

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017年10月5日(05.10.2017)



(10) 国際公開番号

WO 2017/169096 A1

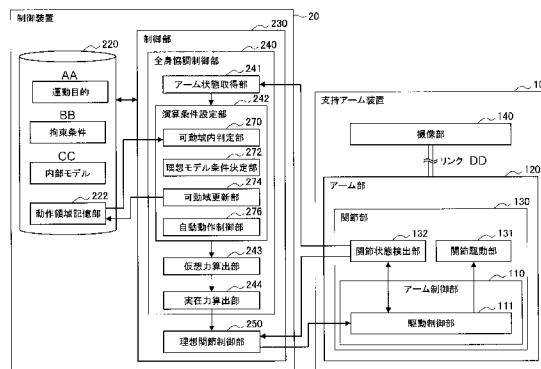
- (51) 国際特許分類:
A61B 90/50 (2016.01) B25J 13/00 (2006.01)
A61B 34/32 (2016.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/003842
- (22) 国際出願日: 2017年2月2日(02.02.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2016-065154 2016年3月29日(29.03.2016) JP
- (71) 出願人: ソニー株式会社 (SONY CORPORATION)
[JP/JP]; 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 薄井 優 (USUI, Masaru); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 松田 康宏 (MATSUDA, Yasuhiro); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 新井 淳 (ARAI, Jun); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 亀谷 美明, 外 (KAMEYA, Yoshiaki et al.); 〒1600004 東京都新宿区四谷3-1-3 第一富澤ビル はづき国際特許事務所 四谷オフィス Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW,

[続葉有]

(54) Title: MEDICAL SUPPORT ARM CONTROL DEVICE, MEDICAL SUPPORT ARM DEVICE CONTROL METHOD, AND MEDICAL SYSTEM

(54) 発明の名称: 医療用支持アームの制御装置、医療用支持アーム装置の制御方法及び医療用システム

[図1]



10... SUPPORT ARM DEVICE
20... CONTROL DEVICE
110... ARM-CONTROLLING SUBSECTION
111... DRIVE-CONTROLLING PART
120... ARM UNIT
130... JOINT SECTION
131... JOINT-DRIVING SUBSECTION
132... JOINT STATE-DETECTING SUBSECTION
140... IMAGING UNIT
222... MOVEMENT REGION STORAGE SECTION
230... CONTROL UNIT
240... WHOLE BODY COORDINATION-CONTROLLING SECTION
241... ARM STATE-ACQUIRING SUBSECTION
242... CALCULATION CONDITION-SETTING SUBSECTION
243... VIRTUAL FORCE-CALCULATING SUBSECTION
244... ACTUAL FORCE-CALCULATING SUBSECTION
250... IDEAL JOINT-CONTROLLING SECTION
270... WITHIN-ALLOWED-MOVEMENT-AREA-ASSESSING PART
272... IDEAL MODEL CONDITION-DETERMINING PART
274... ALLOWED MOVEMENT AREA-UPDATING PART
276... AUTOMATIC MOVEMENT-CONTROLLING PART
AA... MOVEMENT OBJECTIVE
BB... CONSTRAINT CONDITIONS
CC... INTERNAL MODEL
DD... LINK

(57) Abstract: The purpose of the invention in the present application is to provide a control device for a medical support arm for applying restrictions on the movement of the medical support arm device. This control device (20) for a medical support arm is provided with: a position-acquiring subsection (241) for detecting the spatial position of the action point on a multi-link structure (120) configured by connecting multiple links by joint sections; a comparing part (270) for comparing a previously set allowed movement area for said action point with said spatial position; and a movement-restricting part (272) for restricting the movement of the action point on the basis of the results of the comparison. As a result of said configuration, it is possible to apply restrictions on the movement of the medical support arm device.

(57) 要約: 本願発明は、医療用支持アーム装置の動作に制限を加える医療用支持アームの制御装置を提供することを目的とする。本開示に係る医療用支持アームの制御装置(20)は、複数のリンクが関節部によって連結されて構成される多リンク構造体(120)上の作用点の空間位置を検出する位置取得部(241)と、予め設定された前記作用点の可動域と前記空間位置を比較する比較部(270)と、前記比較の結果に基づいて、前記作用点の動作を制限する動作制限部(272)と、を備える。この構成により、医療用支持アーム装置の動作に制限を加えることが可能となる。



MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユー
ラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨー
ロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,
ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV,
MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,

SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

医療用支持アームの制御装置、医療用支持アーム装置の制御方法及び医療用システム

技術分野

[0001] 本開示は、医療用支持アームの制御装置、医療用支持アーム装置の制御方法及び医療用システムに関する。

背景技術

[0002] 従来より、例えば下記の特許文献に記載されているように、医療分野においては、各種の施術(手術、検査等)を行う際に、アーム部先端に医療用ユニット(カメラ、鉗子等)が設けられた医療機器を使用する場合がある。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：国際公開第2015／046081号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、手動操作可能な医療用アームは、操作者が直観的に操作可能である一方、操作を誤った際にはアーム部先端が患者や施術者に接触するといった想定外の事態が生じる可能性がある。医療用アーム使用時の安全確保においては、操作者の視覚や触覚による判断のみに頼るのではなく、機器側での操作性及び操作制限による安全担保が要求される。

[0005] そこで、医療用支持アーム装置の動作に制限を加えることが求められていた。

課題を解決するための手段

[0006] 本開示によれば、複数のリンクが関節部によって連結されて構成される多リンク構造体における作用点の空間位置を検出する位置取得部と、予め設定

された前記作用点の可動域と前記空間位置を比較する比較部と、前記比較の結果に基づいて、前記作用点の動作を制限する動作制限部と、を備える、医療用支持アーム装置が提供される。

[0007] また、本開示によれば、複数のリンクが間接部によって連結されて構成される多リンク構造体上の作用点の空間位置を検出することと、予め設定された前記作用点の可動域と前記空間位置を比較することと、前記比較の結果に基づいて、前記作用点の動作を制限することと、を備える、医療用支持アーム装置の制御方法が提供される。

[0008] また、本開示によれば、複数のリンクを連結し、複数の前記リンクから多リンク構造体を構成する複数の関節部を有する支持アームと、前記多リンク構造体における作用点の空間位置を検出する位置取得部と、予め設定された前記作用点の可動域と前記空間位置を比較する比較部と、前記比較の結果に基づいて、前記作用点の動作を制限する動作制限部と、を有する制御装置と、を備える、医療用システムが提供される。

発明の効果

[0009] 以上説明したように本開示によれば、医療用支持アーム装置の動作に制限を加えることが可能となる。

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

図面の簡単な説明

[0010] [図1]本開示の一実施形態に係る支持アーム装置が医療用に用いられる場合の一適用例について説明するための説明図である。

[図2]本開示の一実施形態に係る支持アーム装置の外観を示す概略図である。

[図3]本開示の一実施形態に係る関節部のアクチュエータを、回転軸を通る断面で切断した様子を模式的に示す断面図である。

[図4A]図3に示すトルクセンサを、駆動軸の軸方向から見た様子を模式的に示す概略図である。

[図4B]図3に示すアクチュエータに適用されるトルクセンサの他の構成例を示す概略図である。

[図5]本開示の一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]本開示の一実施形態に係る支持アーム制御システムの一構成例を示す機能ブロック図である。

[図7A]本実施形態におけるアームの可動域制限の例を示す図であって、手動誘導動作モードを示す模式図である。

[図7B]本実施形態におけるアームの可動域制限の例を示す図であって、手動誘導動作モードを示す模式図である。

[図7C]本実施形態におけるアームの可動域制限の例を示す図であって、手動誘導動作モードを示す模式図である。

[図8A]本実施形態におけるアームの可動域制限の例を示す図であって、自動誘導動作モードを示す模式図である。

[図8B]本実施形態におけるアームの可動域制限の例を示す図であって、自動誘導動作モードを示す模式図である。

[図8C]本実施形態におけるアームの可動域制限の例を示す図であって、自動誘導動作モードを示す模式図である。

[図9]アームの可動域制限と可動域拡張を実現するための構成例を示す模式図である。

[図10]アームの可動域制限と可動域拡張を実現するための処理を示すフローチャートである。

[図11]患部からの距離に応じて段階的に安全可動域と非安全領域を設定した例を示す模式図である。

[図12]起動時のアーム先端位置からの距離に応じて、段階的に安全可動域を設定する例を示す模式図である。

[図13]アーム先端に3Dカメラを搭載し、3Dカメラで撮影した画像を用いた画像認識により患部の立体形状を計測してデプスマップを作成し、デプス

マップより得られる患部の形状に基づいて非安全領域を設定する例を示す模式図である。

[図14]図 1 1 に示す例において、アーム先端の移動を制限するパラメータとして粘性抵抗値を用い、非安全レベルが高い領域ほど粘性抵抗（粘性負荷量）を大きくした例を示す模式図である。

[図15]図 1 1 に示す例において、アーム先端の移動を制限するパラメータとして速度を用い、非安全レベルが高い領域ほど速度を低くした例を示す模式図である。

[図16]本開示の一実施形態に係る支持アーム装置 1 0 及び制御装置 2 0 のハードウェア構成の一構成例を示す機能ブロック図である。

発明を実施するための形態

[0011] 以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

[0012] なお、説明は以下の順序で行うものとする。

1. 医療用支持アーム装置についての検討
2. 本開示の一実施形態
 - 2-1. 支持アーム装置の外観
 - 2-2. 一般化逆動力学について
 - 2-2-1. 仮想力算出処理
 - 2-2-1. 実在力算出処理
 - 2-3. 理想関節制御について
 - 2-4. 支持アーム制御システムの構成
 - 2-5. アームの可動域制限と可動域拡張の概要
 - 2-6. アームの可動域制限と可動域拡張を実現するための構成例
 - 2-7. 安全可動域と非安全領域のバリエーション
3. ハードウェア構成

4. まとめ

[0013] <1. 医療用支持アーム装置についての検討>

まず、本開示をより明確なものとするために、本発明者らが本開示に想到するに至った背景について説明する。

[0014] 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が医療用に用いられる場合の一適用例について説明する。図1は、本開示の一実施形態に係る支持アーム装置が医療用に用いられる場合の一適用例について説明するための説明図である。

[0015] 図1は、本実施形態に係る支持アーム装置を用いた施術の様子を模式的に表している。具体的には、図1を参照すると、施術者（ユーザ）520である医師が、例えばメス、鑷子、鉗子等の手術用の器具521を使用して、施術台530上の施術対象（患者）540に対して手術を行っている様子が図示されている。なお、以下の説明においては、施術とは、手術や検査等、ユーザ520である医師が施術対象540である患者に対して行う各種の医療的な処置の総称であるとする。また、図1に示す例では、施術の一例として手術の様子を図示しているが、支持アーム装置510が用いられる施術は手術に限定されず、他の各種の施術、例えば内視鏡を用いた検査等であってもよい。

[0016] 施術台530の脇には本実施形態に係る支持アーム装置510が設けられる。支持アーム装置510は、基台であるベース部511と、ベース部511から延伸するアーム部512を備える。アーム部512は、複数の関節部513a、513b、513cと、関節部513a、513bによって連結される複数のリンク514a、514bと、アーム部512の先端に設けられる撮像ユニット515を有する。図1に示す例では、簡単のため、アーム部512は3つの関節部513a～513c及び2つのリンク514a、514bを有しているが、実際には、アーム部512及び撮像ユニット515の位置及び姿勢の自由度を考慮して、所望の自由度を実現するように関節部513a～513c及びリンク514a、514bの数や形状、関節部51

3 a～5 1 3 cの駆動軸の方向等が適宜設定されてよい。

[0017] 関節部5 1 3 a～5 1 3 cは、リンク5 1 4 a、5 1 4 bを互いに回動可能に連結する機能を有し、関節部5 1 3 a～5 1 3 cの回転が駆動されることにより、アーム部5 1 2の駆動が制御される。ここで、以下の説明においては、支持アーム装置5 1 0の各構成部材の位置とは、駆動制御のために規定している空間における位置（座標）を意味し、各構成部材の姿勢とは、駆動制御のために規定している空間における任意の軸に対する向き（角度）を意味する。また、以下の説明では、アーム部5 1 2の駆動（又は駆動制御）とは、関節部5 1 3 a～5 1 3 cの駆動（又は駆動制御）、及び、関節部5 1 3 a～5 1 3 cの駆動（又は駆動制御）を行うことによりアーム部5 1 2の各構成部材の位置及び姿勢が変化される（変化が制御される）ことをいう。

[0018] アーム部5 1 2の先端には先端ユニットとして各種の医療用器具が接続される。図1に示す例では、先端ユニットの一例としてアーム部5 1 2の先端に撮像ユニット5 1 5が設けられている。撮像ユニット5 1 5は、撮影対象の画像（撮影画像）を取得するユニットであり、例えば動画や静止画を撮影できるカメラ等である。図1に示すように、アーム部5 1 2の先端に設けられた撮像ユニット5 1 5が施術対象5 4 0の施術部位の様子を撮影するように、支持アーム装置5 1 0によってアーム部5 1 2及び撮像ユニット5 1 5の姿勢や位置が制御される。なお、アーム部5 1 2の先端に設けられる先端ユニットは撮像ユニット5 1 5に限定されず、各種の医療用器具であってよい。当該医療用器具としては、例えば、内視鏡や顕微鏡、上述した撮像ユニット5 1 5等の撮像機能を有するユニットや、各種の施術器具、検査装置等、施術に際して用いられる各種のユニットが挙げられる。このように、本実施形態に係る支持アーム装置5 1 0は、医療用器具を備えた医療用支持アーム装置であると言える。また、アーム部5 1 2の先端に、2つの撮像ユニット（カメラユニット）を有するステレオカメラが設けられ、撮像対象を3次元画像（3D画像）として表示するように撮影が行われてもよい。なお、先

端ユニットとして、施術部位を撮影するための撮像ユニット 515 や当該ステレオカメラ等のカメラユニットが設けられる支持アーム装置 510 のことを VM (Video Microscope) 支持アーム装置とも呼称する。

[0019] また、ユーザ 520 と対向する位置には、モニタやディスプレイ等の表示装置 550 が設置される。撮像ユニット 515 によって撮影された施術部位の撮影画像は、表示装置 550 の表示画面に表示される。ユーザ 520 は、表示装置 550 の表示画面に表示される施術部位の撮影画像を見ながら各種の処置を行う。

[0020] このように、本実施形態においては、医療分野において、支持アーム装置 510 によって施術部位の撮影を行いながら手術を行うことが提案される。ここで、手術を含む各種の施術においては、より施術を効率的に行うことにより、ユーザ 520 及び患者 540 の疲労や負担を軽減することが求められる。このような要求を満たすために、支持アーム装置 510 には、例えば以下のような性能が求められると考えられる。

[0021] まず、1 点目として、支持アーム装置 510 には、手術における作業空間を確保することが求められる。ユーザ 520 が施術対象 540 に対して各種の処置を行っている最中に、アーム部 512 や撮像ユニット 515 が施術者の視界を妨げたり、処置を行う手の動きを妨げたりすると、手術の効率の低下につながる。また、図 1 では図示していないが、実際の手術現場では、ユーザ 520 に器具を渡したり、患者 540 の各種のバイタルサインを確認したりといった、様々なサポート作業を行う複数の他の医師や看護師等がユーザ 520 及び患者 540 の周囲にすることが一般的であり、また、当該サポート作業を行うための他の装置等が存在するため、手術環境は煩雑である。従って、支持アーム装置 510 は、より小型であることが望ましい。

[0022] 次いで、2 点目として、支持アーム装置 510 には、撮像ユニット 515 を移動させる際の高い操作性が求められる。例えば、手術を行う部位や手術の内容によっては、ユーザ 520 には、施術部位に対して処置を行っている

最中に、同じ施術部位を様々な位置、角度から観察したいという要求がある。施術部位を観察する角度を変えるには、撮像ユニット 5 1 5 の施術部位に対する角度を変更する必要があるが、その際、撮像ユニット 5 1 5 の撮影方向は施術部位に固定されたまま（すなわち、同一の部位を撮影したまま）、撮影する角度だけが変化することがより望ましい。従って、例えば、撮像ユニット 5 1 5 の撮影方向が施術部位に固定された状態で、撮像ユニット 5 1 5 が施術部位を頂点とした円錐の面内を移動する、当該円錐の軸を回転軸とした回転動作（ピボット動作）のような、より自由度の高い操作性が支持アーム装置 5 1 0 に求められていた。なお、撮像ユニット 5 1 5 の撮影方向が所定の施術部位に固定されることから、ピボット動作はポイントロック動作とも呼ばれる。

[0023] また、撮像ユニット 5 1 5 の位置及び角度を変化させるためには、例えばユーザ 5 2 0 が手動でアーム部 5 1 2 を動かすことによって、撮像ユニット 5 1 5 を所望の位置及び角度に動かす方法が考えられる。従って、撮像ユニット 5 1 5 の移動や上述したピボット動作等が、例えば片手でも容易に行える操作性があることが望ましい。

[0024] また、手術時には、例えばユーザ 5 2 0 が両手で処置を行いながら、撮像ユニット 5 1 5 によって撮影される撮影画像の撮影中心を、処置を行っている部位から別の部位（例えば次の処置を行う部位）に移動させたいという要求も考えられる。従って、撮像ユニット 5 1 5 の位置及び姿勢を変化させる際に、上述したような手動によってアーム部 5 1 2 の駆動を制御する方法だけでなく、例えばペダル等の入力部からの操作入力によってアーム部 5 1 2 の駆動を制御する方法のような、多様なアーム部 5 1 2 の駆動方法が求められる。

[0025] このように、2 点目の性能として、支持アーム装置 5 1 0 には、例えば上述したピボット動作や手動による容易な移動を実現する、よりユーザ 5 2 0 の直感や要望に合った高い操作性が求められる。

[0026] 最後に、3 点目として、支持アーム装置 5 1 0 には、アーム部 5 1 2 の駆

動制御における安定性が求められる。アーム部 5 1 2 の駆動制御に対する安定性とは、アーム部 5 1 2 を駆動した際の先端ユニットの位置及び姿勢の安定性のことであってよい。また、アーム部 5 1 2 の駆動制御に対する安定性には、アーム部 5 1 2 を駆動した際の先端ユニットのスムーズな移動や振動の抑制（制振）も含まれる。例えば、図 1 に示す例のように先端ユニットが撮像ユニット 5 1 5 である場合に、もしも撮像ユニット 5 1 5 の位置や姿勢が安定しないと、表示装置 5 5 0 の表示画面に表示される撮影画像が安定せず、ユーザに不快感を与えかねない。特に、支持アーム装置 5 1 0 が手術に用いられる際には、先端ユニットとして 2 つの撮像ユニット（カメラユニット）を有するステレオカメラが設けられ、当該ステレオカメラによる撮影画像に基づいて生成される 3 次元画像（3 D 画像）が表示装置 5 5 0 に表示される使用方法が想定され得る。このように 3 D 画像が表示される場合に、当該ステレオカメラの位置や姿勢が不安定であると、ユーザのいわゆる 3 D 酔いを誘発する可能性がある。また、手術を行う部位や手術の内容によっては、撮像ユニット 5 1 5 によって撮影される観察範囲は $\phi 15\text{ mm}$ 程度にまで拡大されることがある。このように撮像ユニット 5 1 5 が狭い範囲を拡大して撮影している場合には、撮像ユニット 5 1 5 の僅かな振動が撮像画像の大きな揺れやブレとなって表れる。従って、アーム部 5 1 2 及び撮像ユニット 5 1 5 の駆動制御には、許容範囲 1 mm 程度の高い位置決め精度が要求される。このように、アーム部 5 1 2 の駆動制御においては、高精度の応答性と高い位置決め精度が求められる。

[0027] 本発明者らは、上記の 3 つの性能の観点から、一般的な既存のバランス型アームや位置制御による支持アーム装置について検討を行った。

[0028] まず、1 点目の手術の作業空間の確保に関しては、一般的なバランス型アームでは、通常、アーム部を移動させた際の力の均衡を取るためのカウンターバランス用ウェイト（カウンターウェイト又はバルンサーとも呼称する。）がベース部の内部等に設けられるため、バランス型アームの装置の大きさを小型化することが難しく、当該性能を満たしているとは言い難い。

[0029] また、２点目の高い操作性に関しては、一般的なバランス型アームでは、アーム部の駆動の一部のみ、例えば撮像ユニットを平面上（２次元上）で移動させるための２軸の駆動のみが電動駆動となっており、アーム部及び撮像ユニットの移動には手動による位置決めが必要となるため、高い操作性が実現できるとは言い難い。また、一般的な位置制御による支持アーム装置において、アーム部の駆動の制御、すなわち撮像ユニットの位置及び姿勢の制御に用いられる位置制御は、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、要求されているようなユーザの直感に合った操作性を実現するには適していない。

[0030] また、３点目のアーム部の駆動制御における安定性に関しては、一般的に、アーム部の関節部には、摩擦や慣性等のモデル化することが困難な因子が存在する。一般的なバランス型アームや位置制御による支持アーム装置においては、関節部の駆動制御においてこれらの因子が外乱となって表れてしまうことにより、理論上適切な制御値（例えば関節部のモータに印加する電流値）を与えた場合であっても所望の駆動（例えば関節部のモータにおける所望の角度の回転）が実現しないことがあり、要求されているようなアーム部の駆動制御における高い安定性を実現することは困難である。

[0031] 以上説明したように、本発明者らは、医療用に用いられる支持アーム装置について検討した結果、支持アーム装置に関して、上述したような３点の性能に対する要求が存在するとの知見を得た。しかしながら、一般的な既存のバランス型アームや位置制御による支持アーム装置では、これらの性能を満たすことは困難であると考えられる。本発明者らは、上述した３点の性能を満たす構成について検討した結果、本開示に係る支持アーム装置、支持アーム制御システム、支持アーム制御方法及びプログラムに想到した。以下では、本発明者らが想到した構成における好ましい実施形態について詳細に説明する。

[0032] ＜２．本開示の一実施形態＞

以下では、本開示の一実施形態に係る支持アーム制御システムについて説

明する。本実施形態に係る支持アーム制御システムにおいては、支持アーム装置に設けられる複数の関節部の駆動を、一般化逆動力学を用いた全身協調制御により制御する。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を当該関節部の駆動制御に適用する。

[0033] 以下の本実施形態の説明では、まず、[2-1. 支持アーム装置の外観]で、本実施形態に係る支持アーム装置の外観を示すとともに、支持アーム装置の概略構成について説明する。次いで、[2-2. 一般化逆動力学について]及び[2-3. 理想関節制御について]で、本実施形態に係る支持アーム装置の制御に用いられる一般化逆動力学と理想関節制御の概要について説明する。次いで、[2-4. 支持アーム制御システムの構成]で、本実施形態に係る支持アーム装置を制御するためのシステムの構成について機能ブロック図を用いて説明する。

[0034] なお、以下の説明では、本開示の一実施形態として、支持アーム装置のアーム部の先端ユニットが撮像ユニットであり、図1に示すように手術時に当該撮像ユニットによって施術部位を撮影する場合について説明するが、本実施形態はかかる例に限定されない。本実施形態に係る支持アーム制御システムは、他の先端ユニットを有する支持アーム装置が他の用途に用いられる場合であっても適用可能である。

[0035] [2-1. 支持アーム装置の外観]

まず、図2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概略構成について説明する。図2は、本開示の一実施形態に係る支持アーム装置の外観を示す概略図である。

[0036] 図2を参照すると、本実施形態に係る支持アーム装置400は、ベース部410及びアーム部420を備える。ベース部410は支持アーム装置400の基台であり、ベース部410からアーム部420が延伸される。また、図2には図示しないが、ベース部410内には、支持アーム装置400を統合的に制御する制御部が設けられてもよく、アーム部420の駆動が当該制

御部によって制御されてもよい。当該制御部は、例えばCPU (Central Processing Unit) やDSP (Digital Signal Processor) 等の各種の信号処理回路によって構成される。

- [0037] アーム部420は、複数の関節部421a～421fと、関節部421a～421fによって互いに連結される複数のリンク422a～422cと、アーム部420の先端に設けられる撮像ユニット423を有する。
- [0038] リンク422a～422c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、撮像ユニット423が、アーム部420の先端、すなわち、リンク422cの他端に、関節部421e、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～422c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] 撮像ユニット423は撮影対象の画像を取得するユニットであり、例えば動画、静止画を撮影するカメラ等である。アーム部420の駆動が制御されることにより、撮像ユニット423の位置及び姿勢が制御される。本実施形態においては、撮像ユニット423は、例えば施術部位である患者の体の一部領域を撮影する。ただし、アーム部420の先端に設けられる先端ユニットは撮像ユニット423に限定されず、アーム部420の先端には先端ユニットとして各種の医療用器具が接続されてよい。このように、本実施形態に係る支持アーム装置400は、医療用器具を備えた医療用支持アーム装置であると言える。
- [0040] ここで、以下では、図2に示すように座標軸を定義して支持アーム装置400の説明を行う。また、座標軸に合わせて、上下方向、前後方向、左右方向を定義する。すなわち、床面に設置されているベース部410に対する上

下方向を z 軸方向及び上下方向と定義する。また、 z 軸と互いに直交する方向であって、ベース部410からアーム部420が延伸されている方向（すなわち、ベース部410に対して撮像ユニット423が位置している方向）を y 軸方向及び前後方向と定義する。更に、 y 軸及び z 軸と互いに直交する方向を x 軸方向及び左右方向と定義する。

[0041] 関節部421a～421fはリンク422a～422cを互いに回動可能に連結する。関節部421a～421fはアクチュエータを有し、当該アクチュエータの駆動により所定の回転軸に対して回転駆動される回転機構を有する。各関節部421a～421fにおける回転駆動をそれぞれ制御することにより、例えばアーム部420を伸ばしたり、縮めたり（折り畳んだり）といった、アーム部420の駆動を制御することができる。ここで、関節部421a～421fは、下記「2-2. 一般化逆動力学について」で後述する全身協調制御及び下記「2-3. 理想関節制御について」で後述する理想関節制御によってその駆動が制御される。また、上述したように、本実施形態に係る関節部421a～421fは回転機構を有するため、以下の説明において、関節部421a～421fの駆動制御とは、具体的には、関節部421a～421fの回転角度及び／又は発生トルク（関節部421a～421fが発生させるトルク）が制御されることを意味する。

[0042] 本実施形態に係る支持アーム装置400は、6つの関節部421a～421fを有し、アーム部420の駆動に関して6自由度が実現されている。具体的には、図2に示すように、関節部421a、421d、421fは、接続されている各リンク422a～422cの長軸方向及び接続されている撮像ユニット473の撮影方向を回転軸方向とするように設けられており、関節部421b、421c、421eは、接続されている各リンク422a～422c及び撮像ユニット473の連結角度を $y-z$ 平面（ y 軸と z 軸とで規定される平面）内において変更する方向である x 軸方向を回転軸方向とするように設けられている。このように、本実施形態においては、関節部421a、421d、421fは、いわゆるヨーイングを行う機能を有し、関節

部 4 2 1 b、4 2 1 c、4 2 1 e は、いわゆるピッチングを行う機能を有する。

[0043] このようなアーム部 4 2 0 の構成を有することにより、本実施形態に係る支持アーム装置 4 0 0 ではアーム部 4 2 0 の駆動に対して 6 自由度が実現されるため、アーム部 4 2 0 の可動範囲内において撮像ユニット 4 2 3 を自由に移動させることができる。図 2 では、撮像ユニット 4 2 3 の移動可能範囲の一例として半球を図示している。半球の中心点が撮像ユニット 4 2 3 によって撮影される施術部位の撮影中心であるとすれば、撮像ユニット 4 2 3 の撮影中心を半球の中心点に固定した状態で、撮像ユニット 4 2 3 を半球の球面上で移動させることにより、施術部位を様々な角度から撮影することができる。

[0044] ここで、図 3 を参照して、図 2 に示す関節部 4 2 1 a ～ 4 2 1 f の構成についてより詳細に説明する。なお、ここでは、図 3 を参照して、関節部 4 2 1 a ～ 4 2 1 f の構成のうち、関節部 4 2 1 a ～ 4 2 1 f の回転駆動に主に関係する構成であるアクチュエータの構成について説明する。

[0045] 図 3 は、本開示の一実施形態に係る関節部 4 2 1 a ～ 4 2 1 f のアクチュエータを、回転軸を通る断面で切断した様子を模式的に示す断面図である。なお、図 3 では、関節部 4 2 1 a ～ 4 2 1 f の構成のうち、アクチュエータのみを図示しているが、関節部 4 2 1 a ～ 4 2 1 f は、他の構成を有してもよい。例えば、関節部 4 2 1 a ～ 4 2 1 f は、図 3 に図示する構成以外にも、アクチュエータの駆動を制御するための制御部や、リンク 4 2 2 a ～ 4 2 2 c 及び撮像ユニット 4 2 3 を接続、支持するための支持部材等、アーム部 4 2 0 の駆動に必要な各種の構成を有する。なお、ここまでの説明及び以下の説明において、アーム部の関節部の駆動とは、関節部におけるアクチュエータの駆動を意味していてもよい。

[0046] なお、上述したように、本実施形態においては、関節部 4 2 1 a ～ 4 2 1 f は、下記「2-3. 理想関節制御について」で後述する理想関節制御によってその駆動が制御される。従って、図 3 に示す関節部 4 2 1 a ～ 4 2 1 f

のアクチュエータは、理想関節制御に対応した駆動を行えるように構成されている。具体的には、関節部421a～421fのアクチュエータは、当該関節部421a～421fにおける回転角度及び回転駆動に伴うトルクを調整できるように構成されている。また、関節部421a～421fのアクチュエータは、回転運動に対する粘性抵抗係数を任意に調整できるように構成されており、例えば外部から加えられる力に対して回転しやすい（すなわち、アーム部420を手動で移動しやすい）状態や回転し難い（すなわち、アーム部420を手動で移動し難い）状態を実現することができる。

[0047] 図3を参照すると、本実施形態に係る関節部421a～421fのアクチュエータ430は、モータ424、モータドライバ425、減速機426、エンコーダ427、トルクセンサ428及び駆動軸429を有する。図3に示すように、エンコーダ427、モータ424、減速機426及びトルクセンサ428は、駆動軸429に対して直列にこの順で連結される。

[0048] モータ424は、アクチュエータ430における原動機であり、駆動軸429をその軸周りに回転させる。例えば、モータ424は、ブラシレスDCモータ等の電動モータである。本実施形態においては、モータ424は電流を供給されることによってその回転駆動が制御される。

[0049] 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。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、上述したようなアクチュエータ430の回転運動に対する粘性抵抗係数を調整することができる。

[0050] 減速機426は、駆動軸429に接続され、モータ424によって生じた駆動軸429の回転速度を所定の減速比で減速することにより、所定の値を有する回転駆動力（すなわち、トルク）を発生させる。減速機426には、バックラッシレス型の高性能減速機が用いられる。例えば、減速機426は

、ハーモニックドライブ（登録商標）であってもよい。減速機４２６によって生成されたトルクは、減速機４２６の出力軸に接続されたトルクセンサ４２８を介して、後段の出力部材（図示せず。例えばリンク４２２ａ～４２２ｃや撮像ユニット４２３等の連結部材）に伝達される。

[0051] エンコーダ４２７は、駆動軸４２９に接続され、駆動軸４２９の回転数を検出する。エンコーダによって検出された駆動軸４２９の回転数と、減速機４２６の減速比との関係に基づいて、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。

[0052] トルクセンサ４２８は、減速機４２６の出力軸に接続され、減速機４２６によって生成されたトルク、すなわち、アクチュエータ４３０によって出力されるトルクを検出する。以下の説明では、アクチュエータ４３０によって出力されるトルクのことを単に発生トルクとも呼称する。

[0053] このように、アクチュエータ４３０においては、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の回転数を調整することができる。ここで、減速機４２６における減速比は、支持アーム装置４００の用途に応じて適宜設定可能であってよい。従って、減速機４２６の減速比に応じて、モータ４２４の回転数を適宜調整することにより、発生トルクを制御することができる。また、アクチュエータ４３０においては、エンコーダ４２７によって検出された駆動軸４２９の回転数に基づいて、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、トルクセンサ４２８によって、関節部４２１ａ～４２１ｆにおける発生トルクを検出することができる。

[0054] また、トルクセンサ４２８は、アクチュエータ４３０による発生トルクだけでなく、外部から加えられる外トルクも検出することができる。従って、トルクセンサ４２８によって検出された外トルクに基づいて、モータドライバ４２５がモータ４２４に供給する電流量を調整することにより、上述したような回転運動に対する粘性抵抗係数を調整することができ、例えば外部から加えられる力に対して回転しやすい状態や回転し難い状態を実現すること

ができる。

- [0055] ここで、図4 A及び図4 Bを参照して、トルクセンサ4 2 8の構成について詳細に説明する。図4 Aは、図3に示すトルクセンサ4 2 8を、駆動軸4 2 9の軸方向から見た様子を模式的に示す概略図である。
- [0056] 図4 Aを参照すると、トルクセンサ4 2 8は、外輪部4 3 1、内輪部4 3 2、梁部4 3 3 a～4 3 3 d及び歪み検出素子4 3 4 a～4 3 4 dを有する。図4 Aに示すように、外輪部4 3 1及び内輪部4 3 2は同心円状に配置される。本実施形態では、内輪部4 3 2が入力側、すなわち、減速機4 2 6からの出力軸と接続され、外輪部4 3 1が出力側、すなわち、後段の出力部材（図示せず。）と接続される。
- [0057] 4本の梁部4 3 3 a～4 3 3 dは、同心円状に配置された外輪部4 3 1と内輪部4 3 2との間に配設され、外輪部4 3 1と内輪部4 3 2とを互いに接続する。図4 Aに示すように、梁部4 3 3 a～4 3 3 dは、隣り合う梁部4 3 3 a～4 3 3 d同士が互いに90度の角度となるように、外輪部4 3 1と内輪部4 3 2との間に介設される。
- [0058] 梁部4 3 3 a～4 3 3 dのうち、互いに向かい合う、すなわち、互いに180度の角度で設けられる2本には、歪み検出素子4 3 4 a～4 3 4 dが設けられる。歪み検出素子4 3 4 a～4 3 4 dによって検出された梁部4 3 3 a～4 3 3 dの変形量に基づいて、アクチュエータ4 3 0の発生トルク及び外トルクを検出することができる。
- [0059] 図4 Aに示す例では、梁部4 3 3 a～4 3 3 dのうち、梁部4 3 3 aに歪み検出素子4 3 4 a、4 3 4 bが、梁部4 3 3 cに歪み検出素子4 3 4 c、4 3 4 dが設けられる。また、歪み検出素子4 3 4 a、4 3 4 bは梁部4 3 3 aを挟むように設けられ、歪み検出素子4 3 4 c、4 3 4 dは梁部4 3 3 cを挟むように設けられる。例えば、歪み検出素子4 3 4 a～4 3 4 dは歪みゲージであり、梁部4 3 3 a、4 3 3 cの表面に貼り付けられることにより、梁部4 3 3 a、4 3 3 cの幾何的な変形量を電気抵抗の変化に基づいて検出する。図4 Aに示すように4ヶ所に歪み検出素子4 3 4 a～4 3 4 dが

設けられることにより、検出素子434a～434dがいわゆるホイートストンブリッジを構成する。従って、いわゆる4ゲージ法を用いて歪みを検出することができるため、歪みを検出する軸以外の他軸の干渉や駆動軸429の偏心、温度ドリフト等の影響を低減することができる。

[0060] このように、梁部433a～433dは、歪みを検出するための起歪体の役割を果たす。なお、本実施形態に係る歪み検出素子434a～434dの種類は歪みゲージに限定されず、他の素子が用いられてもよい。例えば、歪み検出素子434a～434dは、磁気特性の変化に基づいて梁部433a～433dの変形量を検出する素子であってもよい。

[0061] また、図3及び図4Aには図示しないが、トルクセンサ428による発生トルク及び外トルクの検出精度を向上させるために、以下に示す構成が適用されてもよい。例えば、梁部433a～433dの外輪部431と接続する部位を他の部位よりも薄肉化することにより、支持モーメントが解放されるため、検出される変形量の線形性が向上されるとともにラジアル荷重による影響が低減される。また、外輪部431及び内輪部432をともにベアリングを介してハウジングで支持することにより、入力軸及び出力軸の双方からの他軸力、モーメントの作用を排除することができる。また、外輪部431に作用する他軸モーメントを低減するために、図3に示すアクチュエータ430の他端、すなわちエンコーダ427が配設される部位に両持ち支持用ベアリングが配設されてもよい。

[0062] 以上、図4Aを参照して、トルクセンサ428の構成について説明した。以上説明したように、図4Aに示すトルクセンサ428の構成により、アクチュエータ430の発生トルク及び外トルクの検出において、高精度な検出が可能となる。

[0063] ここで、本実施形態においては、トルクセンサ428の構成は図4Aに示す構成に限定されず、他の構成であってもよい。アクチュエータ430に適用されるトルクセンサについて、トルクセンサ428以外の他の構成の一例を、図4Bを参照して説明する。

[0064] 図4 Bは、図3に示すアクチュエータ430に適用されるトルクセンサの他の構成例を示す概略図である。図4 Bを参照すると、本変形例に係るトルクセンサ428aは、外輪部441、内輪部442、梁部443a～443d及び歪み検出素子444a～444dを有する。なお、図4 Bでは、図4 Aと同様、トルクセンサ428aを駆動軸429の軸方向から見た様子を模式的に示している。

[0065] トルクセンサ428aにおいて、外輪部441、内輪部442、梁部443a～443d及び歪み検出素子444a～444dの機能及び構成は、図4 Aを参照して説明したトルクセンサ428の外輪部431、内輪部432、梁部433a～433d及び歪み検出素子434a～434dの機能及び構成とほぼ同様である。本変形例に係るトルクセンサ428aは、梁部443a～443dと外輪部441との接続部分の構成が異なる。従って、図4 Bに示すトルクセンサ428aについては、図4 Aに示すトルクセンサ428との相違点である梁部443a～443dと外輪部441との接続部位の構成について主に説明を行い、重複する構成については説明を省略する。

[0066] 図4 Bを参照すると、トルクセンサ428aの全体図と併せて、梁部443bと外輪部441との接続部位が拡大して図示されている。なお、図4 Bでは、梁部443a～443dと外輪部441との4ヶ所の接続部位のうちの1ヶ所である梁部443bと外輪部441との接続部位のみを拡大して図示しているが、他の3ヶ所である梁部443a、443c、443dと外輪部441との接続部位も同様の構成を有している。

[0067] 図4 Bにおける拡大図を参照すると、梁部443bと外輪部441との接続部位においては、外輪部441に係合凹部が設けられており、梁部443bの先端が係合凹部に係合されることにより両者が接続される。また、当該梁部443bと外輪部441の間には、間隙G1、G2が設けられる。間隙G1は梁部443bが外輪部441に向かって延伸する方向における両者の間隙を表しており、間隙G2は当該方向とは直交する方向における両者の間隙を表している。

[0068] このように、トルクセンサ428aにおいては、梁部443a～443dと外輪部441とが、所定の間隙G1、G2を有して分離して配設される。すなわち、トルクセンサ428aにおいては、外輪部441と内輪部442とが分離している。従って、内輪部442が外輪部441に対して拘束されず動きの自由度を有するため、例えばアクチュエータ430の駆動に際して振動が生じたとしても、振動による歪み成分を内輪部442と外輪部441との間の空隙G1、G2によって吸収することができる。よって、トルクセンサ428aをアクチュエータ430のトルクセンサとして適用することにより、より高精度な発生トルク及び外トルクの検出が実現される。

[0069] なお、図3、図4A及び図4Bに示すような、理想関節制御に対応するアクチュエータ430の構成については、例えば、本願出願人による先行特許出願である特開2009-269102号公報や特開2011-209099号公報を参照することができる。

[0070] 以上、図2、図3、図4A及び図4Bを参照して、本実施形態に係る支持アーム装置400の概略構成について説明した。次に、本実施形態に係る支持アーム装置400におけるアーム部420の駆動、すなわち、関節部421a～421fの駆動を制御するための全身協調制御及び理想関節制御について説明する。

[0071] [2-2. 一般化逆動力学について]

次に、本実施形態における支持アーム装置400の全身協調制御に用いられる一般化逆動力学の概要について説明する。

[0072] 一般化逆動力学は、複数のリンクが複数の関節部によって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2に示すアーム部420）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運動目的を、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。

[0073] 操作空間は、ロボット装置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、運動量空間等である。

[0074] 運動目的は、多リンク構造体の駆動制御における目標値を表すものであり、例えば、駆動制御によって達成したい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である。

[0075] 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。

[0076] 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、各運動目的の達成に必要な、操作空間に作用する仮想的な力である仮想力を、運動目的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。なお、以下の仮想力算出処理、実在力算出処理及び後述する理想関節制御の説明においては、理解を簡単にするために、具体例として、図2及び図3に示した本実施形態に係る支持アーム装置400のアーム部420の構成を例に挙げて説明を行う場合がある。

[0077] (2-2-1. 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 の時間微分値とヤコビアン J とを用いて、以下の数式（1）で定義される。

[0078] [数1]

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

..... (1)

[0079] 本実施形態では、例えば、 q はアーム部 420 の関節部 421 a ~ 421 f 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（2）で記述される。

[0080] [数2]

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

..... (2)

[0081] 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（3）、（4）で表される。

[0082] [数3]

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

..... (3)

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

..... (4)

[0083] 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 ~ 4 2 1 f 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。

[0084] 一般化逆動力学においては、操作空間 x に関する位置、速度の運動目的は、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 (1) から、運動目的とし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 (5) 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。

[0085] [数4]

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

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

..... (5)

[0086] 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。

[0087] 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 (3)、(4) 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 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及び関節部421a～421f)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。

[0088] ここで、運動目的の設定例として、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(6)で表現できる。

[0089] [数5]

$$\begin{aligned} L_i &= -F_i, \\ U_i &= F_i, \\ \ddot{x}_i &= \ddot{\bar{x}}_i \\ \dots\dots (6) \end{aligned}$$

[0090] また、上述したように、操作空間 x の位置、速度に関する運動目的は、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(7)で表現される(操作空間 x の位置、速度の目標値を、 x 、 x の1階微分に上付きバーを付して表す)。

[0091] [数6]

$$\begin{aligned} \ddot{\bar{x}}_i &= K_p(\bar{x}_i - x_i) + K_v(\dot{\bar{x}}_i - \dot{x}_i) \\ \dots\dots (7) \end{aligned}$$

[0092] 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)に関する運動目的を設定することもできる。なお、競合する運動目的間には優先度を与える必要がある。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。

[0093] (2-2-2. 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(2-2-1. 仮想力決定プロセス)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(8)で表現される。

[0094] [数7]

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

..... (8)

[0095] 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(8)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(non-driven joint component, driven joint component)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(non-driven joint component, driven joint component)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。

[0096] 上記数式(8)の上段は不定であり、例えば下記数式(9)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。

[0097]

[数8]

$$\begin{aligned} \min & \frac{1}{2} \varepsilon^T Q_1 \varepsilon + \frac{1}{2} \xi^T Q_2 \xi \\ \text{s.t.} & U \xi \geq v \\ \dots\dots & (9) \end{aligned}$$

[0098] ここで、 ε は上記数式 (8) の上段の両辺の差であり、数式 (8) の等式誤差を表す。 ξ は f_o 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 (9) 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。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 (10) のように表現される。

[0099] [数9]

$$\begin{aligned} |F_x| & \leq \mu_t F_z, \\ |F_y| & \leq \mu_t F_z, \\ F_z & \geq 0, \\ |M_x| & \leq d_y F_z, \\ |M_y| & \leq d_x F_z, \\ |M_z| & \leq \mu_r F_z \\ \dots\dots & (10) \end{aligned}$$

[0100] 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。

[0101] 上記数式(9)、(10)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(9)から得られた f_e 、 Δf_v を上記数式(8)の下段に代入することにより、運動目的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。

[0102] 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(8)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(8)の下段から、関節力 τ_a について以下の数式(11)を得ることができる。

[0103] [数10]

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

$$\dots\dots (11)$$

[0104] 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、所望の運動目的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421a～421f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421a～421fが、所望の運動目的を達成するように駆動される。

[0105] 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2009-95959号公報や特開2010-188471号公報を参照することができる。

[0106] [2-3. 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。各関節部421

a～4 2 1 f の運動は、下記数式（1 2）の二次遅れ系の運動方程式によってモデル化される。

[0107] [数11]

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

..... (1 2)

[0108] ここで、 I_a は関節部における慣性モーメント（イナーシャ）、 τ_a は関節部4 2 1 a～4 2 1 fの発生トルク、 τ_e は外部から各関節部4 2 1 a～4 2 1 fに作用する外トルク、 ν_a は各関節部4 2 1 a～4 2 1 fにおける粘性抵抗係数である。上記数式（1 2）は、関節部4 2 1 a～4 2 1 f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とも言える。

[0109] 上記[2-2. 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、運動目的及び拘束条件を用いて、当該運動目的を実現するために各関節部4 2 1 a～4 2 1 fに作用させるべき実在力である τ_a を算出することができる。従って、理想的には、算出された各 τ_a を上記数式（1 2）に適用することにより、上記数式（1 2）に示す理論モデルに従った応答が実現する、すなわち、所望の運動目的が達成されるはずである。

[0110] しかし、実際には、様々な外乱の影響により、関節部4 2 1 a～4 2 1 fの運動と上記数式（1 2）に示すような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、における関節部4 2 1 a～4 2 1 f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。

- [0111] 一方、後者の関節部421a～421f内部の摩擦や慣性等に起因するモデル化誤差は、例えば関節部421a～421fの減速機426における摩擦等、モデル化が困難な現象に起因しており、理論モデル構築時に無視できないモデル化誤差が残留し得る。また、上記数式(12)におけるイナーシャ I_a や粘性抵抗係数 ν_a の値と、実際の関節部421a～421fにおけるこれらの値との間に誤差が生じている可能性がある。これらのモデル化が困難な誤差は、関節部421a～421fの駆動制御において外乱となり得る。従って、このような外乱の影響により、実際には、関節部421a～421fの運動は、上記数式(12)に示す理論モデル通りには応答しない場合がある。よって、一般化逆動力学によって算出された関節力である実在力 τ_a を適用しても、制御目標である運動目的が達成されない場合が生じる。本実施形態では、各関節部421a～421fにアクティブな制御系を付加することで、上記数式(12)に示す理論モデルに従った理想応答を行うよう、関節部421a～421fの応答を補正することを考える。具体的には、本実施形態では、関節部421a～421fのトルクセンサ428、428aを用いた摩擦補償型のトルク制御を行うに留まらず、要求される発生トルク τ_a 、外トルク τ_e に対して、イナーシャ I_a 及び粘性抵抗係数 ν_a に至るまで理論値に従った理想応答を行うことが可能となる。
- [0112] 本実施形態では、このように、支持アーム装置400の関節部421a～421fが上記数式(12)に示すような理想的な応答を行うように関節部の駆動を制御することを、理想関節制御と呼称する。ここで、以下の説明では、当該理想関節制御によって駆動が制御されるアクチュエータのことを、理想的な応答が行われることから仮想アクチュエータ(VA: Virtualized Actuator)とも呼称する。以下、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する。
- [0113] 図5は、本開示の一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。なお、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。

- [0114] 図5を参照すると、アクチュエータ610は、図3に示すアクチュエータ430の機構を模式的に表しており、モータ(Motor)611、減速機(Reduction Gear)612、エンコーダ(Encoder)613及びトルクセンサ(Torque Sensor)614は、それぞれ、図3に示すモータ424、減速機426、エンコーダ427及びトルクセンサ428(又は図4Bに示すトルクセンサ428a)に対応している。
- [0115] ここで、アクチュエータ610が上記数式(12)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(12)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。また、上記数式(12)に示すように、理論モデルには、アクチュエータ610に作用する外トルク項 τ_e が含まれている。本実施形態では、理想関節制御を行うために、トルクセンサ614によって外トルク τ_e を測定する。また、エンコーダ613によって測定されたアクチュエータ610の回転角度 q に基づい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 を算出するために、外乱オブザーバ620を適用する。
- [0116] ブロック631は、上記数式(12)に示す関節部421a~421f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を表している。ブロック631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(12)の左辺に示す回転角加速度目標値(回転角目標値 q^{ref} の2階微分)を出力することができる。
- [0117] 本実施形態では、上記[2-2. 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発生トルク τ_a と、トルクセンサ614によって測定された外トルク τ_e が、ブロック631に入力される。一方、微分演算を行う演算器を表すブロック632に、エンコーダ613によって測定された回転角度 q が入力されることにより、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、ブロック632によって算出された回転角速度がブロック631に入力されることにより、ブ

ック631によって回転角加速度目標値が算出される。算出された回転角加速度目標値は、ブロック633に入力される。

[0118] ブロック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を表す。本実施形態においては、具体的には、ブロック633は、回転角加速度目標値にアクチュエータ610における公称イナーシャ（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} を得ることができる。理想の応答においては、アクチュエータ610に当該トルク目標値 τ^{ref} を生じさせることにより、所望の運動目的が達成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によって外乱推定値 τ_d を算出し、外乱推定値 τ_d を用いて当該トルク目標値 τ^{ref} を補正する。

[0119] 外乱オブザーバ620の構成について説明する。図5に示すように、外乱オブザーバ620は、トルク指令値 τ と、エンコーダ613によって測定された回転角度 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に生じさせるトルク値である。例えば、外乱推定値 τ_d が算出されていない場合には、トルク指令値 τ はトルク目標値 τ^{ref} となる。

[0120] 外乱オブザーバ620は、ブロック634とブロック635とから構成される。ブロック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を表す。本実施形態においては、具体的には、エンコーダ613によって測定された回転角度 q から、ブロック632によって算出された回転角速度がブロック634に入力される。ブロック634は、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）を算出することができる。

- [0121] 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、前週の制御におけるトルク指令値 τ と、今回の制御におけるトルク推定値との差分であってよい。ブロック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、ブロック633によって算出されたトルク指令値 τ はブロック631に示す関節部421a～421f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。
- [0122] また、外乱オブザーバ620には、系の発散を防ぐために、ブロック635に示すローパスフィルター（LPF: Low Pass Filter）が設けられる。ブロック635は、伝達関数 $g/(s+g)$ で表される演算を行うことにより、入力された値に対して低周波成分のみを出力し、系を安定化させる。本実施形態では、ブロック634によって算出されたトルク推定値とトルク指令値 τ^{ref} との差分値は、ブロック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。
- [0123] 本実施形態では、トルク目標値 τ^{ref} に外乱オブザーバ620によって算出された外乱推定値 τ_d を加算するフィードフォワード制御が行われることにより、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。そして、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。具体的には、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、アクチュエータ610が駆動される。
- [0124] 以上、図5を参照して説明した構成を取ることで、本実施形態に係る関節部421a～421f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610の応答を目標値に追従させることが可能となる。また、関節部421a～421fの駆動制御について、理論モデルが仮定するイナーシャ I_a 及び粘性抵抗係数 ν_a に従った理想応答を行

うことが可能となる。

[0125] 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 2009-269102 号公報を参照することができる。

[0126] 以上、本実施形態において用いられる一般化逆動力学について説明するとともに、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。以上説明したように、本実施形態においては、一般化逆動力学を用いることにより、アーム部 420 の運動目的を達成するための各関節部 421a~421f の駆動パラメータ（例えば関節部 421a~421f の発生トルク値）を、拘束条件を考慮して算出する、全身協調制御が行われる。また、図 5 を参照して説明したように、本実施形態においては、上記一般化逆動力学を用いた全身協調制御により算出された発生トルク値に対して外乱の影響を考慮した補正を行うことにより、関節部 421a~421f の駆動制御において理論モデルに基づいた理想的な応答を実現する、理想関節制御が行われる。従って、本実施形態においては、アーム部 420 の駆動について、運動目的を達成する高精度な駆動制御が可能となる。

[0127] [2-4. 支持アーム制御システムの構成]

次に、上記 [2-2. 一般化逆動力学について] 及び上記 [2-3. 理想関節制御について] で説明した全身協調制御や理想関節制御が支持アーム装置の駆動制御に適用された、本実施形態に係る支持アーム制御システムの構成について説明する。

[0128] 図 6 を参照して、本開示の一実施形態に係る支持アーム制御システムの一構成例について説明する。図 6 は、本開示の一実施形態に係る支持アーム制御システムの一構成例を示す機能ブロック図である。なお、図 6 に示す支持アーム制御システムでは、支持アーム装置のアーム部の駆動の制御に関わる構成について主に図示している。

[0129] 図 6 を参照すると、本開示の一実施形態に係る支持アーム制御システム 1 は、支持アーム装置 10、制御装置 20 及び表示装置 30 を備える。本実施

形態においては、制御装置 20 によって、上記 [2-2. 一般化逆動力学について] で説明した全身協調制御及び上記 [2-3. 理想関節制御について] で説明した理想関節制御における各種の演算が行われ、その演算結果に基づいて支持アーム装置 10 のアーム部の駆動が制御される。また、支持アーム装置 10 のアーム部には後述する撮像部 140 が設けられており、撮像部 140 によって撮影された画像が表示装置 30 の表示画面に表示される。以下、支持アーム装置 10、制御装置 20 及び表示装置 30 の構成について詳細に説明する。

[0130] 支持アーム装置 10 は、複数の関節部と複数のリンクから構成される多リンク構造体であるアーム部を有し、当該アーム部を可動範囲内で駆動させることにより、当該アーム部の先端に設けられる先端ユニットの位置及び姿勢の制御を行う。支持アーム装置 10 は、図 2 に示す支持アーム装置 400 に対応している。

[0131] 図 6 を参照すると、支持アーム装置 10 は、アーム制御部 110 及びアーム部 120 を有する。また、アーム部 120 は、関節部 130 及び撮像部 140 を有する。

[0132] アーム制御部 110 は、支持アーム装置 10 を統合的に制御するとともに、アーム部 120 の駆動を制御する。アーム制御部 110 は、図 2 を参照して説明した制御部（図 2 には図示せず。）に対応している。具体的には、アーム制御部 110 は駆動制御部 111 を有し、駆動制御部 111 からの制御によって関節部 130 の駆動が制御されることにより、アーム部 120 の駆動が制御される。より具体的には、駆動制御部 111 は、関節部 130 のアクチュエータにおけるモータに対して供給される電流量を制御することにより、当該モータの回転数を制御し、関節部 130 における回転角度及び発生トルクを制御する。ただし、上述したように、駆動制御部 111 によるアーム部 120 の駆動制御は、制御装置 20 における演算結果に基づいて行われる。従って、駆動制御部 111 によって制御される、関節部 130 のアクチュエータにおけるモータに対して供給される電流量は、制御装置 20 にお

る演算結果に基づいて決定される電流量である。

[0133] アーム部 120 は、複数の関節部と複数のリンクから構成される多リンク構造体であり、アーム制御部 110 からの制御によりその駆動が制御される。アーム部 120 は、図 2 に示すアーム部 420 に対応している。アーム部 120 は、関節部 130 及び撮像部 140 を有する。なお、アーム部 120 が有する複数の関節部の機能及び構成は互いに同様であるため、図 6 では、それら複数の関節部を代表して 1 つの関節部 130 の構成を図示している。

[0134] 関節部 130 は、アーム部 120 においてリンク間を互いに回動可能に連結するとともに、アーム制御部 110 からの制御によりその回転駆動が制御されることによりアーム部 120 を駆動する。関節部 130 は、図 2 に示す関節部 421a～421f に対応している。また、関節部 130 は、アクチュエータを有し、当該アクチュエータの構成は、例えば図 3、図 4A 及び図 4B に示す構成と同様である。

[0135] 関節部 130 は、関節駆動部 131 及び関節状態検出部 132 を有する。

[0136] 関節駆動部 131 は、関節部 130 のアクチュエータにおける駆動機構であり、関節駆動部 131 が駆動することにより関節部 130 が回転駆動する。関節駆動部 131 は、駆動制御部 111 によってその駆動が制御される。例えば、関節駆動部 131 は、図 3 に示すモータ 424 及びモータドライバ 425 に対応する構成であり、関節駆動部 131 が駆動することは、モータドライバ 425 が駆動制御部 111 からの指令に応じた電流量でモータ 424 を駆動することに対応している。

[0137] 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してよい。例えば、関節部 130 の状態には、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。本実施形態においては、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 の発生トルク及び外トルクを検出するトルク検出部 134 を有する。なお、回転角度検出部 133 及びトルク検出部 134 は、図 3

に示すアクチュエータ４３０のエンコーダ４２７及び図４Ａ及び図４Ｂに示すトルクセンサ４２８、４２８ａに、それぞれ対応している。関節状態検出部１３２は、検出した関節部１３０の状態を制御装置２０に送信する。

[0138] 撮像部１４０は、アーム部１２０の先端に設けられる先端ユニットの一例であり、撮影対象の画像を取得する。撮像部１４０は、図２に示す撮像ユニット４２３に対応している。具体的には、撮像部１４０は、撮影対象を動画や静止画の形式で撮影することのできるカメラ等である。より具体的には、撮像部１４０は、２次元上に配列された複数の受光素子を有し、当該受光素子における光電変換により、撮影対象の画像を表す画像信号を取得することができる。撮像部１４０は、取得した画像信号を表示装置３０に送信する。

[0139] なお、図２に示す支持アーム装置４００において撮像ユニット４２３がアーム部４２０の先端に設けられていたように、支持アーム装置１０においても、実際には撮像部１４０がアーム部１２０の先端に設けられている。図６では、撮像部１４０が複数の関節部１３０及び複数のリンクを介して最終段のリンクの先端に設けられる様子を、関節部１３０と撮像部１４０との間にリンクを模式的に図示することにより表現している。

[0140] なお、本実施形態においては、アーム部１２０の先端には先端ユニットとして各種の医療用器具が接続され得る。当該医療用器具としては、例えば、メスや鉗子等の各種の施術器具や、超音波検査装置の探触子等の各種の検査装置の一ユニット等、施術に際して用いられる各種のユニットが挙げられる。また、本実施形態では、図６に示す撮像部１４０や、内視鏡、顕微鏡等の撮像機能を有するユニットも医療用器具に含まれてよい。このように、本実施形態に係る支持アーム装置１０は、医療用器具を備えた医療用支持アーム装置であると言える。同様に、本実施形態に係る支持アーム制御システム１は、医療用支持アーム制御システムであると言える。なお、図６に示す支持アーム装置１０は、撮像機能を有するユニットを先端ユニットとして備えるＶＭ支持アーム装置であるとも言える。また、アーム部１２０の先端に、２つの撮像ユニット（カメラユニット）を有するステレオカメラが設けられ、

撮像対象を3D画像として表示するように撮影が行われてもよい。

[0141] 以上、支持アーム装置10の機能及び構成について説明した。次に、制御装置20の機能及び構成について説明する。図6を参照すると、制御装置20は、入力部210、記憶部220及び制御部230を有する。

[0142] 制御部230は、制御装置20を統合的に制御するとともに、支持アーム装置10におけるアーム部120の駆動を制御するための各種の演算を行う。具体的には、制御部230は、支持アーム装置10のアーム部120の駆動を制御するために、全身協調制御及び理想関節制御における各種の演算を行う。以下、制御部230の機能及び構成について詳しく説明するが、全身協調制御及び理想関節制御については、上記[2-2. 一般化逆動力学について]及び上記[2-3. 理想関節制御について]で既に説明しているため、ここでは詳しい説明は省略する。

[0143] 制御部230は、全身協調制御部240及び理想関節制御部250を有する。

[0144] 全身協調制御部240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。本実施形態では、全身協調制御部240は、関節状態検出部132によって検出された関節部130の状態に基づいてアーム部120の状態（アーム状態）を取得する。また、全身協調制御部240は、当該アーム状態と、アーム部120の運動目的及び拘束条件と、に基づいて、操作空間におけるアーム部120の全身協調制御のための制御値を、一般化逆動力学を用いて算出する。なお、操作空間とは、例えばアーム部120に作用する力とアーム部120に発生する加速度との関係を記述するための空間である。

[0145] 全身協調制御部240は、アーム状態取得部241、演算条件設定部242、仮想力算出部243及び実在力算出部244を有する。

[0146] アーム状態取得部241は、関節状態検出部132によって検出された関節部130の状態に基づいて、アーム部120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120の運動の状態を意味してい

てよい。例えば、アーム状態には、アーム部 120 の位置、速度、加速度、力等の情報が含まれる。上述したように、関節状態検出部 132 は、関節部 130 の状態として、各関節部 130 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、後述するが、記憶部 220 は、制御装置 20 によって処理される各種の情報を記憶するものであり、本実施形態においては、記憶部 220 には、アーム部 120 に関する各種の情報（アーム情報）、例えばアーム部 120 を構成する関節部 130 及びリンクの数や、リンクと関節部 130 との接続状況、リンクの長さ等の情報が格納されていてよい。アーム状態取得部 241 は、記憶部 220 から当該アーム情報を取得することができる。従って、アーム状態取得部 241 は、関節部 130 の状態とアーム情報とに基づいて、複数の関節部 130、複数のリンク及び撮像部 140 の空間上の位置（座標）（すなわち、アーム部 120 の形状や撮像部 140 の位置及び姿勢）や、各関節部 130、リンク及び撮像部 140 に作用している力等の情報をアーム状態として取得することができる。アーム状態取得部 241 は、取得したアーム情報を演算条件設定部 242 に送信する。

- [0147] 演算条件設定部 242 は、一般化逆動力学を用いた全身協調制御に関する演算における演算条件を設定する。ここで、演算条件とは、運動目的及び拘束条件であってよい。運動目的は、アーム部 120 の運動に関する各種の情報であってよい。具体的には、運動目的は、撮像部 140 の位置及び姿勢（座標）、速度、加速度並びに力等の目標値であったり、アーム部 120 の複数の関節部 130 及び複数のリンクの位置（座標）、速度、加速度及び力等の目標値であったりしてもよい。また、拘束条件は、アーム部 120 の運動を制限（拘束）する各種の情報であってよい。具体的には、拘束条件は、アーム部の各構成部材が移動不可能な領域の座標や、移動不可能な速度、加速度の値、発生不可能な力の値等であってよい。また、拘束条件における各種の物理量の制限範囲は、アーム部 120 の構造的に実現することが不可能であることから設定されてもよいし、ユーザによって適宜設定されてもよい。

また、演算条件設定部 242 は、アーム部 120 の構造についての物理モデル（例えば、アーム部 120 を構成するリンクの数や長さ、リンクの関節部 130 を介した接続状況、関節部 130 の可動範囲等がモデル化されたもの）を有し、当該物理モデルに、所望の運動条件及び拘束条件が反映された制御モデルを生成することにより、運動条件及び拘束条件を設定してもよい。

[0148] 本実施形態においては、運動目的及び拘束条件を適切に設定することにより、アーム部 120 に所望の動作を行わせることが可能となる。例えば、運動目的として、撮像部 140 の位置の目標値を設定することにより撮像部 140 をその目標の位置に移動させることはもちろんのこと、アーム部 120 が空間上の所定の領域内に侵入しないようにする等、拘束条件によって移動の制約を設けてアーム部 120 を駆動させることも可能である。

[0149] 運動目的の具体例として、例えば、運動目的は、撮像部 140 の撮影方向が施術部位に固定された状態で、撮像部 140 が施術部位を頂点とした円錐の面内を移動する、当該円錐の軸を旋回軸とした旋回動作である、ピボット動作であってもよい。また、当該ピボット動作においては、撮像部 140 と円錐の頂点に当たる点との距離が一定に保たれた状態で旋回動作が行われてもよい。このようなピボット動作を行うことにより、観察部位を等距離からかつ異なる角度から観察できるようになるため、手術を行うユーザの利便性を向上させることができる。

[0150] また、他の具体例として、運動目的は、各関節部 130 における発生トルクを制御する内容であってもよい。具体的には、運動目的は、アーム部 120 に作用する重力を打ち消すように関節部 130 の状態を制御するとともに、更に外部から与えられた力の方向へのアーム部 120 の移動をサポートするように関節部 130 の状態を制御するパワーアシスト動作であってもよい。より具体的には、パワーアシスト動作においては、アーム部 120 の各関節部 130 における重力による外トルクを打ち消す発生トルクを各関節部 130 に生じさせるように各関節部 130 の駆動が制御されることにより、アーム部 120 の位置及び姿勢が所定の状態で保持される。この状態で更に外

部から（例えばユーザから）外トルクが加えられた場合に、与えられた外トルクと同じ方向の発生トルクを各関節部 130 に生じさせるように各関節部 130 の駆動が制御される。このようなパワーアシスト動作を行うことにより、ユーザが手動でアーム部 120 を動かす場合に、ユーザはより小さい力でアーム部 120 を移動させることができるため、あたかも無重力下でアーム部 120 を動かしているような感覚をユーザに対して与えることができる。また、上述したピボット動作と当該パワーアシスト動作とを組み合わせることも可能である。

[0151] ここで、本実施形態において、運動目的とは、全身協調制御において実現されるアーム部 120 の動作（運動）を意味していてもよいし、当該動作における瞬時的な運動目的（すなわち、運動目的における目標値）を意味していてもよい。例えば上記のピボット動作であれば、撮像部 140 がピボット動作を行うこと自体が運動目的であるが、ピボット動作を行っている最中においては、当該ピボット動作における円錐面内での撮像部 140 の位置や速度等の値が、瞬時的な運動目的（当該運動目的における目標値）として設定されている。また例えば上記のパワーアシスト動作であれば、外部から加えられた力の方向へのアーム部 120 の移動をサポートするパワーアシスト動作を行うこと自体が運動目的であるが、パワーアシスト動作を行っている最中においては、各関節部 130 に加えられる外トルクと同じ方向への発生トルクの値が、瞬時的な運動目的（当該運動目的における目標値）として設定されている。本実施形態における運動目的は、瞬時的な運動目的（例えばある時間におけるアーム部 120 の各構成部材の位置や速度、力等の目標値）と、瞬時的な運動目的が連続的に達成された結果、経時的に実現されるアーム部 120 の各構成部材の動作の、双方を含む概念である。全身協調制御部 240 における全身協調制御のための演算における各ステップでは瞬時的な運動目的がその都度設定され、当該演算が繰り返し行われることにより、最終的に所望の運動目的が達成される。

[0152] なお、本実施形態においては、運動目的が設定される際に、各関節部 130

0の回転運動における粘性抵抗係数も適宜設定されてよい。上述したように、本実施形態に係る関節部130は、アクチュエータ430の回転運動における粘性抵抗係数を適宜調整できるように構成される。従って、運動目的の設定に際して各関節部130の回転運動における粘性抵抗係数も設定することにより、例えば外部から加えられる力に対して回転しやすい状態や回転し難い状態を実現することができる。例えば上述したパワーアシスト動作であれば、関節部130における粘性抵抗係数が小さく設定されることにより、ユーザがアーム部120を移動させる際に要する力がより小さくてよく、ユーザに与えられる無重力感がより助長される。このように、各関節部130の回転運動における粘性抵抗係数は、運動目的の内容に応じて適宜設定されてよい。

[0153] ここで、本実施形態においては、後述するように、記憶部220には、全身協調制御に関する演算において用いられる運動目的や拘束条件等の演算条件に関するパラメータが格納されていてもよい。演算条件設定部242は、記憶部220に記憶されている拘束条件を、全身協調制御の演算に用いる拘束条件として設定することができる。

[0154] また、本実施形態においては、演算条件設定部242は、複数の方法によって運動目的を設定することができる。例えば、演算条件設定部242は、アーム状態取得部241から送信されるアーム状態に基づいて運動目的を設定してもよい。上述したように、アーム状態には、アーム部120の位置の情報やアーム部120に対して作用する力の情報が含まれる。従って、例えばユーザがアーム部120を手動で移動させようとしている場合には、アーム状態取得部241によって、ユーザがアーム部120をどのように移動させようとしているか、に関する情報もアーム状態として取得される。従って、演算条件設定部242は、取得されたアーム状態に基づいて、ユーザがアーム部120を移動させた位置や速度、力等を瞬時的な運動目的として設定することができる。このように運動目的が設定されることにより、アーム部120の駆動は、ユーザによるアーム部120の移動を追従し、サポートす

るように制御される。

[0155] また、例えば、演算条件設定部 242 は、入力部 210 からユーザによって入力される指示に基づいて運動目的を設定してもよい。後述するが、入力部 210 は、ユーザが制御装置 20 に支持アーム装置 10 の駆動制御に関する情報や命令等を入力するための入力インターフェースであり、本実施形態においては、ユーザによる入力部 210 からの操作入力に基づいて、運動目的が設定されてもよい。具体的には、入力部 210 は、例えばレバー、ペダル等のユーザが操作する操作手段を有し、当該レバー、ペダル等の操作に応じて、アーム部 120 の各構成部材の位置や速度等が、演算条件設定部 242 によって瞬時的な運動目的として設定されてもよい。

[0156] 更に、例えば、演算条件設定部 242 は、記憶部 220 に記憶されている運動目的を、全身協調制御の演算に用いる運動目的として設定してもよい。例えば、空間上の所定の点で撮像部 140 が静止するという運動目的であれば、当該所定の点の座標を運動目的として予め設定することができる。また、例えば、撮像部 140 が空間上において所定の軌跡上を移動するという運動目的であれば、当該所定の軌跡を表す各点の座標を運動目的として予め設定することができる。このように、運動目的が予め設定できるものである場合には、当該運動目的が予め記憶部 220 に記憶されていてもよい。また、例えば上述したピボット動作であれば、運動目的は円錐の面内における位置や速度等を目標値とするものに限られるし、パワーアシスト動作であれば、運動目的は力为目标値とするものに限られる。このように、ピボット動作やパワーアシスト動作のような運動目的が予め設定されている場合には、これらの運動目的における瞬時的な運動目的として設定され得る目標値の範囲や種類等に関する情報が、記憶部 220 に記憶されていてもよい。演算条件設定部 242 は、このような運動目的に関する各種の情報も含めて、運動目的として設定することができる。

[0157] なお、演算条件設定部 242 が、上記のいずれの方法で運動目的を設定するかは、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設定可能

であってよい。また、演算条件設定部 242 は、また、上記の各方法を適宜組み合わせることにより、運動目的及び拘束条件を設定してもよい。なお、記憶部 220 に格納されている拘束条件の中に運動目的の優先度が設定されていてもよく、複数の互いに異なる運動目的が存在する場合には、演算条件設定部 242 は、当該拘束条件の優先度に応じて運動目的を設定してもよい。演算条件設定部 242 は、アーム状態並びに設定した運動目的及び拘束条件を仮想力算出部 243 に送信する。

[0158] 仮想力算出部 243 は、一般化逆動力学を用いた全身協調制御に関する演算における仮想力を算出する。仮想力算出部 243 が行う仮想力の算出処理は、例えば、上記（2-2-1. 仮想力算出処理）で説明した一連の処理であってよい。仮想力算出部 243 は、算出した仮想力 f_v を実在力算出部 244 に送信する。

[0159] 実在力算出部 244 は、一般化逆動力学を用いた全身協調制御に関する演算における実在力を算出する。実在力算出部 244 が行う実在力の算出処理は、例えば、上記（2-2-2. 実在力算出処理）で説明した一連の処理であってよい。実在力算出部 244 は、算出した実在力（発生トルク） τ_a を理想関節制御部 250 に送信する。なお、本実施形態においては、実在力算出部 244 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 130 の制御値という意味で、制御値又は制御トルク値とも呼称する。

[0160] 理想関節制御部 250 は、一般化逆動力学を用いた理想関節制御に関する各種の演算を行う。本実施形態では、理想関節制御部 250 は、実在力算出部 244 によって算出された発生トルク τ_a に対して外乱の影響を補正することにより、アーム部 120 の理想的な応答を実現するトルク指令値 τ を算出する。なお、理想関節制御部 250 によって行われる演算処理は、上記〔2-3. 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。

[0161] 理想関節制御部 250 は、外乱推定部 251 及び指令値算出部 252 を有する。

- [0162] 外乱推定部 251 は、トルク指令値 τ と、回転角度検出部 133 によって検出された回転角度 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。なお、ここでいうトルク指令値 τ は、最終的に支持アーム装置 10 に送信されるアーム部 120 での発生トルクを表す指令値である。このように、外乱推定部 251 は、図 5 に示す外乱オブザーバ 620 に対応する機能を有する。
- [0163] 指令値算出部 252 は、外乱推定部 251 によって算出された外乱推定値 τ_d を用いて、最終的に支持アーム装置 10 に送信されるアーム部 120 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 252 は、上記数式 (12) に示す関節部 130 の理想モデルから算出される τ^{ref} に外乱推定部 251 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。例えば、外乱推定値 τ_d が算出されていない場合には、トルク指令値 τ はトルク目標値 τ^{ref} となる。このように、指令値算出部 252 の機能は、図 5 に示す外乱オブザーバ 620 以外の機能に対応している。
- [0164] 以上説明したように、理想関節制御部 250 においては、外乱推定部 251 と指令値算出部 252 との間で繰り返し情報のやり取りが行われることにより、図 5 を参照して説明した一連の処理が行われる。理想関節制御部 250 は算出したトルク指令値 τ を支持アーム装置 10 の駆動制御部 111 に送信する。駆動制御部 111 は、送信されたトルク指令値 τ に対応する電流量を、関節部 130 のアクチュエータにおけるモータに対して供給する制御を行うことにより、当該モータの回転数を制御し、関節部 130 における回転角度及び発生トルクを制御する。
- [0165] 本実施形態に係る支持アーム制御システム 1 においては、支持アーム装置 10 におけるアーム部 120 の駆動制御は、アーム部 120 を用いた作業が行われている間継続的に行われるため、支持アーム装置 10 及び制御装置 20 における以上説明した処理が繰り返し行われる。すなわち、支持アーム装置 10 の関節状態検出部 132 によって関節部 130 の状態が検出され、制

御装置 20 に送信される。制御装置 20 では、当該関節部 130 の状態と、運動目的及び拘束条件とに基づいて、アーム部 120 の駆動を制御するための全身協調制御及び理想関節制御に関する各種の演算が行われ、演算結果としてのトルク指令値 τ が支持アーム装置 10 に送信される。支持アーム装置 10 では、当該トルク指令値 τ に基づいてアーム部 120 の駆動が制御され、駆動中又は駆動後の関節部 130 の状態が、再び関節状態検出部 132 によって検出される。

[0166] 制御装置 20 が有する他の構成についての説明を続ける。

[0167] 入力部 210 は、ユーザが制御装置 20 に支持アーム装置 10 の駆動制御に関する情報や命令等を入力するための入力インターフェースである。本実施形態においては、ユーザによる入力部 210 からの操作入力に基づいて、支持アーム装置 10 のアーム部 120 の駆動が制御され、撮像部 140 の位置及び姿勢が制御されてもよい。具体的には、上述したように、ユーザによって入力部 210 から入力されたアームの駆動の指示に関する指示情報が演算条件設定部 242 に入力されることにより、演算条件設定部 242 が当該指示情報に基づいて全身協調制御における運動目的を設定してもよい。このように、ユーザが入力した指示情報に基づく運動目的を用いて全身協調制御が行われることにより、ユーザの操作入力に応じたアーム部 120 の駆動が実現される。

[0168] 具体的には、入力部 210 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、レバー及びペダル等のユーザが操作する操作手段を有する。例えば入力部 210 がペダルを有する場合、ユーザは当該ペダルを足で操作することによりアーム部 120 の駆動を制御することができる。従って、ユーザが患者の施術部位に対して両手を使って処置を行っている場合であっても、足によるペダルの操作によって撮像部 140 の位置及び姿勢、すなわち、施術部位の撮影位置や撮影角度を調整することができる。

[0169] 記憶部 220 は、制御装置 20 によって処理される各種の情報を記憶する。本実施形態においては、記憶部 220 は、制御部 230 によって行われる

全身協調制御及び理想関節制御に関する演算において用いられる各種のパラメータを記憶することができる。例えば、記憶部 220 は、全身協調制御部 240 による全身協調制御に関する演算において用いられる運動目的及び拘束条件を記憶していてもよい。記憶部 220 が記憶する運動目的は、上述したように、例えば撮像部 140 が空間上の所定の点で静止することのような、予め設定され得る運動目的であってよい。また、拘束条件は、アーム部 120 の幾何的な構成や支持アーム装置 10 の用途等に応じて、ユーザによって予め設定され、記憶部 220 に格納されていてもよい。また、記憶部 220 には、アーム状態取得部 241 がアーム状態を取得する際に用いるアーム部 120 に関する各種の情報が記憶されていてもよい。更に、記憶部 220 には、制御部 230 による全身協調制御及び理想関節制御に関する演算における演算結果や演算過程で算出される各数値等が記憶されてもよい。このように、記憶部 220 には、制御部 230 によって行われる各種の処理に関するあらゆるパラメータが格納されていてよく、制御部 230 は、記憶部 220 と相互に情報を送受信しながら各種の処理を行うことができる。

[0170] 以上、制御装置 20 の機能及び構成について説明した。なお、本実施形態に係る制御装置 20 は、例えば PC (Personal Computer) やサーバ等の各種の情報処理装置 (演算処理装置) によって構成することができる。次に、表示装置 30 の機能及び構成について説明する。

[0171] 表示装置 30 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、当該情報をユーザに対して視覚的に通知する。本実施形態においては、表示装置 30 は、支持アーム装置 10 の撮像部 140 によって撮影された画像を表示画面上に表示する。具体的には、表示装置 30 は、撮像部 140 によって取得された画像信号に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。) 等の機能及び構成を有する。なお、表示装置 30 は、上記の機能及び構成以外にも、一般的に表示装置が有する各種の機能及び構成を有してもよい。表示装置 30 は、図 1

に示す表示装置 550 に対応している。

[0172] 以上、図 6 を参照して、本実施形態に係る支持アーム装置 10、制御装置 20 及び表示装置 30 の機能及び構成について説明した。上記の各構成要素は、汎用的な部材や回路を用いて構成されていてもよいし、各構成要素の機能に特化したハードウェアにより構成されていてもよい。また、各構成要素の機能を、CPU 等が全て行ってもよい。従って、本実施形態を実施する時々の技術レベルに応じて、適宜、利用する構成を変更することが可能である。

[0173] 以上説明したように、本実施形態によれば、支持アーム装置 10 における多リンク構造体であるアーム部 120 が、少なくとも 6 自由度以上の自由度を有するとともに、当該アーム部 120 を構成する複数の関節部 130 のそれぞれの駆動が駆動制御部 111 によって制御される。そして、当該アーム部 120 の先端には医療用器具が設けられる。このように、各関節部 130 の駆動が制御されることにより、より自由度の高いアーム部 120 の駆動制御が実現され、よりユーザにとって操作性の高い医療用の支持アーム装置 10 が実現される。

[0174] より具体的には、本実施形態によれば、支持アーム装置 10 において、関節状態検出部 132 によって関節部 130 の状態が検出される。そして、制御装置 20 において、当該関節部 130 の状態と、運動目的及び拘束条件とに基づいて、アーム部 120 の駆動を制御するための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が行われ、演算結果としてのトルク指令値 τ が算出される。更に、支持アーム装置 10 において、当該トルク指令値 τ に基づいてアーム部 120 の駆動が制御される。このように、本実施形態においては、一般化逆動力学を用いた全身協調制御により、アーム部 120 の駆動が制御される。従って、力制御によるアーム部 120 の駆動制御が実現され、よりユーザにとって操作性の高い支持アーム装置が実現される。また、本実施形態では、全身協調制御において、例えばピボット動作やパワーアシスト動作といった、よりユーザの利便性を向上させる各種の運動目的を

実現する制御が可能となる。更に、本実施形態においては、例えばアーム部 120 を手動で移動させたり、ペダルからの操作入力により移動させたりといった、多様な駆動手段が実現されるため、ユーザの利便性の更なる向上が実現される。

[0175] また、本実施形態においては、アーム部 120 の駆動制御について、全身協調制御と併せて理想関節制御が適用される。理想関節制御においては、関節部 130 内部の摩擦や慣性等の外乱成分を推定し、推定した外乱成分を用いたフィードフォワード制御が行われる。従って、摩擦等の外乱成分がある場合であっても、関節部 130 の駆動について理想的な応答を実現することができる。よって、アーム部 120 の駆動制御において、振動等の影響がより少ない、高精度の応答性と高い位置決め精度や安定性が実現される。

[0176] 更に、本実施形態においては、アーム部 120 を構成する複数の関節部 130 のそれぞれが、例えば図 3 に示すような、理想関節制御に適合した構成を有し、各関節部 130 における回転角度、発生トルク及び粘性抵抗係数を電流値によって制御することができる。このように、各関節部 130 の駆動が電流値によって制御され、また、全身協調制御により各関節部 130 の駆動がアーム部 120 全体の状態を把握しながら制御されるため、カウンターバランスが不要となり、支持アーム装置 10 の小型化が実現される。

[0177] [2-5. アームの可動域制限と可動域拡張の概要]

本実施形態では、上述したような関節角度センサ及び力制御型アクチュエータで構成され、一般逆動力学に基づく理想関節制御によりコントロールされる支持アームにおいて、アーム先端位置が初期設定された安全可動域内外のいずれに位置するかを判断し、安全可動域内では力制御型アクチュエータの動作負荷を低く、安全可動域外(非安全領域)では動作負荷を高く設定することで、アーム先端位置の新規侵入領域での移動操作を制限する。また、アーム先端位置が一度通過した非安全領域をリアルタイムに記憶して、安全可動域の一部として追加拡張することで、操作中に安全可動域の動的変更を可能とする。

[0178] 図7A～図7Cは、本実施形態におけるアームの可動域制限の例を示す模式図であって、手動誘導動作モードを示している。図7Aに示す安全可動域300では、関節部130における粘性抵抗係数が低く、操作者は粘性負荷が低い状態でアーム部120を可動することができる。一方、非安全領域302では、粘性抵抗係数が高いため、操作者は相当程度の負荷をアームにかけないと、アーム先端（作用点P）を非安全領域302に移動することができない。これにより、アーム先端が安易に非安全領域302に入ることがなく、アーム先端が非安全領域302内に位置する患部や物体等と接触することがないため、安全性を確保できる。

[0179] また、操作者が安全可動域300を拡大したい場合は、図7Aに示す状態から図7Bに示す状態にアーム先端を動かす。この際、非安全領域302にアーム先端を入れるため、操作者は相当程度の負荷をかけてアーム先端を動かす。アーム先端が非安全領域302に入ると、安全可動域300が拡大する。図7Bに示す例では、操作者がアーム先端を下に移動し、安全可動域300を拡大した例を示している。従って、以降は、拡大された安全可動域において仮想粘性負荷が低くなり、操作者は拡大された安全可動域300内でアーム先端を容易に操作することができる。図7Cは、図7Bに示す状態から、操作者がアーム先端を右に移動し、安全可動域300を更に拡大した例を示している。

[0180] このように、手動誘導動作モードにおいては、操作者は、使用時の環境や状況に合わせて、自らの操作とタイミングにおいて安全可動域300の拡張が可能となる。

[0181] 図8A～図8Cは、自動誘導動作モード時を示しており、安全可動域300が図7Cに示す状態まで拡大された状態を示している。自動動作モード時は、設定された安全可動域300内でアーム先端を自動で動かすことができる。アーム先端が非安全領域302に侵入することはないため、アーム先端が非安全領域302内に位置する患部や物体等と接触することがなく、安全性を確実に担保できる。

[0182] [2-6. アームの可動域制限と可動域拡張を実現するための構成例]

図9は、アームの可動域制限と可動域拡張を実現するための構成例を示す模式図であって、図6に示した制御部230において、可動域内判定部（比較部）270、理想モデル条件決定部（動作制限部）272、可動域更新部274が追加されている。可動域内判定部270、理想モデル条件決定部272、可動域更新部274は、演算条件設定部242に含まれている。

[0183] また、図6に示した記憶部220において、動作領域記憶部222が追加されている。動作領域記憶部222には、アーム先端が動作可能な安全可動域300と非安全領域302に関する領域情報が格納されている。この領域情報は、安全可動域300と非安全領域302の境界を示す境界情報であって、三次元的な境界面を表す情報を含む。

[0184] 上述したように、制御装置20では、アーム状態取得部（位置取得部）241において、アーム部120から取得した現在のアーム状態と記憶部220から取得したアーム情報に基づき、リンク及びアーム先端の空間上の位置が算出される。

[0185] 可動域内判定部270は、アーム状態取得部241が取得した作用点P（アーム先端）の空間上の位置と、動作領域記憶部222に格納された安全可動域300の領域情報を比較し、アーム先端が安全可動域300にあるか、又はアーム先端が非安全領域302にあるかを判定する。判定結果は理想モデル条件決定部272に送られる。なお、ここでは作用点Pをアーム先端とするが、作用点Pは関節部130など、アーム部120上の任意の点であって良い。

[0186] 理想モデル条件決定部272は、可動域内判定部270による判定結果に基づいて、全身協調制御部240と協働して、アーム先端が安全可動域300内にある場合は制御パラメータを調整して安全領域300内でのアーム先端の動きを許容し、アーム先端が安全可動域300と非安全領域302の境界を超えて非安全領域302に侵入しようとする場合は、アーム先端の動きを制限する。制御パラメータの一例として、粘性抵抗係数が挙げられる。上

述したように、運動目的が設定される際に、各関節部 130 の回転運動における粘性抵抗係数を適宜設定することができる。アーム先端の位置に応じて各関節部 130 の粘性抵抗係数を調整することで、アーム先端が安全可動域 300 内に位置する場合は粘性抵抗係数を低下させてアームの自由な動きを許容し、アーム先端が非安全領域 302 に侵入する場合は粘性抵抗係数を高くすることで、アーム先端が非安全領域 302 に侵入することを制限できる。

[0187] また、上述したように、運動目的は、アーム部 120 の運動に関する各種の情報であっても良く、アーム先端の速度であっても良い。制御パラメータをアーム先端の速度とし、アーム先端の位置に応じてアーム先端の速度を調整することで、アーム先端が安全可動域 300 内に位置する場合は比較的高い速度を許容してアームの自由な動きを許容し、アーム先端が非安全領域 302 に侵入する場合はアーム先端の速度を制限することで、アーム先端が非安全領域 302 に侵入することを制限できる。

[0188] 演算条件設定部 242 が設定した制御パラメータは、運動目的及び拘束条件として、上述のように仮想力算出部 243 に送られて、上記と同様の処理が行われる。これにより、制御パラメータは、理想関節制御部 250 と支持アーム装置 10 の駆動制御部 111 において理想関節制御演算のためのパラメータとして使用され、安全可動域 300 を超える非安全領域 302 への新規侵入領域でのアーム先端部の移動操作の制限が実現される。なお、各領域における粘性負荷量を含む内部モデル情報は、記憶部 220 に記憶されている。

[0189] また、以上の制御と並行して、可動域内判定部 270 においてアーム先端が安全可動域 300 外と判定された場合のアーム先端の位置情報は、可動域更新部 274 に送られ、可動域拡張が必要と判断された場合には、可動域更新部 274 により動作領域記憶部 222 の安全可動域 300 の領域情報が更新されることで、アーム操作中の安全可動域 300 のリアルタイムな動的変更が実現される。

- [0190] このように、可動域更新部 274 は、可動域内判定部 270 による判定結果に基づいて、アーム先端が安全可動域 300 と非安全領域 302 の境界を超えて非安全領域 302 に侵入した場合は、安全可動域 300 を拡張して、安全可動域 300 の領域情報を更新する。
- [0191] 以上の構成により、図 7A～図 7C に示したような手動誘導動作モードによる動作を実現することができる。
- [0192] 図 8A～図 8C に示した自動動作モード時は、演算条件設定部 242 において、動作領域記憶部 222 に格納された安全可動域 300 の領域情報を拘束条件として使用することで、あらかじめ手動誘導動作モード時に記憶した安全可動域 300 のみを自動動作モードの物理的な可動域(バーチャルウォール)として設定する。これにより、安全可動域 300 の外への移動動作を抑制することができ、既に安全が確認された安全可動域 300 内のみでの自動動作に限定することで、安全を確保することが可能となる。自動動作は、記憶部 220 に記憶された自動動作のための位置情報、速度等に基づいて、自動動作制御部 276 によって実行される。
- [0193] なお、各動作モードは、制御装置 20 の記憶部 220 に記憶され、操作者が任意のタイミングで切替え可能である。
- [0194] 上述した例では、作用点 P としてアーム先端を例示したが、作用点 P は、アーム部 120 上の 1 又は複数の任意の点に設定することができ、例えば 1 又は複数の関節部 130、1 又は複数のリンクに設定されていても良い。また、アーム先端と関節部 130 (またはリンク) の双方に作用点 P を設定しても良い。複数の作用点 P を設定した場合、各作用点 P に設定された安全可動域 300 及び非安全領域 302 の領域情報に基づいて、アーム部 120 全体の動きが許容又は制限されることになる。
- [0195] 図 10 は、アームの可動域制限と可動域拡張を実現するための処理を示すフローチャートである。まず、ステップ S10 では、関節部 130 の状態を検出する。次のステップ S12 では、アーム部 120 の状態を取得する。次のステップ S14 では、作用点 (ここではリンク及びアーム先端とする) の

空間上の位置を算出する。

[0196] 次のステップS 1 6 では、リンク及びアーム先端位置が安全可動域 3 0 0 内に存在するか否かを判定し、安全可動域 3 0 0 内に存在する場合はステップS 1 8 へ進む。ステップS 1 8 では、理想モデル条件として、粘性負荷量（粘性抵抗係数）を「小」に設定する。これにより、安全可動域 3 0 0 内のアーム先端及びリンクの自由な動きが許容される。

[0197] ステップS 1 8 の後はステップS 2 0 へ進み、粘性負荷量、及び、その他の運動目的及び拘束条件を決定する。次のステップS 2 2 では、アーム状態、運動目的、及び拘束条件に基づいて、一般化逆動力学を用いた演算により全身協調制御値を算出する。

[0198] 次のステップS 2 4 では、外乱推定値を用いて、全身協調制御値から理想関節制御の指令値を算出する。次のステップS 2 6 では、理想関節制御の指令値に基づいて関節部 1 3 0 の駆動を制御する。

[0199] また、ステップS 1 6 でリンク及びアーム先端位置が安全可動域 3 0 0 内に存在しない場合はステップS 2 8 へ進む。ステップS 2 8 では、理想モデル条件として、粘性負荷量を「大」に設定する。これにより、アーム先端の動きが制限される。次のステップS 3 0 では、動作領域記憶部 2 2 2 の安全可動域 3 0 0 を更新する。

[0200] [2 - 7 . 安全可動域と非安全領域のバリエーション]

以下では、安全可動域と非安全領域のバリエーションについて説明する。

図 1 1 は、患部からの距離に応じて段階的に安全可動域 3 0 0 と非安全領域 3 0 2 を設定した例を示す模式図である。図 1 1 に示すように、患部に最も近い領域は、非安全レベルが「高」の非安全領域 3 0 2 a とされる。また、非安全領域 3 0 2 a の外側には、非安全レベルが「中」の非安全領域 3 0 2 b が設定される。

[0201] また、非安全領域 3 0 2 b の外側には、安全可動域 3 0 0 が設定される。このように、患部からの距離に応じて非安全レベルが異なるように非安全領域 3 0 2 a 3 0 2 b を段階的に設けることで、領域毎に制御パラメータ（粘

性抵抗係数、速度など）を異ならせることで、アーム先端が患部に接触することを確実に抑えることができる。

[0202] 図12は、起動時のアーム先端位置からの距離に応じて、段階的に安全可動域300を設定する例を示す模式図である。図12に示すように、起動時のアーム先端位置に対して、距離d1の範囲が安全可動域300に設定される。また、起動時のアーム先端位置に対して距離d2の範囲が非安全領域302cに設定され、起動時のアーム先端位置に対して距離d3の範囲が非安全領域302dに設定される。これにより、起動時に安全可動域300と非安全領域302をデフォルトの状態を設定することができる。デフォルトの状態を設定された安全可動域300は、図7A～図7Cに示したような拡張操作を行うことで、適宜拡張することができる。

[0203] 図13は、アーム先端に3Dカメラ1000を搭載し、3Dカメラ1000で撮影した画像を用いた画像認識により患部の立体形状を計測してデプスマップを作成し、デプスマップより得られる患部の形状に基づいて非安全領域302を設定する例を示す模式図である。非安全領域302よりもアーム先端側には安全可動域300が設定される。デプスマップに基づいて非安全領域302を設定することで、アーム先端を患部の形状に倣って設定された安全領域300と非安全領域302との境界まで動かすことができるため、デフォルトの状態でアーム先端をより患部に近づけることが可能となる。

[0204] 図14は、図11に示す例において、アーム先端の移動を制限する制御パラメータとして粘性抵抗値を用い、非安全レベルが高い領域ほど粘性抵抗係数（粘性負荷量）を高くした例を示す模式図である。このように、患部に近いほど非安全レベルを高くして粘性負荷量を大きくすることで、患部に近づくにつれて粘性負荷量が大きくなるため、操作者に対して患部に近づく方向にアームが操作されていることを確実に認識させることができ、安全性を高めることができる。領域毎に粘性抵抗値を設定し、アーム先端の現在の位置に応じて、対象領域における粘性抵抗値を全軸に適応することで、過度の移動動作を抑制して安全を担保することができる。また、図14において、安

全可動域 300 内において、安全可動域 300 と非安全領域 302 との境界にアーム先端が近づくほど粘性抵抗係数を高くすることで、安全可動域 300 内でアーム先端を操作している際においても、非安全領域 302 に近づいたことを操作者に認識させることができる。

[0205] 図 15 は、図 11 に示す例において、アーム先端の移動を制限する制御パラメータとして速度を用い、非安全レベルが高い領域ほど速度を低く制限した例を示す模式図である。領域毎に速度制限値を設定し、アーム先端位置の速度が速度制限値に到達した場合には、全身協調制御部において抑制方向の力を考慮した各軸の最適なトルク値を算出することで過度の移動動作を抑制して安全を担保することができる。このように、患部に近いほど非安全レベルを高くして速度を低くすることで、患部に近づくにつれて速度が低下するため、操作者に対して患部に近づく方向にアームが操作されていることを確実に認識させることができ、安全性を高めることができる。また、図 15 においても、安全可動域 300 内において、安全可動域 300 と非安全領域 302 との境界にアーム先端が近づくほど速度制限の度合いを高くすることで、安全可動域 300 内でアーム先端を操作している際においても、非安全領域 302 に近づいたことを操作者に認識させることができる。

[0206] <3. ハードウェア構成>

次に、図 16 を参照しながら、図 6 に示す、本実施形態に係る支持アーム装置 10 及び制御装置 20 のハードウェア構成について、詳細に説明する。図 16 は、本開示の一実施形態に係る支持アーム装置 10 及び制御装置 20 のハードウェア構成の一構成例を示す機能ブロック図である。

[0207] 支持アーム装置 10 及び制御装置 20 は、主に、CPU 901 と、ROM 903 と、RAM 905 と、を備える。また、支持アーム装置 10 及び制御装置 20 は、更に、ホストバス 907 と、ブリッジ 909 と、外部バス 911 と、インターフェース 913 と、入力装置 915 と、出力装置 917 と、ストレージ装置 919 と、ドライブ 921 と、接続ポート 923 と、通信装置 925 とを備える。

[0208] CPU 901は、演算処理装置及び制御装置として機能し、ROM 903、RAM 905、ストレージ装置 919又はリムーバブル記録媒体 927に記録された各種プログラムに従って、支持アーム装置 10及び制御装置 20内の動作全般又はその一部を制御する。ROM 903は、CPU 901が使用するプログラムや演算パラメータ等を記憶する。RAM 905は、CPU 901が使用するプログラムや、プログラムの実行において適宜変化するパラメータ等を一次記憶する。これらはCPUバス等の内部バスにより構成されるホストバス 907により相互に接続されている。CPU 901は、本実施形態においては、例えば、図6に示すアーム制御部 110及び制御部 230に対応している。

[0209] ホストバス 907は、ブリッジ 909を介して、PCI (Peripheral Component Interconnect / Interface) バスなどの外部バス 911に接続されている。また、外部バス 911には、インターフェース 913を介して、入力装置 915、出力装置 917、ストレージ装置 919、ドライブ 921、接続ポート 923及び通信装置 925が接続される。

[0210] 入力装置 915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、レバー及びペダル等、ユーザが操作する操作手段である。また、入力装置 915は、例えば、赤外線やその他の電波を利用したリモートコントロール手段（いわゆる、リモコン）であってもよいし、支持アーム装置 10及び制御装置 20の操作に対応した携帯電話やPDA等の外部接続機器 929であってもよい。さらに、入力装置 915は、例えば、上記の操作手段を用いてユーザにより入力された情報に基づいて入力信号を生成し、CPU 901に出力する入力制御回路などから構成されている。支持アーム装置 10及び制御装置 20のユーザは、この入力装置 915を操作することにより、支持アーム装置 10及び制御装置 20に対して各種のデータを入力したり処理動作を指示したりすることができる。入力装置 915は、本実施形態においては、例えば、図6に示す入力部 210に対応する。また、本実施形

態においては、入力装置 915 を介したユーザによる操作入力により、アーム部 120 の駆動における運動目的が設定され、当該運動目的に従って全身協調制御が行われてもよい。

[0211] 出力装置 917 は、取得した情報をユーザに対して視覚的又は聴覚的に通知することが可能な装置で構成される。このような装置として、CRT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、ELディスプレイ装置及びランプ等の表示装置や、スピーカ及びヘッドホン等の音声出力装置や、プリンタ装置等がある。出力装置 917 は、例えば、支持アーム装置 10 及び制御装置 20 が行った各種処理により得られた結果を出力する。具体的には、表示装置は、支持アーム装置 10 及び制御装置 20 が行った各種処理により得られた結果を、テキスト又はイメージで表示する。他方、音声出力装置は、再生された音声データや音響データ等からなるオーディオ信号をアナログ信号に変換して出力する。本実施形態においては、アーム部 120 の駆動制御に関する各種の情報が、あらゆる形式で出力装置 917 から出力されてよい。例えば、アーム部 120 の駆動制御における、アーム部 120 の各構成部材の移動の軌跡が、グラフの形式で出力装置 917 の表示画面に表示されてもよい。なお、例えば、図 6 に示す表示装置 30 は、出力装置 917 の表示装置としての機能及び構成と、当該表示装置の駆動を制御するための制御部等の構成を備える装置であってもよい。

[0212] ストレージ装置 919 は、支持アーム装置 10 及び制御装置 20 の記憶部の一例として構成されたデータ格納用の装置である。ストレージ装置 919 は、例えば、HDD (Hard Disk Drive) 等の磁気記憶部デバイス、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により構成される。このストレージ装置 919 は、CPU 901 が実行するプログラムや各種データ等を格納する。ストレージ装置 919 は、本実施形態においては、例えば、図 6 に示す記憶部 220 に対応する。また、本実施形態においては、ストレージ装置 919 は、一般化逆動力学を用いた全身協調制御に関する演算における演算条件（運動目的及び拘束条件）を記憶するこ

とができ、支持アーム装置 10 及び制御装置 20 はストレージ装置 919 に記憶されているこれらの演算条件を用いて全身協調制御に関する演算を行ってもよい。

[0213] ドライブ 921 は、記録媒体用リーダライタであり、支持アーム装置 10 及び制御装置 20 に内蔵、あるいは外付けされる。ドライブ 921 は、装着されている磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク又は半導体メモリ等のリムーバブル記録媒体 927 に記録されている情報を読み出して、RAM 905 に出力する。また、ドライブ 921 は、装着されている磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク又は半導体メモリ等のリムーバブル記録媒体 927 に記録を書き込むことも可能である。リムーバブル記録媒体 927 は、例えば、DVD メディア、HD-DVD メディア又は Blu-ray (登録商標) メディア等である。また、リムーバブル記録媒体 927 は、コンパクトフラッシュ (登録商標) (CF: Compact Flash)、フラッシュメモリ又は SD メモリカード (Secure Digital memory card) 等であってもよい。また、リムーバブル記録媒体 927 は、例えば、非接触型 IC チップを搭載した IC カード (Integrated Circuit card) 又は電子機器等であってもよい。本実施形態においては、アーム部 120 の駆動制御に関する各種の情報が、ドライブ 921 によって、各種のリムーバブル記録媒体 927 から読み出され、又は各種のリムーバブル記録媒体 927 に書き込まれてよい。

[0214] 接続ポート 923 は、機器を支持アーム装置 10 及び制御装置 20 に直接接続するためのポートである。接続ポート 923 の一例として、USB (Universal Serial Bus) ポート、IEEE1394 ポート、SCSI (Small Computer System Interface) ポート等がある。接続ポート 923 の別の例として、RS-232C ポート、光オーディオ端子、HDMI (登録商標) (High-Definition Multimedia Interface) ポート等がある。この接続ポート 923 に外部接続機器 929 を接続することで、支持

アーム装置１０及び制御装置２０は、外部接続機器９２９から直接各種のデータを取得したり、外部接続機器９２９に各種のデータを提供したりする。本実施形態においては、アーム部１２０の駆動制御に関する各種の情報が、接続ポート９２３を介して、各種の外部接続機器９２９から読み出され、又は各種の外部接続機器９２９に書き込まれてよい。

[0215] 通信装置９２５は、例えば、通信網（ネットワーク）９３１に接続するための通信デバイス等で構成された通信インターフェースである。通信装置９２５は、例えば、有線若しくは無線ＬＡＮ（Local Area Network）、Bluetooth（登録商標）又はＷＵＳＢ（Wireless USB）用の通信カード等である。また、通信装置９２５は、光通信用のルータ、ＡＤＳＬ（Asymmetric Digital Subscriber Line）用のルータ又は各種通信用のモデム等であってもよい。この通信装置９２５は、例えば、インターネットや他の通信機器との間で、例えばＴＣＰ／ＩＰ等の所定のプロトコルに則して信号等を送受信することができる。また、通信装置９２５に接続される通信網９３１は、有線又は無線によって接続されたネットワーク等により構成され、例えば、インターネット、家庭内ＬＡＮ、赤外線通信、ラジオ波通信又は衛星通信等であってもよい。本実施形態においては、アーム部１２０の駆動制御に関する各種の情報が、通信装置９２５によって、通信網９３１を介して外部の他の機器との間で相互に送受信されてもよい。

[0216] 以上、本開示の実施形態に係る支持アーム装置１０及び制御装置２０の機能を実現可能なハードウェア構成の一例を示した。上記の各構成要素は、汎用的な部材を用いて構成されていてもよいし、各構成要素の機能に特化したハードウェアにより構成されていてもよい。従って、本実施形態を実施する時々の技術レベルに応じて、適宜、利用するハードウェア構成を変更することが可能である。なお、図１６では図示しないが、支持アーム装置１０は、図６に示すアーム部１２０に対応する各種の構成を当然備える。

[0217] なお、上述のような本実施形態に係る支持アーム装置１０、制御装置２０

及び表示装置 30 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、パーソナルコンピュータ等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。

[0218] <6. まとめ>

以上説明したように本実施形態によれば、機器操作時の誤操作等による安全領域外への急移動を抑制することで安全性が確保できるとともに、一度通過した位置を安全可動域として記憶することで、既に安全が確認できた位置においては、操作者は制限を受けることなく自由な操作が可能となる。

[0219] また、施術者は、未到達の領域侵入時のみ微細な操作を行うことができ、施術の進行による変化する環境変化に柔軟に対応した操作が実現できる。

[0220] また、リアルタイムに更新される安全可動域をユーザに提示することで、施術者はリアルタイムな安全可動域を認識をしながら操作することが可能となり、一定の安全レベルを維持したままで、効率よく施術領域の拡張を伴う施術進行が可能となる。

[0221] また、手動誘導を伴わない自動制御モードを設けることで、予め手動誘導制御モード時に記憶したアーム先端の安全可動域を自動動作モード可動域として自動設定することで、可動域外への移動動作を抑制し安全を確実に確保することができる。

[0222] 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。

[0223] また、本明細書に記載された効果は、あくまで説明的または例示的なものであって限定的ではない。つまり、本開示に係る技術は、上記の効果とともに、または上記の効果に代えて、本明細書の記載から当業者には明らかな他の効果を奏しうる。

[0224] なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

(1) 複数のリンクが関節部によって連結されて構成される多リンク構造体における作用点の空間位置を検出する位置取得部と、

予め設定された前記作用点の可動域と前記空間位置を比較する比較部と、
前記比較の結果に基づいて、前記作用点の動作を制限する動作制限部と、
を備える、医療用支持アームの制御装置。

(2) 前記動作制限部は、予め設定された前記可動域の領域情報に基づいて、前記作用点が前記可動域を超えて非安全領域に侵入する場合に前記作用点の動作を制限する、前記(1)に記載の医療用支持アームの制御装置。

(3) 前記作用点が前記非安全領域に侵入した場合に、前記作用点の前記非安全領域への侵入に伴って前記可動域を拡張する可動域更新部を更に備える、前記(2)に記載の医療用支持アームの制御装置。

(4) 前記動作制限部は、前記作用点が前記可動域内で前記可動域と前記非安全領域の境界に近づくほど、前記作用点の動作を制限する、前記(2)又は(3)に記載の医療用支持アームの制御装置。

(5) 前記動作制限部は、前記作用点の動作を制限するための制御パラメータに基づいて前記作用点の動作を制限する、前記(1)～(4)のいずれかに記載の医療用支持アームの制御装置。

(6) 前記制御パラメータは、前記関節部における動きの粘性抵抗係数である、前記(5)に記載の医療用支持アームの制御装置。

(7) 前記制御パラメータは、前記作用点の速度である、前記(5)に記載の医療用支持アームの制御装置。

(8) 前記作用点は、前記多リンク構造体の先端部、複数の前記リンクの少なくとも1つ又は複数の前記関節部のうちの少なくとも1つである、前記

- (1) ~ (7) のいずれかに記載の医療用支持アームの制御装置。
- (9) 前記可動域の領域情報を格納する記憶部を備える、前記(1) ~ (8) のいずれかに記載の医療用支持アームの制御装置。
- (10) 前記可動域内で前記作用点を自動で移動する自動制御部を備える、前記(1) ~ (9) のいずれかに記載の医療用支持アームの制御装置。
- (11) 前記可動域は、前記多リンク構造体に設けられたステレオカメラの撮像により得られたデプスマップに基づいて設定される、前記(1) ~ (10) のいずれかに記載の医療用支持アームの制御装置。
- (12) 複数のリンクが間接部によって連結されて構成される多リンク構造体上の作用点の空間位置を検出することと、
予め設定された前記作用点の可動域と前記空間位置を比較することと、
前記比較の結果に基づいて、前記作用点の動作を制限することと、
を備える、医療用支持アーム装置の制御方法。
- (13) 複数のリンクを連結し、複数の前記リンクから多リンク構造体を構成する複数の関節部を有する支持アームと、
前記多リンク構造体における作用点の空間位置を検出する位置取得部と、
予め設定された前記作用点の可動域と前記空間位置を比較する比較部と、前記比較の結果に基づいて、前記作用点の動作を制限する動作制限部と、を有する制御装置と、
を備える、医療用システム。

符号の説明

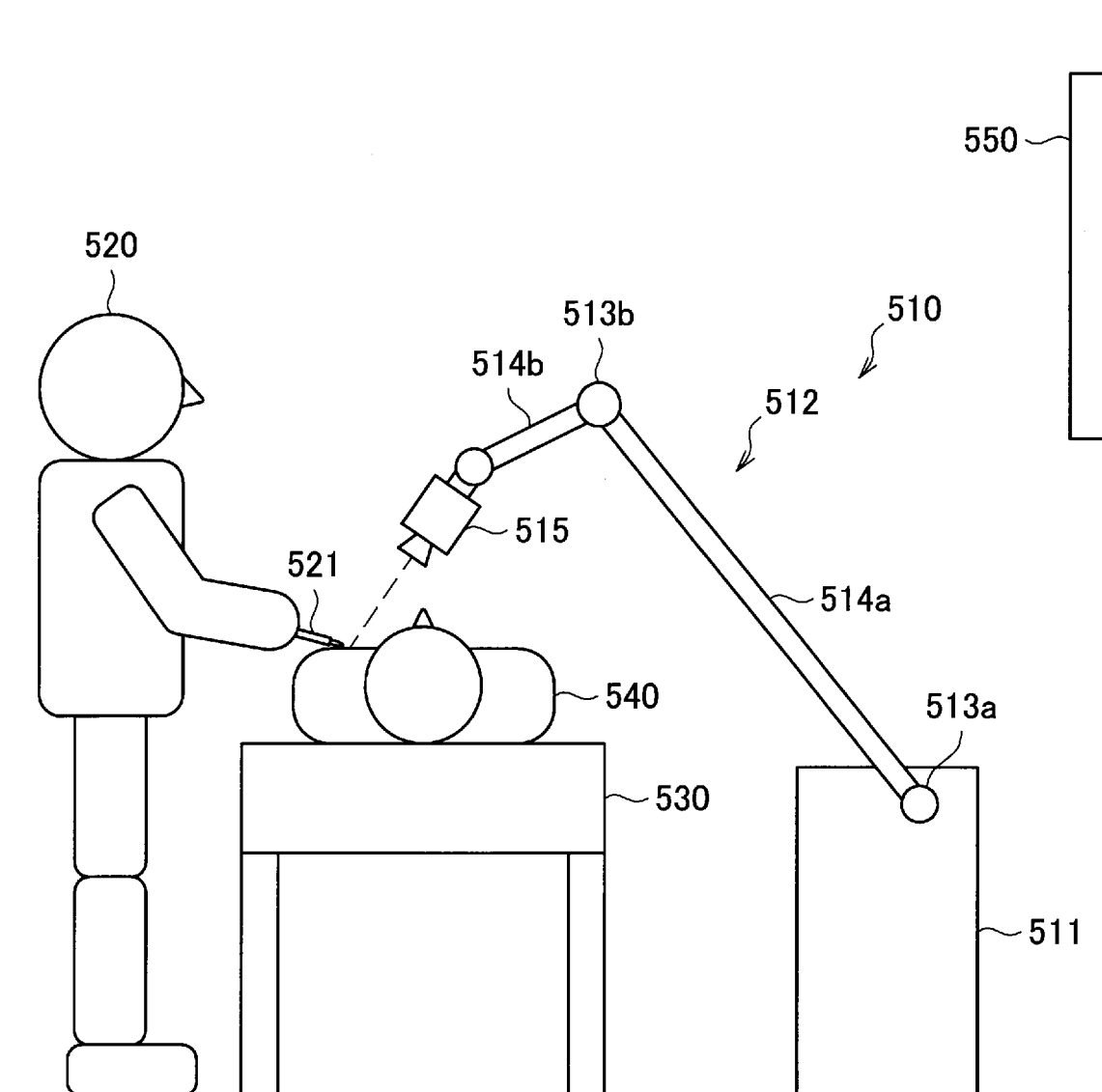
[0225]	10	支持アーム装置
	20	制御装置
	222	動作領域記憶部
	241	アーム状態取得部（位置取得部）
	270	可動域内判定部（比較部）
	272	理想モデル条件決定部（動作制限部）
	274	可動域更新部

請求の範囲

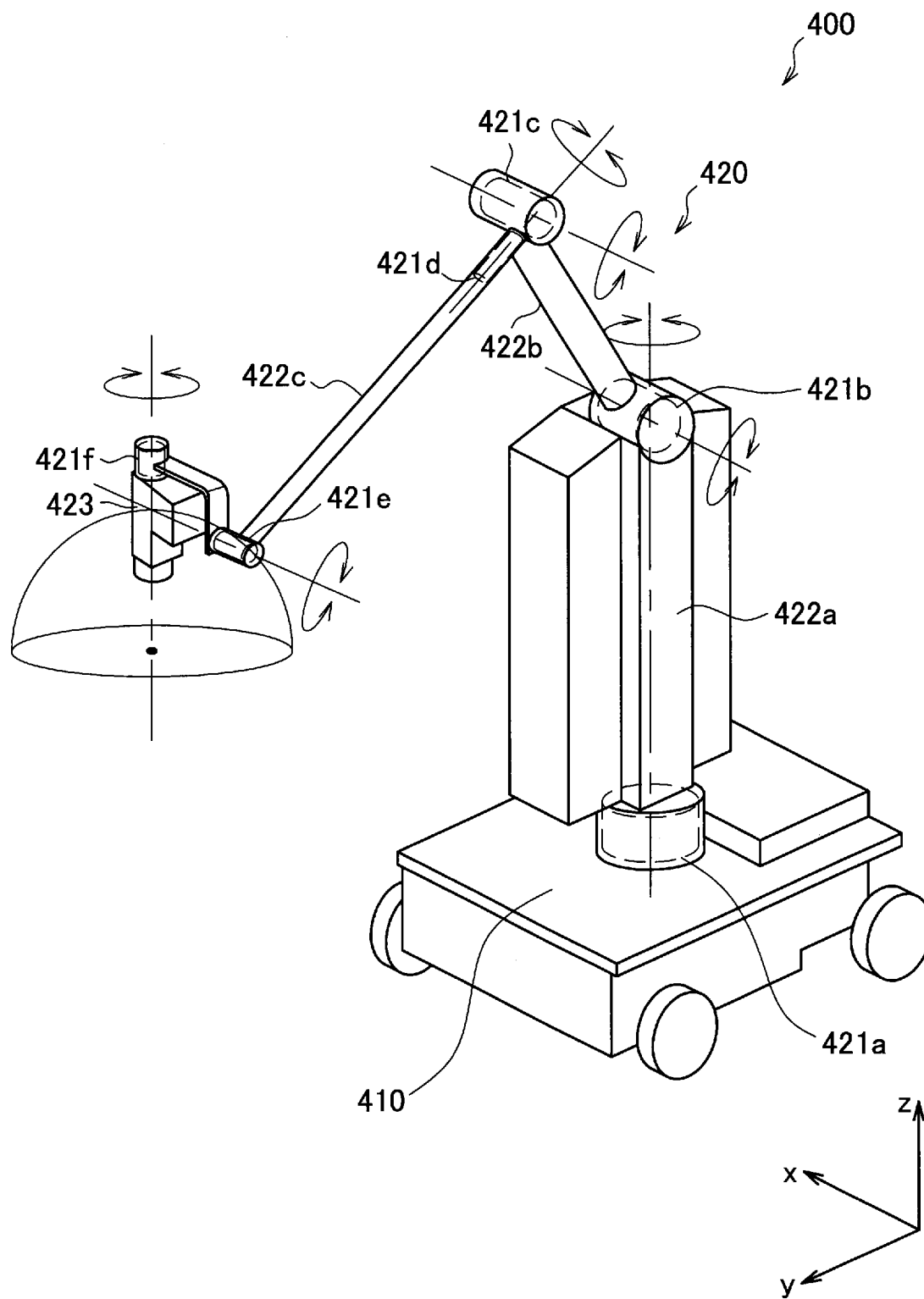
- [請求項1] 複数のリンクが関節部によって連結されて構成される多リンク構造体における作用点の空間位置を検出する位置取得部と、
予め設定された前記作用点の可動域と前記空間位置を比較する比較部と、
前記比較の結果に基づいて、前記作用点の動作を制限する動作制限部と、
を備える、医療用支持アームの制御装置。
- [請求項2] 前記動作制限部は、予め設定された前記可動域の領域情報に基づいて、前記作用点の前記可動域を超えて非安全領域に侵入する場合に前記作用点の動作を制限する、請求項1に記載の医療用支持アームの制御装置。
- [請求項3] 前記作用点の前記非安全領域に侵入した場合に、前記作用点の前記非安全領域への侵入に伴って前記可動域を拡張する可動域更新部を更に備える、請求項2に記載の医療用支持アームの制御装置。
- [請求項4] 前記動作制限部は、前記作用点の前記可動域内で前記可動域と前記非安全領域の境界に近づくほど、前記作用点の動作を制限する、請求項2に記載の医療用支持アームの制御装置。
- [請求項5] 前記動作制限部は、前記作用点の動作を制限するための制御パラメータに基づいて前記作用点の動作を制限する、請求項1に記載の医療用支持アームの制御装置。
- [請求項6] 前記制御パラメータは、前記関節部における動きの粘性抵抗係数である、請求項5に記載の医療用支持アームの制御装置。
- [請求項7] 前記制御パラメータは、前記作用点の速度である、請求項5に記載の医療用支持アームの制御装置。
- [請求項8] 前記作用点は、前記多リンク構造体の先端部、複数の前記リンクの少なくとも1つ又は複数の前記関節部のうちの少なくとも1つである、請求項1に記載の医療用支持アームの制御装置。

- [請求項9] 前記可動域の領域情報を格納する記憶部を備える、請求項1に記載の医療用支持アームの制御装置。
- [請求項10] 前記可動域内で前記作用点を自動で移動する自動制御部を備える、請求項1に記載の医療用支持アームの制御装置。
- [請求項11] 前記可動域は、前記多リンク構造体に設けられたステレオカメラの撮像により得られたデプスマップに基づいて設定される、請求項1に記載の医療用支持アームの制御装置。
- [請求項12] 複数のリンクが間接部によって連結されて構成される多リンク構造体上の作用点の空間位置を検出することと、
予め設定された前記作用点の可動域と前記空間位置を比較することと、
前記比較の結果に基づいて、前記作用点の動作を制限することと、
を備える、医療用支持アーム装置の制御方法。
- [請求項13] 複数のリンクを連結し、複数の前記リンクから多リンク構造体を構成する複数の関節部を有する支持アームと、
前記多リンク構造体における作用点の空間位置を検出する位置取得部と、予め設定された前記作用点の可動域と前記空間位置を比較する比較部と、前記比較の結果に基づいて、前記作用点の動作を制限する動作制限部と、を有する制御装置と、
を備える、医療用システム。

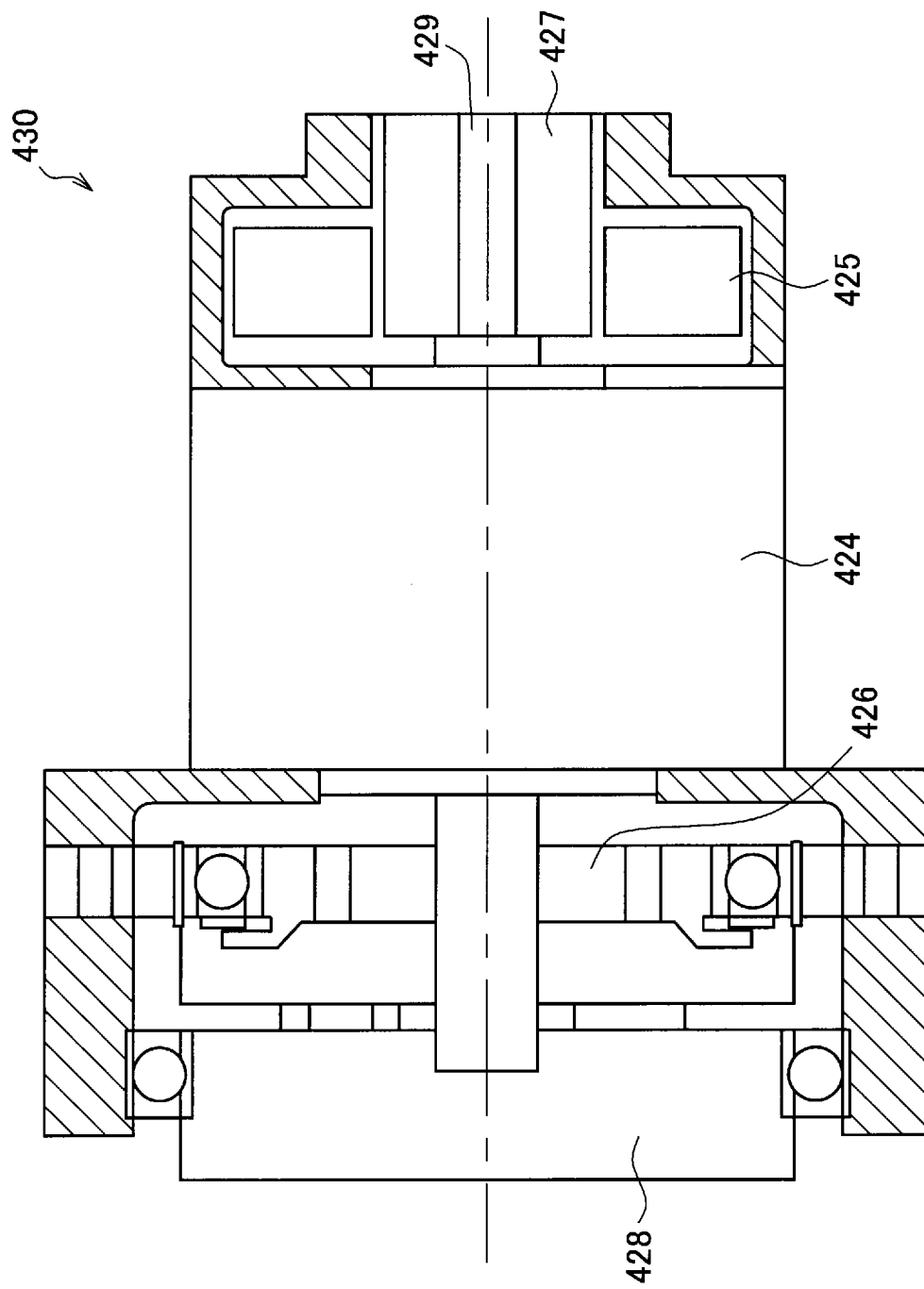
[図1]



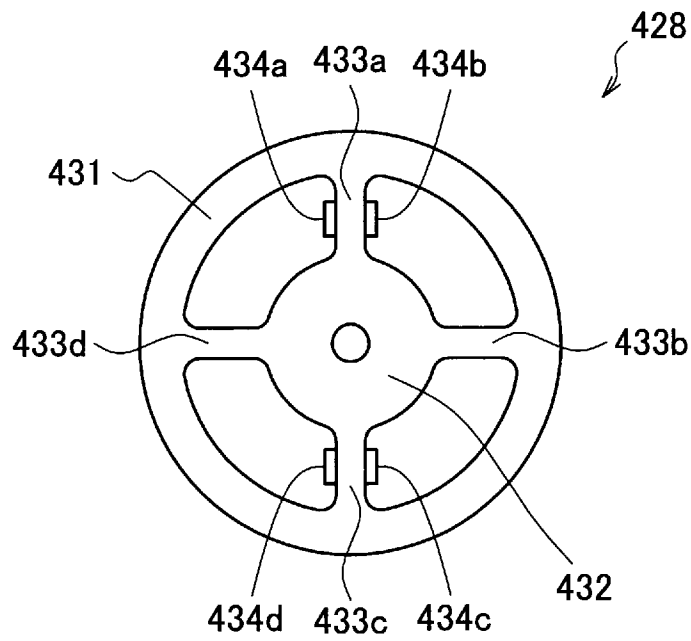
[図2]



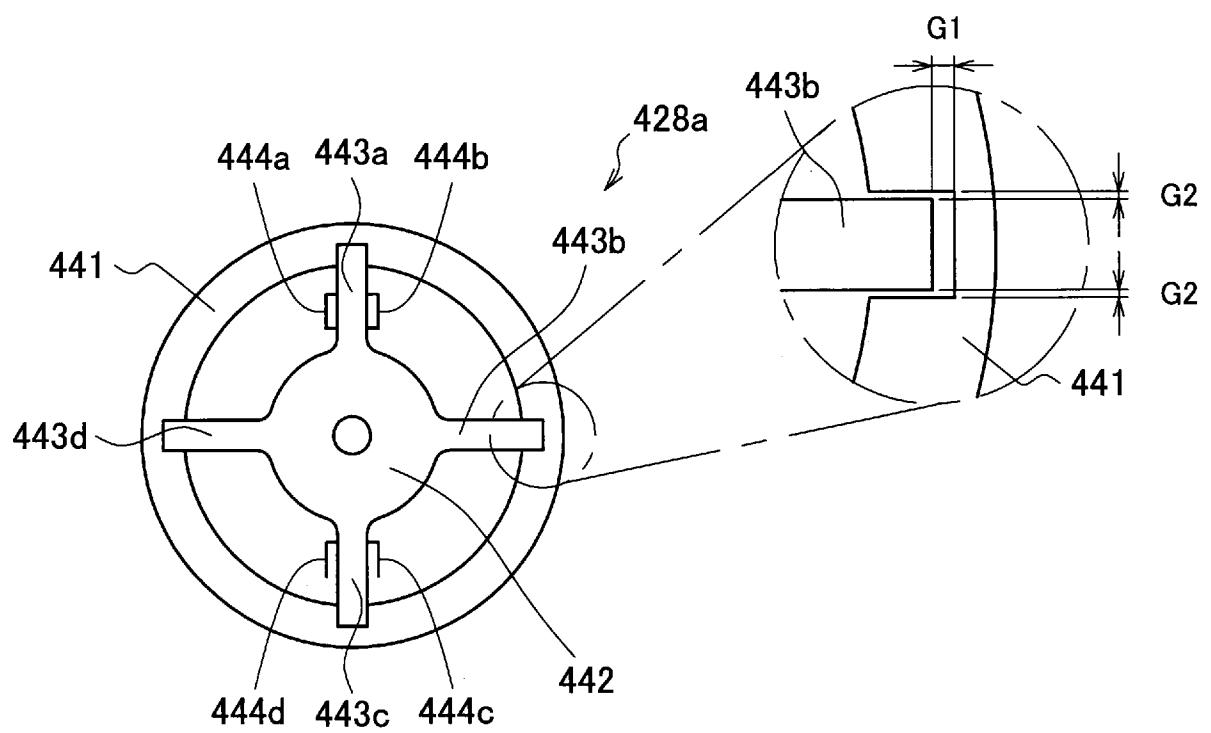
[図3]



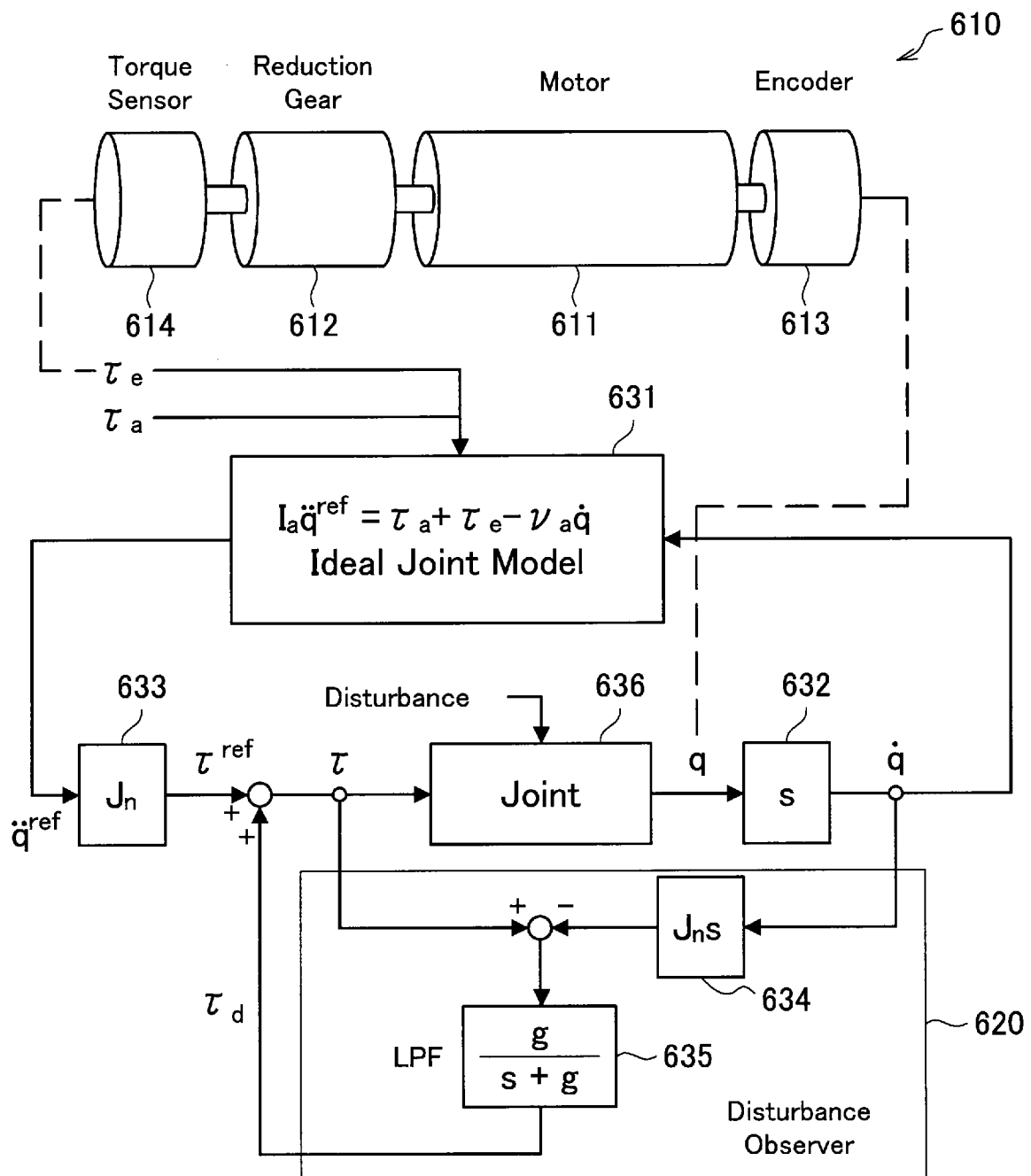
[図4A]



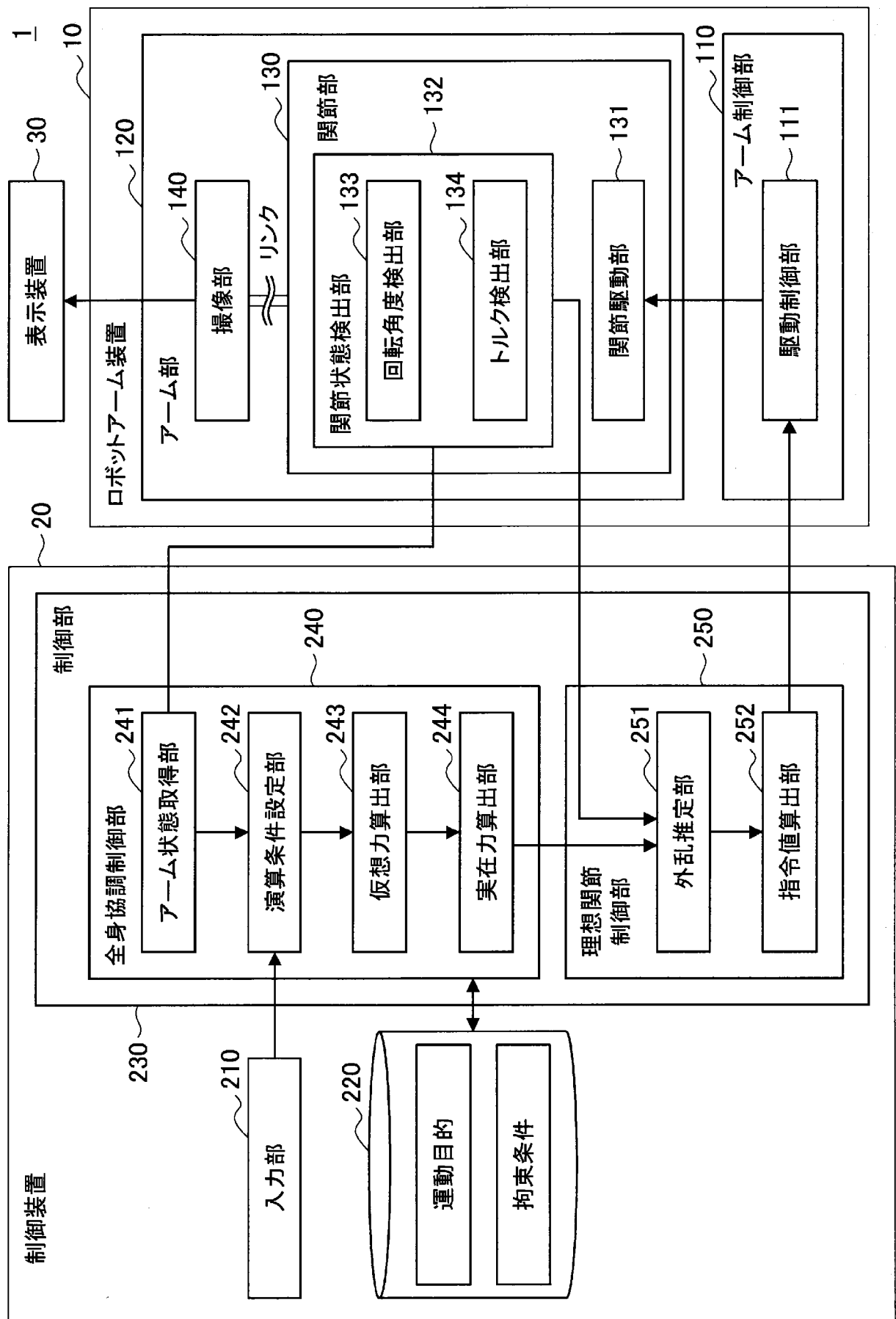
[図4B]



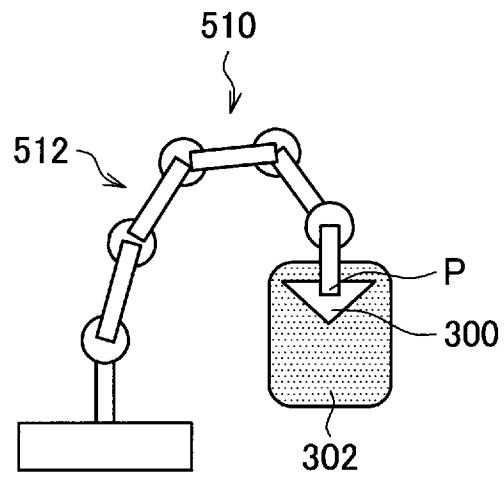
[図5]



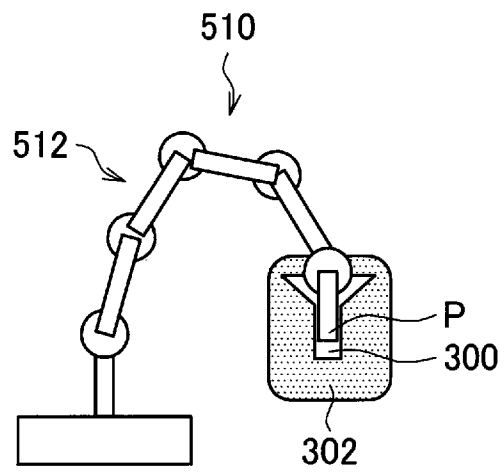
[図6]



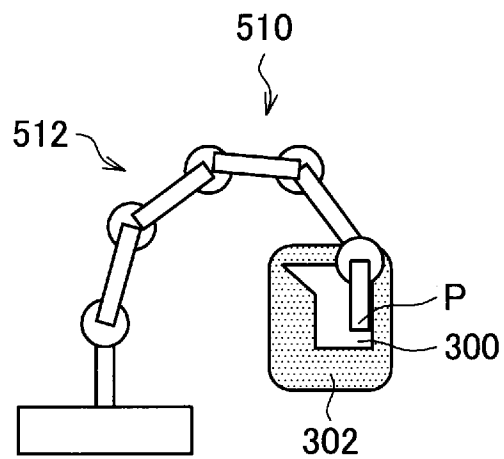
[図7A]



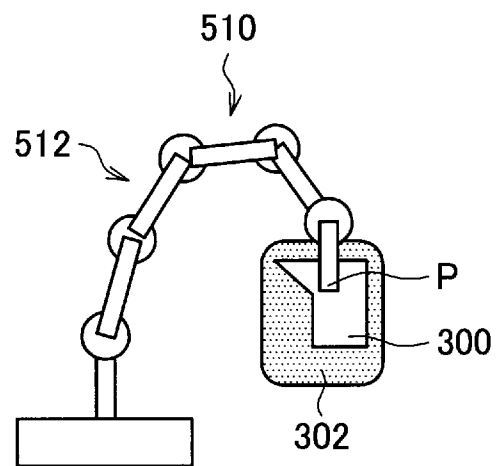
[図7B]



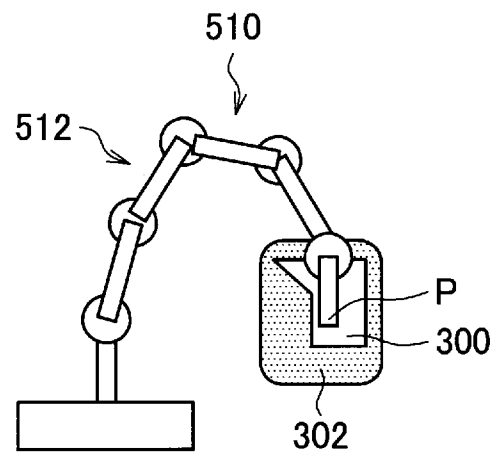
[図7C]



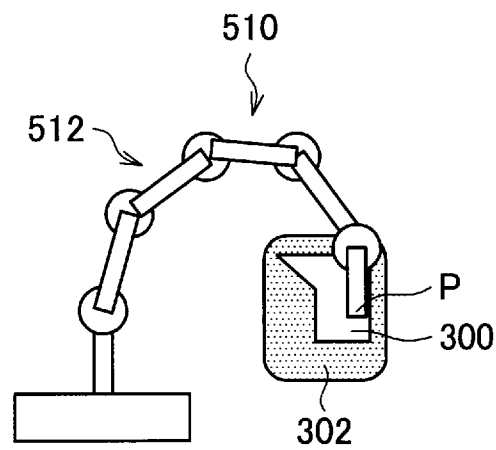
[図8A]



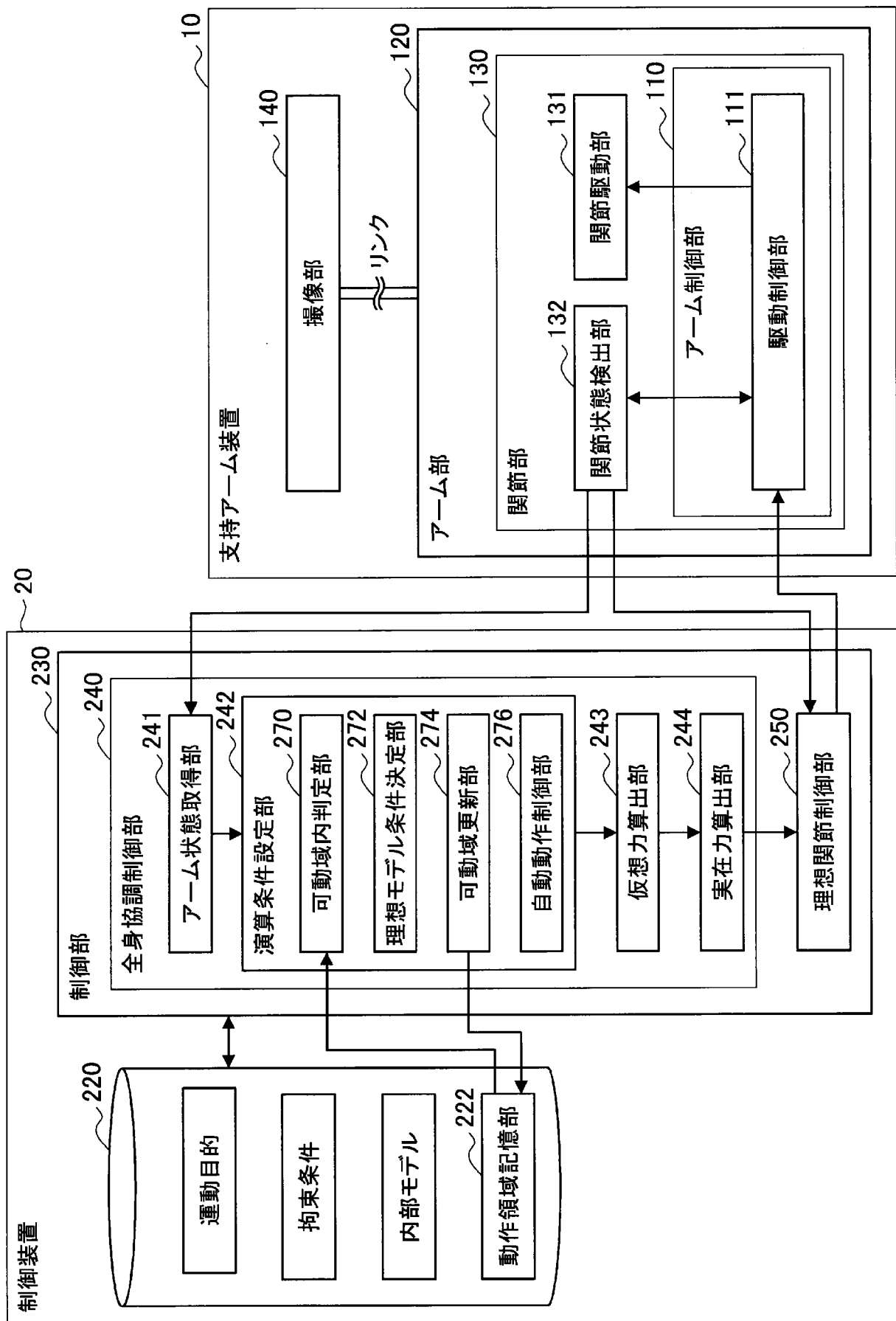
[図8B]



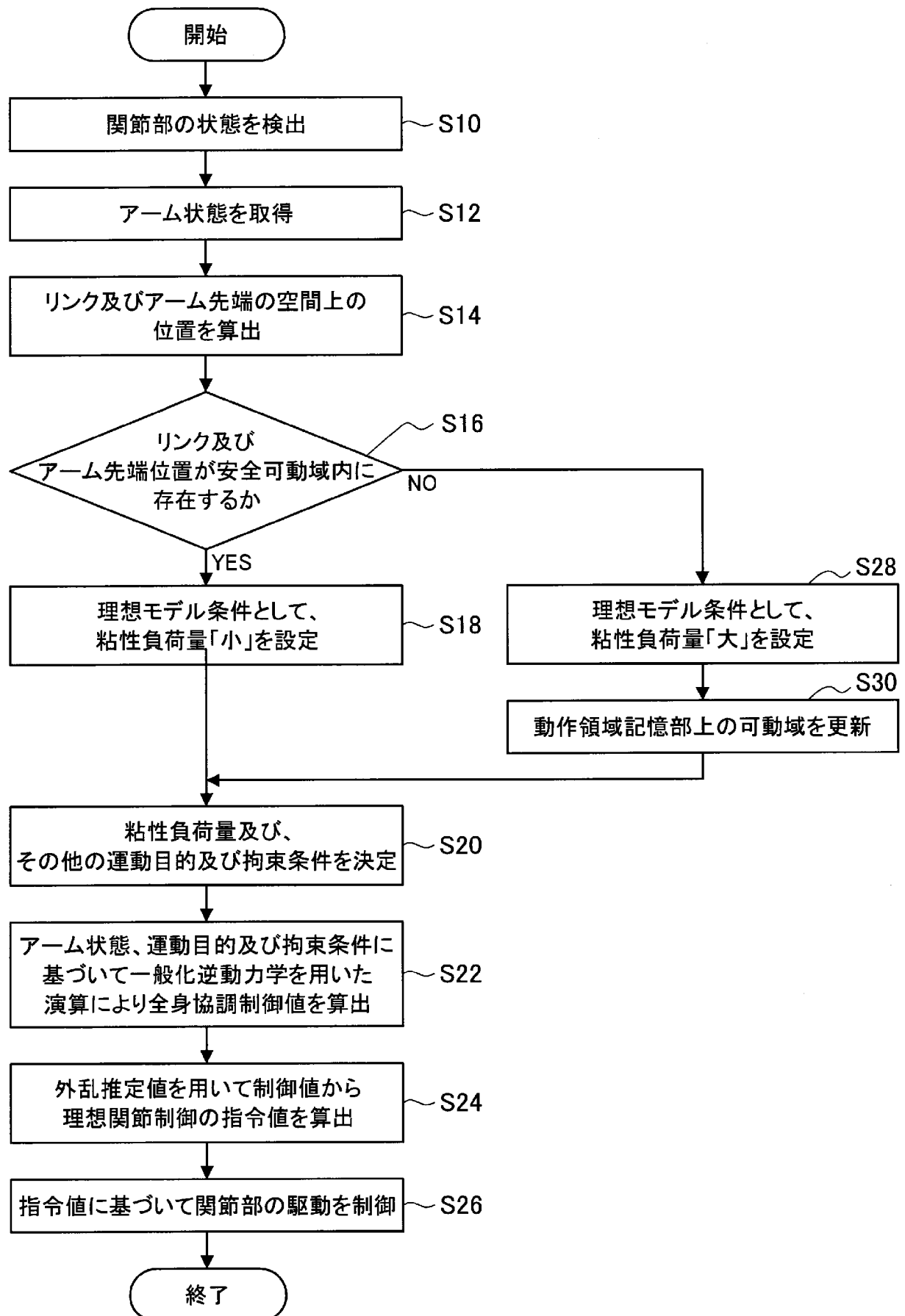
[図8C]



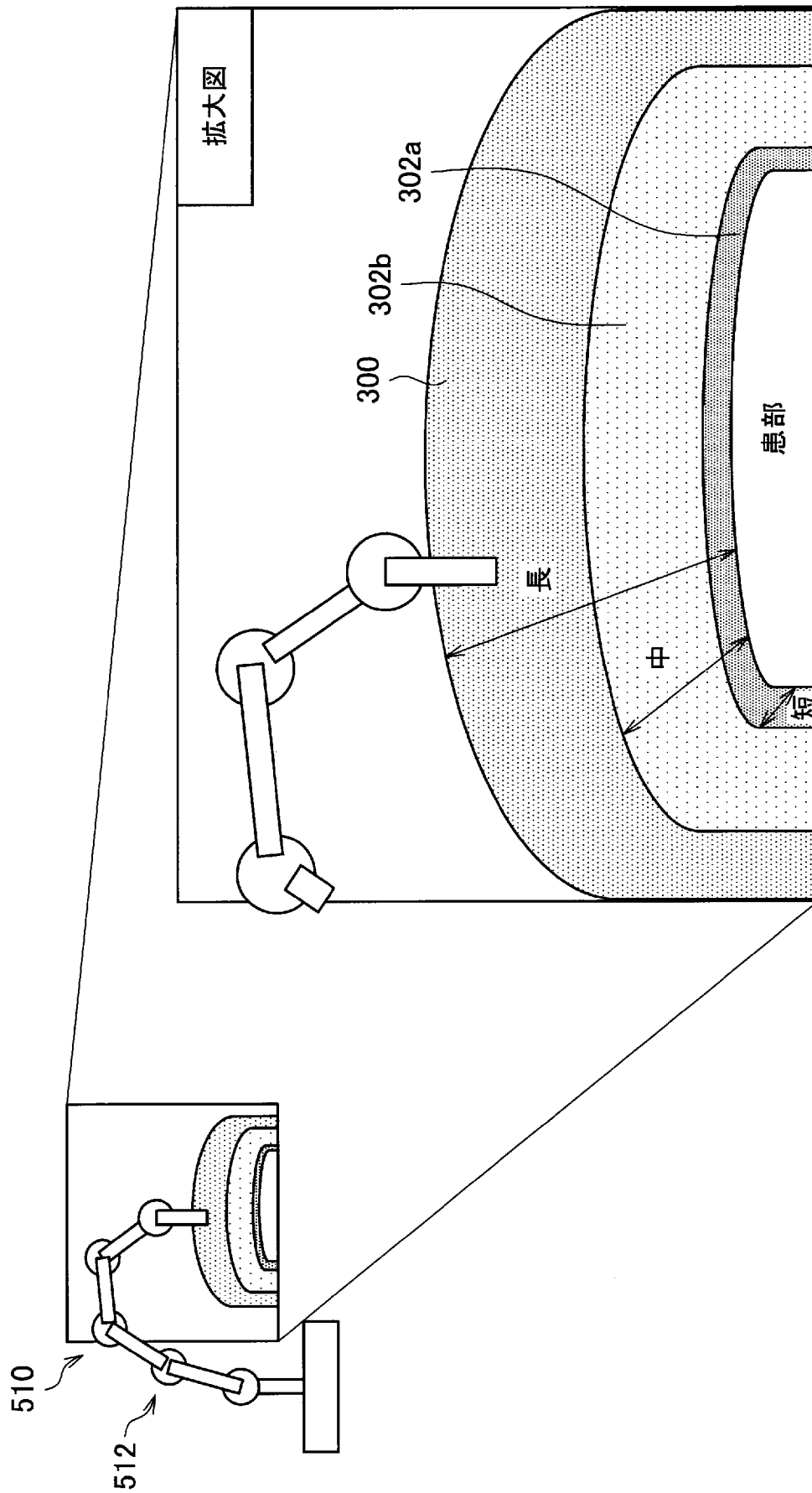
[図9]



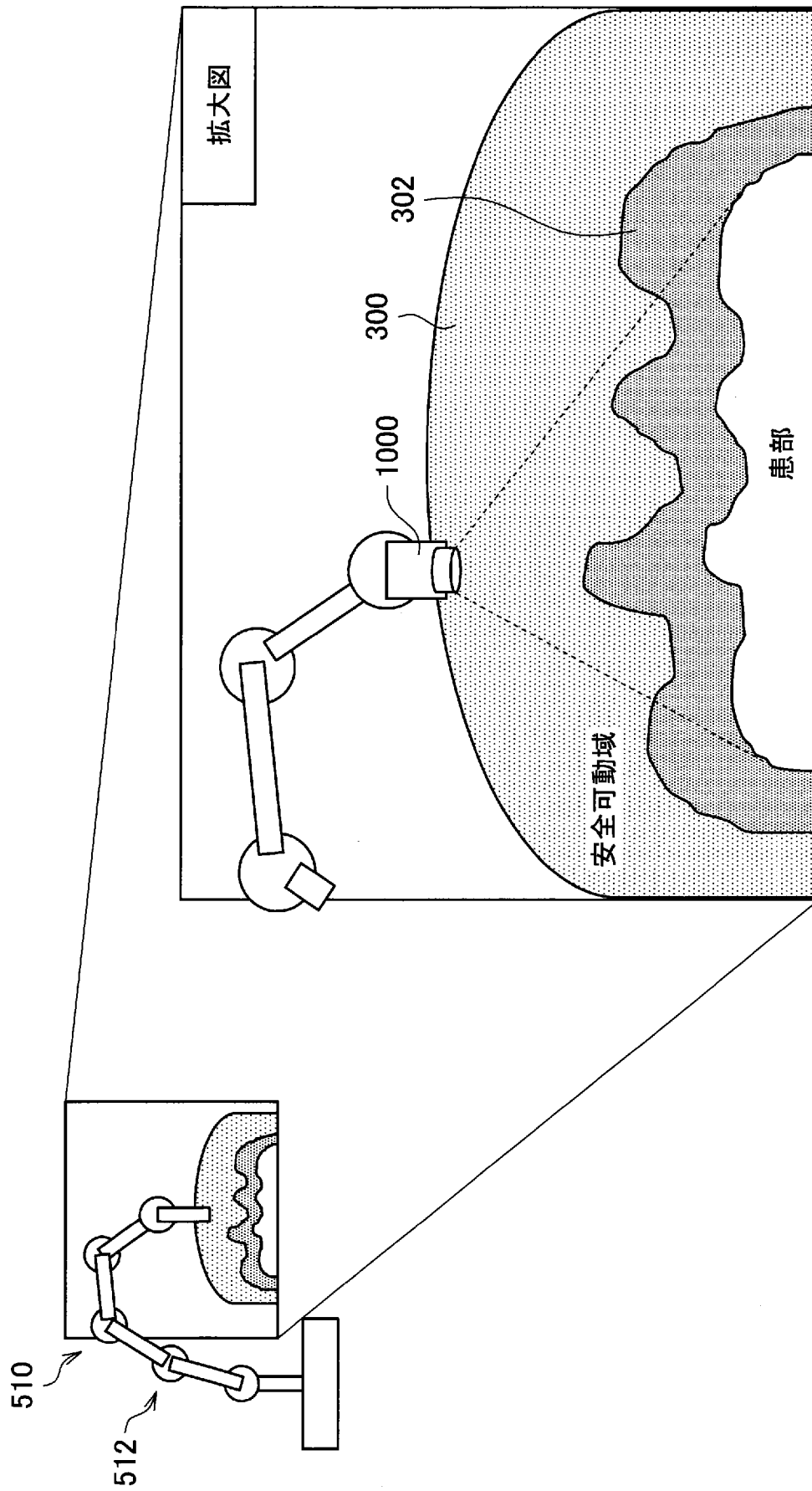
[図10]



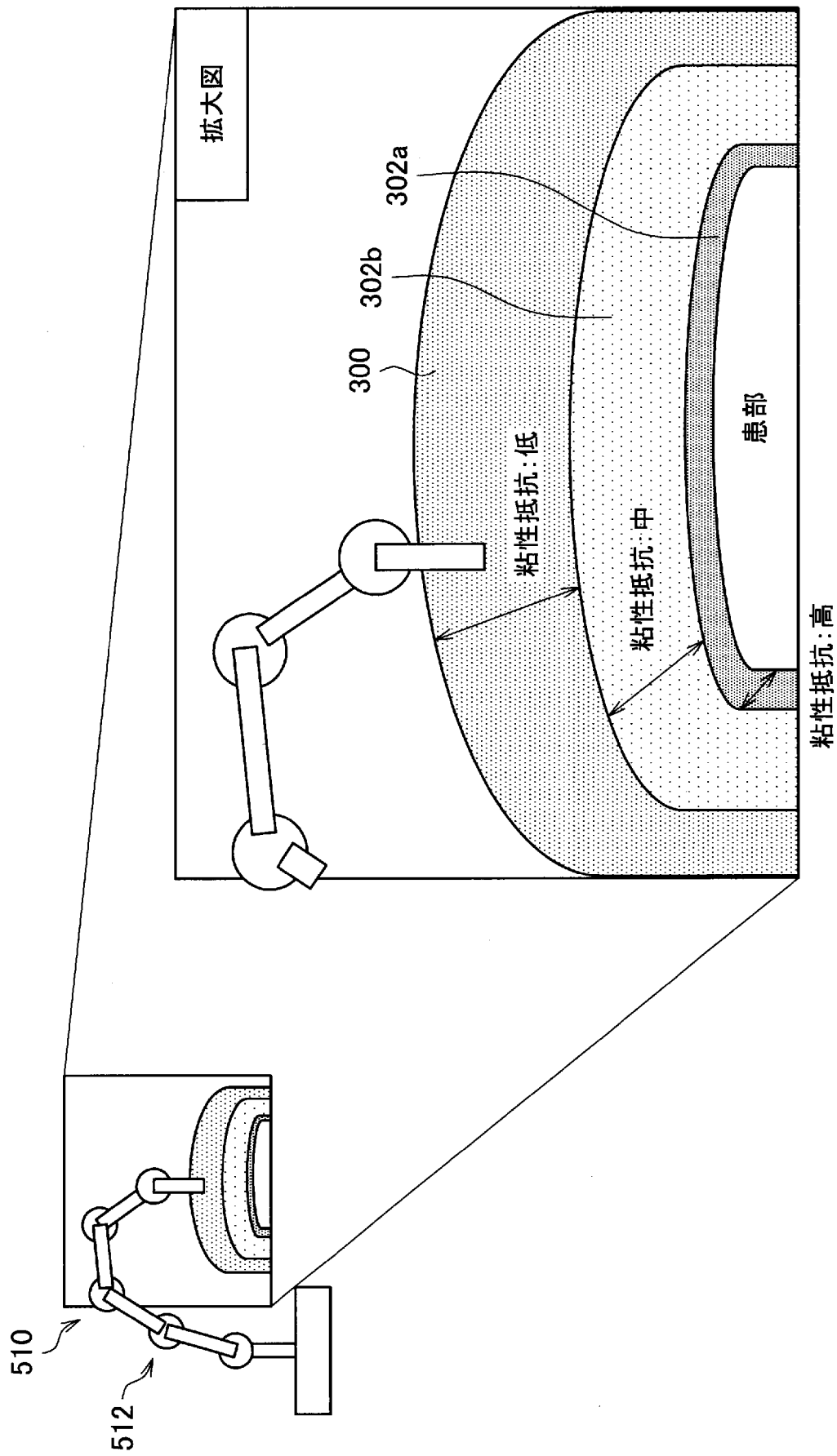
[図11]



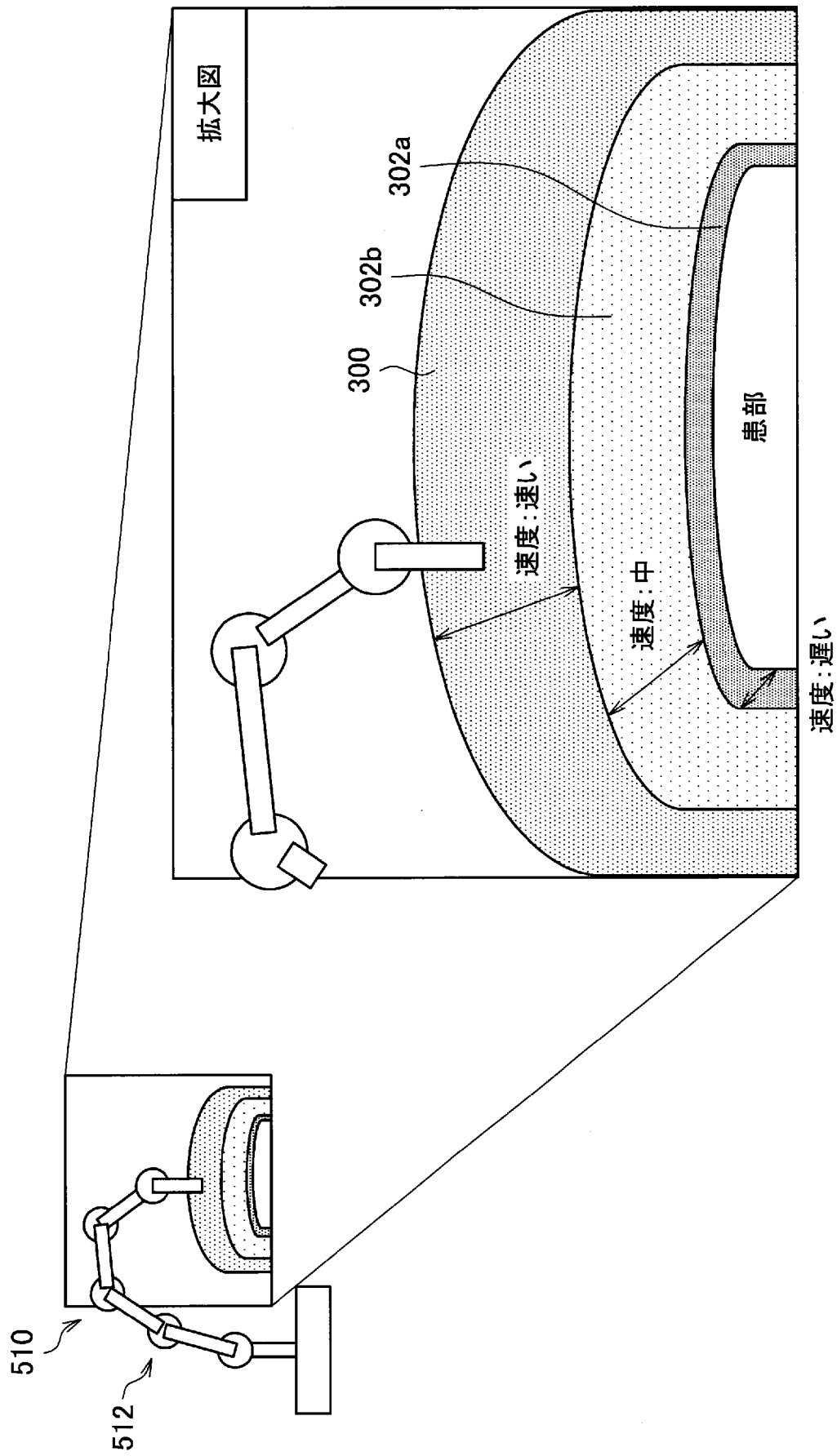
[図13]



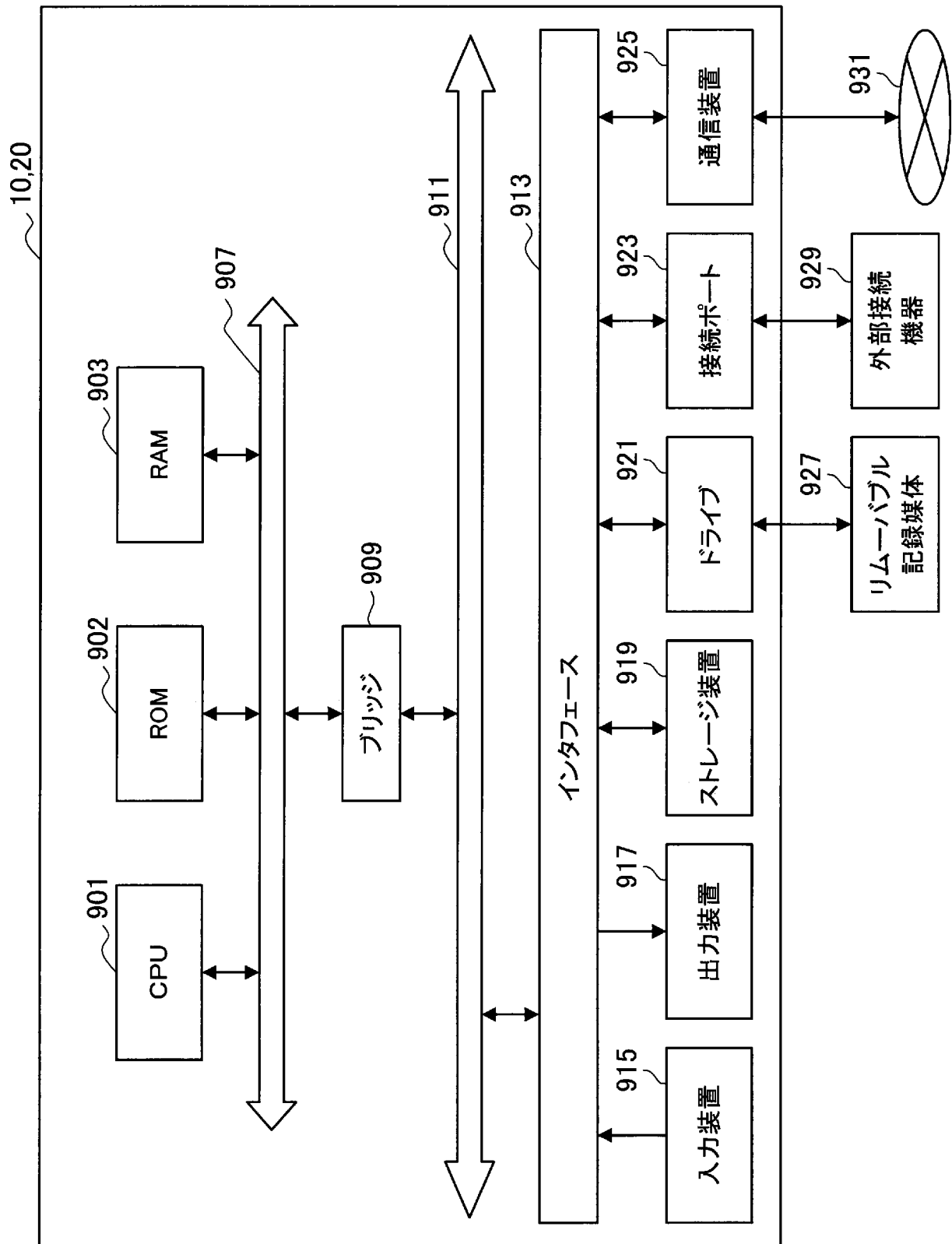
[図14]



[図15]



[図16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/003842

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B90/50(2016.01)i, A61B34/32(2016.01)i, B25J13/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B90/50, A61B34/32, B25J13/00

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2001-46399 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 20 February 2001 (20.02.2001), paragraphs [0011] to [0030], [0044], [0048] to [0050]; fig. 1 to 2 (Family: none)	1-2, 4-13 3
Y A	JP 2006-321027 A (Hitachi, Ltd.), 30 November 2006 (30.11.2006), paragraphs [0022] to [0024] & US 2006/0261770 A1 paragraphs [0037] to [0039] & EP 1724071 A1 & CN 1864938 A	1-2, 4-13 3

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

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

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

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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
15 March 2017 (15.03.17)

Date of mailing of the international search report
28 March 2017 (28.03.17)

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/JP2017/003842

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2015-527910 A (Hyundai Heavy Industries Co., Ltd.), 24 September 2015 (24.09.2015), paragraphs [0014] to [0017], [0047], [0054] to [0055]; fig. 1 to 3 & US 2015/0202014 A1 paragraphs [0021] to [0024], [0054], [0061] to [0062]; fig. 1 to 3 & WO 2014/010941 A1 & KR 10-2014-0008244 A & CN 104470456 A	4-7, 10 3
A	JP 2001-150368 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 05 June 2001 (05.06.2001), paragraphs [0025] to [0027], [0044]; fig. 6 (Family: none)	1-13
A	WO 02/060653 A2 (THE ACROBOT CO., LTD.), 08 August 2002 (08.08.2002), page 7, line 1 to page 11, line 11; fig. 1 to 3 & US 2004/0128026 A1 & AT 394719 T & ES 2304430 T3 & AU 2002226572 A1	1-13

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B90/50(2016.01)i, A61B34/32(2016.01)i, B25J13/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B90/50, A61B34/32, B25J13/00

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	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2001-46399 A（オリンパス光学工業株式会社）2001.02.20, 段落0011-0030、0044、0048-0050、 図1-2	1-2, 4-13
A	（ファミリーなし）	3
Y	JP 2006-321027 A（株式会社日立製作所）2006.11.30, 段落0022-0024 & US 2006/0261770 A1 [0037]-[0039]	1-2, 4-13
A	& EP 1724071 A1 & CN 1864938 A	3

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

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

15.03.2017

国際調査報告の発送日

28.03.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

後藤 健志

電話番号 03-3581-1101 内線 3386

31

3433

C (続き) . 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2015-527910 A (ヒュンダイ ヘビー インダストリーズ カンパニー リミテッド) 2015.09.24,	4-7, 10
A	段落0014-0017、0047、0054-0055、 図1-3 & US 2015/0202014 A1 [0021]-[0024], [0054], [0061]-[0062], FIGs. 1-3 & WO 2014/010941 A1 & KR 10-2014-0008244 A & CN 104470456 A	3
A	JP 2001-150368 A (オリンパス光学工業株式会社) 2001.06.05, 段落0025-0027、0044、図6 (ファミリーなし)	1-13
A	WO 02/060653 A2 (THE ACROBOT COMPANY LIMITED) 2002.08.08, 第7頁第1行-第11頁第11行, FIGs. 1-3 & US 2004/0128026 A1 & AT 394719 T & ES 2304430 T3 & AU 2002226572 A1	1-13