

(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
2018年10月25日(25.10.2018)



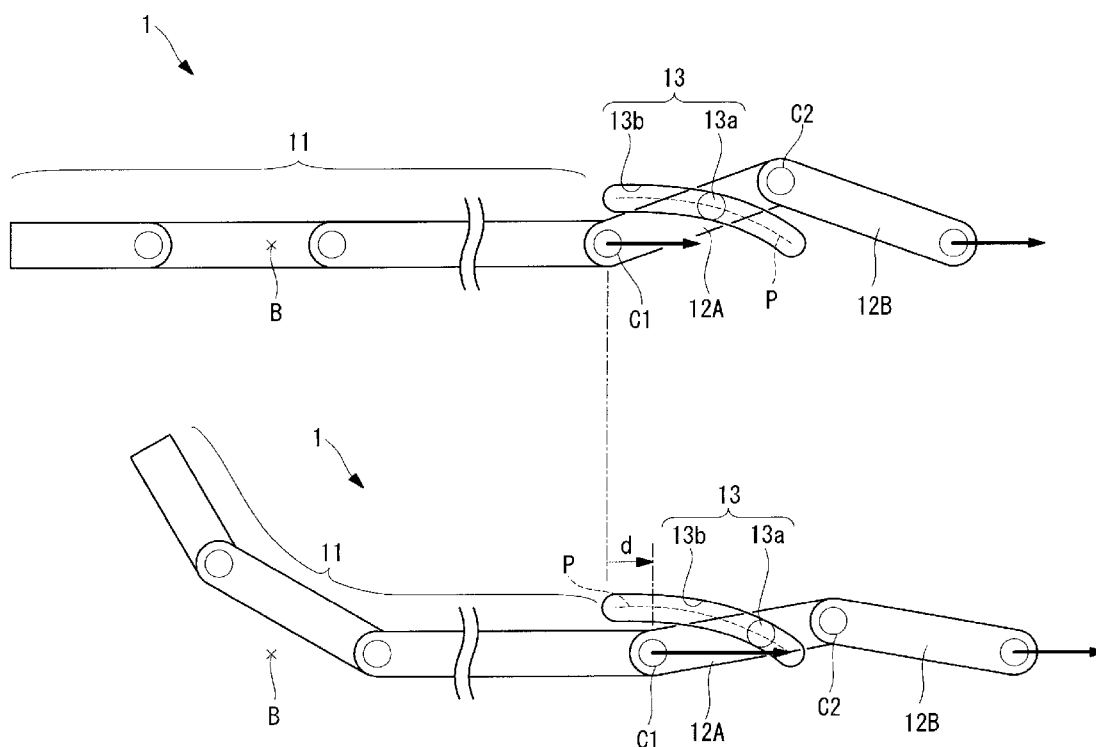
(10) 国際公開番号

WO 2018/193500 A1

- (51) 国際特許分類:
B25J 17/02 (2006.01) A61B 34/30 (2016.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/015476
- (22) 国際出願日: 2017年4月17日(17.04.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 山中 紀明 (YAMANAKA, Noriaki); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 上田 邦生, 外 (UEDA, Kunio et al.); 〒2208137 神奈川県横浜市西区みなとみらい2-2-1 横浜ランドマークタワー37F Kanagawa (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, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM,

(54) Title: POWER TRANSMISSION MECHANISM AND TREATMENT INSTRUMENT

(54) 発明の名称: 動力伝達機構および処置具



(57) Abstract: This power transmission mechanism (1) is provided with: a power regulation section (12A, 12B, 13) which is disposed between the joint section of a treatment instrument and a power generation section and to which power is applied from the power generation section; and a drive member (11) for connecting the power regulation section and an end effector through the joint section and transmitting to the end effector the power applied by the power regulation section (12A, 12B, 13). The power regulation section (12A, 12B, 13) is configured so that the displacement of the drive member

WO 2018/193500 A1

ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG,
US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

(11) caused by the bending or curving of the joint section increases power transmission efficiency such that the greater the amount (d) of displacement of the drive member (11), the greater the amount of increase in the power transmission efficiency.

(57) 要約: 動力伝達機構 (1) は、処置具の関節部と動力発生部との間に配置され動力発生部から動力が与えられる動力調整部 (12A, 12B, 13) と、関節部を通過してエンドエフェクタと動力調整部とを接続し、動力調整部 (12A, 12B, 13) から与えられた動力をエンドエフェクタに伝達する駆動部材 (11) とを備え、動力調整部 (12A, 12B, 13) が、関節部の屈曲または湾曲に伴う駆動部材 (11) の変位によって、駆動部材 (11) の変位量 (d) が大きい程、動力伝達効率の増加量が大きくなるように、動力伝達効率を増大させる。

明 細 書

発明の名称：動力伝達機構および処置具

技術分野

[0001] 本発明は、動力伝達機構および処置具に関するものである。

背景技術

[0002] 従来、先端に設けられたエンドエフェクタと、基端に設けられた操作部とを備え、操作者によって操作部に与えられた動力をエンドエフェクタに伝達して該エンドエフェクタに開閉のような動作を行わせる処置具が知られている（例えば、特許文献1，2参照。）。操作部からエンドエフェクタに動力を伝達する動力伝達部材として、特許文献1ではケーブルを使用し、特許文献2ではスライダ部を使用している。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2013-240612号公報
特許文献2：特開2009-261911号公報

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、エンドエフェクタの基端側に屈曲関節が設けられている構成において、屈曲関節が屈曲したときに、動力伝達部材と周辺部材との間の摩擦が増大して動力伝達部材を伝達する動力に損失が生じる。そのため、操作部に与えられた操作量に対してエンドエフェクタに伝達される動力の大きさが一定にならないという不都合がある。例えば、エンドエフェクタが把持鉗子である場合には、屈曲関節の屈曲角度が大きい程、操作部に与えられる操作量に対して把持鉗子の把持力が低下する。屈曲関節に限らず、円弧状に湾曲可能な湾曲部や可撓性を有する軟性部を備える処置具においても、湾曲部または軟性部の湾曲に伴い、動力伝達部材において動力の損失が生じる。

[0005] 本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、関節部の屈曲ま

たは湾曲に依らずに一定の効率で動力をエンドエフェクタへ伝達することができる動力伝達機構および処置具を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0006] 上記目的を達成するため、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の第1の態様は、先端側から長手軸に沿って順に配列されたエンドエフェクタ、屈曲または湾曲可能な関節部、および動力を発生する動力発生部を備える処置具に設けられ、前記動力発生部から前記エンドエフェクタに前記動力を伝達する動力伝達機構であって、前記関節部と前記動力発生部との間に配置され、該動力発生部から与えられた前記動力を伝達するとともに動力伝達効率を変更可能である動力調整部と、前記関節部を通過して前記エンドエフェクタと前記動力調整部とを接続し、前記動力調整部から与えられた前記動力を前記エンドエフェクタに伝達する駆動部材とを備え、前記動力調整部が、前記関節部の屈曲または湾曲に伴う前記駆動部材の前記長手軸に沿う方向の変位によって、前記駆動部材の変位量が大きい程、前記動力伝達効率の増加量が大きくなるように、前記動力伝達効率を増大させる動力伝達機構である。

[0007] 本発明の第1の態様によれば、動力発生部が発生した動力が、動力調整部および駆動部材を介してエンドエフェクタに伝達されることで、エンドエフェクタに機械的動作を行わせることができる。

この場合に、関節部が屈曲または湾曲したときに、関節部を跨いで配置されている駆動部材も屈曲または湾曲することで、駆動部材には、処置具の長手軸に沿う方向の変位が生じるとともに、動力伝達効率の低下が生じる。そして、駆動部材の変位に応答して、駆動部材の変位が大きい程、動力調整部の動力伝達効率が大きくなるように、動力調整部の動力伝達効率が増大する。

[0008] 関節部の屈曲または湾曲の角度が大きい程、駆動部材の変位量および動力伝達効率の低下量は共に大きくなる。したがって、駆動部材の変位量に従って動力調整部の動力伝達効率の増加量を増大させることで、駆動部材の動力

伝達効率の低下を動力調整部の動力伝達効率の増大によって良好に補うことができる。これにより、関節部の屈曲または湾曲に依らずに一定の効率で動力をエンドエフェクタへ伝達することができる。

[0009] 上記第1の態様においては、前記動力調整部は、当該動力調整部の前記動力伝達効率が前記駆動部材の動力伝達効率の逆数と略等しくなるように、前記動力伝達効率を増大させてもよい。

動力伝達機構全体の動力伝達効率は、動力調整部の動力伝達効率と駆動部材の動力伝達効率との積として表される。したがって、動力調整部の動力伝達効率が、関節部の屈曲または湾曲によって低下した駆動部材の動力伝達効率の逆数に略等しくなるように増大することで、動力伝達機構全体の動力伝達効率を、関節部の屈曲または湾曲の角度に依らずにさらに正確に一定とすることができる。

[0010] 上記第1の態様においては、前記動力調整部が、前記駆動部材の基端側に配置され、前記長手軸に交差する第1の揺動軸回りに揺動可能に前記駆動部材に連結された第1リンクと、該第1リンクの基端側に配置され、前記第1の揺動軸に平行な第2の揺動軸回りに揺動可能に前記第1リンクに連結された第2リンクと、前記第1リンクと前記第2リンクとを相互に揺動可能に、かつ、前記長手軸に沿う方向に移動可能に支持する支持部とを備え、該支持部は、前記駆動部材の変位にしたがって前記第1リンクと前記第2リンクとの間の角度が変化するように、前記第1リンクと前記第2リンクとを支持してもよい。

このようにすることで、関節部の屈曲または湾曲によって駆動部材が変位したときに、第1リンクおよび第2リンクは、相互に揺動して第1および第2リンク間の角度を変化させながら移動する。第2リンクに与えられた動力発生部からの動力は、第1および第2リンクにおいて、第1リンクと第2リンクとの間の角度に応じて増大される。このように、機械的な機構のみを利用して動力伝達効率を増大させることができる。

[0011] 上記第1の態様においては、前記支持部が、前記第1リンクまたは前記第

2リンクに設けられ前記第1の揺動軸に略平行に突出する突出部材と、該突出部材が挿入され該突出部材が所定の移動経路上を移動するように該突出部材の移動を案内する案内通路とを有していてもよい。

このようにすることで、駆動部材の変位に伴う第1リンクおよび第2リンクの移動および揺動を簡易な構成で制御することができる。

[0012] 上記第1の態様においては、前記第1リンクと前記駆動部材とが成す角度 α 、前記第1リンクと前記所定の移動経路の接線とが成す角度 β 、前記第1リンクと前記第2リンクとが成す角度 γ が、下記関係式を満たしていてもよい。

$$0^\circ \leq \alpha < 90^\circ$$

$$0^\circ \leq \beta < 90^\circ$$

$$0^\circ \leq \gamma < 90^\circ$$

このようにすることで、第1リンクおよび第2リンクが動力に従って揺動しなくなる特異点に配置されることを回避し、第1リンクおよび第2リンクを滑らかに動作させることができる。

[0013] 上記第1の態様においては、前記突出部材が、前記第2の揺動軸上に設けられていてもよい。

このようにすることで、第1リンクおよび第2リンクの、長手軸に交差する方向の突出量を最小限に抑えて、動力調整部を小型にすることができる。

[0014] 上記第1の態様においては、前記第2リンクと前記所定の移動経路の接線とが成す角度 ξ が、下記関係式を満たしていてもよい。

$$-90^\circ \leq \xi < 90^\circ$$

このようにすることで、第1リンクおよび第2リンクが動力に従って揺動しなくなる特異点に配置されることを回避し、第1リンクおよび第2リンクを滑らかに動作させること

[0015] 本発明の第2の態様は、先端側から長手軸に沿って順に配列されたエンドエフェクタ、屈曲または湾曲可能な関節部、および動力を発生する動力発生部と、上記いずれかに記載の動力伝達機構とを備える処置具である。

発明の効果

[0016] 本発明によれば、関節部の屈曲または湾曲に依らずに一定の効率で動力をエンドエフェクタへ伝達することができるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0017] [図1]本発明の一実施形態に係る処置具の全体構成図である。

[図2]図1の処置具の動力伝達機構の構成図であり、関節部が屈曲していない状態（上段）と関節部が屈曲している状態（下段）との間での動力伝達機構の動作を説明する図である。

[図3]関節部の屈曲角度と駆動部材の変位量との関係を示すグラフである。

[図4]動力伝達機構の第1リンクおよび第2リンクの角度とスリットの形状との関係を説明する図である。

[図5]第1リンクおよび第2リンクにおける動力の伝達を説明する図である。

[図6]関節部の屈曲角度と、駆動部材、第1および第2リンク、ならびに動力伝達機構全体の動力伝達効率との関係を示すグラフである。

[図7]駆動部材、第1および第2リンク、ならびに動力伝達機構全体の動力伝達効率と、スリットの形状の一例を示す図である。

[図8]動力伝達機構の変形例の構成図である。

[図9]動力伝達機構の他の変形例の構成図である。

発明を実施するための形態

[0018] 本発明の一実施形態に係る動力伝達機構1および処置具2について、図面を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る処置具2は、図1に示されるように、先端側から長手軸Aに沿って順に配置された、エンドエフェクタ3と、長手軸Aに直交する屈曲軸B回りに屈曲可能な関節部4と、体内に挿入可能であり長手軸Aに沿って延びる細長い挿入部5と、操作者により操作されることでエンドエフェクタ3および関節部4を駆動するための動力を発生する操作部6とを備えている。

また、処置具2は、関節部4および挿入部5内を通してエンドエフェクタ

3と操作部6とを接続し、操作部6からエンドエフェクタ3に動力を伝達する動力伝達機構1を備えている。

[0019] エンドエフェクタ3は、揺動軸D回りに相互に揺動することで開閉する一対の把持片を有する把持鉗子である。エンドエフェクタ3は、動力伝達機構1から伝達される先端側に向かう押圧力によって開き、動力伝達機構1から伝達される基端側に向かう牽引力によって閉じるように構成されている。したがって、エンドエフェクタ3が発生する把持力の大きさは、動力伝達機構1からの牽引力によって制御される。

なお、エンドエフェクタ3は把持鉗子に限定されるものではなく、動力に従って機械的な動作を行う他の種類のエンドエフェクタ（例えば、ナイフ）を採用してもよい。あるいは、動力伝達機構1からの動力によってエンドエフェクタ3に設けられる関節部が駆動されるように構成されていてもよい。

[0020] 関節部4は、挿入部5の先端に、屈曲軸B回りに揺動可能に支持された揺動部材4aを備えている。エンドエフェクタ3は揺動部材4aに取り付けられており、揺動部材4aの揺動によってエンドエフェクタ3が屈曲軸B回りに揺動するようになっている。

[0021] 符号7A、7Bは、揺動部材4aと操作部6とを接続し、揺動部材4aを揺動させるための動力を操作部6から揺動部材4aに伝達するための一対のリンクである。基端側に配置された長尺の第1リンク7Aは、長手軸Aに沿う方向に配置されている。先端側に配置された短尺の第2リンク7Bは、第1リンク7Aおよび揺動部材4aに屈曲軸Bに平行な軸線回りに揺動可能に連結されている。操作部6から第1リンク7Aの基端部に伝達された動力によって第1リンク7Aが先端側へ押し出されることで、揺動部材4aが屈曲軸B回りに揺動するようになっている。

[0022] 操作部6は、エンドエフェクタ3を操作するための第1ハンドル61と、関節部4を操作するための第2ハンドル62とを備えている。操作部6は、操作者が第1ハンドル61を操作することで第1ハンドル61に与えられた動力を、長手軸Aに沿う方向の動力として、後述する動力伝達機構1の第2

リンク 1 2 B に伝達するように構成されている。また、操作部 6 は、操作者が第 2 ハンドル 6 2 を操作することで第 2 ハンドル 6 2 に与えられた動力を、長手軸 A に沿う方向の動力として第 1 リンク 7 A に伝達するように構成されている。このようなハンドル 6 1, 6 2 としては、例えば、レバー式や回転式等の、任意の形態のハンドルを採用することができる。

[0023] 動力伝達機構 1 は、図 2 に示されるように、関節部 4 よりも基端側に配置されエンドエフェクタ 3 に接続された駆動部材 1 1 と、駆動部材 1 1 の基端側に配置された第 1 リンク（動力調整部） 1 2 A と、第 1 リンク 1 2 A の基端側に配置された第 2 リンク（動力調整部） 1 2 B と、第 1 および第 2 リンク 1 2 A, 1 2 B を移動および揺動可能に支持する支持部（動力調整部） 1 3 とを備えている。図 2 において、左側が処置具 2 の先端側であり、右側が処置具 2 の基端側である。

[0024] 一对のリンク 1 2 A, 1 2 B は、関節部 4 と操作部 6 との間の任意の位置に設けることができる。したがって、必要に応じて、第 2 リンク 1 2 B と操作部 6 との間には、操作部 6 から第 2 リンク 1 2 B に動力を伝達するための動力伝達部材（例えば、ワイヤまたはリンク）が設けられていてもよい。

[0025] 駆動部材 1 1 は、関節部 4 を通過してエンドエフェクタ 3 から挿入部 5 まで配置された長尺の部材からなり、駆動部材 1 1 の先端部がエンドエフェクタ 3 に接続されている。したがって、駆動部材 1 1 は、動力を長手方向に高い効率で伝達可能でありつつ、関節部 4 において屈曲または湾曲可能に構成されている。例えば、駆動部材 1 1 は、互いに揺動可能に連結された複数のリンク、または可撓性を有するワイヤからなる。駆動部材 1 1 が先端側に前進することで、エンドエフェクタ 3 を開かせるための押圧力（動力）をエンドエフェクタ 3 に与え、駆動部材 1 1 が基端側へ後退することでエンドエフェクタ 3 を閉じさせるための牽引力（動力）をエンドエフェクタ 3 に与えるようになっている。

[0026] 第 1 リンク 1 2 A および第 2 リンク 1 2 B は、長手方向を有する部材である。駆動部材 1 1 の基端部と第 1 リンク 1 2 A の先端部とが、長手軸 A に直

交する第1の揺動軸C1回りに揺動可能に連結されている。第1リンク12Aの基端部と基端側の第2リンク12Bの先端部とが、第1の揺動軸C1に平行な第2の揺動軸C2回りに揺動可能に連結されている。添付の図面には、屈曲軸Bと揺動軸C1、C2とが相互に平行である例が示されているが、屈曲軸Bと揺動軸C1、C2とは相互に平行でなくてもよい。第2リンク12Bの基端部は、操作部6から伝達される動力に従って長手軸Aに沿う方向にのみ移動するように（例えば、駆動部材11の長手軸の延長線上に沿って移動するように）、図示しない周辺部材によって支持されている。

[0027] 支持部13は、揺動軸C1と揺動軸C2との間において第1リンク12Aに固定され揺動軸C1、C2に略平行に突出するピン（突出部材）13aと、先端側から基端側へ延びピン13aが所定の移動経路Pに沿って移動するようにピン13aを案内する細長いスリット（案内通路）13bとを備えている。スリット13bは、例えば、挿入部5内に固定された、第1リンク12Aの周囲の図示しない部材に形成されている。スリット13b内においてピン13aは、スリット13bの形状によって規定される所定の移動経路P上を移動することができる。このように、スリット13b内に移動可能に挿入されたピン13aによって、第1リンク12Aおよび第2リンク12Bは長手軸Aに沿う方向に移動可能に支持されている。

[0028] 次に、関節部4が屈曲軸B回りに屈曲したときの、駆動部材11、第1リンク12Aおよび第2リンク12Bの動作と、スリット13bの形状について説明する。

図2において、上段は、関節部4が屈曲していない状態（エンドエフェクタ3と挿入部5が直線上に一直線に配置されている状態）を示し、下段は、関節部4が屈曲した状態を示している。関節部4が屈曲していない状態での駆動部材11の位置を基準位置と定義する。

[0029] 関節部4が屈曲軸B回りに屈曲したときに、図2に示されるように、駆動部材11が配置される経路の長さが変化し、駆動部材11が基準位置から基端側に変位し、第1リンク12Aおよび第2リンク12Bも基端側へ移動す

る。駆動部材 1 1 の変位量 d は、図 3 に示されるように、関節部 4 の屈曲角度が大きい程、大きくなる。

[0030] ここで、関節部 4 が屈曲していない状態において、第 1 リンク 1 2 A と第 2 リンク 1 2 B が互いに角度 γ (図 4 参照。) を成すように長手軸 A に対して傾斜して配置され、基端側への移動にしたがって角度 γ が小さくなるように (第 1 および第 2 リンク 1 2 A, 1 2 B の長手方向がそれぞれ長手軸 A に平行な方向に近づくように)、スリット 1 3 b の位置および形状が設計されている。角度 γ は、第 1 リンク 1 2 A の長手方向と第 2 リンク 1 2 B の長手方向とが成す角度である。

[0031] また、スリット 1 3 b の形状は、図 4 に示されるように、駆動部材 1 1 の基端側への変位量 d が増大するにつれて、角度 α が連続的に単調減少し、かつ、角度 β が増大するように、設計されている。角度 α は、第 1 リンク 1 2 A の長手方向と駆動部材 1 1 の長手方向 (長手軸 A) とが成す角度である。角度 β は、第 1 リンク 1 2 A の長手方向と、スリット 1 3 b の移動経路 P の (第 1 リンク 1 2 A の長手軸と移動経路 P との交点における) 接線 T とが成す角度である。したがって、スリット 1 3 b は、先端側において接線 T の方向が長手軸 A に平行な方向に近付き、基端側において接線 T の方向が長手軸 A に対して垂直な方向に近づくように、接線 T の傾きがスリット 1 3 b の先端から基端に向かって漸次変化する湾曲形状を有する。これにより、関節部 4 の屈曲角度が大きい程、角度 α が 0° に近付き、角度 β が 90° に近づく。

[0032] さらに、角度 α 、 β および γ が下式 (1)、(2)、(3) をそれぞれ満足するように、スリット 1 3 b の形状 (移動経路 P) が設計されている。

$$0^\circ \leq \alpha < 90^\circ \quad \dots (1)$$

$$0^\circ \leq \beta < 90^\circ \quad \dots (2)$$

$$0^\circ \leq \gamma < 90^\circ \quad \dots (3)$$

角度 α 、 β 、 γ が上記範囲を満たすことで、リンク 1 2 A、1 2 B が動かなくなる特異点を回避し、ピン 1 3 a の移動範囲内においてリンク 1 2 A、

1 2 Bを滑らかに移動させることができる。

[0033] 図5は、操作部6から第2リンク1 2 Bに与えられる長手軸A方向の動力F 0と、第1リンク1 2 Aから駆動部材1 1に与えられる長手軸A方向の動力F 3との関係を表している。図5には、説明を簡単にするために接線Tの角度 θ_s が一定である直線状のスリット1 3 bが示されている。図5において、 $\alpha = \theta_2$ 、 $\beta = \theta_s + \theta_2$ 、 $\gamma = \theta_1 + \theta_2$ である。図5から分かるように、第2リンク1 2 Bに与えられた動力F 0は、第2リンク1 2 Bおよび第1リンク1 2 Aを伝達する過程において、リンク1 2 A、1 2 Bの角度 θ_1 、 θ_2 およびスリット1 3 bの接線Tの角度 θ_s に応じた効率で増大する。すなわち、スリット1 3 bの形状によって角度 θ_1 、 θ_2 、 θ_s を制御することで、第1リンク1 2 Aおよび第2リンク1 2 Bの動力伝達効率を制御することができる。

[0034] 図6は、関節部4の屈曲角度の変化に対する、駆動部材1 1、リンク1 2 A、1 2 B、および動力伝達機構1全体の動力伝達効率の変化を示している。図6に示されるように、関節部4の屈曲角度が大きい程、駆動部材1 1の動力伝達効率は低下する。これは、屈曲した駆動部材1 1と周辺部材との間の摩擦が増大することで駆動部材1 1を伝達する動力に損失が生じるためである。また、駆動部材1 1を構成するリンクの屈曲により、リンク間の角度に応じて、長手軸Aに直交する方向の動力の成分の損失が生じるためである。

[0035] 第1リンク1 2 Aおよび第2リンク1 2 Bの動力伝達効率は、スリット1 3 bの湾曲形状を適切に設計することで、関節部4の屈曲角度が大きい程、増大している。

具体的には、動力伝達機構1全体の動力伝達効率は、第1リンク1 2 Aおよび第2リンク1 2 Bの動力伝達効率と駆動部材1 1の動力伝達効率との積として表される。関節部4のいずれの屈曲角度においても第1および第2リンク1 2 A、1 2 Bの動力伝達効率が駆動部材1 1の動力伝達効率の逆数と略等しくなるように、第1および第2リンク1 2 A、1 2 Bの動力伝達効率

の増大量は、駆動部材 1 1 の動力伝達効率の低下量を考量して設計されている。これにより、動力伝達機構 1 全体での動力伝達効率が、関節部 4 の屈曲角度に依らずに一定に維持されるようになっている。

図 7 は、本実施形態におけるスリット 1 3 b の形状の設計値の一例と、駆動部材 1 1、リンク 1 2 A、1 2 B および動力伝達機構 1 全体の動力伝達効率の一例とを示している。

[0036] 次に、このように構成された動力伝達機構 1 および処置具 2 の作用について説明する。

本実施形態に係る処置具 2 を用いて患部の処置を行うためには、挿入部 5 を体内に挿入して先端のエンドエフェクタ 3 を患部の近傍に配置し、操作部 6 の第 2 ハンドル 6 2 を操作して関節部 4 を屈曲させることにより患部に対するエンドエフェクタ 3 の姿勢を調節する。

[0037] 次に、操作部 6 に設けられた第 1 ハンドル 6 1 を操作して、エンドエフェクタ 3 によって患部を把持する。このときに、第 1 ハンドル 6 1 に与えられた操作量に相当する動力が、操作部 6 から、第 2 リンク 1 2 B、第 1 リンク 1 2 A および駆動部材 1 1 を介してエンドエフェクタ 3 に伝達され、エンドエフェクタ 3 に与えられた動力に相当する大きさの把持力でエンドエフェクタ 3 は患部を把持する。

[0038] この場合に、関節部 4 が屈曲した状態においては、関節部 4 と共に屈曲（または湾曲）した駆動部材 1 1 と周辺部材との間の接触が増えて駆動部材 1 1 と周辺部材との間の摩擦が増大することにより、駆動部材 1 1 の動力伝達効率が低下する。駆動部材 1 1 が複数のリンクから構成されている場合には、リンク間の角度に応じた動力伝達効率の低下もさらに生じる。関節部 4 の屈曲角度が大きい程、駆動部材 1 1 の動力伝達効率の低下量も大きくなる。その一方で、関節部 4 が屈曲した状態においては、駆動部材 1 1 の基準位置からの変位によって、動力の伝達経路に配置されたリンク 1 2 A、1 2 B の角度 α 、 β 、 γ が変化することで、リンク 1 2 A、1 2 B の動力伝達効率が増大する。関節部 4 の屈曲角度が大きい程、接続部材 1 2 の動力伝達効率の

増加量も大きくなる。

[0039] このように、関節部4の屈曲に伴う駆動部材11の動力伝達効率の低下がリンク12A、12Bの動力伝達効率の増大によって補われることで、動力伝達機構1全体の動力伝達効率は、関節部4の屈曲角度に依らずに一定となる。すなわち、関節部4の屈曲角度に依らずに、第1ハンドル61に与えられる操作量とエンドエフェクタ3の把持力との間の関係が一定に維持される。したがって、操作者は、第1ハンドル61に与える操作量によって把持力を正確に制御することができるという利点がある。

[0040] 本実施形態においては、第1の揺動軸C1と第2の揺動軸C2との間においてピン13aが第1リンク12Aに設けられていることとしたが、これに代えて、図8に示されるように、第2の揺動軸C2上にピン13aが設けられていてもよい。

このように、駆動部材11に対してより径方向外側に位置する揺動軸C2上にピン13aを設けることで、第1リンク12Aの基端部および第2リンク12Bの先端部の突出量が低減されるので、動力伝達機構1全体をより細径な構造とすることができる。

[0041] 揺動軸C2上にピン13aが設けられている構成においては、上記の式(1)、(2)、(3)に加えて、下式(4)を満足することが好ましい。角度 ξ は、第2リンク12Bの長手方向と移動経路Pの接線Tとが成す角度である。

$$-90^\circ \leq \xi < 90^\circ \quad \dots (4)$$

このようにすることで、リンク12A、12Bが動かなくなる特異点を回避し、ピン13aの移動範囲内においてリンク12A、12Bを滑らかに移動させることができる。

[0042] また、ピン13aは、第1リンク12Aに代えて第2リンク12Bに設けられていてもよい。この場合においても、スリット13bの湾曲形状を適切に設計することで、駆動部材11の変位によってリンク12A、12Bの動力伝達効率を増大させることができる。

[0043] 本実施形態においては、操作部6から駆動部材11への動力の伝達効率を調整する動力調整部として、一对のリンク12A, 12Bを備えるリンク機構を用いることとしたが、駆動部材11の基端側への変位量dに応じて動力伝達効率を増大することができる限りにおいて、任意の構成を用いることができる。

例えば、図9に示されるように、動力調整部が、互いに引力を発生する一对の磁石14A, 14Bを備えていてもよい。一方の磁石14Aは駆動部材11に設けられ、他方の磁石14Bは、磁石14Aよりも基端側に配置され操作部6と接続されている。これにより、駆動部材11が基端側に変位したときに、磁石14A, 14B間の磁力が増大し、それによって動力伝達効率を増大させることができる。

[0044] 本実施形態においては、1つの屈曲軸Bを有する関節部4を備えることとしたが、関節部4の具体的な形態はこれに限定されるものではなく、挿入部5の長手軸に交差する方向に屈曲または湾曲可能である他の形態の関節部を採用してもよい。

例えば、関節部は、長手軸Aに沿う方向に配列し互いに平行な複数の屈曲軸を有し比較的大きな曲率半径で湾曲可能な湾曲部であってもよく、可撓性によって湾曲可能な湾曲部であってもよい。

[0045] また、関節部が可撓性を有する挿入部5であり、体内での挿入部5の湾曲角度に応じて動力伝達機構1が動力伝達効率を増大するように構成されていてもよい。挿入部5が直線形状から湾曲形状に変形したときに、挿入部5内を通るワイヤのような駆動部材11の経路長が変化して駆動部材11が長手方向に変位する。したがって、例えば、挿入部5のうち体外に配置される基端部分に動力伝達機構1を設けることで、駆動部材11の変位に応じて、挿入部5の湾曲に伴う駆動部材11の動力伝達効率の低下を動力伝達機構1の動力伝達効率の増大によって補うことができる。

[0046] 本実施形態においては、操作者による手動操作によって動力を発生する操作部6を備えることとしたが、これに代えて、電動モータによって動力を発

生する駆動部を動力発生部として採用してもよい。例えば、処置具2とは別体の操作入力装置（図示略）が設けられ、エンドエフェクタ3を動かすための操作信号が操作者によって操作入力装置に入力されると、入力された操作信号が操作入力装置から駆動部に送信され、操作信号に対応する動力を電動モータが発生するように、構成されていてもよい。

符号の説明

- [0047] 1 動力伝達機構
- 2 処置具
- 3 エンドエフェクタ
- 4 関節部
- 5 挿入部
- 6 操作部
- 7 A, 7 B リンク
- 1 1 駆動部材
- 1 2 A 第1リンク（動力調整部）
- 1 2 B 第2リンク（動力調整部）
- 1 3 支持部（動力調整部）
- 1 3 a ピン（突出部材、支持部、動力調整部）
- 1 3 b スリット（案内通路、支持部、動力調整部）
- 1 4 A, 1 4 B 磁石（動力調整部）
- C 1 第1の揺動軸
- C 2 第2の揺動軸
- P 移動経路
- T 接線

請求の範囲

[請求項1] 先端側から長手軸に沿って順に配列されたエンドエフェクタ、屈曲または湾曲可能な関節部、および動力を発生する動力発生部を備える処置具に設けられ、前記動力発生部から前記エンドエフェクタに前記動力を伝達する動力伝達機構であって、

前記関節部と前記動力発生部との間に配置され、該動力発生部から与えられた前記動力を伝達するとともに動力伝達効率を変更可能である動力調整部と、

前記関節部を通過して前記エンドエフェクタと前記動力調整部とを接続し、前記動力調整部から与えられた前記動力を前記エンドエフェクタに伝達する駆動部材とを備え、

前記動力調整部が、前記関節部の屈曲または湾曲に伴う前記駆動部材の前記長手軸に沿う方向の変位によって、前記駆動部材の変位量が大きい程、前記動力伝達効率の増加量が大きくなるように、前記動力伝達効率を増大させる動力伝達機構。

[請求項2] 前記動力調整部は、当該動力調整部の前記動力伝達効率が前記駆動部材の動力伝達効率の逆数と略等しくなるように、前記動力伝達効率を増大させる請求項1に記載の動力伝達機構。

[請求項3] 前記動力調整部が、
前記駆動部材の基端側に配置され、前記長手軸に交差する第1の揺動軸回りに揺動可能に前記駆動部材に連結された第1リンクと、

該第1リンクの基端側に配置され、前記第1の揺動軸に平行な第2の揺動軸回りに揺動可能に前記第1リンクに連結された第2リンクと、

前記第1リンクと前記第2リンクとを相互に揺動可能に、かつ、前記長手軸に沿う方向に移動可能に支持する支持部とを備え、

該支持部は、前記駆動部材の変位にしたがって前記第1リンクと前記第2リンクとの間の角度が変化するように、前記第1リンクと前記

第2リンクとを支持する請求項1または請求項2に記載の動力伝達機構。

[請求項4] 前記支持部が、
前記第1リンクまたは前記第2リンクに設けられ前記第1の揺動軸に略平行に突出する突出部材と、
該突出部材が挿入され該突出部材が所定の移動経路上を移動するように該突出部材の移動を案内する案内通路とを有する請求項3に記載の動力伝達機構。

[請求項5] 前記第1リンクと前記駆動部材とが成す角度 α 、前記第1リンクと前記所定の移動経路の接線とが成す角度 β 、前記第1リンクと前記第2リンクとが成す角度 γ が、下記関係式を満たす請求項4に記載の動力伝達機構。

$$0^\circ \leq \alpha < 90^\circ$$

$$0^\circ \leq \beta < 90^\circ$$

$$0^\circ \leq \gamma < 90^\circ$$

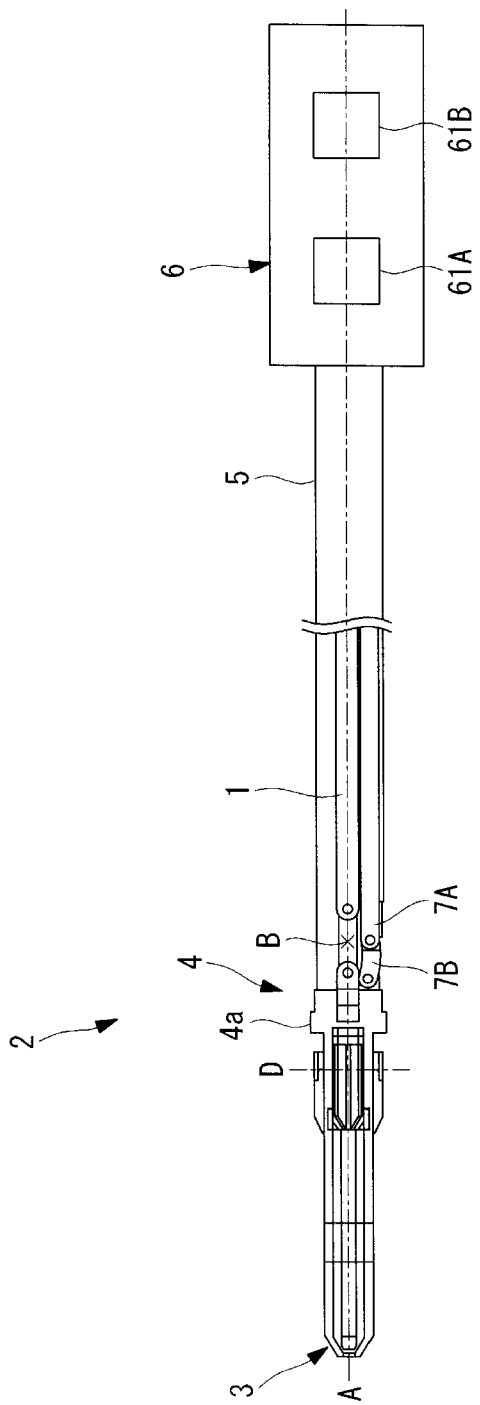
[請求項6] 前記突出部材が、前記第2の揺動軸上に設けられている請求項5に記載の動力伝達機構。

[請求項7] 前記第2リンクと前記所定の移動経路の接線とが成す角度 ξ が、下記関係式を満たす請求項6に記載の動力伝達機構。

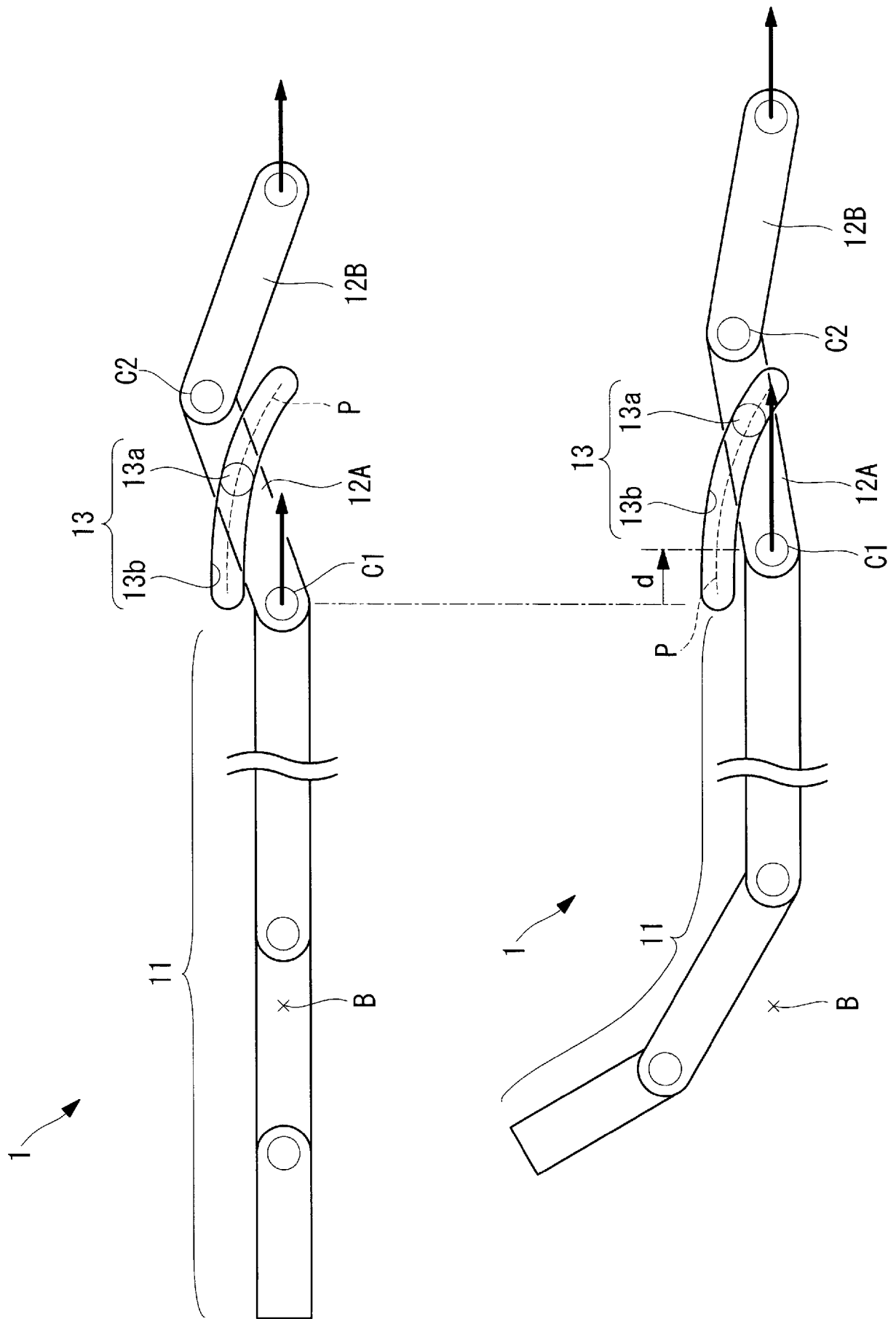
$$-90^\circ \leq \xi < 90^\circ$$

[請求項8] 先端側から長手軸に沿って順に配列されたエンドエフェクタ、屈曲または湾曲可能な関節部、および動力を発生する動力発生部と、
該動力発生部から前記エンドエフェクタに前記動力を伝達する請求項1から請求項7のいずれかに記載の動力伝達機構とを備える処置具。

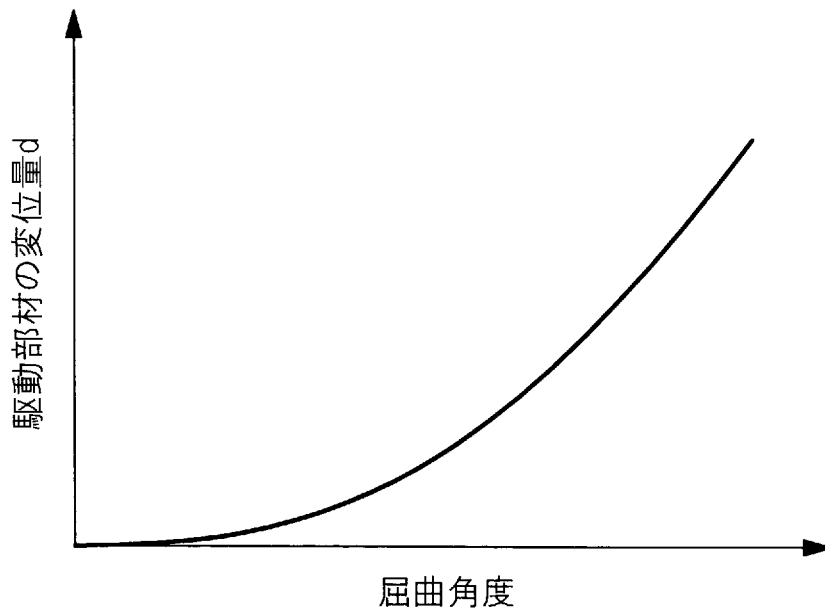
[図1]



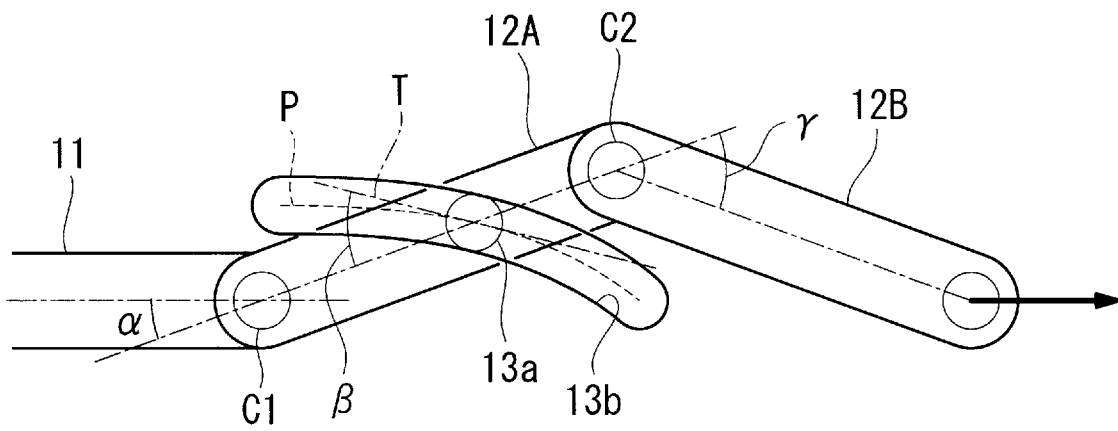
[図2]



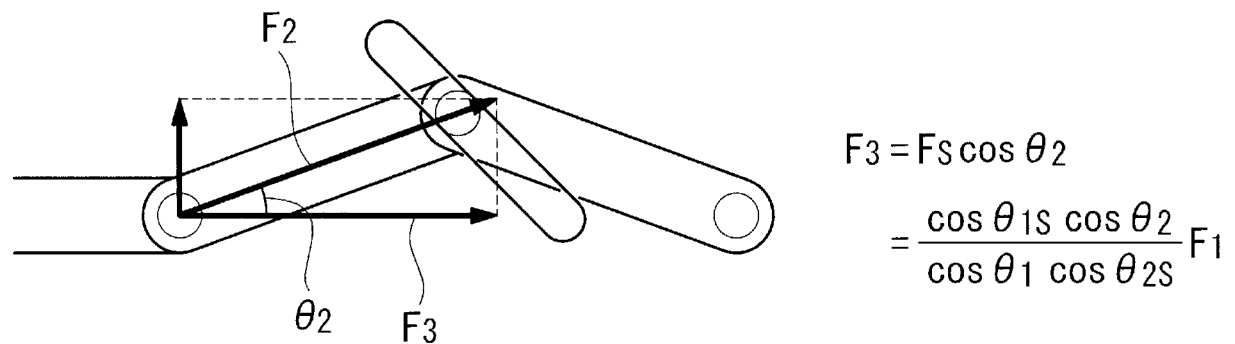
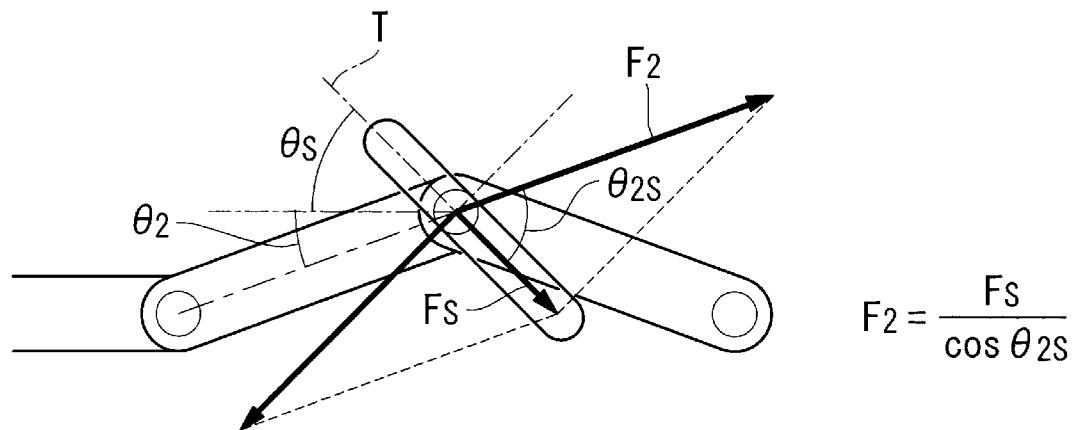
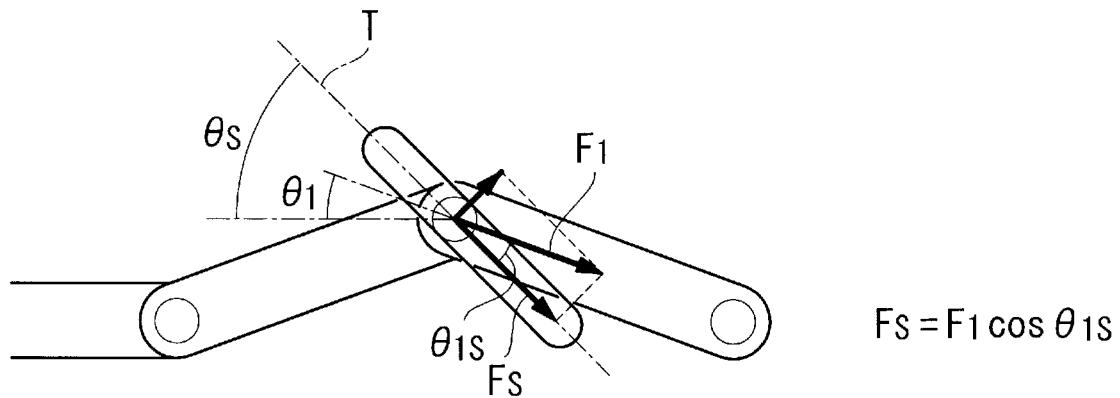
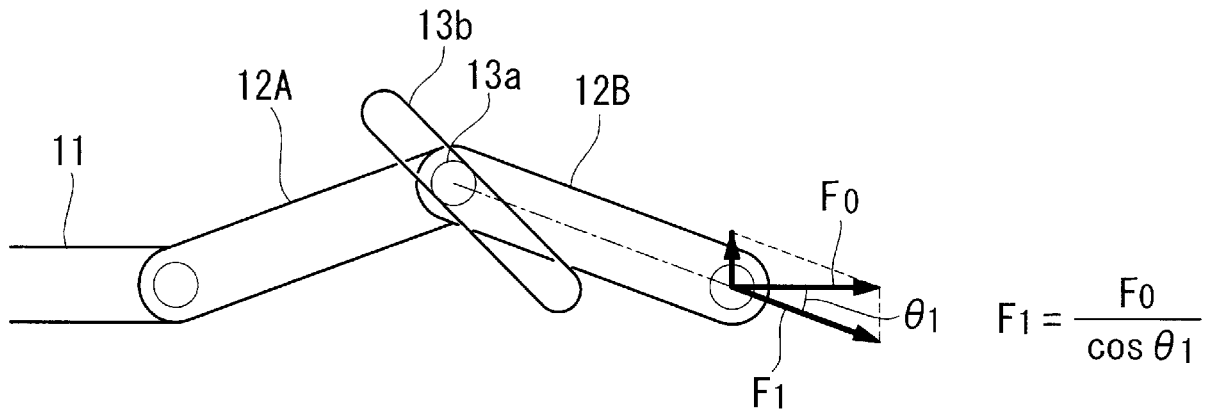
[図3]



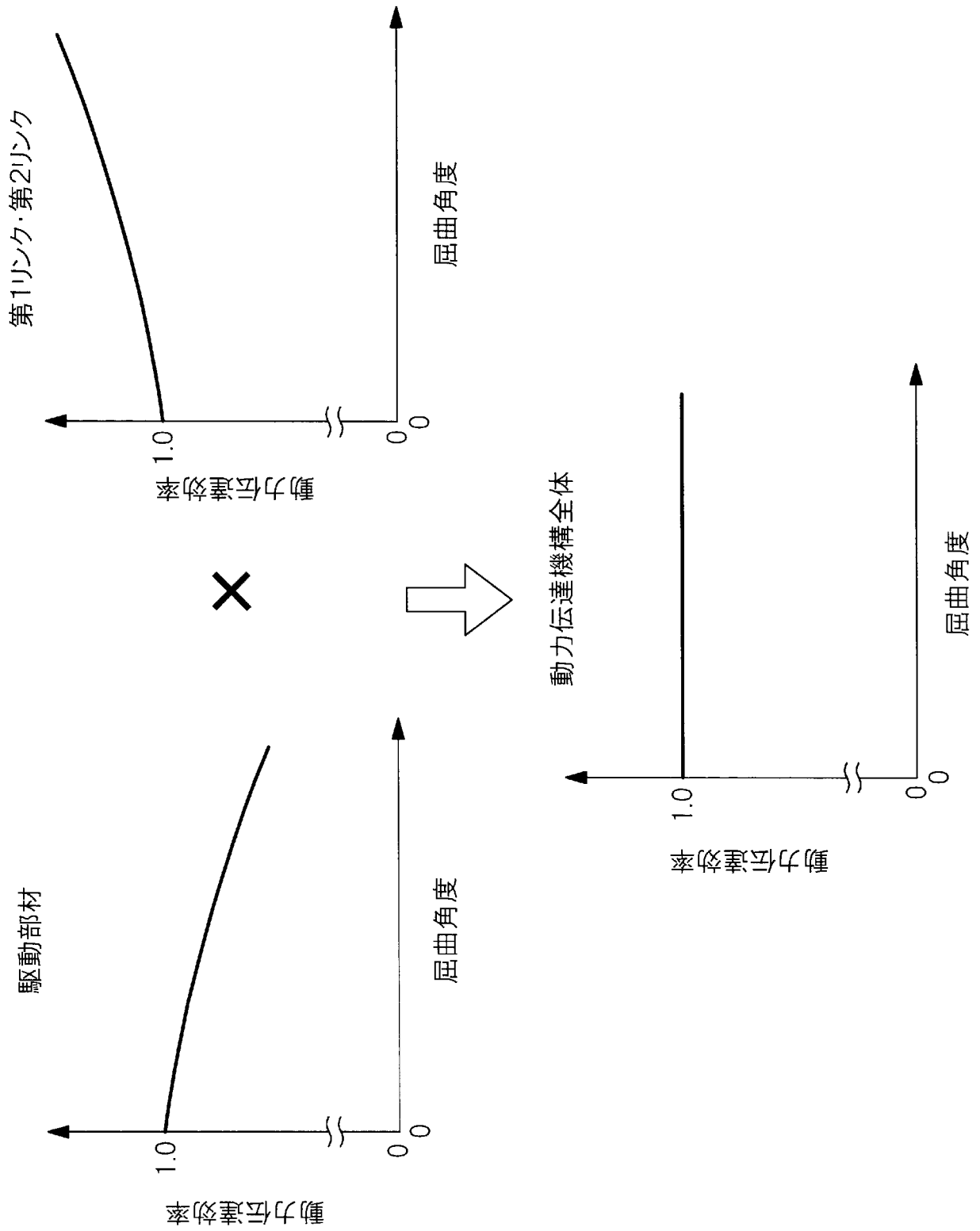
[図4]



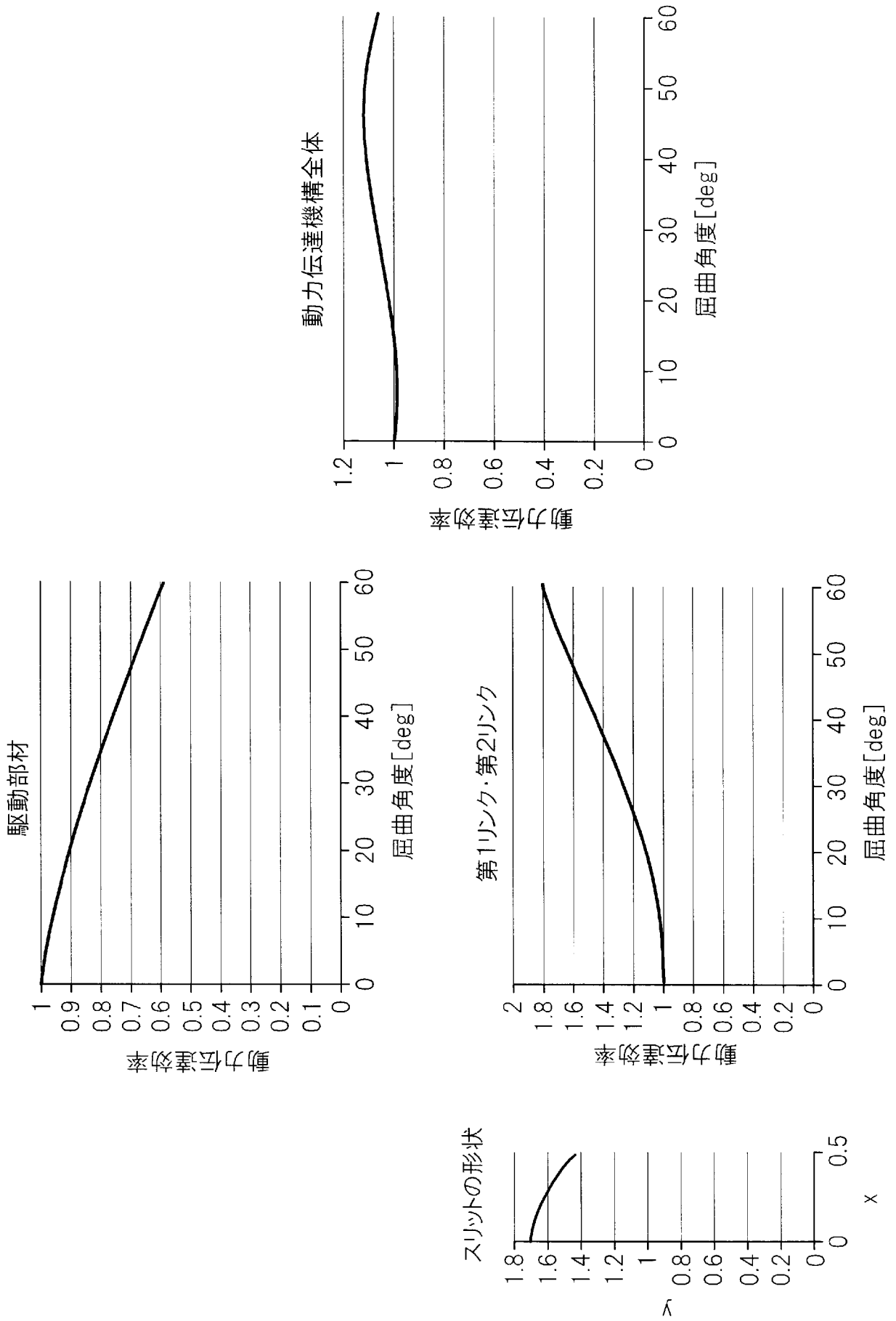
[図5]



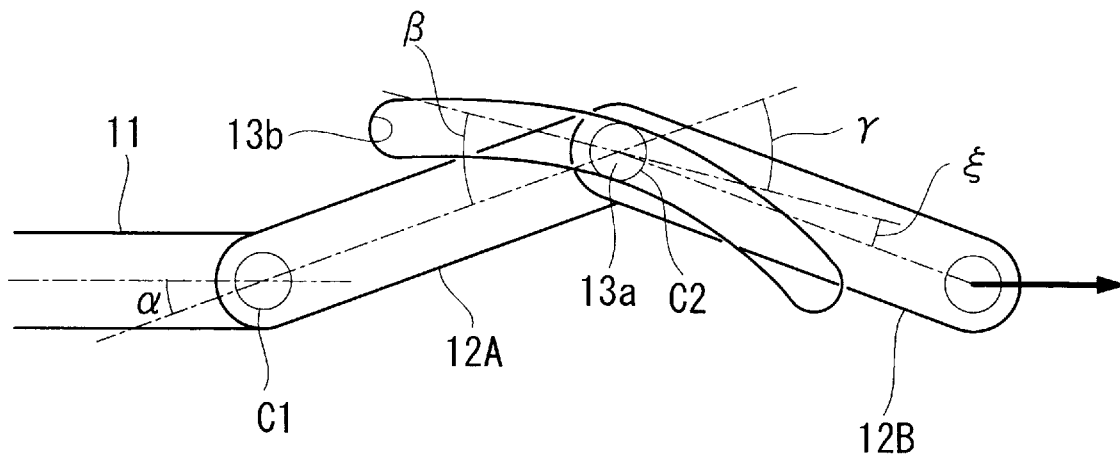
[図6]



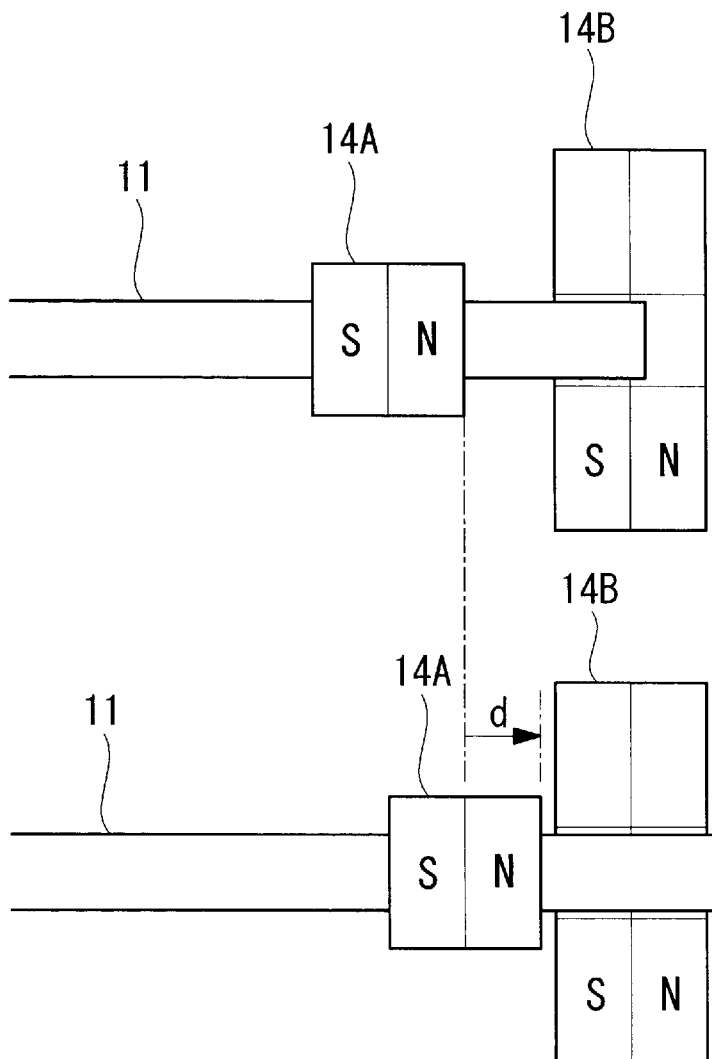
[図7]



[図8]



[図9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2017/015476

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
B25J17/02(2006.01)i, A61B34/30(2016.01)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)
B25J1/00-21/02, A61B1/00-1/32, 13/00-18/18, 34/00-90/98

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.
A	JP 2013-240612 A (Novare Surgical Systems, Inc.), 05 December 2013 (05.12.2013), entire text; all drawings & JP 2008-501478 A & JP 2012-66102 A & US 2005/0273084 A1 entire text; all drawings & US 2010/0249759 A1 & US 2013/0218141 A1 & US 2015/0119903 A1 & WO 2005/120327 A2 & CN 101048102 A & CN 102525659 A	1-8

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 02 June 2017 (02.06.17)	Date of mailing of the international search report 13 June 2017 (13.06.17)
--	---

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/JP2017/015476

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-261911 A (Olympus Medical Systems Corp.), 12 November 2009 (12.11.2009), entire text; all drawings & US 2009/0270853 A1 entire text; all drawings & EP 2113210 A2 & CN 101569548 A	1-8
A	JP 2014-504897 A (Intuitive Surgical Operations, Inc.), 27 February 2014 (27.02.2014), entire text; all drawings & US 2012/0123441 A1 entire text; all drawings & US 2015/0289942 A1 & WO 2012/064528 A1 & CN 103200896 A & CN 105342703 A & KR 10-2013-0103765 A	1-8
A	JP 2016-512961 A (Olympus Corp.), 12 May 2016 (12.05.2016), entire text; all drawings & US 2016/0030120 A1 entire text; all drawings & WO 2014/123245 A1 & CN 104955375 A	1-8
A	JP 2009-56131 A (Olympus Corp.), 19 March 2009 (19.03.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-8

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. B25J17/02(2006.01)i, A61B34/30(2016.01)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. B25J1/00-21/02, A61B1/00-1/32, 13/00-18/18, 34/00-90/98

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
A	JP 2013-240612 A（ノバレ サージカル システムズ, インコーポレイテッド）2013.12.05, 全文, 全図 & JP 2008-501478 A & JP 2012-66102 A & US 2005/0273084 A1, 全文, 全図 & US 2010/0249759 A1 & US 2013/0218141 A1 & US 2015/0119903 A1 & WO 2005/120327 A2 & CN 101048102 A & CN 102525659 A	1-8

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの	「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）	「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 02.06.2017	国際調査報告の発送日 13.06.2017
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 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） 貞光 大樹 電話番号 03-3581-1101 内線 3364
	3U 3629

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
A	JP 2009-261911 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2009.11.12, 全文, 全図 & US 2009/0270853 A1, 全文, 全図 & EP 2113210 A2 & CN 101569548 A	1-8
A	JP 2014-504897 A (インテュイティブ サージカル オペレーショ ンズ, インコーポレイテッド) 2014.02.27, 全文, 全図 & US 2012/0123441 A1, 全文, 全図 & US 2015/0289942 A1 & WO 2012/064528 A1 & CN 103200896 A & CN 105342703 A & KR 10-2013-0103765 A	1-8
A	JP 2016-512961 A (オリンパス株式会社) 2016.05.12, 全文, 全図 & US 2016/0030120 A1, 全文, 全図 & WO 2014/123245 A1 & CN 104955375 A	1-8
A	JP 2009-56131 A (オリンパス株式会社) 2009.03.19, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-8