

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-179168

(P2016-179168A)

(43) 公開日 平成28年10月13日 (2016. 10. 13)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 90/25 (2016.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 9	3 C 7 0 7
B 2 5 J 13/00 (2006.01)	B 2 5 J 13/00 Z	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 B	

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L (全 47 頁)

(21) 出願番号	特願2015-208535 (P2015-208535)	(71) 出願人	000002185 ソニー株式会社
(22) 出願日	平成27年10月23日 (2015. 10. 23)		東京都港区港南1丁目7番1号
(31) 優先権主張番号	特願2015-60166 (P2015-60166)	(74) 代理人	100095957 弁理士 亀谷 美明
(32) 優先日	平成27年3月23日 (2015. 3. 23)	(74) 代理人	100096389 弁理士 金本 哲男
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100101557 弁理士 萩原 康司
		(74) 代理人	100128587 弁理士 松本 一騎
		(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

最終頁に続く

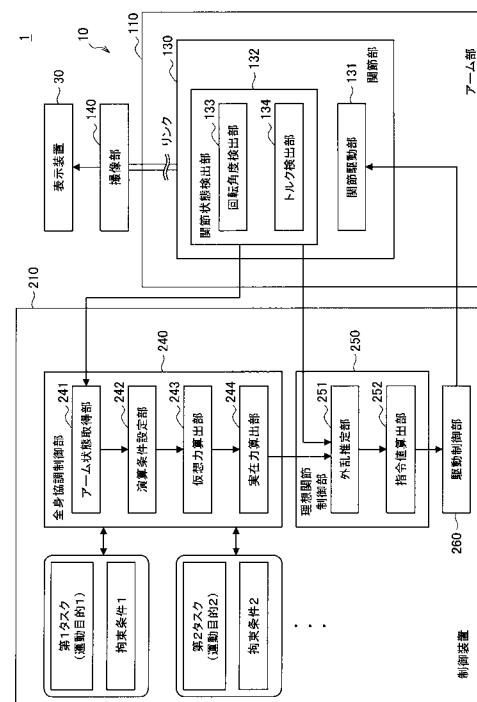
(54) 【発明の名称】 医療用支持アーム装置、医療用支持アーム装置の制御方法及び医療用観察装置

(57) 【要約】

【課題】ユーザの利便性をより向上させる。

【解決手段】患者の術部を観察するための観察ユニットと、前記観察ユニットが先端に設けられ、前記観察ユニットの位置及び姿勢を制御するために必要な自由度よりも多い自由度を有するように構成されるアーム部と、前記アーム部の複数の関節部の駆動を制御する駆動制御部と、を備え、前記アーム部は、前記観察ユニットの位置及び姿勢の制御中に前記アーム部の姿勢を変更可能に構成される、医療用支持アーム装置を提供する。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

患者の術部を観察するための観察ユニットと、
前記観察ユニットが先端に設けられ、前記観察ユニットの位置及び姿勢を制御するために必要な自由度よりも多い自由度を有するように構成されるアーム部と、
前記アーム部の複数の関節部の駆動を制御する駆動制御部と、
を備え、
前記アーム部は、前記観察ユニットの位置及び姿勢の制御中に前記アーム部の姿勢を変更可能に構成される、
医療用支持アーム装置。

10

【請求項 2】

前記駆動制御部は、前記アーム部に対する外力に応じて前記複数の関節部の駆動を制御する、
請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。

【請求項 3】

前記駆動制御部は、前記観察ユニットの位置及び姿勢を制御する際に、前記観察ユニットが空間上の所定の点を中心とするピボット動作を行うように、前記複数の関節部の駆動を制御する、
請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。

20

【請求項 4】

術者の作業領域に関する情報を取得する取得部、を更に備え、
前記駆動制御部は、アーム状態及び前記作業領域に関する情報に基づいて、前記アーム部が前記作業領域を回避するように、前記複数の関節部の駆動を制御する、
請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。

【請求項 5】

少なくとも前記医療用支持アーム装置の位置情報に基づいて前記作業領域を算出する算出部、を更に備え、
前記取得部は、前記算出部による算出結果に基づいて前記作業領域に関する情報を取得する、
請求項 4 に記載の医療用支持アーム装置。

30

【請求項 6】

前記観察ユニットは、患者の術部を撮影するビデオ式顕微鏡である、
請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。

【請求項 7】

前記観察ユニットは、患者の体腔内に挿入され、当該体腔内の術部を撮影する内視鏡である、
請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。

【請求項 8】

前記駆動制御部は、前記アーム部が特異姿勢を取ることを回避するように、前記複数の関節部の駆動を制御する、
請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。

40

【請求項 9】

前記駆動制御部は、前記アーム部が機構的に不可能な姿勢を取るように、前記複数の関節部の駆動を制御する、
請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。

【請求項 10】

前記駆動制御部は、前記複数の関節部の回転角度及び可動範囲に基づいて、前記複数の関節部の駆動を制御する、
請求項 9 に記載の医療用支持アーム装置。

【請求項 11】

50

前記駆動制御部は、前記アーム部の姿勢が変化する際の消費エネルギーが最小になるように、前記複数の関節部の駆動を制御する、

請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。

【請求項 1 2】

前記アーム部は、複数のリンクが前記関節部によって互いに連結されることにより構成され、

前記アーム部においては、前記関節部に連結される基端側の前記リンクの延伸方向と略平行な第 1 の回転軸まわりに先端側の前記リンクを回転させる関節部と、前記関節部に連結される基端側の前記リンクの延伸方向と略直交する第 2 の回転軸まわりに先端側の前記リンクを回転させる関節部と、が交互に配置される、

10

請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。

【請求項 1 3】

前記アーム部は、複数のリンクが前記関節部によって互いに連結されることにより構成され、

前記関節部は、前記関節部に連結される基端側の前記リンクの延伸方向と略平行な第 1 の回転軸まわりに先端側の前記リンクを回転させる関節部と、前記関節部に連結される基端側の前記リンクの延伸方向と略直交する第 2 の回転軸まわりに先端側の前記リンクを回転させる関節部と、のいずれかであり、

前記アーム部の少なくとも一部において、前記第 2 の回転軸を有する関節部が連続して配置される、

20

請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。

【請求項 1 4】

前記アーム部は、7 自由度又は 8 自由度を有する、

請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。

【請求項 1 5】

前記駆動制御部は、前記観察ユニットの位置及び姿勢を変更するために前記複数の関節部の駆動を制御する場合と、前記アーム部の姿勢を変更するために前記複数の関節部の駆動を制御する場合とで、前記関節部の各々での回転運動における粘性抵抗を異なる値に設定する、

請求項 2 に記載の医療用支持アーム装置。

30

【請求項 1 6】

前記観察ユニットの位置及び姿勢の制御を実現するために駆動される関節部の前記粘性抵抗が、他の前記関節部の前記粘性抵抗よりも大きな値に設定される、

請求項 1 5 に記載の医療用支持アーム装置。

【請求項 1 7】

前記関節部に対応する回転軸のうちの少なくとも 1 つは、アクチュエータによって回転駆動される駆動軸であり、

前記関節部に対応する回転軸のうちの残りの回転軸は、前記駆動軸における回転に従動して回転する受動軸である、

請求項 1 に記載の医療用支持アーム装置。

40

【請求項 1 8】

患者の術部を観察するための観察ユニットと、

前記観察ユニットを保持する保持ユニットと、

前記保持ユニットが先端に設けられ、前記観察ユニットの位置及び姿勢を制御するために必要な自由度よりも多い自由度を有するように構成されるアーム部と、

前記アーム部の複数の関節部の駆動を制御する駆動制御部と、

を備え、

前記アーム部においては、前記保持ユニットの位置及び姿勢が制御されることにより、前記観察ユニットの位置及び姿勢が制御され、

前記アーム部は、前記観察ユニットの位置及び姿勢の制御中に前記アーム部の姿勢を変

50

更可能に構成される、
医療用支持アーム装置。

【請求項 19】

プロセッサが、先端に設けられる観察ユニットの位置及び姿勢を制御するために必要な自由度よりも多い自由度を有するように構成されるアーム部の駆動制御において、前記アーム部の複数の関節部の駆動を制御することにより、前記観察ユニットの位置及び姿勢の制御中に前記アーム部の姿勢を変更可能に、前記アーム部の駆動を制御すること、
を含む、医療用支持アーム装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本開示は、医療用支持アーム装置、医療用支持アーム装置の制御方法及び医療用観察装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療現場においては、手術をサポートするために支持アーム装置が用いられつつある。例えば、支持アーム装置のアーム部の先端にカメラや内視鏡等の術部を観察するための観察ユニットを設け、当該観察ユニットによって撮影された画像を見ながら術者が手術を行う方法が提案されている。あるいは、アーム部の先端に鉗子やレトラクタ等の処置具を設け、従来人手で行われていた処置具の支持や操作を、支持アーム装置に行わせる方法も提案されている。

20

【0003】

このような支持アーム装置では、複数の関節部からなるアーム部によって医療用器具（上述した観察ユニットや処置具等）が支持されるが、所定の運動目的（タスク）を実現するために必要な自由度よりも多い自由度（すなわち、冗長自由度）を有するように当該アーム部を構成することにより、より利便性の高い支持アーム装置を実現する技術が提案されている。

【0004】

冗長自由度を有することにより、例えば、アーム部の先端に取り付けられた医療用器具の位置及び姿勢を保持したまま、アーム部の姿勢を変更することが可能になる。このことを利用して、例えば、特許文献 1 には、鉗子を支持する鉗子用アームと、内視鏡を支持するカメラ用アームと、を備えた医療用支持アーム装置において、鉗子用アーム及びカメラ用アームがともに冗長自由度を有するように構成され、鉗子用アーム及びカメラ用アームが移動し互いに干渉しそうな場合には、内視鏡の視点を保持した状態で干渉を回避するようにカメラ用アーム及び鉗子用アームの駆動を制御する技術が開示されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2011 - 206312 号公報

40

【特許文献 2】特開 2010 - 188471 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ここで、特許文献 1 に記載の技術では、鉗子及び内視鏡の位置及び姿勢の制御は、いわゆる位置制御によって行われている。一方、一般的に、複数の駆動軸を有するいわゆるロボット装置の制御方法としては、力制御と呼ばれる方法も知られている。位置制御では、関節部のアクチュエータに、例えば角度等の指令値が与えられ、当該指令値に追従するように各関節部のアクチュエータの駆動が制御される。一方、力制御では、ロボット装置全体として作業対象に加えるべき力の目標値が与えられ、当該目標値が示す力を実現するよ

50

うに各関節部のアクチュエータでの発生トルクが制御される。

【0007】

一般的に、位置制御は、外力に柔軟に応じることが困難であるため、俗に「硬い制御」と呼ばれることがあり、多様な外界との物理インタラクション（例えば、対人物理インタラクション）を行いながらタスクを遂行するロボット装置には適していないと言われている。一方、力制御は、力オーダーでの「柔らかい制御」が実現できるため、特に対人物理インタラクションを行うロボット装置に適した制御方法であり、よりユーザビリティに優れた制御方法と言える。

【0008】

例えば、力制御が適用されたロボット装置として、特許文献2には、対向する2輪の車輪からなる移動機構と複数の関節部を有する腕部を備えたロボット装置において、当該車輪及び当該関節部の駆動を全体として協調させて制御するロボット装置が開示されている。

10

【0009】

このような力制御による制御方法を、上述したような冗長自由度を有する医療用の支持アーム装置に適用することにより、より利便性の高い支持アーム装置を実現できる可能性がある。そこで、本開示では、ユーザの利便性をより向上させることが可能な、新規かつ改良された医療用支持アーム装置、医療用支持アーム装置の制御方法及び医療用観察装置を提案する。

【課題を解決するための手段】

20

【0010】

本開示によれば、患者の術部を観察するための観察ユニットと、前記観察ユニットが先端に設けられ、前記観察ユニットの位置及び姿勢を制御するために必要な自由度よりも多い自由度を有するように構成されるアーム部と、前記アーム部の複数の関節部の駆動を制御する駆動制御部と、を備え、前記アーム部は、前記観察ユニットの位置及び姿勢の制御中に前記アーム部の姿勢を変更可能に構成される、医療用支持アーム装置が提供される。

【0011】

また、本開示によれば、患者の術部を観察するための観察ユニットと、前記観察ユニットを保持する保持ユニットと、前記保持ユニットが先端に設けられ、前記観察ユニットの位置及び姿勢を制御するために必要な自由度よりも多い自由度を有するように構成されるアーム部と、前記アーム部の複数の関節部の駆動を制御する駆動制御部と、を備え、前記アーム部においては、前記保持ユニットの位置及び姿勢が制御されることにより、前記観察ユニットの位置及び姿勢が制御され、前記アーム部は、前記観察ユニットの位置及び姿勢の制御中に前記アーム部の姿勢を変更可能に構成される、医療用支持アーム装置が提供される。

30

【0012】

また、本開示によれば、プロセッサが、先端に設けられる観察ユニットの位置及び姿勢を制御するために必要な自由度よりも多い自由度を有するように構成されるアーム部の駆動制御において、前記アーム部の複数の関節部の駆動を制御することにより、前記観察ユニットの位置及び姿勢の制御中に前記アーム部の姿勢を変更可能に、前記アーム部の駆動を制御すること、を含む、医療用支持アーム装置の制御方法が提供される。

40

【0013】

本開示によれば、アーム部が冗長自由度を有するように構成されるため、当該アーム部において複数のタスクを同時に実行することが可能になる。従って、ユーザの利便性が向上する。また、アーム部の駆動が力制御によって制御されるため、ユーザは、より直感的にアーム部を操作することができる。従って、ユーザの利便性が更に向上する。

【発明の効果】

【0014】

以上説明したように本開示によれば、ユーザの利便性をより向上させ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

50

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】

【0015】

【図1】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2】図1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3】図1に示すアーム部において、7自由度が実現されている場合における、当該アーム部の動作の一例を示す図である。

【図4】図1に示すアーム部において、8自由度が実現されている場合における、当該アーム部の動作の一例を示す図である。

【図5】本実施形態に係る理想関節制御について説明するための説明図である。

【図6】本実施形態に係る支持アーム装置の機能構成の一例を示す機能ブロック図である。

【図7】本実施形態に係る支持アーム装置の制御方法の処理手順の一例を示すフロー図である。

【図8】「視野領域の確保」がタスクとして設定された場合における、本実施形態に係る支持アーム装置の制御方法の処理手順の一例を示すフロー図である。

【図9】視野領域の設定処理について説明するための説明図である。

【図10】視野領域とアーム部との距離について説明するための説明図である。

【図11】「機構制限姿勢回避」をタスクとして設定した際の駆動制御の実験に用いたアーム部の構成を示す図である。

【図12】「機構制限姿勢回避」をタスクとして設定した際のアーム部の駆動制御の結果を示すグラフ図である。

【図13】本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。

【発明を実施するための形態】

【0016】

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。

【0017】

なお、説明は以下の順序で行うものとする。

1. 支持アーム装置の構成

1-1. 支持アーム装置の全体構成

1-2. アクチュエータの構成

1-3. 支持アーム装置の自由度

2. 支持アーム装置の機能構成

2-1. 制御の概要

2-1-1. 一般化逆動力学について

2-1-1-1. 仮想力算出処理

2-1-1-2. 実在力算出処理

2-1-2. 理想関節制御について

2-2. 機能構成

3. タスクの具体例

3-1. 撮像部の視点保持

3-2. ピボット動作

3-3. 視野領域の確保

3-4. 特異姿勢回避

3-5. 機構制限姿勢回避

3-6. エネルギー最小化

4．支持アーム装置の制御方法

5．制御方法の具体例

5 - 1．「視野領域の確保」がタスクとして設定された場合

5 - 2．「機構制限姿勢回避」がタスクとして設定された場合

6．適用例

7．補足

【0018】

なお、以下では、本開示の一実施形態に係る観察システム及び／又は支持アーム装置に対して各種の操作を行うユーザのことを、便宜的に術者と記載する。ただし、当該記載は観察システム及び／又は支持アーム装置を使用するユーザを限定するものではなく、観察システム及び／又は支持アーム装置に対する各種の操作は、他の医療スタッフ等、あらゆるユーザによって実行されてよい。

10

【0019】

(1．支持アーム装置の構成)

(1 - 1．支持アーム装置の全体構成)

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の全体構成について説明する。図1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。

【0020】

図1を参照すると、本実施形態に係る支持アーム装置400は、アーム部420と、当該アーム部420の先端に取り付けられる撮像部423と、支持アーム装置400の動作を制御する制御装置440と、を備える。支持アーム装置400は、手術室内に設けられ、術者(ユーザ)による手術の実行をサポートする、医療用の支持アーム装置400である。

20

【0021】

アーム部420は、その基端部が手術室内の天井に取り付けられ、天井から吊り下げられるように設置される。なお、図1では、制御装置440を概略的に図示しているが、実際には、制御装置440は、アーム部420の基端部と天井との接続部位に設けられてもよいし、アーム部420とは離隔した場所(例えば手術室の床面上)に設置され、アーム部420と有線又は無線の各種の通信方式によって互いに通信可能に接続されて設けられてもよい。

30

【0022】

なお、以下の説明では、アーム部420の構成について説明する際に、撮像部423が設けられる側を先端側又は先端部等とも呼称し、天井に近い側を基端側又は基端部等とも呼称することとする。

【0023】

アーム部420は、各回転軸(第1軸 O_1 、第2軸 O_2 、第3軸 O_2 、第4軸 O_4 、第5軸 O_5 、第6軸 O_6 、第7軸 O_7 及び第8軸 O_8)に対応する位置にそれぞれ設けられる関節部421a、421b、421c、421d、421e、421f、421g、421hと、関節部421b～421g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、422e、422f、422g、422hとから構成される。また、アーム部420の先端には、関節部421aを介して回動可能に撮像部423が取り付けられる。

40

【0024】

リンク422a～422gは棒状の部材であり、リンク422hの基端が天井に取り付けられる。リンク422hの先端は、関節部421hを介してリンク422gの基端と連結され、リンク422hは、当該関節部421hを介してリンク422gを回動可能に支持する。

【0025】

以下、同様に、リンク422g、422f、422e、422d、422c、422bの先端が、それぞれ、関節部421g、421f、421e、421d、421c、42

50

1 bを介して、リンク4 2 2 f、4 2 2 e、4 2 2 d、4 2 2 c、4 2 2 b、4 2 2 aの基端と連結される。そして、リンク4 2 2 g、4 2 2 f、4 2 2 e、4 2 2 d、4 2 2 c、4 2 2 bは、それぞれ、関節部4 2 1 g、4 2 1 f、4 2 1 e、4 2 1 d、4 2 1 c、4 2 1 bを介して、リンク4 2 2 f、4 2 2 e、4 2 2 d、4 2 2 c、4 2 2 b、4 2 2 aを回動可能に支持する。

【0 0 2 6】

リンク4 2 2 aの先端には、関節部4 2 1 aを介して、撮像部4 2 3が連結される。リンク4 2 2 aは、関節部4 2 1 aを介して、撮像部4 2 3を回動可能に支持する。

【0 0 2 7】

このように、天井と接続されるリンク4 2 2 hの基端を支点として、複数のリンク4 2 2 a ~ 4 2 2 hの端同士が、関節部4 2 1 b ~ 4 2 1 hによって互いに連結されることにより、天井から延伸されるアーム形状が構成される。

10

【0 0 2 8】

回転軸のうち、第1軸 O_1 、第3軸 O_3 、第6軸 O_6 及び第8軸 O_8 は、その基端側に設けられるリンク4 2 2 a、4 2 2 c、4 2 2 f、4 2 2 hの延伸方向と略平行な方向の回転軸である。このような方向を有する回転軸のことを、本明細書では、便宜的に、ヨー（Y a w）軸とも呼称することとする。一方、第2軸 O_2 、第4軸 O_4 、第5軸 O_5 及び第7軸 O_7 は、その基端側に設けられるリンク4 2 2 b、4 2 2 d、4 2 2 e、4 2 2 gの延伸方向と略直交する方向の回転軸である。このような方向を有する回転軸のことを、本明細書では、便宜的に、ピッチ（P i t c h）軸とも呼称することとする。

20

【0 0 2 9】

つまり、アーム部4 2 0は、基端側から、ヨー軸（第8軸 O_8 ）、ピッチ軸（第7軸 O_7 ）、ヨー軸（第6軸 O_6 ）、ピッチ軸（第5軸 O_5 ）、ピッチ軸（第4軸 O_4 ）、ヨー軸（第3軸 O_3 ）、ピッチ軸（第2軸 O_2 ）及びヨー軸（第1軸 O_1 ）が、この順に配置されて構成されている。

【0 0 3 0】

関節部4 2 1 a ~ 4 2 1 hには、後述する図2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 hは、当該アクチュエータ4 3 0により所定の回転軸まわりに回転駆動される。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 h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。

30

【0 0 3 1】

撮像部4 2 3は、術部を観察するための観察ユニットの一例であり、例えば撮影対象の動画及び／又は静止画を撮影できるカメラ等によって構成される。撮像部4 2 3は、いわゆるビデオ式顕微鏡であり得る。

【0 0 3 2】

手術を行う際には、アーム部4 2 0の先端に設けられた撮像部4 2 3が体外から患者の術部を撮影するように、アーム部4 2 0及び撮像部4 2 3の位置及び姿勢が制御される。撮像部4 2 3によって撮影された術部についての画像信号は、例えば手術室内に設けられる表示装置（図示せず）に送信される。送信された画像信号に基づいて当該表示装置に患者の術部の画像が表示される。術者は、当該表示装置に映し出された画像によって術部を観察しながら手術を行う。なお、撮像部4 2 3と表示装置との間の通信は、有線又は無線の各種の公知の通信方式によって実現されてよい。また、撮像部4 2 3の具体的な構成としては、各種の公知のビデオ式顕微鏡の構成が適用されてよい。ため、ここではその詳細な説明は省略する。

40

【0 0 3 3】

ここで、支持アーム装置4 0 0のように、アーム部4 2 0の先端に患者の術部を観察するための観察ユニットが設けられた支持アーム装置4 0 0のことを、本実施形態では、観察装置4 0 0とも呼称する。図示する例では、観察ユニットとして撮像部4 2 3が設けら

50

れているが、本実施形態はかかる例に限定されず、観察ユニットとしては、例えば、内視鏡や光学式の顕微鏡等が設けられてもよい。なお、本実施形態では、観察装置 400 の中でも、特に、アーム部 420 の先端にビデオ式顕微鏡からなる撮像部 423 が設けられた支持アーム装置 400 のことを、ビデオ顕微鏡装置 400 とも呼称することがある。

【0034】

ただし、本実施形態では、アーム部 420 の先端に設けられるユニットは観察ユニットに限定されず、アーム部 420 の先端には、各種の医療用器具が取り付けられ得る。例えば、アーム部 420 の先端には、鉗子、レトラクタ等の各種の処置具が接続されてもよい。あるいは、アーム部 420 の先端には、内視鏡用若しくは顕微鏡用の光源、又は、例えば血管封止に用いられる手術用エナジーデバイスが接続されてもよい。

10

【0035】

なお、図 1 に示す構成例では、撮像部 423 が直接アーム部 420 の先端に取り付けられているように図示されているが、本実施形態はかかる例に限定されない。例えば、アーム部 420 の先端には、撮像部 423 を含む各種の医療用器具を保持する保持ユニットが取り付けられてもよく、当該保持ユニットを介して各種の医療用器具がアーム部 420 によって支持されてもよい。この場合には、当該保持ユニットの位置及び姿勢が制御されることにより、医療用器具の位置及び姿勢が制御され得る。つまり、医療用器具の動作に対して後述する運動目的（タスク）が設定される際には、当該タスクは、保持ユニットの動作に対して設定されてもよい。例えば、観察ユニットの中でも内視鏡をアーム部 420 の先端に取り付ける際には、当該内視鏡は、好適に、保持ユニットを介してアーム部 420

20

【0036】

制御装置 440 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 400 の動作を制御する。

【0037】

本実施形態では、支持アーム装置 400 の制御方式として、好適に力制御が用いられる。力制御では、アーム部 420 及び撮像部 423 に作用する力が、各関節部 421a ~ 421h に設けられるアクチュエータ 430 のトルクセンサによって検出される。検出された力に基づいて、アーム部 420 に所望の運動目的（タスク）を達成させるために必要な、各関節部 421a ~ 421h に設けられるアクチュエータ 430 による発生トルクが算出され、算出された当該発生トルクを制御値として、アーム部 420 の駆動が制御される。

30

【0038】

力制御では、アーム部 420 に対する外力に応じて各関節部 421a ~ 421h の駆動が制御される。具体的には、力制御では、例えば術者が直接アーム部 420 に触れて行う、当該アーム部 420 を移動させようとする操作に応じて、当該アーム部 420 に加えられた力の方向に当該アーム部 420 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 440 によってアクチュエータ 430 の駆動が制御され、当該アーム部 420 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 420 に触れながら当該アーム部 420 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、以下の説明では、術者が直接アーム部 420 に触れながら当該アーム部 420 を移動させる操作のことを、直接操作とも言う。

40

【0039】

ここで、本実施形態では、アーム部 420 は、8つの回転軸を有し、アーム部 420 の駆動に関して 8 自由度を有するように構成されている。撮像部 423 に任意の位置及び姿勢を取らせるためには、撮像部 423 における並進 3 自由度及び回転 3 自由度の計 6 自由度の動きが実現されればよい。アーム部 420 は、撮像部 423 の位置及び姿勢を一意に規定した場合であっても、自由に動作させることが可能な、冗長自由度を有している

50

。

【0040】

本実施形態では、このように、アーム部420が、冗長自由度を有するように構成される。そして、制御装置440は、この冗長自由度を利用して、アーム部420に複数のタスクを同時に実行させるように、当該アーム部420の駆動を制御する。従って、よりユーザにとって利便性の高い支持アーム装置400が実現され得る。

【0041】

なお、アーム部420の自由度については、下記(1-3. 支持アーム装置の自由度)で改めて詳細に説明する。また、支持アーム装置400の具体的な制御方法については、下記(4. 支持アーム装置の制御方法)で改めて詳細に説明する。

10

【0042】

(1-2. アクチュエータの構成)

図2を参照して、図1に示す支持アーム装置400の関節部421a~421h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2は、図1に示す支持アーム装置400の関節部421a~421h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2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。

【0043】

図2を参照すると、本実施形態に係るアクチュエータ430は、モータ424と、モータドライバ425と、減速機426と、エンコーダ427と、トルクセンサ428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424の回転が減速機426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。

20

【0044】

モータ424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424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424としては各種の公知の種類のモータが用いられてよい。

【0045】

モータドライバ425は、モータ424に電流を供給することによりモータ424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424に供給する電流量を調整することにより、モータ424の回転数を制御することができる。モータドライバ425は、後述する図5に示すトルク指令値 τ に対応する電流をモータ424に供給することにより、当該モータ424を駆動させる。

30

【0046】

また、モータドライバ425は、モータ424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、関節部421a~421h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、関節部421a~421h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。

40

【0047】

モータ424の回転軸(駆動軸)には、減速機426が連結される。減速機426は、連結されたモータ424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426の構成は特定のものに限定されず、減速機426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426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

50

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、アクチュエータ 4 3 0 が支持アーム装置 4 0 0 の関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h に適用される場合であれば、1 : 1 0 0 程度の減速比を有する減速機 4 2 6 が好適に用いられ得る。

【0048】

エンコーダ 4 2 7 は、入力軸の回転角度（すなわち、モータ 4 2 4 の回転軸の回転角度）を検出する。エンコーダ 4 2 7 によって検出された入力軸の回転数と、減速機 4 2 6 の減速比と、に基づいて、関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h 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 4 2 7 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 4 3 0 の入力軸にのみエンコーダ 4 2 7 が設けられているが、減速機 4 2 6 よりも後段に、アクチュエータ 4 3 0 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。

10

【0049】

トルクセンサ 4 2 8 は、アクチュエータ 4 3 0 の出力軸に接続され、アクチュエータ 4 3 0 に作用するトルクを検出する。トルクセンサ 4 2 8 は、アクチュエータ 4 3 0 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 4 2 8 は、アクチュエータ 4 3 0 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。

【0050】

以上、図 2 を参照して、本実施形態に係るアクチュエータ 4 3 0 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 4 0 0 では、各アクチュエータ 4 3 0 に設けられたエンコーダ 4 2 7 及びトルクセンサ 4 2 8 によって、各関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h の回転角度、及び各関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h 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 4 2 8 によって検出される各関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h に作用するトルクには、アーム部 4 2 0 及び / 又は撮像部 4 2 3 に作用する力も含まれ得る。

20

【0051】

エンコーダ 4 2 7 によって検出された回転角度、及びトルクセンサ 4 2 8 によって検出されたトルク値に基づいて、アーム部 4 2 0 の状態（位置、速度等）が取得され得る。支持アーム装置 4 0 0 では、取得されたアーム部 4 2 0 の状態（アーム状態）に基づいて、アーム部 4 2 0 が所望のタスクを実行するために必要な、各関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h のアクチュエータ 4 3 0 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 4 2 1 a ~ 4 2 1 h のアクチュエータ 4 3 0 が駆動されることになる。

30

【0052】

なお、図 2 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 4 3 0 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 4 3 0 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。

【0053】

（1 - 3 . 支持アーム装置の自由度）

図 1 を参照して説明したように、本実施形態では、アーム部 4 2 0 は 8 自由度を有するように構成される。アーム部 4 2 0 の先端に設けられる撮像部 4 2 3 に任意の位置及び姿勢を取らせるためには、撮像部 4 2 3 における計 6 自由度の動きが実現されればよい。アーム部 4 2 0 は、撮像部 4 2 3 の位置及び姿勢を一意に規定した場合であっても、その姿勢を変更することが可能な、冗長自由度を有していると言える。換言すれば、アーム部 4 2 0 は、撮像部 4 2 3 の位置及び姿勢の制御中に当該アーム部 4 2 0 の姿勢を変更可能に構成されている。

40

【0054】

ここで、もしも支持アーム装置 4 0 0 が、撮像部 4 2 3 の位置及び姿勢を任意に規定するための最低限の自由度（すなわち 6 自由度）しか持たない場合には、撮像部 4 2 3 の位置及び姿勢が一意に決定されると、アーム部 4 2 0 の姿勢も一意に決定されることとなる

50

。例えば、図 1 に示すアーム部 4 2 0 の構成において、関節部 4 2 1 e、4 2 1 f（第 5 軸 O_5 及び第 6 軸 O_6 ）における回転が固定されている場合について考える。この場合、アーム部 4 2 0 は、6 自由度を有するものとみなすことができる。この状態で、撮像部 4 2 3 の位置及び姿勢が一意に決定されると、アーム部 4 2 0 の姿勢も、所定の姿勢（例えば図 1 に示す姿勢）に決定されてしまい、他の姿勢を取る余裕は存在しない。

【0055】

次に、例えば、図 1 に示すアーム部 4 2 0 の構成において、関節部 4 2 1 e（第 5 軸 O_5 ）における回転が固定されている場合について考える。この場合、アーム部 4 2 0 は、7 自由度を有する、すなわち、撮像部 4 2 3 の位置及び姿勢を保持するというタスクを実行するために必要な自由度に対して、1 つの冗長自由度を有するものとみなすことができる。図 3 は、このような、図 1 に示すアーム部 4 2 0 において、7 自由度が実現されている場合における、当該アーム部 4 2 0 の動作の一例を示す図である。

10

【0056】

図 3 に示すように、7 自由度を有する場合には、撮像部 4 2 3 の位置及び姿勢が一意に決定されたとしても、撮像部 4 2 3 の位置及び姿勢を保持したまま、アーム部 4 2 0 の関節部 4 2 1 b から関節部 4 2 1 g までの構成を、関節部 4 2 1 b 及び関節部 4 2 1 g を通る直線を回転軸として回転させるように動かすことが可能になる。

【0057】

更に、例えば、図 1 に示すアーム部 4 2 0 の構成において、全ての関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h が回転可能である場合について考える。この場合、アーム部 4 2 0 は、8 自由度を有する、すなわち、撮像部 4 2 3 の位置及び姿勢を保持するというタスクを実行するために必要な自由度に対して、2 つの冗長自由度を有するものとみなすことができる。図 4 は、このような、図 1 に示すアーム部 4 2 0 において、8 自由度が実現されている場合における、当該アーム部 4 2 0 の動作の一例を示す図である。

20

【0058】

図 4 に示すように、8 自由度を有する場合には、7 自由度を有する場合と同様に、撮像部 4 2 3 の位置及び姿勢を保持したまま、アーム部 4 2 0 の関節部 4 2 1 b から関節部 4 2 1 g までの構成を、関節部 4 2 1 b 及び関節部 4 2 1 g を通る直線を回転軸として、回転させるように動かすことが可能になる。また、8 自由度を有する場合には、これに加えて、関節部 4 2 1 d における回転（第 5 軸 O_5 まわりの回転）により、アーム部 4 2 0 の関節部 4 2 1 b から関節部 4 2 1 g までの構成を、その延伸方向に対して折り畳むように動かすことが可能になる。

30

【0059】

このように、アーム部 4 2 0 が冗長自由度を有するように構成されることにより、支持アーム装置 4 0 0 では、あるタスク（上記の例では、撮像部 4 2 3 の位置及び姿勢を保持するというタスク）を実行しつつ、アーム部 4 2 0 の姿勢を変化させ、他のタスクを実行することが可能になる。なお、以下の説明では、支持アーム装置 4 0 0 において実行される複数のタスクを区別するために、これらのタスクに便宜的に番号を付し、第 1 タスク、第 2 タスク等と呼称することとする。

【0060】

なお、上記の例では、第 1 タスクとして撮像部 4 2 3 の位置及び姿勢を保持するというタスクを設定しており、当該タスクを実行するためには 6 自由度が必要であるため、冗長自由度を有するアーム部 4 2 0 として、7 自由度又は 8 自由度を有するアーム部 4 2 0 について説明した。ただし、これはあくまで一例であり、アーム部 4 2 0 が冗長自由度を有するためには、当該アーム部 4 2 0 は、第 1 タスクを実行するため必要な自由度よりも多い自由度を有していればよい。例えば、第 1 タスクを実行するため必要な自由度が 5 自由度であれば、6 自由度以上の自由度を有するアーム部 4 2 0 が、冗長自由度を有するアーム部 4 2 0 であるとみなすことができる。

40

【0061】

ここで、一般的に、複数のリンクが関節部によって互いに連結されて構成されるアーム

50

構造の運動は、下記数式（１）で表現され得る。ここで、 x は、アーム構造を構成する各リンクの先端の位置を示す座標からなるベクトルであり、 θ は、各関節部における回転角度（関節部によって連結されている一のリンクに対する他のリンクの回転角度）を表すベクトルである。また、 $J(\theta)$ は、 x の θ に関するヤコビ行列（ヤコビアン）である。

【００６２】

【数１】

$$\dot{x}(\theta) = J(\theta)\dot{\theta}$$

……（１）

10

【００６３】

また、上記数式（１）を満たす解は、一般的に、下記数式（２）で表されることが知られている。なお、 $J^+(\theta)$ は $J(\theta)$ の疑似逆行列である。

【００６４】

【数２】

$$\dot{\theta} = J^+(\theta)r(t) + (I - J^+(\theta)J(\theta))v(t)$$

……（２）

20

【００６５】

ここで、 $r(t)$ は第１タスクを表し、 $v(t)$ は第２タスクを表す。つまり、上記数式（２）の右辺第２項における $v(t)$ の係数 $(I - J^+(\theta)J(\theta))$ は、第１タスク $r(t)$ を実行した際に残される冗長性を表していると言える。

【００６６】

上記数式（２）は、冗長自由度を有するアーム部４２０においては、複数のタスクを同時に実行可能であることを意味している。このことを利用して、本実施形態では、同時に複数のタスクを実行するように、アーム部４２０の駆動が制御される。

【００６７】

例えば、上記（１－１．支持アーム装置の全体構成）で説明したように、支持アーム装置４００を用いた手術では、支持アーム装置４００によって撮像部４２３の位置及び姿勢が保持され、当該撮像部４２３によって撮影された画像が手術室内の表示装置に表示される。そして、術者が、当該表示装置に表示された術部の画像を参照しながら、手術を行う。このとき、撮像部４２３、及び当該撮像部４２３を支持するアーム部４２０は、術者と表示装置との間に位置し得るため、アーム部４２０によって表示装置を観察する術者の視野が遮られてしまう可能性がある。術者の視野が遮られてしまうと、手術の円滑な進行が妨げられてしまう恐れがあるため、このような事態は好ましくない。

30

【００６８】

一方、本実施形態に係る支持アーム装置４００は、上述したように、撮像部４２３の位置及び姿勢を保持しつつ、アーム部４２０の姿勢を変更することができる。例えば、図３に示すように、アーム部４２０の関節部４２１ｂから関節部４２１ｇまでの構成を、関節部４２１ｂ及び関節部４２１ｇを通る直線を回転軸として回転させれば、当該構成を術者の視野から遠ざけることができる。同様に、例えば、図４に示すように、アーム部４２０の関節部４２１ｂから関節部４２１ｇまでの構成を、関節部４２１ｂ及び関節部４２１ｇを通る直線を回転軸として回転させるとともに、当該構成を、その延伸方向に対して折り畳むように動作させることにより、当該構成を術者の視界から更に遠ざけることができる。

40

【００６９】

このように、本実施形態に係る支持アーム装置４００では、冗長自由度を有することにより、撮像部４２３の位置及び姿勢を保持するというタスク（すなわち、撮像部４２３の

50

視点保持というタスク)と、術者の視野領域確保という他のタスクを、同時に実行することが可能になる。このように、本実施形態によれば、複数のタスクが同時に実行されることにより、ユーザにとっての利便性をより向上させることができる。

【0070】

更に、本実施形態に係る支持アーム装置400では、好適に力制御によってアーム部420の駆動が制御され得る。従って、術者にとって、より直感的な操作が可能となるため、所望の複数のタスクを実行しつつ、より操作性の高い支持アーム装置400が実現され得る。

【0071】

なお、上述したタスクは、本実施形態に係る支持アーム装置400のアーム部420によって実行され得るタスクのうちの一例であり、アーム部420は、他のタスクを実行してもよい。また、アーム部420が同時に実行するタスクの数は、2つに限定されず、アーム部420は、より多くのタスクを同時に実行してもよい。なお、本実施形態に係るアーム部420において実行され得るタスクの具体例については、下記(3.タスクの具体例)で改めて詳しく説明する。

【0072】

また、アーム部420の構成は、図1に示すものに限定されない。アーム部420の構成(例えば、関節部の数、関節部における回転軸の方向、関節部の配置位置、リンクの数、及びリンクの長さ等)は、アーム部420によって実行されるタスクの種類に応じて、適宜設定されてよい。これは、タスクの種類に応じて、アーム部420に求められる可動範囲や姿勢が決定され得るからである。換言すれば、アーム部420の構成は、タスクに応じて決定される、アーム部420に求められる可動範囲や姿勢等を実現し得るように、適宜設定されてよい。

【0073】

例えば、図1に示す構成では、アーム部420において、ピッチ軸が連続している部位(関節部421e、421f(第5軸 O_5 及び第6軸 O_6))が存在しているが、アーム部420においては、ヨー軸とピッチ軸が交互に存在するように関節部が配置されてもよい。ヨー軸とピッチ軸が交互に存在するように構成されることにより、アーム部420の可動範囲をより広げることができる。従って、より広い可動範囲が求められるタスクを実行する場合には、アーム部420は、ヨー軸とピッチ軸が交互に存在するように構成されることが好ましい。

【0074】

一方、図4に示すように、アーム部420の一部にピッチ軸が連続して設けられることにより、当該ピッチ軸における回転によって、アーム部420を折り畳むように動作させることが可能になる。アーム部420を折り畳むように動作させることにより、空間上の所定の領域に干渉しないようにアーム部420を動作させることがより容易になる。従って、上記で例示した術者の視野領域確保のように、アーム部420が空間上の所定の領域に存在することが回避されることが求められるタスクを実行する場合には、アーム部420は、図4に示すように、ピッチ軸が連続して設けられる部位が少なくとも一部に存在するように構成されることが好ましい。

【0075】

また、図1、図3及び図4に示す例では、関節部421e、421f(第5軸 O_5 及び第6軸 O_6)が冗長軸として扱われていたが、本実施形態はかかる例に限定されない。アーム部420の駆動を制御する際に、複数の関節部421a~421hのうちのどの関節部を冗長軸として扱うかは、支持アーム装置400が実行するタスクの種類に応じて、適宜設定されてよい。

【0076】

また、上述したように、関節部421a~421hに設けられるアクチュエータ430は、その回転運動における粘性抵抗係数を調整可能に構成され得る。このことを利用して、支持アーム装置400が実行するタスクの種類に応じて、また、ユーザの操作性を考慮

10

20

30

40

50

して、関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h ごとに、その粘性係数が変更されてもよい。例えば、第 1 タスクが撮像部 4 2 3 の視点保持であり、第 2 タスクが術者の視野領域確保である場合であれば、関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h のうち第 2 タスクを実行するための回転軸に対応する関節部、すなわち、冗長軸に対応する関節部のみ、その粘性係数が小さい値に調整されてよい。この場合には、第 1 タスクを実行するためには、撮像部 4 2 3 の位置及び姿勢が容易に変化しないように、当該第 1 タスクを実行するための回転軸における回転はユーザによる直接操作によって容易に回転しないことが好ましく、第 2 タスクを実行するためには、アーム部 4 2 0 の一部（視野に干渉し得る部分）を容易に動かすことができるように、当該第 2 タスクを実行するための回転軸（すなわち冗長軸）における回転はユーザによる直接操作によって容易に回転することが好ましいと考えられるからである。

10

【0077】

また、アーム部 4 2 0 は、その全ての関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h にアクチュエータ 4 3 0 が設けられなくてもよい。この場合には、アクチュエータ 4 3 0 が設けられる関節部に対応する回転軸は、当該アクチュエータ 4 3 0 の駆動に伴って能動的に回転する駆動軸であり、他の関節部に対応する回転軸は、駆動軸における回転に従動して回転する受動軸とみなすことができる。複数の関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h のうちのどの関節部を受動軸として構成するかは、アーム部 4 2 0 が実行するタスクの種類に応じて、当該タスクを実行可能なように適宜設定されてよい。一部の関節部を受動軸として構成することにより、アーム部 4 2 0 の小型化、低コスト化を図ることができる。

【0078】

20

（2．支持アーム装置の機能構成）

（2 - 1．制御の概要）

本実施形態に係る支持アーム装置 4 0 0 の機能構成について説明するに先立ち、支持アーム装置 4 0 0 の制御のために行われる処理の概要について説明する。ここでは、一例として、アーム部 4 2 0 が力制御によって駆動される場合における処理の概要について説明する。なお、以下に説明する支持アーム装置 4 0 0 の制御のための各処理はあくまで一例である。本実施形態では、支持アーム装置 4 0 0 のアーム部 4 2 0 の駆動が、冗長自由度を利用して複数のタスクを同時に実行するように制御されればよく、その具体的な制御方法は限定されない。アーム部 4 2 0 の駆動制御においては、各種の公知の制御理論が用いられてよい。

30

【0079】

本実施形態では、支持アーム装置 4 0 0 の各関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h の駆動が、一般化逆動力学を用いた全身協調制御により制御される。この際、複数のタスクを同時に実行し得るように、各関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h に対する指令値が算出される。更に、外乱の影響を補正することにより指令値に対する理想的な応答を実現する理想関節制御が各関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h の駆動制御に適用される。以下、一般化逆動力学及び理想関節制御の概要について、順に説明する。

【0080】

（2 - 1 - 1．一般化逆動力学について）

一般化逆動力学は、複数のリンクが関節部によって互いに連結されて構成される多リンク構造体（例えば本実施形態においては図 1 に示すアーム部 4 2 0）において、各種の操作空間（Operation Space）における様々な次元に関するタスクを、各種の拘束条件を考慮しながら、複数の当該関節部に生じさせるトルクに変換する、多リンク構造体の全身協調制御における基本演算である。

40

【0081】

操作空間は、多リンク構造体の力制御における重要な概念である。操作空間は、多リンク構造体に作用する力と多リンク構造体の加速度との関係を記述するための空間である。多リンク構造体の駆動制御を位置制御ではなく力制御によって行う際に、多リンク構造体と環境との接し方を拘束条件として用いる場合に操作空間という概念が必要となる。操作空間は、例えば、多リンク構造体が属する空間である、関節空間、デカルト空間、運動量

50

空間等である。

【 0 0 8 2 】

タスク（運動目的）は、多リンク構造体の駆動制御における目標を表すものである。タスクとしては、例えば、「撮像部の視点保持」や、「術者の視界確保」等が設定され得る。実際の制御においては、より具体的に、これらのタスクを達成するための多リンク構造体の位置、速度、加速度、力、インピーダンス等の目標値が設定され得る。

【 0 0 8 3 】

拘束条件は、多リンク構造体の形状や構造、多リンク構造体の周囲の環境及びユーザによる設定等によって定められる、多リンク構造体の位置、速度、加速度、力等に関する拘束条件である。例えば、拘束条件には、発生力、優先度、非駆動関節の有無、垂直反力、摩擦錘、支持多角形等についての情報が含まれる。

10

【 0 0 8 4 】

本実施形態では、アーム部 4 2 0 に複数のタスクが設定され得るが、各タスクに応じて、当該各タスクを実現するために必要な拘束条件が適宜設定され得る。例えば、タスクが、「撮像部の視点保持」であれば、その拘束条件として、アーム部 4 2 0 の先端位置（手先位置）及び先端姿勢（手先姿勢）が所定の状態で保持されるように、当該手先位置及び手先姿勢に対して幾何的な制限が課せられる。また、例えば、タスクが、「術者の視野確保」であれば、その拘束条件としては、アーム部 4 2 0 が、空間上に設定された所定の侵入禁止領域に侵入しないように、その移動範囲に対して制限が課せられることとなる。当該侵入禁止領域としては、術者の視野領域となることが想定される領域が設定される。

20

【 0 0 8 5 】

一般化動力学においては、数値計算上の安定性と実時間処理可能な演算効率とを両立するため、その演算アルゴリズムは、第 1 段階である仮想力決定プロセス（仮想力算出処理）と、第 2 段階である実在力変換プロセス（実在力算出処理）によって構成される。第 1 段階である仮想力算出処理では、各タスクの達成に必要な、操作空間に作用する仮想的な力である仮想力を、タスクの優先度と仮想力の最大値を考慮しながら決定する。第 2 段階である実在力算出処理では、非駆動関節、垂直反力、摩擦錘、支持多角形等に関する拘束を考慮しながら、上記で得られた仮想力を関節力、外力等の実際の多リンク構造体の構成で実現可能な実在力に変換する。以下、仮想力算出処理及び実在力算出処理について詳しく説明する。

30

【 0 0 8 6 】

（ 2 - 1 - 1 - 1 . 仮想力算出処理 ）

多リンク構造体の各関節部におけるある物理量によって構成されるベクトルを一般化変数 q と呼ぶ（関節値 q 又は関節空間 q とも呼称する。）。操作空間 x は、一般化変数 q とヤコビアン J とを用いて、以下の数式（ 3 ）で定義される。

【 0 0 8 7 】

【数 3】

$$\dot{x} = J\dot{q}$$

……（ 3 ）

40

【 0 0 8 8 】

なお、上記数式（ 3 ）は、上述した数式（ 1 ）をより抽象化して表現したものである。上記数式（ 1 ）で示したように、本実施形態では、例えば、 x は、アーム部 4 2 0 のリンク 4 2 2 a ~ 4 2 2 h の先端位置であり、 q は、アーム部 4 2 0 の関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h における回転角度である。操作空間 x に関する運動方程式は、下記数式（ 4 ）で記述される。

【 0 0 8 9 】

【数 4】

$$\ddot{x} = \Lambda^{-1} f + c$$

..... (4)

【0090】

ここで、 f は操作空間 x に作用する力を表す。また、 Λ^{-1} は操作空間慣性逆行列、 c は操作空間バイアス加速度と呼ばれるものであり、それぞれ下記数式 (5)、(6) で表される。

【0091】

10

【数 5】

$$\Lambda^{-1} = JH^{-1}J^T$$

..... (5)

$$c = JH^{-1}(\tau - b) + \dot{J}\dot{q}$$

..... (6)

【0092】

なお、 H は関節空間慣性行列、 τ は関節値 q に対応する関節力 (例えば関節部 4 2 1 $a \sim 4 2 1$ h における発生トルク)、 b は重力、コリオリ力、遠心力を表す項である。

20

【0093】

一般化逆動力学においては、タスクに対応する操作空間 x に関する位置、速度の目標値は、操作空間 x の加速度として表現できることが知られている。このとき、上記数式 (3) から、タスクに応じて与えられた目標値である操作空間加速度を実現するために、操作空間 x に作用するべき仮想力 f_v は、下記数式 (7) のような一種の線形相補性問題 (LCP: Linear Complementary Problem) を解くことによって得られる。

【0094】

【数 6】

30

$$w + \ddot{x} = \Lambda^{-1} f_v + c$$

$$s.t. \begin{cases} ((w_i < 0) \cap (f_{v_i} = U_i)) \cup \\ ((w_i > 0) \cap (f_{v_i} = L_i)) \cup \\ ((w_i = 0) \cap (L_i < f_{v_i} < U_i)) \end{cases}$$

..... (7)

40

【0095】

ここで、 L_i と U_i はそれぞれ、 f_v の第 i 成分の負の下限値 ($-\infty$ を含む)、 f_v の第 i 成分の正の上限値 ($+\infty$ を含む) とする。上記 LCP は、例えば Iterative 法、Pivot 法、ロバスト加速度制御を応用する方法等を用いて解くことができる。

【0096】

なお、操作空間慣性逆行列 Λ^{-1} 、バイアス加速度 c は、定義式である上記数式 (5)、(6) の通り算出すると計算コストが大きい。従って、多リンク構造体の一般化力 (関節力 τ) から一般化加速度 (関節加速度) を得る準動力学計算 (FWD) を応用することにより、操作空間慣性逆行列 Λ^{-1} の算出処理をより高速に算出する方法が提案されている。具体的には、操作空間慣性逆行列 Λ^{-1} 、バイアス加速度 c は、順動力学演算 FWD

50

を用いることにより、関節空間 q 、関節力 τ 、重力 g 等の多リンク構造体（例えば、アーム部 420）に作用する力に関する情報から得ることができる。このように、操作空間に関する順動力学演算 FWD を応用することにより、関節部の数 N に対して $O(N)$ の計算量で操作空間慣性逆行列 Λ^{-1} を算出することができる。

【0097】

ここで、タスクに応じた目標値の設定例として、絶対値 F_i 以下の仮想力 f_{vi} で操作空間加速度の目標値（ x の 2 階微分に上付きバーを付して表す）を達成するための条件は、下記数式（8）で表現できる。

【0098】

【数 7】

10

$$L_i = -F_i,$$

$$U_i = F_i,$$

$$\ddot{x}_i = \ddot{\bar{x}}_i$$

$$\dots\dots (8)$$

【0099】

また、上述したように、操作空間 x の位置、速度に関する目標値は、操作空間加速度の目標値として表すことができ、具体的には下記数式（9）で表現される（操作空間 x の位置、速度の目標値を、 $\bar{x}$ 、 $\dot{\bar{x}}$ の 1 階微分に上付きバーを付して表す）。

20

【0100】

【数 8】

$$\ddot{\bar{x}}_i = K_p(\bar{x}_i - x_i) + K_v(\dot{\bar{x}}_i - \dot{x}_i)$$

$$\dots\dots (9)$$

【0101】

30

その他、分解操作空間の考え方をを用いることにより、他の操作空間の線形和で表される操作空間（運動量、デカルト相対座標、連動関節等）に関する目標値を設定することもできる。

【0102】

ここで、本実施形態では、複数のタスクが与えられる際に、優先度が設定される。そして、タスクが競合する際には、当該優先度に基づいて、仮想力 f_v が計算される。上記の LCP を解くことにより仮想力 f_v を求める方法であれば、例えば、優先度毎かつ低優先度から順に上記 LCP を解き、前段の LCP で得られた仮想力を次段の LCP の既知外力として作用させることができる。

【0103】

40

（2 - 1 - 1 - 2 . 実在力算出処理）

一般化逆動力学の第 2 段階である実在力算出処理では、上記（2 - 1 - 1 - 1 . 仮想力算出処理）で得られた仮想力 f_v を、実在の関節力と外力で置換する処理を行う。仮想力による一般化力 $\tau_v = J_v^T f_v$ を関節部に生じる発生トルク τ_a と外力 f_e とで実現するための条件は、下記数式（10）で表現される。

【0104】

【数 9】

$$\begin{bmatrix} J_{vu}^T \\ J_{va}^T \end{bmatrix} (f_v - \Delta f_v) = \begin{bmatrix} J_{eu}^T \\ J_{ea}^T \end{bmatrix} f_e + \begin{bmatrix} 0 \\ \tau_a \end{bmatrix}$$

…… (10)

【0105】

ここで、添え字 a は駆動関節部の集合（駆動関節集合）を表し、添え字 u は非駆動関節部の集合（非駆動関節集合）を表す。すなわち、上記数式（10）の上段は非駆動関節部による空間（非駆動関節空間）の力の釣り合いを表しており、下段は駆動関節部による空間（駆動関節空間）の力の釣り合いを表している。 J_{vu} 、 J_{va} は、それぞれ、仮想力 f_v が作用する操作空間に関するヤコビアン（非駆動関節成分、駆動関節成分）である。 J_{eu} 、 J_{ea} は、外力 f_e が作用する操作空間に関するヤコビアン（非駆動関節成分、駆動関節成分）である。 Δf_v は仮想力 f_v のうち、実在力で実現不能な成分を表す。

10

【0106】

上記数式（10）の上段は不定であり、例えば下記数式（11）に示すような 2 次計画問題（QP: Quadratic Programming Problem）を解くことで、 f_e 及び Δf_v を得ることができる。

20

【0107】

【数 10】

$$\min \frac{1}{2} \varepsilon^T Q_1 \varepsilon + \frac{1}{2} \xi^T Q_2 \xi$$

$$s.t. U\xi \geq v$$

…… (11)

30

【0108】

ここで、 ε は上記数式（10）の上段の両辺の差であり、数式（10）の等式誤差を表す。 ξ は f_e と Δf_v との連結ベクトルであり、変数ベクトルを表す。 Q_1 及び Q_2 は、最小化の際の重みを表す正定値対称行列である。また、上記数式（11）の不等式拘束は、垂直反力、摩擦錐、外力の最大値、支持多角形等、外力に関する拘束条件を表現するのに用いられる。

【0109】

例えば、矩形の支持多角形に関する不等式拘束は、下記数式（12）のように表現される。

【0110】

40

【数 1 1】

$$|F_x| \leq \mu_t F_z,$$

$$|F_y| \leq \mu_t F_z,$$

$$F_z \geq 0,$$

$$|M_x| \leq d_y F_z,$$

$$|M_y| \leq d_x F_z,$$

$$|M_z| \leq \mu_r F_z$$

…… (1 2)

10

【0 1 1 1】

ここで、 z は接触面の法線方向を表し、 x 及び y は z に垂直な直交 2 接線方向を表す。 (F_x, F_y, F_z) 及び (M_x, M_y, M_z) は、接触点に作用する外力及び外力モーメントである。 μ_t 及び μ_r は、それぞれ並進、回転に関する摩擦係数である。 (d_x, d_y) は支持多角形のサイズを表している。

20

【0 1 1 2】

上記数式 (1 1)、(1 2) から、最小ノルム又は最小誤差の解 f_e 、 Δf_v が求められる。上記数式 (1 1) から得られた f_e 、 Δf_v を上記数式 (1 0) の下段に代入することにより、タスクを実現するために必要な関節力 τ_a を得ることができる。

【0 1 1 3】

実際には、設定された各タスクに対応する拘束条件が、上記数式 (1 2) のように、適宜定式化されて設定される。

【0 1 1 4】

基底が固定され、非駆動関節が無い系の場合は、関節力のみで全ての仮想力を置換可能であり、上記数式 (1 0) において、 $f_e = 0$ 、 $\Delta f_v = 0$ とすることができる。この場合、上記数式 (1 0) の下段から、関節力 τ_a について以下の数式 (1 3) を得ることができる。

30

【0 1 1 5】

【数 1 2】

$$\tau_a = J_{va}^T f_v$$

…… (1 3)

【0 1 1 6】

以上、本実施形態に係る一般化逆動力学を用いた全身協調制御について説明した。上記のように、仮想力算出処理及び実在力算出処理を順に行うことにより、所望のタスクを達成するための関節力 τ_a を得ることができる。すなわち、逆に言えば、算出された関節力 τ_a を関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h の運動における理論モデルに反映することにより、関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h が、所望のタスクを達成するように駆動される。

40

【0 1 1 7】

なお、ここまで説明した一般化逆動力学を用いた全身協調制御について、特に、仮想力 f_v の導出過程や、上記 LCP を解き仮想力 f_v を求める方法、QP 問題の解法等の詳細については、例えば、本願出願人による先行特許出願である特開 2 0 0 9 - 9 5 9 5 9 号公報や特開 2 0 1 0 - 1 8 8 4 7 1 号公報等を参照することができる。

50

【 0 1 1 8 】

(2 - 1 - 2 . 理想関節制御について)

次に、本実施形態に係る理想関節制御について説明する。支持アーム装置 4 0 0 の各関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h に設けられるアクチュエータ 4 3 0 の運動は、下記数式 (1 4) 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。

【 0 1 1 9 】

【数 1 3】

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

…… (1 4)

10

【 0 1 2 0 】

ここで、 q はアクチュエータ 4 3 0 の回転角度、 q^{ref} はアクチュエータ 4 3 0 の回転角度目標値、 I_a はアクチュエータ 4 3 0 における慣性モーメント (イナーシャ)、 τ_a はアクチュエータ 4 3 0 の発生トルク、 τ_e は外部からアクチュエータ 4 3 0 に作用する外トルク、 ν_a はアクチュエータ 4 3 0 における粘性抵抗係数である。上記数式 (1 4) は、各関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h におけるアクチュエータ 4 3 0 の運動を表す理論モデルである。

【 0 1 2 1 】

上記 (2 - 1 - 1 . 一般化逆動力学について) で説明したように、一般化逆動力学を用いた演算により、タスクを実現するために各関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h のアクチュエータ 4 3 0 が発生すべきトルク τ_a (発生トルク τ_a) を算出することができる。従って、理想的には、各アクチュエータ 4 3 0 に対して算出された発生トルク τ_a を上記数式 (1 4) に適用することにより、各アクチュエータ 4 3 0 において上記数式 (1 4) 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 4 2 0 において所望の動作が実現されるはずである。

20

【 0 1 2 2 】

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 4 3 0 における実際の運動と上記数式 (1 4) 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 4 2 0) 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 4 3 0 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。

30

【 0 1 2 3 】

一方、後者のアクチュエータ 4 3 0 内部の摩擦や慣性等に起因するモデル化誤差は、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 4) におけるイナーシャ I_a や粘性抵抗係数 ν_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 4) 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。

40

【 0 1 2 4 】

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 4) 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

50

0 (すなわち関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h) が上記数式 (1 4) 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。

【0 1 2 5】

図 5 を参照して、本実施形態に係る理想関節制御について詳細に説明する。図 5 は、本実施形態に係る理想関節制御について説明するための説明図である。図 5 では、理想関節制御に係る各種の演算を行う概念上の演算器をブロックで模式的に図示している。なお、図 5 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 h 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。

10

【0 1 2 6】

図 5 を参照すると、アクチュエータ 6 1 0 は、例えば図 2 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 5 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 2 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 1 2 7】

演算器 6 3 1 は、上記数式 (1 4) 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 h) 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 τ_a 、外トルク τ_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 4) 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。

20

【0 1 2 8】

ここで、アクチュエータ 6 1 0 が上記数式 (1 4) 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 4) 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 4) 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 τ_d を算出し、当該外乱推定値 τ_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。

30

【0 1 2 9】

以下、具体的な処理について順に説明する。まず、上記 (2 - 1 - 1、一般化逆動力学について) で説明した方法によって算出された所望のタスクを実現するための発生トルク τ_a と、トルクセンサ 6 1 4 によって検出された外トルク τ_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 τ_a 及び外トルク τ_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。

40

【0 1 3 0】

演算器 6 3 3 は、アクチュエータ 6 1 0 の回転角加速度に基づいて、アクチュエータ 6 1 0 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 6 3 3 は、演算器 6 3 1 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 6 1 0 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 τ^{ref} を算出する。理想的な応答においては、アクチュエータ 6 1 0 が当該トルク目標値 τ^{ref} 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 6 2 0 によって算出された外乱推定値 τ_d を用いて当該トルク目標値 τ^{ref} が補正される。

50

【0131】

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 τ 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 τ_d を算出する。ここで、トルク指令値 τ 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5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 τ に対応するトルクを出力するように駆動される。例えば、外乱推定値 τ_d が略ゼロである場合には、トルク指令値 τ はトルク目標値 τ^{ref} と略等しい値になる。

【0132】

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。

【0133】

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 τ 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 τ_d が推定される。具体的には、外乱推定値 τ_d は、1ステップ前の制御におけるトルク指令値 τ 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 τ 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で、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。

【0134】

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 τ^{ref} 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 τ_d として算出される。

【0135】

外乱オブザーバ620によって外乱推定値 τ_d が算出されると、理論値であるトルク目標値 τ^{ref} に当該外乱推定値 τ_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 τ が算出される。算出されたトルク指令値 τ 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~421h（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 τ 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 τ が対応する電流値（電流指令値）に変換され、当該電流指令値がモータ611に印加されることにより、当該トルク指令値 τ に対応するトルクを出力するようにアクチュエータ610が駆動される。

【0136】

以上説明した処理が、支持アーム装置400のアーム部420を構成する各関節部421a~421hのアクチュエータ430に対してそれぞれ実行されることにより、各アクチュエータ430が理論モデルに従った理想的な応答をすることとなり、アーム部420が所望のタスクを実現するように、アーム部420の動作が高精度に制御され得る。

【0137】

以上、図5を参照して、本実施形態に係る理想関節制御について説明した。以上説明し

10

20

30

40

50

た構成を取ることにより、本実施形態に係る関節部 4 2 1 a ~ 4 2 1 h の駆動制御においては、摩擦等の外乱成分があった場合であっても、アクチュエータ 6 1 0 の応答を目標値に追従させることが可能となる。

【 0 1 3 8 】

なお、以上説明した理想関節制御の詳細については、例えば、本願出願人による先行特許出願である特開 2 0 0 9 - 2 6 9 1 0 2 号公報等を参照することができる。

【 0 1 3 9 】

(2 - 2 . 機能構成)

図 6 を参照して、図 1 に示す本実施形態に係る支持アーム装置 4 0 0 の機能構成について説明する。図 6 は、本実施形態に係る支持アーム装置の機能構成の一例を示す機能ブロック図である。なお、図 6 では、支持アーム装置と、当該支持アーム装置の撮像部によって撮影された画像が表示される表示装置と、を含む、観察システムの機能構成を図示している。

10

【 0 1 4 0 】

図 6 を参照すると、本実施形態に係る観察システム 1 は、支持アーム装置 1 0 と、表示装置 3 0 と、を含む。また、支持アーム装置 1 0 は、アーム部 1 1 0 と、撮像部 1 4 0 と、制御装置 2 1 0 と、を備える。

【 0 1 4 1 】

図 6 に示すアーム部 1 1 0 、撮像部 1 4 0 及び制御装置 2 1 0 は、それぞれ、図 1 に示すアーム部 4 2 0 、撮像部 4 2 3 及び制御装置 4 4 0 に対応するものである。なお、実際には、図 1 に示す構成と同様に、アーム部 1 1 0 は複数のリンクと複数の関節部から構成されるが、図 6 では、代表的に一の関節部 1 3 0 の機能構成のみを図示している。図示を省略している他の関節部 1 3 0 も同様の機能構成を有する。また、実際には、図 1 に示す構成と同様に、撮像部 1 4 0 はアーム部 1 1 0 の先端に取り付けられるが、図 6 では、撮像部 1 4 0 がアーム部 1 1 0 の先端に取り付けられている様子を、関節部 1 3 0 と撮像部 1 4 0 との間に、アーム部 1 1 0 を構成するリンクを概略的に図示することにより表現している。

20

【 0 1 4 2 】

(表示装置 3 0)

表示装置 3 0 は、各種の情報を表示画面上にテキスト、イメージ等様々な形式で表示することにより、当該各種の情報をユーザに対して視覚的に通知する装置である。本実施形態においては、表示装置 3 0 は、手術室内に設置され、支持アーム装置 1 0 の撮像部 1 4 0 によって撮影された術部の画像を表示する。この際、表示装置 3 0 は、撮影した術部の画像を適当な倍率で拡大して表示してもよい。術者は、表示装置 3 0 に表示された術部の画像を参照しながら、当該術部に対して各種の処理を行う。

30

【 0 1 4 3 】

例えば、表示装置 3 0 は、撮像部 1 4 0 によって取得された画像信号に対して各種の画像処理を施す画像信号処理部 (図示せず。) や処理された画像信号に基づく画像を表示画面上に表示させる制御を行う表示制御部 (図示せず。) 等の機能を有する。その他、表示装置 3 0 は、一般的な表示装置が有する各種の機能を有してもよい。

40

【 0 1 4 4 】

具体的には、表示装置 3 0 としては、例えば C R T (C a t h o d e R a y T u b e) ディスプレイ装置、液晶ディスプレイ装置、プラズマディスプレイ装置、E L (E l e c t r o - L u m i n e s c e n c e) ディスプレイ装置等、公知の各種の表示装置が用いられてよい。また、撮像部 1 4 0 と表示装置 3 0 との間の通信は、有線又は無線の各種の公知の方式で実現されてよい。

【 0 1 4 5 】

なお、上述した画像信号に対する画像処理は、必ずしも表示装置 3 0 において行われなくてもよい。例えば、撮像部 1 4 0 に、上記の画像処理を行うための処理回路が設けられてもよく、上記の画像処理は、撮像部 1 4 0 の当該処理回路によって行われてもよい。あ

50

るいは、撮像部 140 によって取得された画像信号が一旦制御装置 210 に提供され、制御装置 210 によって上記の画像処理が行われてもよい。

【0146】

(支持アーム装置 10)

(撮像部 140)

撮像部 140 は、術部を観察するための観察ユニットの一例であり、例えば撮影対象の動画及び/又は静止画を撮影できるカメラ等によって構成される。撮像部 140 は、いわゆるビデオ式顕微鏡であり得る。撮像部 140 は、アーム部 110 の先端に取り付けられており、アーム部 110 の駆動が制御されることにより、撮像部 140 が観察対象である患者の術部を撮影するように、撮像部 140 の位置及び姿勢が制御される。

10

【0147】

撮像部 140 によって撮影された術部についての画像信号は、表示装置 30 に送信される。送信された画像情報に基づいて表示装置 30 に患者の術部の画像が表示される。なお、撮像部 423 の具体的な構成としては、各種の公知のビデオ式顕微鏡の構成を適用できるため、ここではその詳細な説明は省略する。

【0148】

(アーム部 110 の関節部 130)

アーム部 110 の関節部 130 は、その機能として、関節駆動部 131 と、関節状態検出部 132 と、を有する。

【0149】

関節駆動部 131 は、関節部 130 を回転駆動させるための駆動機構である。関節駆動部 131 は、例えば、図 2 に示すアクチュエータ 430 のモータ 424 及びモータドライバ 425 に対応する。

20

【0150】

関節駆動部 131 は、後述する制御装置 210 の駆動制御部 260 によってその駆動が制御される。具体的には、後述する制御装置 210 の理想関節制御部 250 によって、所望のタスクを実現するために関節部 130 が発生すべきトルクの値(図 5 に示すトルク指令値 τ)が算出される。駆動制御部 260 は、算出されたトルク指令値 τ に対応する電流指令値を関節駆動部 131 に提供し、当該電流指令値に従ってモータ 424 を駆動させるように関節駆動部 131 に対して指示を出す。当該電流指令値に従って関節駆動部 131 のモータ 424 が駆動することにより、トルク指令値に従ったトルクを発生するように、関節部 130 が駆動されることになる。

30

【0151】

関節状態検出部 132 は、関節部 130 の状態を検出する。ここで、関節部 130 の状態とは、関節部 130 の運動の状態を意味する。関節部 130 の状態には、例えば、関節部 130 の回転角度、回転角速度、回転角加速度、発生トルク等の情報が含まれる。

【0152】

関節状態検出部 132 は、関節部 130 の回転角度を検出する回転角度検出部 133、及び関節部 130 に作用するトルクを検出するトルク検出部 134 を有する。回転角度検出部 133 及びトルク検出部 134 は、図 2 に示すアクチュエータ 430 のエンコーダ 427 及びトルクセンサ 428 に、それぞれ対応するものである。

40

【0153】

関節状態検出部 132 は、検出した関節部 130 の状態についての情報を、後述する制御装置 210 のアーム状態取得部 241 に提供する。

【0154】

(制御装置 210)

制御装置 210 は、その機能として、全身協調制御部 240 と、理想関節制御部 250 と、駆動制御部 260 と、を有する。制御装置 210 を構成する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、これらの機能が実現される。

【0155】

50

(全身協調制御部 2 4 0)

全身協調制御部 2 4 0 は、一般化逆動力学を用いた全身協調制御に関する各種の演算を行う。全身協調制御部 2 4 0 は、その機能として、アーム状態取得部 2 4 1 と、演算条件設定部 2 4 2 と、仮想力算出部 2 4 3 と、実在力算出部 2 4 4 と、を有する。なお、全身協調制御部 2 4 0 が行う処理は、上記 (2 - 1 - 1 . 一般化逆動力学について) で説明した一連の処理に対応している。

【 0 1 5 6 】

アーム状態取得部 2 4 1 は、関節状態検出部 1 3 2 によって検出された関節部 1 3 0 の状態に基づいて、アーム部 1 1 0 の状態 (アーム状態) を取得する。ここで、アーム状態とは、アーム部 1 1 0 の運動の状態を意味する。例えば、アーム状態には、アーム部 1 1 0 の位置、速度、加速度、力等の情報が含まれる。アーム状態を取得することにより、現在のアーム部 1 1 0 及び撮像部 1 4 0 の位置及び姿勢、並びに、現在アーム部 1 1 0 及び撮像部 1 4 0 に作用している力等が把握され得る。

10

【 0 1 5 7 】

上述したように、関節状態検出部 1 3 2 は、関節部 1 3 0 の状態として、各関節部 1 3 0 における回転角度、回転角速度、回転角加速度、発生トルク等の情報を取得している。また、制御装置 2 1 0 には、制御装置 2 1 0 によって処理される各種の情報を記憶する記憶部 (図示せず) が設けられており、当該記憶部には、アーム部 1 1 0 の内部モデルが格納されている。ここで、内部モデルとは、支持アーム装置 1 0 の駆動制御に用いられる制御モデルであり、制御対象であるアーム部 1 1 0 の位置及び姿勢を表す情報 (幾何情報) を含むものである。制御装置 2 1 0 は、関節部 1 3 0 の状態、及び内部モデルに基づいて、現在のアーム状態を取得することができる。

20

【 0 1 5 8 】

アーム状態取得部 2 4 1 は、取得したアーム状態についての情報を演算条件設定部 2 4 2 に提供する。

【 0 1 5 9 】

演算条件設定部 2 4 2 は、アーム部 1 1 0 の駆動制御のための (すなわち、関節部 1 3 0 の駆動制御のための) 制御値 (上述した発生トルク τ) を計算するための演算条件を設定する。演算条件としては、アーム部 1 1 0 に実行させたいタスクや、上記 (2 - 1 - 1 . 一般化逆動力学について) で説明した当該タスクに応じた操作空間 x の位置等の目標値、対応する当該タスクに対応する拘束条件等が設定される。本実施形態では、演算条件設定部 2 4 2 は、複数のタスクと、これら複数のタスクにそれぞれ対応する拘束条件を設定する。

30

【 0 1 6 0 】

例えば、制御装置 2 1 0 に設けられる記憶部 (図示せず) に、アーム部 1 1 0 の駆動制御に対して設定可能な各種のタスク及びこれら各種のタスクにそれぞれ対応する拘束条件の組み合わせが、予め格納されている。演算条件設定部 2 4 2 は、当該記憶装置にアクセスすることにより、これらのタスク及び拘束条件のいずれかを、演算条件として設定することができる。図 6 では、演算条件設定部 2 4 2 によって設定され得るタスク及び拘束条件として、第 1 タスク (運動目的 1) 及び当該第 1 タスクに対応する拘束条件 1 と、第 2 タスク (運動目的 2) 及び当該第 2 タスクに対応する拘束条件 2 と、が模擬的に図示されている。

40

【 0 1 6 1 】

実際にアーム部 1 1 0 にどのようなタスクを実行させるかは、例えば制御装置 2 1 0 に設けられる入力部 (図示せず) を介して、ユーザによって適宜設定され得る。演算条件設定部 2 4 2 は、ユーザから入力された指示に従い、所定のタスク及び拘束条件を演算条件として設定することができる。

【 0 1 6 2 】

演算条件設定部 2 4 2 は、アーム状態についての情報、並びに設定した運動目的及び拘束条件についての情報を仮想力算出部 2 4 3 に提供する。

50

【 0 1 6 3 】

仮想力算出部 2 4 3 は、演算条件設定部 2 4 2 によって設定されたタスクを実行するために必要な、アーム部 1 1 0 の各関節部 1 3 0 に作用する仮想力を算出する。例えば、仮想力算出部 2 4 3 は、上記 (2 - 1 - 1 - 1 . 仮想力算出処理) で説明した一連の処理を実行することにより、仮想力を算出する。

【 0 1 6 4 】

仮想力算出部 2 4 3 は、算出した仮想力についての情報を、実在力算出部 2 4 4 に提供する。

【 0 1 6 5 】

実在力算出部 2 4 4 は、仮想力算出部 2 4 3 によって算出された仮想力に基づいて、演算条件設定部 2 4 2 によって設定されたタスクを実行するために必要な、アーム部 1 1 0 の各関節部 1 3 0 に実際に作用する実在力を算出する。例えば、実在力算出部 2 4 4 は、上記 (2 - 1 - 1 - 2 . 実在力算出処理) で説明した一連の処理を実行することにより、実在力を算出する。

【 0 1 6 6 】

上記 (2 - 1 - 1 - 2 . 実在力算出処理) で説明したように、実在力算出部 2 4 4 によって算出される実在力は、関節部 1 3 0 によって発生すべき発生トルク τ_a であり得る。実在力算出部 2 4 4 は、算出した発生トルク τ_a についての情報を、理想関節制御部 2 5 0 に提供する。なお、本実施形態においては、実在力算出部 2 4 4 によって算出された発生トルク τ_a のことを、全身協調制御における関節部 1 3 0 の制御値という意味で、制御値とも呼称する。

【 0 1 6 7 】

(理想関節制御部 2 5 0)

理想関節制御部 2 5 0 は、理想関節制御に関する各種の演算を行う。理想関節制御部 2 5 0 は、その機能として、外乱推定部 2 5 1 と、指令値算出部 2 5 2 と、を有する。なお、理想関節制御部 2 5 0 が行う処理は、上記 (2 - 1 - 2 . 理想関節制御について) で説明した一連の処理に対応している。

【 0 1 6 8 】

外乱推定部 2 5 1 は、図 5 に示す外乱オブザーバ 6 2 0 に対応する機能を有する。外乱推定部 2 5 1 は、トルク指令値 τ (実在力算出部 2 4 4 によって算出された発生トルク τ_a と、回転角度検出部 1 3 3 によって検出された関節部 1 3 0 に作用する外トルク値と、に基づいて、上記数式 (1 4) に示す関節部 1 3 0 の理論モデルに従って求められる、関節部 1 3 0 に作用するトルク値) と、回転角度検出部 1 3 3 によって検出された関節部 1 3 0 の回転角度に基づいて算出される関節部 1 3 0 に作用するトルク値と、の差分を取ることにより、外乱によるトルクの値である外乱推定値 τ_d を算出する。なお、ここでいうトルク指令値 τ は、最終的にアーム部 1 1 0 の関節部 1 3 0 に生じさせるトルクを表す指令値である。外乱推定部 2 5 1 が外乱推定値 τ_d の算出に用いるトルク指令値 τ は、1 ステップ前の制御におけるトルク指令値 τ であってよい。

【 0 1 6 9 】

指令値算出部 2 5 2 は、外乱推定部 2 5 1 によって算出された外乱推定値 τ_d を用いて、最終的にアーム部 1 1 0 の関節部 1 3 0 に生じさせるトルクを表す指令値である、トルク指令値 τ を算出する。具体的には、指令値算出部 2 5 2 は、上記数式 (1 4) に示す関節部 1 3 0 の理論モデルから算出されるトルク目標値 τ^{ref} に外乱推定部 2 5 1 によって算出された外乱推定値 τ_d を加算することにより、トルク指令値 τ を算出する。

【 0 1 7 0 】

指令値算出部 2 5 2 は、算出したトルク指令値 τ についての情報を、駆動制御部 2 6 0 に提供する。

【 0 1 7 1 】

駆動制御部 2 6 0 は、指令値算出部 2 5 2 によって算出されたトルク指令値 τ に基づいて、当該トルク指令値 τ に対応するトルクが関節部 1 3 0 において発生するように、関節

10

20

30

40

50

部 1 3 0 の関節駆動部 1 3 1 の駆動を制御する。具体的には、駆動制御部 2 6 0 は、トルク指令値 τ を対応する電流指令値に変換し、当該電流指令値に従った電流で、関節駆動部 1 3 1 を構成するモータ 4 2 4 を駆動させるように、関節駆動部 1 3 1 を構成するモータドライバ 4 2 5 に対して指示を出すことができる。

【 0 1 7 2 】

駆動制御部 2 6 0 からの制御により、理想関節制御部 2 5 0 によって算出されたトルク指令値 τ に対応するトルクを生じさせるように、アーム部 1 1 0 を構成する各関節部 1 3 0 が駆動されることにより、所望のタスクが実現されるようにアーム部 1 1 0 が駆動されることとなる。

【 0 1 7 3 】

以上、図 6 を参照して、本実施形態に係る観察システム 1、特に支持アーム装置 1 0 の機能構成について説明した。

【 0 1 7 4 】

なお、図 6 に示す機能構成は、本実施形態に係る観察システム 1 及び支持アーム装置 1 0 の機能構成のあくまで一例であり、観察システム 1 及び支持アーム装置 1 0 の機能構成はかかる例に限定されない。観察システム 1 及び支持アーム装置 1 0 は、以上説明した機能を実現可能に構成されればよく、一般的に想定され得るあらゆる構成を取ることができる。

【 0 1 7 5 】

例えば、支持アーム装置 1 0 は、図示した機能以外にも、一般的な支持アーム装置（観察装置）が有する各種の機能を有してよい。例えば、支持アーム装置 1 0 は、上述したように、支持アーム装置 1 0 によって処理される各種の情報を記憶する記憶部や、ユーザが支持アーム装置 1 0 に対して各種の情報を入力するための入力部等の機能を有し得る。当該記憶部は、例えば、HDD等の磁気記憶デバイス、半導体記憶デバイス、光記憶デバイス又は光磁気記憶デバイス等の各種の記憶装置により構成され得る。また、当該入力部は、例えば、マウス、キーボード、タッチパネル、ボタン、スイッチ及びレバー等の各種の入力装置により構成され得る。図示を省略した機能は、一般的な支持アーム装置（観察装置）に設けられる機能と同様であってよい。その詳細な説明は省略する。

【 0 1 7 6 】

また、例えば、支持アーム装置 1 0 の制御装置 2 1 0 が備える各機能は、1 台の装置においてその全てが実行されなくてもよく、複数の装置の協働によって実行されてもよい。例えば、全身協調制御部 2 4 0、理想関節制御部 2 5 0 及び駆動制御部 2 6 0 に含まれる機能のうちの 1 又は複数のいずれかの機能のみを有する一の装置が、他の機能を有する他の装置と通信可能に接続されることにより、図示する制御装置 2 1 0 と同等の機能が実現されてもよい。

【 0 1 7 7 】

また、図 6 に示す本実施形態に係る観察システム 1、特に支持アーム装置 1 0 の制御装置 2 1 0 の各機能を実現するためのコンピュータプログラムを作製し、PC等の処理装置に実装することが可能である。また、このようなコンピュータプログラムが格納された、コンピュータで読み取り可能な記録媒体も提供することができる。記録媒体は、例えば、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、フラッシュメモリなどである。また、上記のコンピュータプログラムは、記録媒体を用いずに、例えばネットワークを介して配信してもよい。

【 0 1 7 8 】

（ 3 . タスクの具体例 ）

以上説明したように、本実施形態に係る支持アーム装置 1 0 においては、アーム部 1 1 0 の駆動制御に際し、複数のタスクが設定され、これら複数のタスクを同時に実現するように、アーム部 1 1 0 が駆動される。タスクとしては、例えば以下のものが想定される。本実施形態では、以下に例示するタスクの中から、2 以上のタスクが、アーム部 1 1 0 の駆動制御の際のタスクとして設定され得る。

10

20

30

40

50

【 0 1 7 9 】

(3 - 1 . 撮像部の視点保持)

「撮像部の視点保持」というタスクが設定された場合には、例えば外力が加えられた場合であっても、撮像部 1 4 0 の位置及び姿勢を変化させないように、アーム部 1 1 0 の駆動が制御される。この場合には、拘束条件として、アーム部 1 1 0 の手先位置及び手先姿勢が現在の位置及び姿勢から変化しないように、当該アーム部 1 1 0 の手先位置及び手先姿勢に対して制限が課せられる。

【 0 1 8 0 】

(3 - 2 . ピボット動作)

「ピボット動作」というタスクが設定された場合には、撮像部 1 4 0 がピボット動作を行うように、アーム部 1 1 0 の駆動が制御される。ここで、ピボット動作とは、撮像部 1 4 0 が、空間上の所定の点を常に向いた状態で（すなわち、撮像部 1 4 0 の光軸が空間上の所定の点を常に通過する状態で）、当該所定の点を頂点とした円錐の面上を移動する動作である。つまり、ピボット動作では、撮像部 1 4 0 は、空間上の所定の点を頂点とした円錐の軸を旋回軸とした旋回動作を行う。当該所定の点のことを、ピボット動作における中心を表す点であることから、ピボット中心とも言う。当該所定の点を、患者の術部に設定すれば、撮像部 1 4 0 が当該術部を撮影したまま当該術部の周囲を旋回するように動作することとなるため、当該術部を様々な方向から観察することが可能になる。

【 0 1 8 1 】

なお、アーム部 1 1 0 の先端に取り付けられる観察ユニットが内視鏡であり、当該内視鏡に対してピボット動作が行われる場合には、ピボット中心は、例えば、患者の身体に対するトロッカーの挿入口付近に設定される。これにより、内視鏡は、挿入位置を中心としてピボット動作を行うこととなる。

【 0 1 8 2 】

「ピボット動作」というタスクが設定された場合には、拘束条件としては、撮像部 1 4 0 がピボット動作における円錐の面上に常に位置するように、当該撮像部 1 4 0 の位置に対して制限が課せられる。また、撮像部 1 4 0 が常にピボット中心を向くように、撮像部 1 4 0 の姿勢（向き）に対して制限が課せられる。なお、「撮像部の視点保持」及び「ピボット動作」は、撮像部の位置及び姿勢を制御するためのタスクに対応する。

【 0 1 8 3 】

(3 - 3 . 視野領域の確保)

「視野領域の確保」というタスクが設定された場合には、アーム部 1 1 0 がユーザの視界を遮らないように、アーム部 1 1 0 の駆動が制御される。この場合には、例えば、拘束条件として、ユーザの視野領域となり得ることが想定される空間上の所定の領域が設定され、アーム部 1 1 0 が当該視野領域に侵入しないように、アーム部 1 1 0 の位置及び姿勢に対して制限が課せられる。すなわち、視野領域が侵入禁止領域として設定され、当該侵入禁止領域に侵入しないようにアーム部 1 1 0 の駆動が制御される。これにより、術者の視界が遮られることなく、術者はより円滑に手術を行うことが可能になる。なお、「視野領域の確保」が設定された際のアーム部 1 1 0 の具体的な制御方法については、下記（ 5 - 1 . 「視野領域の確保」がタスクとして設定された場合）で詳細に説明する。

【 0 1 8 4 】

(3 - 4 . 特異姿勢回避)

「特異姿勢回避」というタスクが設定された場合には、アーム部 1 1 0 が特異姿勢を取らないように、アーム部 1 1 0 の駆動が制御される。ここで、特異姿勢とは、制御上計算が発散してしまい、アーム部 1 1 0 の安定的な制御が不可能になる姿勢のことである。例えば、アーム構造であれば、手首特異姿勢、肩特異姿勢、肘特異姿勢等が存在することが知られている。特異姿勢は、アーム部 1 1 0 の構成（関節数、可動範囲等）に応じて決定される。

【 0 1 8 5 】

「特異姿勢回避」というタスクが設定された場合には、拘束条件として、アーム部 1 1

10

20

30

40

50

0 が、当該アーム部 110 の構成に基づいて予め設定される特異姿勢を取らないように、当該アーム部 110 の姿勢に対して制限が課せられる。

【0186】

(3-5. 機構制限姿勢回避)

「機構制限姿勢回避」というタスクが設定された場合には、アーム部 110 が機構的に不可能な姿勢（以下、機構制限姿勢と言う）を取らないように、アーム部 110 の駆動が制御される。アーム部 110 を構成する各関節部 130 には、回転可能範囲が存在し得るため、アーム部 110 には、機構的に不可能な姿勢が存在し得る。「機構制限回避」というタスクが設定された場合には、拘束条件として、アーム部 110 が、当該アーム部 110 の構成に基づいて予め設定される機構制限姿勢を取らないように、当該アーム部 110 の姿勢に対して制限が課せられる。なお、「機構制限姿勢回避」が設定された際のアーム部 110 の具体的な制御方法については、下記（5-2. 「機構制限姿勢回避」がタスクとして設定された場合）で詳細に説明する。

10

【0187】

(3-6. エネルギー最小化)

「エネルギー最小化」というタスクが設定された場合には、他のタスクを実行するためにアーム部 110 の姿勢が変化する際に、アーム部 110 における消費エネルギーができるだけ少なくなるように、アーム部 110 の駆動が制御される。この場合には、他のタスクを実現し得るアーム部 110 の姿勢の候補について、それぞれ、現在のアーム部 110 の姿勢からの各関節部 130 の回転角度の変化量が計算され、アーム部 110 が当該回転角度の変化量が最も小さい姿勢を取るように、当該アーム部 110 の駆動が制御され得る。

20

【0188】

以上、アーム部 110 の駆動制御に際して設定され得るタスクのいくつかの具体例について説明した。本実施形態では、以上例示したような複数のタスクのうちのいくつかは、可能な範囲で互いに組み合わせられて、アーム部 110 の駆動制御に対して設定される。アーム部 110 は冗長自由度を有するように構成されるため、設定された複数のタスクが同時に実行されるように、当該アーム部 110 の駆動を制御することができる。従って、アーム部 110 に対して、よりユーザの要望に沿った動作を行わせることが可能となるため、ユーザの利便性を向上させることができる。

30

【0189】

また、本実施形態では、アーム部 110 の駆動は好適に力制御によって制御される。従って、ユーザにとってより直感的で、操作性の高い操作が可能となる。このように、本実施形態によれば、複数のタスクを同時に実行しつつ、より操作性の高い支持アーム装置が提供され得る。

【0190】

なお、アーム部 110 に対して設定されるタスクの組み合わせは、支持アーム装置 10 の用途等に応じて、ユーザによって適宜選択されてよい。例えば、「撮像部の視点保持」及び「視野領域の確保」が、好適に第 1 タスク及び第 2 タスクとして、設定され得る。また、他の例としては、「ピボット動作」及び「特異姿勢回避」が、好適に第 1 タスク及び第 2 タスクとして、設定され得る。

40

【0191】

なお、上述したタスクはあくまで例示であって、本実施形態では、アーム部 110 に対して他のタスクが設定されてもよい。アーム部 110 に対しては、一般的な支持アーム装置のアーム部の駆動制御に際して設定され得る各種のタスクが設定されてよい。

【0192】

また、アーム部 110 に対して設定されるタスクは、支持アーム装置 10 の用途、特にアーム部 110 の先端に設けられる医療用器具の種類に応じて適宜選択されてもよい。例えば、アーム部 110 の先端に内視鏡が取り付けられる場合であれば、内視鏡の患者の身体への挿入位置を保持する旨のタスクが設定され、内視鏡の挿入位置が現在の状態から変

50

化しないようにアーム部 110 の駆動が制御されてもよい。

【0193】

(4. 支持アーム装置の制御方法)

図7を参照して、本実施形態に係る支持アーム装置の制御方法の処理手順について説明する。図7は、本実施形態に係る支持アーム装置の制御方法の処理手順の一例を示すフロー図である。

【0194】

なお、図7に示す各処理は、図6に示す支持アーム装置10の制御装置210によって実行される各処理に対応している。すなわち、制御装置210を構成する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、図7に示す各処理が実行される。図7に示す各処理の詳細については、上記(2. 支持アーム装置の機能構成)で既に説明しているため、以下の制御方法の処理手順についての説明では、各処理の概要を述べるに留め、その詳細な説明は省略する。

【0195】

図7を参照すると、本実施形態に係る支持アーム装置10の制御方法では、まず、関節部130の状態に基づいて、アーム状態が取得される(ステップS101)。ここで、関節部130の状態とは、例えば、図6に示す関節状態検出部132によって検出される、関節部130の回転角度、発生トルク等である。また、アーム状態とは、アーム部110の運動の状態のことであり、例えばアーム部110の位置、速度、加速度、力等である。なお、ステップS101に示す処理は、図6に示すアーム状態取得部241によって実行される処理に対応している。

【0196】

次に、アーム部110に実行させたい複数のタスクに対応する演算条件が設定される(ステップS103)。ステップS103では、例えばユーザによって指定された複数のタスク、及び当該複数のタスクにそれぞれ対応する拘束条件が、当該タスクを実行するようにアーム部110を駆動するための制御値(上述した発生トルク τ_a)を計算するための演算条件として、設定される。なお、ステップS103に示す処理は、図6に示す演算条件設定部242によって実行される処理に対応している。

【0197】

次に、アーム状態及び演算条件に基づいて、一般化逆動力学を用いた全身協調制御についての演算が行われ、関節部130における発生トルク τ_a が算出される(ステップS105)。ステップS105では、まず、ステップS103において設定された複数のタスクを同時に実行するために必要な、アーム部110の各関節部130に作用する仮想力が算出される。次いで、算出された仮想力に基づいて、ステップS103において設定された複数のタスクを同時に実行するために必要な、アーム部110の各関節部130に実際に作用する実在力が算出されることにより、関節部130における発生トルク τ_a が算出される。なお、ステップS105に示す処理は、図6に示す仮想力算出部243及び実在力算出部244によって実行される処理に対応している。

【0198】

次に、理想関節制御についての演算が行われ、発生トルク τ_a からトルク指令値 τ が算出される(ステップS107)。ステップS107では、具体的には、外乱によるトルク値である外乱推定値 τ_d が算出され、当該外乱推定値 τ_d を用いて、最終的にアーム部110の関節部130に生じさせるトルクを表す指令値であるトルク指令値が算出される。なお、ステップS107に示す処理は、図6に示す理想関節制御部250(すなわち、外乱推定部251及び指令値算出部252)によって実行される処理に対応している。

【0199】

次に、算出されたトルク指令値 τ に基づいて、アーム部110の関節部130の駆動が制御される(ステップS109)。このとき、トルク指令値 τ としては、ステップS103において設定された複数のタスクを同時に実現し得るような、各関節部130に対するトルク指令値 τ が算出されている。従って、ステップS109では、算出されたトルク指

令値 τ に基づいて各関節部 130 が駆動されることにより、複数のタスクを同時に実行し得るように、アーム部 110 が駆動されることとなる。

【0200】

以上、図7を参照して、本実施形態に係る支持アーム装置10の制御方法の処理手順について説明した。

【0201】

(5. 制御方法の具体例)

いくつかのタスクを例に挙げて、具体的なタスクが設定された場合における支持アーム装置10の制御方法について説明する。ここでは、具体例として、「視野領域の確保」がタスクとして設定された場合、及び「機構制限姿勢回避」がタスクとして設定された場合についてそれぞれ説明する。

10

【0202】

(5-1. 「視野領域の確保」がタスクとして設定された場合)

図8を参照して、「視野領域の確保」がタスクとして設定された場合における、支持アーム装置10の制御方法の処理手順について説明する。ここでは、一例として、第1タスクとして「撮像部の視点保持」が設定され、第2タスクとして「視野領域の確保」が設定された場合における処理手順について説明する。

【0203】

図8は、「視野領域の確保」がタスクとして設定された場合における、本実施形態に係る支持アーム装置10の制御方法の処理手順の一例を示すフロー図である。なお、図8に示す各処理は、図7に示すフロー図を、具体的なタスクである「視野領域の確保」に対応してより詳細に記載したものである。すなわち、図8に示す各処理は、図6に示す支持アーム装置10の制御装置210によって実行される各処理に対応している。

20

【0204】

図8を参照すると、本実施形態に係る支持アーム装置10の制御方法では、まず、手術の実行に先立ち、ステップS201～ステップS205に示す処理が実行される。ステップS201～ステップS205に示す処理は、「視野領域の確保」を実行するための、視野領域を設定する処理に対応する。具体的には、ステップS201では、手術室内に設けられる、支持アーム装置10の撮像部140によって撮影された術部の様子が表示されるモニタの位置が設定される。次いで、ステップS203では、手術時に当該モニタを観察する術者の両目の位置が設定される。そして、ステップS205では、設定されたこれらの位置の情報に基づいて、視野領域が算出され、設定される。

30

【0205】

本実施形態では、支持アーム装置10の制御装置210は、視野領域を算出する算出部、及び当該算出部による算出結果に基づいて視野領域についての情報を取得する取得部を有してよい。上述したステップS205における処理は、当該算出部及び取得部によって実行され得る。

【0206】

図9を参照して、視野領域の設定処理についてより詳細に説明する。図9は、視野領域の設定処理について説明するための説明図である。

40

【0207】

図9では、術者501が、手術台503上に横臥している患者505に対して手術を行っている様子を図示している。図面が煩雑になることを避けるために図示を省略しているが、手術室内には図6に示す支持アーム装置10が設置されており、当該支持アーム装置10の撮像部140によって術部の様子が撮影されている。手術室内の壁面にはモニタ507が設けられており、撮像部140によって撮影された術部の様子は、当該モニタ507に表示される。モニタ507は、術者501と対向する位置に設けられており、術者501は、モニタ507を介して術部を観察しながら手術を行う。

【0208】

このように、術者501、患者505（すなわち、手術台503）及びモニタ507の

50

位置関係は、手術中においてほぼ一定であり得る。つまり、手術室内における術者 5 0 1、手術台 5 0 3 及びモニタ 5 0 7 の位置関係は、手術前に、事前に予測され得る。

【 0 2 0 9 】

本実施形態では、事前に予測されるこれらの位置関係に基づいて、図 8 に示すステップ S 2 0 1 及びステップ S 2 0 3 において、モニタ 5 0 7 の 3 次元的位置及び術者 5 0 1 の両目の 3 次元的位置を、支持アーム装置 1 0 の制御装置 2 1 0 に設定する。そして、ステップ S 2 0 5 において、制御装置 2 1 0 の上記算出部が、これらの位置に基づいて、視野領域を算出する。算出部によって算出された視野領域についての情報が上記取得部によって取得され、当該取得部が、取得した情報に基づいて視野領域を設定する。

【 0 2 1 0 】

視野領域は、例えば、図 9 に示すように、術者 5 0 1 の両目の位置と、モニタ 5 0 7 の表示面とを結ぶ線分から所定の範囲の領域 5 0 9 (すなわち、当該線分を中心とする円柱形状の領域 5 0 9) として算出され得る。ステップ S 2 0 1 及びステップ S 2 0 3 においてモニタ 5 0 7 及び術者 5 0 1 の両目の 3 次元的位置が設定されているため、制御装置 2 1 0 は、これらの情報に基づいて視野領域 5 0 9 を算出することができる。なお、視野領域 5 0 9 の具体的な大きさ(すなわち、円柱の径)は、一般的なヒトの視野範囲や、術者 5 0 1 とモニタ 5 0 7 との距離等を考慮して、適宜設定されてよい。

【 0 2 1 1 】

ここで、制御装置 2 1 0 は、モニタ 5 0 7 の位置、術者 5 0 1 の両目の位置及び視野領域 5 0 9 を、アーム部 1 1 0 の駆動制御に用いる内部モデルと同一の座標系上に設定する。すなわち、制御装置 2 1 0 は、アーム部 1 1 0 の位置情報と紐付けて、モニタ 5 0 7 の位置、術者 5 0 1 の両目の位置及び視野領域 5 0 9 の位置を設定する。従って、制御装置 2 1 0 は、設定した視野領域 5 0 9 とアーム部 1 1 0 との位置関係を把握することができる。

【 0 2 1 2 】

なお、図 9 に示す視野領域 5 0 9 の形状は一例であり、視野領域 5 0 9 はかかる例に限定されない。例えば、視野領域 5 0 9 は、術者 5 0 1 の両目の間の中心位置を頂点とし、モニタ 5 0 7 の表示面を底面とする錐体(円錐又は四角錐等)として設定されてもよい。

【 0 2 1 3 】

図 8 に戻り、制御方法の処理手順についての説明を続ける。以下に説明するステップ S 2 0 7 ~ステップ S 2 1 9 における処理が、手術中におけるアーム部 1 1 0 の具体的な制御方法に対応する。

【 0 2 1 4 】

手術が開始され、術者 5 0 1 が視点を変更するために撮像部 1 4 0 を移動させると、当該撮像部 1 4 0 の移動が検出される(ステップ S 2 0 7)。具体的には、ステップ S 2 0 7 における処理は、図 6 に示す関節状態検出部 1 3 2 によって撮像部 1 4 0 の移動が検出され、アーム状態取得部 2 4 1 によってアーム状態が取得される処理に対応している。

【 0 2 1 5 】

次に、取得されたアーム状態に基づいて、ステップ S 2 0 5 で設定された視野領域 5 0 9 とアーム部 1 1 0 が干渉していないか(すなわち、アーム部 1 1 0 のいずれかの部位が視野領域 5 0 9 に侵入していないか)が判定される(ステップ S 2 0 9)。上述したように、視野領域 5 0 9 は、内部モデルと同一の座標系上に設定されているため、制御装置 2 1 0 は、視野領域 5 0 9 とアーム部 1 1 0 との干渉を判断することができる。

【 0 2 1 6 】

ステップ S 2 0 9 で視野領域 5 0 9 とアーム部 1 1 0 が干渉していると判定された場合には、ステップ S 2 1 1 に進み、第 1 タスク(図示する例では、「撮像部の視点保持」)が設定される。更に、ステップ S 2 1 3 に進み、第 2 タスク(図示する例では、「視野領域の確保」)が設定される。そして、設定された複数のタスクを実現するような制御値(すなわち、各関節部 1 3 0 における発生トルク)が算出され、算出された制御値に基づいてアーム部 1 1 0 が駆動される(ステップ S 2 1 7)。

10

20

30

40

50

【0217】

ここで、ステップS211及びステップS213、並びに後述するステップS215における「タスクの設定」とは、具体的には、上述した数式(2)における $r(t)$ 及び $v(t)$ を設定する処理に対応する。すなわち、ステップS209で視野領域509とアーム部110が干渉していると判定された場合には、ステップS211で上記数式(2)における $r(t)$ に「撮像部の視点保持」に対応する変数が設定され、ステップS213で上記数式(2)における $v(t)$ に「視野領域の確保」に対応する変数が設定されることとなる。そして、ステップS217における制御値を算出する処理は、このように第1タスク及び第2タスクに応じた変数 $r(t)$ 、 $v(t)$ が設定された上記数式(2)を解き、各関節部130における回転角度等を求める処理に対応している。

10

【0218】

なお、ステップS213における処理では、例えば、アーム部110の状態を示すアーム状態と視野領域509についての情報に基づいて、当該視野領域509と、アーム部110を構成する各リンクとの距離が最大になるように、変数 $v(t)$ が設定される。図10は、視野領域とアーム部との距離について説明するための説明図である。図10では、アーム部510と視野領域515を模擬的に図示している。簡単のため、簡略化して図示しているが、アーム部510は図1に示すアーム部420や図6に示すアーム部110に対応するものであり、視野領域515は図9に示す視野領域509に対応するものである。

【0219】

20

図示する例では、アーム部510は、複数のリンク512a、512b、512c、512dの端同士が、関節部511a、511b、511cによって互いに連結されて構成されている。ステップS213では、例えば、視野領域515の中心から各リンク512a~512dに下した垂線の長さが、視野領域515と各リンク512a~512dとの距離として算出され、これらの距離の合計が最大になるように、変数 $v(t)$ が設定される。図10では、一例として、視野領域515の中心からリンク512b、512cに下した垂線を図示している。これにより、視野領域515にアーム部510が侵入しないような変数 $v(t)$ が設定されることとなる。

【0220】

30

一方、ステップS209で視野領域509とアーム部110が干渉していないと判定された場合には、アーム部110の駆動制御を行う際(すなわち、各関節部130における制御値を算出する際に)、「視野領域の確保」を考慮する必要がない。従って、この場合には、ステップS211に進み、第1タスク(図示する例では、「撮像部の視点保持」)が設定される。すなわち、上記数式(2)において、 $r(t)$ に「撮像部の視点保持」に対応する変数が設定され、 $v(t)$ にはゼロが設定される。そして、ステップS217に進み、このように第1タスクに応じた変数 $r(t)$ のみが設定された数式(2)に基づいて制御値が算出され、当該制御値に基づいてアーム部110が駆動される。

【0221】

40

なお、ステップS211、ステップS213及びステップS215に示す処理は、図6に示す演算条件設定部242によって行われる処理に対応している。また、ステップS217に示す処理は、図6に示す仮想力算出部243、実在力算出部244、外乱推定部251、指令値算出部252及び駆動制御部260によって行われる処理に対応している。

【0222】

ステップS217においてアーム部110が制御値に基づいて駆動されると、手術が終了したかどうか判定される(ステップS219)。ステップS219において手術が終了していないと判定された場合には、ステップS207に戻り、ステップS207~ステップS217に示す処理が繰り返し実行される。このように、手術中には、ステップS207~ステップS217に示す処理が、例えば数msごとに繰り返し実行され、アーム部110の駆動が随時制御される。一方、ステップS219において手術が終了したと判定された場合には、アーム制御に係る一連の処理が終了する。

50

【0223】

以上、図8を参照して、「視野領域の確保」がタスクとして設定された場合における、支持アーム装置10の制御方法の処理手順について説明した。

【0224】

ここで、上述した例では、モニタ507の位置及び術者501の両目の位置に基づいて視野領域509が算出されていたが、本実施形態はかかる例に限定されない。例えば、視野領域509は、撮像部140の位置及び姿勢に基づいて算出されてもよい。一般的に、撮像部140のようなビデオ式顕微鏡を用いた手術では、術者501による術部の観察のしやすさを考慮して、術者501が直接術部を観察する際の観察方向と、撮像部140による術部の観察方向（撮影方向）とが略一致するように（すなわち、術者501の目と術部とを結ぶ線分が、撮像部140の光軸と略一致するように）、撮像部140の位置及び姿勢が術者501によって調整されることが多い（後述する図13も参照）。従って、撮像部140の位置及び姿勢が定まれば、当該撮像部140に対する術者501の位置が予測され得る。また、術者501は、モニタ507の正面に位置する可能性が高いため、術者501の位置が予測できれば、モニタ507の位置も予測することができる。従って、制御装置210の上記算出部は、術部を撮影する際の撮像部140の位置及び姿勢に基づいて、術者501の位置及びモニタ507の設置位置を算出し、その結果に基づいて上記取得部が視野領域509を設定してもよい。このように、制御装置210の当該算出部は、少なくとも支持アーム装置10の位置情報に基づいて、視野領域509を算出することができる。

【0225】

あるいは、視野領域509は、手術室内における支持アーム装置10及びモニタ507の位置に応じて、術者により適宜設定されてもよい。この場合には、制御装置210には上述した算出部の機能は設けられなくてもよく、上記取得部が、任意の入力装置を介して術者によって入力される視野領域509についての情報を取得するように、制御装置210が構成されればよい。

【0226】

また、上述した例では、手術前に、事前に視野領域509が算出、設定されていたが、本実施形態はかかる例に限定されない。例えば、視野領域509は、手術中に随時設定されてもよい。例えば、アーム部110に、アーム部110と周囲の物体との距離を計測する非接触の距離センサが設けられてもよく、制御装置210は、当該距離センサによる検出結果に基づいてアーム部110に対する術者501の位置を推定し、その推定結果に応じて視野領域509を設定してもよい。あるいは、手術室内に、手術室全体の様子を撮影する術場カメラが設置されている場合には、制御装置210は、当該術場カメラの映像に基づいて術者501及びモニタ507の位置を検出し、その検出結果に応じて視野領域509を設定してもよい。あるいは、例えばモニタ507に術者501の視線を検出するためのセンサが設けられてもよく、制御装置210は、当該視線検出センサの検出結果に応じて視野領域509を設定してもよい。あるいは、手術に関する各種の情報をリアルタイムで参照しながら手術を行うために、術者501が眼鏡型のウェアラブルデバイスや透過型のヘッドマウントディスプレイ（HMD：Head Mounted Display）を装着して手術を行うことも想定される。この場合には、当該ウェアラブルデバイスや当該HMDに搭載されているカメラの映像が、術者501の視界（すなわち、視野領域509）を表していると言える。従って、この場合には、制御装置210は、当該ウェアラブルデバイスや当該HMDに搭載されているカメラの映像に基づいて視野領域509を設定してもよい。

【0227】

なお、このように、視野領域509が手術中に随時設定される場合には、支持アーム装置10の制御方法では、図8に示すフロー図において、ステップS201～ステップS205に示す処理が実行されず、ステップS207の前段又は後段において、上述したような手法により視野領域509の設定処理が行われればよい。

【0228】

また、上述した例では、視野領域509を設定することにより「視野領域の確保」が実現されていたが、本実施形態はかかる例に限定されない。例えば、具体的な視野領域509が設定されていない場合であっても、術者の視野を確保するために好ましいアーム部110の姿勢（以下、視野確保姿勢と言う）が予め設定されていてよく、「視野領域の確保」では、他のタスクを実行した上で可能な限りアーム部110が当該視野確保姿勢に近い姿勢になるように、アーム部110の駆動が制御されてもよい。視野確保姿勢としては、例えば、アーム部110の肘位置が可能な限り低くなるような姿勢が設定され得る。図9に示すように、手術時には、術者501は自身の下方に位置する術部に対して処置を行うため、術者501の視野は比較的高い位置に位置することが想定される。従って、アーム部110の肘位置が可能な限り低くなるように当該アーム部110の姿勢が制御されることにより、視野領域509が具体的に設定されていない場合であっても、術者501の視野を確保することが可能となる。

10

【0229】

また、上述した例では、「視野領域の確保」が、制御装置210による能動的な制御により実現されていたが、本実施形態はかかる例に限定されない。例えば、「視野領域の確保」は、アーム部110の回転軸のうちの冗長軸まわりの回転が、術者501による操作に従って行われることにより実現されてもよい。当該操作は、術者501による直接操作であってもよいし、フットスイッチ等の入力装置を介した操作であってもよい。直接操作による場合には、アーム部110の関節部のうち冗長軸に対応する関節部が、自重以外の外力が加えられた場合には当該外力に従って回転し、当該外力が与えられなくなった場合にはその時点での姿勢を保持するように、その駆動が制御され得る。この際、アーム部110の駆動は力制御によって制御され得るため、ユーザは、直接操作によって、自身の視界からアーム部110が外れるように、より直感的にアーム部110の姿勢を変化させることができる。また、入力装置を介した操作による場合には、アーム部110の関節部のうち冗長軸に対応する関節部が、当該入力装置を介した操作に応じて適宜回転するように制御され得る。

20

【0230】

ここで、上記の説明では、「視野領域の確保」は、あくまで術者の視野領域を確保するためのタスクだったが、本実施形態はかかる例に限定されない。例えば、「視野領域の確保」は、より一般的に、術者の作業領域が確保され得るタスクに拡張されてもよい。ここで、作業領域とは、手術中における術者の作業に係る領域のことであり、視野領域に加えて、術者が患者に対して各種の処置を行うための術者の手元の空間等も含む領域のことである。つまり、本実施形態では、上述した「視野領域の確保」に係る各処理において、視野領域の代わりに、より広い作業領域が設定されてもよい。これにより、視野領域だけでなく、例えば術者の手元の空間のような、術者の作業全般に係る領域へのアーム部110の干渉が防止されるため、術者は、より円滑に手術を行うことが可能になる。

30

【0231】

（5-2. 「機構制限姿勢回避」がタスクとして設定された場合）

「機構制限姿勢回避」がタスクとして設定された場合における、支持アーム装置10の制御方法について説明する。ここでは、一例として、第1タスクとして「撮像部の視点保持」が設定され、第2タスクとして「機構制限姿勢回避」が設定された場合における処理手順について説明する。

40

【0232】

「機構制限姿勢回避」がタスクとして設定された場合にも、上述した「視野領域の確保」が設定された場合と同様に、上記数式(2)における $r(t)$ に「撮像部の視点保持」に対応する変数が設定され、 $v(t)$ に「機構制限姿勢回避」に対応する変数が設定される。そして、制御装置210が、このように第1タスク及び第2タスクに応じた変数 $r(t)$ 、 $v(t)$ が設定された上記数式(2)を解き、各関節部130における制御値を算出する。制御装置210が、当該制御値に従って各関節部130を駆動させることにより

50

、「撮像部の視点保持」及び「機構制限姿勢回避」をともに実現するように、アーム部 110 が駆動されることとなる。

【0233】

「機構制限姿勢回避」に応じて変数 $v(t)$ を設定する処理では、例えば、下記数式 (15) に示す評価関数 $p(q)$ が最小になるように、下記数式 (16) に従って変数 $v(t)$ が設定され得る。

【0234】

【数14】

$$p(q) = \sum_{i=1}^n \left(\frac{q_i - q_{ci}}{\Delta q_i} \right)^2$$

…… (15)

$$v = k_0 \nabla p$$

…… (16)

10

20

【0235】

ここで、 i は各関節部 130 を表す番号であり、 q_i は i 番目の関節部 130 における回転角度であり、 q_{ci} は i 番目の関節部 130 における回転角度の可動範囲の中心値であり、 Δq_i は i 番目の関節部 130 における回転角度の可動範囲である。つまり、上記数式 (15) に示す評価関数 $p(q)$ は、各関節部 130 についてその回転角度の可動範囲の中心からの偏差を可動範囲で正規化し、その総和を求めたものに対応する。当該評価関数を用いて、上記数式 (16) に従って各関節部 130 における回転角度の可動範囲の中心からの偏差の総和が最小になるように変数 $v(t)$ が設定されることにより、できるだけ機構制限に抵触しないように各関節部 130 の駆動が制御されることとなる。

【0236】

あるいは、評価関数 $p(q)$ としては、上記数式 (15) に示すものに代えて、下記数式 (17) に示すものが用いられてもよい。この場合にも、下記数式 (17) に示す評価関数 $p(q)$ が最小になるように、上記数式 (16) に従って変数 $v(t)$ が設定されることにより、「機構制限姿勢回避」を実現するような変数 $v(t)$ が設定され得る。

【0237】

【数15】

$$p(q) = \max \frac{|q_i - q_{ci}|}{\Delta q_i} = \left\| \frac{q_i - q_{ci}}{\Delta q_i} \right\|_{\infty}$$

…… (17)

30

40

【0238】

ここで、 i 、 q_i 、 q_{ci} 、及び Δq_i は、上記数式 (15) におけるものと同様である。つまり、上記数式 (17) に示す評価関数 $p(q)$ は、各関節部 130 についてその回転角度の可動範囲の中心からの偏差を可動範囲で正規化し、その中での最大値を求めたものに対応する。当該評価関数を用いて、上記数式 (16) に従って各関節部 130 における回転角度の可動範囲の中心からの偏差の最大値が最小になるように変数 $v(t)$ が設定されることにより、できるだけ機構制限に抵触しないように各関節部 130 の駆動が制

50

御されることとなる。

【 0 2 3 9 】

なお、上記数式 (1 7) の最右辺に示すように、評価関数 $p (q)$ は、最大値ノルム (無限大ノルム) を計算することにより求められ得る。ただし、最大値ノルムは微分することができないため、実際には、下記数式 (1 8) に示す p ノルムを計算し、 p を無限大にすることにより、評価関数 $p (q)$ を求めることができる。なお、実用的には、必ずしも p を無限大にする必要はなく、 $p = 6$ 程度でも問題はない。

【 0 2 4 0 】

【 数 1 6 】

$$\|x\|_p = \left(\sum_{i=1}^n |x_i|^p \right)^{1/p}$$

…… (1 8)

10

【 0 2 4 1 】

このように、「機構制限姿勢回避」がタスクとして設定された場合には、各関節部 1 3 0 の回転角度及び可動範囲に基づいて、各関節部 1 3 0 の制御値が算出され、その駆動が制御され得る。

20

【 0 2 4 2 】

ここで、本発明者らが、実際に「機構制限姿勢回避」をタスクとして設定して、アーム部の駆動制御を行った実験結果を図 1 1 及び図 1 2 に示す。図 1 1 は、「機構制限姿勢回避」をタスクとして設定した際の駆動制御の実験に用いたアーム部の構成を示す図である。図 1 3 は、「機構制限姿勢回避」をタスクとして設定した際のアーム部の駆動制御の結果を示すグラフ図である。

【 0 2 4 3 】

図 1 2 を参照すると、実験に用いたアーム部 5 2 0 は、複数のリンク 5 2 2 a、5 2 2 b、5 2 2 c、5 2 2 d、5 2 2 e と、当該複数のリンク 5 2 2 a ~ 5 2 2 e を回動可能に接続する関節部 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、から構成される。

30

【 0 2 4 4 】

アーム部 5 2 0 の構成について詳述すると、図示するように、床面から鉛直方向に延伸するリンク 5 2 2 e の先端に、当該リンク 5 2 2 e の延伸方向と略直交する回転軸を有する関節部 5 2 1 f が設けられる。

【 0 2 4 5 】

関節部 5 2 1 f には、その回転軸方向と略垂直な方向に延伸するリンク 5 2 2 d の基端が接続される。関節部 5 2 1 f は、リンク 5 2 2 d の基端を、リンク 5 2 2 e に対して回動可能に支持する。

40

【 0 2 4 6 】

リンク 5 2 2 d の先端に、当該リンク 5 2 2 d の延伸方向及び関節部 5 2 1 f の回転軸方向と互いに略直交する回転軸を有する関節部 5 2 1 e が設けられる。

【 0 2 4 7 】

関節部 5 2 1 e には、その回転軸方向と略垂直な方向に延伸するリンク 5 2 2 c の基端が接続される。関節部 5 2 1 e は、リンク 5 2 2 c の基端を、リンク 5 2 2 d に対して回動可能に支持する。

【 0 2 4 8 】

リンク 5 2 2 c の先端に、関節部 5 2 1 e の回転軸と略平行な回転軸を有する関節部 5 2 1 d が設けられる。更に、関節部 5 2 1 d に対して、当該関節部 5 2 1 d の回転軸と略

50

直交する回転軸を有する関節部 5 2 1 c が設けられる。関節部 5 2 1 d は、関節部 5 2 1 c を、リンク 5 2 2 c に対して回転可能に支持する。

【0249】

関節部 5 2 1 c には、その回転軸方向と略平行な方向に延伸するリンク 5 2 2 b の基端が接続される。関節部 5 2 1 c は、リンク 5 2 2 b の基端を、関節部 5 2 1 d に対して回転可能に支持する。

【0250】

リンク 5 2 2 b の先端に、関節部 5 2 1 d の回転軸と略平行な回転軸を有する関節部 5 2 1 b が設けられる。

【0251】

関節部 5 2 1 b には、その回転軸方向と略平行な方向に延伸するリンク 5 2 2 a の基端が接続される。関節部 5 2 1 b は、リンク 5 2 2 a の基端を、リンク 5 2 2 b に対して回転可能に支持する。

【0252】

リンク 5 2 2 a の先端に、当該リンク 5 2 2 a の延伸方向と略平行な回転軸を有する関節部 5 2 1 a が設けられる。

【0253】

関節部 5 2 1 a には、その回転軸方向と略平行に光軸が位置するように、撮像部 5 2 3 の基端が接続される。関節部 5 2 1 a は、撮像部 5 2 3 の基端を、リンク 5 2 2 a に対して回転可能に支持する。

【0254】

本発明者らは、このような構成を有するアーム部 5 2 0 において、撮像部 5 2 3 の姿勢（すなわち、撮像部 5 2 3 の光軸の方向）を固定するというタスクを設定した状態で、撮像部 5 2 3 の先端を図中に示す始点 5 3 1 から終点 5 3 3 まで移動させた。この際、更なるタスクとして「機構制限姿勢回避」を設定した場合と、設定しなかった場合とで、それぞれアーム部 5 2 0 を駆動させ、アーム部 5 2 0 が駆動している最中の各関節部 5 2 1 a ~ 5 2 1 f における回転角度の変化の挙動を比較した。なお、「機構制限姿勢回避」を設定する際には、上記数式（15）に示す評価関数 $p(q)$ を用い、各関節部 5 2 1 a ~ 5 2 1 f における回転角度の可動範囲の中心からの偏差の総和が最小になるように変数 $v(t)$ を設定した。

【0255】

ここでは、一例として、関節部 5 2 1 a における回転角度の変化を図 1 3 に示す。図 1 3 では、横軸に時間を取り、縦軸に関節部 5 2 1 a における回転角度を取り、アーム部 5 2 0 が駆動している最中における、当該回転角度の時間変化をプロットしている。「機構制限姿勢回避」を設定しなかった場合における結果を実線で、「機構制限姿勢回避」を設定した場合における結果を破線で示している。なお、図 1 3 では、関節部 5 2 1 a における回転角度の機構的な限界である + 45 度を一点鎖線で示している。

【0256】

図 1 3 を参照すると、「機構制限姿勢回避」を設定しなかった場合には、関節部 5 2 1 a における回転角度が、限界値である + 45 度に達してしまっている。従って、実際に術者がアーム部 5 2 0 を操作することを想定すると、関節部 5 2 1 a における回転をスムーズに行えない可能性があり、術者の操作性を低下させる恐れがある。

【0257】

一方、「機構制限姿勢回避」を設定した場合には、関節部 5 2 1 a における回転角度が、限界値である + 45 度に達することなく、撮像部 5 2 3 の移動が実現できている。つまり、可動限界に対して余裕がある状態で関節部 5 2 1 a を回転させることができるため、術者が撮像部 5 2 3 を移動させる際の操作性をより向上させることができる。

【0258】

以上、「機構制限姿勢回避」がタスクとして設定された場合における、支持アーム装置 10 の制御方法について説明した。

10

20

30

40

50

【 0 2 5 9 】

ここで、上述した例では、「機構制限姿勢回避」に対応して変数 $v(t)$ を設定する際に、上記数式 (15) 又は上記数式 (17) に示す評価関数 $p(q)$ を設定し、当該評価関数 $p(q)$ に基づいて $v(t)$ を設定していたが、本実施形態はかかる例に限定されない。例えば、各関節部 130 において、その回転角度が可動範囲の限界に近付いた際に、その回転角度に対して反対方向のトルクを生じさせるように、 $v(t)$ を設定してもよい。この場合であっても、「機構制限姿勢回避」を実現するようにアーム部 110 が駆動され得る。

【 0 2 6 0 】

(6 . 適用例)

図 13 を参照して、本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 13 は、本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。

【 0 2 6 1 】

図 13 では、図 1 を参照して説明した本実施形態に係る支持アーム装置 400 を用いて、手術が行われている様子を概略的に図示している。図 13 を参照すると、術者 701 が、手術台上に横臥している患者 703 の頭部の術部に対して手術を行っている。支持アーム装置 400 のアーム部 420 は天井から吊り下げられて設置されており、先端に設けられる撮像部 423 によって患者 703 の術部が撮影されるように、その姿勢が制御されている。術者 701 の視線の方向には表示装置 (図示せず) が設置されており、撮像部 423 によって撮影された術部の画像が、当該表示装置に表示される。術者 701 は、表示装置に映し出された術部の画像を参照しながら、手術を行う。

【 0 2 6 2 】

本適用例では、例えば、支持アーム装置 400 に対して、第 1 タスクとして「撮像部の視点保持」が設定されており、第 2 タスクとして「術者の視野確保」が設定されているとする。この場合、アーム部 420 に対して外部から力が加えられた場合であっても、撮像部 423 の位置及び姿勢が変化しないように、かつ、アーム部 420 の構成部材が予め設定された術者 701 の視野領域に侵入しないように、アーム部 420 の駆動が制御される。これにより、円滑な手術が実現されることとなり、術者 701 の利便性が向上する。

【 0 2 6 3 】

なお、図 13 では、術者 701 の視野領域 705 を、模擬的にハッチングを付して図示している。図 13 に示す例では、術者 701 の目を頂点とする円錐形状の領域として視野領域 705 が設定されている。

【 0 2 6 4 】

なお、上記 (5 - 1 . 「視野領域の確保」がタスクとして設定された場合) で説明したように、「術者の視野確保」というタスクは、視野確保姿勢に近づくようにアーム部 420 の姿勢が制御されることにより実現されてもよいし、術者 701 による操作によってアーム部 420 の姿勢が適宜変化させられることにより実現されてもよい。

【 0 2 6 5 】

このように、第 1 タスク及び第 2 タスクが設定され、これら第 1 タスク及び第 2 タスクを同時に実現するようにアーム部 420 の駆動が制御されることにより、より利便性の高い支持アーム装置 400 が実現されることとなる。

【 0 2 6 6 】

以上、図 13 を参照して、本実施形態に係る支持アーム装置 400 を用いた手術の様子について説明した。なお、手術時に支持アーム装置 400 に対して設定され得るタスクは上述した例に限定されず、上記 (3 . タスクの具体例) で説明した各種のタスクのうちのいくつか、可能な範囲で互いに組み合わせられて、支持アーム装置 400 に対して設定されてよい。

【 0 2 6 7 】

(7 . 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。

【0268】

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。

【0269】

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) 患者の術部を観察するための観察ユニットと、前記観察ユニットが先端に設けられ、前記観察ユニットの位置及び姿勢を制御するために必要な自由度よりも多い自由度を有するように構成されるアーム部と、前記アーム部の複数の関節部の駆動を制御する駆動制御部と、を備え、前記アーム部は、前記観察ユニットの位置及び姿勢の制御中に前記アーム部の姿勢を変更可能に構成される、医療用支持アーム装置。

(2) 前記駆動制御部は、前記アーム部に対する外力に応じて前記複数の関節部の駆動を制御する、前記(1)に記載の医療用支持アーム装置。

(3) 前記駆動制御部は、前記観察ユニットの位置及び姿勢を制御する際に、前記観察ユニットが空間上の所定の点を中心とするピボット動作を行うように、前記複数の関節部の駆動を制御する、前記(1)又は(2)に記載の医療用支持アーム装置。

(4) 術者の作業領域に関する情報を取得する取得部、を更に備え、前記駆動制御部は、アーム状態及び前記作業領域に関する情報に基づいて、前記アーム部が前記作業領域を回避するように、前記複数の関節部の駆動を制御する、前記(1)～(3)のいずれか1項に記載の医療用支持アーム装置。

(5) 少なくとも前記医療用支持アーム装置の位置情報に基づいて前記作業領域を算出する算出部、を更に備え、前記取得部は、前記算出部による算出結果に基づいて前記作業領域に関する情報を取得する、前記(4)に記載の医療用支持アーム装置。

(6) 前記観察ユニットは、患者の術部を撮影するビデオ式顕微鏡である、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) 前記観察ユニットは、患者の体腔内に挿入され、当該体腔内の術部を撮影する内視鏡である、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) 前記駆動制御部は、前記アーム部が特異姿勢を取ることを回避するように、前記複数の関節部の駆動を制御する、前記(1)～(7)のいずれか1項に記載の医療用支持アーム装置。

(9) 前記駆動制御部は、前記アーム部が機構的に不可能な姿勢を取るように、前記複数の関節部の駆動を制御する、前記(1)～(7)のいずれか1項に記載の医療用支持アーム装置。

(10) 前記駆動制御部は、前記複数の関節部の回転角度及び可動範囲に基づいて、前記複数の関節部の駆動を制御する、前記(9)に記載の医療用支持アーム装置。

(11) 前記駆動制御部は、前記アーム部の姿勢が変化する際の消費エネルギーが最小になるように、前記複数の関節部の駆動を制御する、前記(1)～(7)のいずれか1項に記載の医療用支持アーム装置。

(12) 前記アーム部は、複数のリンクが前記関節部によって互いに連結されることにより構成され、前記アーム部においては、前記関節部に連結される基端側の前記リンクの延伸方向と略平行な第1の回転軸まわりに先端側の前記リンクを回転させる関節部と、前記関節部に連結される基端側の前記リンクの延伸方向と略直交する第2の回転軸まわりに先端側の前記リンクを回転させる関節部と、が交互に配置される、前記(1)～(11)のいずれか1項に記載の医療用支持アーム装置。

(13) 前記アーム部は、複数のリンクが前記関節部によって互いに連結されることによ

10

20

30

40

50

り構成され、前記関節部は、前記関節部に連結される基端側の前記リンクの延伸方向と略平行な第1の回転軸まわりに先端側の前記リンクを回転させる関節部と、前記関節部に連結される基端側の前記リンクの延伸方向と略直交する第2の回転軸まわりに先端側の前記リンクを回転させる関節部と、のいずれかであり、前記アーム部の少なくとも一部において、前記第2の回転軸を有する関節部が連続して配置される、前記(1)～(11)のいずれか1項に記載の医療用支持アーム装置。

(14) 前記アーム部は、7自由度又は8自由度を有する、前記(1)～(13)のいずれか1項に記載の医療用支持アーム装置。

(15) 前記駆動制御部は、前記観察ユニットの位置及び姿勢を変更するために前記複数の関節部の駆動を制御する場合と、前記アーム部の姿勢を変更するために前記複数の関節部の駆動を制御する場合とで、前記関節部の各々での回転運動における粘性抵抗を異なる値に設定する、前記(1)～(14)のいずれか1項に記載の医療用支持アーム装置。

(16) 前記観察ユニットの位置及び姿勢の制御を実現するために駆動される関節部の前記粘性抵抗が、他の前記関節部の前記粘性抵抗よりも大きな値に設定される、前記(15)に記載の医療用支持アーム装置。

(17) 前記関節部に対応する回転軸のうちの少なくとも1つは、アクチュエータによって回転駆動される駆動軸であり、前記関節部に対応する回転軸のうちの残りの回転軸は、前記駆動軸における回転に従動して回転する受動軸である、前記(1)～(16)のいずれか1項に記載の医療用支持アーム装置。

(18) 患者の術部を観察するための観察ユニットと、前記観察ユニットを保持する保持ユニットと、前記保持ユニットが先端に設けられ、前記観察ユニットの位置及び姿勢を制御するために必要な自由度よりも多い自由度を有するように構成されるアーム部と、前記アーム部の複数の関節部の駆動を制御する駆動制御部と、を備え、前記アーム部においては、前記保持ユニットの位置及び姿勢が制御されることにより、前記観察ユニットの位置及び姿勢が制御され、前記アーム部は、前記観察ユニットの位置及び姿勢の制御中に前記アーム部の姿勢を変更可能に構成される、医療用支持アーム装置。

(19) プロセッサが、先端に設けられる観察ユニットの位置及び姿勢を制御するために必要な自由度よりも多い自由度を有するように構成されるアーム部の駆動制御において、前記アーム部の複数の関節部の駆動を制御することにより、前記観察ユニットの位置及び姿勢の制御中に前記アーム部の姿勢を変更可能に、前記アーム部の駆動を制御すること、を含む、医療用支持アーム装置の制御方法。

【符号の説明】

【0270】

1 観察システム

10、400 支持アーム装置

30 表示装置

110、420 アーム部

130、421a、421b、421c、421d、421e、421f、421g、

421h 関節部

131 関節駆動部

132 回転角度検出部

133 トルク検出部

140、423 撮像部

210、440 制御装置

240 全身協調制御部

241 アーム状態取得部

242 演算条件設定部

243 仮想力算出部

244 実在力算出部

250 理想関節制御部

10

20

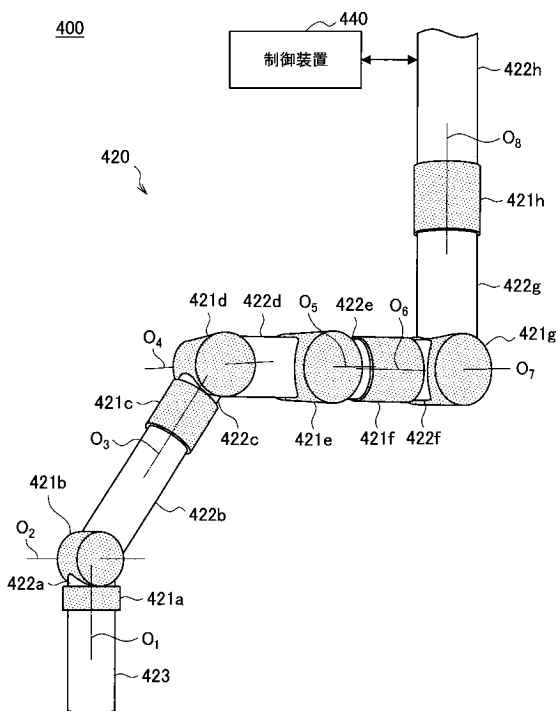
30

40

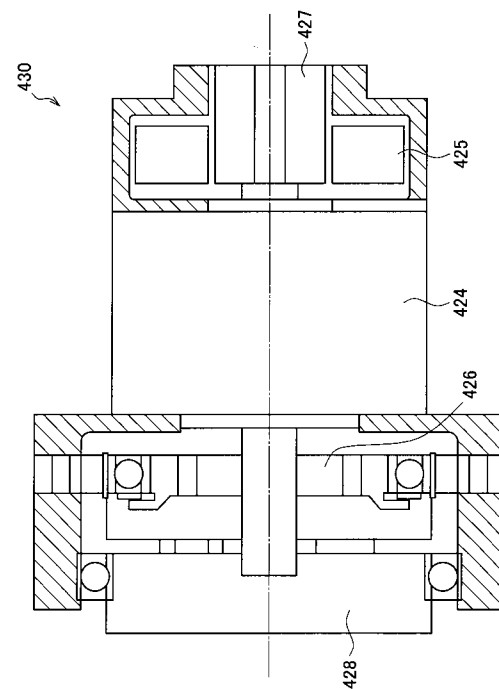
50

- 2 5 1 外乱推定部
- 2 5 2 指令値算出部
- 2 6 0 駆動制御部
- 4 2 2 a、4 2 2 b、4 2 2 c、4 2 2 d、4 2 2 e、4 2 2 f、4 2 2 g、4 2 2 h
リンク
- 4 3 0 アクチュエータ
- 4 2 4、6 1 1 モータ
- 4 2 5 モータドライバ
- 4 2 6、6 1 2 減速機
- 4 2 7、6 1 3 エンコーダ
- 4 2 8、6 1 4 トルクセンサ

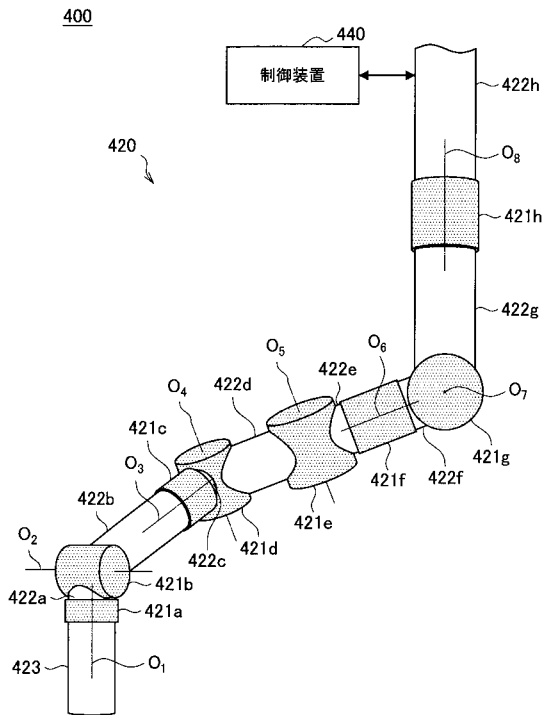
【図 1】



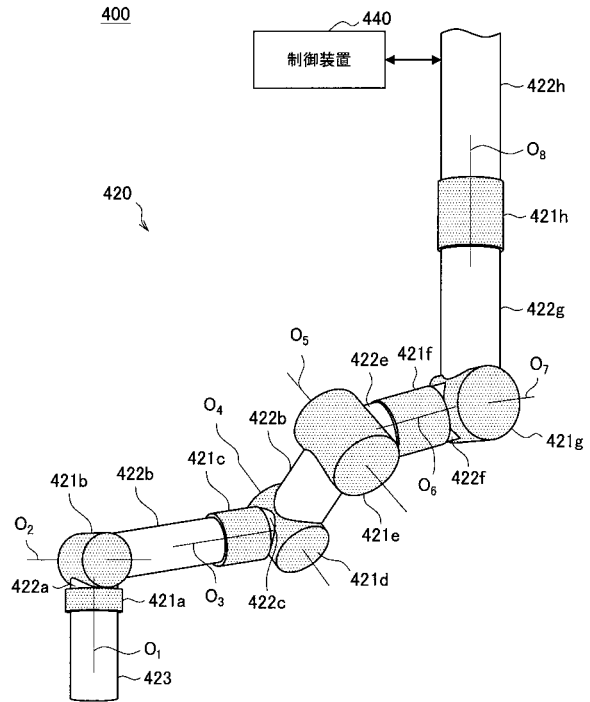
【図 2】



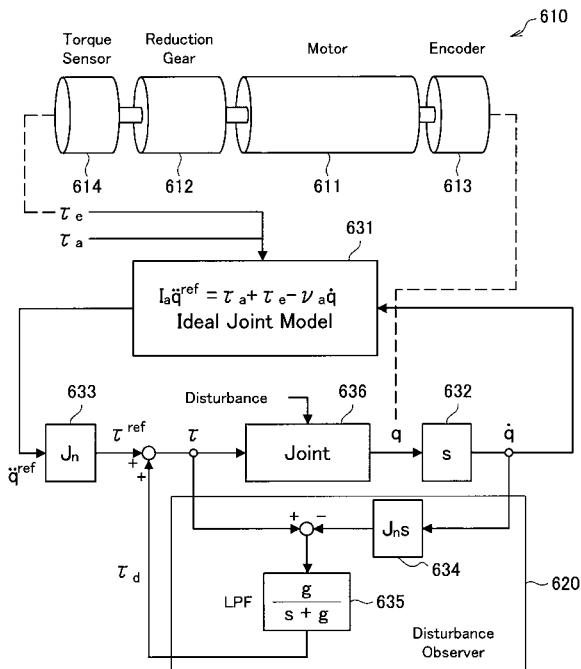
【図3】



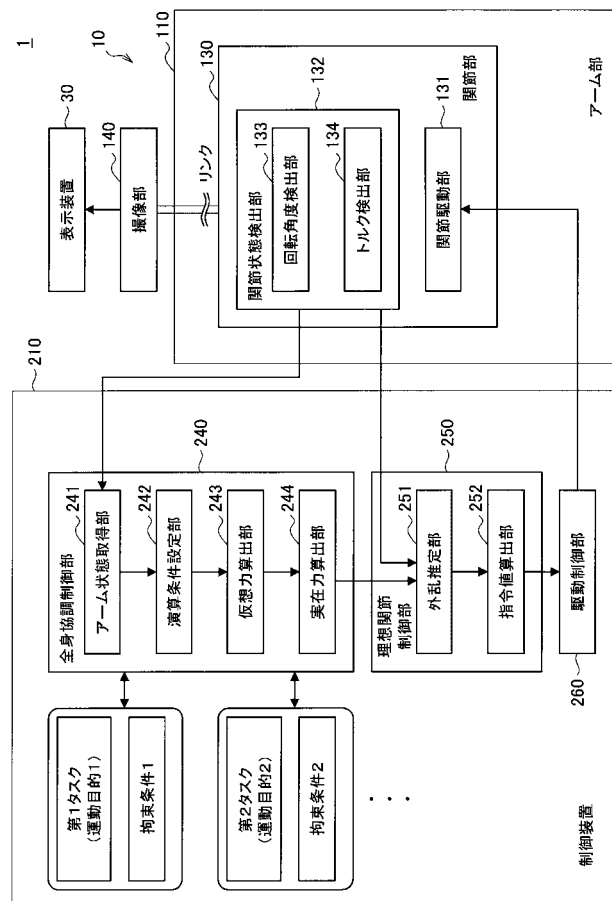
【図4】



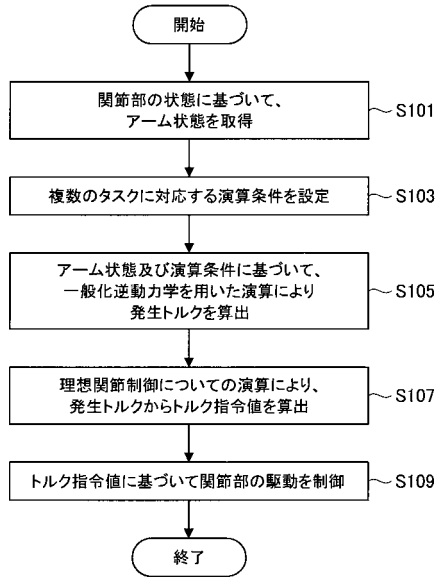
【図5】



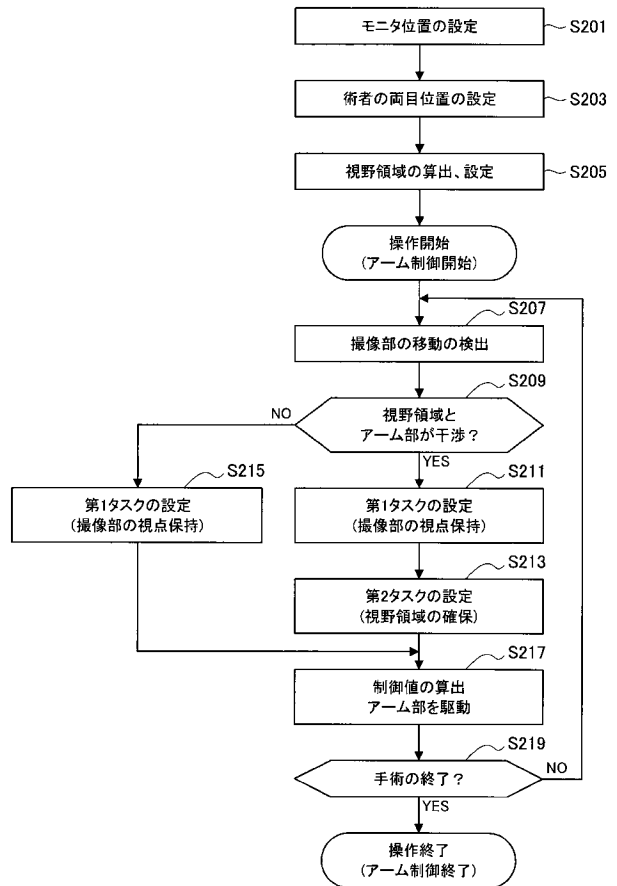
【図6】



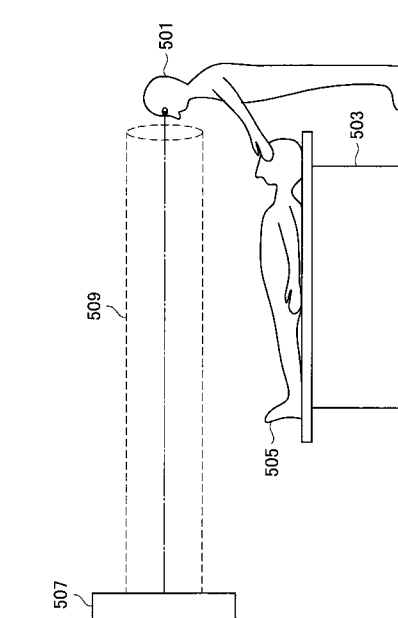
【図 7】



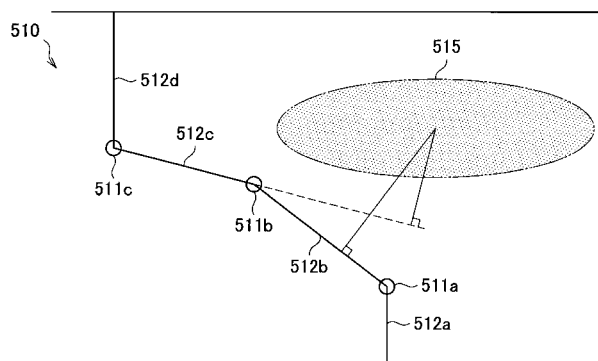
【図 8】



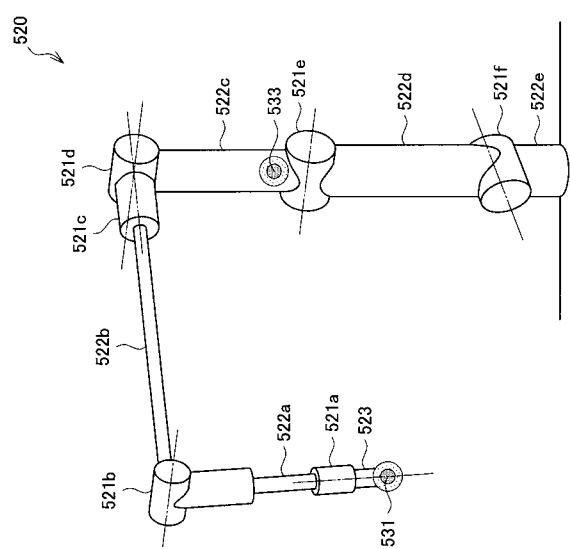
【図 9】



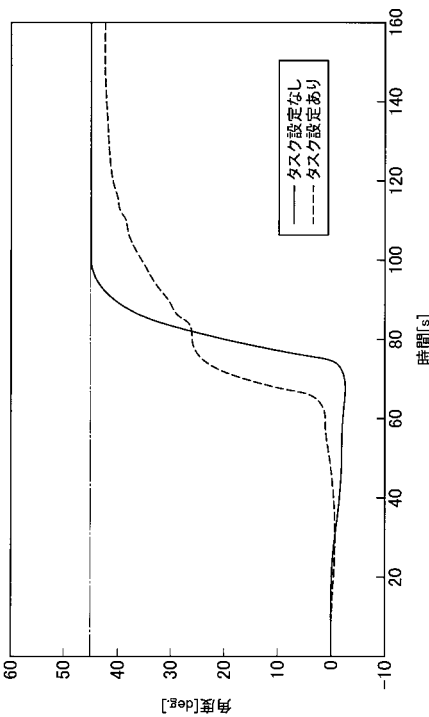
【図 10】



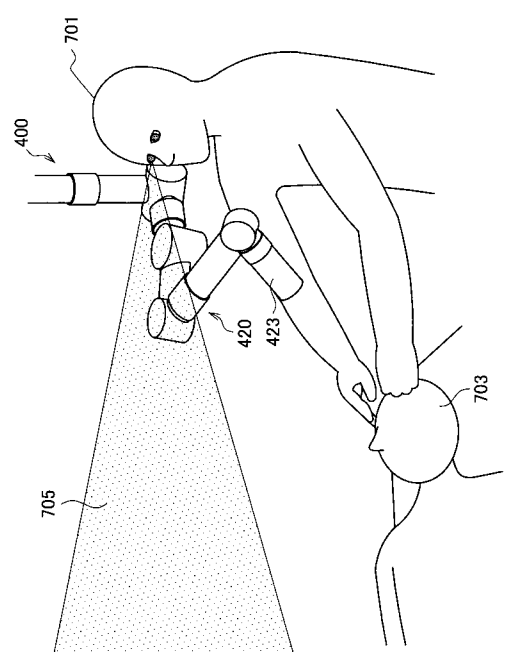
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

(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

(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 宮本 敦史
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 小久保 亘
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 BS14 BT11 HS27 HT26 KS21 KS35 KT01 KT05 KT15 LU07
LV19 LW05
4C161 GG22 HH60

专利名称(译)	医疗支撑臂装置，医疗支撑臂装置的控制方法和医疗观察装置		
公开(公告)号	JP2016179168A	公开(公告)日	2016-10-13
申请号	JP2015208535	申请日	2015-10-23
[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	松田康宏 福島哲治 神川康久 宮本敦史 小久保亘		
发明人	松田 康宏 福島 哲治 神川 康久 宮本 敦史 小久保 亘		
IPC分类号	A61B90/25 B25J13/00 A61B1/00		
CPC分类号	A61B34/30 A61B1/00149 A61B34/74 A61B90/36 A61B90/361 A61B90/50 A61B2034/743 A61B2034/744		
FI分类号	A61B19/00.509 B25J13/00.Z A61B1/00.300.B A61B1/00.620 A61B1/00.650 A61B90/25		
F-TERM分类号	3C707/BS14 3C707/BT11 3C707/HS27 3C707/HT26 3C707/KS21 3C707/KS35 3C707/KT01 3C707/KT05 3C707/KT15 3C707/LU07 3C707/LV19 3C707/LW05 4C161/GG22 4C161/HH60		
代理人(译)	松本 一骑		
优先权	2015060166 2015-03-23 JP		
其他公开文献	JP2016179168A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：进一步提高用户的便利性。用于观察患者的手术部位的观察单元和观察单元设置在远端，使得该观察单元具有比控制观察单元的位置和姿势所需的自由度更大的自由度。以及一种控制臂单元的多个关节的致动的致动控制单元，其中，所述臂单元在控制所述观察单元的位置和姿势的同时具有所述臂单元的姿势。提供了一种构造成可改变的医疗支撑臂装置。[选择图]图6

