2 の例では、大腸には触れられるが、その奥の臓器には触れられないバーチャルウォール 6042 が設定されている。図 19 は、設定されるバーチャルウォールの第 3 の例である。第 3 の例では、簡易的なバーチャルウォール 6043 が設定されている。この簡易的なバーチャルウォール 6043 は、測定された腹囲に応じて高さが調整され得る。図 20 は、設定されるバーチャルウォールの第 4 の例である。第 4 の例では、簡易的なバーチャルウォール 6044 が設定されている。この簡易的なバーチャルウォール 6044 は、身体を中心位置から弧を描くように設定されており、測定された腹囲に応じて弧が調整され得る。

【0145】

ーバーチャルウォールの設定に関する補足

内視鏡手術システム 5000 は、手術中に内視鏡、術具の動作範囲が狭くなる方向に対してバーチャルウォールを設定することを容易に行えるようにしておくことが望ましい。例えば、内視鏡手術システム 5000 は、手術中に、移動可能領域が狭まるよう移動可能領域の境界を定義するバーチャルウォールを再設定する。これにより、術者は、安全に手術を行うための設定を簡単に行うことができる。

【0146】

また、内視鏡手術システム 5000 は、手術中に内視鏡、術具の動作範囲が広くなる方向に対してバーチャルウォールを設定することは慎重に行うようにしておくことが望ましい。例えば、UI で OK 又は NG を選択させ、OK が選択された場合にのみ設定する等、簡単には設定できないようにしておくことが望ましい。動作範囲が広くなる方向にバーチャルウォールが設定されると、手術器具の臓器接触リスクが相対的に高くなるどころ、操作の確認が行われることで、そのような設定を誤って行うことを防止することができる。

【0147】

また、内視鏡手術システム 5000 は、バーチャルウォールを解除できるようにしておくことが望ましい。

【0148】

ーアーム先端位置の制御

内視鏡手術システム 5000 は、内視鏡（術具）先端座標系で記述されたバーチャルウォール（即ち、移動可能領域）を超えないように、アーム先端位置の制御を行う。具体的には、内視鏡手術システム 5000 は、操作空間内の運動目的を下記の数式（1）のように設定する。

【0149】

【数 1】

$$\begin{cases} \ddot{x} = K_v(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_p(x_d - x_w) & \Delta x \geq 0 \\ \ddot{x} = K_v(\dot{x}_d - \dot{x}) & \Delta x < 0 \end{cases} \quad \dots (1)$$

【0150】

ここで、数式(1)の左辺は、操作空間内の運動目的である。また、 $\Delta x = x_w - x$ であり、バーチャルウォールの設定位置 x_w と現在の内視鏡(術具)先端位置 x との差を表す。また、 K_p 及び K_v の設定値により、バーチャルウォールに達した時の特性(例えば、硬さ)を変更することが可能である。

【0151】

上記数式(1)に示した運動目的から、全軸協調制御を介し各関節に作用するトルク τ_a が算出されるので、アーム全体としては、上記数式(1)に示した運動目的に相当する反力を受けた動作となる。

【0152】

－効果

本実施形態によれば、内視鏡手術システム5000は、臓器損傷のリスクを軽減することが可能である。また、内視鏡手術システム5000は、手術中に内視鏡、術具を操作する医師のストレスを低減することが可能である。また、内視鏡手術システム5000は、ジョイスティック、マスタースレイブなどの触覚がない操作についても、術者が安心して内視鏡、術具の操作を行うことを可能にする。

【0153】

本実施形態に係る技術は、制御対象が臓器に触れることが防止されるので、特に内視鏡に有効である。また、本実施形態に係る技術は、鉗子、術具については、例えば膀胱など損傷しやすい部分を保護したり、神経損傷などを起こしやすい部分に対して、保護したりするような使い方を実現可能である。

【0154】

<<3. 第2の実施形態>>

<3. 1. 概要>

本実施形態は、バーチャルウォールの使用に関する。

【0155】

本実施形態によれば、患者の体腔内に仮想面を設定し、多関節アームに取り付けられて患者の体腔内へ挿入される内視鏡のうち体腔内の所定の点を仮想面上に拘束するように多関節アームを制御する制御部、を備える医療用アームシステムが提供される。適切な仮想面(例えば、第1の実施形態において説明したバーチャルウォール)が設定される場合、内視鏡のうち体腔内の所定の点が仮想面に拘束されることで、臓器損傷リスクを軽減させることが可能である。さらに、本実施形態に係る医療用アームシステムは、内視鏡により得られる画像の中心領域(中心又はその付近)に体腔内の対象物(即ち、観察対象物)が存在するように多関節アームを制御する。これにより、内視鏡により得られる画像の中心領域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。医療用アームシステムの制御部は、内視鏡手術システム5000のアーム制御装置5045、又はアーム制御装置5045に搭載されるCPU等のプロセッサとして実現され得る。また、上記制御部は、医療用アームシステムとは別体の情報処理装置として実現されてもよい。仮想面上に拘束される所定の点を、以下で拘束対象点とも称する。

【0156】

以下、図21及び図22を参照して、本実施形態の概要を説明する。なお、以下では、拘束対象点は内視鏡の先端であるものとする。

【0157】

図21及び図22は、本実施形態の概要を説明するための図である。図21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22では、図21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。

【0158】

図21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22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22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。

10

【0159】

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、手術を中断して内視鏡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。また、追従の対象物が上記説明したように鉗子である場合、鉗子は手術における使用頻度が高いので、術者の利便性を特に向上させることが可能である。

【0160】

さらに、図21を参照すると、仮想面6050が設定されている。仮想面6050は、例えば、上述した第1の実施形態において説明した処理により設定されたバーチャルワールドであってもよい。本実施形態に係る内視鏡手術システム5000は、内視鏡先端を仮想面6050上に拘束して移動させる。これにより、内視鏡手術システム5000は、内視鏡を臓器に接触させることなく、術具を自動で追従することが可能である。また、内視鏡を単純に傾けるだけでは撮影対象（臓器及び術具）から遠ざかってしまうところ、内視鏡先端が仮想面上に拘束されるので、撮影対象から遠ざかることを防止することが可能である。

20

【0161】

なお、図21では、仮想面6050が直線（即ち、平面）として図示されているが、仮想面6050は曲面であってもよく、例えば、臓器から所定の距離を保つ曲面であってもよい。

30

【0162】

続いて、図23を参照して、拘束対象点の一例を説明する。図23は、本実施形態に係る拘束対象点の一例を説明するための図である。図23では、患者5071の腹壁に穿孔されたトロッカ5025aから患者5071の体腔内に、内視鏡5001A～5001Cの各々の鏡筒5003が挿入された様子が示されている。図23の左側に示す内視鏡5001Aは、内視鏡の長手方向（即ち、進行方向）の対象物6060Aを撮像対象とする直視鏡である。図23の中央に示す内視鏡5001Bは、内視鏡の長手方向から斜めにずれた方向の対象物6060Bを撮像対象とする斜視鏡である。図23の右側に示す内視鏡5001Cは、内視鏡の長手方向と直交する方向（即ち、内視鏡の側面）の対象物6060Cを撮像対象とする側視鏡である。内視鏡手術システム5000は、内視鏡5001A～5001Cの長手方向の先端の点6070A～6070Cを、拘束対象点としてもよい。この場合、臓器に接触する可能性が最も高い、内視鏡5001のうち患者の体腔内に挿入される部分において最もトロッカ5025aから遠い点が、仮想面に拘束されることとなるので、臓器損傷リスクを最小化することができる。内視鏡手術システム5000は、内視鏡5001A～5001Cの対物レンズ上の点6071A～6071Cを、拘束対象点としてもよい。対物レンズは、典型的には図23に示すように内視鏡先端の付近に存在するので、内視鏡先端を拘束対象点とする場合と同様に、臓器損傷リスクを軽減することができる。もちろん、拘束対象点は、これらの例に限定されず、内視鏡先端付近に存在する任意の点とすることができる。なお、以下では、拘束対象点は内視鏡先端であるものとして説明する。

40

50

【0163】

続いて、図24を参照して、上述した内視鏡制御を実現する処理の概要を説明する。

【0164】

図24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24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24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ロボットアーム（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。

10

【0165】

<3.2.詳細>

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。

【0166】

20

（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。

【0167】

以下、機能要件を説明した後、画像処理による術具（マーカー）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。

【0168】

30

（2.1）機能要件

内視鏡下外科手術を想定すると、以下の制約が設定される。アームの操作は、これらの制約を守った上で、画面中心に術具をとらえ続けるような連続的な操作を実現することが望ましい。

- ・トロッカ点から内視鏡が離れないこと
- ・開始時点の内視鏡先端部に設定される面（例えば、第1の実施形態におけるバーチャルウォール）上を移動すること
- ・内視鏡映像には2Dが使用されること
- ・カメラおよび内視鏡のキャリブレーションは行わずに実現できること

【0169】

40

なお、以下では、直視鏡のみを説明対象とし斜視鏡を説明対象外とするが、もちろん、斜視鏡にも本技術は適用可能である。

【0170】

（2.2）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。

【0171】

例えば、目印となるマーカー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。マーカーは、検出容易であることが望ましい。例えば、マーカーは青又は緑といった、体腔内では目立つ色であってもよい。また、

50

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。これにより、内視鏡手術システム5000は、追従の対象物を容易に認識することが可能となる。

【0172】

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。

【0173】

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。

【0174】

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。

10

【0175】

例えば、術具を内視鏡とは別のロボットアームに取り付けることで、ロボットアームの位置姿勢情報から術具の位置が算出されてもよい。

【0176】

(2.3) 目標計算

(2.3.1) 処理の概要

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。

【0177】

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。

20

【0178】

以下、図25を参照して、目標計算処理の流れの一例を説明する。

30

【0179】

図25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25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。

【0180】

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)。

40

【0181】

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)。

【0182】

座標計算後、内視鏡手術システム5000は、姿勢計算を行う。

50

【0183】

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）。

【0184】

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）。

10

【0185】

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。

【0186】

(2.3.2) 目標位置計算

図26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26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 [mm]と仮定して、画角と組み合わせて仮想的な位置とする。

20

【0187】

奥行を50 [mm]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 [mm]～100 [mm]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。

【0188】

また、無次元の値(x, y)をメートル単位(X, Y, Z)に変換するためには、以下の数式(2)～(4)が使用される。

30

【0189】

【数2】

$$X = z_{const} \left(x - \frac{1}{2} \right) \tan \frac{\theta}{2} \quad \cdots (2)$$

【0190】

【数3】

$$Y = z_{const} \left(y - \frac{1}{2} \right) \tan \frac{\theta}{2} \quad \cdots (3)$$

40

【0191】

【数4】

$$Z = z_{const} \quad \cdots (4)$$

【0192】

50

ただし、 z_{const} は、仮定した奥行距離（今回は 0.05）である。

【0193】

カメラ座標系とアームの最終軸（Camera Yaw軸）とは、 z 軸回りに 0 度、 ± 90 度、 180 度のいずれか回転した状態で取り付けられている。例えば、 180 度回転した状態で取り付けられている場合、 z 軸回りの回転行列をかけて内視鏡の長さ L を z 軸方向に足すことで、Camera Yaw 軸の座標系から見た位置 $P_{camera\ Yaw}$ へ変換される。

【0194】

【数 5】

$$P_{camera\ Yaw} = \begin{pmatrix} \cos \pi & -\sin \pi & 0 \\ \sin \pi & \cos \pi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ L \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -X \\ -Y \\ Z+L \end{pmatrix} \quad \cdots (5)$$

10

【0195】

内視鏡手術システム 5000 は、求めた対象の位置から、内視鏡映像の中心部に対象物が映るようにするために、カメラの光軸上に対象物が一致するようにカメラを移動させる。その際、内視鏡の場合、トロッカ点から内視鏡が外れないこと、および動作開始時に設定した平面上を先端が動作すること、という二つの拘束条件を考慮した動作が行われることが望ましい。そのため、内視鏡手術システム 5000 は、先端の目標位置として、トロッカ点と対象の位置を結んだ線上かつ、指定平面との交点を求める。内視鏡手術システム 5000 は、この計算を、例えば以下のように行う。

20

【0196】

カメラ座標系 O_c からみた、対象からトロッカ点方向の単位ベクトルを w_c 、対象の位置を q_c 、既定平面の原点を O_p とする。このとき、 O_c からみた O_p 平面上と交わる点 q' は、 $q' = q_c + \alpha w_c$ とおける（ α は、ベクトルの長さを決めるスカラー値である）。ここで、 α を求めるために q' を O_p から見た場合、 q' の z は 0 となることを利用する。そこで、この値を q'_p とおいたとき、 q'_p は次式のように表される。

【0197】

【数 6】

$$q'_p = q_p + \alpha w_p \quad \cdots (6)$$

【0198】

この関係式から q'_p の z が 0 になるような方程式は、次式のように表される。

【0199】

【数 7】

$$z(q_p) + \alpha z(w_p) = 0 \quad \cdots (7)$$

40

【0200】

ただし、 $z(\cdot)$ は、ベクトルの z の値をとる関数である。上記数式 (7) を α について解くと、次式が導かれる。

【0201】

【数 8】

$$\alpha = -\frac{z(q_p)}{z(w_p)} \quad \cdots (8)$$

【0 2 0 2】

上記数式 (8) を q'_c と組み合わせると、次式が導かれる。

【0 2 0 3】

【数 9】

$$q'_c = q_c - \frac{z(q_p)}{z(w_p)} w_c \quad \cdots (9)$$

10

【0 2 0 4】

上記数式 (9) に示した q'_c が、目標位置となる。

【0 2 0 5】

目標位置は、現在値を基準に決定されるが、指令値は最終指令値を基準にした相対的な変位量として指令される。そのため、現在値としての先端位置 p_c と求めた q'_c および最終指令値 p を用いると、新しい指令値 p' は次式で表される。

【0 2 0 6】

20

【数 1 0】

$$p' = p + (q'_c - p_c) \quad \cdots (10)$$

【0 2 0 7】

(2. 3. 3) 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。すでに目標姿勢についての情報として w_p があるため、この w_p と現在の姿勢の単位ベクトル v_p からクォータニオンを使って次式のように姿勢を求めることができる。以下では、 w_p と v_p をクォータニオンへ変換したものをそれぞれ q_w 、 q_v とおく。なお、本節における q_w 及び q_v は、(3. 3. 2) における q_w 及び q_v と記号が同じであるが別の意味であることに注意されたい。

30

【0 2 0 8】

【数 1 1】

$$q_w = (0; -w_p) \quad \cdots (11)$$

【0 2 0 9】

【数 1 2】

$$q_v = (0; v_p) \quad \cdots (12)$$

40

【0 2 1 0】

q_w 内で w_p の符号がマイナスとなっている理由は、もともとのベクトルが対象位置からトロッカ方向へのベクトルであるためであり、方向を反転させる目的でマイナスが適用されている。ベクトルをクォータニオンに変換したものの同士の積は、実部は虚部のベクトルの内積が符号を反転したものとなり、虚部は二つのベクトルのクロス積となる。またクロス積は、二つのベクトルと直交した回転軸となることがわかっている。

【0 2 1 1】

そのため、二つのベクトルのなす角を θ 、クロス積の結果を u とおいたとき、次式の関係から、 u を回転軸として θ 回転させればよいことになる。

50

【 0 2 1 2 】

【 数 1 3 】

$$q_v q_w = (-\cos \theta; u) \quad \cdots (13)$$

【 0 2 1 3 】

【 数 1 4 】

$$\|u\| = \sin \theta \quad \cdots (14)$$

10

【 0 2 1 4 】

そこで、これら2つを用いて回転を表すクォータニオン q_r は次式で表される。

【 0 2 1 5 】

【 数 1 5 】

$$q_r = \left(\cos \frac{\theta}{2}; u \sin \frac{\theta}{2} \right) \quad \cdots (15)$$

【 0 2 1 6 】

q_r も、目標位置と同様に計算結果は現在の姿勢を基にしているが、指令値は最終指令値からの変化として計算される。この指令値は、 p を用いて次式で表される。

20

【 0 2 1 7 】

【 数 1 6 】

$$q_r \left(0; \frac{p}{\|p\|} \right) \hat{q}_r \quad \cdots (16)$$

【 0 2 1 8 】

(3) 実施環境

これまでに説明した方法で実際に動作実験を行ったところ、良好な動作結果が得られた。そこで、以下では、実験に用いた構成及び環境について説明する。

30

【 0 2 1 9 】

(3.1) 調整パラメータ

実機で動作するにあたって、動作に関係するいくつかのパラメータを調整した。ここではそのパラメータ及び最終的な値を説明する。

【 0 2 2 0 】

(3.1.1) 画像処理周期

映像自体は60 [Hz] の周期で更新されるが、実際にこの周期で目標を更新したところ発散的な振動が発生して安定した動作を行えなかった。原因として以下のようなものが考えられる。

40

- ・次回更新周期までに移動を完了しようとして高速移動になる
- ・移動が速く画像がぶれて処理結果が不安定になる
- ・ノイズに対しても敏感に反応してしまう

【 0 2 2 1 】

対策方法としては最大速度の制限を加えるなどが考えられた。今回は、画像の更新周期を5 [Hz] に落とすことで、最終的に安定した動作が実現された。

【 0 2 2 2 】

(3.1.2) 更新ごとの追従量

追従動作は、次の画処理結果の更新値がくるまでに画処理結果に基づいて決定した位置への移動を行う動作である。理想的には、次の更新時点で完全に前回の結果の位置にいる

50

ことが望ましい。ただし、今回、画像処理による位置は奥行き方向を仮想的な距離として
いるため、誤差が大きいことが予想された。そこで、1回の画処理結果に対して次の更
新タイミングまでに進む量（即ち、追従量）は、理想的な目標位置の半分とした。つまり
、画像処理の周期を半分とした場合と同様の動作が行われる。また、このような追従量
の設定は、P制御におけるゲインを0.5としたときと同等の効果を期待して行われた。

【0223】

（3.1.3）速度制限

上記説明したように、一回の画像処理結果に対する移動量は、次回画処理結果の更新ま
でに全体の半分の距離まで近づいているように調整されている。しかし、マーカーが一度
画面外に出た後、再び画面に映るような場合、移動距離が大きいためどうしても移動速度
が大きくなってしまう。例えば、患者の体腔内の臓器近くで動作する内視鏡があまり高速
で動作をすると、接触の危険や不安が生じ得る。そこで、内視鏡手術システム5000は
、内視鏡先端の移動速度を所定の速度以下に制限する。これにより、内視鏡が患者の体腔
内の臓器に接触する危険や不安を低減することができる。

【0224】

今回の手法では、トロッカ点を拘束点としているため、先端の位置は大きく変化しない
一方で、姿勢が大きく変化する。そのため、姿勢の変化速度が、最大で10 [deg/s]
]以下になるように速度制限を行った。これによって、画面外からマーカーが入ってきた
場合も、急激な動きを緩和して安定した動作を行わせることが可能となった。

【0225】

以上説明した調整パラメータの設定を、下記の表1にまとめた。

【0226】

【表1】

表1. 調整パラメータ

画処理周期	5 [Hz]
更新ごとの追従量	全体の50 [%]
速度制限	最大 10 [deg/s]

【0227】

（3.1.4）CCUの設定

画像処理は、カメラの画づくりの影響を受けるため、使用したCCUの設定をAuto
Exposureとして、White Balanceは実験直前にWhite Balance調整機能を使用して調整した3200 [K]
を使用した。2種類の実験環境で実験を行ったが、いずれの場合も接続した光源装置の影響が支配的だったため、いずれも
同じパラメータで良好な動作を示した。

【0228】

（4）拘束の解除

内視鏡手術システム5000は、仮想面への拘束対象点の拘束を解除してもよい。例え
ば、アーム部5031がユーザからの外力を受けて、アーム制御装置5045がパワーア
シスト制御を行ったことをトリガとして、内視鏡手術システム5000は、仮想面への拘
束対象点の拘束を解除してもよい。また、内視鏡手術システム5000は、術者による音
声入力又は図示しないボタン等への入力により拘束の解除が指示されたことをトリガとし
て、仮想面への拘束対象点の拘束を解除してもよい。内視鏡手術システム5000は、ロ
ボットアームを手術で使用しなくなった場合、内視鏡の交換、洗浄などで内視鏡5001
を患者の体腔外に取り出す場合など、体腔内での処置のための操作とは異なる操作が行わ
れる場合に、仮想面への拘束対象点の解除を行う。これにより、仮想面に拘束対象点を拘
束する理由が消失した場合に、手術を妨げ続けないようにすることが可能となる。

【0229】

（5）術者による操作

内視鏡手術システム５０００は、術者による操作入力に基づいて、アーム部５０３１を制御する。例えば、内視鏡手術システム５０００は、術者５０６７による入力装置５０４７（フットスイッチ５０５７を含む）又は図示しないボタン等への操作入力に基づいて、アーム部５０３１を駆動して内視鏡５００１の位置及び姿勢を制御してもよい。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く、その場合、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。また、内視鏡手術システム５０００は、ユーザからの外力に基づきアーム部５０３１を制御する、いわゆるパワーアシスト制御を行ってもよい。

【０２３０】

内視鏡手術システム５０００は、術者による操作入力に基づいてアーム部５０３１を制御する際にも、内視鏡５００１の拘束対象点を仮想面に拘束する。これにより、術者は、内視鏡５００１の拘束対象点を仮想面に拘束させつつ、内視鏡５００１を自在に動かすことが可能となるので、術者の利便性が向上する。さらに、内視鏡５００１の拘束対象点が仮想面に拘束されるので、内視鏡５００１から対象物までの距離が近づきすぎたり離れすぎたりすること、及びそれに伴うピントのずれを防止することが可能となる。また、内視鏡５００１の拘束対象点が仮想面に拘束されるので、臓器損傷リスクを軽減させることが可能である。

【０２３１】

術者による操作入力は、音声入力であってもよい。例えば、術者が内視鏡映像の画面を見ながら上下左右の指示を音声で行うと、内視鏡手術システム５０００は、内視鏡５００１の拘束対象点を仮想面に拘束しつつ、指示された方向の内視鏡映像が得られるように内視鏡５００１の位置及び姿勢を制御する。これにより、術者は音声入力のみで内視鏡５００１を自在に動かすことが可能となるので、例えば内視鏡５００１への手での操作入力のために術具を一旦置く等の動作が不要となり、術者の利便性がさらに向上する。さらに、内視鏡５００１の拘束対象点が仮想面に拘束されるので、内視鏡５００１から対象物までの距離が近づきすぎたり離れすぎたりすること、及びそれに伴うピントのずれを防止することが可能となる。また、内視鏡５００１の拘束対象点が仮想面に拘束されるので、臓器損傷リスクを軽減させることが可能である。

【０２３２】

（６）補足

上記では、内視鏡手術システム５０００が、内視鏡５００１の光軸上に対象物が存在するようにアーム部５０３１を制御することで、内視鏡により得られる画像の中心に対象物を存在させる技術について詳しく説明したが、本技術はかかる例に限定されない。例えば、内視鏡手術システム５０００は、内視鏡５００１の光軸付近に対象物が存在するようにアーム部５０３１を制御してもよい。これにより、内視鏡により得られる画像の中心付近に対象物を存在させることが可能となる。なお、許容される光軸から対象物までのずれ（トロッカ点を原点とする角度差）の具体的な値は任意であるが、内視鏡５００１の倍率及び対象物までの距離等に応じて変動し得る。

【０２３３】

（７）まとめ

本実施形態では、内視鏡映像上のマーカーを検出して、その位置が画面中心になるように追従し続ける機能及び当該機能の実験について説明した。一方で、目標位置及び目標姿勢の計算には、トロッカ点と既定平面を考慮した計算方法を用いた。そして、実験の結果、マーカーに対する追従が可能ながことが示された。

【０２３４】

<< ４．まとめ >>

以上、図１～図２６を参照して、本開示の一実施形態について詳細に説明した。

【０２３５】

第１の実施形態に係る内視鏡手術システム５０００は、医療用ロボットアームに取り付けられて患者の人体内部へ挿入される手術器具の先端と患者との相対的位置関係を計算し

10

20

30

40

50

て、相対的位置関係の計算結果に基づいて手術器具が患者の人体内部で移動可能な範囲を手術器具の先端座標系で設定する。かかる設定に基づいて、対象物（例えば、内視鏡又は術具等の手術器具）が移動可能領域から出ないように制御が行われることで、臓器損傷のリスクを軽減することが可能である。さらに、移動可能領域から出ない範囲では自在に手術器具を移動させることが可能であるので、術者の利便性が向上する。

【0236】

第2の実施形態に係る内視鏡手術システム5000は、患者の人体内部に仮想面を設定し、医療用ロボットアーム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、医療用ロボット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、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。さらに、適切な仮想面（例えば、第1の実施形態において説明したバーチャルウォール）が設定されることで、臓器損傷リスクを軽減させることが可能である。

10

【0237】

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。

20

【0238】

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。

【0239】

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。

30

【0240】

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。

【0241】

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)

複数のリンクが関節部により連結され、先端に内視鏡を連結可能な多関節アームと、患者の体腔内に仮想面を設定し、前記内視鏡のうち前記体腔内の所定の点を前記仮想面上に拘束するように前記多関節アームを制御する制御部と、を備える、医療用アームシステム。

40

(2)

前記制御部は、前記内視鏡により得られる画像の中心領域に前記体腔内の観察対象物が存在するように前記多関節アームを制御する、前記(1)に記載の医療用アームシステム。

(3)

前記観察対象物は、術具である、前記(2)に記載の医療用アームシステム。

50

(4)

前記観察対象物は、鉗子である、前記(3)に記載の医療用アームシステム。

(5)

前記観察対象物は、前記術具に取り付けられたマーカーである、前記(3)又は(4)に記載の医療用アームシステム。

(6)

前記制御部は、前記所定の点の移動速度を所定の速度以下に制限する、前記(1)～(5)のいずれか一項に記載の医療用アームシステム。

(7)

前記制御部は、前記仮想面への前記所定の点の拘束を解除する、前記(1)～(6)のいずれか一項に記載の医療用アームシステム。 10

(8)

前記制御部は、術者による操作入力に基づいて、前記多関節アームを制御する、前記(1)～(7)のいずれか一項に記載の医療用アームシステム。

(9)

前記操作入力は、音声入力である、前記(8)に記載の医療用アームシステム。

(10)

前記所定の点は、前記内視鏡の長手方向の先端の点である、前記(1)～(9)のいずれか一項に記載の医療用アームシステム。

(11)

前記制御部は、前記体腔内の臓器から所定距離離れた領域を、前記多関節アームに連結される手術器具の移動可能領域として設定する、前記(1)～(10)のいずれか一項に記載の医療用アームシステム。 20

(12)

前記移動可能領域を定義する境界は、前記仮想面である、前記(11)に記載の医療用アームシステム。

(13)

前記制御部は、前記体腔内の形状データに基づいて前記仮想面を設定する、前記(12)に記載の医療用アームシステム。

(14)

前記形状データは、C T (Computed Tomography) 画像又はM R I (Magnetic Resonance Imaging) 画像である、前記(13)に記載の医療用アームシステム。 30

(15)

前記制御部は、前記患者の腹囲に基づいて前記仮想面を設定する、前記(12)～(14)のいずれか一項に記載の医療用アームシステム。

(16)

前記制御部は、手術中に前記手術器具の動作範囲が狭くなる方向に前記仮想面を設定する、前記(12)～(15)のいずれか一項に記載の医療用アームシステム。

(17)

前記制御部は、前記内視鏡の先端からの距離に応じた前記仮想面を設定する、前記(16)に記載の医療用アームシステム。 40

(18)

前記内視鏡は、測距センサを備える、前記(17)に記載の医療用アームシステム。

(19)

前記制御部は、前記内視鏡の内視鏡最短距離を、前記測距センサにより測定された前記内視鏡の先端から臓器までの距離から引いた距離を、前記仮想面の設定距離として設定する、前記(18)に記載の医療用アームシステム。

(20)

患者の体腔内に仮想面を設定し、内視鏡のうち前記体腔内の所定の点を前記仮想面上に拘束するように、複数のリンクが関節部により連結されて先端に内視鏡を連結可能な多関 50

節アームを制御する制御部、
を備える、制御装置。

(21)

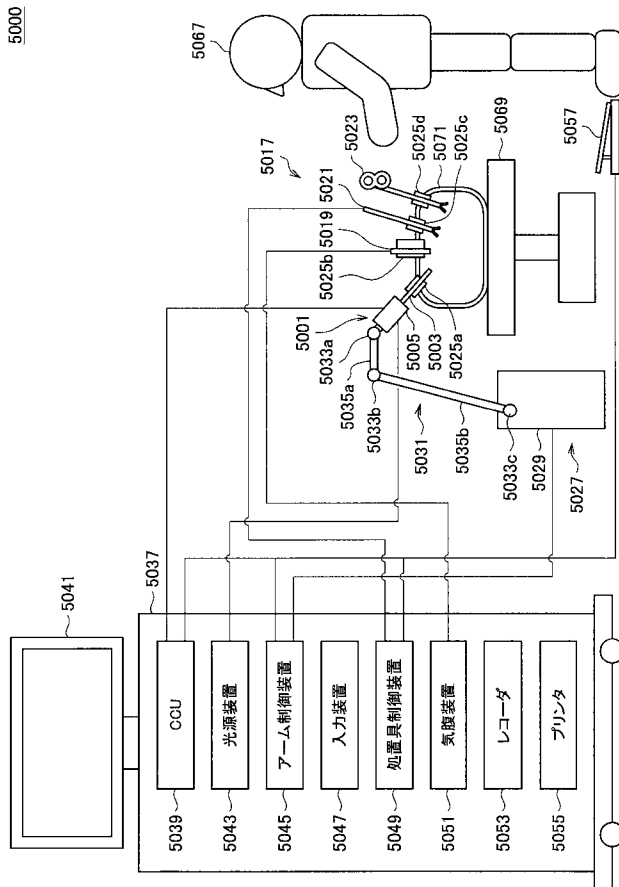
患者の体腔内に仮想面を設定し、内視鏡のうち前記体腔内の所定の点を前記仮想面上に拘束するように、複数のリンクが関節部により連結されて先端に内視鏡を連結可能な多関節アームを制御すること、
を含むプロセッサにより実行される制御方法。

【符号の説明】

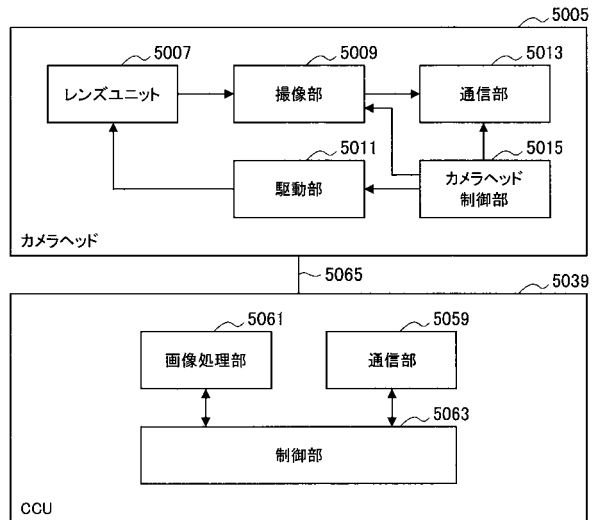
【0242】

5000	内視鏡手術システム	10
5001	内視鏡	
5003	鏡筒	
5005	カメラヘッド	
5007	レンズユニット	
5009	撮像部	
5011	駆動部	
5013	通信部	
5015	カメラヘッド制御部	
5017	術具	
5019	気腹チューブ	20
5021	エネルギー処置具	
5023	鉗子	
5025	トロッカ	
5027	支持アーム装置	
5029	ベース部	
5031	直接アーム部	
5031	アーム部	
5033	関節部	
5035	リンク	
5037	カート	30
5039	カメラコントロールユニット	
5041	表示装置	
5043	光源装置	
5045	アーム制御装置	
5047	入力装置	
5049	処置具制御装置	
5051	気腹装置	
5053	レコーダ	
5055	プリンタ	
5057	フットスイッチ	40
5059	通信部	
5061	画像処理部	
5063	制御部	
5065	伝送ケーブル	
5067	術者	
5069	患者ベッド	
5071	患者	
6000	位置計測装置	
6001	マーカー	
6002	マーカー	50

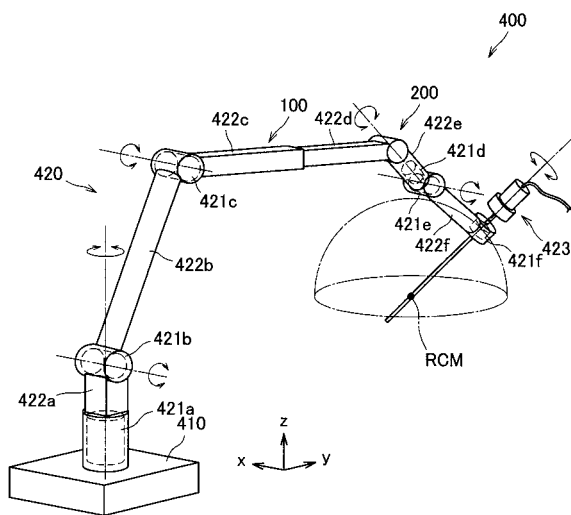
【図 1】



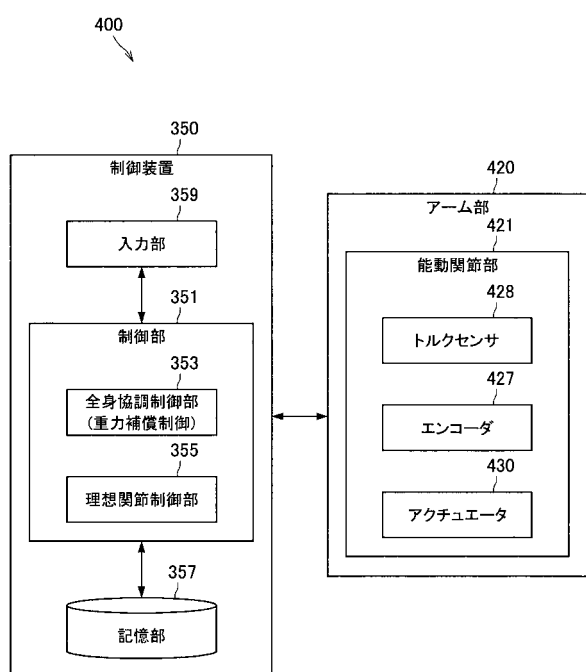
【図 2】



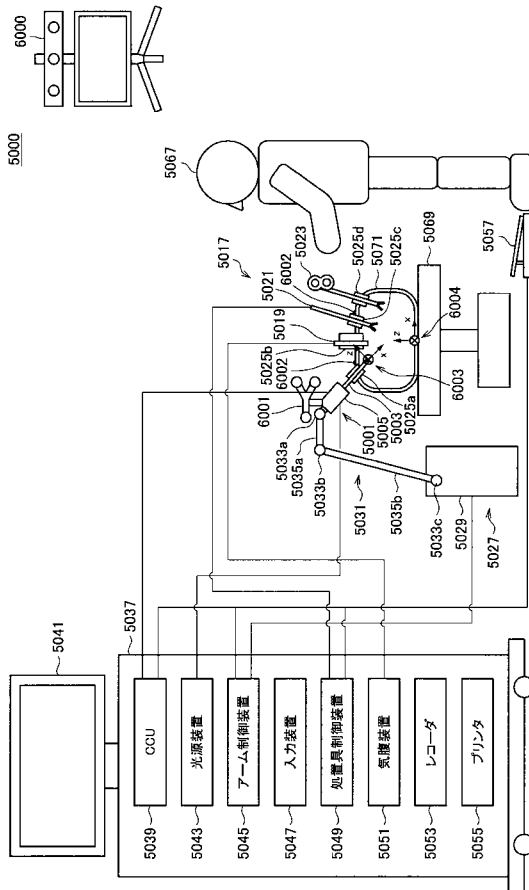
【図 3】



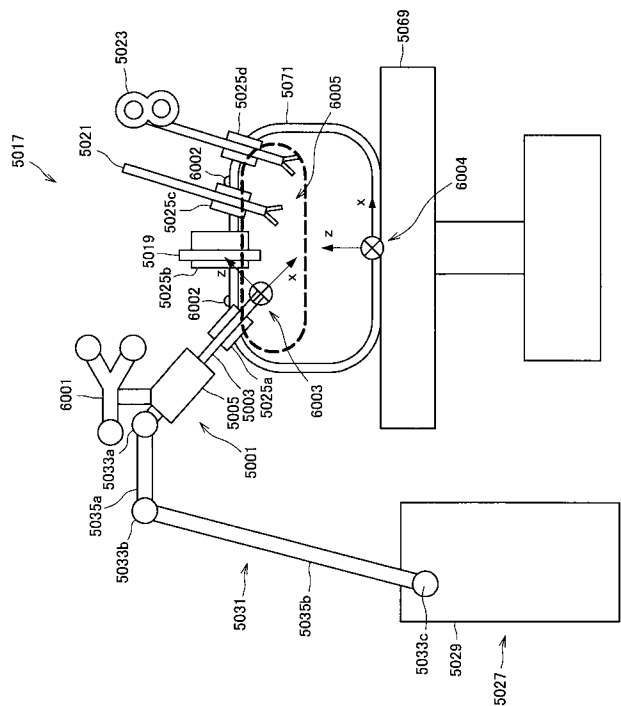
【図 4】



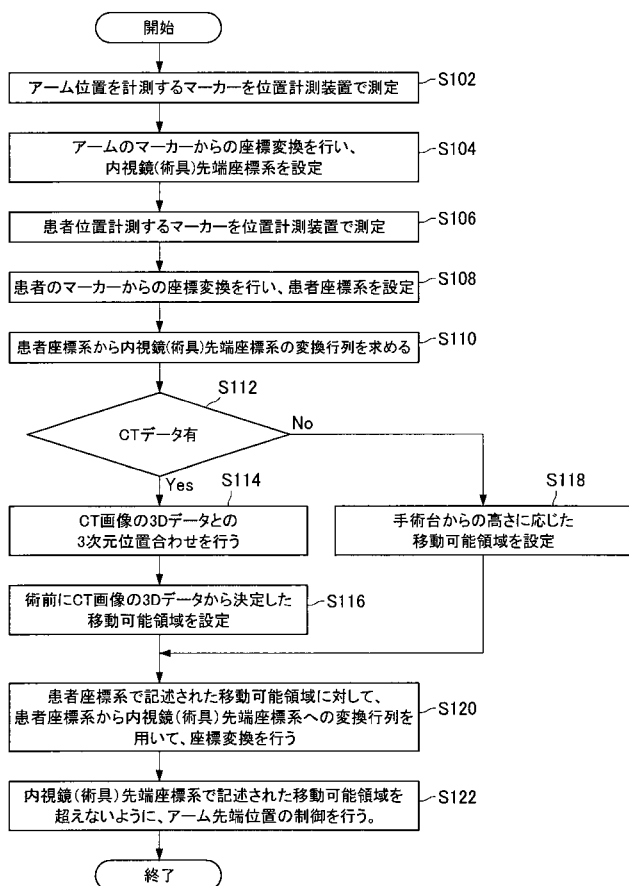
【 図 5 】



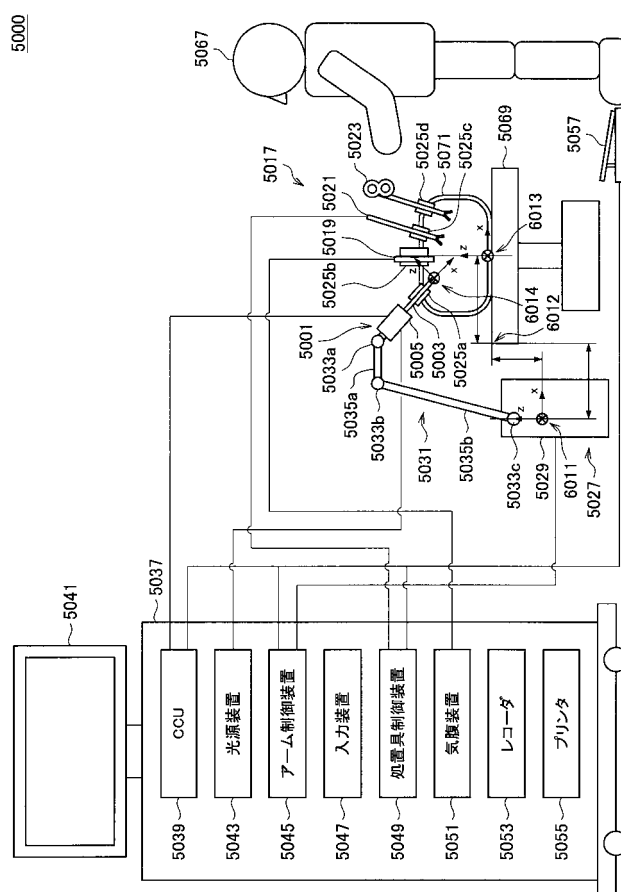
【図 6】



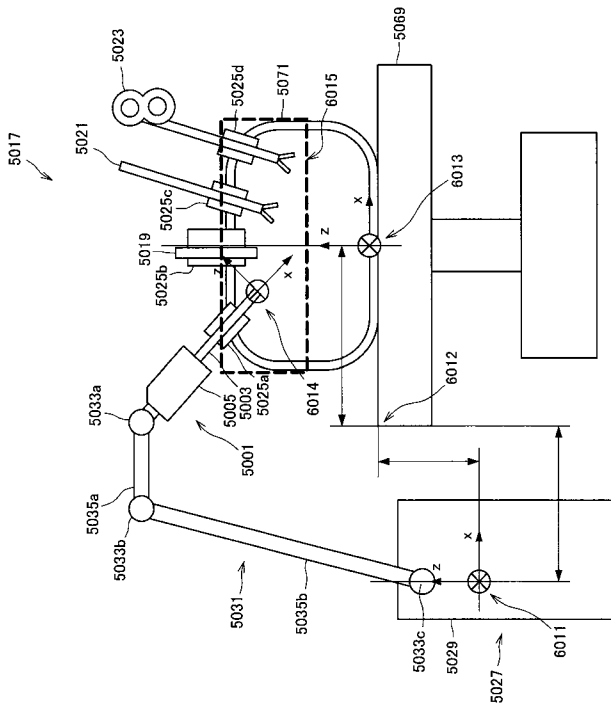
【图 7】



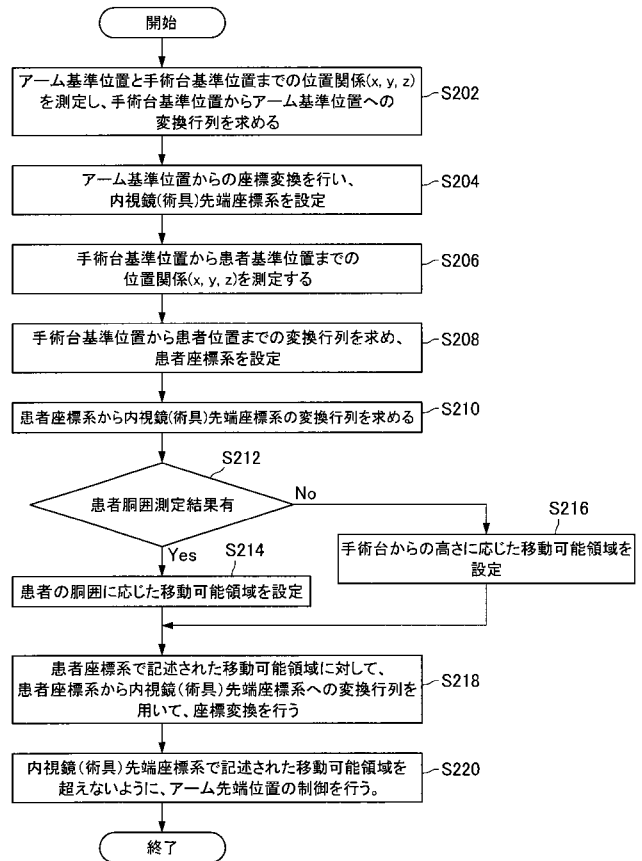
【図 8】



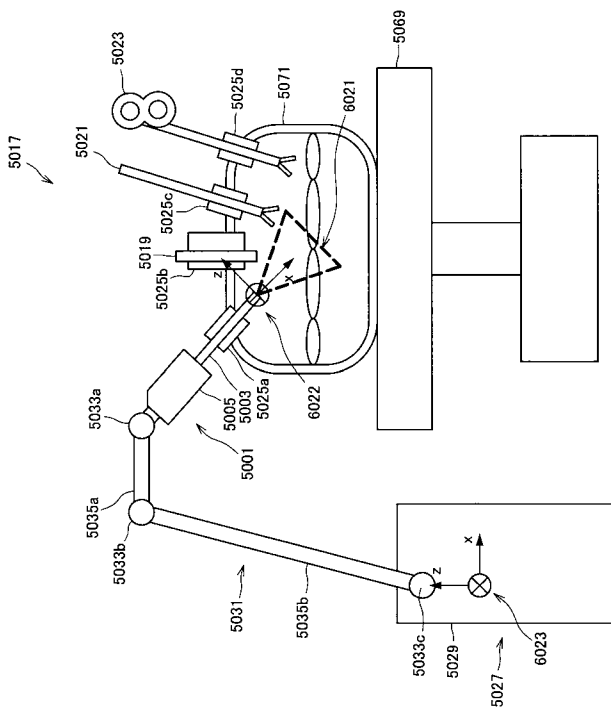
【図 9】



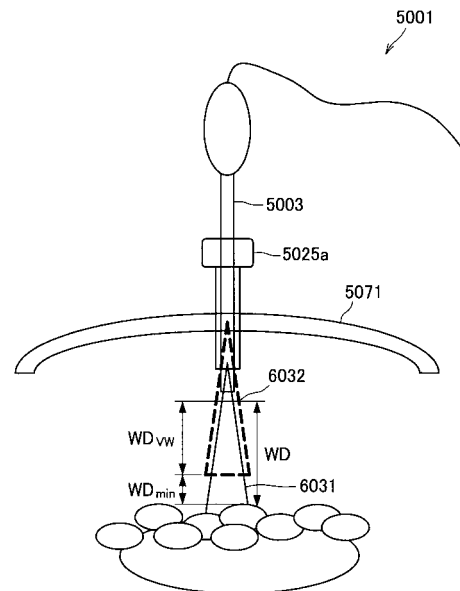
【図 10】



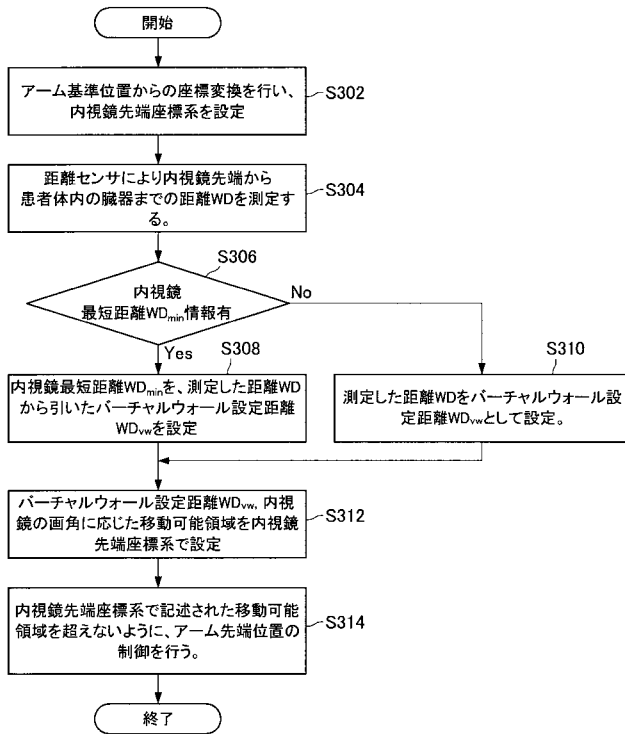
【図 11】



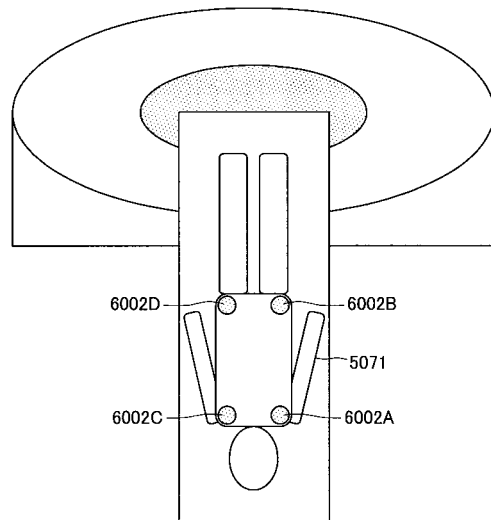
【図 12】



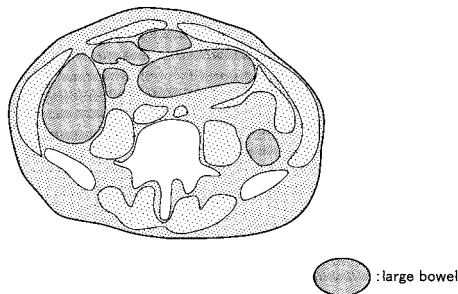
【図 1 3】



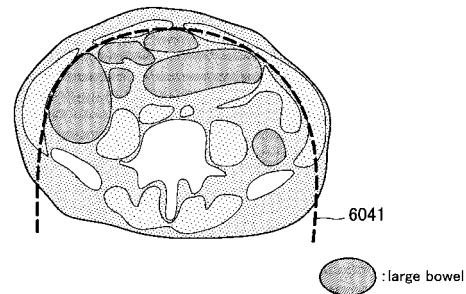
【図 1 4】



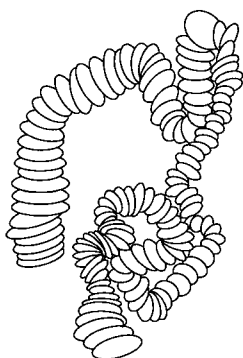
【図 1 5】



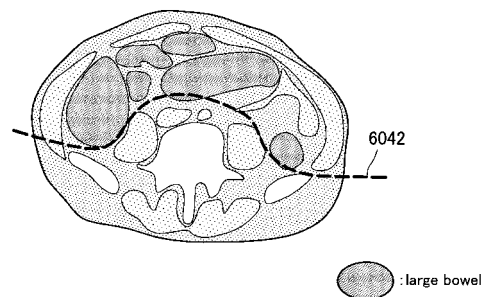
【図 1 7】



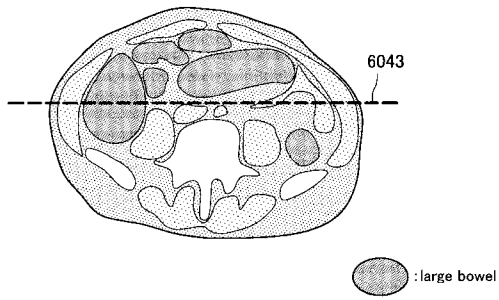
【図 1 6】



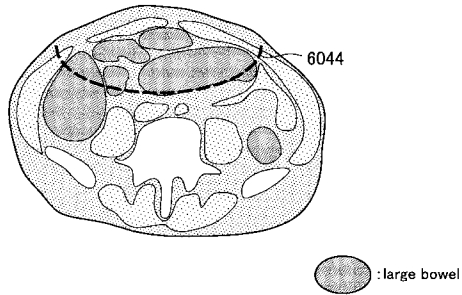
【図 1 8】



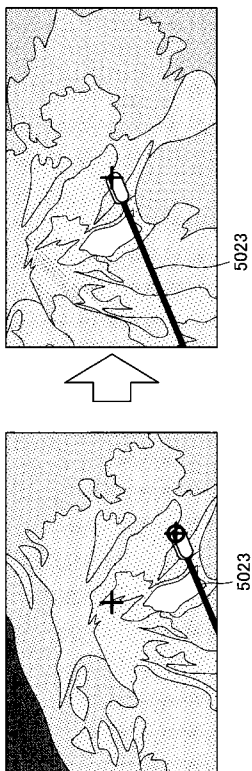
【図 19】



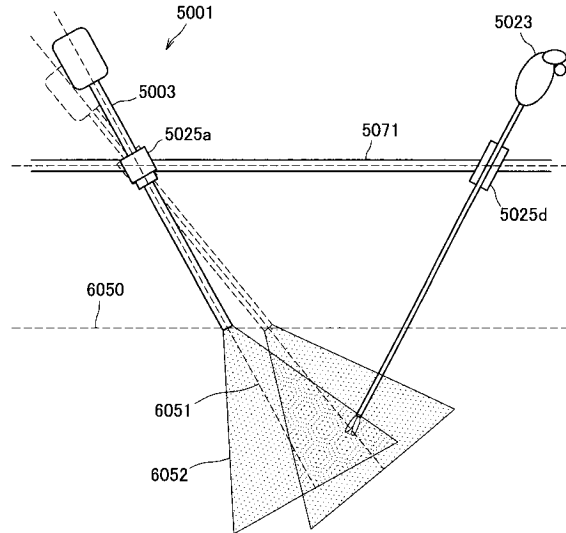
【図 20】



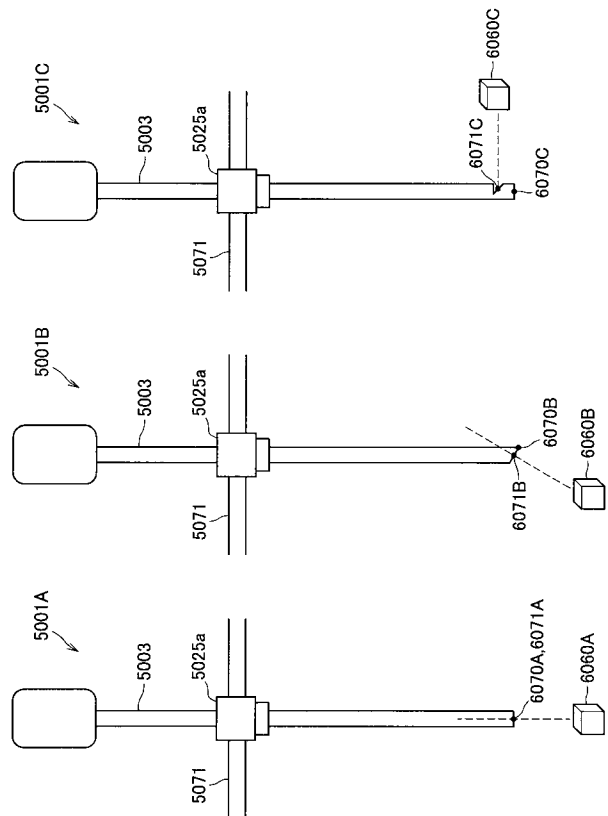
【図 22】



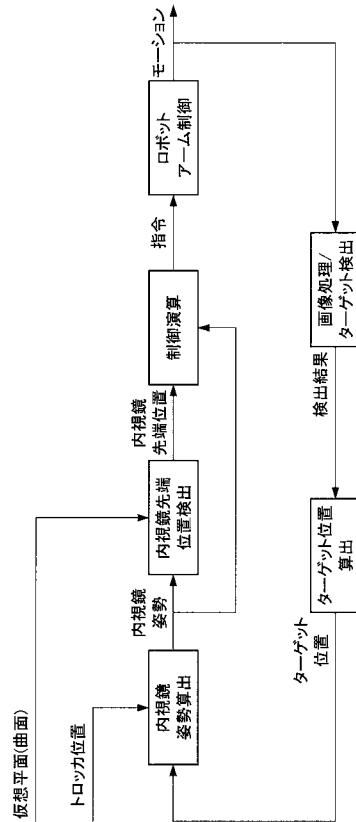
【図 21】



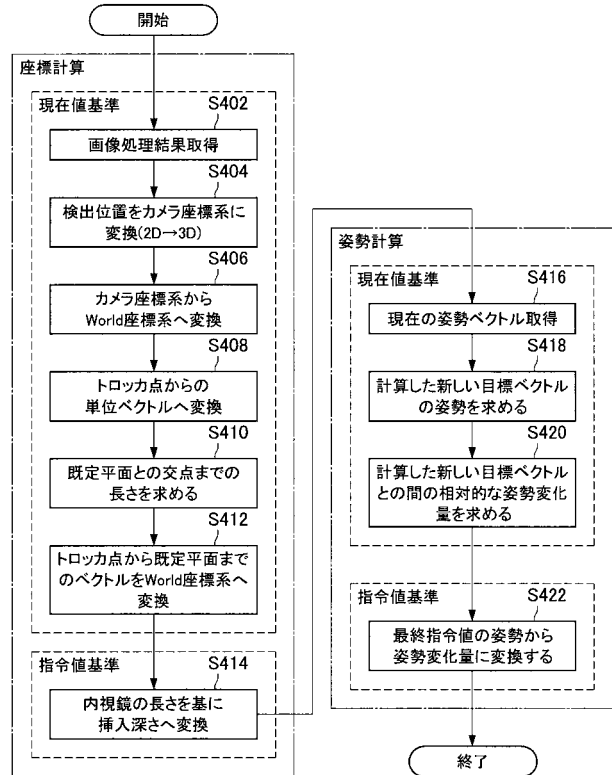
【図 23】



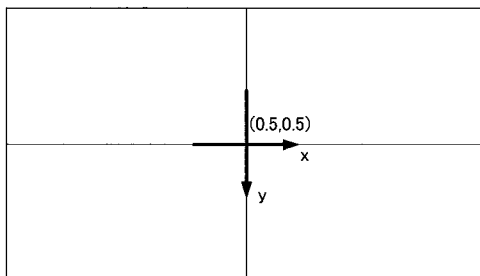
【図 2 4】



【図 2 5】



【図 2 6】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/005465

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B1/00 (2006.01) i, B25J13/00 (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, B25J13/00, 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	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

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.
X	JP 2016-524487 A (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 18 August 2016, paragraphs [0001]-[0002], [0004],	1-2, 6-10, 20-21
Y	[0017]-[0018], [0025], [0045]-[0046], fig. 5-6 & US 2016/0066768 A1, paragraphs [0001]-[0002], [0004], [0021]-[0022], [0029], [0049]-[0050], fig. 5-6 & WO 2014/181222 A1 & CN 105188594 A	1-21
Y	JP 2007-29232 A (HITACHI MEDICAL CORPORATION) 08 February 2007, abstract, paragraphs [0009]-[0054], fig. 1-10 (Family: none)	1-21
Y	JP 2001-275931 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 09 October 2001, paragraphs [0014]-[0015], [0035] (Family: none)	1-21
Y	JP 2000-166857 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 20 June 2000, abstract, paragraphs [0024]-[0026], fig. 1 (Family: none)	2-5

☒ 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

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
13 April 2018 (13.04.2018)Date of mailing of the international search report
24 April 2018 (24.04.2018)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/005465

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2015/146850 A1 (SONY CORP.) 01 October 2015, paragraphs [0001]-[0263], fig. 1-14 & US 2017/0080574 A1, paragraphs [0001]-[0282], fig. 1-14 & EP 3135445 A1	1-21
A	WO 2014/199413 A1 (TERUMO CORP.) 18 December 2014, paragraphs [0001]-[0078], fig. 1-10 & US 2016/0100898 A1, paragraphs [0001]-[0095], fig. 1-10	1-21
A	JP 2003-310638 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 05 November 2003, fig. 9, 14 (Family: none)	1-21

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 0 5 4 6 5									
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, B25J13/00(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, B25J13/00, 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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2018年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2018年	日本国実用新案登録公報	1996-2018年	日本国登録実用新案公報	1994-2018年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2018年										
日本国実用新案登録公報	1996-2018年										
日本国登録実用新案公報	1994-2018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									
X	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, 段落[0001]-[0002], [0004], [0017]-[0018], [0025], [0045]-[0046], 図 5-6	1-2, 6-10, 20-21									
Y	& US 2016/0066768 A1, 段落[0001]-[0002], [0004], [0021]-[0022], [0029], [0049]-[0050], 図 5-6 & WO 2014/181222 A1 & CN 105188594 A	1-21									
Y	JP 2007-29232 A (株式会社日立メディコ) 2007.02.08, 要約, 段落[0009]-[0054], 図 1-10 (ファミリーなし)	1-21									
☒ 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 「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 「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 「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) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」 同一パテントファミリー文献											
国際調査を完了した日 13.04.2018		国際調査報告の発送日 24.04.2018									
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) ▲高▼原 悠佑 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 8358								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 0 5 4 6 5
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2001-275931 A (オリンパス光学工業株式会社) 2001.10.09, 段落[0014]-[0015], [0035] (ファミリーなし)	1-21
Y	JP 2000-166857 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000.06.20, 要約, 段落[0024]-[0026], 図 1 (ファミリーなし)	2-5
A	WO 2015/146850 A1 (ソニー株式会社) 2015.10.01, 段落[0001]-[0263], 図 1-14 & US 2017/0080574 A1, 段落[0001]-[0282], 図 1-14 & EP 3135445 A1	1-21
A	WO 2014/199413 A1 (テルモ株式会社) 2014.12.18, 段落[0001]-[0078], 図 1-10 & US 2016/0100898 A1, 段落[0001]-[0095], 図 1-10	1-21
A	JP 2003-310638 A (オリンパス光学工業株式会社) 2003.11.05, 図 9, 14 (ファミリーなし)	1-21

フロントページの続き

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

(72)発明者 福島 哲治

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) 3C707 AS35 BS10 KS03 KS36 KT01 KT05

4C161 AA24 BB06 CC06 GG13 HH52 JJ09 JJ11 LL03

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

专利名称(译)	医用臂系统，控制装置及控制方法		
公开(公告)号	JPWO2018159328A1	公开(公告)日	2019-12-19
申请号	JP2019502872	申请日	2018-02-16
[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	長尾大輔 坪井利充 松田康宏 福島哲治		
发明人	長尾 大輔 坪井 利充 松田 康宏 福島 哲治		
IPC分类号	A61B1/00 B25J13/08		
CPC分类号	A61B1/00149 A61B90/25 A61B90/50 A61B2034/301 A61B2090/061 B25J13/00 G02B23/24 A61B17/00234 A61B34/30 A61B34/70 A61B90/361 A61B2034/305		
FI分类号	A61B1/00.654 B25J13/08.A		
F-TERM分类号	3C707/AS35 3C707/BS10 3C707/KS03 3C707/KS36 3C707/KT01 3C707/KT05 4C161/AA24 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/GG13 4C161/HH52 4C161/JJ09 4C161/JJ11 4C161/LL03		
优先权	2017036843 2017-02-28 JP 2017036842 2017-02-28 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提出了一种能够通过将内窥镜插入人体而在手术中确保便利性和安全性的机构。一种医疗臂系统，包括：多关节臂，该多关节臂具有通过关节和远端连接的多个连杆。内窥镜可连接的；控制单元，其将虚拟平面设置在患者的体腔中并控制多关节臂，以将内窥镜的预定点约束在虚拟平面上的体腔中。

