

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6270537号
(P6270537)

(45) 発行日 平成30年1月31日 (2018. 1. 31)

(24) 登録日 平成30年1月12日 (2018. 1. 12)

(51) Int. Cl.

F 1

B 2 5 J 19/04 (2006. 01)
A 6 1 B 1/018 (2006. 01)
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)
A 6 1 B 34/37 (2016. 01)

B 2 5 J 19/04
A 6 1 B 1/018
A 6 1 B 1/00 6 5 O
A 6 1 B 1/04 5 1 O
A 6 1 B 34/37

請求項の数 8 (全 20 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2014-36824 (P2014-36824)
(22) 出願日 平成26年2月27日 (2014. 2. 27)
(65) 公開番号 特開2015-160278 (P2015-160278A)
(43) 公開日 平成27年9月7日 (2015. 9. 7)
審査請求日 平成28年6月6日 (2016. 6. 6)

(73) 特許権者 000000376
オリンパス株式会社
東京都八王子市石川町2951番地
(74) 代理人 100106909
弁理士 棚井 澄雄
(74) 代理人 100064908
弁理士 志賀 正武
(74) 代理人 100094400
弁理士 鈴木 三義
(74) 代理人 100086379
弁理士 高柴 忠夫
(74) 代理人 100139686
弁理士 鈴木 史朗
(74) 代理人 100161702
弁理士 橋本 宏之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体に対して処置をする処置部、前記処置部を移動させる関節部、前記関節部に接続された可撓管部、及び前記可撓管部に接続され前記関節部を変位させる駆動部を備えた処置具と、

遠位端と近位端とを有し前記処置部が前記遠位端から突出可能となるように前記処置具を保持する可撓性の外套管、及び少なくとも前記関節部を撮像視野に含む少なくとも1の画像を取得可能な撮像部を備えた内視鏡装置と、

前記処置具の動作を前記画像に基づいて制御する制御部と、

を備え、

前記制御部は、

前記関節部を動作させるためのパラメータを有するテーブルと、

前記パラメータに基づいて前記駆動部を制御する指令を前記駆動部に対して発する制御器と、

前記関節部の位置と姿勢との少なくともいずれかを前記画像に基づいて算出する画像処理部と、

前記画像処理部により算出された前記関節部の位置と姿勢との少なくともいずれかに基づいて前記関節部の変位を検出し前記指令と前記関節部の変位との差分を補償する補償値を生成して前記パラメータに前記補償値を繰り入れる補償量演算部と、

を備え、

10

20

前記補償値を用いて前記駆動部の動作量と前記関節部の変位との関係についてキャリブレーションを行う

医療用システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の医療用システムであって、

前記画像処理部は前記画像を用いたパターンマッチングにより前記関節部の関節角度を算出する

医療用システム。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の医療用システムであって、

前記画像処理部は前記画像において、最新の画像と時系列で直前に取得された画像との差分から前記関節部の変位を算出する

医療用システム。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の医療用システムであって、

前記制御部は、前記画像において前記関節部が特定できない場合に、前記画像に前記関節部が表示されるまで前記関節部を変位させる

医療用システム。

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の医療用システムであって、

前記画像を表示可能な表示装置をさらに備え、

前記制御部は、前記画像において前記関節部が特定できない場合に前記関節部が前記撮像部の撮像視野の外に位置していると判定し、前記関節部の特定可能領域を前記画像に重ねた指示画像を前記画像に代えて前記表示装置へ出力し、

前記表示装置は、前記画像に代えて前記指示画像を受信したときには前記指示画像を表示し、

前記画像処理部は、前記関節部の特定可能領域内に前記関節部が位置した画像を用いて前記関節部の位置と姿勢との少なくともいずれかを算出する

医療用システム。

【請求項 6】

請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の医療用システムであって、

前記処置具は、前記処置具の構成を特定するための標識部を処置部と関節部との少なくともいずれかに有し、

前記制御部は、前記標識部に基づいて前記処置具を判別する

医療用システム。

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の医療用システムであって、

前記補償量演算部は、前記指令が発せられてから前記関節部の変位が開始するまでの間に前記駆動部が駆動された量に基づくヒステリシス幅を算出して前記補償値とする

医療用システム。

【請求項 8】

請求項 6 に記載の医療用システムであって、

前記制御部は、前記標識部に基づいて判別された前記処置具に対応して前記パラメータを変更する

医療用システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用システムに関する。

【背景技術】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 2 】

ワイヤを介してモータの回転動力によりマニピュレータの処置具を駆動させる医療用システムが知られている。このような医療用システムでは、マニピュレータに有する一対の握り部品のうち的一方を、他方の握り部品の方に移動させ、そのときの握り部品の変位位置とトルク値とを測定することによりキャリブレーションが行われる。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 3 】

【 特許文献 1 】 米国特許出願公開第 2 0 0 8 - 0 1 1 4 4 9 4 号明細書

【 発明の概要 】

10

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 4 】

ところが、軟性のマニピュレータの場合に、マニピュレータを処置対象部位まで案内する過程でマニピュレータが湾曲するので、マニピュレータの内部におけるワイヤの経路が変化する。特許文献 1 に開示された技術では、マニピュレータにおけるワイヤ経路の変化の影響を反映させたキャリブレーションが困難である。

【 0 0 0 5 】

本発明は、上記の問題を鑑みてなされたもので、ワイヤの特性変動があったとしてもキャリブレーションを行うことができる医療用システム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 】

20

【 0 0 0 6 】

上記課題を解決するために、この発明は以下の手段を提案している。

本発明の一態様は、生体に対して処置をする処置部、前記処置部を移動させる関節部、前記関節部に接続された可撓管部、及び前記可撓管部に接続され前記関節部を変位させる駆動部を備えた処置具と、遠位端と近位端とを有し前記処置部が前記遠位端から突出可能となるように前記処置具を保持する可撓性の外套管、及び少なくとも前記関節部を撮像視野に含む少なくとも 1 の画像を取得可能な撮像部を備えた内視鏡装置と、前記処置具の動作を前記画像に基づいて制御する制御部と、を備え、前記制御部は、前記関節部を動作させるためのパラメータを有するテーブルと、前記パラメータに基づいて前記駆動部を制御する指令を前記駆動部に対して発する制御器と、前記関節部の位置と姿勢との少なくともいずれかを前記画像に基づいて算出する画像処理部と、前記画像処理部により算出された前記関節部の位置と姿勢との少なくともいずれかに基づいて前記関節部の変位を検出し前記指令と前記関節部の変位との差分を補償する補償値を生成して前記パラメータに前記補償値を繰り入れる補償量演算部と、を備え、前記補償値を用いて前記駆動部の動作量と前記関節部の変位との関係についてキャリブレーションを行う医療用システムである。

30

【 0 0 0 7 】

なお、上記の医療用システムにおいて、前記画像処理部は前記画像を用いたパターンマッチングにより前記関節部の関節角度を算出してもよい。

【 0 0 0 8 】

また、上記の医療用システムにおいて、前記画像処理部は前記画像において、最新の画像と時系列で直前に取得された画像との差分から前記関節部の変位を算出してもよい。

40

【 0 0 0 9 】

また、上記の医療用システムにおいて、前記制御部は、前記画像において前記関節部が特定できない場合に、前記画像に前記関節部が表示されるまで前記関節部を変位させてもよい。

【 0 0 1 0 】

また、上記の医療用システムにおいて、前記画像を表示可能な表示装置をさらに備え、前記制御部は、前記画像において前記関節部が特定できない場合に前記関節部が前記撮像部の撮像視野の外に位置していると判定し、前記関節部の特定可能領域を前記画像に重ねた指示画像を前記画像に代えて前記表示装置へ出力し、前記表示装置は、前記画像に代

50

えて前記指示画像を受信したときには前記指示画像を表示し、前記画像処理部は、前記関節部の特定可能領域内に前記関節部が位置した画像を用いて前記関節部の位置と姿勢との少なくともいずれかを算出してもよい。

【0011】

また、上記の医療用システムにおいて、前記処置具は、前記処置具の構成を特定するための標識部を処置部と関節部との少なくともいずれかに有し、前記制御部は、前記標識部に基づいて前記処置具を判別してもよい。

【0012】

また、上記の医療用システムにおいて、前記補償量演算部は、前記指令が発せられてから前記関節部の変位が開始するまでの間に前記駆動部が駆動された量に基づくヒステリシス幅を算出して前記補償値としてもよい。

10

【0013】

また、上記の医療用システムにおいて、前記制御部は、前記標識部に基づいて判別された前記処置具に対応してパラメータを変更してもよい。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、ワイヤの特性変動があったとしても、キャリブレーションを行うことができる医療用システムを提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

20

【図1】第1実施形態の医療用システムの全体構成の概略を示す斜視図である。

【図2】第1実施形態の医療用システムにおける内視鏡装置の斜視図である。

【図3】第1実施形態の医療用システムにおける処置具の一部破断斜視図である。

【図4】第1実施形態の医療用システムの一例のブロック構成図である。

【図5】第1実施形態の医療用システムの表示装置の画像の一例を示す図である。

【図6】第1実施形態の医療用システムのキャリブレーションを説明するフローチャートである。

【図7】第1実施形態の医療用システムのヒステリシス幅を測定する一例のフローチャートである。

【図8】第1実施形態の医療用システムの処置具先端角度情報を検出する一例のフローチャートである。

30

【図9】第1実施形態の医療用システムの処置具先端角度情報を検出する他例のフローチャートである。

【図10】第2実施形態の医療用システムのキャリブレーションを説明するフローチャートである。

【図11】第3実施形態の医療用システムのキャリブレーションを説明するフローチャートである。

【図12】第4実施形態の医療用システムのキャリブレーションを説明するフローチャートである。

【図13】第5実施形態の医療用システムのキャリブレーションを行う場合の先端部の斜視図である。

40

【図14】第5実施形態の医療用システムのキャリブレーションを行う場合の一例のフローチャートである。

【図15】第5実施形態の医療用システムのキャリブレーションを行う場合の他例のフローチャートである。

【図16】第6実施形態の医療用システムのキャリブレーションを行う場合の先端部の斜視図である。

【図17】第6実施形態の医療用システムのキャリブレーションを行う場合の一例のフローチャートである。

【図18】第6実施形態の医療用システムのキャリブレーションを行う場合の他例のフロ

50

ーチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、実施形態の医療用システムを図面を用いて説明する。なお、以下の図面においては、各部材を認識可能な大きさとするため、各部材の縮尺を適宜変更している。

【0018】

(第1実施形態)

図1は、第1実施形態の医療用システムの全体構成の概略を示す斜視図である。本実施形態の医療用システムは、いわゆるマスタスレーブ方式のシステムである。すなわち、図1に示すように、医療用システム1は、操作者Opが処置のための操作をするマスタマニピュレータ2と、内視鏡装置3が設けられたスレーブマニピュレータ4と、マスタマニピュレータ2に対する操作に応じてスレーブマニピュレータ4を制御する制御部50(図4参照)とを持つ。

10

【0019】

マスタマニピュレータ2は、操作者Opによって動かされるマスタアーム5と、内視鏡装置3を用いて撮影した映像等の画像情報(図4参照)59を表示するための表示装置6と、後述する制御部50の制御器7とを持つ。

【0020】

マスタアーム5は、内視鏡装置3を動作させるために設けられた操作部である。また、詳細は図示しないが、マスタマニピュレータ2に設けられたマスタアーム5は、操作者Opの右手と左手とのそれぞれに対応して2つ設けられている。マスタアーム5は、少なくとも1自由度で体内に配される器具である処置具21に有する関節部22を動作させるために多関節構造を有している。

20

【0021】

表示装置6は、内視鏡装置3に取り付けられた観察装置(図2参照)23によって撮影された処置対象部位の映像が表示される装置である。表示装置6には、処置対象部位とともに、処置具21の関節部22も表示される。

【0022】

制御器7は、マスタアーム5の動作に基づいてスレーブマニピュレータ4を動作させるための操作指令を生成する。

30

【0023】

スレーブマニピュレータ4は、患者が載置される載置台8と、載置台8の近傍に配置された多関節ロボット9と、多関節ロボット9に取り付けられた内視鏡装置3とを有する。多関節ロボット9は、マスタマニピュレータ2から発せられた操作指令に従って動作する。

【0024】

図2は、第1実施形態の医療用システムにおける内視鏡装置の斜視図である。図2に示すように、内視鏡装置3は、挿入部24と、外套管駆動部(駆動部)25とを持つ。

挿入部24は、外套管26と、観察装置23と、を持つ。

外套管26は、患者の体内に挿入される軟性の長尺の部材である。外套管26は、遠位端と近位端とを有し、処置具21が挿通可能な処置具チャンネル29を有している。

40

【0025】

観察装置23は、外套管26の遠位端から遠位側へ向けられた撮像視野が設定された装置であり、処置対象部位及び処置具21の画像を取得して表示装置6へと出力可能である。本実施形態では、観察装置23は、外套管26の遠位端部分の内部に配されている。観察装置23は、撮像部30および照明部31を有する。

【0026】

撮像部30は、少なくとも関節部22を撮像視野に含む少なくとも1の画像を取得可能である。

照明部30は、撮像部30の撮像視野に向けて照明光を発する。

50

なお、観察装置 2 3 は、外套管 2 6 に対して着脱可能であってよい。たとえば、観察装置として公知の内視鏡装置が適用され、外套管 2 6 にこの公知の内視鏡装置を挿入可能な内視鏡チャンネルが形成されていてもよい。

【 0 0 2 7 】

処置具チャンネル 2 9 は、処置具 2 1 の処置部 2 7 が挿入部 2 4 の遠位端から突出可能となるように処置具 2 1 を保持する。

【 0 0 2 8 】

外套管駆動部 2 5 は、外套管 2 6 の近位側に設置されており、駆動により外套管 2 6 の遠位側を湾曲動作させることによって体内で観察装置 2 3 および処置具 2 1 に有する処置部 2 7 を所望の向きに向けることができる。

【 0 0 2 9 】

図 3 は、第 1 実施形態の医療用システムにおける処置具の一部破断斜視図である。図 3 に示すように、処置具 2 1 は、処置具駆動部(駆動部) 3 2 と、可撓管部である軟性部 3 3 と、先端部 3 4 と、を持つ。

【 0 0 3 0 】

処置具駆動部 3 2 は、モータ 3 5 と、エンコーダ 3 6 と駆動側回転体 3 7 と、ワイヤ 3 8 と、従動側回転体 3 9 とを備える。

モータ 3 5 は、関節部 2 2 および処置部 2 7 の自由度に対して 1 つずつ配されている。本実施形態では、一つの関節部 2 2 を湾曲動作させるための 1 つのモータ 3 5 についてのみ説明する。なお、処置具駆動部 3 2 は、不図示の他のモータによって不図示の他の関節部 2 2 および不図示の他の処置部 2 7 を独立して駆動させることができる。

モータ 3 5 のモータ軸は、不図示の減速機構を介して駆動側回転体 3 7 に接続されている。モータ 3 5 としては、ステッピングモータ等が採用されてもよい。

エンコーダ 3 6 (図 4 参照)は、モータ 3 5 の不図示のモータ軸に非接触で取り付けられている。エンコーダ 3 6 は、制御部 5 0 に電氣的に接続される。

【 0 0 3 1 】

駆動側回転体 3 7 は、モータ 3 5 が発する駆動力により回転するたとえばプーリ等である。駆動側回転体 3 7 にはワイヤ 3 8 の一端部が架け渡されている。

【 0 0 3 2 】

ワイヤ 3 8 は、一端部がワイヤ 3 8 に架け渡され、中間部が軟性部 3 3 内に移動可能に收容され、他端部が従動側回転体 3 9 に架け渡された環状のワイヤである。

【 0 0 3 3 】

軟性部 3 3 は、柔軟な筒形状に形成されている。軟性部 3 3 の近位側には処置具駆動部 3 2 が配され、軟性部 3 3 の遠位側には処置部 2 7 が配されている。

【 0 0 3 4 】

処置具 2 1 の先端部 3 4 は、関節部 2 2 と、腕部 4 0 と、処置部 2 7 と、を持つ。

【 0 0 3 5 】

関節部 2 2 は、腕部 4 0 に連結されている。関節部 2 2 は、従動側回転体 3 9 から力量が伝達されることにより、腕部 4 0 を変位させる。関節部 2 2 が湾曲動作する構造は、関節構造に限られない。例えば、複数の湾曲コマが互いに回動自在に接続された関節構造であっても良い。

【 0 0 3 6 】

処置部 2 7 は、処置対象に対して処置をするための鉗子や切開ナイフである。

また、本実施形態では、処置具 2 1 の先端部 3 4 は、処置具 2 1 の種類を特定するための標識部 X を有する。標識部 X は、たとえば印刷や刻印として腕部 4 0 に配されている。

【 0 0 3 7 】

処置具 2 1 では、モータ 3 5 の回転に伴い、駆動側回転体 3 7 が回転され、ワイヤ 3 8 を介して従動側回転体 3 9 が回転される。そのため、従動側回転体 3 9 の回転によって関節部 2 2 が湾曲動作を行う。このとき、エンコーダ 3 6 からの回転信号は、制御部 5 0 によって処理され、モータ駆動量の情報として取り込まれる。

【 0 0 3 8 】

図 4 は、第 1 実施形態の医療用システムの一例のブロック構成図である。なお、このブロック図は、以下の各実施形態に援用される。

図 4 に示すように、医療用システム 1 の制御部 5 0 は、マスタ制御部 5 1 と、スレーブ制御部 5 2 と、キャリブレーション部 5 3 と、画像処理部 5 4 と、補償量演算部 5 5 と、処置具情報記憶部 5 6 と、パラメータテーブル 5 7 と、制御器 7 と、を持つ。

【 0 0 3 9 】

マスタ制御部 5 1 は、マスタマニピュレータ 2 における操作入力(入力) 5 8 を受け付けて処理する。

スレーブ制御部 5 2 は、マスタ制御部 5 1 からの指令に基づいて多関節ロボット 9 と内視鏡装置 3 と処置具 2 1 とに対する駆動信号を出力する。

キャリブレーション部 5 3 は、処置具 2 1 の動作における補償用のパラメータを生成する。なお、キャリブレーション部 5 3 は、マスタ制御部 5 1 とスレーブ制御部 5 2 とのどちらに属していてもよく、マスタ制御部 5 1 とスレーブ制御部 5 2 とから独立していてもよい。

【 0 0 4 0 】

画像処理部 5 4 は、撮像部 3 0 が取得した画像情報 5 9 の解析を行う。ここで、画像処理部 5 4 は、関節部 2 2 の位置と姿勢との少なくともいずれかを画像情報 5 9 に基づいて算出する。本実施形態における画像処理部 5 4 は、画像情報 5 9 を用いた画像認識により関節部 2 2 の関節角度を算出する。

【 0 0 4 1 】

補償量演算部 5 5 は、画像処理部 5 4 により算出された関節部 2 2 の位置と姿勢との少なくともいずれかに基づいて関節部 2 2 の変位を検出し、入力(指令) 5 8 と関節部 2 2 の変位との差分を補償する補償値を生成してパラメータに補償値を繰り入れる。具体的には、本実施形態の補償量演算部 5 5 は、後述するヒステリシス幅を補償値としてパラメータに繰り入れる。補償量演算部 5 5 は、指令が発せられてから関節部 2 2 の変位が開始するまでの間に、処置具駆動部 3 2 が駆動された量に基づくヒステリシス幅を算出し、関節部 2 2 の変位が開始した後に補償値を確定してパラメータに繰り入れる。

【 0 0 4 2 】

処置具情報記憶部 5 6 は、処置具 2 1 の個体情報やパターンマッチング画像など、キャリブレーションに必要な個別データを保持する。

【 0 0 4 3 】

パラメータテーブル 5 7 は、制御器 7 が参照するパラメータを有する。パラメータテーブル 5 7 には、医療用システム 1 の立ち上げ時に初期パラメータがロードされる。パラメータテーブル 5 7 にロードされた初期パラメータは、補償量演算部 5 5 によりキャリブレーションごとに更新され、制御器 7 に参照されるパラメータとなる。

制御器 7 は、キャリブレーション部 5 3 において更新されパラメータテーブル 5 7 に記憶されたパラメータを利用してモータ 3 5 に出力を出す。

【 0 0 4 4 】

制御部 5 0 は、撮像部 3 0 によって得られた画像情報 5 9 を利用してキャリブレーション部 5 3 を介してキャリブレーションを行う。ここで、撮像部 3 0 の撮像視野に処置具 2 1 が写っていない場合には、処置具 2 1 に対して好適にキャリブレーションを行うことができる位置まで処置具 2 1 を移動させるように制御部 5 0 は処置具 2 1 の位置を制御する。たとえば、制御部 5 0 は、画像情報 5 9 において関節部 2 2 が特定できない場合に、画像情報 5 9 に関節部 2 2 が表示されるまで関節部 2 2 を変位させる。

【 0 0 4 5 】

また、別の制御方法として、制御部 5 0 は、画像情報 5 9 において関節部 2 2 が特定できない場合に、関節部 2 2 が撮像部 3 0 の撮像視野の外に位置していると判定し、関節部 2 2 の特定可能領域を画像情報 5 9 に重ねた指示画像情報を画像情報 5 9 に代えて表示装置 6 へ出力してもよい。すなわち、この制御方法では、医療用システム 1 の使用者に対し

10

20

30

40

50

て処置具 2 1 の移動を促すことで、処置具 2 1 がキャリブレーション可能な範囲内に入るように制御部 5 0 が使用者の操作を支援する。画像情報 5 9 に代えて指示画像情報を受信したときには、表示装置 6 によって指示画像情報が表示される。処置具 2 1 の関節部 2 2 が撮像部 3 0 の撮像視野内における上記特定可能領域に配された後、画像処理部 5 4 は、関節部 2 2 の特定可能領域内に関節部 2 2 が位置した画像情報 5 9 を用いて関節部 2 2 の位置と姿勢との少なくともいずれかを算出する。

【 0 0 4 6 】

図 5 は、第 1 実施形態の医療用システムの表示装置の画像の一例を示す図である。図 5 に示すように、表示装置 6 に表示されている画像情報 5 9 に基づいて、キャリブレーション部 5 3 がキャリブレーションを行う。たとえば、制御部 5 0 は、関節部 2 2 における屈曲点を仮想的な特徴点として画像情報 5 9 から画像認識により設定し、各関節部 2 2 における屈曲角度を算出する。

10

【 0 0 4 7 】

図 6 は、第 1 実施形態の医療用システムのキャリブレーションを説明するフローチャートである。図 6 に示すように、処置具先端キャリブレーションでは、まず、ヒステリシス幅 $\Delta\theta$ が計測される[ヒステリシス幅計測](ステップ S T 1 0 1)。ここで、ヒステリシス幅 $\Delta\theta$ の測定とは、指令が発せられてから関節部 2 2 の変位が開始するまでの間に、処置具駆動部 3 2 が駆動された量に基づいた値である。

【 0 0 4 8 】

次に、パラメータテーブル 5 7 に記憶されたパラメータを参照[テーブル参照](ステップ S T 1 0 2)し、ヒステリシス値が更新される[パラメータ更新](ステップ S T 1 0 3)。ここで、ヒステリシス値とは、ヒステリシス幅 Δx を変数に含む関数からなるパラメータ要素として定義されている。たとえば、ヒステリシス値は、以下の数式(1)によって表される。

20

【 0 0 4 9 】

【数 1】

$$u = \Delta\theta \cdot \text{sgn}(\dot{\theta}_{ref}) \quad \dots \text{数式 (1)}$$

【 0 0 5 0 】

上記の数式(1)における記号 u は、ヒステリシス値であり、本実施形態における補償値である。ヒステリシス値は、パラメータテーブル 5 7 に記憶されることにより、更新後のパラメータとして制御器 7 の動作時に読み込まれる。

30

そして、更新されたヒステリシス値を用いてキャリブレーションが行われることになる。なお、ヒステリシス幅は、図 7 に示すフローチャートによって得られる。

【 0 0 5 1 】

図 7 は、第 1 実施形態の医療用システムのヒステリシス幅を測定する一例を示すフローチャートである。

図 7 に示すように、ヒステリシス幅の計測においては、撮像部 3 0 によって、少なくとも関節部 2 2 を撮像視野に含む少なくとも 1 の画像が取得される[画像取得開始](ステップ S T 2 0 1)。たとえば、撮像部 3 0 により取得された画像は、関節部 2 2 を画像内に含んだ状態で表示装置 6 に表示される。

40

【 0 0 5 2 】

撮像部 3 0 による撮像が行われている状態で、処置具駆動部 3 2 のモータ 3 5 が駆動を開始される[モータ駆動開始](ステップ S T 2 0 2)。モータ 3 5 の駆動に伴い、関節部 2 2 は、移動を開始される。しかしながら、ワイヤ 3 8 の伸びやたるみ、あるいはワイヤ 3 8 の外面に対する摩擦等によって、モータ 3 5 の駆動と関節部 2 2 の屈曲との間に遅れその他の差異が生じることがある。たとえば、モータ 3 5 が駆動されても、モータ 3 5 が一定の回転角に達するまで関節部 2 2 が全く動作しない場合もある。

【 0 0 5 3 】

50

モータ３５の駆動が開始された時点から、処置具先端角度情報の検出が開始される〔処置具先端角度情報を検出〕（ステップＳＴ２０３）。すなわち、移動中の関節部２２の動きが検出される。処置具先端角度情報は、後述するパターンマッチングやオプティカルフローにより検出可能である。

ここで、関節部２２に動きがあったか否かが検出される〔処置先端部が動いた〕（ステップＳＴ２０４）。

このとき、関節部２２に動きがない場合、処置具先端角度情報が繰り返し検出される〔処置具先端角度情報を検出〕（ステップＳＴ２０３）。

これに対して、関節部２２に動きがあった場合、モータ３５の駆動が一旦停止される〔モータ駆動停止〕（ステップＳＴ２０５）。

なお、先端部３４の初期値が既知である場合には、先端部３４を一方向へ移動させることでヒステリシス幅を算出可能である。先端部３４の初期値が不明である場合には、対向する２方向（たとえば左右方向）へ先端部３４を往復移動させることで初期値不明のままヒステリシス幅を算出可能である。たとえば、先端部３４を所定の一方向に移動させるためにモータ３５を動作させ、先端部３４の微小動作が検出されたときのモータ３５の動作量を記憶し、続いて上記所定の一方向と反対方向に移動させるためにモータ３５を動作させ、先端部３４の微小動作が検出されたときのモータ３５の動作量を記憶する。この過程で取得された２つの動作量の情報から、ヒステリシス幅を算出できる。

そして、補償量演算部５５によって、指令が発せられてから関節部２２の変位が開始するまでの間に、処置具駆動部３２が駆動された量に基づくヒステリシス幅を算出して、ヒステリシス値を確定し、補償値 u とする〔ヒステリシス幅を算出〕（ステップＳＴ２０６）。このように、関節部２２が微小動作するまでモータ３５が駆動され、処置具駆動部３２が駆動された量に基づいてヒステリシス幅が算出される。

【００５４】

図８は、第１実施形態の医療用システムの処置具先端角度情報を検出する一例のフローチャートである。

図８に示すように、まず、内視鏡装置３の撮像部３０によって画像情報５９が取得される〔内視鏡画像を取得〕（ステップＳＴ３０１）。

次に、標識部 X に基づいてあらかじめ設定されているパターンを参照したパターンマッチングにより、取得された画像情報５９から処置具２１の画像情報５９が抽出される〔パターンマッチにより画像から処置具を抽出〕（ステップＳＴ３０２）。

続いて、抽出された画像情報５９から特徴点が抽出される〔特徴点を抽出〕（ステップＳＴ３０３）。

そして、抽出された特徴点から処置具２１の先端部３４の角度情報が算出される〔処置具先端角度情報を算出〕（ステップＳＴ３０４）。

【００５５】

図９は、第１実施形態の医療用システムの処置具先端角度情報を検出する他例のフローチャートである。図９に示すように、内視鏡装置３により取得された画像情報５９をオプティカルフロー方式で処理する。つまり、画像処理部５４によって、画像情報５９において、最新の画像情報５９と時系列で直前に取得された画像情報５９との差分から関節部２２の変位を算出する。すなわち、まず、内視鏡装置３の最新の画像情報５９が取得される。その後、直前の内視鏡装置３の画像情報５９が取得され、両画像情報５９の偏差が算出されることにより、内視鏡先端の移動方向と移動距離が算出される〔最新の内視鏡画像情報と直前の内視鏡画像情報の差分から内視鏡先端の移動方向と移動距離を算出〕（ステップＳＴ４０１）。

次に、処置具２１の先端部３４の角度の変位量が算出される〔処置具先端部の角度の変位量を算出〕（ステップＳＴ４０２）。

【００５６】

以上に説明した第１実施形態によれば、制御部５０が、パラメータテーブル５７と、制御器７と、画像処理部５４と、補償量演算部５５と、を持つので、ワイヤ３８の特性変動

10

20

30

40

50

によって生じる処置具 2 1 の先端部 3 4 の動作の変化を考慮したキャリブレーションができる。これにより、軟性である本実施形態の内視鏡装置 3 において処置対象部位に処置具 2 1 の先端部 3 4 が案内されたときに適切なキャリブレーションを行うことができる。

【 0 0 5 7 】

また、第 1 実施形態によれば、画像処理部 5 4 によって、パターンマッチングあるいはオプティカルフローを使用して処置具 2 1 の関節部 2 2 の屈曲角度を算出できるので、処置対象部位を観察するために必須な撮像部 3 0 をキャリブレーションのための構成として利用できる。このため、関節部 2 2 の関節角度を検出するエンコーダ等を必要とせず、簡易な構成で精度の高いキャリブレーションができる。

【 0 0 5 8 】

また、第 1 実施形態によれば、制御部 5 0 は、画像情報 5 9 において関節部 2 2 が特定できない場合に、画像情報 5 9 に関節部 2 2 が表示されるまで関節部 2 2 を変位させるために、キャリブレーションができないという事態を回避できる。

【 0 0 5 9 】

また、関節部 2 2 の特定可能領域を画像情報 5 9 に重ねた指示画像を画像情報 5 9 に代えて表示装置 6 へ出力して使用者による処置具 2 1 の移動を促す場合には、処置具 2 1 の操作が処置具 2 1 の使用者に委ねられているので、処置具 2 1 の移動を安定して行える。なお、処置具 2 1 が使用者によって適切な位置に移動されたときに自動的にキャリブレーションが開始されてもよく、この場合には、使用者に求める操作が簡略化できる。

【 0 0 6 0 】

また、第 1 実施形態によれば、制御部 5 0 は、処置具 2 1 を標識部 X に基づいて判別するために、簡単な画像処理によって処置具 2 1 を検出することができる。

なお、上記実施形態では、パターンマッチングとオプティカルフローとのいずれかが採用される例を示したが、パターンマッチングとオプティカルフローとの両方の画像処理が可能な構成を有していてもよい。たとえば、標識部 X が識別可能でありパターンマッチング画像がある場合にはパターンマッチングが採用され、標識部 X が識別不能である場合や適切なパターンマッチング画像がない場合にはオプティカルフローが採用されてよい。すなわち、パターンマッチングとオプティカルフローとのどちらを採用するかが状況に応じて選択される構成を有していてもよい。

【 0 0 6 1 】

また、第 1 実施形態によれば、補償量演算部 5 5 は、指令が発せられてから関節部 2 2 の変位が開始するまでの間に処置具駆動部 3 2 が駆動された量に基づくヒステリシス幅を算出して補償値を設定するために、処置具 2 1 の先端部 3 4 における実測値を利用した適切な補償値を取得することができる。

【 0 0 6 2 】

また、第 1 実施形態によれば、制御部 5 0 は、標識部 X に基づいて判別された処置具 2 1 に対応してパラメータを変更するために、処置具 2 1 の正確な検出を行うことができる。

【 0 0 6 3 】

(第 2 実施形態)

次に、本発明の第 2 実施形態について説明する。

図 1 0 は、第 2 実施形態の医療用システムのキャリブレーションを説明するフローチャートである。なお、以下の各実施形態において、第 1 実施形態と同一の部位には同一の符号を付してその説明は省略し、異なる点についてのみ説明する。

図 1 0 に示すように、本実施形態では、制御部 5 0 におけるキャリブレーション手順が上記実施形態と異なっている。本実施形態におけるキャリブレーションでは、処置具 2 1 の先端部 3 4 の切り返しの指令が発生してから、この指令に応じて処置具 2 1 の先端部 3 4 が切り返しを始めた遅れ時間を用いている。なお、本実施形態において、「切り返し」とは、所定の一方方向に先端部 3 4 が変位している状態から先端部 3 4 が逆方向に変位するように変位方向が切り替わることをいう。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 4 】

本実施形態におけるキャリブレーションでは、まず、切り返しの指令が発生された時のカウント値が取得される〔切り返し入力発生時カウント取得〕（ステップ S T 5 0 1）。カウント値の取得は、たとえば、不図示のタイマーをゼロにリセットしてカウントアップを開始することで切り返しの指令が発生された時点を経点をゼロとする。

次に、切り返しの指令によって処置具 2 1 の先端部 3 4 が切り返しを始めた時のカウント値が取得される〔処置具切り返し時カウント取得〕（ステップ S T 5 0 2）。処置具 2 1 の先端部 3 4 が切り返しを始めたことは、上記第 1 実施形態で説明したパターンマッチングやオプティカルフローを用いて先端部 3 4 の変位を検出することで検出可能である。

【 0 0 6 5 】

続いて、切り返しの指令が発生してから、処置具 2 1 の先端部 3 4 が切り返しを始めた時までの遅れ時間が取得される〔遅れ時間取得〕（ステップ S T 5 0 3）。本実施形態では、切り返しの指令が発生されたときにゼロでリセットされたタイマーにおけるカウント値が遅れ時間として取得される。

そして、パラメータテーブル 5 7 が参照され〔テーブル参照〕（ステップ S T 5 0 4）、続いて遅れ時間に対する補償値が更新される〔遅れ時間に対する補償値を更新〕（ステップ S T 5 0 5）。ここで、遅れ時間は、以下の数式（2）によって表される位相進みフィルタ、数式（3）によって表される制御補償によって補償することができる。なお、時定数から位相進みフィルタを設定してもよい。

【 0 0 6 6 】

【 数 2 】

$$\frac{\Delta T \cdot s + 1}{1} \quad \dots \text{数式 (2)}$$

【 0 0 6 7 】

【 数 3 】

$$u = \frac{\Delta T \cdot s + 1}{1} \theta_{ref} \quad \dots \text{数式 (3)}$$

【 0 0 6 8 】

上記の数式（3）において、u は補償値となる。

第 2 実施形態によれば、切り返しの指令が発生してから、処置具 2 1 の先端部 3 4 が切り返しを始めた時までの遅れ時間がパラメータテーブル 5 7 によって参照されて、遅れ時間に対する補償値が更新されることにより、ワイヤ 3 8 の特性変動があったとしても、キャリブレーションを行うことができる。

【 0 0 6 9 】

（第 3 実施形態）

次に、本発明の第 3 実施形態について説明する。

図 1 1 は、第 3 実施形態の医療用システムのキャリブレーションを説明するフローチャートである。本実施形態では、制御部 5 0 におけるキャリブレーション手順が上記実施形態と異なっている。図 1 1 に示すように、本実施形態におけるキャリブレーションでは、指令により処置具 2 1 の先端部 3 4 を変位させる振幅と、実際に処置具 2 1 の先端部 3 4 が変位した振幅（角度応答）との比に基づいて補償量が変更される。

【 0 0 7 0 】

本実施形態では、まず、入力値が参照される〔入力値参照〕（ステップ S T 6 0 1）。

次に、処置具 2 1 の先端部 3 4 の振幅量が計測される〔処置具先端部振幅計測〕（ステップ S T 6 0 2）。

続いて、計測された振幅量がパラメータテーブル 5 7 で参照され〔テーブル参照〕（ステップ 6 0 3）、補償係数が更新される〔補償係数を更新〕（ステップ S T 6 0 4）。補償係数に基づいた補償値は、下記の数式（4）に定義された式における u として表される

。

【 0 0 7 1 】

【 数 4 】

$$u = \alpha \cdot \theta_{ref} \quad \dots \text{数式 (4)}$$

【 0 0 7 2 】

上記の数式 (4) における α は、補償係数であり、以下の数式 (5) によって表される。例えば、指令による振幅に対する実際の先端部 3 4 の振幅が $1 / 2$ であれば、補償係数 α は 2 となり、補償値 u は上記の数式 (4) から $2 \theta_{ref}$ となる。

10

【 0 0 7 3 】

【 数 5 】

$$\alpha = \frac{\theta_{ref}}{\theta_{out}} \quad \dots \text{数式 (5)}$$

【 0 0 7 4 】

第 3 実施形態によれば、指令と処置具 2 1 の先端部 3 4 の角度応答の振幅比に基づいて補償量に変更されることにより、ワイヤ 3 8 の特性変動があったとしても、キャリブレーションを行うことができる。

20

【 0 0 7 5 】

(第 4 実施形態)

次に、本発明の第 4 実施形態について説明する。

図 1 2 は、第 4 実施形態の医療用システムのキャリブレーションを説明するフローチャートである。本実施形態では、制御部 5 0 におけるキャリブレーション手順が上記実施形態と異なっている。

【 0 0 7 6 】

図 1 2 に示すように、この場合のキャリブレーションでは、入力と角度応答から弾性を有するモデルを仮定し、このモデルを用いてパラメータテーブル 5 7 が変更される。ここで、先端部 3 4 は、軟性部 3 3 に蓄積されている弾性復元力やワイヤ 3 8 に有する弾性反発力によって弾性特性を有する。そのため、軟性部 3 3 およびワイヤ 3 8 に有する弾性特性によって振幅が減少する。すなわち、まず、エンコーダ 3 6 によるモータ 3 5 の駆動量が参照される [モータ駆動量参照] (ステップ S T 7 0 1) 。

30

【 0 0 7 7 】

次に、処置具 2 1 の先端部 3 4 の応答が検出される [処置具先端の応答検出] (ステップ S T 7 0 2) 。

【 0 0 7 8 】

続いて、あらかじめ用意されているモデルとの比較が行われる [モデルと比較] (ステップ S T 7 0 3) 。ここで、モデルとしては、以下の数式 (6) 、数式 (7) によって表される。なお、以下の数式 (6) 、数式 (7) において、 θ は先端部 3 4 の角度、 θ_m はモータ 3 5 の角度、 θ' は先端部 3 4 の角速度、 J は先端部 3 4 の慣性モーメント、 J_m はモータ 3 5 の慣性モーメント、 F はモータ 3 5 が発生するトルク、 k_e は先端部 3 4 の回転方向の環境剛性、 c は回転方向の粘性摩擦係数、 f_d は先端部 3 4 にかかる摩擦トルク、 k は回転方向に換算したワイヤ 3 8 の剛性を示す。

40

また、先端部 3 4 の検出が位置の場合もあり、この場合、以下の数式 (6) 、数式 (7) において、 θ は先端部 3 の位置、 θ_m はモータ 3 5 の位置、 θ' は先端部 3 4 の速度、 J は先端部 3 4 の質量、 J_m はモータ 3 5 の質量、 F はモータ 3 5 が発生する力、 k_e は先端部 3 4 の並進方向の環境剛性、 c は並進方向の粘性摩擦係数、 f_d は先端部 3 4 にかかる摩擦力、 k はワイヤ 3 8 の剛性を示す。

【 0 0 7 9 】

50

【数 6】

$$J_m \ddot{\theta}_m = -k(\theta_m - \theta) + F \quad \dots \text{数式 (6)}$$

【0080】

【数 7】

$$J \ddot{\theta} = -k(\theta - \theta_m) - k_e(\theta) - c\dot{\theta} - f_d \cdot \text{sgn}(\dot{\theta}) \quad \dots \text{数式 (7)}$$

【0081】

10

そして、モデル内のパラメータが更新される〔モデル内パラメータを更新〕ステップ S T 704)。

モデル内のパラメータは、画像情報から得た先端角度情報と、モデル出力とを一致させるように繰り返し計算を行うことで得ることができる。

補償値 u は、モデル内のパラメータを用いて、下記の数式 (8)、数式 (9) により求めることができる。

【0082】

【数 8】

$$\Delta\theta = \frac{f_d}{k} \quad \dots \text{数式 (8)}$$

20

【0083】

【数 9】

$$u = \Delta\theta \cdot \text{sgn}(\dot{\theta}_{ref}) \quad \dots \text{数式 (9)}$$

【0084】

上記数式 (8) において、 f_d は先端部 34 にかかる摩擦トルク、 k は回転方向に換算したワイヤ 38 の剛性を示す。

30

この場合、モデルの出力と指令出力とを一致させることにより、補償量を決定することができる。

【0085】

第 4 実施形態によれば、入力と角度応答から仮定されたモデルを用いてパラメータテーブル 57 が変更されることにより、ワイヤ 38 の特性変動があったとしても、キャリブレーションを行うことができる。

なお、上記数式 (6)、数式 (7) により表されるモデルは一例であり、他の関数によりモデルが定義されてもよい。

【0086】

(第 5 実施形態)

40

次に、本発明の第 5 実施形態について説明する。

図 13 は、第 5 実施形態の医療用システムのキャリブレーションを行う場合の先端部の斜視図である。本実施形態では、処置具チャンネル 29 の中心線方向における先端部 34 の進退量に対するキャリブレーションを制御部 50 が行う点で上記実施形態と異なっている。

図 13 に示すように、処置部 27 は、処置具駆動部 32 によって位置 A1 と位置 A2 との間のストローク長さ $L1$ で進退移動される。

【0087】

図 14 は、第 5 実施形態の医療用システムのキャリブレーションを行う場合の一例のフローチャートである。図 14 に示すように、まず、内視鏡装置 3 の画像情報 59 が取得さ

50

れる〔内視鏡画像を取得〕（ステップＳＴ８０１）。

次に、パターンマッチングにより内視鏡装置３の画像情報５９から処置具２１が検出される〔パターンマッチングにより画像から処置具を検出〕（ステップＳＴ８０２）。

続いて、検出された処置具２１において識別部（特徴点）Ｘが抽出される〔特徴点を抽出〕（ステップＳＴ８０３）。

そして、抽出された識別部Ｘを用いて処置具２１の進退量が算出される〔処置具進退量を算出〕（ステップＳＴ８０４）。

【００８８】

図１５は、第５実施形態の医療用システムのキャリブレーションを行う場合の他例のフローチャートである。

本実施形態におけるキャリブレーションは、上記第１実施形態で説明したオプティカルフローを利用してよい。すなわち、図１５に示すように、まず、内視鏡装置３の最新の画像情報５９が取得される。その後、直前の内視鏡装置３の画像情報５９が取得され、両画像情報５９の偏差が算出されることにより、内視鏡先端の移動方向と移動距離が算出される〔最新の内視鏡画像情報と直前の内視鏡画像情報の差分から内視鏡先端の移動方向と移動距離を算出〕（ステップＳＴ９０１）。

次に、処置具２１の先端部３４の進退量が算出される〔処置具進退量を算出〕（ステップＳＴ９０２）。

【００８９】

第５実施形態によれば、処置部２７の内視鏡装置３の画像情報５９における進退量を用いてキャリブレーションが行われることにより、ワイヤ３８の特性変動があったとしても、キャリブレーションを行うことができる。

【００９０】

（第６実施形態）

次に、本発明の第６実施形態について説明する。

図１６は、第６実施形態の医療用システムのキャリブレーションを行う場合の先端部の斜視図である。本実施形態では、処置具チャンネル２９の中心線に直交する方向における先端部３４の平行移動量に対するキャリブレーションを制御部５０が行う点で上記実施形態と異なっている。

【００９１】

図１６に示すように、この場合、関節部２２に代えて、処置部２７の内視鏡装置３の画像情報５９における平行移動量を用いてキャリブレーションが行われる。処置部２７は、処置具駆動部３２によって位置Ｂ１と位置Ｂ２との間のストローク長さＬ２で平行移動される。

【００９２】

図１７は、第６実施形態の医療用システムのキャリブレーションを行う場合の一例のフローチャートである。図１７に示すように、まず、内視鏡装置３の画像情報５９が取得される〔内視鏡画像を取得〕（ステップＳＴ１１０１）。

次に、パターンマッチングにより内視鏡装置３の画像情報５９から処置具２１が検出される〔パターンマッチングにより画像から処置具を検出〕（ステップＳＴ１１０２）。

続いて、検出された処置具２１において識別部（特徴点）Ｘが抽出される〔特徴点を抽出〕（ステップＳＴ１１０３）。

そして、抽出された識別部Ｘを用いて処置具２１の平行移動量が算出される〔処置具平行移動を算出〕（ステップＳＴ１１０４）。

【００９３】

図１８は、第６実施形態の医療用システムのキャリブレーションを行う場合の他例のフローチャートである。本実施形態におけるキャリブレーションは、上記第１実施形態で説明したオプティカルフローを利用してよい。すなわち、図１８に示すように、まず、内視鏡装置３の最新の画像情報５９が取得される。その後、直前の内視鏡装置３の画像情報５９が取得され、両画像情報５９の偏差が算出されることにより、内視鏡先端の移動方

10

20

30

40

50

向と移動距離が算出される〔最新の内視鏡画像情報と直前の内視鏡画像情報の差分から内視鏡先端の移動方向と移動距離を算出〕（ステップＳＴ１２０１）。

次に、処置具２１の先端部３４の平行移動量が算出される〔処置平行移動量を算出〕（ステップＳＴ１２０２）。

【００９４】

第６実施形態によれば、処置部２７の内視鏡装置３の画像情報５９における平行移動量を用いてキャリブレーションが行われることにより、ワイヤ３８の特性変動があったとしても、キャリブレーションを行うことができる。

【００９５】

以上、本発明の実施形態及びその変形例について図面を参照して詳述したが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。

また、上述の各実施形態において示した構成要素は適宜に組み合わせて構成することが可能である。

【符号の説明】

【００９６】

- １ 医療用システム
- ２ マスタマニピュレータ
- ３ 内視鏡装置
- ４ スレーブマニピュレータ
- ５ マスタアーム
- ６ 表示装置
- ７ 載置台
- ８ 多関節ロボット
- ２１ 処置具
- ２２ 関節部
- ２３ 観察装置
- ２４ 挿入部
- ２５ 外套管駆動部（駆動部）
- ２６ 外套管
- ２７ 処置部
- ２９ 処置具チャンネル
- ３０ 撮像部
- ３１ 照明部
- ３２ 処置具駆動部（駆動部）
- ３３ 軟性部
- ３４ 先端部
- ３５ モータ
- ３６ エンコーダ
- ３７ 駆動側回転体
- ３８ ワイヤ
- ３９ 従動側回転体
- ４０ 腕部
- ５０ 制御部
- ５１ マスタ制御部
- ５２ スレーブ制御部
- ５３ キャリブレーション部
- ５４ 画像処理部
- ５５ 補償量演算部
- ５６ 処置具情報記憶部

10

20

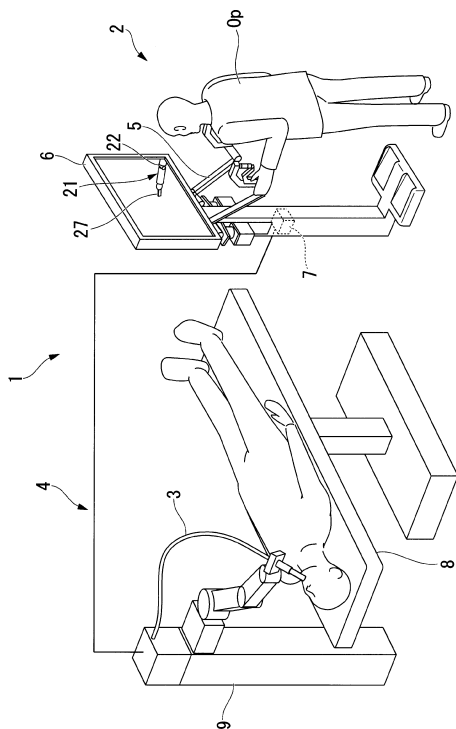
30

40

50

- 5 7 パラメータテーブル (テーブル)
 5 8 入力 (操作入力)
 5 9 画像情報
 O p 操作者
 X 標識部

【図 1】



【図 2】

図 1

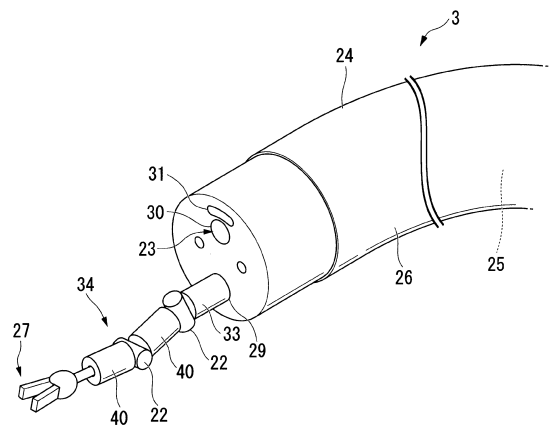


図 2

【図 3】

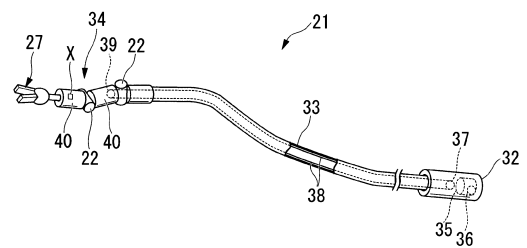


図 3

【図4】

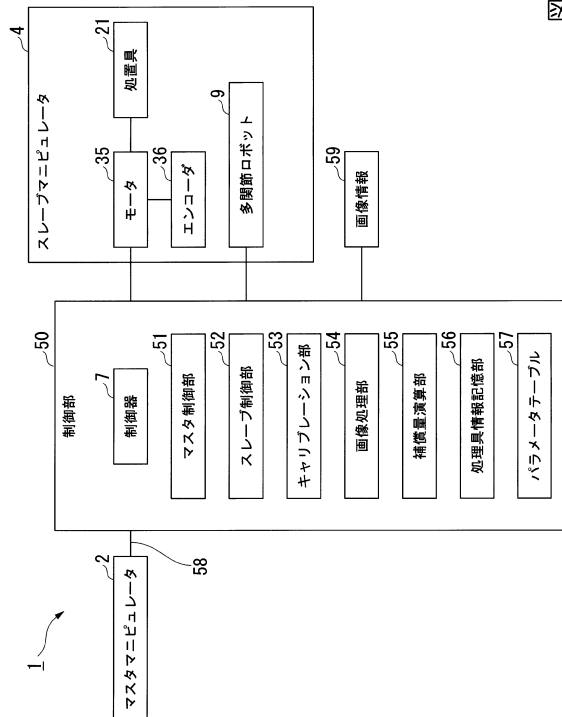


図4

【図5】

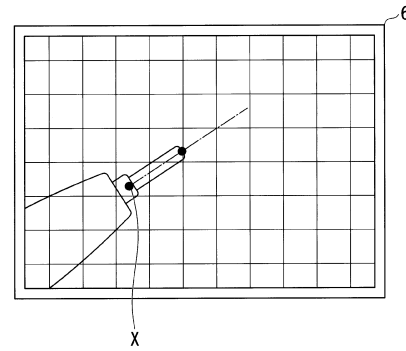


図5

【図6】

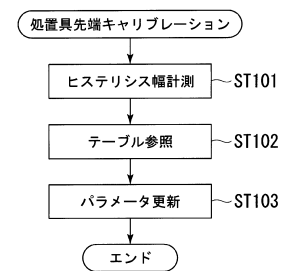


図6

【図7】

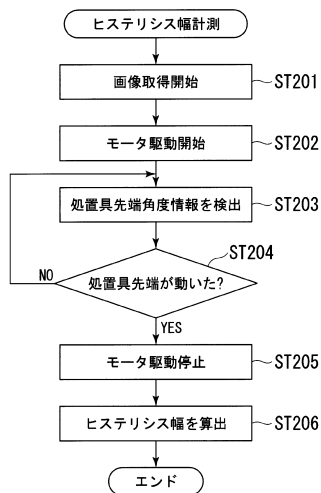


図7

【図8】

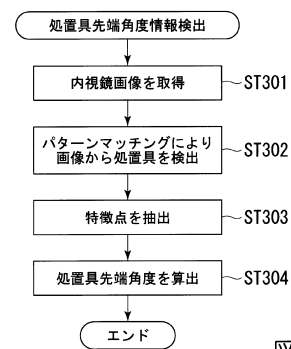


図8

【図9】

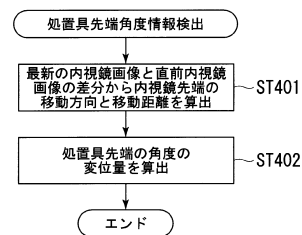


図9

【図 10】

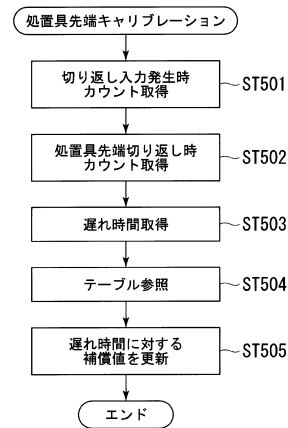


図 10

【図 11】

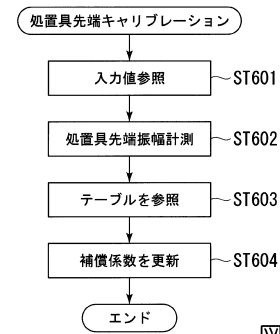


図 11

【図 12】

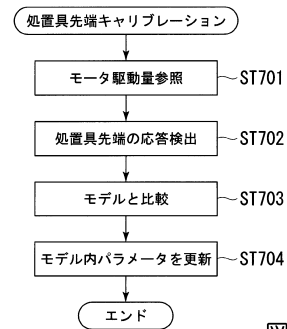


図 12

【図 13】

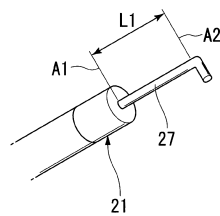


図 13

【図 15】

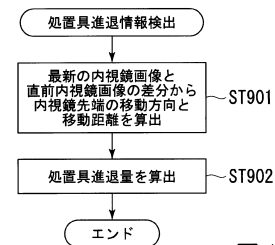


図 15

【図 14】

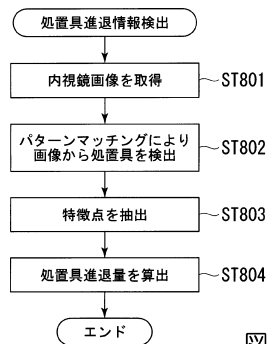


図 14

【図 16】

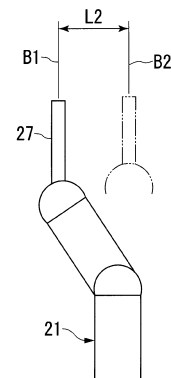


図 16

【図 17】

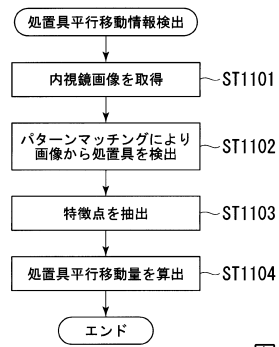


図 17

【図 18】

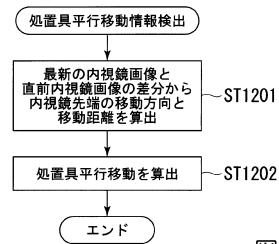


図 18

フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I			
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	G 0 2 B	23/24	B
B 2 5 J	3/00	(2006.01)	B 2 5 J	3/00	Z

(72)発明者 飯田 雅敏
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 畠山 直也
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 若井 浩志
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

審査官 田村 耕作

(56)参考文献 特開 2 0 0 9 - 1 0 7 0 7 4 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 2 6 0 2 9 8 (J P , A)
特開平 0 5 - 0 8 0 8 4 2 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 2 1 4 1 2 8 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 0 4 1 5 3 8 (J P , A)
特開昭 5 8 - 2 1 7 0 1 5 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 2 / 1 5 3 6 4 6 (WO , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

B 2 5 J	1 / 0 0 - 2 1 / 0 2
A 6 1 B	1 / 0 0
A 6 1 B	1 / 0 4
A 6 1 B	3 4 / 3 7
G 0 2 B	2 3 / 2 4

专利名称(译)	医疗系统		
公开(公告)号	JP6270537B2	公开(公告)日	2018-01-31
申请号	JP2014036824	申请日	2014-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	飯田雅敏 畠山直也 若井浩志		
发明人	飯田 雅敏 畠山 直也 若井 浩志		
IPC分类号	B25J19/04 A61B1/018 A61B1/00 A61B1/04 A61B34/37 G02B23/24 B25J3/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00057 A61B1/00087 A61B1/04 A61B34/30 A61B2017/00725 A61B2034/2065 A61B2034/301 A61B2090/364 B25J9/1692 G02B23/2476 A61B1/00006 A61B1/00045 A61B1/00059 A61B1/0051 A61B1/05 A61B34/20 A61B34/37		
FI分类号	B25J19/04 A61B1/018 A61B1/00.650 A61B1/04.510 A61B34/37 G02B23/24.B B25J3/00.Z A61B1/00.300.B A61B1/00.334.Z A61B1/00.552 A61B1/00.630 A61B1/018.515 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/045.618 A61B19/00.502		
F-TERM分类号	2H040/CA01 2H040/DA03 2H040/DA19 2H040/DA22 2H040/DA42 2H040/DA56 2H040/GA02 2H040/GA11 3C707/AS35 3C707/BS17 3C707/HT04 3C707/JT04 3C707/JU02 3C707/KS21 3C707/KT01 3C707/KT05 3C707/KT17 3C707/LT14 3C707/LT17 4C161/HH21 4C161/HH55 4C161/NN01 4C161/SS22		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
审查员(译)	田村 耕作		
其他公开文献	JP2015160278A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该医疗系统包括：治疗工具，设置有治疗部分，关节部分，柔性管部分和驱动部分；内窥镜装置，其具有保持治疗工具的外衬套和能够获取至少包括关节部的图像的成像单元；以及控制治疗工具操作的控制器。控制器包括：表格，其包括用于操作关节部分的参数；控制装置，其基于所述参数向驱动部件发出用于控制驱动部件的指令；图像处理器，基于图像计算关节部位的位置和/或姿势；补偿量计算单元，基于由图像处理器计算出的关节部位的位置和/或姿势，检测关节部位的位移，生成补偿值，用于补偿指令与位移之间的差异。联合部分，并将补偿值纳入参数。

(51) Int. Cl.			F 1		
B 2 5 J	19/04	(2006. 01)	B 2 5 J	19/04	
A 6 1 B	1/018	(2006. 01)	A 6 1 B	1/018	
A 6 1 B	1/00	(2006. 01)	A 6 1 B	1/00	6 5 0
A 6 1 B	1/04	(2006. 01)	A 6 1 B	1/04	5 1 0
A 6 1 B	34/37	(2016. 01)	A 6 1 B	34/37	

請求項の数 8 (全 20 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2014-36824 (P2014-36824)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成26年2月27日 (2014. 2. 27)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2015-160278 (P2015-160278A)		東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地
(43) 公開日	平成27年9月7日 (2015. 9. 7)	(74) 代理人	100106909
審査請求日	平成28年6月6日 (2016. 6. 6)		弁理士 棚井 澄雄
		(74) 代理人	100064908
			弁理士 志賀 正武
		(74) 代理人	100094400
			弁理士 鈴木 三義
		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高榮 忠夫
		(74) 代理人	100139686
			弁理士 鈴木 史朗
		(74) 代理人	100161702
			弁理士 橋本 宏之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用システム