

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2016-539816

(P2016-539816A)

(43) 公表日 平成28年12月22日(2016.12.22)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>B 2 5 J 18/06 (2006.01)</b>	B 2 5 J 18/06	3 C 7 0 7
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00	3 1 0 H 4 C 1 6 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 56 頁)

(21) 出願番号 特願2016-544031 (P2016-544031)  
 (86) (22) 出願日 平成26年9月19日 (2014. 9. 19)  
 (85) 翻訳文提出日 平成28年3月29日 (2016. 3. 29)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2014/056636  
 (87) 国際公開番号 W02015/042453  
 (87) 国際公開日 平成27年3月26日 (2015. 3. 26)  
 (31) 優先権主張番号 61/880, 692  
 (32) 優先日 平成25年9月20日 (2013. 9. 20)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 61/935, 677  
 (32) 優先日 平成26年2月4日 (2014. 2. 4)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 503146324  
 ザ ブリガム アンド ウィメンズ ホスピタル インコーポレイテッド  
 The Brigham and Women's Hospital, Inc.  
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 02115  
 ポストン フランシス ストリート 75  
 (71) 出願人 596130705  
 キヤノン ユーエスエイ, インコーポレイテッド  
 CANON U. S. A., INC  
 アメリカ合衆国 ニューヨーク州 11747,  
 メルビル, ワン キヤノン パーク

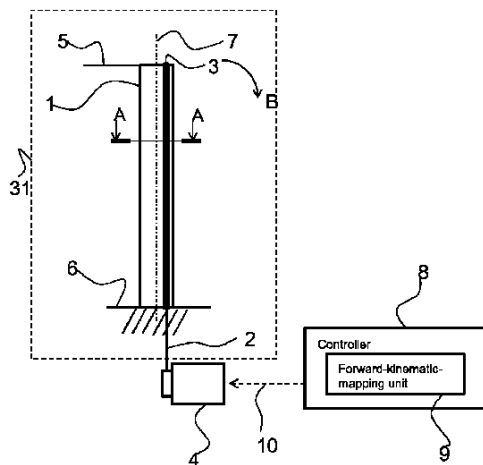
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 制御装置、及び腱駆動装置

(57) 【要約】

内視鏡などの腱駆動装置を含む装置は湾曲可能な本体と、前記本体に装着され且つ前記本体の長さを延長する腱と、コントローラからの制御信号に基づいて前記腱を 작동するアクチュエータとを備える。コントローラは前記制御信号を前記アクチュエータへ送信するように構成され、角変位を推定する順運動マッピングユニットを備え、運動マッピングユニットは所望の角変位を取得するために腱の張力値を提供するように構成され、張力は摩擦の情報に基づいて所望の角変位との間に非線形関係を有し、張力は摩擦の影響を含めずに計算された場合の張力より大きい。時間の経過に伴って摩擦係数が変化するとつれて摩擦係数が判定されてもよい。

Fig. 1(a)



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

機械的に固定された基端と、先端とを有し、湾曲可能な本体と、前記本体に装着され且つ前記本体の長さを延長する腱とを備え、前記腱駆動装置の前記先端と前記基端との間に複数の区画が表されることが可能である腱駆動装置と、

前記腱に接続され、制御信号に基づいて前記腱を作動するアクチュエータと、  
角変位の推定を提供する順運動マッピングユニットを含み、前記制御信号を前記アクチュエータへ送信するコントローラと、  
を備え、

前記運動マッピングユニットは、

前記腱と前記本体との間の摩擦の情報に基づいて前記腱に関する張力値を提供し、前記張力値は、摩擦の影響を含めことなく計算された場合より大きく、

前記張力値を使用して前記腱駆動装置の前記先端における角変位を推定し、前記張力値は、所望の角変位との間に非線形関係を有することを特徴とする装置。

**【請求項 2】**

前記運動マッピングユニットは、前記腱駆動装置の隣接する区画の間の張力比を、より基端に配置された区画の張力から、及び前記腱と前記区画との間の摩擦及び隣接する区画の角変位の情報から伝搬し、前記張力比から前記区画における角変位を推定することを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 3】**

前記腱と第 1 の区画との間の摩擦及び前記第 1 の区画の角変位の情報から、前記腱駆動装置の前記基端における前記第 1 の区画に関する湾曲に張力をマッピングすることを更に含むことを特徴とする請求項 2 に記載の装置。

**【請求項 4】**

前記制御信号は、腱長さを提供する制御信号に基づいて前記腱を作動することを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 5】**

前記腱駆動装置は、前記湾曲可能な本体の処置具案内路に配置された外科補助処置具を更に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 6】**

前記外科補助処置具は内視鏡であることを特徴とする請求項 5 に記載の装置。

**【請求項 7】**

前記腱駆動装置の前記先端と前記基端との間に少なくとも 30 個の同等の区画が表されることを特徴とする請求項 2 に記載の装置。

**【請求項 8】**

前記コントローラは、区画の前記角変位の推定を記憶するメモリユニットを更に備え、前記張力比は、前記メモリユニットに以前の時点で記憶された前記推定に応じて変更されることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 9】**

前記腱駆動装置には複数の腱が存在し、前記張力比は行列を形成し、前記張力比の行列要素は、前記腱と前記本体との間の摩擦の情報を使用して計算されることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 10】**

前記湾曲可能な本体は、前記腱駆動装置の前記基端から前記先端まで直列に接続された複数の本体セグメントを備え、少なくとも 1 本の腱は、前記複数の本体セグメントの各々に装着されて長さを延長することを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

**【請求項 11】**

2 つの本体セグメント、少なくとも 4 本の腱を備えることを特徴とする請求項 10 に記載の装置。

**【請求項 12】**

10

20

30

40

50

区画 i における前記張力の計算のための前記張力比は、式

$$\left( \frac{1 - \mu \sin(\vartheta_i^k / 2)}{1 + \mu \sin(\vartheta_i^k / 2)} \right)$$

により記述され、式中、

$\vartheta_i^k$

は、時点 k における区画 i の前記角変位の推定であり、 $\mu$  は、前記摩擦の情報としての前記腱と前記穴との間の摩擦係数であることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。 10

【請求項 1 3】

区画 i における前記張力の計算のための前記張力比は、式

$$\left( \frac{1 - \mu (\vartheta_i^k / 2)}{1 + \mu (\vartheta_i^k / 2)} \right)$$

により記述され、式中、

$\vartheta_i^k$

は、時点 k における区画 i の前記角変位の推定であり、 $\mu$  は、前記摩擦の情報としての前記腱と前記穴との間の摩擦係数であることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。 20

【請求項 1 4】

区画 i における 1 から m の腱の前記張力の計算のための前記張力比は、行列

$$A_i = \begin{bmatrix} \alpha_{i,1}^k & & & & 0 \\ & \ddots & & & \\ & & \alpha_{i,j}^k & & \\ & & & \ddots & \\ 0 & & & & \alpha_{i,m}^k \end{bmatrix}$$

により記述され、

$$\alpha_{i,j}^k = \frac{\tau_{i+1,j}^k}{\tau_{i,j}^k} = \left( \frac{1 - \mu \sin(|\theta_i^k|/2)}{1 + \mu \sin(|\theta_i^k|/2)} \right)^{\text{sgn}(d_{i,j}) \text{sgn}(\theta_i^k - \theta_i^{k-1})}$$

であり、

$\vartheta_i^k$

は、時点 k における区画 i の前記角変位の推定であり、

$\vartheta_i^{k-1}$

は、時点 k - 1 における区画 i の前記角変位の推定であり、 $\mu$  は、前記摩擦の情報としての前記腱と前記穴との間の摩擦係数であり、 $d_j$  は、前記腱の前記部分における前記本体の重心から前記腱 j までの距離の符号付きスカラーであることを特徴とする請求項 9 に記載の装置。 50

【請求項 1 5】

前記腱駆動装置の先端における所望の角変位を取得するための腱の張力は、多項式、二次方程式又は指数方程式を使用して計算されることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 16】

前記腱駆動装置の先端における所望の角変位を取得するための腱の張力は、テーブル記入値からの値により制御されることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 17】

前記コントローラは、

制御目標から前記基端における前記腱の角変位及び張力を計算することが可能な初期値生成ユニットと、

前記制御目標と前記先端における前記角変位の推定との差を計算することが可能な加算ユニットと、

前記差が収束基準より小さい場合に起動信号を発生することが可能な検査ユニットと、スイッチユニットと

を更に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

10

【請求項 18】

前記スイッチユニットは、前記検査ユニットからの前記起動信号に基づいて、前記基端の前記張力を前記制御信号として前記アクチュエータへ送信することが可能であることを特徴とする請求項 17 に記載の装置。

【請求項 19】

前記スイッチユニットは、前記検査ユニットからの前記起動信号に基づいて、前記区画の前記角変位の推定を腱変位計算ユニットへ送信することが可能であり、

前記腱変位計算ユニットは、前記区画の前記角変位の推定に基づいて腱変位を計算し、前記腱変位を前記制御信号として前記アクチュエータへ送信することを特徴とする請求項 17 に記載の装置。

20

【請求項 20】

前記コントローラは、

補正入力信号から補正信号を計算することが可能なフィードバック制御ユニットと、

前記スイッチユニットからの前記基端の前記張力に前記補正信号を加算することにより、前記制御信号を発生することが可能な補正加算ユニットと、

前記制御目標からの前記本体の前記角変位の偏差から前記補正入力信号を発生することが可能なフィードバック加算ユニットと

を更に備えることを特徴とする請求項 17 に記載の装置。

30

【請求項 21】

機械的に固定された基端と、先端とを有し、少なくとも 1 つの処置具案内路を有する湾曲可能な本体と、前記処置具案内路の中にある外科補助処置具と、前記本体に装着され且つ前記本体の長さを延長する腱とを備え、前記腱駆動装置の前記基端と前記先端との間に複数の区画が表されることが可能である腱駆動装置と、

前記腱に接続され、制御信号に基づいて前記腱を作動するアクチュエータと、

前記アクチュエータへ前記制御信号を送信するコントローラと、

を備え、

40

前記コントローラは、前記先端における角変位の推定を計算する順運動マッピングユニットを備え、

前記順運動マッピングユニットは、前記推定を計算するために、前記腱の延長方向に沿って前記腱駆動装置に複数の区画を規定し、

前記順運動マッピングユニットは、基端側の前記区画における張力の推定から、前記腱と前記本体との間の摩擦の情報を有する張力比と組み合わせ、先端側の角変位の推定を計算し、

前記張力比は、前記基端側における区画の前記角変位の推定に従って変更されることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 22】

50

機械的に固定された基端と、先端とを有し、前記腱駆動装置の前記基端から前記先端まで直列に接続された複数の本体セグメントを含む湾曲可能な本体と、前記湾曲可能な本体に配置された処置具案内路と、前記本体セグメントに装着された複数のセンサと、前記本体セグメントに装着され、前記本体セグメントの長さを延長する複数の腱と、前記処置具案内路の中にある少なくとも1つの外科補助処置具とを備える腱駆動装置と、

前記腱に接続され、制御信号に基づいて前記腱を作動するアクチュエータと、

角変位の推定を計算する順運動マッピングユニットを含み、前記アクチュエータへ前記制御信号を送信するコントローラと、

を備え、

前記コントローラは、前記複数のセンサからの情報を使用することにより前記制御信号を補正するためのフィードバック制御ユニットを含むことを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項 2 3】

前記複数のセンサは、前記本体の角変位を測定することが可能であることを特徴とする請求項 2 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 2 4】

先端と機械的に固定された基端とを有し、湾曲可能な本体と、前記本体に装着され且つ前記本体の長さを延長する腱とを備える腱駆動装置と、

前記腱に接続され、張力に基づいて前記腱を作動するアクチュエータと、

を備え、

前記張力は、前記腱駆動装置の前記先端における所望の角変位に基づいて定義され、前記張力は、 $x_1$  から  $x_1 + A$  ( $A > 0$ ) までの前記先端における角変位の間隔の間の第 1 の張力増加量が  $x_2$  ( $x_2 < x_1$ ) から  $x_2 + A$  までの前記先端における角変位の期間に関する第 2 の張力増加量より大きくなるように、所望の角変位との間に非線形関係を有することを特徴とする装置。

20

【請求項 2 5】

前記運動マッピングユニットは、特定の区画の角度及び反動力並びに対応する腱の引張り力に基づいて、

前記腱駆動装置の隣接する区画の間の角度及び反動力、

前記腱の引張り力、及び

腱及び区画の摩擦力及び法線力

30

のうち少なくとも1つを計算するように構成された計算ユニットを更に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 2 6】

前記計算ユニットは、反復計算を使用して、隣接する区画の角度、反動力、対応する腱の引張り力、腱と区画との摩擦力、及び法線力のうち少なくとも1つを計算することを特徴とする請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 2 7】

前記運動マッピングユニットは、前記腱駆動装置の1つの区画の角度及び反動力に基づいて隣接角変位を計算し且つ対応する腱の引張り力を計算するように更に構成され、前記装置は、角変位の計算と隣接角変位の計算との間で切り替えるように構成されたスイッチングユニットを更に備えることを特徴とする請求項 2 に記載の装置。

40

【請求項 2 8】

前記コントローラは、時間の経過に伴って前記腱と前記本体との間の摩擦の情報を更新することを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[関連出願の相互参照]

本出願は、2013年9月20日に提出された仮出願第61/88092号、および2014年2月4日に提出された仮出願第61/935677号からの優先権を主張し、そ

50

れら両方の全ての開示内容が参照によって本願に組み込まれる。

【0002】

本発明は一般に医用装置に関し、特に外科用処置具及び内視鏡などの器具の遠隔ロボット操作に適用可能な多関節装置に関する。

【背景技術】

【0003】

内視鏡外科用器具及び外科用処置具はよく知られており、医療の分野では以前から採用されている。内視鏡器具又は処置具は、通常一般にスリーブ又はシースと呼ばれる剛性又は可撓性の管を含む。シースの先端部に配置されたエンドエフェクタを操作できるように、シースに沿って（通常はその内側に沿って）1つ以上の処置具案内路が延設される。シースの基端部に配置された制御機構は、1つ以上の処置具案内路を介してエンドエフェクタの遠隔操作を可能にするように構成される。従ってシースの制御装置は、傷つきやすい患者の器官及び組織を保護しつつ、エンドエフェクタの柔軟な操作を確保する上で重要な役割を果たす。本明細書及び内視鏡医用装置の分野のいずれかの場面で使用される用語「エンドエフェクタ」は、外科用器具又は外科用処置具の実際に機能する部分を表す。

10

【0004】

内視鏡外科用処置具は、検査中又は手術中に身体部分（器官又は組織）を操作するために使用されるクランプ、グラスパ、はさみ、ステープラ、ニードルホルダ及び他の同様の処置具を含んでもよい。内視鏡器具は、主に被検身体部分を照明するために使用される光伝送システムと、被検身体部分を観察するために使用される撮像システムとを含む。通常の内視鏡光伝送システムでは、光源は患者の身体の外側に配置され、光は、光ファイバシステムを介して伝送される。内視鏡撮像システムにおいて、シースの先端部に配置された対物レンズは、光を集めることにより形成された画像をシースの基端部に配置された観察装置又はセンサへ光ファイバ束を介して送信する。外科内視鏡器具の一例は腹腔鏡であるが、更に多くの器具が存在する。

20

【0005】

現在の内視鏡技術は、低侵襲的外科手術（MIS）を実施することにより、マイナスの副作用を減らし、患者を楽にさせるように努力している。しかし、現在の内視鏡処置具における主な欠点の1つは、内視鏡検査手順を実行する医療従事者（内視鏡医及び外科医）に器用さ及び感度が十分に備わっていないことである。

30

【0006】

脳外科のように極めて慎重を要する外科手術では、内視鏡又は他の何らかの外科用処置具が病変の周辺の重要な脳組織及び脳神経に触れることを回避する必要がある。その目的のために精密に制御された形状のシースを使用して操作し、エンドエフェクタにどの程度の力又は張力を加えるべきかを高度の確実性をもって知ることが必要である。また様々な方向から、場合によっては内視鏡が挿入されている方向とは逆の方向からも病変を詳細に観察することが必要である。このようにして手術される器官又は組織の近傍に位置する傷つきやすい構造に損傷を与えることなく手術を実施できる。その目的のために過剰な力を加えることなく、あらゆる方向から、どの位置でもシースを制御された形状に容易に曲げられることが必要である。

40

【0007】

剛性又は可撓性のシースを有する従来多くの内視鏡器具では、シースの機械的構造の剛性のために、外科医又は内視鏡医は内視鏡処置具を操作しにくい。

【0008】

上記の問題を克服するために実施可能な解決方法の一つは、制御装置による正確な制御の下で周囲の重要な構造に対する侵襲を最小限に抑えて外科的病変を更によく観察できるようにするために、内視鏡カメラを駆動するためのロボット多関節装置を使用することである。ロボット多関節装置を使用する改善された器具（例えば内視鏡及びカテーテル）は、臨床研究グループ及び工学研究グループが積極的な関心を寄せる分野である。

【0009】

50

第1の方法は、同心管を使用する装置である。同心管ロボットは事前に曲げられた弾性の管を同心円上に設けることにより構成される。複数の部分を有するこのロボットを制御するためにそれらの管は互いに回転され、並進運動される。折り曲げトルクは事前に曲げられた管として「組み込まれ」ており、管の回転運動及び並進運動により伝達される。第2の方法は、プッシュプル作動のマルチバックボーンロボットである。複数のバックボーンの中で1つの一次バックボーンは中央に配置され、ベース円板及び端部円板に装着される。端部円板に装着された二次バックボーンは互いに等間隔に配置される。折り曲げトルクを発生するために、二次バックボーンはベース円板に対して押し引きされる。それらの分割型ロボットは、頭蓋底外科再建手術、内視鏡第三脳室開窓術のための神経内視鏡及び脈絡叢焼灼、シングルポート外科手術並びに経尿道的サーベイランス及びインターベンションに適用されるように提案されてきた。

10

#### 【0010】

別の種類のロボット多関節装置は、腱駆動接続ロボットである。この方法は腱が適切な張力で保持される場合には、受動的コンプライアンスを有する。この特徴は人体組織との接触の危険が高い患者の安全性を確実に向上させる。一例は腱駆動操縦可能カテーテルである。複数の部分を個別に制御するために、ビーム構成を複数の部分の間の機械的結合及び幾何学的結合の双方を含む腱の変位に変換する直線状ビーム構成モデルが提案された。

#### 【0011】

しかし、腱駆動接続ロボットを内視鏡支援に適用可能にするまでには更なる改良が必要である。腱駆動ロボットの制御及び軌道を計画する現在の技術レベルでは、引張り力が複数の部分を通して絶えず伝搬する間に複数の部分を通して1つの曲げユニット又は曲げ部分は一定の曲率を有すると仮定する。実際には腱と曲げ部分の中の腱案内構造との摩擦力によって伝搬引張り力は減少するので、ロボットの基端部から先端部に向かって曲率は小さくなってしまふ。大きさ及び材料の選択にも制限があるので、この摩擦力を減少させる妨げとなり、制御及び軌道計画において摩擦力を無視することは現実的ではない。

20

#### 【0012】

従って、柔軟性に優れた内視鏡を開発するためには、運動マッピングに摩擦を取り込み、そのような制御及び軌道計画を拡張する必要がある。この拡張は、頭蓋内動脈瘤の外科的クリッピングに使用される神経内視鏡には特に有用である。

#### 【0013】

更に、高い制御帯域の制御信号を制御装置が正確に発生できるように、腱における摩擦の顕著な特徴を考慮した運動マッピングを伴うフィードフォワード制御システムを有する腱駆動装置のための制御装置を実現する必要がある。

30

#### 【発明の概要】

#### 【0014】

本発明の少なくとも1つの実施形態によれば、機械的に固定された基端と、先端とを有する腱駆動装置を備え、腱駆動装置は、湾曲可能な本体と、前記本体に装着され且つ前記本体の長さを延長する腱とを備える装置が提供される。計算の目的のために、腱駆動装置は、前記先端部と前記基端部との間で多数の区画に分割されると理解することができる。装置は、前記腱に接続され、制御信号に基づいて前記腱を作動するように構成されたアクチュエータと、前記アクチュエータへ前記制御信号を送信するように構成されたコントローラとを更に備え、コントローラは、先端部における角変位を推定する順運動マッピングユニットを備え、運動マッピングユニットは、前記腱駆動装置の先端部において所望の角変位を取得するために腱の張力値を提供するように構成され、張力は、所望の角変位との間に非線形関係を有し、その関係は、前記腱と前記本体との間の摩擦の情報に基づき、張力は、摩擦の影響を含まずに計算された場合の張力より大きい。

40

#### 【0015】

いくつかの実施形態において、運動マッピングユニットは、前記腱と第1の区画との間の摩擦及び第1の区画の角変位の情報から前記腱駆動装置の基端部における第1の区画に関する張力を曲率にマッピングし、より基端に位置する区画の張力から並びに前記張力と

50

前記区画との間の摩擦及び隣接する区画の角変位の情報から、前記腱駆動装置の隣接する区画の間の張力比を伝搬し、前記張力比から前記区画の角変位を推定するように構成される。

【0016】

他の実施形態では、分割型腱駆動ロボットに関して逆運動マッピングを実行する装置並びに方法が提供される。方法は本明細書において開示されるようなベクトル化腱伝搬モデルを使用することを含む。例えばロボットの作業空間で広い範囲にわたる方向と位置の組み合わせを伴う基準軌道を生成するために、逆運動マッピングは直動関節を有する2分割腱駆動ロボットに適用される。

【0017】

他の種々の実施形態と組み合わせられてもよい別の実施形態は、摩擦係数を更新することを含む。他の種々の実施形態と組み合わせられてもよい更に別の実施形態は、追加計算により、近似の少ない、より精密な姿勢推定を提供することを含む。

【0018】

更に別の実施形態は内視鏡装置を含む。本発明の更なる特徴は、添付の図面を参照する以下の例示的な実施形態の説明から明らかになるだろう。

【図面の簡単な説明】

【0019】

本発明の更なる目的、特徴及び利点は、本発明の例示的な実施形態を示す添付の図面と併せて以下の詳細から明らかになるであろう。

【0020】

【図1(a)】図1(a)は、第1の実施形態による腱駆動装置の例示的な制御装置を示す図である。

【図1(b)】図1(b)は、図1(a)に示される線A-Aに沿った横断面図である。

【図1(c)】図1(c)は、図1(a)に示される腱駆動装置のランプパラメータモデルを示す図である。

【図2(a)】図2(a)は、区画の角変位を組み合わせた関係を示す図である。

【図2(b)】図2(b)は、区画の角変位を組み合わせた関係を示す図である。

【図3(a)】図3(a)は、第1の実施形態による例示的な制御装置を示す図である。更に詳細には、図3(a)は、例示的な制御ユニットを示す図である。

【図3(b)】図3(b)は、第1の実施形態による例示的な制御装置を示す図である。更に詳細には、図3(b)は、図3(a)に示される制御ユニットの例示的な順運動マッピングユニットを示す図である。

【図4(a)】図4(a)は、第1の実施形態による制御装置の別の例を示す図である。更に詳細には、図4(a)は、図1に示される例示的な制御ユニットを示す図である。

【図4(b)】図4(b)は、第1の実施形態による制御装置の別の例を示す図である。更に詳細には、図4(b)は、図4(a)に示される例示的な順運動マッピングユニットを示す図である。

【図4(c)】図4(c)は、第1の実施形態による制御装置の別の例を示す図である。更に詳細には、図4(c)は、図4(a)に示される例示的な腱変位計算ユニットを示す図である。

【図5(a)】図5(a)は、第1の実施形態による制御装置の別の例を示す図である。更に詳細には、図5(a)は、例示的な制御ユニットと、アクチュエータ及び腱駆動装置を含むプラントとを示す図である。

【図5(b)】図5(b)は、第1の実施形態による制御装置の別の例を示す図である。更に詳細には、図5(b)は、フィードバック制御と組み合わせられた制御装置の一例を示す図である。

【図6(a)】図6(a)は、張力が考慮されない時の装置と比較した場合の本発明の角変位と張力との関係を示す図である。

【図6(b)】図6(b)は、プリテンションが含まれる場合の角変位と張力との関係を

10

20

30

40

50

示す図である。

【図 7 ( a )】図 7 ( a ) は、第 2 の実施形態による例示的な制御装置を示す図である。

【図 7 ( b )】図 7 ( b ) は、図 7 ( a ) に示される線 C - C に沿った横断面図である。

【図 8 ( a )】図 8 ( a ) は、第 2 の実施形態による例示的な制御ユニットを示す図である。更に詳細には、図 8 ( a ) は、例示的な制御ユニットを示す図である。

【図 8 ( b )】図 8 ( b ) は、第 2 の実施形態による例示的な制御ユニットを示す図である。更に詳細には、図 8 ( b ) は、図 8 ( a ) に示される制御ユニットの例示的な順運動マッピングユニットを示す図である。

【図 8 ( c )】図 8 ( c ) は、第 2 の実施形態による例示的な制御ユニットを示す図である。更に詳細には、図 8 ( c ) は、第 2 の実施形態による別の例示的な制御装置を示す図である。

10

【図 9】図 9 は、例示的な初期値生成ユニットを示す図である。

【図 10 ( a )】図 10 ( a ) は、基端本体及び先端本体を含む腱駆動装置の例示的な試作品を示す図である。

【図 10 ( b )】図 10 ( b ) は、基端本体及び先端本体を含む腱駆動装置の例示的な試作品を示す図である。

【図 10 ( c )】図 10 ( c ) は、試作品の物理的構造とランプパラメータモデルとの対応関係を示す図である。

【図 11】図 11 は、試作品に組み込まれた 2 本の腱を示す図である。

【図 12】図 12 は、試作品の検証結果を示す図である。

20

【図 13 ( A )】図 13 ( A ) は、基端本体及び先端本体を含む腱駆動装置の例示的な試作品を示す図である。

【図 13 ( B )】図 13 ( B ) は、基端本体及び先端本体を含む腱駆動装置の例示的な試作品を示す図である。

【図 14 ( A )】図 14 ( A ) は、接続ロボットの基端部分及び先端部分の角変位を組み合わせた関係を示す図である。

【図 14 ( B )】図 14 ( B ) は、接続ロボットの基端部分及び先端部分の角変位を組み合わせた関係を示す図である。

【図 15】図 15 は、例示的な順運動マッピングユニットを示す図である。

【図 16】図 16 は、軌道生成を示すグラフである。

30

【図 17】図 17 は、例示的な順運動マッピングユニットを示す図である。

【図 18】図 18 は、例示的な検証装置の画像を示す図である。

【図 19 ( A )】図 19 ( A ) は、例示的な構成追跡装置の画像を示す図である。

【図 19 ( B )】図 19 ( B ) は、例示的な構成追跡装置の画像を示す図である。

【図 20】図 20 は、線走査軌道の追跡を示すグラフである。

【図 21】図 21 は、いくつかの実施形態による順運動マッピングユニット 9 を示すブロック図である。

【図 22 ( a )】図 22 ( a ) は、いくつかの実施形態によるロボットの座標系を示す図である。更に詳細には、図 22 ( a ) は、区画  $i$  に作用する力及びモーメントを示す図である。

40

【図 22 ( b )】図 22 ( b ) は、いくつかの実施形態によるロボットの座標系を示す図である。更に詳細には、図 22 ( b ) は、区画  $i$  と腱 2 との接触点  $P_i$  で腱 2 に作用する力を示す図である。

【図 22 ( c )】図 22 ( c ) は、いくつかの実施形態によるロボットの座標系を示す図である。更に詳細には、図 22 ( c ) は、基端部及び区画 1 に作用する力及びモーメントを示す図である。

【図 23 ( a )】図 23 ( a ) は、関数  $G ( \quad )$  及び  $H ( \quad )$  をそれぞれ計算する計算ユニット 9 1 を示すブロック図である。

【図 23 ( b )】図 23 ( b ) は、関数  $G ( \quad )$  及び  $H ( \quad )$  をそれぞれ計算する計算ユニット 9 2 を示すブロック図である。

50

【図24(a)】図24(a)は、引張り力  $F_1^k$  が 0.4 N に設定された場合の区画ごとの引張り力  $T_i$  及び角度  $\theta_i$  をそれぞれ示す図表である。図24(a)において、星印、円及び三角形は、第3の実施形態の方法、第1の実施形態の方法及び摩擦が考慮されない関連技術による応答をそれぞれ表す。

【図24(b)】図24(b)は、引張り力  $F_1^k$  が 0.4 N に設定された場合の区画ごとの引張り力  $T_i$  及び角度  $\theta_i$  をそれぞれ示す図表である。図24(b)において、星印、円及び三角形は、第3の実施形態の方法、第1の実施形態の方法及び摩擦が考慮されない関連技術による応答をそれぞれ表す。

【図25(a)】図25(a)は、基部で引張り力  $F_1^k$  が 0.1 N、0.2 N 及び 0.4 N に設定された場合の各区画の先端位置を示す図である。尚、図25(a)において、原点は基端部であり、それらの図面の縦方向は区画0の長手方向である。

【図25(b)】図25(b)は、基部で引張り力  $F_1^k$  が 0.1 N、0.2 N 及び 0.4 N に設定された場合の各区画の先端位置を示す図である。尚、図25(b)において、原点は基端部であり、それらの図面の縦方向は区画0の長手方向である。

【図25(c)】図25(c)は、基部で引張り力  $F_1^k$  が 0.1 N、0.2 N 及び 0.4 N に設定された場合の各区画の先端位置を示す図である。尚、図25(c)において、原点は基端部であり、それらの図面の縦方向は区画0の長手方向である。

【図26】図26は、いくつかの実施形態による制御装置を示すブロック図である。

【図27】図27は、異なる摩擦係数を有する装置に関して計算された装置の姿勢を提供する図表である。

【図28】図28は、腱における異なる張力に関する角度( )と摩擦との関係を提供する図表である。

【図29】図29は、本発明の一実施形態におけるワークフローのフローチャートである。

【図30(a)】図30(a)は、単一腱レイアウトの伸長姿勢に関する張力が 0.10 N と 0.40 N との間である場合の計算上の姿勢と測定された姿勢との関係を示す図表である。

【図30(b)】図30(b)は、単一腱レイアウトの円弧状姿勢に関する張力が 0.10 N と 0.40 N との間である場合の計算上の姿勢と測定された姿勢との関係を示す図表である。

【図31(a)】図31(a)は、伸長姿勢に関する張力が 0.12 N と - . 24 N との間及び 0.12 N と 0.48 N との間である場合の計算上の姿勢と測定された姿勢との関係を示す図表である。

【図31(b)】図31(b)は、円弧状姿勢に関する張力が 0.12 N と - . 24 N との間及び 0.12 N と 0.48 N との間である場合の計算上の姿勢と測定された姿勢との関係を示す図表である。

【図32(a)】図32(a)は、張力が 0.10 N と 0.40 N との間である場合の具現化されたスネークロボットの中の30個のセルの各々に関する FKM の位置誤差を mm 単位で示す図表である。バーは、3回の試行の間の位置誤差の平均値を意味する。図33(a)は円弧状姿勢である。

【図32(b)】図32(b)は、張力が 0.10 N と 0.40 N との間である場合の具現化されたスネークロボットの中の30個のセルの各々に関する FKM の位置誤差を mm 単位で示す図表である。バーは、3回の試行の間の位置誤差の平均値を意味する。図33(b)は伸長姿勢である。

【図33(a)】図33(a)は、張力が 0.10 N と 0.40 N との間である場合の具現化されたスネークロボットの中の30個のセルの各々に関する拡張 FKM の位置誤差を mm 単位で示す図表である。バーは、3回の試行の間の位置誤差の平均値を意味する。図33(a)は円弧状姿勢である。

【図33(b)】図33(b)は、張力が 0.10 N と 0.40 N との間である場合の具現化されたスネークロボットの中の30個のセルの各々に関する拡張 FKM の位置誤差を

10

20

30

40

50

mm単位で示す図表である。バーは、3回の試行の間の位置誤差の平均値を意味する。図33(b)は伸長姿勢である。

【図34(a)】図34(a)は、拮抗腱レイアウトの場合のFKMの位置誤差の結果を示す図表である。すべてのセルのセットの位置誤差が示されている。バーは、3回の試行の間の位置誤差の平均値を意味する。図34(a)は円弧状姿勢である。

【図34(b)】図34(b)は、拮抗腱レイアウトの場合のFKMの位置誤差の結果を示す図表である。すべてのセルのセットの位置誤差が示されている。バーは、3回の試行の間の位置誤差の平均値を意味する。図34(b)は伸長姿勢である。

【図35(a)】図35(a)は、拮抗腱レイアウトの場合のFKMの位置誤差の結果を提供する図である。すべてのセルのセットの位置誤差が示されている。バーは、3回の試行の間の位置誤差の平均値を意味する。(上)円弧状姿勢、(下)伸長姿勢。

【図35(b)】図35(b)は、拮抗腱レイアウトの場合のFKMの位置誤差の結果を提供する図である。すべてのセルのセットの位置誤差が示されている。バーは、3回の試行の間の位置誤差の平均値を意味する。(上)円弧状姿勢、(下)伸長姿勢。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下の説明中、開示される発明が実施されてもよい実施形態の例示である添付の図面を参照する。しかし、本開示の新規性及び範囲から逸脱することなく、当業者が他の構造上及び機能上の変更を開発してもよいことを理解すべきである。

【0022】

説明に関連して、開示される例を完全に理解させるために特定の詳細が述べられる。場合によっては、本開示が無用に長くなるのを避けるように、よく知られている方法、手順、構成要素及び回路は詳細に説明されない。

【0023】

本明細書において、要素又は部分が別の要素又は部分「の上にある」、「に当接する」、「に接続される」又は「に結合される」と表される場合、一方の要素又は部分は、他方の要素又は部分に対してすぐ上にあるか、直接当接するか、直接接続されるか又は直接結合されることが可能であるが、それらの間に介在する要素又は部分が存在してもよいことを理解すべきである。これに対し、ある要素が別の要素又は部分「のすぐ上にある」、「に直接接続される」又は「に直接結合される」と表される場合、介在する要素又は部分は存在しない。「及び/又は」という用語が使用される場合、関連する項目が列挙されていれば、それらの項目のうち1つ以上の項目のあらゆる組み合わせを含む。

【0024】

本明細書において、「の下に」、「の下方に」、「の下部に」、「下部」、「の上方に」、「上部」、「基端」、「先端」などの空間的相対位置に関連する用語は、種々の図に示されるような1つの要素又は特徴と別の要素又は特徴との関係を説明するために記述を容易にする目的で使用されてもよい。しかし、空間的相対位置に関連する用語は図に示される向きに加えて、使用中又は動作中の装置の異なる向きも含むことが意図されていると理解すべきである。例えば図中の装置を反転させると、他の要素又は特徴の「下に」又は「下方に」とあると説明される要素は、他の要素又は特徴の「上方」へ向きを変えるだろう。従って、「の下に」などの空間的相対位置に関連する用語は、上方及び下方の双方の向きを含むことができる。装置は別の向きに配向されてもよく(90°回転されるか又は他の向きに回転される)、本明細書において使用される場合の空間的相対位置に関連する記述語は、それに従って解釈されるべきである。同様に、空間的相対位置に関連する用語「基端」及び「先端」も、適用可能であれば互換性をもって使用されてよい。

【0025】

本明細書において、種々の要素、構成要素、領域、部品及び/又は部分を説明するために、第1、第2、第3などの用語が使用されてもよい。それらの要素、構成要素、領域、部品及び/又は部分は、それらの用語により限定されてはならないことを理解すべきである。それらの用語は、1つの要素、構成要素、領域、部品又は部分を別の領域、部品又は

10

20

30

40

50

部分と区別するためにのみ使用されている。従って、以下に説明される第1の要素、構成要素、領域、部品又は部分は、本発明の教示から逸脱することなく第2の要素、構成要素、領域、部品又は部分と呼ばれることが可能だろう。

【0026】

本明細書において使用される用語は、特定の実施形態を説明することのみを目的とし、限定することを意図しない。本明細書において使用される場合の単数形は、特に指示のない限り、複数形も含むことが意図される。更に、本明細書において使用される場合の用語「含む」及び/又は「含んでいる」は、記載される特徴、数字、ステップ、動作、要素及び/又は構成要素を指定するが、明示して記載されない1つ以上の他の特徴、数字、ステップ、動作、要素、構成要素及び/又はそれらの集合の存在又は追加を除外しないことを理解すべきである。

10

【0027】

図面に示される実施形態を説明する場合、明確を期するために、特定の使用が採用される。しかし、本特許明細書の開示はそのように選択された特定の使用に限定されることを意図せず、特定の各要素は、同様に動作するすべての技術的同等物を含むことを理解すべきである。

【0028】

以下にいくつかの図面を参照して例示的な実施形態を説明するが、図面中いくつかの図及び実施形態を通して同じ図中符号は同一の部分又は対応する部分を示す。従って、同じ図中符号を有する部分の説明は複数の図に関して繰り返されない。

20

【0029】

図1(a)は、第1の実施形態による例示的な制御装置を示す。制御ユニット8は制御信号10によりアクチュエータ4を制御する。アクチュエータ4は腱駆動装置31の腱2に接続される。アクチュエータ4は制御信号10に基づいて腱2を作動できる。腱駆動装置31は先端部5及び基端部6を有する本体1を含む。腱2は端部取り付け具3で本体1の先端部5に装着される。本体1は腱駆動装置31の先端部5の先端部が矢印Bの方向に曲がるように基端部6で機械的に固定される。腱2が作動されるにつれて、腱駆動装置31の先端部5の先端は動くことができる。

【0030】

図1(b)は、図1(a)に示される線A-Aに沿った横断面図である。腱2は重心7から距離dだけずらして配置される。腱2は本体1の鳩目32を貫通する。従って腱2がアクチュエータ4により作動された場合、距離dが腱2の張力に関するモーメントアームとして作用するので、本体1は腱2により折り曲げトルクを加えられる。

30

【0031】

制御ユニット8は、図1(c)の腱駆動装置のランプパラメータの運動マッピングに基づいて腱駆動装置31の角変位の推定を計算する順運動マッピングユニット9を含む。運動マッピングは腱における入力張力を腱駆動装置31の角変位にマッピングする。腱駆動装置31の構成パラメータに関して、腱駆動装置31は複数の区画29に分解され、区画29は湾曲の単位である。区画の湾曲を連結することにより、運動マッピングは姿勢が不均一な湾曲であっても腱駆動装置31の姿勢を記述する。

40

【0032】

図1(c)に示されるランプパラメータモデルでは、各区画29は図1(c)に灰色で示される復元要素33として曲げに関する線形ばね定数を有する。復元要素33のこのばね定数は1つの区画29の間隔における本体1の曲げ剛性に対応する。更に、1つの区画29の縁部にあるモーメントアーム要素34は鳩目32を表し、本体1の腱2に関するモーメントアームとして距離dのオフセットを伴う。

【0033】

このランプパラメータモデルに関して以下の想定を行った。

A1：腱駆動装置31は長手方向に伸縮しない。

A2：各区画29は円の形状に曲がる。

50

A 3 : 腱 2 とモーメントアーム要素 3 4 との間の傾斜角は小さい。この想定はランプパラメータモデルが区画 2 9 の角変位を十分に小さくさせるのに十分な数の区画 2 9 を有する場合に有効である。例えばそれぞれ同一の幅を有する少なくとも 2 0、2 5、3 0、3 5、4 0 又はそれを超える数の区画が説明されてもよい。

A 4 : 鳩目 3 2 は点であると想定する。腱 2 はどの鳩目 3 2 でも摩擦力を受ける。腱 2 に作用する摩擦力及び法線力は集中した力である。法線力の方向は各セルにおける復元要素 3 3 の接線方向である。

A 5 : 準静的平衡が満たされる。摩擦力は鳩目 3 2 における法線力に比例する最大静止摩擦力と等しい。

【 0 0 3 4 】

10

基端側の腱 2 の張力を先端側の腱 2 の張力にマッピングするために、隣接する区画 2 9 の間の摩擦力によって腱 2 の張力の伝搬がモデリングされる。図 2 は隣接する区画 2 9 の中の基端側である区画  $i$  及び先端側である区画  $i + 1$  に関する角変位を組み合わせるこの関係を示す。

図 2 ( a ) において、区画  $i$  の張力  $j$  (  $T_{i, j}$  ) は、モーメントアーム  $d$  によって区画  $i$  の復元要素を曲げる。そこで以下の構成方程式が導き出され

$$\kappa_i S_i = \frac{dT_i}{K_\theta} \quad (1)$$

式中、 $K_i$  は区画  $i$  の曲率を示し、 $S_i$  は区画  $i$  の長さを示し、 $K$  は復元要素 3 3 の曲

20

げ剛性を示す。

【 0 0 3 5 】

式 ( 1 ) を使用することにより、図 2 の角変位  $\theta_i$  ( すなわち、 $K_i S_i$  ) は区画  $i$  の腱 2 の張力から計算される。この角変位によって張力  $T_{i, j}$  は図 2 ( b ) に示されるように、区画  $i$  と区画  $i + 1$  との間の鳩目 3 2 における摩擦力  $f_{i, j}$  により減少される。

【 0 0 3 6 】

想定 A 4 の下で力平衡は次のように記述される。

$$T_{i+1} \sin\left(\frac{\theta_{i+1}}{2}\right) + T_i \sin\left(\frac{\theta_i}{2}\right) - N_i = 0 \quad (2)$$

30

$$T_{i+1} \cos\left(\frac{\theta_{i+1}}{2}\right) - T_i \cos\left(\frac{\theta_i}{2}\right) + f_i = 0 \quad (3)$$

【 0 0 3 7 】

想定 A 5 の下で、摩擦力は摩擦係数  $\mu$  を有する法線力に比例する。

$$f_i = \mu N_i \quad (4)$$

【 0 0 3 8 】

想定 A 3 の下で、方程式 ( 3 ) は次のように記述される。

$$T_{i+1} = T_i - f_i \quad (5)$$

40

【 0 0 3 9 】

式 ( 2 )、( 4 ) 及び ( 5 ) を使用し、

$$\sin(\theta_i/2) \approx \sin(\theta_{i-1}/2)$$

と想定すると、張力  $T_{i+1, j}$  と張力  $T_{i, j}$  との比は明示して次のように記述される。

。

$$\frac{T_{i+1,j}}{T_{i,j}} = \left( \frac{1 - \mu \sin \frac{\theta_i}{2}}{1 + \mu \sin \frac{\theta_i}{2}} \right) \quad (6)$$

【 0 0 4 0 】

$$\sin(\theta_i/2) \approx \sin(\theta_{i-1}/2)$$

の想定は、腱駆動装置 3 1 に十分な数の区画が存在する場合には、多くの状況で隣接する区画 2 9 の角変位の変化比の近似を与える。式 ( 6 ) により、区画  $i$  のパラメータのみを使用して張力  $T_{i+1,j}$  を計算できる。あるいは基端部から先端部 5 へ式 ( 1 ) 及び ( 6 ) を使用することにより、腱駆動装置 3 1 のすべての区画 2 9 に関する張力及び角変位を計算できる。

10

【 0 0 4 1 】

図 3 は第 1 の実施形態による例示的な制御装置の制御ブロック図を示す。図 3 ( a ) は制御ユニット 8 を示し、図 3 ( b ) は図 3 ( a ) の制御ユニット 8 の順運動マッピングユニット 9 を示す。図中、どの信号も離散時間  $k$  に関する離散時間信号である。装置 3 1 には  $n$  個の区画があるので、区画 1 は基端部 6 にある区画 2 9 を表し、区画  $n$  は先端部 5 にある区画 2 9 を表す。制御ユニット 8 は基端部 6 における座標系に基づいて先端部 5 の角変位  $\theta_n^k$  を制御する。アクチュエータ 4 を制御するために、制御ユニット 8 はアクチュエータ 4 に対する制御信号 1 0 として、区画 1 ( すなわち、基端部 6 にある区画 ) における腱 2 の張力である張力  $T_1^k$  を送信する。

20

【 0 0 4 2 】

制御目標  $\theta_n^k$  は初期値生成ユニット 1 1 に入力される。初期値生成ユニット 1 1 は基端部の角変位の推定  $\theta_1^{k^*}$  及び基端部 6 の張力  $T_1^k$  を出力する。それらの信号は順運動マッピングユニット 9 に入力される。順運動マッピングユニット 9 は基端部 6 の座標系及び基端部 6 の張力  $T_1^k$  に基づいて、基端部 6 の角変位の推定  $\theta_n^{k^*}$  を出力する。角変位の推定  $\theta_n^{k^*}$  は加算ユニット 1 2 に入力される。加算ユニット 1 2 は角変位の推定  $\theta_n^{k^*}$  と制御目標  $\theta_n^k$  との差  $e_1^k$  を計算する。この差  $e_1^k$  は検査ユニット 1 3 に入力される。検査ユニット 1 3 は差  $e_1^k$  の絶対値を収束基準  $\epsilon_1$  と比較する。

30

【 0 0 4 3 】

検査ユニット 1 3 において、差  $e_1^k$  が収束基準  $\epsilon_1$  より小さい場合、検査ユニット 1 3 はスイッチユニット 1 4 へ起動信号を出力する。起動信号がスイッチユニット 1 4 に入力されると、張力  $T_1^k$  は制御信号 1 0 としてアクチュエータ 4 へ送信される。従って、制御ユニット 8 は制御目標  $\theta_n^k$  に向かってアクチュエータ 4 を制御できる。その後  $k + 1$  における次の制御目標  $\theta_n^{k+1}$  が処理される。

【 0 0 4 4 】

これに対し差  $e_1^k$  が収束基準  $\epsilon_1$  より大きい場合、検査ユニット 1 3 は差  $e_1^k$  を初期値生成ユニット 1 1 へ送信する。初期値生成ユニット 1 1 は制御目標  $\theta_n^k$  及び差  $e_1^k$  の双方に基づいて角変位の推定  $\theta_1^{k^*}$  及び張力  $T_1^k$  を繰り返し計算する。

40

【 0 0 4 5 】

初期値生成ユニット 1 1 における角変位の推定  $\theta_1^{k^*}$ 、張力  $T_1^k$  の例示的な計算方法は、次のように説明される。

( 1 ) 制御目標  $\theta_n^k$  と差  $e_1^k$  との差を計算する。

( 2 ) 角変位の推定  $\theta_1^{k^*}$  を計算するために、区画 1 の長さ  $S_1$  と本体 1 の全長との比  $S_1 / S_{b.o.d.y}$  を ( 1 ) で計算された差と乗算する。

( 3 ) 張力  $T_1^k$  を計算するために、本体 1 の曲げ剛性を ( 1 ) で計算された差と乗算し、次にその積を腱 2 のモーメントアーム  $d$  で除算する。

このように初期値生成ユニットは、補正值に基づいて基端部における腱の角変位及び張力を計算し、差が収束基準より大きい場合に、その差を加算することが可能である。

【 0 0 4 6 】

50

図3(b)は図3(a)の順運動マッピングユニット9の制御ブロック図を示す。順運動マッピングユニット9は式(1)及び(6)に基づいて推定  $\theta_n^{k^{\wedge}}$  を計算する。図3(b)に破線で示される区画計算ユニット15は区画ごとに角変位の推定を逐次計算する。区画計算ユニット  $P_i$  は区画  $i$  の角変位の推定及び区画  $i+1$  の張力を計算する。

【0047】

区画  $i$  の張力は式(1)に基づいて  $(1/K) d_i$  のブロックにより角変位の推定  $\theta_i^{k^{\wedge}}$  にマッピングされる。

【0048】

張力比ブロック17は式(6)に基づいて、区画  $i$  の張力及び区画  $i$  の角変位の推定から区画  $i+1$  の張力を生成する。従って、張力比ブロック17は基端側の区画に関する情報のみを使用して先端側の区画の張力を推定する。

すべての区画の角変位の推定を計算した後、角変位加算ユニット35はそれらを合計することにより推定  $\theta_n^{k^{\wedge}}$  を生成する。

【0049】

図4は第1の実施形態による例示的な制御装置の制御ブロック図の別の例である。図4において図3のブロック及び信号と同一の機能性を有するブロック及び信号は、図3と同じ図中符号により示され繰り返し説明されない。図3の制御装置と比較した場合の図4の例示的な制御装置の相違点は以下に説明される。

【0050】

図4(a)は図1の制御ユニット8の制御ブロック図である。図4の制御ユニット8は、図3の張力  $F_i^k$  の代わりに腱変位  $\lambda^k$  を制御信号10として出力する。腱変位  $\lambda^k$  はアクチュエータ4に関する腱の引張り又は送り出しの量である。この信号を出力するために制御ユニット8は、以下に説明されるように図3の制御ユニット8と2つの点で異なっている。

【0051】

第1に順運動マッピングユニット9は区画の角変位のベクトル  $\theta^{k^{\wedge}}$  を出力する。このベクトルの成分は区画ごとの角変位の推定である。従って、ベクトルは次のように記述される。

$$\theta^{k^{\wedge}} = [\theta_1^{k^{\wedge}}, \theta_2^{k^{\wedge}}, \theta_3^{k^{\wedge}}, \dots, \theta_n^{k^{\wedge}}]^T \quad (7)$$

【0052】

第2に式(7)のベクトルは腱変位計算ユニット16に入力される。次に腱変位計算ユニット16は腱変位  $\lambda^k$  を出力する。

【0053】

図4(b)は図4(a)の順運動マッピングユニット9の制御ブロック図を示す。区画の角変位の推定のベクトル  $\theta^{k^{\wedge}}$  を出力するために、第1のメモリユニット18はあらゆる区画の角変位の推定のすべての出力を記憶することにより、このベクトルを計算する。

【0054】

図4(c)は図4(a)に示される腱変位計算ユニット16の制御ブロック図を示す。ベクトル  $\theta^{k^{\wedge}}$  のすべての成分を使用することにより、変位計算ブロック19は区画ごとの腱変位を出力する。

【0055】

この腱変位は重心の長さとの差から判定できる。従って、区画  $i$  に関する変位計算ブロック19のアルゴリズムは次のように記述される。

$$\lambda_i^k = d_i \theta_i^{k^{\wedge}} \quad (8)$$

$$\text{又は、 } \lambda_i^k = d_i \text{ ArcTan}(\theta_i^{k^{\wedge}}) \quad (9)$$

【0056】

セルごとの腱変位の計算の後、変位加算ユニット20は区画ごとのすべての腱変位を合

10

20

30

40

50

計することにより腱変位  $\theta^k$  を生成する。

【0057】

図5は第1の実施形態による別の例示的な制御装置の制御ブロック図である。図5に示される制御装置は、フィードフォワード制御及びフィードバック制御との組み合わせの例である。

【0058】

図5において、先に説明した例と同一の機能性を有するブロック及び信号は同じ図中符号により示され繰り返して説明されない。相違点を以下に説明する。

【0059】

図5(a)は制御ユニット8と、図1に示されるアクチュエータ4及び腱駆動装置31を含むプラント26とを含む制御装置の制御ブロック図を示す。図5(a)の制御ユニット8は図3(a)の制御ユニットをフィードフォワード制御システムとして含む。制御の正確さを改善するために、フィードバック制御ユニット23はこの制御ユニットと組み合わせられる。従って、装置の本体セグメントのうち1つ以上に配置されたセンサから取得される測定データに基づいて制御信号を補正することができ、制御の正確さを改善できる。

10

【0060】

制御目標  $\theta_n^k$  はフィードバック加算ユニット24並びに初期値生成ユニット11に入力される。フィードバック加算ユニット24は制御目標  $\theta_n^k$  と、腱駆動装置31の本体1の角変位の観測信号  $Y_n^k$  との差を計算する。

【0061】

例示的な一実施形態において、観測信号  $Y_n^k$  は電磁場センサなどのセンサ(図示せず)を介して取得される。それらのセンサのうち1つ以上は本体1に配置されてもよい。センサは本体1の機械的歪みを測定するための歪み計を含んでもよい。例示的な一実施形態において観測信号  $Y_n^k$  を取得するための複数のセンサは、本体1の長手方向に沿って装着される。例えばセンサは本体1の長手方向に沿って各本体セグメントに配置されてもよい。

20

【0062】

図示され説明される例示的な実施形態において、フィードバック制御ユニット23は比例・積分・微分(PID)コントローラである。この差に基づいてフィードバック制御ユニット23は補正信号を発生し、この補正信号を補正加算ユニット25へ出力する。

30

【0063】

補正加算ユニット25はフィードバック制御ユニット23の出力を使用することにより、スイッチユニット14からの張力  $F_1^k$  を補正し、この補正張力  $F_1^k$  をプラント26へ出力する。

【0064】

図5(b)はフィードバック制御と組み合わせられた制御装置の更に別の例である。図5(a)の制御装置との相違点は、図3に示される制御ユニットの代わりに図4に示される制御ユニットを使用することである。

【0065】

図5(b)においてフィードバック制御ユニット23は、腱変位計算ユニット16からの腱変位  $\theta^k$  に関する補正信号を出力する。次に、補正加算ユニット25は腱変位  $\theta^k$  を補正し、この補正腱変位  $\theta^k$  をプラント26へ送信する。

40

【0066】

別の例示的な実施形態において、制御装置の構成は図1の制御装置に類似している。しかし、順運動マッピングユニット9は、アクチュエータ4に関する制御信号10として基端部6の張力を計算するために角変位の張力計算関数を含む。

【0067】

図6(a)は腱計算関数の一例のグラフである。実線は本発明の例示的な腱計算関数である。

【0068】

50

比較のために張力検証測定値も図6(a)に示される。この測定値はグラフ中に点線で示される腱2と本体1との間の摩擦を無視している。その結果、基端部6における張力と先端部5における角変位との関係は線形である。この測定値と比較して、実線により表される例示的な腱計算関数は非線形増加関数である。従って、角変位の同一の間隔の間の張力の増分は角変位の増加と共に増加している。例えば図6(a)の間隔A及び間隔Bは同一の角変位幅を有する(すなわち、 $x_1$ から $x_1 + A$ までの角変位を有する間隔「A」は、 $x_2$ から $x_2 + A$ までの角変位を有する間隔「B」と等しい)。しかし、それらの間隔における張力の増分は異なる。特に角変位が増加するにつれて非線形性及び摩擦なしモデルからの偏差も増加するので、間隔Bにおける張力の増分は間隔Aにおける張力の増分より大きい。

10

## 【0069】

いくつかの実施形態において、張力計算関数は例えば、式(6)、(17)及び(18)の張力の比を使用する逐次計算であることが可能である。それらの式のうち1つを使用することにより各区画の摩擦力を判定できる。次に、すべての区画の摩擦力を合計することにより摩擦を補正するために必要とされる張力を計算できる。

## 【0070】

それらの非線形単調増加関数が角変位に関して要求される張力の実験データに当てはまるように、それらの関数は事前判定済みパラメータを有することができる。いくつかの実施形態において、式(6)、(17)及び(18)のうち1つ以上で計算された張力からのデータを当てはめることによって非線形単調増加関数が判定される。

20

## 【0071】

従って、本発明はそれらの比又は例えばそれらの比に基づくテーブルに基づいて、張力計算関数を判定することを含む。他の実施形態は張力を判定するために使用可能な指数関数及び多項式関数などの非線形方程式を含む。テーブル記入値は摩擦が確実に定義されないテーブルを含んでもよいが、張力と角変位との間に同一の関係を有するテーブル記入値も本発明の範囲内に含まれる。

## 【0072】

図6(b)は張力を判定するために数値テーブルが使用される実施形態の別の例である。図6(b)の順運動マッピングユニット9は、張力計算関数の代わりにあらかじめ判定された数値テーブルを有する。図6(b)の黒丸印は数値テーブルのデータを表す。それらのデータは実験により事前に判定可能である。更に、隣接する黒丸の間の張力は線形補間により判定可能である。

30

## 【0073】

図6(b)の白丸は数値テーブル中の同様のデータを表す。しかし、本例では腱の緩みを回避するために、張力はプリテンション値を有する。従って、白丸印はプリテンションを受けなかった黒丸印からずれている。

## 【0074】

## &lt; 第2実施形態 &gt;

図7(a)は第2実施形態による例示的な制御装置を示す。制御装置8は制御信号10によりアクチュエータ4を制御する。アクチュエータ4は腱駆動装置31の4本の腱2に接続される。腱駆動装置31は以下の説明中、先端本体セグメント1A及び基端本体セグメント1Bと呼ばれる、直列に接続された2つの本体セグメントを含む。先端本体セグメント1Aは先端部5から基端本体21の先端部まで延設される。これに対し基端本体セグメント1Bは、部分21の境界から基端部6まで延設される。本例において各本体セグメントは2本の腱2を有する。これら2対の腱2を使用することにより、アクチュエータ4は2つの曲げ部分を有する腱駆動装置31を曲げることができる。

40

## 【0075】

図7(b)は図7(a)に示される線C-Cに沿った横断面図である。腱2は重心7からずれた位置に配置される。4本の腱は位置ずれ距離 $d_1$ 、 $d_2$ 、 $d_3$ 、 $d_4$ を有する。距離 $d_1$ 及び $d_2$ を有する腱は先端本体1Aに関する拮抗対から構成される。従って、そ

50

これらの腱は先端部 5 で終端する。位置ずれ距離  $d_1$  及び  $d_2$  は符号付きスカラー値である。従って、距離の大きさは同じであるが符号が異なる。すなわち正の値と負の値である。図 7 ( b ) において  $d_1$  は正の値である。

【 0 0 7 6 】

同様に、距離  $d_3$  及び  $d_4$  を有する腱は基端本体セグメント 1 B に装着される。これらの腱は部分 2 1 の境界で終端する。位置ずれ距離  $d_3$  は正の値であり、位置ずれ距離  $d_4$  は負の値である。これらの値は互いに同じ大きさであるが符号が異なる。

【 0 0 7 7 】

図 8 は第 2 の実施形態による例示的な制御ユニット 8 を示す。図 8 ( a ) は例示的な制御ユニット 8 を示し、図 8 ( b ) は図 8 ( a ) に示される制御ユニット 8 の例示的な順運動マッピングユニット 9 を示す。図 8 ( c ) はフィードバックコントローラと組み合わされた制御ユニット 8 の別の例を示す。図中どの信号も離散時間  $k$  に関する離散時間信号である。装置 3 1 には  $n$  個の区画があり、従って区画 1 は基端部 6 にある区画 2 9 を表し、区画  $n$  は先端部 5 にある区画 2 9 を表す。更に、区画  $h$  は部分 2 1 の境界に基端側の縁部を有する区画 2 9 を表す。

10

【 0 0 7 8 】

制御ユニット 8 は、先端本体セグメント 1 A 並びに基端本体セグメント 1 B に関する角変位の 2 つの目標を制御する。一方は基端部 6 の座標系に基づく先端部 5 の角変位  $\theta_n^k$  である。他方は基端部 6 の座標系に基づく部分 2 1 の境界における角変位  $\theta_h^k$  である。

20

【 0 0 7 9 】

制御ユニット 8、並びに本明細書において説明される他の制御ユニット ( 例えば、図 3、図 4、図 5、図 8 及び図 9 の制御ユニット ) は、CPU 又は ROM 又は RAM などのハードウェアを介して、あるいは離散論理回路、特定アプリケーション向け集積回路又はプログラブル論理を介してなどのいずれかの技術又は技術の組み合わせにより、本明細書において説明される各機能を実現できる。

【 0 0 8 0 】

4 つのアクチュエータ 4 を制御するために、制御ユニット 8 は対応するアクチュエータに関して、4 本の腱 2 の腱変位を成分として含む腱変位ベクトル  $\lambda^k$  を制御信号 1 0 として送信する。腱変位ベクトル  $\lambda^k$  は次のように記述される。

$$\lambda^k = [\lambda_{-1}^{-k}, \lambda_{-2}^{-k}, \lambda_{-3}^{-k}, \lambda_{-4}^{-k}]^T \quad (10)$$

30

成分  $\lambda_j^k$  は腱  $j$  の腱変位を表す。

【 0 0 8 1 】

制御目標  $\theta_n^k$ 、 $\theta_h^k$  は初期値生成ユニット 1 1 に入力される。初期値生成ユニット 1 1 は基端部 6 の角変位の推定  $\theta_1^{k^{\wedge}}$  及び基端部 6 の張力ベクトル  $\tau_1^k$  を出力する。特に張力ベクトル  $\tau_1^k$  は基端部 6 における各腱 2 の張力から構成される。張力ベクトル  $\tau_1^k$  は次のように記述される。

$$\tau_1^k = [\tau_{1,1}^k, \tau_{1,2}^k, \tau_{1,3}^k, \tau_{1,4}^k]^T \quad (11)$$

張力ベクトル  $\tau_1^k$  の成分  $\tau_{i,j}^k$  は区画  $i$  における腱  $j$  の張力を表す。

40

【 0 0 8 2 】

角変位の推定  $\theta_1^{k^{\wedge}}$  及び張力ベクトル  $\tau_1^k$  は順運動マッピングユニット 9 に入力される。更に、以前の時点、すなわち時間  $k - 1$  における区画の角変位の推定のベクトル  $\theta^{k-1^{\wedge}}$  は、第 2 のメモリユニット 2 2 から入力される。ベクトル  $\theta^{k-1^{\wedge}}$  は、式 ( 7 ) により定義される。順運動マッピングユニット 9 は、角変位の推定  $\theta_n^{k^{\wedge}}$ 、 $\theta_h^{k^{\wedge}}$  及び現時点  $k$  における角変位の推定のベクトル  $\theta^{k^{\wedge}}$  を出力する。

【 0 0 8 3 】

角変位の推定のベクトル  $\theta^{k^{\wedge}}$  は、第 2 のメモリユニット 2 2 並びにスイッチユニット 1 4 に入力される。第 2 のメモリユニット 2 2 はベクトル  $\theta^{k^{\wedge}}$  を記憶し、このベクトルを時点  $k + 1$  で運動マッピングユニット 9 へ送信する。これに対し、角変位の推定  $\theta_n^{k^{\wedge}}$ 、 $\theta_h^{k^{\wedge}}$

50

$k^{\wedge}$ は加算ユニット12に入力される。加算ユニット12は制御目標と推定との差  $e_1^k$ ,  $e_2^k$ を計算する。差  $e_1^k$ ,  $e_2^k$ は検査ユニット13に入力される。検査ユニット13は差  $e_1^k$ ,  $e_2^k$ の絶対値を収束基準  $\epsilon_1$ ,  $\epsilon_2$ と比較する。

【0084】

検査ユニット13において、差  $e_1^k$ ,  $e_2^k$ が収束基準  $\epsilon_1$ ,  $\epsilon_2$ より小さい場合に、検査ユニット13はスイッチユニット14へ起動信号を出力する。起動信号がスイッチユニット14に入力されると、角変位の推定のベクトル  $k^{\wedge}$ が腱変位計算ユニット16へ送信される。

【0085】

腱変位計算ユニット16は、腱変位ベクトル  $k^{\wedge}$ を制御信号10としてアクチュエータ4へ出力する。その後  $k+1$ における次の制御目標  $n^{k+1\wedge}$ ,  $h^{k+1\wedge}$ が処理される。

10

【0086】

しかし、差  $e_1^k$ ,  $e_2^k$ が収束基準  $\epsilon_1$ ,  $\epsilon_2$ より大きい場合には、検査ユニット13は差  $e_1^k$ ,  $e_2^k$ を初期値生成ユニット11へ送信する。初期値生成ユニット11は制御目標  $n^{k\wedge}$ ,  $h^{k\wedge}$ 及び差  $e_1^k$ ,  $e_2^k$ の双方に基づいて、角変位の推定  $1^{k\wedge}$ 及び張力  $1^k$ を繰り返し計算する。

【0087】

初期値生成ユニット11は図9の例示的な実施形態により更に説明される。制御目標は2つの加算ユニットに個別に入力される。それら2つの加算ユニットは制御目標  $n^{k\wedge}$ ,  $h^{k\wedge}$ と検査ユニット13からの差  $e_1^k$ ,  $e_2^k$ (図8(c)を参照)との差を出力する。角変位の推定  $1^{k\wedge}$ は区画の長さの比  $S_1 / S_{proximal}$ の比をこの差と乗算することにより判定される。長さ  $S_{proximal}$ は基端本体セグメント1Bの長さを表す。

20

【0088】

それらの差は互いの差を計算するために別の加算ユニットに入力される。この差は先端本体1Aの底部に基づく先端本体セグメント1Aの先端の角変位である。先端本体セグメント1Aの先端のこの角変位は、先端本体1Aに関する曲げ剛性ブロックに入力される。本体Aの曲げ剛性  $K_{distal}$ を乗算することにより、このブロックは先端本体1Aの折り曲げトルクを計算する。

【0089】

先端本体セグメント1Aの折り曲げトルクは、張力割り当てユニット36に入力される。張力割り当てユニット36は、先端本体1Aの先端で終端する2本の腱2に関する区画  $h+1$ の張力を判定する。区画  $h+1$ は先端本体1Aの中で最も下部にある区画を表す。

30

【0090】

本例で区画  $h+1$ における腱2の張力を判定するために、張力割り当てユニット36はアルゴリズム16として次の式により記述できる以下の最適化を解決する。

Max( $\tau_{h+1}$ )を最小にする

ただし

$$\left( \begin{array}{l} \tau_{h+1} \geq 0 \text{ (or } T_e) \\ (1/K_{\theta\_distal}) d_{h+1} \cdot \tau_{h+1} = (\theta_n - \theta_{e1}) - (\theta_h - \theta_{e2}) \end{array} \right) \quad (12)$$

40

【0091】

式(12)において、 $T_e$ は腱の緩みを回避するためのプリテンションに関する張力を表し、 $d_{h+1}$ は区画  $h+1$ に関するモーメントアームベクトルである。このベクトルは次のように記述される。

$$d_{h+1} = [d_1, d_2, 0, 0] \quad (13)$$

【0092】

プリテンション  $T_e$ は使用前に装置に適用されてもよく、その効果は先の式により説明される。適用されるプリテンション量は装置の用途に基づいて変更されてもよい。装置に適

50

用されるプリテンションは、いずれも各々の腱に均等に適用されるのが好ましい。式(12)は先端本体1Aの腱にプリテンション条件を満たす最小限の張力を割り当てることができる。

【0093】

その他の腱の張力を判定するために、第2の張力割り当てユニット37は曲げ剛性ブロックからの基端本体セグメント1Bにおける折り曲げトルク $K_{proximal}$ 並びに区画 $h+1$ の張力ベクトル $T_{h+1}$ を使用することによりアルゴリズムを実行する。第2の張力割り当てユニット37のアルゴリズムは次のように記述される。

Max( $\tau_1$ )を最小にする

ただし

$$\left( \begin{array}{l} \tau_1 \geq 0 \text{ (or } T_e) \\ (1/K_{\theta_{proximal}}) d_1 \cdot \tau_1 = \theta_h - \theta_{e2} \\ T_{j,1} = T_{j,h+1} \text{ if } T_{j,h+1} \neq 0 \end{array} \right) \quad (14)$$

10

【0094】

式(14)において、 $d_1$ は区画1のモーメントアームベクトルを表す。このベクトルは次のように記述される。

$$d_1 = [d_1, d_2, d_3, d_4] \quad (15)$$

20

【0095】

このアルゴリズムを使用することにより、第2の張力割り当てユニット37は区画1の張力ベクトルを出力する。

【0096】

図8(b)は図8(a)に示される例示的な順運動マッピングユニット9を更に詳細に示す。順運動マッピングユニット9は推定 $\theta_n^{k^*}$ 、 $\theta_h^{k^*}$ を計算する。基本的な計算は式(1)及び(6)に基づくが、複数の腱に関してそれらはベクトル化される。図8(b)に破線で示される区画計算ユニット15は区画ごとの角変位の推定を逐次計算する。区画計算ユニット $P_i$ は区画 $i$ の角変位の推定及び区画 $i+1$ の張力を計算する。

【0097】

区画 $i$ の張力ベクトル $\tau_i$ は式(1)に基づいて $(1/K_i)d_i$ のブロックにより角変位の推定 $\theta_i^{k^*}$ にマッピングされる。しかし、このブロックは張力ベクトル $\tau_i$ とベクトル $(1/K_i)d_i$ との内積を実行する。

30

【0098】

張力比ブロック17は、区画 $i$ の張力ベクトル $\tau_i$ 並びに時点 $k$ 及び $k-1$ における区画 $i$ の角変位の推定 $\theta_i^{k^*}$ 、 $\theta_i^{(k-1)^*}$ から区画 $i+1$ の張力ベクトル $\tau_{i+1}$ を生成する。

【0099】

張力比ブロック17は、装置に $m$ 個の腱がある場合の区画 $i$ に関する以下の行列 $A_i$ を乗算することにより張力ベクトル $\tau_i$ から張力ベクトル $\tau_{i+1}$ への線形変換を実行する。

$$A_i = \begin{bmatrix} \alpha_{i,1}^k & & & 0 \\ & \ddots & & \\ & & \alpha_{i,j}^k & \\ & & & \ddots \\ 0 & & & & \alpha_{i,m}^k \end{bmatrix}$$

40

式中、

$$\alpha_{i,j}^k = \frac{\tau_{i+1,j}^k}{\tau_{i,j}^k} = \left( \frac{1 - \mu \sin(|\theta_i^k|/2)}{1 + \mu \sin(|\theta_i^k|/2)} \right)^{\text{sgn}(d_{i,j}) \text{sgn}(\theta_i^k - \theta_i^{k-1})} \quad (16)$$

【0100】

式(16)において、 $\text{Sgn}$ は次のように定義される符号関数である。

50

$$\text{Sgn}(x) := -1 \text{ if } x < 0, 0 \text{ if } x = 0, 1 \text{ if } x > 0 \quad (17)$$

## 【 0 1 0 1 】

式 ( 1 6 ) の符号関数は腱の張力に抗する腱と本体との間の摩擦力の方向を管理する。摩擦力の方向は重心 7 に対する腱  $j$  の位置、すなわち  $\text{Sgn}(d_j)$  によって決まる。更に、先の時点  $k - 1$  における角変位の推定  $\hat{\theta}_i^{k-1}$  を使用することにより、行列  $A_i$  は摩擦力のヒステリシス特徴を考慮できる。従って、摩擦力の方向は時点  $k$  における区画  $i$  の曲げ方向、すなわち  $\text{Sgn}(\hat{\theta}_i^k - \hat{\theta}_i^{k-1})$  によっても左右される。

## 【 0 1 0 2 】

すべての区画に関して角変位の推定を計算した後、角変位加算ユニット 3 5 及び第 2 の角変位加算ユニット 3 8 はそれらを合計することにより推定  $\hat{\theta}_n^k$ ,  $\hat{\theta}_h^k$  を生成する。第 1 のメモリユニット 1 8 は区画ごとの角変位の推定を記憶し、区画に関する角変位のベクトルを出力する。一方、第 2 のメモリユニット 2 2 はベクトル  $\hat{\theta}_k$  を記憶する。第 2 のメモリユニット 2 2 に記憶されたベクトルは、次の時点  $k + 1$  で、区画計算ユニット 1 5 に対する入力として使用される。

10

## 【 0 1 0 3 】

図 8 ( c ) は第 2 の実施形態による別の例示的な制御装置を示す。この制御装置はフィードフォワード制御及びフィードバック制御との組み合わせの一例である。図 8 ( c ) において、先に説明した例と同一の機能性を有するブロック及び信号は同じ図中符号により示され繰り返し説明されない。特に以下に相違点のみを説明する。

20

## 【 0 1 0 4 】

図 8 ( c ) は制御ユニット 8 と、図 7 に示されるアクチュエータ 4 及び腱駆動装置 3 1 を含むプラント 2 6 とを含む制御装置を示す。図 8 ( c ) の制御ユニット 8 はフィードフォワード制御システムとして図 8 ( a ) の制御ユニットを含む。制御の正確さを改善するために、フィードバック制御ユニット 2 3 はこの制御ユニットと組み合わせられる。

## 【 0 1 0 5 】

制御目標  $\theta_n^k$ ,  $\theta_h^k$  はフィードバック加算ユニット 2 4 並びに初期値生成ユニット 1 1 に入力される。フィードバック加算ユニット 2 4 は制御目標  $\theta_n^k$ ,  $\theta_h^k$  と、腱駆動装置 3 1 の本体セグメント 1 A、1 B の角変位の観測信号  $Y_{nk}$ ,  $Y_{hk}$  との差を計算する。

## 【 0 1 0 6 】

図 8 ( c ) に示される例示的なフィードバック制御ユニット 2 3 は、比例 - 積分 - 微分 ( P I D ) コントローラである。この差に基づいて、フィードバック制御ユニット 2 3 は補正信号を発生し、この補正信号を補正加算ユニット 2 5 へ出力する。

30

## 【 0 1 0 7 】

補正加算ユニット 2 5 はフィードバック制御ユニット 2 3 の出力を使用することにより、腱変位計算ユニット 1 6 からの腱変位ベクトル  $\hat{\theta}_1^k$  を補正し、この補正腱変位ベクトル  $\hat{\theta}_1^k$  を内部ループフィードバック加算ユニット 2 8 へ出力する。

## 【 0 1 0 8 】

内部ループフィードバック加算ユニット 2 8 及び内部ループユニット 2 7 は、腱変位の正確な目標設定のための内部ループフィードバックシステムを形成する。内部ループフィードバック加算ユニット 2 8 は腱変位ベクトル  $\hat{\theta}_1^k$  と腱変位の観測信号のベクトル  $Y_{1k}$  との差を計算する。内部ループユニット 2 7 は P I D コントローラである。従って、内部ループユニット 2 7 は腱変位ベクトル  $\hat{\theta}_1^k$  に関する補正信号を計算する。

40

## 【 0 1 0 9 】

内部ループユニット 2 7 は、腱変位並びに制御ユニット 8 の制御帯域幅に関して制御の正確さを向上させることができる。

## 【 0 1 1 0 】

以上詳細に説明された実施形態は分割型接続ロボットを説明する。そのようなロボットは、例えば頭蓋内動脈瘤の内視鏡外科的クリッピングに使用されてもよい。ロボットは腱ワイヤにより作動されて曲がるために 1 つ、2 つ、3 つ、4 つ又は 5 つ以上の部分を有し

50

てもよい。一実施形態において、ロボットは腱ワイヤにより作動されて曲がるために2つの部分を有する。2つの部分を独立して作動することにより、ロボットはトップアングルを維持しつつ、それらの部分により多様な姿勢の組み合わせを生成することができる。各本体部分は1つの腱ワイヤにより作動されてもよい。あるいは、腱ワイヤが重心の対向する側にある場合に各本体部分を作動するために、2本以上の腱ワイヤが使用されてもよい(図7(a)を参照)。本明細書において説明される特徴は、180°までの広い視野角及び/又は作業角度を得るために、従来の内視鏡より柔軟な先端の位置決めを提供する。

【0111】

[張力伝搬モデルによる運動マッピング]

図14は例示的なロボットの概略的な関節構成である。機械的に作業空間座標上に設置された直動関節に、平削り盤曲げ接続ロボットが取り付けられる。このロボットに関して運動マッピングを導き出すために、図14Aの例示的なフレーム規約を選択し、特に接続型ロボットの底部並びに直動関節に対して+z軸が接線方向になると定義する。図14Bは接続ロボットのフレーム規約に関する拡大図を示す。接続ロボットの各セルの先端フレームを個別の関節座標として設定する。従って、基端部分及び先端部分はこのモデルの中で30の関節座標を有する。他の点及びこれより少ない数又は多い数の区画も考えられる。これらの座標はバックボーン構成、例えばロボットの姿勢を表す。いくつかの実施形態において、セルのこれらの座標は腱と鳩目との間の摩擦力により制約される2つの曲げ部分における作動不足関節としてモデル化される。

【0112】

本明細書において説明されるような運動マッピングの処理及び方法は、ロボットのアクチュエータパラメータを提供する変換に至るモデルを提供することが可能である。それらは作業空間座標で(逆運動マッピングの場合の $X_t, Z_t, t$ アルゴリズム)により特徴付けられる先端フレームに基づいて、接続ロボットにおける腱の引張り量及び直動関節の変位を含む。この変換は2つのステップに分割可能である。第1に接続ロボットの順運動マッピング(FKM)を分割型接続ロボットにおける複数の腱に関するベクトル化形態に拡張した。第2にこの順運動マッピング(拡張FKM)を使用することにより、先端フレームから腱の引張り量及び直動関節の変位への反復 $alg$  (IKM)を提示した。

【0113】

マッピングのための順運動マッピングモデルを複数の腱を含む状況に拡張するために、複数の部分に関してm本の適切に配分された腱を利用可能であると想定する。これにより、時点kにおけるセルiの腱の張力を以下のベクトルとして記述できる。

$$\tau_i^k = [\tau_1^k \ \dots \ \tau_j^k \ \dots \ \tau_m^k]^T \quad (18)$$

【0114】

同様に、ロボットの腱モーメントアームを以下の行列の形で定義できる。

$$D = \begin{bmatrix} d_1 \\ \vdots \\ d_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_{1,1} & \dots & d_{1,j} & \dots & d_{1,m} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ d_{n,1} & \dots & d_{n,j} & \dots & d_{n,m} \end{bmatrix} \quad (19)$$

【0115】

特に腱1~lがロボットの先端で、例えばセルnで終端し、腱(l+1)~mが基端部分の先端であるセルqで終端する場合、式19の行列は次のように記述される。

$$D = \begin{bmatrix} d_1 \\ \vdots \\ d_q \\ d_{q+1} \\ \vdots \\ d_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_{1,1} & \dots & d_{1,l} & d_{1,l+1} & \dots & d_{1,m} \\ \vdots & & \vdots & & & \vdots \\ d_{q,1} & \dots & d_{q,l} & d_{q,l+1} & \dots & d_{q,m} \\ d_{q+1,1} & \dots & d_{q+1,l} & 0 & \dots & 0 \\ \vdots & & \vdots & & & \vdots \\ d_{n,1} & \dots & d_{n,l} & 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} \quad (20)$$

式(20)中の0の成分は、腱が先のセルで終端していることを表す。同様に、腱モーメントアーム行列Dは0の成分を配置することにより、どのような数の分割部分に対しても

腱経路を表現することができる。

【0116】

式(20)は腱モーメントアームベクトル  $d_i$  とセル  $i$  の張力ベクトル  $\tau_i^k$  との内積として記述される。

$$\theta_i^k = \frac{1}{K_\theta} d_i \tau_i^k \quad (21)$$

【0117】

これに対し、張力ベクトル  $\tau_i^k$  は張力比行列  $A_i$  により  $\tau_{\{i+1\}}^k$  に変換される。

$$\tau_{i+1}^k = A_i \tau_i^k \quad (22)$$

式中、張力比行列  $A_i$  は腱ごとの以下のような張力比の対角行列である。

$$A_i = \begin{bmatrix} \alpha_{i,1}^k & & & 0 \\ & \ddots & & \\ & & \alpha_{i,j}^k & \\ & & & \ddots \\ 0 & & & & \alpha_{i,m}^k \end{bmatrix} \quad (23)$$

【0118】

最後に、図15に例示されるようなブロック図として、順運動マッピング全体が  $k_1$  から  $k$  に導き出される。このブロック図の形で、種々の変換を経過する情報の流れを理解又は修正することができる。いくつかの実施形態において、変換の性質を区別するためにブロック図は異なる形で区分される。図15の例示的な図において、式(21)~(23)を含む破線のブロック  $P_1 \sim P_{n-1}$  は、張力ベクトル  $\tau_i^k$  からセルごとの曲げ角度  $\theta_i^k$  に至る力学的変換を実行する。この変換は基端セルから先端セルまでの腱で張力を伝搬することをセルごとの計算で実行する。更に、この変換は分割型腱駆動接続ロボットに関しては一般的な現象である基端部分における腱干渉を含む(CamarilloDB他のIEEE Transactions on Robotics、2009年、第25号及びWebster RJ III他のIntl. J. of Robotics Reseach、2010年、第29(13)号、1661~1683ページを参照)。式(21)と関連するブロックは、内積計算として線形特性ばねシステムの重ね合わせ原理を使用してこの干渉を実現する。図15に示されるように、 $X^k$  はロボットの座標ベクトル  $X^k$  である。ベクトル  $X^k$  は作業空間座標に基づく各セルのフレームに関する位置及び回転を含む。

【0119】

図の左側で、メモリ2ブロックは先の時点  $k-1$  における曲げ角度の情報を提供する。この情報を式(23)と関連するブロック  $A_i$  において時点  $k$  の現在曲げ角度と比較することにより、ロボットが腱の拮抗対を有する場合であっても腱レイアウトを考慮した摩擦力の適切な方向が判定される。更に、マッピングは曲げ又は伸長により達成される曲げ角度のヒステリシスを管理できる。

【0120】

曲げ角度ベクトル  $\theta^k$  が判定された後、アルゴリズム1ブロックは作業座標に基づいて、この曲げ角度ベクトル  $\theta^k$  をロボットの先端フレーム  $X^k$  に変換する。この変換は運動学的(幾何学的)変換である。アルゴリズムbブロックでこの変換を実現するために、Webster他(2010年)におけるアークパラメータによりパラメータ化され、すべてのセルの先端フレームに関する行列に適用される同次変換行列を利用する。この変換行列をセルと乗算することにより先端位置を判定できる。更に、この変換はすべてのセルの位置であるバックボーン構成の情報を提供する。この特徴は人体構造との望ましくない衝突を回避するために、制約された傷つきやすい空洞での診断的切開の計画を設定する上で効果的である。従って、この情報を使用して位置決めされた装置は患者の体内で特に有効な機能を提供する。

【0121】

10

20

30

40

50

更に自由度の高い観測作業を実現するために、内視鏡を取り付けた接続ロボットの先端は所望の観測方向を伴う所望の軌道に従って動く。これにより、逆運動マッピングが提供される。図16はこの目標軌道を概略的に示す。この軌道を識別するために、連続する時点 $k$ における $X_t^k, Z_t^k, \Theta_t^k$ により特徴付けられる目標先端フレームのセットを定義できる。

#### 【0122】

これらの目標先端フレームを接続ロボット及び直動関節の双方に関して対応するアクチュエータパラメータに変換するために、目標先端フレームは接続ロボットの先端フレーム $X_c^k, Z_c^k, \Theta_c^k$ 及び直動関節の先端フレーム $0, Z_p^k, 0$ に次のように切り離されてもよい。

$$\begin{bmatrix} X_t^k \\ Z_t^k \\ \Theta_t^k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_c^k \\ Z_c^k \\ \Theta_c^k \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ Z_p^k \\ 0 \end{bmatrix} \quad (24)$$

10

#### 【0123】

式(24)において、直動関節の変位は、 $X_t^k$ 及び $\Theta_t^k$ への寄与から切り離される。従って、FKM全体を2つのステップ、すなわち $X_c^k, \Theta_c^k$ に関する接続ロボットの逆マッピング及び $Z_p^k$ に関する直動関節の逆マッピングの2つのステップに分割できる。

#### 【0124】

接続ロボットの部分に関して、目標パラメータ $X_t^k$ 及び $\Theta_t^k$ に関する腱の引張り量のベクトルを判定するために、最初にFKMを使用することにより、目標パラメータ $X_t^k$ 及び $\Theta_t^k$ を腱の張力ベクトルにマッピングする。このマッピングをFKMによる非線形最適化問題として定義する。この最適化問題のコスト関数に関して、次の正規化誤差ノルム $\|E_x^k\|$ を定義する。

20

$$\|E_x^k\| = \sqrt{(X_c^k/\epsilon_x)^2 + (\Theta_c^k/\epsilon_\theta)^2} \quad (25)$$

式中、 $\epsilon_x$ 及び $\epsilon_\theta$ は $X_t^k$ 及び $\Theta_t^k$ に関する収束基準であり、 $X_e^k$ 及び $\Theta_e^k$ は、次のような目標パラメータに基づく残差である。

$$X_e^k = X_c^k - X_t^k \quad (26)$$

30

$$\Theta_e^k = \Theta_c^k - \Theta_t^k \quad (27)$$

#### 【0125】

このコスト関数を使用することにより、以下の最適化問題として式(25)の誤差ノルムを最小にするための値として腱ベクトル $\tau^k$ を判定する。

$\|E_x^k\|$ を最小にする

$$\text{ただし} \quad \begin{aligned} (X_c^k, \Theta_c^k) &= \text{FKM}(\tau^k) \\ \tau^k &\geq 0 \end{aligned} \quad (28)$$

40

#### 【0126】

この最適化問題は、例えばMatlabにおけるfminsearch関数を伴うネルダードモードシンプレクス法(Lagarias: 1998aaを参照)により解決されてもよい。この最適化の方法では、時点1における目標を除くすべての目標は、推定すべき目標に近い以前の時点に目標を有する。従って、このアルゴリズムに関する初期探索値として先の目標における張力を使用することにより、最適化目標の発見に成功することができる。更に、この最適化計算中の摩擦力の方向を管理するために、図15のメモリ2の曲げ角度に関して先の時点の曲げ角度を設定できる。その結果、時間流れに沿って目標を解決することにより、解は接続ロボットのヒステリシス動作特性を正確に含む。

#### 【0127】

50

目標パラメータ $X^k_t$ 、 $k_t$ に関して張力ベクトルが判定された後、想定 A 3 及びヒンジ付きワイヤガイド構造によって以下の式により腱の引張り量のベクトルが計算される。

$$\lambda^k = [\lambda_1^k \dots \lambda_m^k] = \theta^k D \tag{29}$$

特に、本明細書において開示されるロボット設計では、すべてのセル 1 ~ n に関する腱 j のモーメントアームは等しい。従って、セルごとのモーメントアームをセル 1 のモーメントアームとして表せば式 (29) を次のように簡略化できる。

$$\lambda^k = [\theta_c^k d_{1,1} \dots \theta_c^k d_{1,l} \theta_b^k d_{1,l+1} \dots \theta_b^k d_{1,m}] \tag{30}$$

【 0 1 2 8 】

$k_b$  は、タスク座標に基づく、基端部分の先端であるセル  $l + 1$  の曲げ角度である。

【 0 1 2 9 】

式 (30) は、曲げ角度と腱の引張り量との関係に関する物理的解釈を提供する。腱の引張り量は、モーメントアーム及び腱が終端する先端における曲げ角度のみの関数である。引張り量は、腱と鳩目との間の摩擦力による不均一な曲げ又はロボットが複数の部分を有する場合の中間部分の曲げ角度のような、先端に至るまでの曲げ角度分布とは無関係である。

【 0 1 3 0 】

最後に、図 17 に示される例示的なブロック図の形で示されるように、逆運動マッピングを導き出すことができる。逆運動マッピングは目標先端フレーム  $X^k_t$  を腱の引張り量のベクトル  $k$  及び直動関節の変位  $Z^k_p$  にマッピングする。この図において、ブロック  $K_{\{FKM\}}$  は図 15 の FKM を表す。式 (28) と関連するアルゴリズム 2 は、(28) における誤差ノルムを最小限にするために反復計算を実行する。この最小化ノルムが 1 以下である場合、FKM により計算された曲げ角度は式 (30) と関連するアルゴリズム 3 ブロックで腱の引張り量のベクトルを判定するために使用される。これに対し、直動関節の変位は、式 (24) に基づいて  $Z^k_c - Z^k_t$  として定義される残差  $Z^k_e$  から計算される。

【 0 1 3 1 】

時点  $t$  における目標は、時点 1 の前の以前の時点における目標を有していない。従って、最適化計算のための適切な初期張力ベクトルは時点 1 では利用不可能である。初期張力ベクトルは図の左側のブロック  $K_{init}$  により提供される。ブロック  $K_{init}$  でこの初期値を生成するために、逆運動学に関する従来の区分定数近似 (PCCA) を使用する。逆運動学の閉形幾何学方式は、各分割部分の先端位置がわかっている場合に単一の部分及び複数の部分に関して与えられる。しかし、部分の先端位置の代わりに先端位置及び方向が 2 つの曲げ部分の曲げ角度にマッピングされる。接続ロボットが図 14 の作業座標で一定の曲率を有する 2 つの曲げ部分を有すると想定すると、ロボットの先端フレーム及び先端曲げ部分の曲率を関連付けるための以下の式が導き出される。

$$X_t = \frac{(2\kappa_2 s - \Theta_t) \cos(\kappa_2 s - \Theta_t) - (\kappa_2 s - \Theta_t) \cos(\Theta_t) - \kappa_2 s}{\kappa_2 (\kappa_2 s - \Theta_t)} \tag{31}$$

式中、 $s$  は一方の部分の長さであり、 $\kappa_2$  は先端曲げ部分の曲率である。

【 0 1 3 2 】

式 (31) を数値的に解くことにより、2 つの曲げ部分の曲率はロボットの先端フレームから判定される。式 (1) に対して類似の構成方程式を使用して計算することにより、判定されたそれらの曲率に関する張力ベクトルを計算できる。

【 0 1 3 3 】

[ 姿勢推定の精度の向上 ]

第 1 実施形態は、想定 A 1 ~ A 5 に基づいて力とモーメントとの平衡に関する式を導き出すことと、その式を解いて区画ごとの角度  $\theta_i$  を取得することを含む。しかし、本体 1 が大きく曲がると、それらの想定は同じようには成立せず、姿勢の推定誤差は増加する。例えば想定 A 3 は本体アーム 1 に関する腱 2 の傾斜角は小さいと想定する。従って、式

10

20

30

40

50

(1) は法線力  $N_{i+1, j}$  に起因する区画の周囲の曲げモーメントを考慮に入れない。しかし、本体 1 が大きく曲がると腱 2 の傾斜角は大きくなり、式 (2) からわかるように、法線力  $N_{i+1, j}$  は増加する。法線力  $N_{i+1, j}$  によるモーメントは角度  $\theta_i$  を増加させるように作用するので、このモーメントを考慮に入れずに、第 1 の実施形態で説明された方法に従って推定される角度  $\theta_i$  は実際値より小さくなる。

#### 【0134】

第 1 の実施形態は、式 (2)、(4) 及び (5) の同次方程式を解くように、段落 [0047] で述べている通り、隣接する腱 2 の傾斜角である ( $\theta_i / 2$ ) を  $\sin(\theta_{i+1} / 2)$  に関して等しくなるように近似することを更に含む。しかし、実際のロボットでは図 12 に示されるように、本体 1 の先端に近接するにつれて摩擦の影響によって角度  $\theta_i$  は小さくなる。更に、式 1 のモーメント平衡方程式は隣接する区画により加えられる反動力の影響を考慮に入れていない。この近似も姿勢の推定精度を劣化させる要因である。従って、先に説明したような第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態は、新規且つ有用な推定を提供するが、法線力  $N_{i+1, j}$ 、傾斜角及び  $\theta$  又は隣接する区画により加えられる反動力のうち 1 つ以上を考慮に入れると、姿勢推定に関して更に高い精度を実現できる。

10

#### 【0135】

##### < 第 3 実施形態 >

従って、本実施形態は、第 1 の実施形態と比較して近似が少なく、姿勢推定の精度が高い順運動マッピングユニット 9 を導き出す。図 21 は本実施形態による順運動マッピングユニット 9 を示すブロック図である。この順運動マッピングユニット 9 は、区画 1 の基端部における角度推定値の初期値

20

$$\hat{\theta}_1^k$$

及び引張り力

$$T_1^k$$

に基づいて、区画 1 の角度  $\theta_1$ 、引張り力  $T_1$  及び反動力  $F_{x1}$  を計算するように構成された計算ユニット 91 と、区画  $i$  の角度  $\theta_i$ 、引張り力  $T_i$  及び反動力  $F_{xi+1}$  及び  $F_{yi+1}$  に基づいて、区画  $i+1$  の角度  $\theta_{i+1}$ 、引張り力  $T_{i+1}$  及び反動力  $F_{xi+1}$  及び  $F_{yi+1}$  を計算するように構成された計算ユニット 92 とを含む。本実施形態において、まず各区画の長手方向に関する腱 2 の傾斜及び隣接する区画から加えられる反動力を考慮に入れて、力とモーメントとの平衡方程式が導き出される。先端側区画に作用する力及びモーメントは、基部側区画に作用する力及びモーメントを既知の値として同次方程式を解くことにより取得できる。しかし、本実施形態による同次方程式を解析的に解くことは難しいので、反復計算を使用して数値解が計算される。

30

#### 【0136】

図 22 は本実施形態によるロボットの座標系を示す。図 22 (a) は区画  $i$  に作用する力及びモーメントを表し、図 22 (b) は区画  $i$  と腱 2 との接触点  $P_i$  で腱 2 に作用する力を表す。図 22 (a) 及び図 22 (b) において、摩擦力  $f_{i+1}$  及び法線力  $N_{i+1}$  は、区画  $i$  と腱 2 との間に作用する摩擦力及び法線力を表し、引張り力  $T_i, T_{i+1}$  は、腱 2 の基端部及び先端部で作用する引張り力を表す。更に、区画  $i-1$  から区画  $i$  に作用する反動力の中で区画  $i$  の長手方向の成分は  $F_{xi}$  により表され、半径方向成分は  $F_{yi}$  として表される。同様に、区画  $i+1$  から区画  $i$  に作用する反動力の中で区画  $i+1$  の長手方向の成分は  $F_{xi+1}$  により表され、半径方向成分は  $F_{yi+1}$  として表される。更に、区画  $i-1$  と区画  $i$  との間の長手方向の相対角度は角度  $\theta_i$  により表され、区画の数は  $n$  により表され、各区画の長さは  $2l$  により表され、モーメントアームは  $d$  により表され、区画の曲げ剛性は  $k$  により表され、区画と腱 2 との間の摩擦係数は  $\mu$  により表される。

40

#### 【0137】

各区画に作用する力とモーメントとの間の平衡方程式が導き出される。図 22 (c) は

50

基端部及び区画 1 に作用する力及びモーメントを示す。図 2 2 ( c ) から、区画 1 と基端部との間で抵抗力  $F_{x_1}$  及び  $F_{y_1}$  並びにモーメント  $M_1$  が作用することがわかる。従って、それらの抵抗力及びモーメントを取得するためには、基端部における力とモーメントとの間の平衡方程式が導き出されなければならない。従って本実施形態では、基端部は本体 1 の一部であると考え、力とモーメントの間の平衡方程式を導き出すためにこれを区画 0 とみなす。しかし、境界条件は区画 0 と他のすべての区画との間の相違である。従って、

$$i \geq 1$$

の場合と、 $i = 0$  の場合とは別に扱われる。

【 0 1 3 8 】

まず、

$$i \geq 1$$

である場合に関して平衡方程式が導き出される。図 2 2 ( a ) から、区画  $i$  の長手方向及び半径方向の力平衡は、式 ( 3 2 ) 及び ( 3 3 ) によりそれぞれ記述される。

$$-F_{x_{i+1}} \cos(\theta_{i+1}) + F_{y_{i+1}} \sin(\theta_{i+1}) + F_{x_i} - f_{i+1} = 0 \quad (32)$$

$$-F_{x_{i+1}} \sin(\theta_{i+1}) - F_{y_{i+1}} \cos(\theta_{i+1}) + F_{y_i} + N_{i+1} = 0 \quad (33)$$

【 0 1 3 9 】

反時計回り方向を順方向と考えると、区画  $i$  の基部側終端点である  $O_i$  を中心とするモーメントの平衡方程式は、区画  $i$  の曲げモーメント  $M_i$  を使用して、式 ( 3 4 ) により記述される。

$$-M_i + M_{i+1} + df_{i+1} + lN_{i+1} - 2l\{F_{x_{i+1}} \sin(\theta_{i+1}) + F_{y_{i+1}} \cos(\theta_{i+1})\} = 0 \quad (34)$$

【 0 1 4 0 】

$$i \geq 1$$

である場合、モーメント  $M_i$  は角度  $\theta_i$  及び曲げ剛性  $k$  を使用して式 ( 3 5 ) により記述され、式 ( 3 5 ) を式 ( 3 4 ) に代入することにより式 ( 3 6 ) が得られる。

$$M_i = k\theta_i \quad (35)$$

$$-k\theta_i + k\theta_{i+1} + df_{i+1} + lN_{i+1} - 2l\{F_{x_{i+1}} \sin(\theta_{i+1}) + F_{y_{i+1}} \cos(\theta_{i+1})\} = 0 \quad (36)$$

【 0 1 4 1 】

また、図 2 2 ( a ) から、腱 2 に作用する  $F_{x_i}$  方向及び  $F_{y_i}$  方向の力に関する平衡方程式は式 ( 3 7 ) 及び式 ( 3 8 ) に記述される。

$$T_{i+1} \sin\left(\frac{\theta_{i+1}}{2}\right) + T_i \sin\left(\frac{\theta_i}{2}\right) - N_{i+1} = 0 \quad (37)$$

$$T_{i+1} \cos\left(\frac{\theta_{i+1}}{2}\right) - T_i \cos\left(\frac{\theta_i}{2}\right) + f_{i+1} = 0 \quad (38)$$

【 0 1 4 2 】

更に、第 1 の実施形態と同様に腱 2 と区画との間のクーロン摩擦を想定すると、次の式 ( 3 9 ) が得られる。

$$f_{i+1} = \mu N_{i+1} \quad (39)$$

しかし、式 ( 3 7 ) ~ ( 3 9 ) は、法線力  $N_{i+1}$  及び摩擦力  $f_{i+1}$  の添え字が異なる

10

20

30

40

50

ことを除き、第 1 の実施形態による式 ( 2 ) ~ ( 4 ) と同一である。

【 0 1 4 3 】

$\theta_i$ 、 $T_i$ 、 $F x_i$  及び  $F y_i$  は式 ( 3 2 )、( 3 3 ) 及び ( 3 6 ) ~ ( 3 9 ) に記述される区画  $i$  の平衡における既知の値であるので、未知数の数は、 $N_{i+1}$ 、 $f_{i+1}$ 、 $\theta_{i+1}$ 、 $T_{i+1}$ 、 $F x_{i+1}$  及び  $F y_{i+1}$  の 6 つである。従って、未知数の数は独立方程式の数と同じであり、従って ( 3 2 )、( 3 3 ) 及び ( 3 6 ) ~ ( 3 9 ) の同次方程式を解くことにより、すべての未知数を求めることができる。

【 0 1 4 4 】

まず、式 ( 3 7 ) の右側及び左側は式 ( 3 8 ) の右側及び左側によりそれぞれ除算され、更に、摩擦力  $f_i$  を消去するために式 ( 3 9 ) が式 ( 3 8 ) に代入されると、以下の式 ( 4 0 ) が得られる。

$$\tan\left(\frac{\theta_{i+1}}{2}\right) + \frac{N_{i+1} - T_i \sin\left(\frac{\theta_i}{2}\right)}{\mu N_{i+1} - T_i \cos\left(\frac{\theta_i}{2}\right)} = 0 \quad (40)$$

更に、反動力  $F x_{i+1}$  及び  $F y_{i+1}$  及び  $f_{i+1}$  を消去するために、式 ( 3 9 ) 及び ( 3 3 ) を式 ( 3 6 ) に代入すると、以下の式 ( 4 1 ) が得られる。

$$N_{i+1} = \frac{k}{1 - \mu d} \theta_{i+1} - \frac{2lFy_i + k\theta_i}{1 - \mu d} \quad (41)$$

【 0 1 4 5 】

法線力  $N_{i+1}$  を消去するために、式 ( 4 1 ) を式 ( 4 0 ) に代入すると、未知数として角度  $\theta_{i+1}$  のみを含む式 ( 4 2 ) を導き出すことができる。

$$\tan\left(\frac{\theta_{i+1}}{2}\right) + \frac{(k\theta_{i+1} - 2lFy_i - k\theta_i) - (1 - \mu d)T_i \sin\left(\frac{\theta_i}{2}\right)}{\mu(k\theta_{i+1} - 2lFy_i - k\theta_i) - (1 - \mu d)T_i \cos\left(\frac{\theta_i}{2}\right)} = 0 \quad (42)$$

【 0 1 4 6 】

しかし、式 ( 4 2 ) は、パラメータとして未知数  $\theta_{i+1}$  を有するタンジェントを含むので解析解は容易ではない。従って、本実施形態ではニュートンの方法を使用する反復計算により、角度  $\theta_{i+1}$  に関して数値解が取得される。m 回目の反復計算における角度  $\theta_{i+1}$  を  $\theta_{i+1}^m$  と表すと、m 回目の計算の結果は式 ( 4 3 ) として記述される。

$$\theta_{i+1}^{m+1} = \theta_{i+1}^m - \frac{H(\theta_{i+1}^m)}{H'(\theta_{i+1}^m)} \quad (43)$$

式 ( 4 3 ) の関数  $H(\theta_{i+1})$  は式 ( 4 2 ) の左側である。関数  $H'(\theta_{i+1})$  は関数  $H(\theta_{i+1})$  の角度  $\theta_{i+1}$  の導関数であり、式 ( 4 4 ) に記述される。

$$H'(\theta_{i+1}) = \frac{1}{2 \cos^2\left(\frac{\theta_{i+1}}{2}\right)} + \frac{k(1 - \mu d)T_i \left\{ \mu \sin\left(\frac{\theta_i}{2}\right) - \cos\left(\frac{\theta_i}{2}\right) \right\}}{\left\{ \mu(k\theta_{i+1} - 2lFy_i - k\theta_i) - (1 - \mu d)T_i \cos\left(\frac{\theta_i}{2}\right) \right\}^2} \quad (44)$$

【 0 1 4 7 】

次に、関数  $H(\theta_{i+1})$  が十分に小さな正の数  $\epsilon_H$  以下になるまで式 ( 4 2 ) ~ ( 4 4 ) を使用して、角度  $\theta_{i+1}$  は更新される。尚、本実施形態において反復計算のための初期値  $\theta_{i+1}^1$  は区画  $i$  の角度  $\theta_i$  に設定される。その理由は各区画の角度  $\theta_i$  は基部から先端部まで徐々に変化するので、初期値として隣接する区画の角度  $\theta_i$  を使用することにより、収束に必要な反復計算の回数を減少できるからである。

【 0 1 4 8 】

法線力  $N_{i+1}$  を計算するために収束後の角度  $\theta_{i+1}$  は式 ( 4 1 ) に代入され、摩擦力  $f_{i+1}$  を取得するために法線力  $N_{i+1}$  は式 ( 3 9 ) に代入される。引張り力  $T_{i+1}$

10

20

30

40

50

$\theta_1$  を取得するために角度  $\theta_{i+1}$  及び法線力  $N_{i+1}$  は式 (37) に代入される。リンク反動力  $F_{x_{i+1}}$  及び  $F_{y_{i+1}}$  を計算するために角度  $\theta_{i+1}$ 、法線力  $N_{i+1}$  及び引張り力  $T_{i+1}$  は、式 (32) 及び (33) に代入される。

【0149】

次に、 $i = 0$  の場合の区画 0 に関する平衡方程式及び数値解を計算するための方法を説明する。まず、本実施形態において区画 0 は剛性の本体であると想定されるので、角度  $\theta_0$  は 0 である。

$$\theta_0 = 0 \quad (45)$$

【0150】

従って、区画 0 の基端部では腱 2 は図 22 (c) に示されるように区画 0 と平行であるので、基部における引張り力

$\tau_1^k$

は区画 0 の長手方向に作用する。また、区画 0 を含む本体 1 全体を剛性本体システムであると想定すると、システムに作用する唯一の外部力は引張り力

$\tau_1^k$

と区画 0 に作用する反動力  $F_{x_0}$  及び  $F_{y_0}$  である。外部力及びモーメントからの力の合計は力とモーメントが平衡状態にある場合には 0 であるので、反動力  $F_{x_0}$  及び  $F_{y_0}$  及びモーメント  $M_0$  は式 (46) ~ (48) に記述される。

$$F_{x_0} = \tau_1^k \quad (46)$$

$$F_{y_0} = 0 \quad (47)$$

$$M_0 = \tau_1^k d \quad (48)$$

【0151】

式 (45) ~ (48) を式 (32)、(33) 及び (36) ~ (38) に代入すると、区画 0 に関して平衡方程式 (49) ~ (53) が得られる。

$$T_1 \sin\left(\frac{\theta_1}{2}\right) - N_1 = 0 \quad (49)$$

$$T_1 \cos\left(\frac{\theta_1}{2}\right) - \tau_1^k + f_1 = 0 \quad (50)$$

$$-F_{x_1} \cos(\theta_1) + F_{y_1} \sin(\theta_1) + \tau_1^k - f_1 = 0 \quad (51)$$

$$-F_{x_1} \sin(\theta_1) - F_{y_1} \cos(\theta_1) + N_1 = 0 \quad (52)$$

$$-\tau_1^k d + k\theta_1 + df_1 + lN_1 - 2l\{F_{x_1} \sin(\theta_1) + F_{y_1} \cos(\theta_1)\} = 0 \quad (53)$$

【0152】

同次方程式 (39) 及び (49) ~ (53) は引張り力

$\tau_1^k$

を既知の値として

$i \geq 1$

の場合と同じ方法により解かれ、その結果未知数  $T_1$ 、 $F_{x_1}$  及び  $F_{y_1}$  が取得さ

10

20

30

40

50

れる。まず、式(49)が式(50)により除算され、式(39)を使用して摩擦力  $f_1$  が消去されると以下の式(54)が得られる。

$$\tan\left(\frac{\theta_1}{2}\right) + \frac{N_1}{\mu N_1 - \tau_1^k} = 0 \quad (54)$$

【0153】

また、リンク反動力  $F_{x1}$  及び  $F_{y1}$  並びに摩擦力  $f_1$  を消去するために、式(39)及び(52)を式(53)に代入すると以下の式(55)が得られる。

$$N_1 = \frac{k\theta_1 - \tau_1^k d}{1 - \mu d} \quad (55)$$

10

【0154】

更に、法線力  $N_i$  を消去するために、式(55)を式(54)に代入すると、未知数として角度  $\theta_1$  のみを含む式(56)を導き出すことができる。

$$\tan\left(\frac{\theta_1}{2}\right) + \frac{k\theta_1 - \tau_1^k d}{\mu k\theta_1 - \tau_1^k l} = 0 \quad (56)$$

【0155】

しかし、式(43)の場合と同一の理由により式(56)の解析解は容易ではない。従って、ニュートンの方法を使用して式(56)から数値解が取得される。m回目の反復計算における角度  $\theta_1$  を  $\theta_1^m$  と記述すると、m回目の計算の結果は、式(57)として記述される。

20

$$\theta_1^{m+1} = \theta_1^m - \frac{G(\theta_1^m)}{G'(\theta_1^m)} \quad (57)$$

関数  $G(\theta_1)$  は式(56)の左側である。関数  $G'(\theta_1)$  は関数  $G(\theta_1)$  の角度  $\theta_1$  の導関数であり、式(58)に記述される。

$$G'(\theta_1) = \frac{1}{2\cos^2\left(\frac{\theta_1}{2}\right)} + \frac{(\mu d - l)k\tau_1^k}{\{\mu k\theta_1 - \tau_1^k l\}^2} \quad (58)$$

30

尚、式(57)における反復計算のための初期値  $\theta_{i+1}^1$  は、本実施形態においては初期値生成ユニット11の出力

$\hat{\theta}_1^k$

である。

【0156】

収束後の角度  $\theta_{i+1}$  を式(39)及び(49)~(53)に代入すると、

$i \geq 1$

の場合と同様に未知数  $T_1$ 、 $F_{x1}$  及び  $F_{y1}$  が取得される。

40

【0157】

図23(a)及び図23(b)は計算ユニット91及び92のブロック図である。図23(a)の計算ユニット911は式(56)を使用して関数  $G(\theta_1)$  を計算し、検査ユニット912は関数  $G(\theta_1)$  が閾値  $G$  より大きい場合に角度  $\theta_1$  を出力するためにスイッチ913へコマンドを出力する。計算ユニット914は角度  $\theta_1$  を使用して未知数  $T_1$ 、 $F_{x1}$  及び  $F_{y1}$  を計算する。図23(b)に示される計算ユニット921、検査ユニット922、スイッチ923及び計算ユニット924は、計算ユニット91の計算ユニット911、検査ユニット912、スイッチ913及び計算ユニット914にそれぞれ対応し、同一の計算処理を実行する。

【0158】

50

[ 第 3 実施形態による数値の計算 ]

本章は、先の章で示された順運動マッピングユニット 9 を使用する数値の計算の一例を示す。本実施形態において区画の長さ  $l$  は  $0.5 \text{ mm}$  に設定され、区画の数  $n$  は  $30$  であり、モーメントアーム  $d$  は  $0.7 \text{ mm}$  であり、摩擦係数  $\mu$  は  $0.33$  であり、剛性  $k$  は  $0.2 \text{ Nmm/rad}$  である。

【 0 1 5 9 】

図 2 4 ( a ) 及び図 2 4 ( b ) は基端部における引張り力

$\tau_1^k$

が  $0.4 \text{ N}$  に設定された場合の区画ごとの引張り力  $T_i$  及び角度  $\theta_i$  をそれぞれ示す。図 2 4 において、星印、円及び三角形は、本実施形態の方法による応答、第 1 の実施形態による応答及び摩擦が考慮されない関連技術による応答をそれぞれ表す。これは以後の図面においても同様である。図 2 4 ( a ) から本実施形態及び第 1 の実施形態では、区画が先端に近接するにつれて引張り力  $T_i$  は小さくなるのがわかる。これに対し、関連技術においては引張り力  $T_i$  はすべての区画で同一である。これは本実施形態及び第 1 の実施形態が腱 2 と区画との間の摩擦による引張り力  $T_i$  の損失を考慮に入れているからである。本実施形態による方法における引張り力は、すべての区画で第 1 の実施形態による引張り力より小さい。これは基端部の引張り力

$\tau_1^k$

から区画 1 の引張り力  $T_1$  を計算する場合に、本実施形態が摩擦力による引張り力の損失を考慮に入れているからである。

【 0 1 6 0 】

図 2 4 ( b ) から、関連技術においてはすべての区画に関して角度  $\theta_i$  は同一であるが、本実施形態及び第 1 の実施形態では、区画が先端に近いほど角度  $\theta_i$  は小さくなるのがわかる。これは関連技術では引張り力  $T_i$  は同一であるが、本実施形態及び第 1 の実施形態では、区画が先端に近いほど引張り力が弱くなるからである。また、本実施形態による角度  $\theta_i$  は区画 1 ~ 20 に関して第 1 の実施形態の角度  $\theta_i$  より大きいことがわかる。これは段落 [ 0 0 1 2 8 ] で説明したように、本実施形態の方法が法線力によるモーメントを考慮に入れているからである。これに対し、区画 1 ~ 20 に関して角度は本実施形態及び第 1 の実施形態で十分に一致している。その理由は式 ( 2 ) 及び ( 3 7 ) に示されるように法線力  $N_i$  は角度  $\theta_i$  に比例するので、法線力によるモーメントの影響は、角度  $\theta_i$  が小さい先端に向かう区画では相対的に小さくなることである。

【 0 1 6 1 】

図 2 5 ( a )、図 2 5 ( b ) 及び図 2 5 ( c ) は、基部における引張り力

$\tau_1^k$

が  $0.1 \text{ N}$ 、 $0.2 \text{ N}$  及び  $0.4 \text{ N}$  に設定された場合の各区画の先端位置を示す。尚、図 2 5 において原点は基端部であり、それらの図面における垂直方向は区画 0 の長手方向である。図 2 5 ( a )、図 2 5 ( b ) 及び図 2 5 ( c ) から、本実施形態と第 1 の実施形態との間の姿勢の相違は引張り力

$\tau_1^k$

が  $0.1 \text{ N}$  である場合は小さいが、引張り力が  $0.2 \text{ N}$  及び  $0.4 \text{ N}$  へ増加するにつれて姿勢の相違は大きくなるのがわかる。これは先に説明したように、角度  $\theta_i$  が大きいほど法線力  $N_i$  によるモーメントが大きくなるからである。従って、角度  $\theta_i$  が大きい場合に高い精度で本体 1 の姿勢を評価するためには、本実施形態による方法が使用されなければならない。これに対し図 2 5 ( a ) からわかるように、引張り力

$\tau_1^k$

10

20

30

40

50

が 0.1 である場合、関連技術の姿勢と本実施形態及び第 1 の実施形態の姿勢との相違は著しく大きい、本実施形態の姿勢と第 1 の実施形態の姿勢との相違は小さい。従って、角度  $\theta_i$  が小さい場合には第 1 の実施形態による方法が使用されてもよい。

【0162】

< 第 4 実施形態 >

第 3 実施形態による姿勢推定方法によって、角度  $\theta_i$  が大きい場合でも第 1 の実施形態と比較して高い精度で姿勢を推定できる。しかし、角度  $\theta_i$  は式 (49) 及び (54) に示されるような反復計算により計算されるので、区画の数が多くなれば計算時間は長くなる。また、角度  $\theta_i$  が小さい場合に図 25 (a) からわかるように、第 1 の実施形態及び第 3 の実施形態による方法により計算される姿勢の相違は小さい。本実施形態によれば、

目標角度

$\theta_n^k$   
が閾値  $\theta_s$  以上である場合により精密である第 3 の実施形態による方法が使用され、目標角度

$\theta_n^k$

が閾値  $\theta_s$  未満である場合には計算の数が少ない第 1 の実施形態による方法が使用される。これにより計算負荷を軽減できる。

【0163】

図 26 は本実施形態による制御装置を示すブロック図である。この制御装置は検査ユニット 40 が含まれるという点で第 1 の実施形態の制御装置と異なる。検査ユニット 40 は

目標角度

$\theta_n^k$   
が閾値  $\theta_s$  未満である場合に第 1 の実施形態による方法を使用して角度推定値

$\hat{\theta}_n^k$

を計算し、目標角度

$\theta_n^k$

が閾値  $\theta_s$  以上である場合には第 3 の実施形態による方法を使用して角度推定値

$\hat{\theta}_n^k$

を計算することを順運動マッピングユニット 9 に命令する。

【0164】

[ 摩擦の修正 ]

先に説明した実施形態において、摩擦は一定であると想定される。しかし、摩擦は一定ではなく、装置の動作時間、摩耗、嵌め合い、表面酸化、環境、湿度及び温度などの種々の環境条件に従って変化する場合がある。従って、いくつかの実施形態において本明細書において説明される式は、摩擦係数の最前の値及び / 又は現在の値を使用して解かれる。先端における角度方向と、その角度方向を発生させるために腱が引っ張られた長さとの関係を理解することにより摩擦係数を判定できる。

【0165】

驚くべきことに、腱駆動装置において 1 本以上の腱 (例えば、分割型装置において) により制御される部分の中の先端の方向又は最上部セルの方向は、腱が引っ張られた長さによって左右され、装置の中央部分の姿勢による影響を受けない。従って、装置が  $\theta_{tip}$  角度を提供するために 1 つの曲線を有するか又は先端の角度が  $\theta_{tip}$  である「S 字」形状にあるかに関わらず、先端先端角度  $\theta_{tip}$  を有する装置は同じ引張り腱長さ  $L_x$  を有する。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 6 6 】

これらの実施形態を説明するために、先端の方向を計算するための平行曲線特性が提供され使用される。平行曲線特性は ( i ) 2 本の平行な腱の各々が同一の端部方向及び先端方向を有する場合の端部方向と先端方向との間の角度差と、 ( i i ) 第 1 の湾曲端位置と第 2 の湾曲線端位置との間の差との関係を記述する。

## 【 0 1 6 7 】

例えば 2 本の腱を有する装置において、装置の第 1 の位置に配置された一方の腱が長さ L で引っ張られる場合、第 2 の位置に配置された腱は装置の先端 ( 又は腱により制御される区画の中の最上位セル ) の方向が  $\theta_1$  であるように装置で曲線を実現するために同じ長さ L だけ逆方向に引っ張られる。従って 2 本の腱の差は 2 L である。すべての部分におけるすべての最上位セルの方向 ( 第 1 の位置にある腱の場所 ) は、腱を引張っている各々の量 ( L ) により判定される。本実施形態では各腱は各最上位セルに接続される。これは装置の中央部分の姿勢によりまったく影響を受けない。本実施形態では腱は装置の軸と平行に走り、ストリングの延伸を無視できると想定する。先に説明したプロセスは複数の部分及び / 又は長さが異なる部分を有する装置にも同様に適用可能である。

10

## 【 0 1 6 8 】

このことは腱の曲げ角度と引張り量との関係に関して物理的解釈を提供する式 ( 4 4 ) で先に説明したように説明でき、この場合腱の引張り量は腱が終端する先端におけるモーメントアーム及び曲げ角度のみの関数として説明される。

20

## 【 0 1 6 9 】

第 1 の例示的な計算では、ワイヤは 1 本のみ存在し、腱に張力 T が加えられ、摩擦係数は  $\mu_1$  である場合に先端の方向は以下の式 ( 4 5 ) によって計算できる。

$$\theta_1 = \text{FKM}(T, \mu_1) \quad (59)$$

式中、FKM は先に説明したような順運動マッピングである。本実施形態において、現在の摩擦係数  $\mu$  は次のように定義される。

$$\mu = \mu_1 + \delta\mu \quad (60)$$

## 【 0 1 7 0 】

次に、張力が T であると想定して先端の方向を以下のように計算できる。

30

$$\theta_2 = \text{FKM}(T, \mu_1 + \delta\mu) \quad (61)$$

## 【 0 1 7 1 】

腱モーメントアームが d であるときの先端の方向は、腱引張り変位が  $\lambda$  である場合の平行曲線特性に基づいて以下の通り計算される。

$$\theta = \lambda/d \quad (62)$$

## 【 0 1 7 2 】

この計算は式 ( 3 0 ) に基づく。先に説明したように、この等価性は装置の内部方向とは無関係である。この情報から式

40

$$\mu = \mu_1 + \delta\mu * (\theta - \theta_1) / (\theta_2 - \theta_1) \quad (63)$$

を使用して最前の又は現在の摩擦係数を推定できる。

## 【 0 1 7 3 】

いくつかの実施形態において式 ( 6 3 ) は有効である。他の実施形態では、摩擦係数は式を適宜適応させて、3 つ以上のポイント (  $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \dots$  ) を有する曲線として計算されてもよい。それらの実施形態では、図 2 8 に示されるグラフが基準として使用されてもよい。

## 【 0 1 7 4 】

装置に外部負荷が加えられていない環境で装置を曲げることができる。装置の重心 ( 図

50

7 ( b ) の 7 を参照 ) と腱との間の距離は、図 7 ( b ) の距離  $d_1$ 、 $d_2$ 、 $d_3$  及び  $d_4$  により記述される。復元要素の曲げ剛性又は曲げこわさを知ること重要であるといえる。このことは図 1 ( c )、33 に  $K$  として示される。装置の復元要素の長さは  $L$  である。

【 0 1 7 5 】

別の実施形態において、2本の拮抗するワイヤが存在する場合の摩擦係数を判定するための計算が提供される。第1の腱に加えらる張力は  $T_1$  であり、第2の腱に加えらる張力は  $T_2$  である。摩擦係数は  $\mu_1$  であり、先端の方向は以下の式によって計算できる。

$$\theta_1 = \text{FKM}(T_1, T_2, \mu_1) \quad (64)$$

10

式中、FKMは先に説明したような順運動マッピングである。本実施形態において、現在の摩擦係数  $\mu$  は以下のように記述される。

$$\mu = \mu_1 + \delta\mu \quad (65)$$

【 0 1 7 6 】

次に、腱の張力が  $T_1$  及び  $T_2$  であると想定して、先端の方向を以下のように計算できる。

$$\theta_2 = \text{FKM}(T_1, T_2, \mu_1 + \delta\mu) \quad (66)$$

【 0 1 7 7 】

腱が延伸されていないと想定した場合の先端の方向は、平行曲線特性に基づいて以下のように計算される。

$$\theta = \lambda_1/d_1 (= \lambda_2/d_2) \quad (67)$$

20

特に、2本の腱はZ軸から座標系の対向する側に位置しているので、モーメントアーム  $d_1$  及び  $d_2$  は逆の符号を有する値である。また、 $\lambda_1$  及び  $\lambda_2$  も、逆の符号を有する値である。2本の拮抗する腱を含む実施形態では、一方の腱は例えば  $|\lambda_1|$  だけ引張られ、第2の腱は逆方向に  $|\lambda_2|$  だけ引張られるので、長さの全体的な差は  $|\lambda_1| + |\lambda_2|$  となる。この情報から以下の式を使用して最前の又は現在の摩擦係数を推定できる。

$$\mu = \mu_1 + \delta\mu * (\theta - \theta_1) / (\theta_2 - \theta_1) \quad (68)$$

30

【 0 1 7 8 】

更に別の実施形態において、1本の腱が具現化され腱の延伸の影響が考慮される。従来の実施形態では、腱は延伸することなく動く想定されていた。しかし、動作中の腱の延伸又は伸びが起こりうることはわかっている。以下に示されるように腱の延伸を調整することが可能である。更に、他の実施形態、例えば各々が延伸する複数の腱を有する実施形態にも方法を適用可能である。

【 0 1 7 9 】

本実施形態において、装置は  $n$  個のセルを有するものとして定義され、張力  $T$  が加えられ、腱は弾性係数  $E$  を有する。従って、摩擦係数  $\mu_1$  を想定すると現在の摩擦係数  $\mu$  が式 (60) により記述される先の実施形態と同様に、式 (59) によって先端の方向を計算できる。同様に、 $\theta_2$  を計算するために式 (61) が使用される。

40

【 0 1 8 0 】

次に、ワイヤの延伸が次のように計算される。

$$dL_i = \frac{T_i L}{E n} \cos\left(\frac{\theta_i}{2}\right) \quad (69)$$

式中、 $dL$  は次のように定義される。

$$dL = \sum dL_i \quad (70)$$

【 0 1 8 1 】

先端の方向は、

$$\theta = \frac{(-dL)}{d} \quad (71)$$

である。この式は腱の引張り変位が式(69)及び(70)に従って計算される場合に平行曲線特性に基づいて計算される。この情報から式(63)を使用して最前の又は現在の摩擦係数を推定できる。

10

【 0 1 8 2 】

いくつかの実施形態において、角度を直接検出するために角度センサが使用されると考えられる。この角度センサは装置の先端に又はその近傍に配置できる。従って、腱変位を使用することにより式(62)の代わりにセンサから先端の方向が直接取得される。計算手順は式(62)を除いて先に説明したのと同様である。これらの実施形態で使用されてもよい角度センサの限定的ではない例は、角度センサの例は、ロボットの先端にコイルが設けられる外部磁界、ロボットの先端にホール効果素子が設けられる外部磁界、先端に磁気抵抗要素が設けられる外部磁界及びジャイロセンサなどの角速度検出器である。

20

【 0 1 8 3 】

いくつかの実施形態において、位置を直接検出する位置センサが先端に装備されていると考えられる。そのような実施形態の場合、摩擦係数が想定され、張力Tが加えられた場合にFKMによって先端位置が計算される。先に計算された $\mu_1$ 及び $\mu_2$ の代わりに以下の式に従ってP1及びP2が計算される。

$$P1 = FKM(T, \mu_1) \quad (72)$$

$$P2 = FKM(T, \mu_1 + \delta\mu) \quad (73)$$

式中、Pは位置センサにより取得された先端位置である。位置センサの非限定的な例はAurora位置センサなどの磁気位置センサ及び画像解析である。

30

【 0 1 8 4 】

図27に示されるように、垂直軸及び水平軸(X及びY)に沿った接続ロボットの位置が示される。Tが0.19Nである場合、グラフは摩擦係数が $m = 0$ から $m = 1.0$ まで変化したときの位置と摩擦係数との線形関係を示す。P:位置センサにより検出された先端位置。P1は $m$ が $\mu_1$ であると想定された場合の先端位置であり、P2は $m$ が $\mu_2$ であると想定された場合の先端位置である。

【 0 1 8 5 】

いくつかの実施形態において、P1、P2及びPは同一の線上にあり、Pは比例により計算可能である。他の実施形態では、PはP1及びP2により形成される線上の感知位置に最も近い位置を発見することにより計算できる。これはまず点P1及びP2を通る線を作成することにより実行可能である。次に、この線上でP3が計算され、P3は点Pに最も近い点である。そこで更新された $\mu$ を以下のように計算できる。

40

$$\mu = \mu_1 + \delta\mu^*(x_3 - x_1)/(x_2 - x_1) \quad (\text{or } \mu = \mu_1 + \delta\mu^*(z_3 - z_1)/(z_2 - z_1)) \quad (74)$$

式中、 $x_1$ 、 $x_2$ 及び $x_3$ は点P1、P2及びP3のx位置である。また、 $z_1$ 、 $z_2$ 及び $z_3$ は点P1、P2及びP3のz位置である。

【 0 1 8 6 】

従って、いくつかの実施形態はセンサによって $\mu$ の推定を提供する。内部特性、例えば腱の初期長さ又は初期弾性及び腱のモーメントアームに対してシステムが頑健になりうるので、そのような実施形態は特に効果的である。

50

## 【 0 1 8 7 】

いくつかの実施形態はロボットに付加的なセンサを統合することなく、腱変位によって  $\mu$  の推定を提供する。センサのためのスペースを必要とし、構造が複雑になる可能性があるロボットと比較してロボットを更に小型化できるので、このような実施形態は特に効果的である。また、医療に適用する場合、付加的なセンサを設けないことなどは滅菌を実施する上で好ましい。更に、この特徴はセンサによる剛性又は重量などの機械的特性への悪影響を回避する。

## 【 0 1 8 8 】

本明細書において説明されるロボットはクランプ、グラスパ、はさみ、ステーブラ、ニードルホルダ及び検査中又は外科手術中に人体部分（器官又は組織）を操作するために使用可能な他の同様の処置具などの付加的な外科用処置具を含んでもよい。このロボットは、例えば装置の位置、姿勢又は他の向きを判定するのを補助するための付加的なセンサ又は他の測定装置を更に含んでもよい。

10

## 【 0 1 8 9 】

使用中に分割型接続ロボットは、患者の体内の所定の場所まで移動される間に連続して操作されてもよい。従って、各区画が患者の体内に入るにつれて、ロボットの先端部の所望の角変位並びに患者の体内へ侵入するロボットの区画の角変位を発生させるために腱ワイヤに更に大きな張力が追加されるか又は腱ワイヤから張力が取り除かれる。

## 【 0 1 9 0 】

従って、本明細書において説明される装置は、装置が患者の体内で移動される間に先端部の角変位並びに種々の区画の各々の角変位の双方を判定するための制御精度を改善できる装置を提供する。これにより危険のある人体構造との衝突のリスクを低減でき、また本明細書において説明されるような装置を使用する外科手術手順の侵襲性を低減できる。

20

## 【 0 1 9 1 】

## [ 実施例 1 ]

ランプパラメータモデルを検証するために、図 10 ( a ) 及び図 10 ( b ) に示される腱駆動装置の試作品を開発した。本実施例は基端本体部分 1 A 及び先端本体部分 1 B を有する（図 10 ( a ) を参照）。図 10 に示される試作品に関する仕様は以下に示される通りである。

30

基端本体セグメント及び先端本体セグメントの外径:	14.6mm
本体セグメントの長さ(基端本体の長さ+先端本体の長さ):	208mm
区画の長さ:	6.95mm
区画の数:	30(基端本体セグメントが15、先端本体セグメントが15)
区画の曲げ剛性:	$2.7 \times 10^{-2} \text{m/rad}$
腱のモーメントアーム:	5.5mm

## 【 0 1 9 2 】

図 8 ( c ) は本実施例の物理的構造とランプパラメータモデルとの対応関係を示す。試作品は個別に傾斜させることができ、ランプパラメータモデルにおける区画に対応するノードリングを備える物理的構造を有する。ABS ポリマーから製造されたヒンジ付きワイヤガイドは本体セグメントに復元要素としてコイルばねと共に積み重ねられた。

40

## 【 0 1 9 3 】

試作品に 2 本の腱が組み込まれた（図 11）。腱変位制御が実行された。制御信号としての入力ワイヤ引張り  $L_{\text{prox L}}$ 、 $L_{\text{dist R}}$  は 5.4 mm、17.4 mm であり、負の値はワイヤ送り出し量である。

## 【 0 1 9 4 】

図 12 は試作品の検証の結果を示す。図 12 は各区画の平均位置を示す。図中のエラー

50

バーは15回の測定の間95% t検定信頼区間を表す。黒丸は摩擦係数 $\mu = 0.33$ であるときの図8に示される制御ユニット8におけるランプパラメータモデルによる測定値を表し、白丸は予測値を表す。更に、摩擦力を考慮しない以前の予測値も同じ図に示される(三角形により表される)。

【0195】

図12でわかるように、各区画の平均位置で予測されたランプパラメータモデルは、摩擦を考慮に入れない予測と比較して改善された結果をもたらす。

【0196】

[実施例2]

図13は接続ロボットの試作品の構造を示す。この試作品は本発明の教示に基づいて開発された。試作品は3.4mmの外径(O.D.)、120mmの長さを有し、各々が1つの自由度を有する2つの部分から構成される。ロボットは撮像装置のための直径1.4mmの処置具案内路を有する。それぞれ3本の腱ワイヤから成る2つの群がワイヤガイドを通して互いに対向して走っている。腱ワイヤの2つの群(図13Bの腱ワイヤ3及び4)はロボットの基端末端部で始まり、ロボットの中央部で終端する。その他の腱ワイヤ(腱ワイヤ1及び3)はロボットの基端末端部で始まり、先端末端部で終端する。腱ワイヤはロボットの重心から1.4mm離間している。ワイヤガイドはポリエーテルエーテルケトン(PEEK)から製造される。バックボーンは超弾性TiNiアレイ(ニチノール)からレーザー切断によってモノリシックに製造される。ワイヤガイドのヒンジは付加的な位置合わせ過程なしでワイヤガイドを積み重ねることにより、バックボーンのばねと位置合わせされる。

【0197】

線形ばねシステム及び湾曲の単位である各セルは2mmの長さを有し、製造後の測定で $8.0 \times 10^{-3} \text{ Nm/rad}$ の曲げ剛性を有する。

【0198】

[実施例3]

ロボットが目標軌道を追跡する能力を評価するために二度にわたり研究を実施した。第1の一連の実験では試作品におけるFKMの正確さを検証するために、曲げ部分が1つであるロボットの姿勢を腱入力によって実験的に測定した。モデルにおける張力と摩擦力との方向の組み合わせを評価するために、曲げ伸ばしすることにより到達した姿勢を観測した。第2回の一連の実験では先端位置の正確さ及び計画された軌道からの方向を測定した。この検証のために、直動関節としてスライド段を有する二分割型接続ロボットを開発した。IKFを使用することにより、試作品に関して直線軌道を追跡するためのコマンドを生成した。指令されたポイントごとに先端位置及び方向を観測した。この観測に続いて、計画上の先端位置からの観測先端位置の偏差を判定した。この腱伝搬モデルによる位置制御の正確さの改善を検証するために、この偏差を従来の区分的定曲率近似を伴うコマンドにより観測された偏差と比較した。

【0199】

図13の接続ロボットの試作品に関して腱伝搬モデルを検証するために、張力入力による1つの曲げ部分の姿勢を測定した。図18はこの検証のための実験装置を示す。接続ロボットの1つの曲げ部分を、その曲げ平面が水平に整列するように配置した。バックボーンの異方性曲げ剛性が大きいため、先端をドレーピングすることなくロボットは自立した。この実験設定では先端ドレーピングは小さかった。実験の複雑さを最小限に抑えるために、ロボットは一方の側に組み込まれた1本の腱を有する(図14のロボットの重心から+x方向)。しかし、本明細書において定義されるような過程に続いて、更に多くの腱を有するロボットを使用することも可能である。

【0200】

ロボットを動作させるために腱で張力制御を実行した。ロボットから出ている腱は、図18のイドラプリーを介して牽引装置で終端する。牽引装置はスライド段に取り付けられ、作動中の腱の張力を測定するために負荷セルにより引張られる。ロボットの上方に配

10

20

30

40

50

置された顕微鏡によりロボットの姿勢を観測した。マイクロプロセッサは、ビューの位置を記録するためのデジタル化位置段を有する。この位置段を使用することにより、ヒンジの特徴に基づいてすべてのセルの先端位置を記録した。

#### 【0201】

本実施形態に関して設定した独立変数は、ロボットに関する腱の張力及び曲げ方向である。張力はこの部分の最大曲げ角度に関して0.39及びこの最大張力の2分の1の値(0.18N)に設定される。曲げ方向は腱伝搬モデルにおける張力と摩擦力との方向の組み合わせを検証するために同じ張力値(0.18N)による曲げ伸ばしの方向に設定される。各曲げ方向で張力ごとに姿勢測定を3回実施した。姿勢データをFKMによる予測値と比較した。

10

#### 【0202】

提案されたFKMと従来のPCCAとの間の予測精度に重大な相違があったか否かを判定するために、3つの先端高さに関してこれら2つの予測の先端間誤差(以下、残差距離と呼ばれる)の対応t検定を実行した。P<0.01の時、相違は重大になると考えた。

#### 【0203】

##### [実施例4]

ロボットが目標先端方向を保持しつつ計画上の軌道を追跡するか否かを検証するために、指令軌道における先端位置及び方向の追跡を実施した。このことは図20に示される。この検証のために、直動関節としてスライド段を有する二分割型接続ロボットの試作品を開発した(図19)。スライド段(ZLW-1040、Iigus)は、最大行程が200mmの1つのサーボモータ(DynamiXel MX64、Robotics)により駆動される。このスライド段に取り付けられた接続ロボットは、図13(A)及び図13(B)に示される2つの曲げ部分に関して6本の腱を引張るためのアクチュエータユニットを有する。アクチュエータユニットは2つのサーボモータにより駆動される腱牽引装置を有する(図19B)。それらの腱牽引装置は2つの曲げ部分で2対の拮抗する腱を構成する。先端部分に関して、腱1及び2は、図19Bに示される1対の牽引装置により作動される。これに対し、他方の対の牽引装置は腱1及び2が牽引装置を貫通している間に腱3及び4を作動する。部分ごとの対の牽引装置は、モータの回転により送り出し動作及び引張り動作を発生するためにサーボモータのうち1つにより作動される専用鋼ベルトに装着される。

20

30

#### 【0204】

試作品の先端位置及び方向を測定するために、曲げ平面の上からデジタルカメラ(EOS X6i、EF-S18-135 IS STM、Canon Inc.)によるデジタルスチル写真を撮影した。写真からセルごとのワイヤガイドの中心における特徴の画素位置を抽出した。物理的計量目盛によって位置を判定するために、既知のグラフ格子の画素長さに基づいてそれらの画素位置データを尺度データに変換した。

#### 【0205】

設定した独立変数は目標先端角度及び直線軌道の長さである。目標角度は順方向観測の場合に0°に設定され、角度付き観測の場合には75°に設定される。

#### 【0206】

40

##### [実施例5]

##### [関節運動実験の実験計画]

順運動マッピングモデルを拡張することで、湾曲形状から伸長するときの姿勢の予測の正確さが改善されるか否かを判定するために、腱駆動接続ロボットを初期直線状姿勢と最大曲げ姿勢との間で繰り返し運動させながら、円弧状姿勢と伸長姿勢との間で同一の入力張力におけるロボットの姿勢を観測した。この実験では円弧状姿勢と伸長姿勢とを直接比較でき、円弧状姿勢と比較して伸長姿勢に関して予測精度の改善が判定された。単一腱ロボット及び複数の腱又は拮抗する腱を有するロボットの双方のレイアウトを解析した。

#### 【0207】

図18の実験装置によって腱に負荷を与えながらロボットの姿勢を観測した。実験は口

50

ボットの1つの曲げ部分で2つの異なる腱レイアウトにより編成された。第1のレイアウトは単一腱レイアウトである。このレイアウトでは単一の腱が1.40のモーメントアームを有するロボットアームの1つの部分に組み込まれた。単一腱レイアウトでは最も単純な腱レイアウトによる拡張FKMの評価が得られた。第2のレイアウトは腱の拮抗対であった。このレイアウトでは腱は、1.40mmの同じモーメントアームで両側に設置された。このレイアウトでは腱の間の幾何学的配置及びロボットの曲げ方向により判定される腱の摩擦力の方向を管理する腱伝搬モデルでモーメントアームの符号関数を評価した。

#### 【0208】

双方の腱レイアウトで、ロボットの初期姿勢はほぼまっすぐな形状に設定された。まっすぐな姿勢にある腱は摩擦力を受けないので、まっすぐな姿勢はヒステリシスなしの同一の初期条件を提供する。本実施例において、まっすぐな姿勢は単一腱レイアウトの場合には腱において0.00Nによって得られ、拮抗腱レイアウトの場合にはロボットの重心から-x及び+xの方向に組み込まれた腱に対してそれぞれ0.12Nの(0.12, 0.12)Nによって得られた。

10

#### 【0209】

ロボットの関節運動範囲にわたり拡張FKMを評価するために、複数の入力張力によって姿勢を測定した。入力張力は単一腱の場合は0.10Nの間隔で0.10N~0.40Nまで設定され、拮抗腱の場合は(0.12, 0.24)N及び(0.12, 0.48N)に設定された。まっすぐな姿勢を設定した後、腱の張力をそれらの値まで連続的に増加させた。それらの張力増加を伴う姿勢を円弧状姿勢として測定した。円弧状姿勢に関する測定の完了後、最大曲げ姿勢として単一腱レイアウトの場合には入力張力を0.55Nまで増加させ、拮抗腱レイアウトの場合には(0.12, 0.65)Nまで増加させた。この姿勢は関節運動実験の中間点であり、その後には伸長姿勢の測定を実施した。単一腱レイアウトの場合には0.10Nの間隔で入力張力を0.40Nから0.10Nまで減少させ、拮抗腱レイアウトの場合には(0.12, 0.48)Nから(0.12, 0.24)Nまで減少させた。このように張力を減少させながら伸長姿勢として姿勢を測定した。

20

#### 【0210】

すべての姿勢測定において、ロボットの30のヒンジの位置並びにロボットの先端の位置を測定し、隣接するヒンジの間又はヒンジと先端との間の中間点を計算することにより30のセルの位置を判定した。腱レイアウトごとに、円弧状姿勢及び伸長姿勢に関して3回の試行を実行した。1回の試行で入力張力ごとに1つの姿勢を記録した。

30

#### 【0211】

FKMと比較して拡張FKMにおいて姿勢の予測精度が改善されたか否かを判定するために、拡張FKM及びFKMの双方に関してすべてのセルのセットの位置誤差を計算したが、この誤差は測定値と予測値との間のすべてのセル位置のセットの距離である。位置誤差を3回の試行の平均値として要約し、5mmの目標誤差と比較した。

#### 【0212】

計算のための摩擦係数は0.33であった。この摩擦係数は実験により判定された。ロボットの腱ワイヤ及びワイヤガイドとの摩擦の角度を測定した。腱に掛けられたワイヤガイドは腱ワイヤに沿って滑るまで手動回転段により回転された。特に腱ワイヤとワイヤガイドの鳩目との適切な接触を得るために、測定中にワイヤガイドに1.5gのおもりを装着した。測定に際して20回の試行を実行し、摩擦係数は $\mu = 0.33 \pm 0.07$  (標準偏差)であることが測定された。

40

#### 【0213】

図18は関節運動実験に使用された実験装置を提供する。腱駆動接続ロボットの一方の部分はその曲げ平面を水平に整列することによって位置決めされ、その関節姿勢により自ら支持されていた。アイドラプーリを介して腱を牽引装置に固定した。牽引装置をスライド段に取り付け、作動中の腱の張力を測定するために、信号調整器(CDV-700A、Ktowa Electronic Instruments)に接続する負荷セル(LTS-2KA、Kyowa Electronic Instruments)によって

50

牽引装置を引っ張った。測定用顕微鏡 (STM-UM、Olympus) によってロボットの姿勢を観測した。顕微鏡のデジタル化位置段はヒンジの位置を姿勢として記録した。拮抗腱レイアウトの場合、負荷セルから (ロボットの重心から - x 方向) 他方の側で腱に重力を加えるためにおもりを使用した。おもりは腱を水平に引っ張るためにアイドラプリーを介して腱の端部に吊り下げられた。

#### 【0214】

##### [ 伸長姿勢のヒステリシス ]

単一腱レイアウト及び拮抗腱レイアウトに関して、どの入力張力でも、伸長姿勢は同じ入力張力における円弧状姿勢より大きな曲げを実現した (図30 (a) 及び (30 (b) は単一腱レイアウトを示し、図31は拮抗腱レイアウトを示す)。伸長姿勢のこのヒステリシス傾向は、拡張FKMにより予測された伸長姿勢と同一であった。円弧状姿勢からの伸長姿勢の先端位置の平均偏差は、単一腱の場合は0.4Nで9.84mmであり、拮抗腱の場合は(0.12, 0.48)Nで13.20mmであった。

10

#### 【0215】

##### [ 拡張FKMの位置誤差 ]

単一腱レイアウト及び拮抗腱レイアウトによる円弧状姿勢及び伸長姿勢を通して、拡張FKMは5mmの目標位置誤差の範囲内の測定位置を予測した (単一腱の場合、最大で2.89mm (図33)、拮抗腱レイアウトの場合は最大で3.87mm (図35))。すべての実験条件において、セル30である最も先端のセルで最大位置誤差を観測した。

20

#### 【0216】

同様に、FKMでは最大位置誤差は最も先端のセルにおける誤差であったが、最大位置誤差は5mmの目標誤差の2倍を超えていた (単一腱レイアウトの場合は12.36mm (図32)、拮抗腱レイアウトの場合は14.67mm (図34))。

#### 【0217】

特に、拡張FKMとFKMとを比較すると、拡張FKMによる伸長姿勢の位置誤差は、単一腱レイアウトの場合でFKMより81%低く、拮抗腱レイアウトの場合で74%低かった (単一腱の場合で2.38mm対12.36mm、拮抗腱レイアウトの場合で3.87mm対14.67mm)。このように伸長姿勢の位置誤差が改善されたため、拡張FKMによる円弧状姿勢及び伸長姿勢に関して目標誤差より低い一貫した値が得られた。

30

#### 【0218】

図30 (a) 及び図30 (b)。単一腱レイアウトによる間接運動実験の結果。点線による姿勢は測定ごとの初期姿勢を示す。[上]円弧状姿勢：測定された姿勢 (黒丸) はまっすぐな初期姿勢から実施された。[下]伸長姿勢：測定された姿勢 (白丸) はロボットの最大曲げの初期姿勢から実施された。図31 (a) 及び図31 (b)。拮抗腱レイアウトによる関節運動実験の結果。点線による姿勢は測定ごとの初期姿勢を示す。[上]円弧状姿勢：測定された姿勢 (黒丸) はまっすぐな初期姿勢から実施され、[下]伸長姿勢：測定された姿勢 (白丸) はロボットの最大曲げの姿勢から実施された。

#### 【0219】

図32 (a) 及び図32 (b)。単一腱レイアウトの場合のFKMの位置誤差の結果。すべてのセルのセットの位置誤差を示した。バーは3回の試行の間の位置誤差の平均値を示す。(上)円弧状姿勢、(下)伸長姿勢。

40

#### 【0220】

図33 (a) 及び図33 (b)。単一腱レイアウトの場合の拡張FKMの位置誤差の結果。すべてのセルのセットの位置誤差を示した。バーは3回の試行の間の位置誤差の平均値を示す。(上)円弧状姿勢、(下)伸長姿勢。

#### 【0221】

図34 (a) 及び図34 (b)。拮抗腱レイアウトの場合のFKMの位置誤差の結果。すべてのセルのセットの位置誤差を示した。バーは3回の試行の間の位置誤差の平均値を示す。(上)円弧状姿勢、(下)伸長姿勢。

#### 【0222】

50

図35(a)及び図35(b)。拮抗腱レイアウトの場合のFKMの位置誤差の結果。すべてのセルのセットの位置誤差を示した。バーは3回の試行の間の位置誤差の平均値を示す。(上)円弧状姿勢、(下)伸長姿勢。

【0223】

本実施例は神経内視鏡検査のための腱駆動接続ロボットを提示した。ロボットのヒステリシス動作を計算するために腱伝搬モデルを取り入れた拡張FKMを更に提案した。拡張FKMは以前の時点のロボットの姿勢からの結合によるヒステリシス動作の特徴を示した。拡張FKMによるヒステリシス動作の予測精度を実験により評価し、拡張FKM及びFKMによる測定された姿勢と予測姿勢との間の位置誤差を比較した。結果が示すように、拡張FKMは5mmの目標位置誤差の範囲内で測定位置を予測した(単一腱の場合は2.89mm、拮抗腱レイアウトの場合は3.87mm)。また、拡張FKMはFKMと比較して伸長姿勢に関する予測精度を向上するのに有用であることがわかった(単一腱レイアウトの場合は81%の減少、拮抗腱レイアウトの場合は74%の減少)。ヒステリシス動作は神経内視鏡検査のあらゆる操作で現れるので、神経内視鏡の操作のためのロボットの制御精度を改善するために本発明の拡張FKMは有用である。

10

【0224】

関節運動実験において、拡張FKMはロボットのセルのセットに関して張力が低い場合は測定値より大きい曲げ角度を予測し、張力が高い場合には測定値より小さい曲げ角度を予測する傾向があった。この傾向はどの腱レイアウトに対しても円弧状姿勢及び伸長姿勢で一貫していた。従って、拡張FKMの予測値と測定値との偏差はヒステリシス量ではなく、保存量の何らかの要因の結果として現れる。この要因はおそらく拡張FKMが考慮に入れないバックボーンのはね定数の非線形性であると予想した。バックボーンはニチノールから製造されていたので、ヤング係数はソフトスプリング効果を示すかもしれない。また、バックボーンの機械的設計はこの好ましくない非線形性を減少させ、適切な制御を伴うロボットを開発する上で有用であると予想する。

20

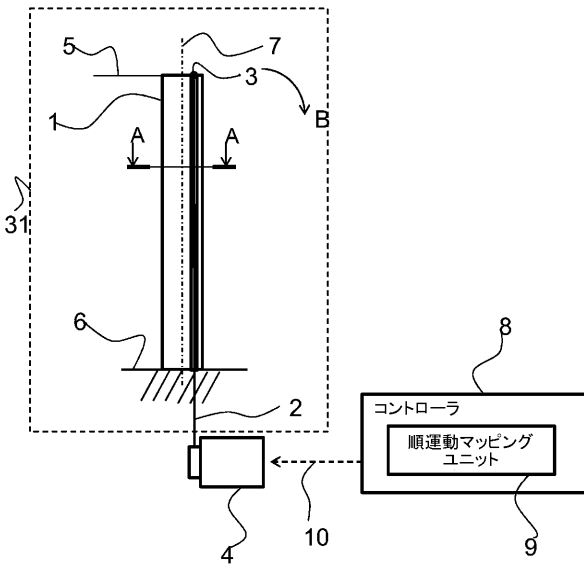
【0225】

例示的な実施形態を参照して本発明を説明したが、開示される例示的な実施形態に本発明が限定されないことを理解すべきである。添付の特許請求の範囲の範囲は、そのようなすべての変形並びに同等の構造及び機能を含むように最も広い解釈で与えられるべきである。

30

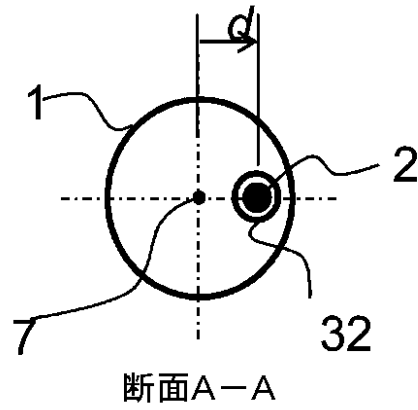
【図1(a)】

Fig. 1(a)



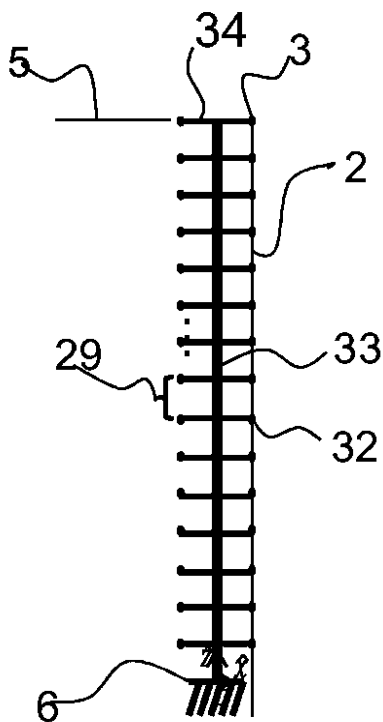
【図1(b)】

Fig. 1(b)



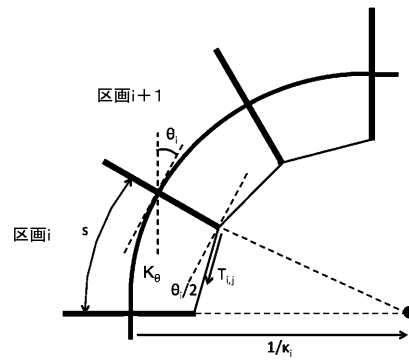
【図1(c)】

Fig. 1(c)

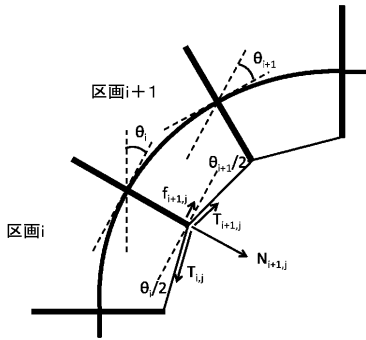


【図2(a)】

Fig. 2(a)



【図 2 ( b ) 】  
Fig. 2(b)



【図 3 ( a ) 】

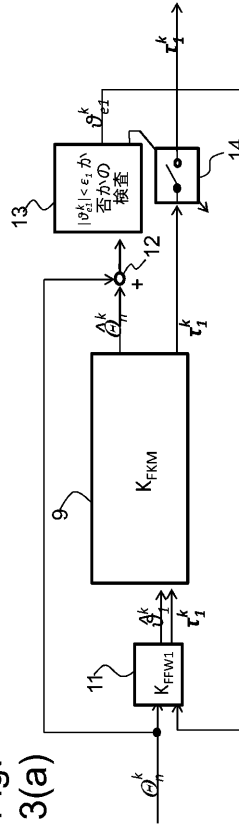


Fig. 3(a)

【図 3 ( b ) 】

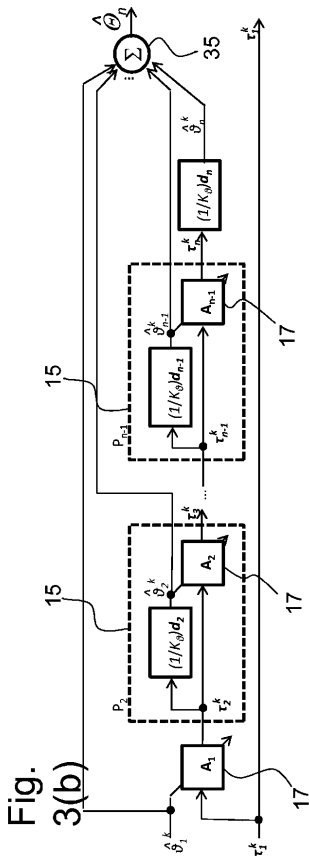


Fig. 3(b)

【図 4 ( a ) 】

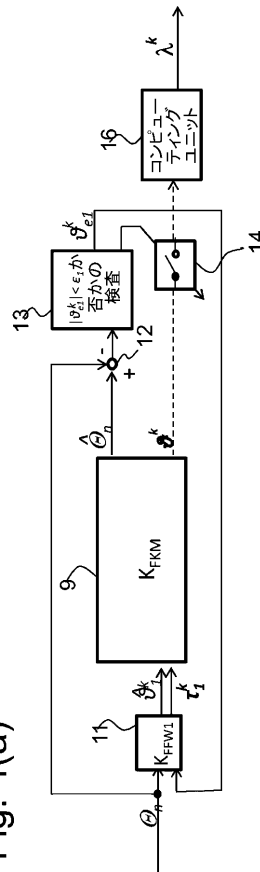
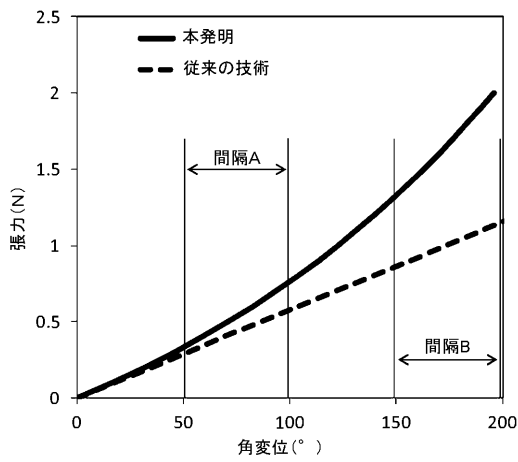


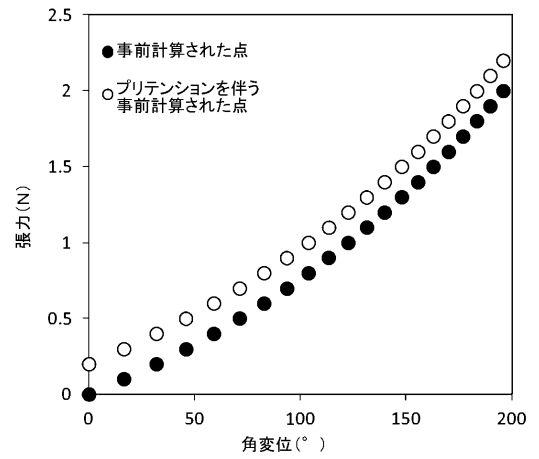
Fig. 4(a)



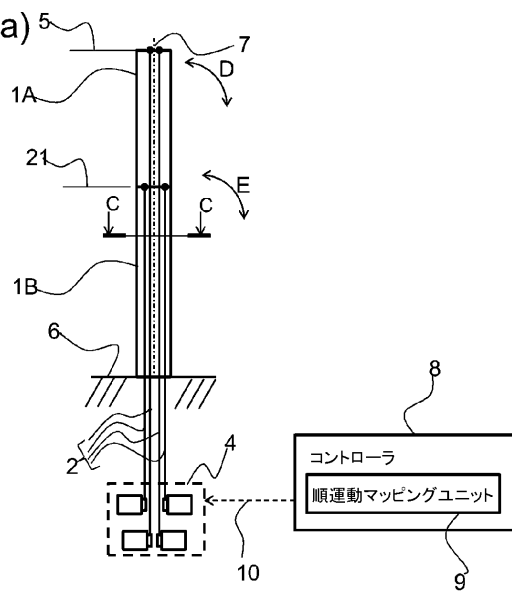
【図6(a)】  
Fig. 6(a)



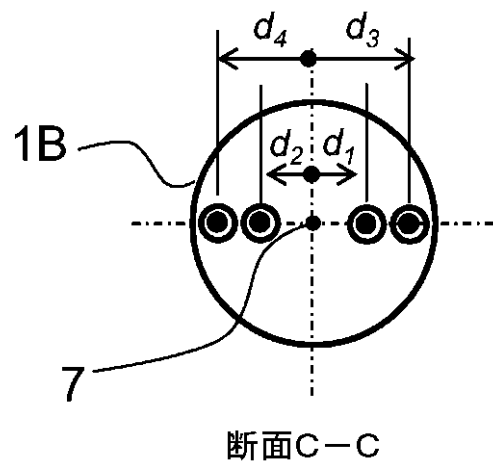
【図6(b)】  
Fig. 6(b)



【図7(a)】  
Fig. 7(a)



【図7(b)】  
Fig. 7(b)



【 図 8 ( a ) 】

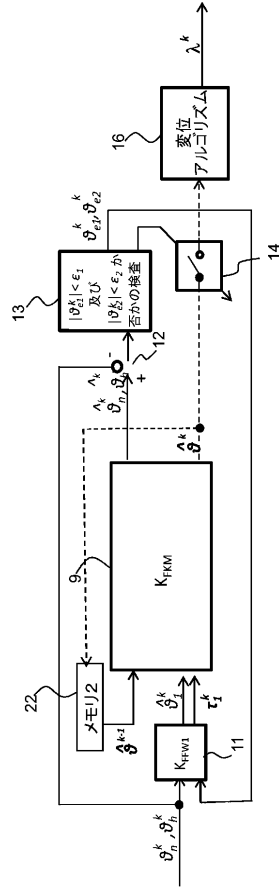


Fig. 8(a)

【 図 8 ( c ) 】

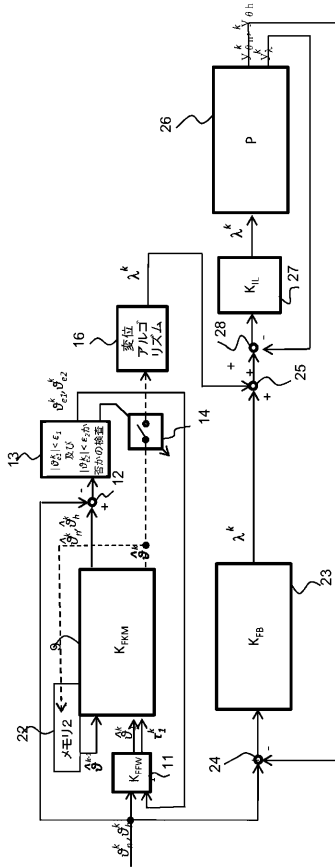


Fig. 8(c)

【 図 8 ( b ) 】

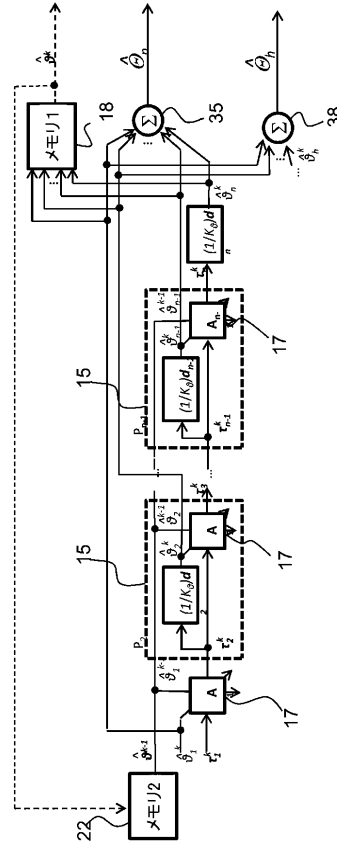


Fig. 8(b)

【 図 9 】

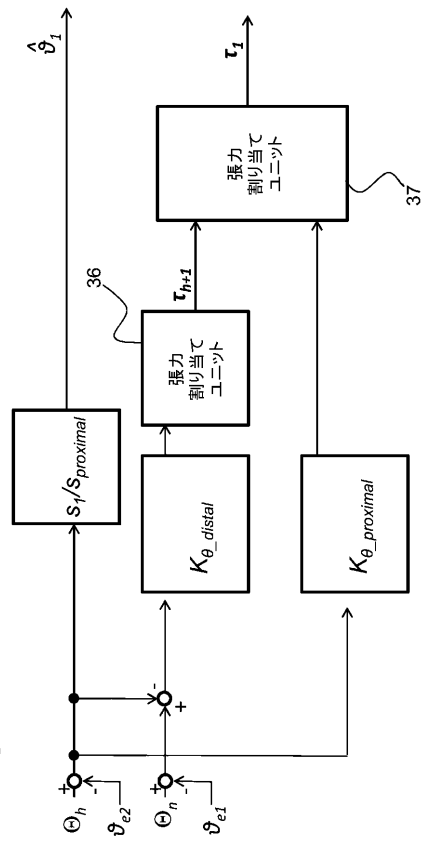
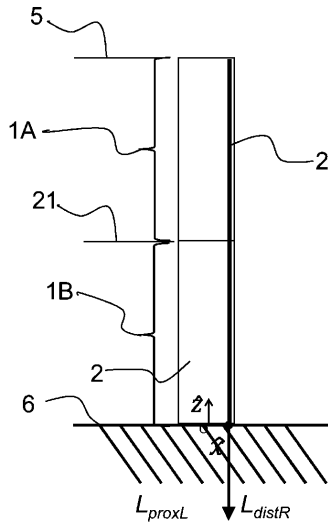


Fig. 9

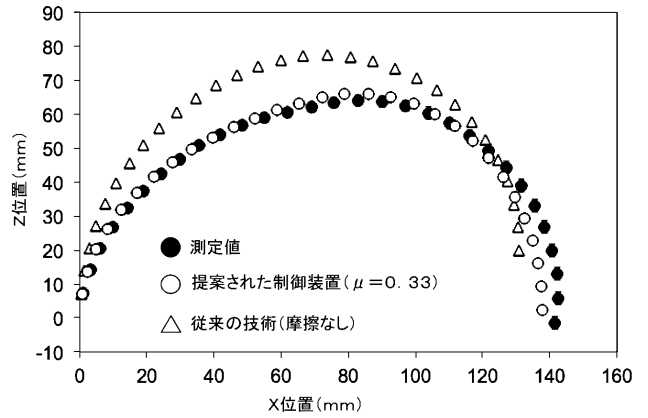
【 図 1 1 】

Fig. 11



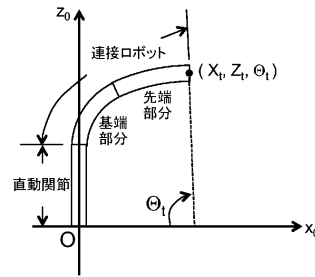
【 図 1 2 】

Fig. 12



【 図 1 4 ( A ) 】

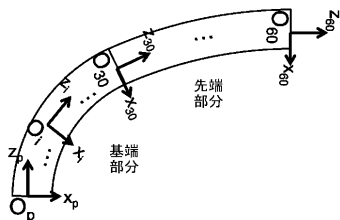
A



Figs. 14(A)

【 図 1 4 ( B ) 】

B



Figs. 14(B)

【 図 1 6 】

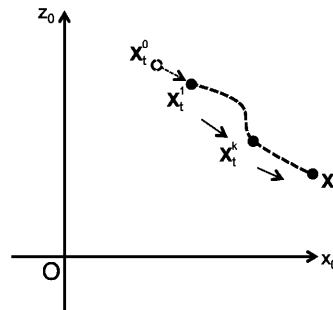


Fig. 16

【 図 1 5 】

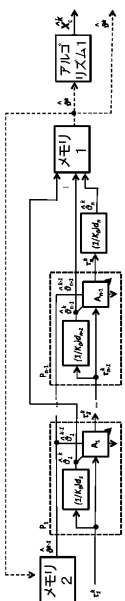


Fig. 15

【 図 1 7 】

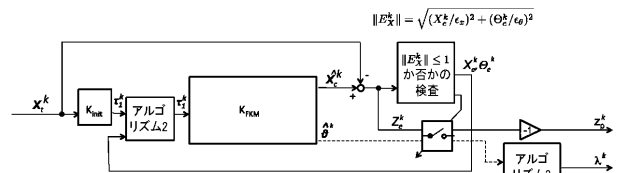


Fig. 17

【 図 2 0 】

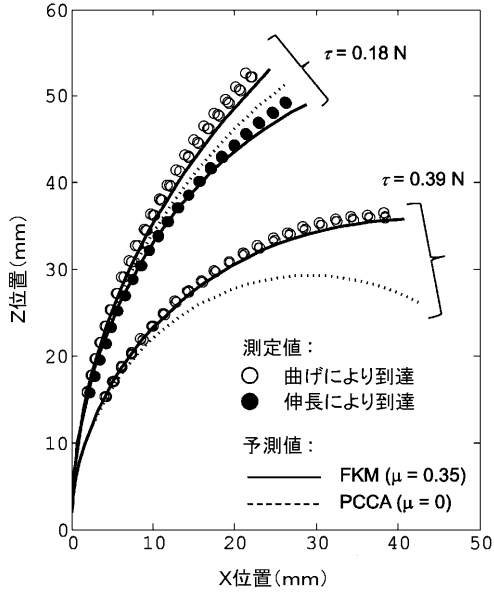


Fig. 20

【 図 2 1 】

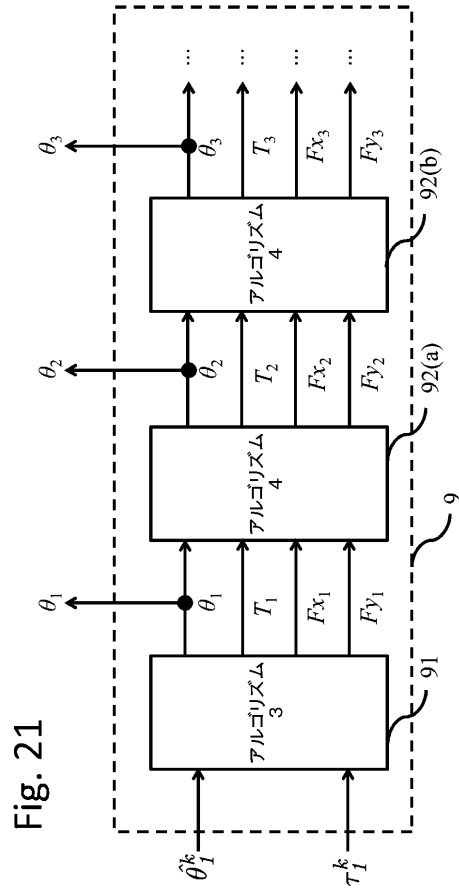
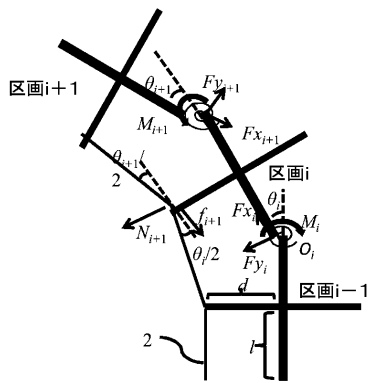


Fig. 21

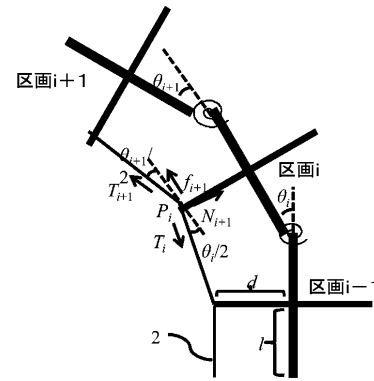
【 図 2 2 ( a ) 】

Fig. 22(a)



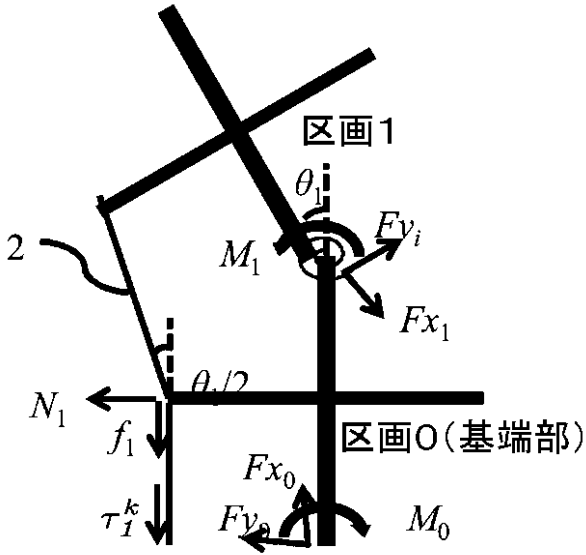
【 図 2 2 ( b ) 】

Fig. 22(b)



【図 22 ( c )】

Fig. 22(c)



【図 23 ( a )】

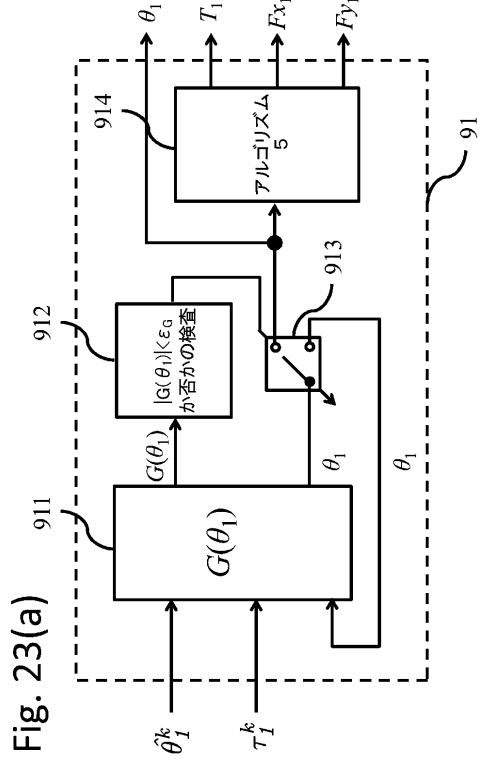


Fig. 23(a)

【図 23 ( b )】

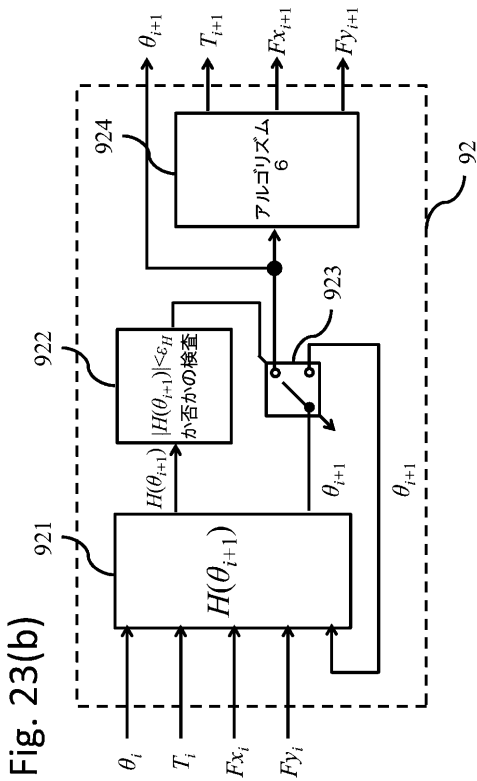
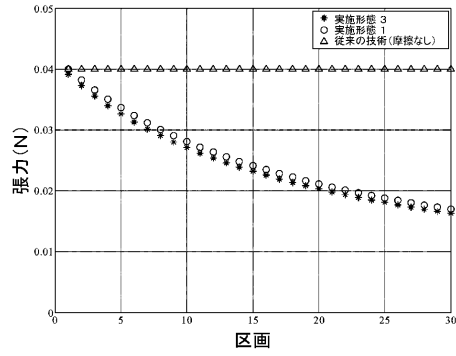


Fig. 23(b)

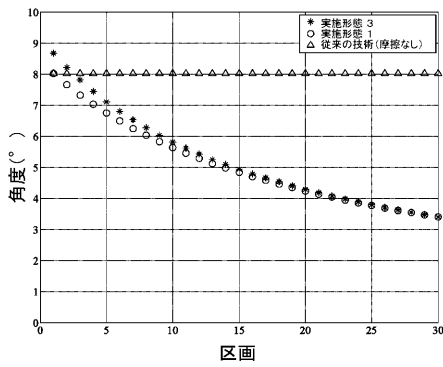
【図 24 ( a )】

Fig. 24(a)



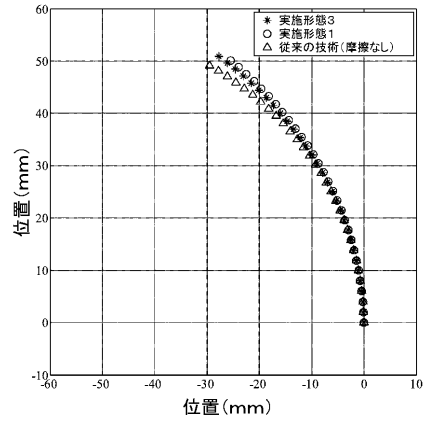
【 図 2 4 ( b ) 】

Fig. 24(b)



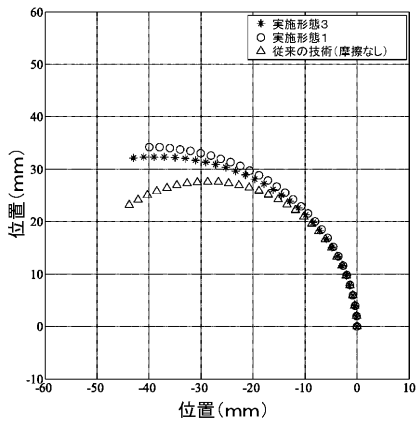
【 図 2 5 ( a ) 】

Fig. 25(a)



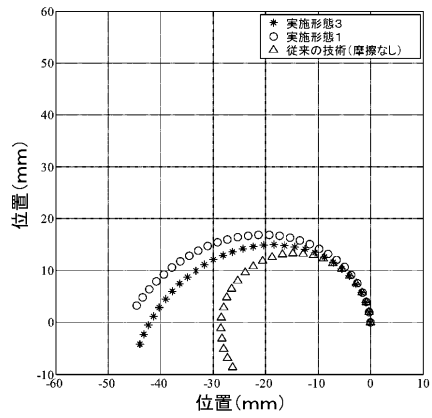
【 図 2 5 ( b ) 】

Fig. 25(b)



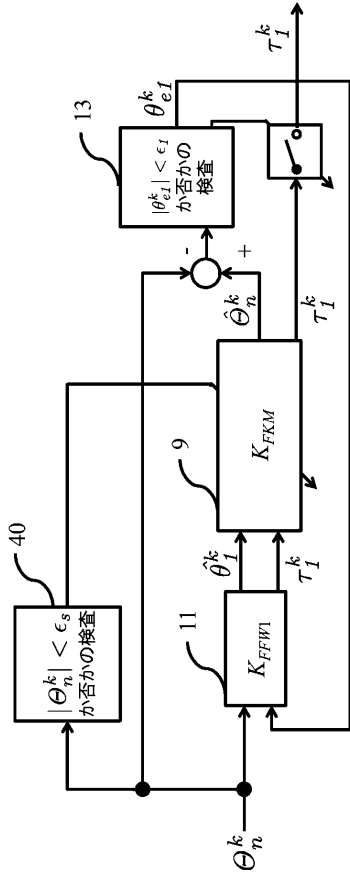
【 図 2 5 ( c ) 】

Fig. 25 (c)



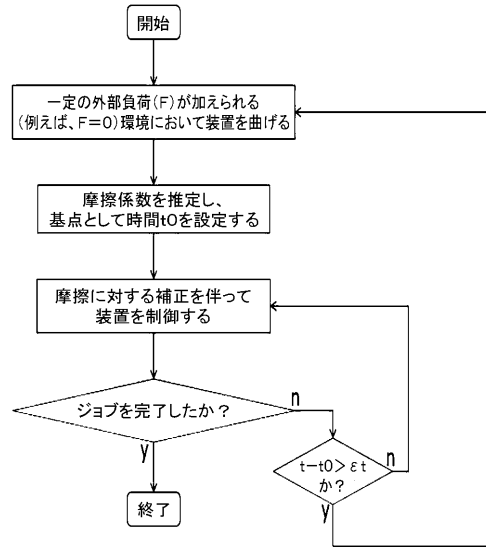
【図 26】

Fig. 26



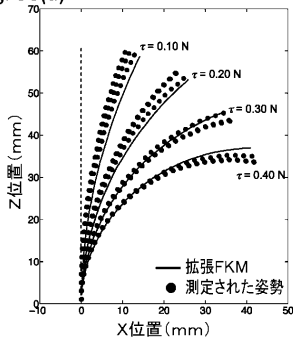
【図 29】

Fig. 29



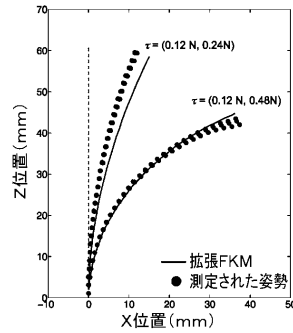
【図 30 ( a )】

Fig. 30(a)



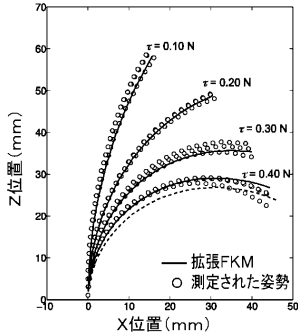
【図 31 ( a )】

Fig. 31(a)



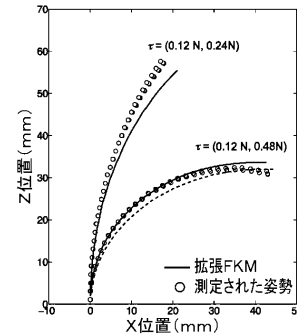
【図 30 ( b )】

Fig. 30(b)



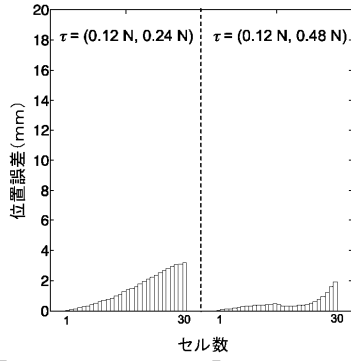
【図 31 ( b )】

Fig. 31(b)



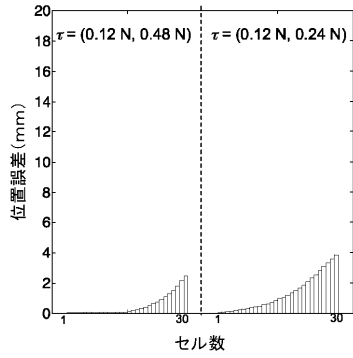
【 図 3 5 ( a ) 】

Fig. 35(a)



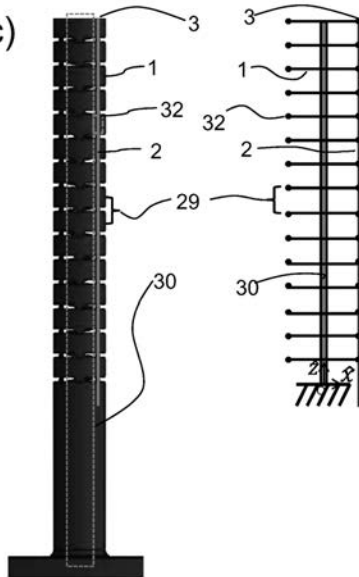
【 図 3 5 ( b ) 】

Fig. 35(b)



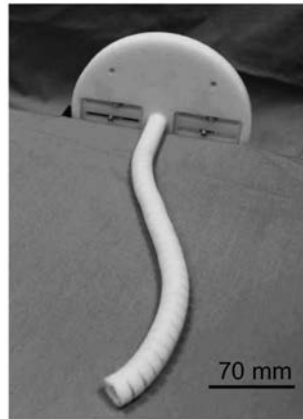
【 図 1 0 ( c ) 】

Fig. 10(c)



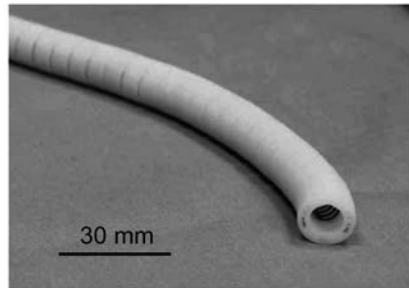
【 図 1 0 ( a ) 】

Fig. 10(a)

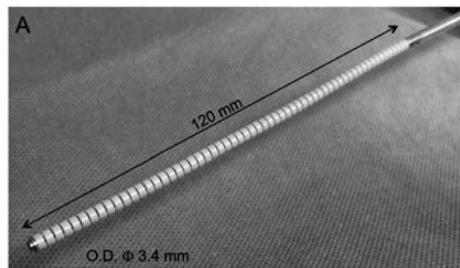


【 図 1 0 ( b ) 】

Fig. 10(b)

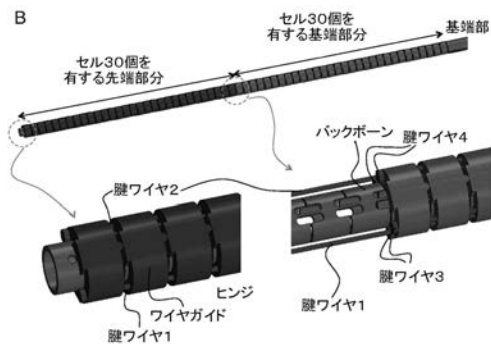


【 図 1 3 ( A ) 】



Figs. 13(A)

【 図 1 3 ( B ) 】



Figs. 13(B)

【 図 1 8 】

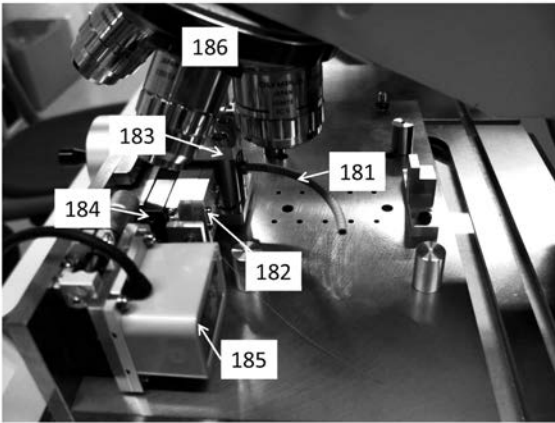
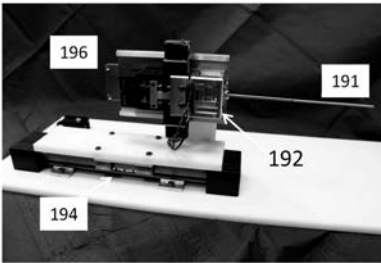


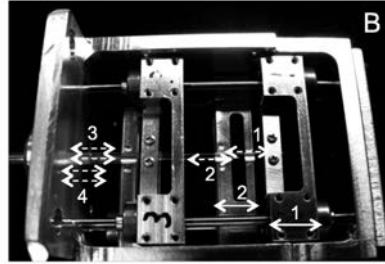
Fig. 18

【 図 1 9 ( A ) 】



Figs. 19(A)

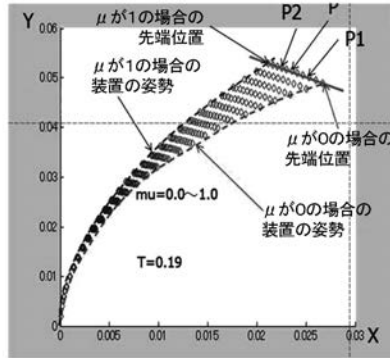
【 図 1 9 ( B ) 】



Figs. 19(B)

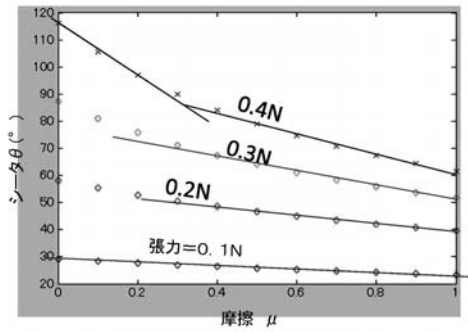
【 図 2 7 】

Fig. 27



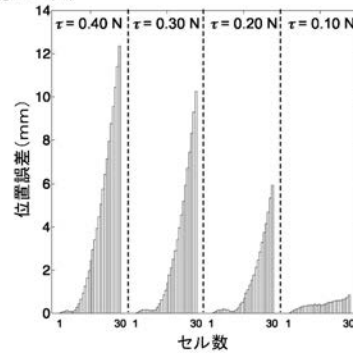
【 図 2 8 】

Fig. 28



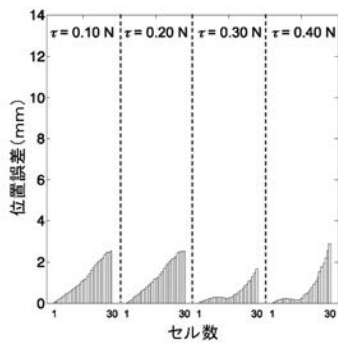
【 図 3 2 ( b ) 】

Fig. 32(b)



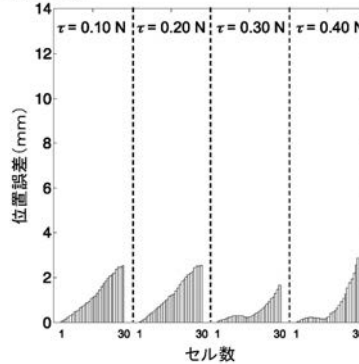
【 図 3 2 ( a ) 】

Fig. 32(a)



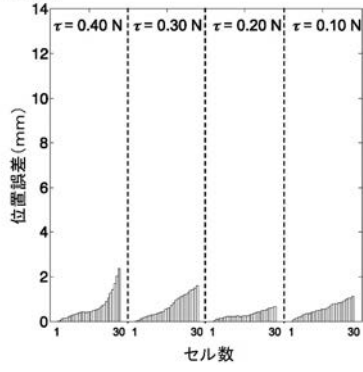
【 図 3 3 ( a ) 】

Fig. 33(a)



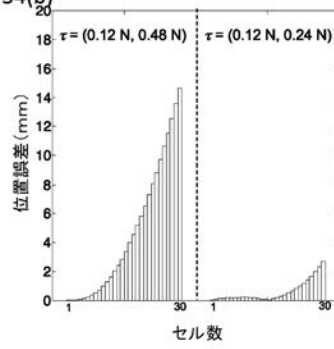
【 図 3 3 ( b ) 】

Fig. 33(b)



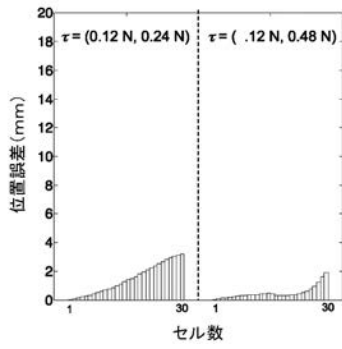
【 図 3 4 ( b ) 】

Fig. 34(b)



【 図 3 4 ( a ) 】

Fig. 34(a)



【 国際調査報告 】

PCT/US2014/056636 29.12.2014

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/US2014/056636

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC(B) - A61B 1/005, 1/008 (2014.01) CPC - A61B 1/00133, 1/0051 (2014.12) According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC(B) - A61B 1/00, 1/005, 1/008, 1/01, 1/012, 1/018; A61M 25/00, 25/01, 25/092 (2014.01) CPC - A61B 1/00, 1/00133, 1/0016, 1/005, 1/0051, 1/0052, 1/0053, 1/0057, 1/008 (2014.12) (keyword delimited)		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched USPC - 600/101, 139, 141, 142, 145, 146, 149, 150; 604/93.01, 95.04		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) PatBase, Google Patents, Google Scholar, Google Search terms used: articulating endoscope, controller, tendon, cable, friction, angular displacement, tension, sensor, feedback		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2013/028012 A1 (ZENATI et al) 21 February 2013 (21.02.2013) entire document	1-28
A	US 2012/0078053 A1 (PHEE et al) 29 March 2012 (29.03.2012) entire document	1-28
A	US 2013/0165945 A9 (ROELLE et al) 27 June 2013 (27.06.2013) entire document	1-28
A	US 2008/0221592 A1 (KAWAJI) 11 September 2008 (11.09.2008) entire document	1-28
A	WO 2012/054829 A2 (STAND et al) 26 April 2012 (26.04.2012) entire document	1-28
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		
* 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 12 December 2014		Date of mailing of the international search report <b>29 DEC 2014</b>
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-3201		Authorized officer: Blaine R. Copenhoeaver PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 2009)

## フロントページの続き

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

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1 . M A T L A B

(74) 代理人 100076428

弁理士 大塚 康徳

(74) 代理人 100115071

弁理士 大塚 康弘

(74) 代理人 100112508

弁理士 高柳 司郎

(74) 代理人 100116894

弁理士 木村 秀二

(74) 代理人 100130409

弁理士 下山 治

(74) 代理人 100134175

弁理士 永川 行光

(72) 発明者 波多 伸彦

アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 02115 ボストン フランシス ストリート 75  
ザ プリガム アンド ウィメンズ ホスピタル インコーポレイテッド内

(72) 発明者 加藤 貴久

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 92618-3731, アーバイン, アルトン パーク  
ウェイ 15975 キヤノン ユーエスエイ, インコーポレイテッド内

(72) 発明者 奥村 一郎

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 92618-3731, アーバイン, アルトン パーク  
ウェイ 15975 キヤノン ユーエスエイ, インコーポレイテッド内

(72) 発明者 高木 清志

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 92618-3731, アーバイン, アルトン パーク  
ウェイ 15975 キヤノン ユーエスエイ, インコーポレイテッド内

(72) 発明者 古瀬 秀和

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 92618-3731, アーバイン, アルトン パーク  
ウェイ 15975 キヤノン ユーエスエイ, インコーポレイテッド内

F ターム(参考) 3C707 AS35 CU07 HT04 LU06 LV19

4C161 AA24 CC07 DD03 HH32 HH47

专利名称(译)	控制装置和肌腱驱动装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2016539816A</a>	公开(公告)日	2016-12-22
申请号	JP2016544031	申请日	2014-09-19
[标]申请(专利权)人(译)	激光ブリガムアンドウイメンズホスピタルインコーポレイテッド 布赖汉姆妇女医院 佳能美国公司		
申请(专利权)人(译)	在布莱根妇女医院公司 佳能Yuesuei公司		
[标]发明人	波多伸彦 加藤貴久 奥村一郎 高木清志 古瀬秀和		
发明人	波多 伸彦 加藤 貴久 奥村 一郎 ▲高▼木 清志 古瀬 秀和		
IPC分类号	B25J18/06 A61B1/00		
CPC分类号	A61B34/30 A61B1/0016 A61B1/0055 A61B1/0057 A61B34/71 A61B2017/00323 A61B2034/301		
FI分类号	B25J18/06 A61B1/00.310.H		
F-TERM分类号	3C707/AS35 3C707/CU07 3C707/HT04 3C707/LU06 3C707/LV19 4C161/AA24 4C161/CC07 4C161/DD03 4C161/HH32 4C161/HH47		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
优先权	61/880692 2013-09-20 US 61/935677 2014-02-04 US		
其他公开文献	JP6506295B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

一种装置，包括：肌腱驱动装置，例如内窥镜，包括可弯曲主体，附接到并延伸所述主体的长度的肌腱，以及致动器，其将基于来自控制器的控制信号致动所述肌腱。控制器被配置为将所述控制信号发送到所述致动器并且包括估计角位移的前向运动映射单元，其中运动映射单元被配置用于：提供肌腱的张力值以获得期望的角位移其中张力与所需角位移的非线性关系基于摩擦信息，其中张力较大，而不包括摩擦效应。摩擦系数可以随着时间的变化而确定。

Fig. 1(a)

