

(19) 日本国特許庁(JP)

## 再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/152255

発行日 平成30年1月18日(2018.1.18)

(43) 国際公開日 平成28年9月29日(2016.9.29)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 90/50 (2016.01)</b>	A 6 1 B 90/50	4 C 1 6 0
<b>A 6 1 B 17/02 (2006.01)</b>	A 6 1 B 17/02	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

出願番号	特願2017-507555 (P2017-507555)	(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/JP2016/052983	(74) 代理人	100095957 弁理士 亀谷 美明
(22) 国際出願日	平成28年2月2日(2016.2.2)	(74) 代理人	100096389 弁理士 金本 哲男
(31) 優先権主張番号	特願2015-62159 (P2015-62159)	(74) 代理人	100101557 弁理士 萩原 康司
(32) 優先日	平成27年3月25日(2015.3.25)	(74) 代理人	100128587 弁理士 松本 一騎
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	新井 淳 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

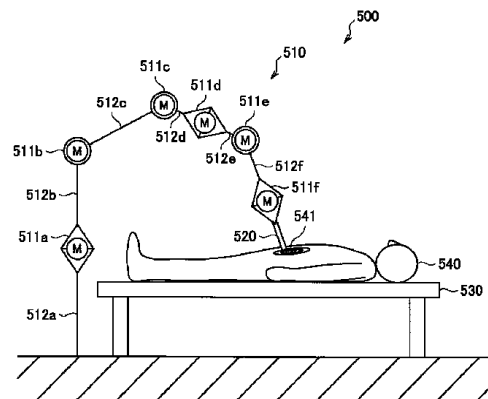
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用支持アーム装置

## (57) 【要約】

本発明は、より安全に器官を保持することを可能にすることを目的とする。

力制御によって駆動が制御されるアーム部(510)と、アーム部(510)の先端に設けられ、手術時に患者の器官を保持するレトラクタとを備える、医療用支持アーム装置を提供する。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

力制御によって駆動が制御されるアーム部と、  
前記アーム部の先端に設けられ、手術時に患者の器官を保持するレトラクタと、  
を備える、  
医療用支持アーム装置。

**【請求項 2】**

前記アーム部を構成する各関節部に、前記各関節部に作用するトルクをそれぞれ検出するトルクセンサが設けられ、  
前記トルクセンサの各々の検出値に基づいて、前記レトラクタに作用する力が検出される、  
請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。 10

**【請求項 3】**

検出された前記レトラクタに作用する力が所定のしきい値を超えないように、前記アーム部の駆動が制御される、  
請求項 2 に記載の医療用支持アーム装置。

**【請求項 4】**

検出された前記レトラクタに作用する力に基づいて、前記器官の重量によって前記レトラクタに作用する力を打ち消すように、前記アーム部の駆動が制御される、  
請求項 2 に記載の医療用支持アーム装置。 20

**【請求項 5】**

前記レトラクタの前記器官と接触する部位に力センサが設けられ、  
前記力センサの検出値に更に基づいて、前記レトラクタに作用する力が検出される、  
請求項 3 に記載の医療用支持アーム装置。

**【請求項 6】**

前記アーム部を構成する各関節部に、前記各関節部に作用するトルクをそれぞれ検出するトルクセンサが設けられ、  
前記トルクセンサの各々の検出値に基づいて、前記レトラクタに対する前記器官の滑りが検出される、  
請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。 30

**【請求項 7】**

前記レトラクタの前記器官と接触する部位に力センサが設けられ、  
前記力センサの検出値に基づいて、前記レトラクタに対する前記器官の滑りが検出される、  
請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。

**【請求項 8】**

前記レトラクタに対する前記器官の滑りが検出された場合に、ユーザに対して警告が発せられる、  
請求項 7 に記載の医療用支持アーム装置。

**【請求項 9】**

ユーザによる操作に応じて外部から与えられる力の方向への前記アーム部の移動をサポートするように前記アーム部の駆動が制御される、  
請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。 40

**【請求項 10】**

前記レトラクタは、開腹手術時に、開腹部位における開口が確保されるように、当該開腹部位における切開された体壁を外側に向かって広げるように保持する、  
請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。

**【請求項 11】**

前記レトラクタは、開腹手術時に、開腹部位から患者の体腔内に挿入され、当該体腔内において前記器官を保持する、 50

請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。

【請求項 1 2】

前記レトラクタは、内視鏡手術時に、患者の体壁に設けられる挿入口から体腔内に挿入され、当該体腔内において前記器官を保持する、

請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、医療用支持アーム装置に関する。

【背景技術】

10

【0002】

内視鏡手術では、患者の体腔内に直接術者の手を挿入することなく、患者の体壁に設けられる小さな挿入口（創）から専用の処置具を体腔内に挿入し、当該処置具を体腔外から操作することにより、手術が行われる。この際、術部周辺に作業空間を確保するために、体腔内の臓器や組織、体壁等（以下、器官と総称する）を保持する必要がある場合がある。そこで、手術時に作業空間を確保するために患者の器官を保持するための技術として、様々な技術が開発されている。

【0003】

例えば、特許文献 1 には、腹腔鏡手術において、腹腔鏡とともに患者の体腔内に挿入され作業空間を確保するために体腔内の臓器又は組織を保持するレトラクタを支持する、支持装置が開示されている。当該支持装置では、術者（ユーザ）が当該支持装置に設けられた制御ハンドルを操作することにより、レトラクタの位置を移動させ、体腔内の臓器又は組織の位置を移動させることができ、体腔内に手術のための作業空間を形成することができる。

20

【0004】

また、例えば、特許文献 2 には、内視鏡手術に用いられる治療装置であって、患者の体腔内に設置される磁性を有する第 1 の医療器具と、保持対象である体壁及び / 又は臓器を介して体外に設置され磁氣的相互作用によって前記第 1 の医療器具を誘導する第 2 の医療器具と、を備える、治療装置が開示されている。当該治療装置によれば、第 2 の医療器具を操作して第 1 の医療器具を誘導することにより、体壁及び / 又は臓器を任意の方向に牽引し、体腔内に手術のための作業空間を形成することが可能になる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特表 2010 - 511487 号公報

【特許文献 2】特開 2008 - 259835 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献 1 に記載の支持装置では、ワイヤや滑車、ピストン等の機械的要素によって、制御ハンドルに対する操作がレトラクタに伝達され、当該レトラクタの位置決めが行われている。つまり、特許文献 1 に記載の支持装置は、ユーザによって制御ハンドルを介して指示された所定の位置にレトラクタが位置するように当該レトラクタの動作が制御される、いわば位置制御によってレトラクタの動作が制御される支持装置であると言える。このような位置制御による支持装置では、新たな指示が与えられるまではレトラクタが指示された位置に留まり続けるため、例えばレトラクタの移動中に当該レトラクタが臓器等に触れてしまった場合や、臓器等の保持中に患者の呼吸や拍動等により当該臓器等が移動した場合に、当該レトラクタが臓器等を傷付けてしまう恐れがある。

40

【0007】

また、特許文献 2 に記載の治療装置では、第 1 の医療器具及び第 2 の医療器具として磁

50

性を有するものしか使用できないため、汎用的な器具を使用することができない。また、特許文献2に記載の治療装置では、体外から、磁氣的相互作用によって体腔内の第1の医療器具の位置を制御するため、当該第1の医療器具の位置決めを高精度に行うことは困難であると考えられる。従って、結果的に、第1の医療器具が意図せぬ動きをしてしまい、体腔内の臓器等を傷付けてしまう恐れがある。

#### 【0008】

このように、手術時に患者の器官を保持するための技術としては、より安全に器官を保持することが可能な技術が求められていた。そこで、本開示では、より安全に器官を保持することが可能な、新規かつ改良された医療用支持アーム装置を提案する。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0009】

本開示によれば、力制御によって駆動が制御されるアーム部と、前記アーム部の先端に設けられ、手術時に患者の器官を保持するレトラクタと、を備える、医療用支持アーム装置が提供される。

#### 【0010】

本開示によれば、手術時に患者の器官を保持するレトラクタが支持アーム装置のアーム部によって支持され、当該アーム部の駆動が力制御によって制御される。力制御によれば、例えばレトラクタに作用する力に対してしきい値を設けて当該アーム部を動作させる等、力を制限するような制御が実現され得る。従って、レトラクタによって器官に対して過度な力が負荷されることを防止することができ、より安全な手術が実現され得る。

#### 【発明の効果】

#### 【0011】

以上説明したように本開示によれば、より安全に器官を保持することが可能になる。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、又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、又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】

#### 【0012】

【図1】本開示の一実施形態に係る支持アーム装置を用いた手術の様子を示す概略図である。

【図2】本実施形態に係る支持アーム装置の全体構成を示す図である。

【図3】支持アーム装置によって支持されるレトラクタの一例を示す図である。

【図4】支持アーム装置によって支持されるレトラクタの一例を示す図である。

【図5】支持アーム装置によって支持されるレトラクタの一例を示す図である。

【図6】支持アーム装置によって支持されるレトラクタの一例を示す図である。

【図7】図2に示す支持アーム装置の関節部に搭載されるアクチュエータの一構成例を示す断面図である。

【図8】本実施形態に係る支持アーム装置の制御方法を示すブロック図である。

【図9】開腹手術時におけるレトラクタによる器官の保持の一例を示す図である。

【図10】内視鏡手術時における患者への内視鏡、鉗子及びレトラクタの挿入位置を概略的に示す図である。

【図11】図10に示す鉗子及びレトラクタによる、患者の体腔内での器官の保持の一例を示す図である。

【図12】本変形例に係るレトラクタの一例を示す図である。

【図13】滑りを検出するために用いられる力センサの一構成例を示す図である。

#### 【発明を実施するための形態】

#### 【0013】

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。

## 【 0 0 1 4 】

なお、説明は以下の順序で行うものとする。

- 1．支持アーム装置を用いた手術の概要
- 2．支持アーム装置の構成
  - 2 - 1．全体構成
  - 2 - 2．アクチュエータの構成
- 3．支持アーム装置の制御方法
- 4．支持アーム装置の手術への適用例
  - 4 - 1．開腹手術への適用例
  - 4 - 2．内視鏡手術への適用例
- 5．変形例
- 6．補足

10

## 【 0 0 1 5 】

( 1．支持アーム装置を用いた手術の概要 )

本開示の好適な一実施形態に係る支持アーム装置の構成について詳細に説明するに先立ち、本開示をより明確なものとするために、本実施形態に係る支持アーム装置を用いた手術の概要について説明する。

## 【 0 0 1 6 】

図 1 を参照して、本開示の一実施形態に係る支持アーム装置を用いた手術の様子について説明する。図 1 は、本開示の一実施形態に係る支持アーム装置を用いた手術の様子を示す概略図である。

20

## 【 0 0 1 7 】

図 1 では、一例として、本実施形態に係る支持アーム装置 5 0 0 を用いて、手術台 5 3 0 上の患者 5 4 0 に対して内視鏡手術が行われている様子が図示されている。内視鏡手術では、患者の体壁に複数の小さな挿入口が設けられ、一の挿入口からは術部を観察するための内視鏡が挿入される。また、他の挿入口からは、術部に対して各種の処置を行うためのメス等の処置具が挿入される。また、更に他の挿入口からは、術部周辺に作業空間を確保するために患者 5 4 0 の体腔内の器官 5 4 1 を保持するレトラクタ 5 2 0 が挿入される。内視鏡によって撮影された術部の映像を見ながら、術者によって処置具が操作され、当該術部に対して各種の処置が施される。なお、図 1 では、簡単のため、術者や、術者によって操作される処置具、及び内視鏡についてはその図示を省略している。

30

## 【 0 0 1 8 】

本実施形態に係る支持アーム装置 5 0 0 は、器官 5 4 1 を保持するレトラクタ 5 2 0 を支持するためのものである。なお、本明細書において、「器官」とは、手術時にレトラクタ 5 2 0 によって保持される対象となり得る、患者の各種の臓器、組織又は体壁等を指す総称である。臓器には、例えば胃や腸、肝臓等の各種の臓器が含まれ得る。また、組織には、例えば血管等が含まれ得る。

## 【 0 0 1 9 】

図 1 では、簡単のため、支持アーム装置 5 0 0 の構成のうち、アーム部 5 1 0、及び当該アーム部 5 1 0 の先端に取り付けられるレトラクタ 5 2 0 のみを図示している。実際には、アーム部 5 1 0 の基端側には、当該アーム部 5 1 0 を支持するベース部が備えられ得る。更に、支持アーム装置 5 0 0 には、支持アーム装置 5 0 0 の動作を制御する制御装置が備えられ得る。なお、支持アーム装置 5 0 0 の具体的な構成については、下記( 2．支持アーム装置の構成 )で詳しく説明する。

40

## 【 0 0 2 0 】

アーム部 5 1 0 は、複数の関節部 5 1 1 a、5 1 1 b、5 1 1 c、5 1 1 d、5 1 1 e、5 1 1 f と、関節部 5 1 1 a ~ 5 1 1 e によって互いに回動可能に連結される複数のリンク 5 1 2 a、5 1 2 b、5 1 2 c、5 1 2 d、5 1 2 e、5 1 2 f と、アーム部 5 1 0 の先端に関節部 5 1 1 f を介して回動可能に取り付けられるレトラクタ 5 2 0 と、を備える。

50

## 【 0 0 2 1 】

関節部 5 1 1 a ~ 5 1 1 f には、それぞれ、後述する図 7 に示すアクチュエータ 4 3 0 が設けられており、関節部 5 1 1 a ~ 5 1 1 f は、当該アクチュエータ 4 3 0 の駆動により所定の回転軸に対して回転可能に構成されている。アクチュエータ 4 3 0 の駆動が上記制御装置によって制御されることにより、各関節部 5 1 1 a ~ 5 1 1 f の回転角度が制御され、アーム部 5 1 0 の駆動が制御される。なお、本実施形態では、アーム部 5 1 0 の駆動は、力制御によって制御される。

## 【 0 0 2 2 】

支持アーム装置 5 0 0 では、6 つの関節部 5 1 1 a ~ 5 1 1 f により、アーム部 5 1 0 の駆動に関して 6 自由度が実現されている。アーム部 5 1 0 が 6 自由度を有するように構成されることにより、アーム部 5 1 0 の可動範囲内においてレトラクタ 5 2 0 を自由に移動させることができる。これにより、レトラクタ 5 2 0 を患者の体腔内に挿入する角度が限定されず、支持アーム装置 5 0 0 の利便性が向上する。

10

## 【 0 0 2 3 】

レトラクタ 5 2 0 は、手術時に患者 5 4 0 の器官 5 4 1 を保持する器具である。手術を行う際には、図 1 に示すように、アーム部 5 1 0 の先端に設けられたレトラクタ 5 2 0 が患者 5 4 0 の体腔内に挿入され、当該レトラクタ 5 2 0 によって患者 5 4 0 の体腔内の器官 5 4 1 が保持されるように、支持アーム装置 5 0 0 によってアーム部 5 1 0 及びレトラクタ 5 2 0 の位置及び姿勢が制御される。レトラクタ 5 2 0 によって体腔内の器官 5 4 1 が保持されることにより、術者が処置を行う対象である術部周辺の作業空間が確保される。

20

## 【 0 0 2 4 】

なお、図 1 では、簡単のため、レトラクタ 5 2 0 の具体的な形状の図示を省略しているが、実際には、術式や保持する対象に応じて、様々な形状を有する各種のレトラクタ 5 2 0の中から適切なものが選択され、用いられ得る。本実施形態では、支持アーム装置 5 0 0 によって支持されるレトラクタ 5 2 0 の種類は限定されず、術式や保持する対象に応じて、各種のレトラクタ 5 2 0 が用いられてよい。レトラクタ 5 2 0 の具体例については、下記（ 2 . 支持アーム装置の構成 ）で詳しく説明する。

## 【 0 0 2 5 】

以上、図 1 を参照して、本実施形態に係る支持アーム装置 5 0 0 を用いた手術の様子について説明した。なお、図 1 では、一例として、内視鏡手術に対して支持アーム装置 5 0 0 が適用された場合について示しているが、本実施形態はかかる例に限定されず、支持アーム装置 5 0 0 は、開腹手術に対して適用されてもよい。開腹手術時には、支持アーム装置 5 0 0 は、レトラクタ 5 2 0 によって、内視鏡手術時と同様に体腔内の器官も保持し得るが、開腹部位における開口が確保されるように、当該開腹部位における切開された体壁を外側に向かって広げるように保持してもよい。

30

## 【 0 0 2 6 】

ここで、これまで一般的に、手術時には、レトラクタ 5 2 0 を操作し器官 5 4 1 を保持する専門の医師（助手）が必要とされていた。当該助手は、術者が処置を終えるまでの間、レトラクタ 5 2 0 を支持し続けなければならないため、その作業は大きな負担となっていた。手術が長時間に渡れば、疲労により、助手がレトラクタ 5 2 0 を操作する際にミスが発生し、当該レトラクタ 5 2 0 によって器官 5 4 1 が傷付けられる等、事故が発生する危険性も高まる。

40

## 【 0 0 2 7 】

また、手術中には、例えば術者の指示に応じて、器官 5 4 1 の位置を適宜移動させる必要が生じる場合がある。この場合、術者からの口頭での指示を受けて、助手がレトラクタ 5 2 0 を操作して器官 5 4 1 の位置を移動させることとなる。このような口頭での意思伝達は、術者の意図が必ずしも完全に伝わる保証はなく、手術の効率を低下させる一因となっていた。

## 【 0 0 2 8 】

50

一方、本実施形態では、以上説明したように、支持アーム装置 500 によってレトラクタ 520 が支持される。これまで人手によって行われていた作業を支持アーム装置 500 によって代替することにより、器官 541 を保持する助手に負荷されていた多大な負担を解消することができる。また、助手の疲労に起因するミスの発生も防止することができる。また、術者（ユーザ）が自身で支持アーム装置 500 を操作して、器官 541 の位置を移動させることができるため、術者と助手との間の意思伝達が不要となり、手術の効率化を図ることができる。

#### 【0029】

ここで、レトラクタ 520 を支持アーム装置によって支持しようという技術自体は、これまでも提案されていた（例えば上記特許文献 1 を参照）。しかしながら、上記特許文献 1 に例示される既存の支持アーム装置は、レトラクタ 520 の動作を、いわゆる位置制御によって制御するものであった。位置制御では、指示された位置でレトラクタ 520 が留まり続けるように、その動作が制御される。

#### 【0030】

しかしながら、手術中において、患者 540 の器官 541 の位置は必ずしも一定ではない。例えば、呼吸や拍動といった患者 540 の生体反応に応じて、器官 541 の位置は微妙に変化し得る。位置制御によってレトラクタ 520 の動作を制御する支持アーム装置では、器官 541 の位置が変化した場合であっても、レトラクタ 520 が所定の位置に留まり続けるため、レトラクタ 520 によって器官 541 が傷付けられてしまう恐れがある。また、レトラクタ 520 を所定の位置まで移動させようとした場合には、その移動方向に器官 541 が存在したとしても、指示された位置までレトラクタ 520 が移動してしまうため、レトラクタ 520 が当該器官 541 に衝突し、当該器官 541 が傷付けられてしまう危険性がある。このように、位置制御による支持アーム装置は、器官 541 の保持という用途には、必ずしも適しているとは言えないと考えられる。

#### 【0031】

一方、上述したように、本実施形態では、支持アーム装置 500 の制御方式として、力制御が用いられる。力制御では、レトラクタ 520 に作用する力を、各関節部 511a ~ 511f に設けられるトルクセンサによって検出し、検出されたレトラクタ 520 に作用する力に基づいて、アーム部 510 の動作を制御することが可能になる。例えば、所定のしきい値以上の力がレトラクタ 520 に作用した場合には、当該力を逃がすように（すなわち、レトラクタ 520 に作用する力を打ち消すように）、アーム部 510 を動作させることができる。レトラクタ 520 に対して所定のしきい値以上の力が作用している場合には、器官 541 の位置が変化して、あるいは、レトラクタ 520 が器官 541 に接触して、レトラクタ 520 に対して意図せぬ力が加わっている状態であると考えられるため、このような制御を行うことにより、レトラクタ 520 によって器官 541 が傷付けられてしまう事態を回避することができる。

#### 【0032】

このように、本実施形態に係る支持アーム装置 500 は、レトラクタ 520 を支持するとともに、当該レトラクタ 520 の動作を力制御によって制御することにより、当該レトラクタ 520 によってより安全に器官 541 を保持することを可能にするものである。

#### 【0033】

以下では、本実施形態に係る支持アーム装置 500 の構成について、より詳細に説明する。

#### 【0034】

（2．支持アーム装置の構成）

（2-1．全体構成）

図 2 を参照して、本実施形態に係る支持アーム装置の全体構成について説明する。図 2 は、本実施形態に係る支持アーム装置の全体構成を示す図である。

#### 【0035】

図 2 を参照すると、支持アーム装置 400 は、ベース部 410 と、アーム部 420 と、

10

20

30

40

50

制御装置 440 と、を備える。支持アーム装置 400 は、上述した図 1 に示す支持アーム装置 500 をより具体的な構成として表したものであり、支持アーム装置 500 と同様に、手術時にレトラクタによって患者の器官を保持する医療用支持アーム装置である。

【0036】

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。ベース部 410 にはキャスターが設けられており、支持アーム装置 400 は、当該キャスターを介して床面と接地し、当該キャスターによって床面上を移動可能に構成されている。ただし、本実施形態に係る支持アーム装置 400 の構成はかかる例に限定されず、例えば、ベース部 410 が設けられず、手術室の天井又は壁面にアーム部 420 が直接取り付けられて支持アーム装置 400 が構成されてもよい。例えば、天井にアーム部 420 が取り付けられる場合には、支持アーム装置 400 は、アーム部 420 が天井から吊り下げられて構成されることとなる。

【0037】

アーム部 420 は、複数の関節部 421a、421b、421c、421d、421e、421f と、関節部 421a ~ 421e によって互いに回動可能に連結される複数のリンク 422a、422b、422c、422d と、アーム部 420 の先端に関節部 421f を介して回動可能に設けられる保持ユニット 429 と、当該保持ユニット 429 に取り付けられるレトラクタ 423 と、を有する。

【0038】

リンク 422a ~ 422d は棒状の部材であり、リンク 422a の一端が関節部 421a を介してベース部 410 と連結され、リンク 422a の他端が関節部 421b を介してリンク 422b の一端と連結され、更に、リンク 422b の他端が関節部 421c、421d を介してリンク 422c の一端と連結される。更に、リンク 422c の他端が、関節部 421e を介して略 L 字状のリンク 422d の一端と連結され、リンク 422d の他端とレトラクタ 423 を保持する保持ユニット 429 とが、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 ~ 422d の端同士が、関節部 421a ~ 421f 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。

【0039】

レトラクタ 423 は、上述した図 1 に示すレトラクタ 520 に対応するものであり、手術時に患者の器官を保持する器具である。手術を行う際には、レトラクタ 423 によって患者の器官が保持されるように、支持アーム装置 400 によってアーム部 420 及びレトラクタ 423 の位置及び姿勢が制御される。レトラクタ 423 によって患者の器官が適宜保持されることにより、術者が処理を行う対象である術部周辺の作業空間が確保される。

【0040】

なお、図 1 では、簡単のため、レトラクタ 423 の具体的な形状の図示を省略しているが、実際には、術式や保持する対象に応じて、様々な形状を有する各種のレトラクタ 423の中から適切なものが選択され、用いられ得る。レトラクタ 423 は、図 1 を参照して上述したように、内視鏡手術時又は開腹手術時において、患者の体腔内に挿入され、体腔内の器官を保持するものであってもよい。あるいは、レトラクタ 423 は、開腹手術時において、開腹部位において切開された体壁を広げるように保持するものであってもよい。保持ユニット 429 は、レトラクタ 423 を着脱可能に構成されてよく、術式や保持する対象に応じて、適切な種類のレトラクタ 423 が保持ユニット 429 に取り付けられる。

【0041】

図 3 ~ 図 6 に、レトラクタ 423 の一例を示す。図 3 ~ 図 6 は、支持アーム装置 400 によって支持されるレトラクタ 423 の一例を示す図である。

【0042】

図 3 に示すように、レトラクタ 423 は、へら状のレトラクタ 423a であってよい。へら状のレトラクタ 423a では、当該へら状の部位で器官を押圧するようにして、当該器官を所定の方向に移動させることができる。

10

20

30

40

50



## 【 0 0 4 3 】

また、図 4 に示すように、レトラクタ 4 2 3 は、棒状のレトラクタ 4 2 3 b であってよい。棒状のレトラクタ 4 2 3 b では、当該棒状の部位の先端で器官を押圧するようにして、あるいは、当該棒状の部位の先端を器官に係止して引っ張るようにして、当該器官を所定の方に移動させることができる。

## 【 0 0 4 4 】

また、図 5 に示すように、レトラクタ 4 2 3 は、かぎ爪状のレトラクタ 4 2 3 c であってよい。かぎ爪状のレトラクタ 4 2 3 c では、当該かぎ爪状の部位を器官に係止して引っ張るようにして、当該器官を所定の方に移動させることができる。

## 【 0 0 4 5 】

また、図 6 に示すように、レトラクタ 4 2 3 は、複数の平板部からなる扇状のへら部を有するレトラクタ 4 2 3 d であってよい。扇状のへら部を有するレトラクタ 4 2 3 d では、当該へら部で器官を押圧するようにして、当該器官を所定の方に移動させることができる。

## 【 0 0 4 6 】

なお、図 3 ~ 図 6 に図示したものはあくまで一例であって、レトラクタ 4 2 3 としては、あらゆる公知のレトラクタを使用することができる。

## 【 0 0 4 7 】

図 2 に戻り、支持アーム装置 4 0 0 の構成についての説明を続ける。

## 【 0 0 4 8 】

関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 f には、それぞれ、後述する図 7 に示すアクチュエータ 4 3 0 が設けられており、関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 f は、当該アクチュエータ 4 3 0 の駆動により所定の回転軸に対して回転可能に構成されている。アクチュエータ 4 3 0 の駆動は、制御装置 4 4 0 によって制御される。各関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 f のアクチュエータ 4 3 0 の駆動がそれぞれ制御されることにより、例えばアーム部 4 2 0 を伸ばしたり、縮めたり（折り畳んだり）といった、アーム部 4 2 0 の駆動が制御される。

## 【 0 0 4 9 】

なお、図示する例では、支持アーム装置 4 0 0 は、6 つの関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 f を有し、アーム部 4 2 0 の駆動に関して 6 自由度が実現されている。アーム部 4 2 0 が 6 自由度を有するように構成されることにより、アーム部 4 2 0 の可動範囲内においてレトラクタ 4 2 3 を自由に移動させることができる。これにより、レトラクタ 4 2 3 を、様々な角度から患者に対して接近させることが可能になり、レトラクタ 4 2 3 によって患者の器官を保持する際の自由度が向上する。

## 【 0 0 5 0 】

ただし、アーム部 4 2 0 の構成は図示する例に限定されず、関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 f 及びリンク 4 2 2 a ~ 4 2 2 d の数や配置、関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 f の駆動軸の方向等は、アーム部 4 2 0 が所望の自由度を有するように適宜設定されてよい。ただし、レトラクタ 4 2 3 の位置及び姿勢の自由度を考慮して、アーム部 4 2 0 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。

## 【 0 0 5 1 】

制御装置 4 4 0 は、例えば CPU (Central Processing Unit) や DSP (Digital Signal Processor) 等のプロセッサ、又はこれらのプロセッサが搭載されたマイコン等によって構成され、所定のプログラムに従った信号処理を実行することにより、支持アーム装置 4 0 0 の動作を制御する。

## 【 0 0 5 2 】

本実施形態では、支持アーム装置 4 0 0 の制御方式として、力制御が用いられる。力制御では、アーム部 4 2 0 及びレトラクタ 4 2 3 に作用する力が、各関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 f に設けられるアクチュエータ 4 3 0 のトルクセンサによって検出される。検出された当該力に基づいて、アーム部 4 2 0 に所望の動作を行わせるために必要な、各関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 f に設けられるアクチュエータ 4 3 0 による発生トルクが算出され、算出さ

10

20

30

40

50

れた当該発生トルクを制御値として、アーム部 4 2 0 の動作が制御される。

【 0 0 5 3 】

力制御では、例えば術者が直接アーム部 4 2 0 に触れて行う、当該アーム部 4 2 0 を移動させようとする操作に応じて、当該アーム部 4 2 0 に加えられた力の方向に当該アーム部 4 2 0 が移動するように（すなわち、術者の動作に追従するように）、制御装置 4 4 0 によってアクチュエータ 4 3 0 の駆動が制御され、当該アーム部 4 2 0 の動作が制御され得る。このように、力制御を用いることにより、術者が直接アーム部 4 2 0 に触れながら当該アーム部 4 2 0 を移動させることができるため、より容易でより直感的な操作が可能になる。なお、力制御による支持アーム装置 4 0 0 の具体的な制御方法については、下記（ 3 . 支持アーム装置の制御方法 ）で詳細に説明する。

10

【 0 0 5 4 】

なお、図示する例では、制御装置 4 4 0 は、ベース部 4 1 0 とケーブルを介して接続されているが、制御装置 4 4 0 と同様の機能を有する制御基板等がベース部 4 1 0 の内部に設けられてもよい。

【 0 0 5 5 】

以上、図 2 を参照して、本実施形態に係る支持アーム装置 4 0 0 の概略構成について説明した。

【 0 0 5 6 】

（ 2 - 2 . アクチュエータの構成 ）

図 7 を参照して、図 2 に示す支持アーム装置 4 0 0 の関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 f に搭載されるアクチュエータの構成について説明する。図 7 は、図 2 に示す支持アーム装置 4 0 0 の関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 f に搭載されるアクチュエータの一構成例を示す断面図である。図 3 では、本実施形態に係るアクチュエータを、回転軸を通る平面で切断した場合における断面図を図示している。

20

【 0 0 5 7 】

図 7 を参照すると、本実施形態に係るアクチュエータ 4 3 0 は、モータ 4 2 4 と、モータドライバ 4 2 5 と、減速機 4 2 6 と、エンコーダ 4 2 7 と、トルクセンサ 4 2 8 と、から構成される。アクチュエータ 4 3 0 は、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 4 3 0 では、モータ 4 2 4 の回転が減速機 4 2 6 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。

30

【 0 0 5 8 】

モータ 4 2 4 は、所定の指令値（電流指令値）が与えられた場合に、当該指令値に対応する回転速度で回転軸を回転させることにより、駆動力を生み出す駆動機構である。モータ 4 2 4 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 4 2 4 としては各種の公知の種類のモータが用いられてよい。

【 0 0 5 9 】

モータドライバ 4 2 5 は、モータ 4 2 4 に電流を供給することによりモータ 4 2 4 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 4 2 4 に供給する電流量を調整することにより、モータ 4 2 4 の回転数を制御することができる。モータドライバ 4 2 5 は、後述する図 1 0 に示すトルク指令値に対応する電流をモータ 4 2 4 に供給することにより、当該モータ 4 2 4 を駆動させる。

40

【 0 0 6 0 】

モータ 4 2 4 の回転軸（駆動軸）には、減速機 4 2 6 が連結される。減速機 4 2 6 は、連結されたモータ 4 2 4 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 4 2 6 の構成は特定のものに限定されず、減速機 4 2 6 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 4 2 6 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 4 2 6 の減速比は、アクチュエータ 4 3 0 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、

50

アクチュエータ 430 が支持アーム装置 400 の関節部 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 426 が好適に用いられ得る。

【0061】

エンコーダ 427 は、入力軸の回転角度（すなわち、モータ 424 の回転軸の回転角度）を検出する。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 426 の減速比と、に基づいて、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、図示する例では、アクチュエータ 430 の入力軸にのみエンコーダ 427 が設けられているが、減速機 426 よりも後段に、アクチュエータ 430 の出力軸の回転角度を検出するためのエンコーダが更に設けられてもよい。

10

【0062】

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。

【0063】

以上、図 7 を参照して、本実施形態に係るアクチュエータ 430 の構成について説明した。力制御が行われる場合には、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、各関節部 421a ~ 421f の回転角度、及び各関節部 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関節部 421a ~ 421f に作用するトルクには、アーム部 420 及び / 又はレトラクタ 423 に作用する力も含まれ得る。

20

【0064】

検出された回転角度及びトルク値に基づいて、アーム部 420 が所望の動作を実現するために各関節部 421a ~ 421f のアクチュエータ 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関節部 421a ~ 421f のアクチュエータ 430 が駆動される。力制御による支持アーム装置 400 の具体的な制御方法については、下記（3．支持アーム装置の制御方法）で詳しく説明する。

30

【0065】

なお、図 7 に示す構成は、あくまで、本実施形態に係るアクチュエータ 430 の一構成例を示すものであり、本実施形態はかかる例に限定されない。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、公知の各種のアクチュエータを用いることができる。

【0066】

（3．支持アーム装置の制御方法）

図 8 を参照して、本実施形態に係る支持アーム装置 400 の制御方法について説明する。図 8 は、本実施形態に係る支持アーム装置 400 の制御方法を示すブロック図である。図 8 では、支持アーム装置 400 のアーム部 420 を構成する 1 つのアクチュエータ 430 に注目し、当該アクチュエータ 430 の駆動を制御する際の処理の流れをブロック図として図示している。各関節部 421a ~ 421f に設けられる各アクチュエータ 430 に対して同様の処理が行われることにより、アーム部 420 の動作が制御されることとなる。

40

【0067】

図 8 に示す各ブロックは、アクチュエータ 430 の駆動制御に係る各種の演算を行う概念上の演算器を模擬的に示している。これらの各ブロック（演算器）における処理は、上述した制御装置 440 によって実行され得る。

【0068】

なお、図 8 に示すブロック図は、あくまで、力制御によってアクチュエータ 430 が駆

50

動される場合における処理の一例を示すものであり、本実施形態はかかる例に限定されない。アクチュエータ 430 の駆動制御方法としては、力制御に制御方法として一般的に用いられている公知の各種の制御方法が用いられてよい。

【0069】

図 8 に示すブロック図を参照しながら実際の処理の詳細について説明するに先立ち、当該ブロック図に示される制御方法の概要について説明する。

【0070】

支持アーム装置 400 の各アクチュエータ 430 の運動は、下記数式 (1) に示される二次遅れ系の運動方程式によってモデル化される。

【0071】

10

【数 1】

$$I_a \ddot{q}^{ref} = \tau_a + \tau_e - \nu_a \dot{q}$$

..... (1)

【0072】

ここで、 $q$  はアクチュエータ 430 の回転角度、 $q^{ref}$  はアクチュエータ 430 の回転角度目標値、 $I_a$  はアクチュエータ 430 における慣性モーメント（イナーシャ）、 $\tau_a$  はアクチュエータ 430 の発生トルク、 $\tau_e$  は外部からアクチュエータ 430 に作用する外トルク、 $\nu_a$  はアクチュエータ 430 における粘性抵抗係数である。上記数式 (1) は、各関節部 421a ~ 421f におけるアクチュエータ 430 の運動を表す理論モデルである。

20

【0073】

力制御では、アクチュエータ 430 の駆動が、トルクを制御量として用いることにより制御される。アーム部 420 を動作させようとした場合には、所望の動作を実現するために各関節部 421a ~ 421f のアクチュエータ 430 が発生すべきトルク  $\tau_a$ （発生トルク  $\tau_a$ ）が算出され得る。なお、当該発生トルク  $\tau_a$  の算出方法としては、既存の各種の方法が用いられ得るため、本明細書では詳細な説明を省略する。例えば、発生トルク  $\tau_a$  は、いわゆる全身協調制御と呼ばれる制御方式（複数の駆動部（アクチュエータ）の駆動を互いに協調させて制御し、全体として所望の動作を実現する制御方式）において一般的に用いられている方法によって算出されてよい。全身協調制御における発生トルク  $\tau_a$  の算出方法の詳細については、例えば、本願出願人による先行特許出願である特開 2009 - 95959 号公報や特開 2010 - 188471 号公報等を参照することができる。

30

【0074】

理想的には、各アクチュエータ 430 に対して算出された発生トルク  $\tau_a$  を上記数式 (1) に適用することにより、各アクチュエータ 430 において上記数式 (1) に示す理論モデルに従った応答が実現する、すなわち、アーム部 420 において所望の動作が実現されるはずである。

【0075】

40

しかし、実際には、様々な外乱の影響により、アクチュエータ 430 における実際の運動と上記数式 (1) に示す理論モデルとの間には誤差（モデル化誤差）が生じる場合がある。モデル化誤差は、多リンク構造体（すなわち制御対象であるアーム部 420）の重量、重心、慣性テンソル等のマスプロパティに起因するものと、アクチュエータ 430 内部における摩擦や慣性等に起因するものとに大別することができる。このうち、前者のマスプロパティに起因するモデル化誤差は、CAD (Computer Aided Design) データの高精度化や同定手法の適用によって、理論モデル構築時に比較的容易に低減することが可能である。

【0076】

一方、後者のアクチュエータ 430 内部の摩擦や慣性等に起因するモデル化誤差は、例

50

例えば減速機 4 2 6 における摩擦等、モデル化が困難な現象に起因している。従って、アクチュエータ 4 3 0 の運動を示す理論モデルを構築する際には、無視できないモデル化誤差が残留し得る。また、上記数式 ( 1 ) におけるイナーシャ  $I_a$  や粘性抵抗係数  $\alpha_a$  の値と、実際のアクチュエータ 4 3 0 におけるこれらの値との間に誤差が生じている可能性もある。これらの、モデル化が困難なアクチュエータ 4 3 0 内部における摩擦や慣性等に起因する誤差は、アクチュエータ 4 3 0 の駆動制御において外乱となり得る。よって、このような外乱の影響により、実際には、アクチュエータの運動が、上記数式 ( 1 ) に示す理論モデル通りには応答しない、すなわち、所望の動作が実現されない場合が生じるのである。

#### 【 0 0 7 7 】

そこで、本実施形態では、アクチュエータ 4 3 0 にアクティブな制御系を付加することで、上記数式 ( 1 ) に示す理論モデルに従った理想応答を行うよう、アクチュエータ 4 3 0 の応答を補正する。なお、このように、支持アーム装置 4 0 0 のアクチュエータ 4 3 0 ( すなわち関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 f ) が上記数式 ( 1 ) に示すような理想的な応答を行うようにアクチュエータ 4 3 0 の駆動を制御することを、本実施形態では、理想関節制御と呼称する。図 8 に示すブロック図は、支持アーム装置 4 0 0 の関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 f のうちの 1 つの関節部のアクチュエータ 4 3 0 に対する、当該理想関節制御における一連の処理を示すものである。

#### 【 0 0 7 8 】

以下、図 8 を参照して、アクチュエータ 4 3 0 の駆動制御に係る処理について詳細に説明する。図 8 を参照すると、アクチュエータ 6 1 0 は、例えば図 7 に示すアクチュエータ 4 3 0 の機構を模擬的に示すものである。図 8 では、アクチュエータ 6 1 0 の構成部材として、モータ 6 1 1、減速機 6 1 2、エンコーダ 6 1 3 及びトルクセンサ 6 1 4 が図示されている。これらは、それぞれ、図 7 に示すモータ 4 2 4、減速機 4 2 6、エンコーダ 4 2 7 及びトルクセンサ 4 2 8 に対応するものである。

#### 【 0 0 7 9 】

演算器 6 3 1 は、上記数式 ( 1 ) に示すアクチュエータ 6 1 0 ( すなわち、関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 f ) の理想的な関節モデル ( Ideal Joint Model ) に従った演算を行う演算器である。演算器 6 3 1 は、発生トルク  $\tau_a$ 、外トルク  $\tau_e$ 、回転角速度 ( 回転角度  $q$  の 1 階微分 ) を入力として、上記数式 ( 1 ) の左辺に示す回転角加速度目標値 ( 回転角度目標値  $q^{ref}$  の 2 階微分 ) を出力することができる。

#### 【 0 0 8 0 】

ここで、アクチュエータ 6 1 0 が上記数式 ( 1 ) で表される理論モデルに従った応答を行なうことは、上記数式 ( 1 ) の右辺が与えられたときに、左辺の回転角加速度が達成されることに他ならない。しかしながら、上記のように、外乱の影響により、実際には上記数式 ( 1 ) に従った理想的な応答が生じないことがある。そこで、本実施形態では、外乱オブザーバ 6 2 0 を導入する。当該外乱オブザーバ 6 2 0 によって外乱に起因するトルクの推定値である外乱推定値  $\tau_d$  を算出し、当該外乱推定値  $\tau_d$  を用いて、演算器 6 3 1 による計算結果を補正する処理を行う。

#### 【 0 0 8 1 】

以下、具体的な処理について順に説明する。まず、一般的な力制御において用いられる方法に基づいて算出された所望の動作を実現するための発生トルク  $\tau_a$  と、トルクセンサ 6 1 4 によって検出された外トルク  $\tau_e$  とが、演算器 6 3 1 に入力される。一方、微分演算を行う演算器 6 3 2 に、エンコーダ 6 1 3 によって検出されたアクチュエータ 6 1 0 の回転角度  $q$  が入力されることにより、アクチュエータ 6 1 0 の回転角速度 ( 回転角度  $q$  の 1 階微分 ) が算出される。上記発生トルク  $\tau_a$  及び外トルク  $\tau_e$  に加えて、演算器 6 3 2 によって算出された回転角速度が演算器 6 3 1 に入力されることにより、演算器 6 3 1 によって回転角加速度目標値 (  $q^{ref}$  の 2 階微分 ) が算出される。算出された回転角加速度目標値は、演算器 6 3 3 に入力される。

#### 【 0 0 8 2 】

演算器 633 は、アクチュエータ 610 の回転角加速度に基づいて、アクチュエータ 610 に生じるトルクを算出する演算器である。本実施形態では、具体的には、演算器 633 は、演算器 631 によって算出された回転角加速度目標値に、アクチュエータ 610 の公称イナーシャ（ノミナルイナーシャ） $J_n$  を乗じることにより、トルク目標値  $r^{ef}$  を算出する。理想的な応答においては、アクチュエータ 610 が当該トルク目標値  $r^{ef}$  を出力するように駆動されることにより、所望の動作が実現されるはずであるが、上述したように、実際の応答には外乱等の影響が生じる場合がある。従って、本実施形態においては、外乱オブザーバ 620 によって算出された外乱推定値  $d$  を用いて当該トルク目標値  $r^{ef}$  が補正される。

#### 【0083】

外乱オブザーバ 620 の構成について説明する。外乱オブザーバ 620 は、トルク指令値 と、エンコーダ 613 によって検出されたアクチュエータ 610 の回転角度  $q$  から算出される回転角速度に基づいて、外乱推定値  $d$  を算出する。ここで、トルク指令値 は、外乱の影響が補正された後の、最終的にアクチュエータ 610 に与えられる指令値である。つまり、図 8 に示す制御系では、アクチュエータ 610 は、当該トルク指令値 を出力するように駆動される。例えば、外乱推定値  $d$  が略ゼロである場合には、トルク指令値 はトルク目標値  $r^{ef}$  と略等しい値になる。

#### 【0084】

具体的には、外乱オブザーバ 620 は、演算器 634 及び演算器 635 から構成される。演算器 634 は、アクチュエータ 610 の回転角速度に基づいてアクチュエータ 610 に生じるトルクを算出する演算器である。演算器 634 には、エンコーダ 613 によって検出された回転角度  $q$  に基づいて演算器 632 によって算出された回転角速度が入力される。演算器 634 は、入力された当該回転角速度に対して伝達関数  $J_n s$  によって表される演算を行うことにより、すなわち、当該回転角速度を微分することにより回転角加速度を求め、更に算出された回転角加速度にノミナルイナーシャ  $J_n$  を乗じることにより、実際にアクチュエータ 610 に作用しているトルクの推定値（トルク推定値）を算出する。

#### 【0085】

外乱オブザーバ 620 内では、当該トルク推定値とトルク指令値 との差分が取られることにより、外乱によるトルクの値である外乱推定値  $d$  が推定される。具体的には、外乱推定値  $d$  は、1 ステップ前の制御におけるトルク指令値 と、現ステップの制御におけるトルク推定値との差分である。演算器 634 によって算出されるトルク推定値は実際の測定値に基づくものであり、演算器 633 によって算出されるトルク指令値 は演算器 631 によって算出されたアクチュエータ 610 の理想的な理論モデルに基づくものであるため、両者の差分を取ることによって、上記理論モデルでは考慮されていない外乱の影響を推定することができるのである。

#### 【0086】

演算器 635 は、系の発散を防ぐために設けられる、ローパスフィルタ（LPF: Low Pass Filter）の機能を有する演算器である。演算器 635 は、伝達関数  $g / (s + g)$  で表される演算を行うことにより、入力された値の低周波成分のみを出力し、系を安定化させる。演算器 634 によって算出されたトルク推定値とトルク目標値  $r^{ef}$  との差分値は、演算器 635 に入力され、その低周波成分が外乱推定値  $d$  として算出される。

#### 【0087】

外乱オブザーバ 620 によって外乱推定値  $d$  が算出されると、理論値であるトルク目標値  $r^{ef}$  に当該外乱推定値  $d$  が加算されることにより、最終的にアクチュエータ 610 に生じさせるトルク値であるトルク指令値 が算出される。算出されたトルク指令値 は、関節部を表すブロック 636 に入力される。ブロック 636 は、関節部 421a ~ 421f（すなわちアクチュエータ 610）を模擬的に表すものである。ブロック 636 では、トルク指令値 に基づいてアクチュエータ 610 が駆動されることとなる。具体的には、ブロック 636 では、トルク指令値 が対応する電流値（電流指令値）に変換され

10

20

30

40

50

、当該電流指令値がモータ 6 1 1 に印加されることにより、当該トルク指令値 に対応するトルクを出力するようにアクチュエータ 6 1 0 が駆動される。

【 0 0 8 8 】

以上説明した処理が、支持アーム装置 4 0 0 のアーム部 4 2 0 を構成する各関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 f のアクチュエータ 4 3 0 に対してそれぞれ実行されることにより、アーム部 4 2 0 が所望の動作を行うように、アーム部 4 2 0 の動作が制御され得る。

【 0 0 8 9 】

以上、図 8 を参照して、本実施形態に係る支持アーム装置 4 0 0 の制御方法について説明した。

【 0 0 9 0 】

ここで、力制御では、発生トルク  $\tau_a$  を算出する際に、様々な運動目的及び拘束条件を与えた上で発生トルク  $\tau_a$  を算出することにより、アーム部 4 2 0 において多様な動作を実現することができる。運動目的とは、アーム部 4 2 0 に行わせたい所望の動作のことであり、拘束条件とは、アーム部 4 2 0 が動作する際に当該アーム部 4 2 0 の動作に課せられる、位置、速度、力等の制約のことである。

【 0 0 9 1 】

例えば、図 8 に示すように、力制御では、各関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 f に設けられるアクチュエータ 4 3 0 のトルクセンサ 4 2 8 によって、当該各関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 f に作用する力、すなわちアーム部 4 2 0 及びレトラクタ 4 2 3 に作用する力（アーム部 4 2 0 及びレトラクタ 4 2 3 が接触している外部の物体に対して与える力、及びアーム部 4 2 0 及びレトラクタ 4 2 3 に対して外部から与えられる力）が逐次モニタされている。例えば、このことを利用して、運動目的及び拘束条件を適宜設定することにより、レトラクタ 4 2 3 に作用する力が所定のしきい値を超えないように、アーム部 4 2 0 の駆動が制御されてよい。

【 0 0 9 2 】

このような制御を行うことにより、例えば、所定のしきい値よりも大きい力がレトラクタ 4 2 3 に作用した場合には、当該力を逃がすように（すなわち、レトラクタ 4 2 3 に作用する力を打ち消すように）、アーム部 4 2 0 を動作させることができる。従って、レトラクタ 4 2 3 を体腔内で移動させている最中に器官に接触した場合や、レトラクタ 4 2 3 によって器官を保持している最中に当該器官が意図せず移動した場合に、レトラクタ 4 2 3 によって所定の大きさ以上の力が当該器官に対して与えられないようにすることができ、器官が傷付けられる事態を回避することができる。

【 0 0 9 3 】

また、レトラクタ 4 2 3 に作用する力を検出する際に、保持している器官の重量によって当該レトラクタ 4 2 3 に作用する力を検出し、検出された当該器官の重量によってレトラクタ 4 2 3 に作用する力を打ち消すように、アーム部 4 2 0 の駆動が制御されてもよい。このような制御を行うことにより、レトラクタ 4 2 3 によって器官を保持した状態で術者が手動でアーム部 4 2 0 を動かす場合に、術者は、器官の重量を感じることなく、より小さい力で当該アーム部 4 2 0 を移動させることができる。

【 0 0 9 4 】

また、アーム部 4 2 0 は、いわゆるパワーアシスト動作を実現するように、その動作が制御されてよい。パワーアシスト動作は、力制御で駆動される各種の装置において、一般的に広く行われている制御の 1 つである。パワーアシスト動作では、術者による操作に応じて外部から与えられる力の方向へのアーム部 4 2 0 の移動をサポートするように、当該アーム部 4 2 0 の駆動が制御される。パワーアシスト動作を行うことにより、術者が手動でアーム部 4 2 0 を動かす場合に、術者は、あたかも無重力下でアーム部 4 2 0 を動かしているような、より小さい力でアーム部 4 2 0 を移動させることができ、より高い操作性が実現される。

【 0 0 9 5 】

その他、支持アーム装置 4 0 0 の駆動制御には、力制御において一般的に行われている

10

20

30

40

50

各種の制御が適用されてよい。

【0096】

(4. 支持アーム装置の手術への適用例)

本実施形態に係る支持アーム装置400の手術への適用例について具体的に説明する。

【0097】

(4-1. 開腹手術への適用例)

図9は、開腹手術時におけるレトラクタによる器官の保持の一例を示す図である。図9では、一例として、湾曲したへら状の先端部を有する2つのレトラクタ701a、701bによって、門枝右脈703、及び肝臓の組織の一部が、それぞれ保持され、肝臓の尾状葉突起部705の一部が露出されている様子が図示されている。このように、開腹手術時には、レトラクタ701a、701bが、開腹部位から患者の体腔内に挿入され、当該体腔内において器官を保持する。本適用例では、当該レトラクタ701a、701bが、2台の支持アーム装置400によって、それぞれ支持され得る。

【0098】

(4-2. 内視鏡手術への適用例)

図10は、内視鏡手術時における患者への内視鏡、鉗子及びレトラクタの挿入位置を概略的に示す図である。図11は、図10に示す鉗子及びレトラクタによる、患者の体腔内での器官の保持の一例を示す図である。

【0099】

図10に示すように、内視鏡手術では、患者801の身体にいくつかの小さな挿入口が設けられ、当該挿入口から、内視鏡803、鉗子805、807、及びレトラクタ809等の各種の医療用器具が挿入される。内視鏡803によって体腔内の術部の様子が撮影され、手術室内に設置される表示装置に表示される。術者は、当該表示装置に表示された術部の画像を見ながら、挿入口から挿入された鉗子805、807、及びレトラクタ809等の処置具を操作して、術部に対して各種の処置を行う。

【0100】

図11では、一例として、患者の体腔内において、図5に示すレトラクタ423cと同様のかぎ爪状の先端部を有するレトラクタ809によって胆嚢漿膜が掛止されるとともに、鉗子805、807によって、胆嚢底部の両端が把持されている様子が図示されている。なお、簡単のため、図9では、内視鏡803の図示は省略している。本適用例では、当該レトラクタ809が、支持アーム装置400によって支持され得る。

【0101】

以上、本実施形態に係る支持アーム装置400の手術への適用例について具体的に説明した。以上説明したように、本適用例では、手術時に患者の器官を保持するレトラクタ701a、701b、809が、支持アーム装置400によって支持され得る。従って、従来器官の支持が人手で行われていた場合と比べて、器官を支持する医師(助手)の負担を軽減するとともに、より安定的に器官を保持することが可能になる。また、上述したように、支持アーム装置400では、力制御によってアーム部420の動作が制御されるため、手術中にレトラクタ701a、701b、809によって周囲の器官が傷付けられる事態が好適に防止され得る。また、例えばパワーアシスト動作のような、器官を保持するためにアーム部420を操作する術者の操作性をより向上させる動作を、アーム部420に行わせることもできる。

【0102】

(5. 変形例)

以上説明した実施形態の一変形例について説明する。以上説明した実施形態では、レトラクタ423に作用する力は、各関節部421a~421fのアクチュエータ430のトルクセンサ428の検出値に基づいて検出されていた。一方、本変形例では、レトラクタ423にも力センサが設けられ、当該力センサによる検出値に更に基づいて、レトラクタ423に作用する力が検出され得る。

【0103】



なお、本変形例は、上述した実施形態に係る支持アーム装置 400 において、レトラクタ 423 の構成が変更されたものに対応し、支持アーム装置 400 の構成やその制御方法等、その他の事項は、上述した実施形態と同様であってよい。従って、以下の本変形例についての説明では、上述した実施形態と相違する事項について主に説明することとし、重複する事項についてはその詳細な説明は省略する。

【0104】

図 12 は、本変形例に係るレトラクタの一例を示す図である。図 12 に示すように、本変形例では、レトラクタ 431 の器官と接触する部位に、力センサ 432 が設けられる。図 12 では、一例として、図 3 に示したレトラクタ 423 a と同様のへら状のレトラクタ 431 に対して力センサ 432 が設けられた構成を図示しているが、他の形状のレトラクタが用いられる場合であっても、同様に、器官と接触する部位に力センサ 432 が設けられ得る。本変形例では、図 12 に示すような力センサ 432 が設けられたレトラクタ 431 が、図 2 に示す支持アーム装置 400 によって支持され、当該レトラクタ 431 によって器官が保持される。

【0105】

力センサ 432 は、例えば、当該力センサ 432 を押圧する力を検出する圧力センサであり、当該力センサ 432 が器官と接触するようにレトラクタ 431 によって当該器官が保持されることにより、当該力センサ 432 によって器官による接触圧力が検出され得る。あるいは、力センサ 432 は、例えば、当該力センサ 432 が取り付けられるレトラクタ 431 の変形量に応じた応力を検出する歪みセンサであってもよい。

【0106】

本変形例では、アーム部 420 の動作を制御するためにレトラクタ 431 に作用する力を検出する際に、各関節部 421 a ~ 421 f のアクチュエータ 430 のトルクセンサ 428 による検出値に加えて、当該力センサ 432 の検出値が用いられる。レトラクタ 431 に設けられた力センサ 432 の検出値を用いることにより、レトラクタ 431 に作用する力をより精度良く検出することが可能となるため、検出されたレトラクタ 431 に作用する力を用いてアーム部 420 の駆動を適宜制御することにより、レトラクタ 431 によって器官が傷付けられる危険性を更に低下させることができる。

【0107】

また、本変形例では、力センサ 432 の検出値を用いて、レトラクタ 431 に対する器官の滑りが検出されてもよい。滑りを検出するための方法としては、各種の公知の方法が用いられてよい。ここでは、一例として、本願出願人による先行特許出願である、特開 2009 - 34744 号公報に記載の方法を説明する。

【0108】

当該文献に記載の方法では、力センサ 432 として、図 13 に示す構成を有する圧力センサが用いられる。図 13 は、滑りを検出するために用いられる力センサ 432 の一構成例を示す図である。

【0109】

図 13 では、力センサ 432 の上面図 ((a))、及び側断面図 ((b)) を図示している。ただし、上面図では、力センサ 432 の内部構成が分かるように、力センサ 432 を構成する各層を段階的に透過させた状態で図示している。

【0110】

図 13 を参照すると、力センサ 432 は、主に、物体の接触に応じて変形し圧力を検出する部位である入力部 31 と、当該入力部 31 を支える固定部 32 と、力センサ 432 による検出結果を外部 (例えば図 2 に示す制御装置 440) に出力する外部接続部 33 と、からなる。また、入力部 31 は、主に、圧力検出部 42 及び変形部 41 がこの順に積層されて構成される。

【0111】

変形部 41 は、例えば、シリコンゲル材料のような粘弾性特性を有する粘弾性材料 (粘弾性体) で構成されており、外部からの荷重により容易に変形が可能である。圧力検出部

10

20

30

40

50

４２は、例えば、静電容量変化を利用して圧力を検出する静電容量型圧力センサなどで構成されている。

【０１１２】

力センサ４３２の検出面に器官が接触すると、当該接触によって変形部４１が変形し、当該変形部４１の変形に応じた圧力が、圧力検出部４２によって検出される。この際、圧力検出部４２は、圧力を、面内の力の分布として検出することができるが、変形部４１の変形によって応力分散が生じ、内部の圧力検出部４２に対して圧力が拡散されるため、静電容量型圧力センサの空間分解能以上のセンシング性能を得ることができる。

【０１１３】

圧力検出部４２によって検出された力の面内分布についての情報は、外部接続部３３を介して、例えば図２に示す支持アーム装置４００の制御装置４４０に送信される。制御装置４４０は、圧力検出部４２によって検出された力の面内分布に基づいて圧力中心位置を求め、当該圧力中心位置の時間的な変化量をモニタすることにより、力センサ４３２に対する（すなわち、レトラクタ４３１に対する）器官の滑り、及びその滑り量を検出することができる。

10

【０１１４】

本変形例では、レトラクタ４３１に対する器官の滑りが検出された場合に、器官を保持し続け得る動作を行うように、支持アーム装置４００の動作が制御されてよい。あるいは、レトラクタ４３１に対する器官の滑り量が検出され、当該滑り量が所定のしきい値よりも大きい場合に、器官を保持し続け得る動作を行うように、アーム部４２０の動作が制御されてもよい。

20

【０１１５】

例えば、支持アーム装置４００は、レトラクタ４３１に対する器官の滑りが検出された場合に、術者に対して警告を発する。当該警告は、音によって聴覚的に術者に通知されてもよいし、光によって視覚的に術者に通知されてもよい。この場合、支持アーム装置４００には、当該警告を発するためのスピーカ等の音声出力装置や、ランプ等の表示装置が好適に設けられ得る。警告を受けた術者は、レトラクタ４３１によって器官が確実に保持され続けるように、アーム部４２０を適宜操作することができる。

【０１１６】

あるいは、支持アーム装置４００は、レトラクタ４３１に対する器官の滑りが検出された場合に、器官が確実に保持され続けるように、アーム部４２０を自動的に動作させてもよい。例えば、レトラクタ４３１によって、器官を、他の器官に対して押し付けるようにして保持している場合であれば、支持アーム装置４００は、レトラクタ４３１に対する器官の滑りが検出された場合に、レトラクタ４３１によって器官がより押圧されるように、アーム部４２０を動作させることができる。

30

【０１１７】

なお、レトラクタ４３１に対する器官の滑りの検出には、必ずしも、レトラクタ４３１に設けられる力センサ４３２の検出値を必要としない。例えば、滑りに伴ってレトラクタ４３１及びアーム部４２０に生じ得る振動を、各関節部４２１a～４２１fのアクチュエータ４３０のトルクセンサ４２８による検出値に基づいて検出することも可能である。この場合であっても、トルクセンサ４２８による検出値に基づいて検出されたレトラクタ４３１に対する器官の滑りに基づいて、器官を保持し続け得る各種の動作を行うように、支持アーム装置４００が適宜制御され得る。

40

【０１１８】

（６．補足）

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。

50

## 【 0 1 1 9 】

また、本明細書に記載された効果は、あくまで説明的又は例示的なものであって限定的なものではない。つまり、本開示に係る技術は、上記の効果とともに、又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得る。

## 【 0 1 2 0 】

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 ) 力制御によって駆動が制御されるアーム部と、前記アーム部の先端に設けられ、手術時に患者の器官を保持するレトラクタと、を備える、医療用支持アーム装置。

( 2 ) 前記アーム部を構成する各関節部に、前記各関節部に作用するトルクをそれぞれ検出するトルクセンサが設けられ、前記トルクセンサの各々の検出値に基づいて、前記レトラクタに作用する力が検出される、前記 ( 1 ) に記載の医療用支持アーム装置。

( 3 ) 検出された前記レトラクタに作用する力が所定のしきい値を超えないように、前記アーム部の駆動が制御される、前記 ( 2 ) に記載の医療用支持アーム装置。

( 4 ) 検出された前記レトラクタに作用する力に基づいて、前記器官の重量によって前記レトラクタに作用する力を打ち消すように、前記アーム部の駆動が制御される、前記 ( 2 ) 又は ( 3 ) に記載の医療用支持アーム装置。

( 5 ) 前記レトラクタの前記器官と接触する部位に力センサが設けられ、前記力センサの検出値に更に基づいて、前記レトラクタに作用する力が検出される、前記 ( 2 ) ~ ( 4 ) のいずれか 1 項に記載の医療用支持アーム装置。

( 6 ) 前記アーム部を構成する各関節部に、前記各関節部に作用するトルクをそれぞれ検出するトルクセンサが設けられ、前記トルクセンサの各々の検出値に基づいて、前記レトラクタに対する前記器官の滑りが検出される、前記 ( 1 ) ~ ( 5 ) のいずれか 1 項に記載の医療用支持アーム装置。

( 7 ) 前記レトラクタの前記器官と接触する部位に力センサが設けられ、前記力センサの検出値に基づいて、前記レトラクタに対する前記器官の滑りが検出される、前記 ( 1 ) ~ ( 6 ) のいずれか 1 項に記載の医療用支持アーム装置。

( 8 ) 前記レトラクタに対する前記器官の滑りが検出された場合に、ユーザに対して警告が発せられる、前記 ( 6 ) 又は ( 7 ) に記載の医療用支持アーム装置。

( 9 ) ユーザによる操作に応じて外部から与えられる力の方向への前記アーム部の移動をサポートするように前記アーム部の駆動が制御される、前記 ( 1 ) ~ ( 8 ) のいずれか 1 項に記載の医療用支持アーム装置。

( 1 0 ) 前記レトラクタは、開腹手術時に、開腹部位における開口が確保されるように、当該開腹部位における切開された体壁を外側に向かって広げるように保持する、前記 ( 1 ) ~ ( 9 ) のいずれか 1 項に記載の医療用支持アーム装置。

( 1 1 ) 前記レトラクタは、開腹手術時に、開腹部位から患者の体腔内に挿入され、当該体腔内において前記器官を保持する、前記 ( 1 ) ~ ( 9 ) のいずれか 1 項に記載の医療用支持アーム装置。

( 1 2 ) 前記レトラクタは、内視鏡手術時に、患者の体壁に設けられる挿入口から体腔内に挿入され、当該体腔内において前記器官を保持する、前記 ( 1 ) ~ ( 9 ) のいずれか 1 項に記載の医療用支持アーム装置。

## 【 符号の説明 】

## 【 0 1 2 1 】

4 0 0、5 0 0 支持アーム装置

4 1 0 ベース部

4 2 0、5 1 0 アーム部

4 2 1 a ~ 4 2 1 f、5 1 1 a ~ 5 1 1 f 関節部

4 2 3、4 2 3 a、4 2 3 b、4 2 3 c、4 2 3 d、4 3 1、7 0 1 a、7 0 1 b、8 0 9 レトラクタ

4 3 0、6 1 0 アクチュエータ

4 2 4、6 1 1 モータ

10

20

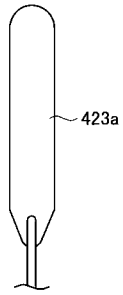
30

40

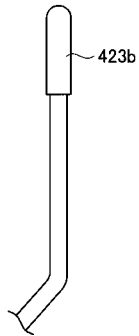
50



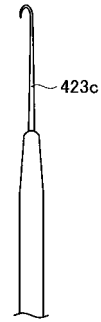
【 図 3 】



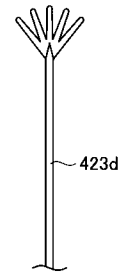
【 図 4 】



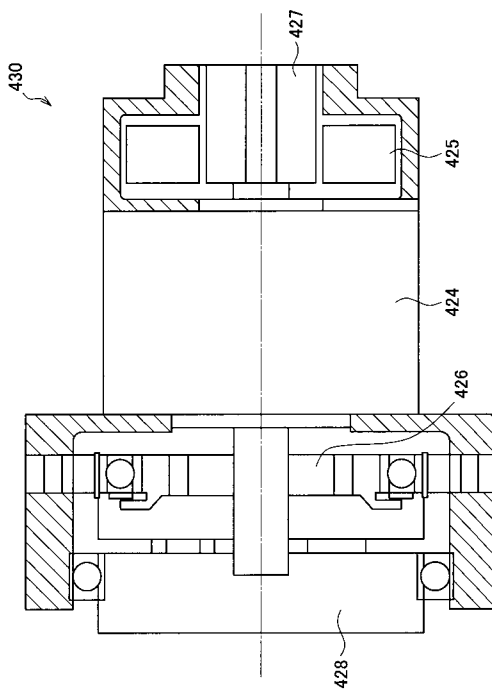
【 図 5 】



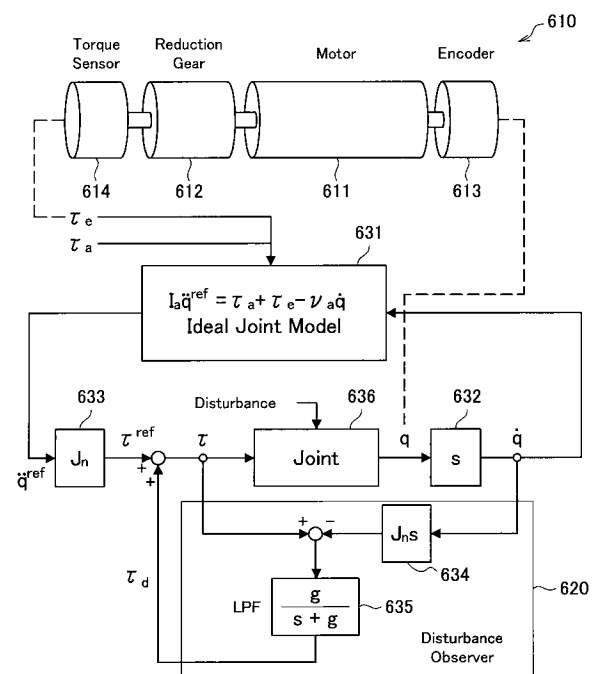
【 図 6 】



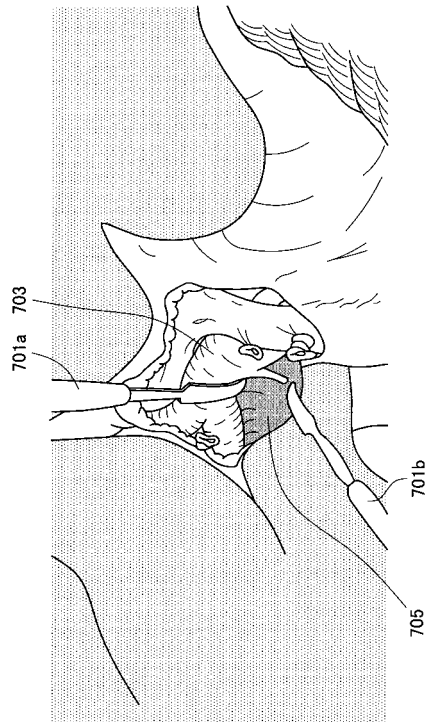
【 図 7 】



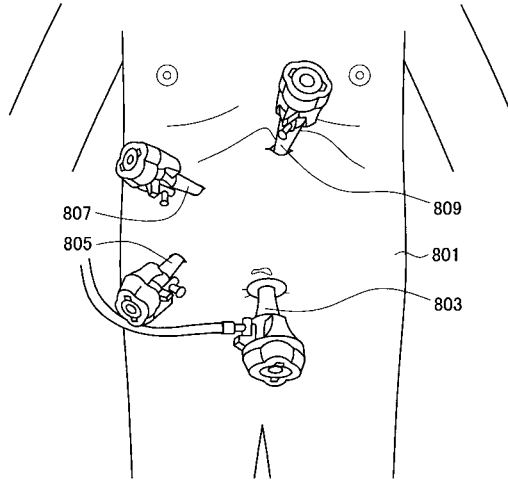
【 図 8 】



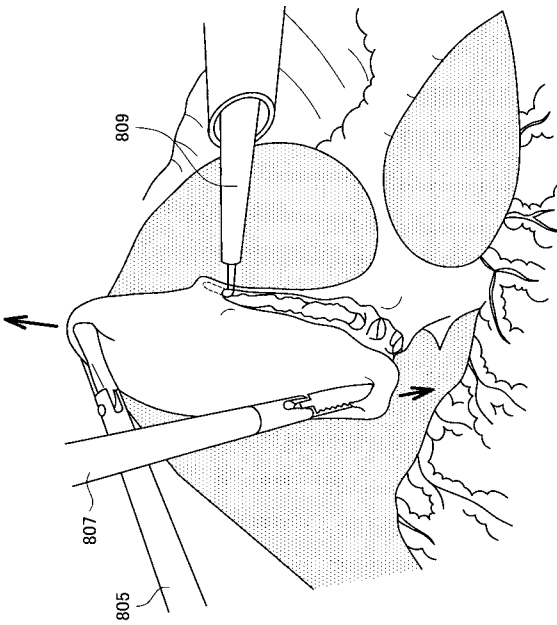
【図 9】



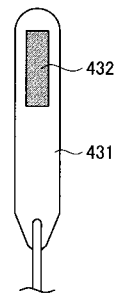
【図 10】



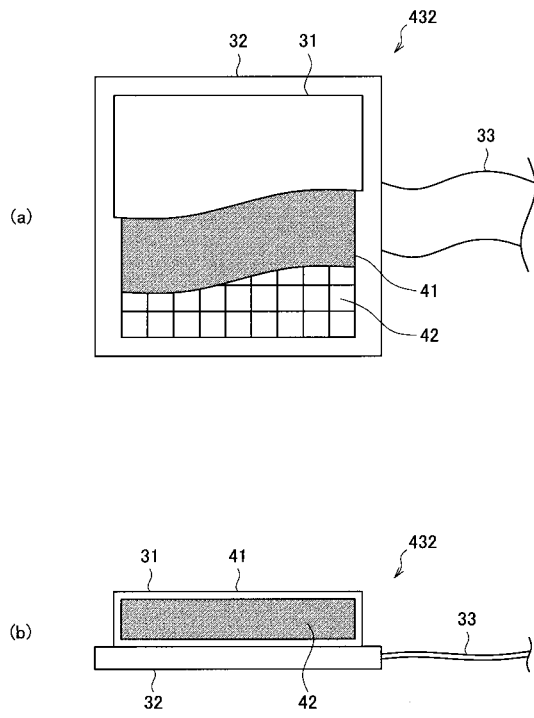
【図 11】



【図 12】



## 【図 13】



## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/052983
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B17/02(2006.01)i, A61B90/00(2016.01)i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B17/02, A61B90/00  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2008/093796 A1 (Olympus Corp.),	1
Y	07 August 2008 (07.08.2008),	2-3, 5-8,
A	paragraphs [0014] to [0030]; fig. 1 to 4	10-12
	& JP 2008-188112 A	4, 9
Y	JP 2015-2922 A (Shinshu University),	2-3, 5-8,
A	08 January 2015 (08.01.2015),	10-12
	paragraphs [0018], [0022] to [0023]	1, 4, 9
	(Family: none)	
Y	JP 2009-34744 A (Sony Corp.),	6-8
	19 February 2009 (19.02.2009),	
	paragraph [0025]; fig. 6	
	(Family: none)	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 08 March 2016 (08.03.16)		Date of mailing of the international search report 22 March 2016 (22.03.16)
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/JP2016/052983

**C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2012-210392 A (Kabushiki Kaisha System JP), 01 November 2012 (01.11.2012), entire text; all drawings (Family: none)	1-12
A	US 8942828 B1 (STUART SCHEETTER, LLC), 27 January 2015 (27.01.2015), entire text; all drawings (Family: none)	1-12

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 5 2 9 8 3	
<b>A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））</b> Int.Cl. A61B17/02(2006, 01)i, A61B90/00(2016, 01)i			
<b>B. 調査を行った分野</b> 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B17/02, A61B90/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016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）			
<b>C. 関連すると認められる文献</b>			
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 Y  A	WO 2008/093796 A1（オリンパス株式会社）2008.08.07, 段落 [0014]-[0030], 図 1-4 & JP 2008-188112 A	1 2-3, 5-8, 10-12 4, 9	
Y  A	JP 2015-2922 A（国立大学法人信州大学）2015.01.08, 段落[0018], [0022]-[0023]（ファミリーなし）	2-3, 5-8, 10-12 1, 4, 9	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「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			
の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 08.03.2016		国際調査報告の発送日 22.03.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / 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） 佐藤 智弥 電話番号 03-3581-1101 内線 3386	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 5 2 9 8 3
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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 2009-34744 A (ソニー株式会社) 2009.02.19, 段落[0025], 図6 (ファミリーなし)	6-8
A	JP 2012-210392 A (株式会社システム・ジェーピー) 2012.11.01, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-12
A	US 8942828 B1 (STUART SCHEETER, LLC) 2015.01.27, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-12

## フロントページの続き

(81)指定国 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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, 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

- (72)発明者 神川 康久  
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内
- (72)発明者 宮澤 清和  
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内
- (72)発明者 黒田 容平  
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内
- (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
- (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) 4C160 AA08

(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)	医疗支撑臂装置		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2016152255A1</a>	公开(公告)日	2018-01-18
申请号	JP2017507555	申请日	2016-02-02
[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	新井淳 神川康久 宫泽清和 黒田容平 松田康宏 福島哲治		
发明人	新井 淳 神川 康久 宫泽 清和 黒田 容平 松田 康宏 福島 哲治		
IPC分类号	A61B90/50 A61B17/02		
CPC分类号	A61B17/02 A61B34/30 A61B34/70 A61B90/50 A61B2090/064 A61B90/00 B25J9/1633 A61B1/00133 A61B1/0014 A61B1/00149 A61B1/3132		
FI分类号	A61B90/50 A61B17/02		
F-TERM分类号	4C160/AA08		
代理人(译)	松本 一骑		
优先权	2015062159 2015-03-25 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

本发明旨在使更安全地保持器官成为可能。(EN)提供了一种医疗支撑臂装置,该医疗支撑臂装置包括通过力控制来控制其驱动力的臂部(510)和设置在臂部(510)的尖端并在手术期间保持患者器官的牵开器。

