

(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2019-531807

(P2019-531807A)

(43) 公表日 令和1年11月7日 (2019.11.7)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 3 0	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/005 (2006.01)	A 6 1 B 1/005 5 2 3	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/005 5 2 4	
A 6 1 B 34/30 (2016.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 2	
	A 6 1 B 1/00 6 5 5	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 35 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2019-517239 (P2019-517239)
 (86) (22) 出願日 平成29年9月28日 (2017. 9. 28)
 (85) 翻訳文提出日 令和1年5月28日 (2019. 5. 28)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2017/054127
 (87) 国際公開番号 WO2018/064394
 (87) 国際公開日 平成30年4月5日 (2018. 4. 5)
 (31) 優先権主張番号 15/282, 079
 (32) 優先日 平成28年9月30日 (2016. 9. 30)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 米国 (US)

(71) 出願人 518083032
 オーリス ヘルス インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94
 065 レッドウッド シティ ショアラ
 イン ドライブ 150
 (74) 代理人 110002860
 特許業務法人秀和特許事務所
 (72) 発明者 グレイツェル, シャウンシー エフ.
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 940
 65 レッドウッドシティ ショアライン
 ドライブ 150 オーリス ヘルス
 インコーポレイテッド内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 プルワイヤを用いた内視鏡の自動校正

(57) 【要約】

外科用ロボットシステムは、内視鏡などの管状の柔軟な外科用器具を自動的に校正する。外科用ロボットシステムは、内視鏡の非理想的な動きを補償することによって、内視鏡の動きを正確に具現化し、患者に対して外科的処置を実施しながら内視鏡を操作することができる。校正中、外科用ロボットシステムは内視鏡を目標位置に移動させ、内視鏡の実際の位置および/または向きを表すデータを受け取る。外科用ロボットシステムは、目標位置と実際の位置との間の不一致に少なくとも基づいて、ゲイン値を決定する。内視鏡は、シースおよびリーダと呼ばれる管状部品を含むことができる。外科用ロボットシステムの器具装置マニピュレータは、シースおよび/またはリーダに連結されたプルワイヤを作動させ、それによって内視鏡を関節運動させる。

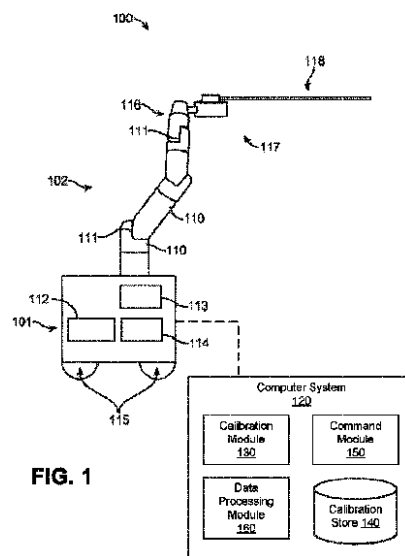


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数のゲイン値を決定する方法であって、各ゲイン値は内視鏡に関連する複数のプルワイヤのうちの 1 つに関連し、前記方法は、

複数の方向のうち各方向について、

外科用ロボットシステムを使用して前記複数のプルワイヤのうちの少なくとも 1 つを平行移動させることによって、前記内視鏡を静止位置から目標位置まで前記方向に移動させるための第 1 のコマンドを提供し、

前記第 1 のコマンドに応答して移動された前記内視鏡の実際の位置を示す前記方向に関する空間データを受け取り、

前記外科用ロボットシステムを使用して前記内視鏡を緩めて前記静止位置に戻すための第 2 のコマンドを提供することと、

前記複数の方向に関する前記空間データに基づいて、前記複数のプルワイヤのうちの少なくとも 1 つが 1 とは異なるゲイン値を有するように前記複数のゲイン値を決定することと、

前記複数のゲイン値を記憶することを含む方法。

【請求項 2】

前記複数の方向は少なくともピッチ方向およびヨー方向を含み、

前記複数のプルワイヤは少なくとも 3 つのプルワイヤを含む、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記内視鏡は、前記内視鏡の遠位端に連結された少なくとも 1 つの電磁センサ（EM センサ）を含み、

前記方法は、前記電磁センサに近接して少なくとも 1 つの電磁場発生器を配置することをさらに含み、

前記空間データを受け取ることは、前記電磁センサにおいて、電磁場の強度が前記電磁センサを含む前記内視鏡の前記遠位端の前記実際の位置の関数である電磁場を検出することを含む、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記内視鏡は、前記内視鏡の遠位端に連結された 1 以上の空間センサを含み、前記 1 以上の空間センサが、加速度計またはジャイロスコープのうちの少なくとも 1 つを含み、

前記空間データを受け取ることは、前記 1 以上の空間センサによって、前記複数の方向のうちの少なくとも 1 つにおける動きを検出することを含む、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記内視鏡に近接して複数のカメラを配置することをさらに含み、前記複数のカメラのうちの第 1 のカメラが前記内視鏡の長手方向軸と平行であり、前記複数のカメラのうちの第 2 のカメラが前記第 1 のカメラと直交し、

前記空間データを受け取ることは、前記複数のカメラによって前記内視鏡の複数の画像フレームを撮像することを含む、

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記内視鏡は、前記内視鏡の遠位端に連結された複数の基準マーカを含み、

前記方法は、

前記内視鏡に近接して複数の動作追跡カメラを配置することをさらに含み、

前記空間データを受け取ることは、前記複数の動作追跡カメラによって、各基準マーカの複数の画像フレームを撮像することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記内視鏡は、前記内視鏡の内部に埋め込まれた光ファイバを含み、

前記方法は、

前記内視鏡に近接してコンソールを配置することをさらに含み、前記コンソールが、前記光ファイバに連結され、前記光ファイバによって反射された光に基づいて反射スペクトルデータを生成し、

前記空間データを受け取ることは、前記反射スペクトルデータを分析することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記空間データを受け取ることは、

前記内視鏡に近接して透視撮像システムを配置することと、

患者の体内に前記内視鏡の遠位端を挿入することと、

10

前記透視撮像システムによって前記内視鏡の複数の透視画像を撮像することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記内視鏡は、カメラおよび作業チャネルを含み、前記カメラおよび前記作業チャネルが、前記複数のプルワイヤの各プルワイヤとそれぞれ非同心である、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記内視鏡は、リーダ管状部品を少なくとも部分的に半径方向に囲むシース管状部品を含み、前記シース管状部品が、前記複数のプルワイヤのうちの少なくとも 2 つのプルワイヤである第 1 の組を含み、前記リーダ管状部品が、前記複数のプルワイヤのうちの少なくとも 2 つのプルワイヤである第 2 の組を含む、

20

請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

前記複数のゲイン値を決定することは、前記シース管状部品に対する前記リーダ管状部品のロール角を受け取ることを含む、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記複数のゲイン値を決定することは、前記シース管状部品によって半径方向に囲まれた前記リーダ管状部品の長さを受け取ることを含む、請求項 10 に記載の方法。

30

【請求項 13】

前記シース管状部品に対する前記リーダ管状部品のロール角および前記シース管状部品によって半径方向に囲まれた前記リーダ管状部品の長さのうちの少なくとも 1 つを修正するためのコマンドを提供することと、

前記複数の方向のうち各方向について、

前記外科用ロボットシステムを使用して前記複数のプルワイヤのうちの少なくとも 1 つを平行移動させることによって、前記内視鏡を前記静止位置から前記目標位置まで前記方向に移動させるための第 3 のコマンドを提供し、

前記第 3 のコマンドに応答して移動された前記内視鏡の前記実際の位置を示す前記方向に関する新しい空間データを受け取り、

40

前記外科用ロボットシステムを使用して前記内視鏡を緩めて前記静止位置に戻すための第 4 のコマンドを提供することと、

前記複数の方向に関する前記新しい空間データに基づいて、前記複数のプルワイヤのうちの少なくとも 1 つが 1 とは異なる新しいゲイン値を有するように、複数の新しいゲイン値を決定することと、

前記複数の新しいゲイン値を記憶することとをさらに含む、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 14】

少なくとも 2 つのプルワイヤである前記第 1 の組は、

ピッチ軸に沿って正方向に前記シース管状部品を移動させる第 1 のプルワイヤと、

50

前記ピッチ軸に沿って負方向に前記シース管状部品を移動させる第2のブルワイヤと、
ヨー軸に沿って正方向に前記シース管状部品を移動させる第3のブルワイヤと、
前記ヨー軸に沿って負方向に前記シース管状部品を移動させる第4のブルワイヤとを少なくとも含む、
請求項10に記載の方法。

【請求項15】

少なくとも2つのブルワイヤである前記第2の組は、
前記ピッチ軸に沿って前記正方向に前記リーダ管状部品を移動させる第5のブルワイヤと、
前記ピッチ軸に沿って前記負方向に前記リーダ管状部品を移動させる第6のブルワイヤと、
前記ヨー軸に沿って前記正方向に前記リーダ管状部品を移動させる第7のブルワイヤと、
前記ヨー軸に沿って前記負方向に前記リーダ管状部品を移動させる第8のブルワイヤとを少なくとも含む、
請求項14に記載の方法。

10

【請求項16】

前記リーダ管状部品および前記シース管状部品は、それぞれ複数のセグメントを含み、各セグメントがヤング率に関連付けられ、
前記複数のゲイン値を決定することは、前記リーダ管状部品および前記シース管状部品のそれぞれの少なくとも1つのセグメントの前記ヤング率を受け取ることとをさらに含む、
請求項10に記載の方法。

20

【請求項17】

シース管状部品に連結された管状部品を含む内視鏡に関連する情報であって、前記シース管状部品に対する前記リーダ管状部品のロール角と、前記シース管状部品によって半径方向に囲まれた前記リーダ管状部品の長さとを示す情報を受け取ることと、
複数の方向のうち各方向について、

外科用ロボットシステムを使用して前記内視鏡の複数のブルワイヤのうちの少なくとも1つを平行移動させることによって、前記内視鏡を静止位置から目標位置まで前記方向に移動させるための第1のコマンドを提供し、

30

前記第1のコマンドに応答して移動された前記内視鏡の実際の位置を示す空間データを受け取り、

前記外科用ロボットシステムを使用して前記内視鏡を緩めて前記静止位置に戻すための第2のコマンドを提供することと、

前記ロール角と、前記長さ、各方向の前記空間データとに基づいて、各ブルワイヤが複数のゲイン値のうちの1つに関連付けられるように、前記複数のゲイン値を決定することと、

前記複数のゲイン値を記憶することを含む方法。

【請求項18】

前記シース管状部品に対する前記リーダ管状部品の前記ロール角および前記シース管状部品によって半径方向に囲まれた前記リーダ管状部品の前記長さのうちの少なくとも1つを修正するためのコマンドを提供することと、

40

前記複数の方向のうち各方向について、

前記外科用ロボットシステムを使用して前記複数のブルワイヤのうちの少なくとも1つを平行移動させることによって、前記内視鏡を前記静止位置から前記目標位置まで前記方向に移動させるための第3のコマンドを提供し、

前記第3のコマンドに応答して移動された前記内視鏡の前記実際の位置を示す前記方向に関する新しい空間データを受け取り、

前記外科用ロボットシステムを使用して前記内視鏡を緩めて前記静止位置に戻すための第4のコマンドを提供することと、

50

前記複数の方向に関する前記新しい空間データに基づいて、前記複数のプルワイヤのうちの少なくとも１つが１とは異なる新しいゲイン値を有するように、複数の新しいゲイン値を決定することと、

前記複数の新しいゲイン値を記憶することを含む
請求項１７に記載の方法。

【請求項１９】

前記シース管状部品は、前記複数のプルワイヤのうちの少なくとも２つのプルワイヤである第１の組を含み、

前記リーダ管状部品は、前記複数のプルワイヤのうちの少なくとも２つのプルワイヤである第２の組を含む、

請求項１７に記載の方法。

【請求項２０】

シース管状部品に連結された管状部品を含む内視鏡の複数のプルワイヤのうちの１つのプルワイヤにそれぞれ関連する複数のデフォルトゲイン値を検索することと、

外科用ロボットシステムを使用して患者の体内に前記内視鏡を挿入することと、

前記シース管状部品に対する前記リーダ管状部品のロール角と、前記シース管状部品によって半径方向に囲まれた前記リーダ管状部品の長さとを示す情報を受け取ることと、

前記外科用ロボットシステムを使用して前記複数のプルワイヤのうちの少なくとも１つを平行移動させることによって、前記内視鏡を移動させるためのコマンドを提供することと、

前記コマンドに応答して移動された前記内視鏡の実際の位置を示す空間データを受け取ることと、

前記複数のプルワイヤのうちの少なくとも１つについて、前記ロール角、前記長さおよび前記空間データに基づいて新しいゲイン値を決定することと、

前記新しいゲイン値を記憶することを含む方法。

【請求項２１】

前記新しいゲイン値に基づいて第２のコマンドを生成することと、

前記外科用ロボットシステムを使用して前記内視鏡を移動させるための前記第２のコマンドを提供することとをさらに含む、

請求項２０に記載の方法。

【請求項２２】

前記空間データを受け取ることは、

前記内視鏡に近接して透視撮像システムを配置することと、

前記透視撮像システムによって前記内視鏡の複数の透視画像を撮像することを含む、

請求項２０に記載の方法。

【請求項２３】

前記外科用ロボットシステムは、前記コマンドに応答して、ヨー方向およびピッチ方向の角度に前記内視鏡を曲げる、

請求項２０に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

関連出願の相互参照

本出願の主題は、２０１４年１０月２４日に出願され、「SYSTEM FOR ROBOTIC - ASSISTED ENDOLUMENAL SURGERY AND RELATED METHODS」と題された米国特許出願第１４／５２３，７６０号に関連し、その全開示は参照により本明細書に組み込まれる。

【０００２】

この説明は、一般に、外科用ロボットに関し、特に、プルワイヤを用いて内視鏡を校正するための自動化プロセスに関する。

10

20

30

40

50

【背景技術】

【0003】

ロボット技術は様々な用途を有する。特に、ロボットアームは、人間が通常実行するであろう作業を完了するのを支援する。例えば、工場では、ロボットアームを使用して自動車および家電製品を製造する。さらに、科学施設では、ロボットアームを使用してマイクロプレートの搬送などの実験手順を自動化する。近年、外科的処置を実施するのを補助するために、医師がロボットアームを使用し始めている。例えば、医師は、ロボットアームを使用して内視鏡などの外科用器具を制御する。

【0004】

可動先端部を有する内視鏡は、低侵襲的方法で外科的処置を実施するのを支援する。肺または血管などの患者の遠隔部位に可動先端部を向けることができる。先端部の実際の位置が目標位置からずれていると、先端部の位置を修正するための追加の操作をすることになる場合がある。手動較正のための既存の技術は、先端部の動きを正確に具現化しない内視鏡先端部のわずかなたわみに左右されることがある。

【発明の概要】

【0005】

外科用ロボットシステムは、内視鏡などの管状の柔軟な外科用器具を自動的に較正する。外科用ロボットシステムは、内視鏡の非理想的な動きを補償することによって、内視鏡の動きを正確に具現化し、患者に対して外科的処置を実施しながら内視鏡を操作することができる。較正中、外科用ロボットシステムは、内視鏡を目標位置に移動させ、内視鏡の実際の位置を表す較正データを受け取る。外科用ロボットシステムは、空間センサによってとらえた較正データに基づいて、コマンドに応答して内視鏡が移動する実際の位置および/または向きを特定する。空間センサの例には、加速度計、ジャイロスコープ、電磁センサ、光ファイバ、カメラおよび透視撮像システムが挙げられる。外科用ロボットシステムは、目標位置と実際の位置との間の不一致に少なくとも基づいて、ゲイン値を決定する。外科用ロボットシステムは、外科的処置の前または最中に較正を実行することができる。

【0006】

いくつかの実施形態では、内視鏡は、シースおよびリーダと呼ばれる管状部品を含む。ゲイン値はまた、シースから延びるリーダの長さ、またはシースに対するリーダの相対ロール角に基づいてもよい。外科用ロボットシステムは、器具装置マニピュレータ(I D M)を使用してシースおよびリーダを動かす。例えば、I D Mは、シースまたはリーダに連結されたプルワイヤを平行移動させ、それによって内視鏡を異なる軸、例えばピッチ、ヨーおよびロール軸に沿って移動させる。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】一実施形態による外科用ロボットシステムを示す。

【図2】一実施形態による外科用ロボットシステム用のコマンドコンソールを示す。

【図3A】一実施形態による内視鏡の複数の動作段階(degrees of motion)を示す。

【図3B】一実施形態による、シースおよびリーダ構成要素を含む内視鏡の上面図である。

【図3C】一実施形態による内視鏡のシースの断面側面図である。

【図3D】一実施形態による内視鏡のシースの螺旋部の等角図である。

【図3E】一実施形態による内視鏡のシースの螺旋部の別の等角図である。

【図3F】一実施形態による、螺旋部を有する内視鏡のシースの側面図である。

【図3G】一実施形態による、図3Fに示す内視鏡のシースの別の図である。

【図3H】一実施形態による内視鏡のリーダの断面側面図である。

【図3I】一実施形態による、図3Hに示す内視鏡のリーダの遠位先端部の断面等角図である。

10

20

30

40

50

【図４Ａ】一実施形態による外科用ロボットシステムの器具装置マニピュレータの等角図である。

【図４Ｂ】一実施形態による、図４Ａに示す器具装置マニピュレータの分解等角図である。

【図４Ｃ】一実施形態による、図４Ａに示す器具装置マニピュレータの独立駆動機構の等角図である。

【図４Ｄ】一実施形態による、図４Ｃに示す独立駆動機構の歪みゲージによって力がどのように測定され得るかを示す概念図を示す。

【図５Ａ】一実施形態による内視鏡内部のプルワイヤを示す。

【図５Ｂ】一実施形態による、静止位置にある内視鏡の背面図を示す。

【図５Ｃ】一実施形態による、図５Ｂに示す内視鏡の上面図を示す。

【図５Ｄ】一実施形態による、図５Ｂに示す内視鏡の側面図を示す。

【図５Ｅ】一実施形態による、屈曲位置にある図５Ｂに示す内視鏡の背面図を示す。

【図５Ｆ】一実施形態による、図５Ｅに示す内視鏡の上面図を示す。

【図５Ｇ】一実施形態による、図５Ｅに示す内視鏡の側面図を示す。

【図５Ｈ】一実施形態による、非理想的なさらなるずれ（offset）を示す屈曲位置にある、図５Ｂに示す内視鏡の背面図を示す。

【図５Ｉ】一実施形態による、図５Ｈに示す内視鏡の上面図を示す。

【図５Ｊ】一実施形態による、静止位置にある図５Ｂに示す内視鏡の背面図を示す。

【図５Ｋ】一実施形態による、図５Ｊに示す内視鏡の側面図を示す。

【図５Ｌ】一実施形態による、非理想的なロール方向のさらなるずれを示す屈曲位置にある、図５Ｊに示す内視鏡の背面図を示す。

【図５Ｍ】一実施形態による、図５Ｌに示す内視鏡の側面図を示す。

【図６Ａ】一実施形態による電磁追跡システムの図である。

【図６Ｂ】一実施形態による、内視鏡に近接したカメラの図である。

【図６Ｃ】一実施形態による、基準マーカを含む内視鏡に近接した動作追跡カメラの図である。

【図６Ｄ】一実施形態による、形状感知光ファイバを有する内視鏡の図である。

【図６Ｅ】一実施形態による、内視鏡に近接した透視撮像システムの図である。

【図７Ａ】一実施形態による、内視鏡のシースの外側に延びた内視鏡のリーダの長さを示す。

【図７Ｂ】一実施形態による、内視鏡のシースに対する内視鏡のリーダの相対ロール角を示す。

【図８Ａ】一実施形態による、内視鏡の自動校正のためのプロセスのフローチャートである。

【図８Ｂ】一実施形態による、延出長および相対ロール角に基づく内視鏡の自動校正のためのプロセスのフローチャートである。

【図９】一実施形態による、内視鏡の術中自動校正のためのプロセスのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【０００８】

図面は、例示のみを目的として本発明の実施形態を示す。当業者は、本明細書に記載の本発明の原理から逸脱することなく、本明細書に例示した構造および方法の代替的な実施形態を使用できることを以下の説明から容易に理解するであろう。

【０００９】

本明細書に開示されている方法および装置は、２０１４年１０月２４日に出願され、米国特許出願公開第２０１５／０１１９６３７号明細書として公開され、「SYSTEM FOR ROBOTIC - ASSISTED ENDOLUMENAL SURGERY AND RELATED METHODS」と題された米国特許出願第１４／５２３，７６０号明細書（その全開示内容は、参照により先に組み込まれている）に記載されてい

10

20

30

40

50

るような１つ以上の内視鏡構成要素または工程とともに使用するのに非常に適している。前述の出願は、本明細書に開示された実施形態による組合せに適したシステム構成要素、管腔内システム、仮想レール構成、機構チェンジャーインターフェース、器具装置マニピュレータ（ＩＤＭ）、内視鏡用器具設計、制御コンソール、内視鏡、器具装置マニピュレータ、管腔内ナビゲーションおよび管腔内手順を記載している。

【００１０】

Ⅰ．外科用ロボットシステム

図１は、一実施形態による外科用ロボットシステム１００を示す。外科用ロボットシステム１００は、１つ以上のロボットアーム、例えばロボットアーム１０２に連結された基部１０１を含む。基部１０１はコマンドコンソールに通信可能に連結されており、これについては第Ⅱ節「コマンドコンソール」の図２を参照してさらに説明される。基部１０１は、ロボットアーム１０２が患者に対して外科的処置を実行するためのアクセスを有するように配置することができ、医師などのユーザがコマンドコンソールで快適に外科用ロボットシステム１００を制御することができる。いくつかの実施形態では、基部１０１は、患者を支持するための外科手術台またはベッドに連結されてもよい。明確にするために図１には示されていないが、基部１０１は、制御電子回路、空気圧、電源、光源などのサブシステムを含んでもよい。ロボットアーム１０２は、関節１１１で連結された複数のアームセグメント１１０を含み、これにより、ロボットアーム１０２に多自由度、例えば、７つのアームセグメントに対応する７つの自由度を提供する。基部１０１は、電源１１２と、空気圧１１３と、中央処理装置、データベース、制御回路およびメモリなどの構成要素を含む制御およびセンサ電子回路１１４と、ロボットアーム１０２を動かすためのモータなどの関連アクチュエータとを収容してもよい。基部１０１内の電子回路１１４はまた、コマンドコンソールから通信された制御信号を処理し送信してもよい。

【００１１】

いくつかの実施形態では、基部１０１は、外科用ロボットシステム１００を搬送するための車輪１１５を含む。外科用ロボットシステム１００の可動性は、外科手術室内の空間的制約に適応するのを支援するとともに、外科用機器の適切な位置決めおよび移動を容易にする。さらに、この可動性は、ロボットアーム１０２が患者、医師、麻酔科医または他の機器と干渉しないように、ロボットアーム１０２を構成することを可能にする。処置中、ユーザはコマンドコンソールなどの制御装置を使用してロボットアーム１０２を制御してもよい。

【００１２】

いくつかの実施形態では、ロボットアーム１０２は、ブレーキとカウンターバランスとの組合せを使用してロボットアーム１０２の位置を維持するセットアップ関節を含む。カウンターバランスは、ガススプリングまたはコイルスプリングを含んでもよい。ブレーキ、例えばフェールセーフブレーキは、機械的および／または電氣的構成要素を含んでもよい。さらに、ロボットアーム１０２は、重力支援受動支持型ロボットアームであってよい。

【００１３】

各ロボットアーム１０２は、機構チェンジャーインターフェース（ＭＣＩ）１１６を使用して器具装置マニピュレータ（ＩＤＭ）１１７に連結されてもよい。ＩＤＭ１１７は、取り外され、異なる種類のＩＤＭと交換され得る。例えば、第１の種類のＩＤＭは内視鏡を操作し、第２の種類のＩＤＭは腹腔鏡を操作する。ＭＣＩ１１６は、空気圧、電力、電気信号および光信号をロボットアーム１０２からＩＤＭ１１７に伝達するためのコネクタを含む。ＭＣＩ１１６は、止めねじまたは基板コネクタとすることができる。ＩＤＭ１１７は、直接駆動、ハーモニック駆動、ギヤ駆動、ベルトおよびプーリ、磁気駆動などを含む技術を使用して、内視鏡１１８などの外科用器具を操作する。ＭＣＩ１１６は、ＩＤＭ１１７の種類に基づいて交換可能であり、特定の種類の外科的処置用にカスタマイズすることができる。ロボットアーム１０２は、ＫＵＫＡ ＡＧ（登録商標）ＬＢＲ５ロボットアームのように、関節レベルのトルク感知、および手首を遠位端に含むことができる。

【 0 0 1 4 】

内視鏡 1 1 8 は、患者の解剖学的構造内に挿入されて解剖学的構造（例えば体組織）の画像を撮像する管状の柔軟な外科用器具である。具体的には、内視鏡 1 1 8 は、画像を撮像する 1 つ以上の撮像装置（例えば、カメラまたはセンサ）を含む。撮像装置は、光ファイバ、ファイバアレイまたはレンズなどの 1 つ以上の光学部品を含んでもよい。光学部品は、内視鏡 1 1 8 の先端部の動きが撮像装置によって撮像された画像に変化をもたらすように、内視鏡 1 1 8 の先端部とともに動く。内視鏡 1 1 8 は、第 I I I 節「内視鏡」の図 3 A ~ I を参照してさらに説明される。

【 0 0 1 5 】

外科用ロボットシステム 1 0 0 のロボットアーム 1 0 2 は、細長い移動部材を使用して内視鏡 1 1 8 を操作する。細長い移動部材は、プルもしくはプッシュワイヤとも呼ばれるプルワイヤ、ケーブル、ファイバまたは可撓性シャフトを含んでもよい。例えば、ロボットアーム 1 0 2 は、内視鏡 1 1 8 に連結された複数のプルワイヤを作動させて内視鏡 1 1 8 の先端部を曲げる。プルワイヤは、ステンレス鋼、ケブラー、タングステン、炭素繊維などの金属材料および非金属材料の両方を含んでもよい。内視鏡 1 1 8 は、細長い移動部材によって加えられる力に応答して非理想的な動きを示す可能性がある。非理想的な動きは、内視鏡 1 1 8 の剛性および圧縮性の不完全性または変動、ならびに様々な細長い移動部材間の弛みまたは剛性のばらつきによるものであり得る。

【 0 0 1 6 】

外科用ロボットシステム 1 0 0 は、コンピュータシステム 1 2 0、例えば、コンピュータプロセッサを含む。コンピュータシステム 1 2 0 は、較正モジュール 1 3 0、較正記憶装置 1 4 0、コマンドモジュール 1 5 0 およびデータ処理モジュール 1 6 0 を含む。データ処理モジュール 1 6 0 は、外科用ロボットシステム 1 0 0 によって収集された較正データを処理することができる。較正モジュール 1 3 0 は、較正データに基づくゲイン値を用いて内視鏡 1 1 8 の非理想的な動きを特徴付けることができる。コンピュータシステム 1 2 0 およびそのモジュールは、第 V I I 節「較正プロセスフロー」でさらに説明される。外科用ロボットシステム 1 0 0 は、ゲイン値の正確な値を決定することによって、内視鏡 1 1 8 をさらに正確に制御することができる。いくつかの実施形態では、コンピュータシステム 1 2 0 の一部または全部の機能は、外科用ロボットシステム 1 0 0 の外部で、例えば、外科用ロボットシステム 1 0 0 に通信可能に連結された別のコンピュータシステムまたはサーバ上で実行される。

【 0 0 1 7 】

I I . コマンドコンソール

図 2 は、一実施形態による外科用ロボットシステム 1 0 0 用のコマンドコンソール 2 0 0 を示す。コマンドコンソール 2 0 0 は、コンソール基部 2 0 1、ディスプレイモジュール 2 0 2、例えばモニタ、ならびに制御モジュール、例えばキーボード 2 0 3 およびジョイスティック 2 0 4 を含む。いくつかの実施形態では、コマンドモジュール 2 0 0 の機能のうちの 1 つ以上は、外科用ロボットシステム 1 0 0 の基部 1 0 1、または外科用ロボットシステム 1 0 0 に通信可能に連結された別のシステムに統合されてもよい。ユーザ 2 0 5、例えば医師は、コマンドコンソール 2 0 0 を使用して人間工学的な位置から外科用ロボットシステム 1 0 0 を遠隔制御する。

【 0 0 1 8 】

コンソール基部 2 0 1 は、例えば、図 1 に示す内視鏡 1 1 8 からのカメラ画像および追跡センサデータなどの信号を解釈および処理する役割を果たす中央処理装置、メモリ装置、データバスおよび関連データ通信ポートを含んでもよい。いくつかの実施形態では、コンソール基部 2 0 1 および基部 1 0 1 の両方が、負荷の最適配分のための信号処理を実行する。コンソール基部 2 0 1 はまた、制御モジュール 2 0 3 および 2 0 4 を介してユーザ 2 0 5 によって提供されたコマンドおよび命令を処理してもよい。制御モジュールは、図 2 に示すキーボード 2 0 3 およびジョイスティック 2 0 4 に加えて、他の装置、例えば、手のジェスチャおよび指のジェスチャをとらえるコンピュータマウス、トラックパッド、

10

20

30

40

50

トラックボール、制御パッド、ビデオゲームコントローラおよびセンサ（例えば、モーションセンサまたはカメラ）を含んでもよい。

【0019】

ユーザ205は、速度モードまたは位置制御モードでコマンドコンソール200を使用して、内視鏡118などの外科用器具を制御することができる。速度モードでは、ユーザ205は、制御モジュールを用いた直接手動制御に基づいて、内視鏡118の遠位端のピッチおよびヨー運動を直接制御する。例えば、ジョイスティック204上の動きが、内視鏡118の遠位端でのヨーおよびピッチ運動にマッピングされてもよい。ジョイスティック204は、ユーザ205に触覚フィードバックを提供することができる。例えば、ジョイスティック204は振動して、内視鏡118が特定の方向にそれ以上平行移動または回転できないことを示す。コマンドコンソール200はまた、視覚フィードバック（例えばポップアップメッセージ）および/または音声フィードバック（例えばピープ音）を提供して、内視鏡118が最大の平行移動または回転に到達したことを示すことができる。

【0020】

位置制御モードでは、コマンドコンソール200は、患者の三次元（3D）マップおよび患者の所定のコンピュータモデルを使用して、外科用器具、例えば内視鏡118を制御する。コマンドコンソール200は、外科用ロボットシステム100のロボットアーム102に制御信号を送って、内視鏡118を目標位置まで操作する。3Dマップに依存しているため、位置制御モードでは患者の解剖学的構造の正確なマッピングが必要になる。

【0021】

いくつかの実施形態では、ユーザ205は、コマンドコンソール200を使用せずに、外科用ロボットシステム100のロボットアーム102を手動で操作することができる。外科手術室での設定中に、ユーザ205は、ロボットアーム102、内視鏡118および他の外科用機器を動かして、患者にアクセスしてもよい。外科用ロボットシステム100は、ユーザ205からの力フィードバックおよび慣性制御を利用して、ロボットアーム102および機器の適切な構成を決定してもよい。

【0022】

ディスプレイモジュール202は、電子モニタ、ゴーグルまたは眼鏡などの仮想現実視認装置、および/または他の表示装置手段を含んでもよい。いくつかの実施形態では、ディスプレイモジュール202は、例えば、タッチスクリーンを有するタブレット装置として、制御モジュールと一体化される。さらに、ユーザ205は、一体型ディスプレイモジュール202および制御モジュールを使用して、データを見ることも外科用ロボットシステム100にコマンドを入力することもできる。

【0023】

ディスプレイモジュール202は、立体視装置、例えばバイザーまたはゴーグルを使用して3D画像を表示することができる。3D画像は、患者の解剖学的構造を示すコンピュータ3Dモデルである「エンドビュー（end view）」（すなわち、内視鏡ビュー）を提供する。「エンドビュー」は、患者の体内の仮想環境および患者の体内の内視鏡118の予測位置を提供する。ユーザ205は、「エンドビュー」モデルとカメラによって撮像された実際の画像とを比較して、内視鏡118が患者の体内で正しい（またはほぼ正しい）位置にあることを頭の中で判断し確認するのを補助する。「エンドビュー」は、内視鏡118の遠位端の周りの解剖学的構造、例えば、患者の腸または大腸の形状に関する情報を提供する。ディスプレイモジュール202は、内視鏡118の遠位端の周りの解剖学的構造の3Dモデルおよびコンピュータ断層撮影（CT）スキャンを同時に表示することができる。さらに、ディスプレイモジュール202は、3DモデルおよびCTスキャン上に内視鏡118の所定の最適な操作経路を重ね合わせてもよい。

【0024】

いくつかの実施形態では、外科的処置の状態を示すのを支援するために、内視鏡118のモデルが3Dモデルとともに表示される。例えば、CTスキャンは、生検が必要となり得る解剖学的構造内の病変を特定する。動作中、ディスプレイモジュール202は、内視

10

20

30

40

50

鏡 1 1 8 の現在位置に対応する、内視鏡 1 1 8 によって撮像された基準画像を示してもよい。ディスプレイモジュール 2 0 2 は、ユーザ設定および特定の外科的処置に応じて、内視鏡 1 1 8 のモデルの様々な像を自動的に表示してもよい。例えば、ディスプレイモジュール 2 0 2 は、内視鏡 1 1 8 が患者の手術領域に近づく操作ステップの間、内視鏡 1 1 8 の俯瞰透視像を示す。

【 0 0 2 5 】

III . 内視鏡

図 3 A は、一実施形態による内視鏡 1 1 8 の複数の動作段階を示す。内視鏡 1 1 8 は、図 1 に示す内視鏡 1 1 8 の一実施形態である。図 3 A に示すように、内視鏡 1 1 8 の先端部 3 0 1 は、長手方向軸 3 0 6 (ロール軸 3 0 6 と呼ばれる) に対する曲がり角度がゼロになる向きに向けられている。外科用ロボットシステム 1 0 0 は、先端部 3 0 1 の様々な向きで画像を撮像するために、正のヨー軸 3 0 2 、負のヨー軸 3 0 3 、正のピッチ軸 3 0 4 、負のピッチ軸 3 0 5 またはロール軸 3 0 6 上に先端部 3 0 1 を曲げる。内視鏡 1 1 8 の先端部 3 0 1 または本体 3 1 0 は、長手方向軸 3 0 6 、 x 軸 3 0 8 または y 軸 3 0 9 においてで延ばすか、平行移動させてもよい。

10

【 0 0 2 6 】

図 3 B は、一実施形態による、シースおよびリーダ構成要素を含む内視鏡 1 1 8 の上面図である。内視鏡 1 1 8 は、内側に入れ子にされたか部分的に入れ子にされ、かつシース 3 1 1 管状部品と長手方向に整列したリーダ 3 1 5 管状部品を含む。シース 3 1 1 は、近位シース部 3 1 2 および遠位シース部 3 1 3 を含む。リーダ 3 1 5 は、シース 3 1 1 よりも小さい外径を有し、近位リーダ部 3 1 6 および遠位リーダ部 3 1 7 を含む。シース基部 3 1 4 およびリーダ基部 3 1 8 は、例えば、外科用ロボットシステム 1 0 0 のユーザからの制御信号に基づいて、それぞれ遠位シース部 3 1 3 および遠位リーダ部 3 1 7 を作動させる。シース基部 3 1 4 およびリーダ基部 3 1 8 は、例えば、図 1 に示す IDM 1 1 7 の一部である。湾曲部とも呼ばれることがある遠位リーダ部 3 1 7 の構造、構成、機能および使用法は、2014 年 3 月 7 日に出願された米国特許出願第 1 4 / 2 0 1 , 6 1 0 号明細書および 2 0 1 4 年 9 月 5 日に出願された米国特許出願第 1 4 / 4 7 9 , 0 9 5 号明細書に開示されており、それらの全内容は参照により組み込まれる。

20

【 0 0 2 7 】

シース基部 3 1 4 およびリーダ基部 3 1 8 の両方は、シース 3 1 1 およびリーダ 3 1 5 に連結されたプルワイヤを制御するための駆動機構 (例えば、第 III . D 節「器具装置マニピュレータ」の図 4 A ~ D を参照してさらに説明される独立駆動機構) を含む。例えば、シース基部 3 1 4 は、シース 3 1 1 に連結されたプルワイヤに引張荷重を発生させて遠位シース部 3 1 3 を曲げる。同様に、リーダ基部 3 1 8 は、リーダ 3 1 5 に連結されたプルワイヤに引張荷重を発生させて遠位リーダ部 3 1 7 を曲げる。また、シース基部 3 1 4 およびリーダ基部 3 1 8 の両方は、IDM からそれぞれシース 3 1 1 およびリーダ 3 1 4 に、空気圧、電力、電気信号または光信号をルーティングするためのカップリングを含んでもよい。プルワイヤは、シース 3 1 1 またはリーダ 3 1 5 内のプルワイヤの長さに沿って鋼製コイルパイプを含んでもよく、これにより、軸方向の圧縮を荷重の起点、例えば、それぞれシース基部 3 1 4 またはリーダ基部 3 1 8 に戻す。

30

40

【 0 0 2 8 】

内視鏡 1 1 8 は、シース 3 1 1 およびリーダ 3 1 5 に連結されたプルワイヤによって提供される多自由度のために、患者の解剖学的構造を容易に操作することができる。例えば、シース 3 1 1 および / またはリーダ 3 1 5 のいずれかに 4 つ以上のプルワイヤを使用して、8 つ以上の自由度をもたらしてもよい。他の実施形態では、最大 3 つのプルワイヤを使用して、最大 6 つの自由度をもたらしてもよい。長手方向軸 3 0 6 に沿ってシース 3 1 1 およびリーダ 3 1 5 を 3 6 0 度まで回転させて、さらに多くの動作段階をもたらしてもよい。回転角度と多自由度とを組み合わせることによって、外科用ロボットシステム 1 0 0 のユーザに、内視鏡 1 1 8 の使い勝手が良く直感的な制御を提供する。

【 0 0 2 9 】

50

I I I . A . 内視鏡シース

図 3 C は、一実施形態による内視鏡 1 1 8 のシース 3 1 1 の断面側面図である。シース 3 1 1 は、図 3 B に示すリーダ 3 1 5 などの管状部品を収容する大きさのルーメン 3 2 3 を含む。シース 3 1 1 は、壁 3 2 4 の長さの内側で導管 3 2 7 および 3 2 8 を通って延びるプルワイヤ 3 2 5 および 3 2 6 を有する壁 3 2 4 を含む。導管は、螺旋部 3 3 0 と遠位非螺旋部 3 2 9 とを含む。プルワイヤ 3 2 5 を適切に引っ張り、螺旋部 3 3 0 の屈曲を最小限に抑えながら、遠位端 3 2 0 を正の y 軸方向に圧縮してもよい。同様に、プルワイヤ 3 2 6 を適切に引っ張り、遠位端 3 2 0 を負の y 軸方向に圧縮してもよい。いくつかの実施形態では、ルーメン 3 2 3 はシース 3 1 1 と同心ではない。

【 0 0 3 0 】

プルワイヤ 3 2 5 および 3 2 6 は、必ずしもシース 3 1 1 の長さにわたって真っ直ぐに延びる必要はない。むしろ、プルワイヤ 3 2 5 および 3 2 6 は、螺旋部 3 3 0 に沿ってシース 3 1 1 の周りを螺旋状に延び、遠位非螺旋部 3 2 9、およびシース 3 1 1 の他の任意の非螺旋部に沿って長手方向に真っ直ぐに（すなわち、長手方向軸 3 0 6 にほぼ平行に）延びる。螺旋部 3 3 0 は、シース 3 1 1 の長さに沿ったいずれかで始まり終端してもよい。さらに、螺旋部 3 3 0 の長さおよびピッチは、シース 3 1 1 の所望の特性、例えば、シース 3 1 1 の柔軟性と、螺旋部 3 3 0 での摩擦とに基づいて決定されてもよい。

【 0 0 3 1 】

図 3 C ではプルワイヤ 3 2 5 および 3 2 6 は互いに対して 1 8 0 度の位置に配置されているが、シース 3 1 1 のプルワイヤは異なる角度に配置されてもよいことに留意されたい。例えば、シースの 3 つのプルワイヤは、それぞれ互いに対して 1 2 0 度の位置に配置されてもよい。いくつかの実施形態では、プルワイヤは互いに対して等間隔に配置されておらず、すなわち角度のずれ（angle offset）は一定とならない。

【 0 0 3 2 】

I I I . B . 螺旋部

図 3 D は、一実施形態による内視鏡 1 1 8 のシース 3 1 1 の螺旋部 3 3 0 の等角図である。図 3 D は、遠位非螺旋部 3 2 9 と螺旋部 3 3 0 とを区別するために、1 つのプルワイヤ 3 2 5 のみを示している。いくつかの実施形態では、螺旋部 3 3 0 は可変ピッチを有する。

【 0 0 3 3 】

図 3 E は、一実施形態による内視鏡 1 1 8 のシース 3 1 1 の螺旋部 3 3 0 の別の等角図である。図 3 E は、遠位非螺旋部 3 2 9 および可変ピッチ螺旋部 3 3 0 に沿って延びる 4 つのプルワイヤ 3 2 5、3 2 6、3 5 1 および 3 5 2 を示す。

【 0 0 3 4 】

内視鏡 1 1 8 のシース 3 1 1 およびリーダ 3 1 5 内の螺旋部 3 3 0 は、外科用ロボットシステム 1 0 0 および / またはユーザが、腸または大腸などの患者の解剖学的構造内の非線形経路を通して内視鏡 1 1 8 を操作するのを支援する。非線形経路で操作する場合、（シース 3 1 1 およびリーダ 3 1 5 の両方に）制御可能な遠位部分を依然として有しながら、内視鏡 1 1 8 が柔軟性を維持することは有用である。さらに、内視鏡 1 1 8 に沿った望ましくない屈曲の量を減らすことは有利である。以前の内視鏡設計では、遠位部分を操作するためにプルワイヤを引っ張ると、内視鏡の長さに沿って、それぞれマッスリング（muscling）および曲線アライメント（curve alignment）と呼ばれ得る望ましくない屈曲およびトルク付与が発生していた。

【 0 0 3 5 】

図 3 F は、一実施形態による、螺旋部 3 3 0 を有する内視鏡 1 1 8 のシース 3 1 1 の側面図である。図 3 F ~ 図 G は、螺旋部 3 3 0 がどのようにマッスリングおよび曲線アライメントを実質的に軽減するのを支援するかを示す。プルワイヤ 3 2 5 は、螺旋部 3 3 0 の長さの周りに螺旋状に延びているため、長手方向軸 3 0 6 の周りの複数の方向に圧縮荷重 3 3 5 を半径方向かつ対称に分散させる。さらに、内視鏡 1 1 8 に加えられる曲げモーメントもまた、長手方向軸 3 0 6 の周りに対称に分散され、これにより、対向する圧縮力と

10

20

30

40

50

引張力とを釣り合わせ、相殺する。曲げモーメントの分散は、最小限の正味の曲げ力および回転力のみを生じさせ、内視鏡 1 1 8 の低い潜在的エネルギー状態を作り出し、ひいてはマッスリングおよび曲線アライメントを排除または実質的に軽減する。

【 0 0 3 6 】

螺旋部 3 3 0 のピッチは、螺旋部 3 3 0 の摩擦および剛性に影響を及ぼすことができる。例えば、螺旋部 3 3 0 は、さらに長い遠位非螺旋部 3 2 9 を実現するためにさらに短くてもよく、その結果、螺旋部 3 3 0 の摩擦および / または剛性が低下する。

【 0 0 3 7 】

図 3 G は、一実施形態による、図 3 F に示す内視鏡 1 1 8 のシース 3 1 1 の別の図である。図 3 G に示す遠位非螺旋部 3 2 9 は、図 3 F に示す遠位非螺旋部 3 2 9 よりも大きな角度で曲がっている。

10

【 0 0 3 8 】

I I I . C . 内視鏡リーダ

図 3 H は、一実施形態による内視鏡 1 1 8 のリーダ 3 1 5 の断面側面図である。リーダ 3 1 5 は、壁 3 4 8 の長さに沿ってそれぞれ導管 3 4 1 および 3 4 2 を通って延びる少なくとも 1 つの作業チャネル 3 4 3 ならびにプルワイヤ 3 4 4 および 3 4 5 を含む。プルワイヤ 3 4 4 および 3 4 5 ならびに導管 3 4 1 および 3 4 2 は、それぞれ図 3 C のプルワイヤ 3 2 5 および 3 2 6 ならびに導管 3 2 7 および 3 2 8 と実質的に同じである。例えば、プルワイヤ 3 4 4 および 3 4 5 は、前述のシース 3 1 1 と同様に、リーダ 3 1 5 のマッスリングおよび曲線アライメントを軽減するのを支援する螺旋部を有してもよい。

20

【 0 0 3 9 】

図 3 I は、一実施形態による、図 3 H に示す内視鏡 1 1 8 のリーダ 3 1 5 の遠位先端部の断面等角図である。リーダ 3 1 5 は、撮像装置 3 4 9 (例えば、電荷結合素子 (CCD) または相補型金属酸化膜半導体 (CMOS) カメラ、撮像ファイバ束など)、光源 3 5 0 (例えば、発光ダイオード (LED)、光ファイバなど)、少なくとも 2 つのプルワイヤ 3 4 4 および 3 4 5、ならびに他の構成要素用の少なくとも 1 つの作業チャネル 3 4 3 を含む。例えば、他の構成要素には、カメラワイヤ、送気装置、吸引装置、電線、光ファイバ、超音波トランスデューサ、電磁 (EM) 感知構成要素および光コヒーレンストモグラフィ (OCT) 感知構成要素が挙げられる。いくつかの実施形態では、リーダ 3 1 5 は、作業チャネル 3 4 3 に構成要素を挿入するためのポケット穴を含む。図 3 I に示すように、プルワイヤ 3 4 4 および 3 4 5 は、撮像装置 3 4 9 または作業チャネル 3 4 3 と同心ではない。

30

【 0 0 4 0 】

I I I . D . 器具装置マニピュレータ

図 4 A は、一実施形態による外科用ロボットシステム 1 0 0 の器具装置マニピュレータ 1 1 7 の等角図である。ロボットアーム 1 0 2 は、関節式インターフェース 4 0 1 を介して IDM 1 1 7 に連結される。IDM 1 1 7 は内視鏡 1 1 8 に連結される。関節式インターフェース 4 0 1 は、ロボットアーム 1 0 2 および IDM 1 1 7 との間で空気圧、電力信号、制御信号およびフィードバック信号を伝達してもよい。IDM 1 1 7 は、ギヤヘッド、モータ、ロータリーエンコーダ、電源回路および制御回路を含んでもよい。IDM 1 1 7 から制御信号を受信するための器具基部 4 0 3 が、内視鏡 1 1 8 の近位端に連結される。IDM 1 1 7 は、制御信号に基づいて出力軸を作動させることによって内視鏡 1 1 8 を操作する。出力シャフトについては、図 4 B を参照して以下でさらに説明される。

40

【 0 0 4 1 】

図 4 B は、一実施形態による、図 4 A に示す器具装置マニピュレータの分解等角図である。図 4 B では、内視鏡 1 1 8 は、出力シャフト 4 0 5、4 0 6、4 0 7 および 4 0 8 を見せるために IDM 1 1 7 から取り外されている。

【 0 0 4 2 】

図 4 C は、一実施形態による、図 4 A に示す器具装置マニピュレータ 1 1 7 の独立駆動機構の等角図である。独立駆動機構は、IDM 1 1 7 の出力シャフト 4 0 5、4 0 6、4

50

07および408をそれぞれ回転させることによって、内視鏡のプルワイヤ421、422、423および424を（例えば、互いに独立して）締め付けるか緩めることができる。出力シャフト405、406、407および408が、角運動を介してそれぞれプルワイヤ421、422、423および424に力を伝達するのとまったく同じように、プルワイヤ421、422、423および424は出力シャフトに力を伝達する。IDM117および/または外科用ロボットシステム100は、センサ、例えば、以下でさらに説明される歪みゲージを使用して、伝達された力を測定することができる。

【0043】

図4Dは、一実施形態による、図4Cに示す独立駆動機構の歪みゲージ434によって力がどのように測定され得るかを示す概念図を示す。力431は、モータ437のモータマウント433に連結された出力シャフト405から離れる方向に向けられてもよい。したがって、力431は、モータマウント433の水平方向の変位をもたらす。さらに、モータマウント433に水平に連結された歪みゲージ434は、力431の方向に歪みを受ける。歪みは、歪みゲージ434の先端部435の水平方向の変位と歪みゲージ434の水平方向の全幅436との比として測定されてもよい。

【0044】

いくつかの実施形態では、IDM117は、IDM117の向きを特定するために、追加のセンサ、例えば、傾斜計または加速度計を含む。外科用ロボットシステム100は、追加のセンサおよび/または歪みゲージ434からの測定値に基づいて、歪みゲージ434からの読取値を校正して重力荷重効果を把握することができる。例えば、IDM117がIDM117の水平側に配向されている場合、IDM117の特定の構成要素の重量によってモータマウント433に歪みが生じる可能性がある。したがって、歪みゲージ434は、重力荷重効果を把握せずに、出力シャフト上の歪みから生じなかった歪みを測定し得る。

【0045】

IV．非理想的な内視鏡の運動

図5Aは、一実施形態による内視鏡118内部のプルワイヤを示す。内視鏡118は、内視鏡の構成に応じて異なる数のプルワイヤを含んでもよいが、例として、以下の説明では、内視鏡118が、それぞれヨー510軸およびピッチ520軸に沿った移動方向に対応する4つのプルワイヤ421、422、423および423を含む構成を想定する。具体的には、プルワイヤ421、422、423および423を引っ張ることによって、内視鏡118をそれぞれ正のピッチ方向、正のヨー方向、負のピッチ方向および負のヨー方向に移動させる。図5Aに示すプルワイヤはそれぞれヨー510またはピッチ520方向に整列しているが、他の実施形態では、プルワイヤは必ずしもこれらの軸に沿って整列していなくてもよく、上記の軸は説明の便宜上任意に選択される。例えば、プルワイヤは、内視鏡118内の点540と整列（例えば交差）してもよい。したがって、プルワイヤを平行移動させると、内視鏡118がヨー510およびピッチ520の両方向に移動することになる。全体を通して説明される例示的な実施形態では、内視鏡118が静止位置にある場合、プルワイヤはロール530軸とほぼ平行である。

【0046】

内視鏡118は、内視鏡118の遠位先端部に向かって連結された1つ以上の空間センサ550を含んでもよい。空間センサ550は、例えば、電磁（EM）センサ、加速度計、ジャイロスコープ、基準マーカおよび/または他の種類のセンサとすることができる。一実施形態では、空間センサ550は、内視鏡118の内部に埋め込まれ、かつ内視鏡118の長さに沿って延びる形状感知光ファイバである。空間センサ550は、例えば、リアルタイムで内視鏡118の位置および/または向きを示す空間データを提供してもよい。空間データはまた、内視鏡118の校正を支援するための校正データとして使用されてもよい。

【0047】

理想的な内視鏡では、内視鏡のプルワイヤを平行移動させることによって、内視鏡の先

10

20

30

40

50

端部を正のピッチ方向に90度屈曲させるなど、内視鏡を目標位置または向きに正確に移動させる。しかし、実際には、内視鏡の不完全性のために、目標運動は必ずしも内視鏡の実際の運動と一致するわけではなく、内視鏡は非線形の動きを示すことがある。不完全性は様々な理由のために生じる可能性があり、その例には、製造上の欠陥（例えば、プルワイヤが運動軸と適切に整列していない）、プルワイヤの相違（例えば、他のプルワイヤよりも硬いか、他のプルワイヤと長さが異なる）または内視鏡材料の相違（例えば、ピッチ方向がヨー方向よりも容易に屈曲する）の結果が挙げられ得る。

【0048】

IV．A．ピッチ方向の非理想的なずれ

図5B～図5Dは、静止位置にある内視鏡118の3つの図を示す。図5E～図5Gは、正のピッチ520方向に90度の目標曲がり角度まで関節運動するためのコマンドにตอบสนองして、内視鏡118が屈曲位置に移動した後の同じく3つの図を示す。図5E～図5Gに示すように、内視鏡118の実際の曲がり角度は、正のピッチ520方向の非理想的なずれを示す。

10

【0049】

図5Bは、一実施形態による、静止位置にある内視鏡118の背面図を示す。背面図では、観察者は内視鏡の近位端から見下ろしており、反対側の遠位端は患者の体内に挿入されている。内視鏡118の断面は、ヨー510軸およびピッチ520軸の起点に整列している。内視鏡118はロール530軸に平行であり、空間センサ550は内視鏡118の先端部に向かって連結されている。図5Cは、一実施形態による、図5Bに示す内視鏡118の上面図を示す。例示的な例として、外科的処置用の台の上に患者が水平に平らになっている。内視鏡118は患者の身体と平行になるように配置され、外科用ロボットシステム100は、平行構成を維持しながら、内視鏡118を体内に挿入する。上面図では、観察者は患者の身体の上から見下ろしている。図5Dは、一実施形態による、図5Bに示す内視鏡118の側面図を示す。

20

【0050】

図5Eは、一実施形態による、屈曲位置にある図5Bに示す内視鏡118の背面図を示す。図5Fは、一実施形態による、図5Eに示す内視鏡118の上面図を示す。図5Gは、一実施形態による、図5Eに示す内視鏡118の側面図を示す。内視鏡118の点線の輪郭は、コマンドにตอบสนองして内視鏡118が移動すべきであった目標屈曲位置を示し、例えば、内視鏡118の先端部がピッチ520軸と平行になるように正のピッチ方向に90度曲がると想定される。しかし、実際の曲がり角度は90度には及ばず、したがって、正のピッチ520方向に非理想的なずれが生じる。

30

【0051】

IV．B．ヨー方向の非理想的なずれ

図5Hは、一実施形態による、非理想的なさらなるずれ（offset）を示す屈曲位置にある、図5Bに示す内視鏡118の背面図を示す。具体的には、図5Hに示す内視鏡は、正のピッチ520方向の非理想的なずれに加えて、正のヨー510方向の非理想的なさらなるずれを示す。したがって、内視鏡118の遠位端（例えば、先端部）は、図5Fに示す内視鏡の「真っ直ぐ」である遠位端とは対照的に、「湾曲」している。図5Hに示す内視鏡118は、2つの方向（正のピッチおよびヨー）に不完全性を有するが、他の実施形態では、内視鏡は任意の数の方向（例えば、負のピッチおよびヨー、ならびにロール）に不完全性を示し得る。

40

【0052】

図5Iは、一実施形態による、図5Hに示す内視鏡118の上面図を示す。

【0053】

IV．C．ロール方向の非理想的なずれ

図5J～図5Kは、静止位置にある内視鏡118の2つの図を示す。ヨー510およびピッチ520方向に対する内視鏡118の整列を示すために、4つのマーカ560が内視鏡118上に示されている。静止位置では、各マーカはヨー510軸およびピッチ520

50

軸と整列している。

【 0 0 5 4 】

図 5 L ~ 図 M は、正のピッチ 5 2 0 方向に 9 0 度の目標曲がり角度まで関節運動するためのコマンドに応答して、内視鏡 1 1 8 が屈曲位置に移動した後の同じく 2 つの図を示す。図 5 L ~ 図 M に示すように、内視鏡 1 1 8 の実際の曲がり角度は、ロール 5 3 0 方向の非理想的なずれを示す（この例では、他の非理想的なずれはない）。内視鏡 1 1 8 の点線の輪郭は、コマンドに応答して内視鏡が移動すべきであった目標曲がり角度に曲がった位置を示し、例えば、内視鏡 1 1 8 の先端部がピッチ 5 2 0 軸と平行になるように 9 0 度曲がると想定される。実際屈曲位置では 9 0 度の曲がり角度を有するが、ロール 5 3 0 軸に沿った回転も有する。したがって、4 つのマーカ 5 6 0 は、ヨー 5 1 0 軸およびピッチ 5 2 0 軸ともはや整列していない。図 5 E に示す内視鏡と同様に、図 5 L の内視鏡の遠位端は「真っ直ぐ」であり、「湾曲」していない。いくつかの実施形態では、内視鏡の近位端の回転は、内視鏡の遠位端の対応する回転を伴う（およびその逆も同様）。回転は等しくても異なってもよく、例えば、近位端の 1 0 度のロール方向のずれは、遠位端の 2 0 度のロール方向のずれを引き起こす。別の例として、近位端にロール方向のずれがなく、遠位端にゼロ以外のロール方向のずれがあってもよい。

10

【 0 0 5 5 】

図 5 M は、一実施形態による、図 5 L に示す内視鏡の側面図を示す。

【 0 0 5 6 】

要約すると、図 5 B ~ 図 G は、正のピッチ方向の非理想的なずれを示し、図 5 H ~ 図 I は、正のピッチ方向に加えてヨー方向の非理想的なずれを示し、図 5 J ~ 図 M は、ロール方向の非理想的なずれを示す。他の実施形態では、内視鏡は、任意の数、または方向の組合せの非理想的なずれを示し得る。ずれの大きさは、異なる方向間で異なり得る。

20

【 0 0 5 7 】

V . 空間センサ

V . A . 電磁センサ

図 6 A は、一実施形態による電磁追跡システムの図である。内視鏡 1 1 8 の先端部に連結された空間センサ 5 5 0 は、内視鏡 1 1 8 に近接した 1 つ以上の E M F 発生器 6 0 0 によって発生した電磁場 (E M F) を検出する 1 つ以上の E M センサ 5 5 0 を含む。検出された E M F の強度は、内視鏡 1 1 8 の位置および / または向き関数である。例えば、内視鏡 1 1 8 が 1 つよりも多い E M センサ 5 5 0 を含む場合、第 1 の E M センサはリーダ管状部品に連結され、第 2 の E M センサは内視鏡 1 1 8 のシース管状部品に連結される。

30

【 0 0 5 8 】

1 つ以上の E M F 発生器 6 0 0 が患者の体外に配置される。E M F 発生器 6 0 0 は、E M センサ 5 5 0 によって拾われる E M 場を放出する。

【 0 0 5 9 】

複数の E M F 発生器 6 0 0 および / または E M センサ 5 5 0 が使用される場合、それらの放出 / 受信電磁場がコンピュータシステム 1 2 0 (または外科用ロボットシステム 1 0 0 の外部にある任意のコンピュータシステム) によって処理される際に信号が分離可能であるように、それらはいくつかの異なる方法で変調されてもよい。したがって、コンピュータシステム 1 2 0 は、複数の信号 (送信および / または受信) をそれぞれ別個の入力として処理して、E M センサ (単数または複数) 5 5 0 の位置に関する別個の三角測量位置、ひいては内視鏡 1 1 8 の位置を提供することができる。例えば、複数の E M F 発生器 6 0 0 は、時間的にまたは周波数的に変調されてもよく、各信号が、場合により時間的に重複しているにもかかわらず、(例えば、フィルタリングおよびフーリエ変換などの信号処理技術を使用して) 互いの信号から完全に分離可能であるように、直交変調を使用してもよい。さらに、複数の E M センサ 5 5 0 および / または E M F 発生器 6 0 0 は、デカルト空間において、非ゼロ、非直交の角度で互いに対して配向されてもよく、その結果、E M センサ (単数または複数) 5 5 0 の向きの変化によって、少なくとも 1 つの E M センサ (単数または複数) 5 5 0 が、任意の瞬間に 1 つ以上の E M F 発生器 6 0 0 から少なくとも

40

50

いくつかの信号を受信することになる。例えば、各 E M F 発生器 6 0 0 は、任意の軸に沿って、2つの他の E M 発生器 6 0 0 の各々から（かつ同様に複数の E M センサ 5 5 0 とともに）小さい角度（例えば 7 度）でずれてもよい。この構成では、3つすべての軸に沿って、また必要に応じて内視鏡 1 1 8 に沿った複数の点で正確な E M センサ位置情報を確保するために、必要なだけ多くの E M F 発生器または E M センサが使用されてもよい。

【 0 0 6 0 】

V . B . カメラセンサ

図 6 B は、一実施形態による、内視鏡 1 1 8 に近接したカメラの図である。カメラには、デジタルビデオカメラ、ステレオカメラ、高速度カメラ、ライトフィールドカメラなどの任意の種類の光学カメラが挙げられ得る。第 1 のカメラ 6 1 0 は内視鏡 1 1 8 の長手方向軸と平行である。第 2 のカメラ 6 2 0 は第 1 のカメラ 6 1 0 と直交している。カメラはそれぞれ少なくとも 2 次元で内視鏡の位置および / または向きを示す画像フレームを撮像するため、2つのカメラを互いに直交するように整列させることにより、外科用ロボットシステム 1 0 0 は少なくとも 3 次元（例えば、ピッチ、ヨーおよびロール軸に対応）で内視鏡に関する情報を受け取ることができる。他の実施形態では、3つ以上のカメラを用いて内視鏡 1 1 8 の画像を撮像してもよい。データ処理モジュール 1 6 0 は、撮像された画像フレームを使用する対象追跡画像処理技術を実装して、内視鏡 1 1 8 のリアルタイム 3 D 位置を特定してもよい。例示的な技術には、相関に基づくマッチング方法、特徴に基づく方法およびオプティカルフローが挙げられる。

【 0 0 6 1 】

図 6 C は、一実施形態による、基準マーカを含む内視鏡 1 1 8 に近接したモーションカメラの図である。内視鏡 1 1 8 の遠位端に向かって連結された空間センサ 5 5 0 は基準マーカである。モーションカメラ 6 3 0 および 6 4 0 は、基準マーカの位置および動きを追跡する画像フレームを撮像する。図 6 C には 2 つの基準マーカおよび 2 つのモーションカメラが示されているが、他の実施形態は、基準マーカを追跡するために任意の他の数の、内視鏡に連結された基準マーカおよび / またはモーションカメラを含んでもよい。

【 0 0 6 2 】

図 6 B のカメラとは対照的に、図 6 C のモーションカメラは、基準マーカの動きを表すデータをとらえる。したがって、いくつかの実施形態では、データ処理モジュール 1 6 0 は、基準マーカを使用せずに他の光学カメラでとらえたデータを処理するよりも少ない演算リソースでモーションカメラデータを処理する。例えば、他の光学カメラは、内視鏡 1 1 8 の外観（例えば、色および大きさ）を表すデータをとらえる。しかし、モーションカメラは、各基準マーカのリアルタイム座標位置をとらえれば十分であり得、各基準マーカのリアルタイム座標位置は、データ処理モジュール 1 6 0 が、外科用ロボットシステム 1 0 0 からのコマンドに回答して、内視鏡 1 1 8 の様々な方向（例えば、ピッチ、ヨーおよびロール）の全体的な動きを特定するために使用するのに十分である。

【 0 0 6 3 】

患者の体外の内視鏡の位置を特定するのにはカメラに基づくセンサの方が適している場合があるが、内視鏡が体内にある場合に使用するのには E M センサの方が適している場合がある。いくつかの実施形態では、カメラデータを使用する画像処理技術は、例えば、体外で内視鏡を見ているユーザが画像処理技術の結果を検証することができるため、E M センサに基づく技術よりも正確な、または解像度の高い位置および動きデータを提供する。対照的に、E M センサは、内視鏡が患者の体内に配置されている場合であっても、E M F 発生器によって発生された E M 場を依然として検出することができるという利点を有する。

【 0 0 6 4 】

V . C . 形状感知光ファイバ

図 6 D は、一実施形態による、形状感知光ファイバを有する内視鏡 1 1 8 の図である。空間センサ 5 5 0 は、内視鏡 1 1 8 の内部に埋め込まれた形状感知光ファイバである。内視鏡 1 1 8 に近接して配置されたコンソール 6 5 0 は、形状感知光ファイバに連結される

。コンソール 650 は、形状感知光ファイバを介して光を透過させ、形状感知光ファイバから反射された光を受光する。形状感知光ファイバは、ファイバブラッググレーティング (FBG) のセグメントを含んでもよい。FBG は光の特定の波長を反射し、他の波長を透過させる。コンソール 650 は、FBG によって反射された光の波長に基づいて、反射スペクトルデータを生成する。

【0065】

データ処理モジュール 160 は、反射スペクトルデータを分析して、二次元または三次元空間内の内視鏡 118 の位置および向きデータを生成することができる。具体的には、内視鏡 118 が屈曲するにつれて、内部に埋め込まれた形状感知光ファイバも屈曲する。FBG によって反射される光の特定の波長は、形状感知光ファイバの形状に基づいて変化する (例えば、「真っ直ぐな」内視鏡は「湾曲した」内視鏡とは異なる形状である)。したがって、データ処理モジュール 160 は、例えば、反射スペクトルデータの差を識別することによって、(例えば、外科用ロボットシステム 100 からのコマンドに応答して) 内視鏡 118 が 1 つ以上の方向に何度屈曲したかを特定することができる。EM センサと同様に、形状感知光ファイバは、形状感知光ファイバへの見通し線を必要としないため、患者の体内でのデータ収集に適している。

【0066】

V. D. 透視撮像

図 6 E は、一実施形態による、内視鏡 118 に近接した透視撮像システム 660 の図である。内視鏡 118 は、ロボットアーム 102 によって、外科的処置を受けている患者 670 に挿入される。透視撮像システム 660 は、発生器、検出器および撮像システム (図示せず) を含む C アームである。発生器は、C アームの下端に連結され、患者 670 に向かって上方を向いている。検出器は、C アームの上端に連結され、患者 670 に向かって下方を向いている。発生器は患者 670 に向けて X 線波を放射する。X 線波は患者 670 を透過し、検出器によって受信される。透視撮像システム 660 は、受信した X 線波に基づいて、内視鏡 118 など、患者 670 の体内の身体部分または他の物体の画像を生成する。実際の内視鏡の画像を撮像する、第 V. B. 節「カメラセンサ」で説明した光学カメラとは対照的に、透視撮像システム 660 は、患者 670 の体内の物体の表現、例えば、反射 X 線に基づく内視鏡の形状の輪郭を含む画像を生成する。したがって、データ処理モジュール 160 は、例えば、外科用ロボットシステム 100 からのコマンドに応答して、

【0067】

VI. 挿入およびロール方向のずれ

図 7 A は、一実施形態による、内視鏡 118 のシース 311 の外側に延びた内視鏡 118 のリーダ 315 の長さ 700 を示す。長さ 700 が増大するにつれて、長さ 700 がシース 311 によって大きく囲まれないため、リーダ 315 の遠位端の柔軟性が増大する。比較すると、シース 311 の材料の方が高い剛性を提供するため、シース 311 によって半径方向に囲まれたリーダ 315 の部分は柔軟性が低い。いくつかの実施形態では、内視鏡の物理的特性は延出長に基づいて変化することから、外科用ロボットシステム 100 は、内視鏡を移動させるために、延出を把握するコマンドを提供する必要がある。例えば、シースの外側のリーダの長さの方が長いため、内視鏡の遠位端は、延出が増加するにつれてさらに重くなり得る (および / またはさらに柔軟になり得る)。したがって、同じ屈曲動作を達成するために、外科用ロボットシステム 100 は、比較的短い延出長で内視鏡を移動させるためのコマンドと比較して、内視鏡のプルワイヤをさらに大きく平行移動させるコマンドを提供する必要がある場合がある。

【0068】

図 7 B は、一実施形態による、内視鏡 118 のシース 311 に対する内視鏡 118 のリーダ 315 の相対ロール角 710 を示す。リーダ 315 および / またはシース 311 は、例えば、内視鏡 118 の材料の相違により、他の方向よりも特定の方向で柔軟性が高い場

合がある。したがって、相対ロール角 710 に基づいて、内視鏡 118 の柔軟性は特定の方向で変化し得る。外科用ロボットシステム 100 はまた、上記のように延出長を把握することに加えて、内視鏡を移動させるためのコマンドを提供する際に相対ロール角を把握する必要がある場合がある。例えば、内視鏡を 90 度屈曲するようにコマンドを発すると、相対ロール角が 5 度の場合には実際には 80 度屈曲することがあるが、相対ロール角が -5 度の場合には実際には 100 度屈曲することがある。

【0069】

VII . 較正

VII . A . 概要

外科用ロボットシステム 100 は、内視鏡の動きの不完全性を補償するゲイン値を決定するための較正プロセスを実行する。較正プロセス中、外科用ロボットシステム 100 は、1 つ以上のコマンドに従って 1 つ以上のブルワイヤを平行移動させることによって、内視鏡を 1 つ以上の目標位置（または角度）に移動させる。外科用ロボットシステム 100 は、コマンドに応答して達成された内視鏡の実際の位置および向きを示す空間データを受け取るが、実際の位置は、内視鏡の不完全性のために目標位置とは異なる場合がある。外科用ロボットシステム 100 は、コマンド、達成されることが望まれる目標位置、および達成された実際の位置に基づいてゲイン値を決定する。外科用ロボットシステム 100 は、外科的処置の前に、例えば、品質保証のための製造ライン上で、または実験室もしくは臨床現場で、そのような較正プロセスを実行することができる。さらに、外科用ロボットシステム 100 は、患者に対して外科的処置を実行しながらそのような較正プロセスを実行することができる。

10

20

【0070】

簡単な例示的な例として、特定の内視鏡の材料は予想よりも硬い場合がある。較正プロセスが実行される場合、空間データは、内視鏡がピッチ方向に 30 度の実際の位置に曲がったのに対して、目標位置は 60 度であったことを示す。例示的な較正プロセスの一部として、外科用ロボットシステム 100 は、目標位置が実際の位置の値の 2 倍であるため、内視鏡に対する対応するゲイン値が 10 進値の 2.0 であると決定する。他の実施形態では、ゲイン値は、他のフォーマット、例えば、百分率、整数、度単位などを用いて表されてもよい。

30

【0071】

ゲイン値は、特定のブルワイヤ、内視鏡、運動方向（例えば、正のピッチ方向、負のヨー方向またはロール方向）および / または他の種類の要因に関連付けることができる。具体的には、上述の例は、内視鏡のあらゆる状態に対して 2.0 の一定のゲイン値を想定する平凡なシナリオである。しかし、実際には、ゲイン値は、独立してまたは組み合わせで、多数の要因に応じて決まるため、内視鏡を較正することはさらに複雑な問題である。例えば、ゲイン値は、正のピッチ方向で 2.0、負のピッチ方向で 3.0、正のヨー方向で 1.5 などであり得る。さらに、ゲイン値は、同じ内視鏡でも、第 1 のブルワイヤについては正のピッチ方向で 2.0 であり得るが、第 2 のブルワイヤについては 2.2 であり得る。さらに、ゲイン値は、第 1 の内視鏡の第 1 のブルワイヤについては 2.0 であり得るが、第 2 の内視鏡の第 1 のブルワイヤについては 2.5 であり得る。

40

【0072】

いくつかの実施形態では、較正モジュール 130 は、内視鏡のシースの外側に延びる（または内視鏡のシースによって半径方向に囲まれる）内視鏡のリーダの長さおよび / またはシースに対するリーダの相対ロール角を受け取る。較正モジュール 130 は、長さおよび / または相対ロール角にさらに基づいてゲイン値を決定する。内視鏡は内視鏡の特定の方向またはセグメントでは柔軟性が高い場合があるため、特定の長さまたは相対ロール角に対するゲイン値は、別の長さまたは相対ロール角に対するゲイン値とは異なる場合がある。

【0073】

一実施形態では、内視鏡（例えば、リーダおよび / またはシース）は、それぞれ異なる

50

程度の剛性を有する複数のセグメントを含む。較正モジュール 130 は、少なくとも 1 つのセグメントのヤング率を受け取り、さらにこのヤング率に基づいてゲイン値を決定する。

【0074】

一実施形態では、完全な較正プロセスはいくつかのサブ較正プロセスを含む。例えば、外科用ロボットシステム 100 は、内視鏡を第 1 の方向の目標位置に移動させるためのコマンドを提供する。較正モジュール 130 は、目標位置とは異なり得る内視鏡の実際の位置を示す較正データを受け取る。外科用ロボットシステム 100 は、内視鏡を緩めて静止位置に戻し、他のいくつかの方向についてデータ収集プロセスを繰り返す。外科用ロボットシステム 100 はまた、シースの外側のさらに長い長さまでリーダを延ばすためのコマンドを提供し、いくつかの異なる延出長について較正データ収集プロセスを繰り返すことができる。同様に、外科用ロボットシステム 100 は、シースに対して相対ロール角までリーダを回転させるためのコマンドを提供し、いくつかの異なる相対ロール角について較正データ収集プロセスを繰り返すことができる。

10

【0075】

較正モジュール 130 は、サブ較正プロセスのそれぞれからの集約較正データセットに基づいてゲイン値を決定する。較正中に考慮する必要がある要因の潜在的な組合せの数から明らかなように、較正プロセスは、様々なテストの多数の入れ子ループを有するさらに複雑なプロセスになる可能性がある。したがって、例えば、テストする必要があるあらゆる要因を追跡するのを支援し、較正エラーまたは見落としの可能性を減らし、ユーザがテストごとに機械的タスクを手動で実行する必要性を排除するために、外科用ロボットシステム 100 を使用して較正を自動化することが有利である。

20

【0076】

いくつかの実施形態では、較正モジュール 130 は、較正記憶装置 140 内に、1 つ以上の他の要因（例えば、内視鏡を移動させるための対応するコマンドに関する情報、移動方向、特定のブルワイヤの識別子、シースに対するリーダの長さおよび / または相対ロール角、または内視鏡の固有の識別子）とともに較正データおよび関連するゲイン値を記憶する。較正モジュール 130 は、複数の内視鏡からの情報を含む包括的較正データベースに、較正データ、ゲイン値および / または要因をアップロードしてもよい。

30

【0077】

VII. B. 較正モデル

外科用ロボットシステム 100 は、1 つ以上の種類のモデルを使用して、較正データに基づいて内視鏡を適切に移動させるためのコマンドを生成してもよい。具体的には、コマンドモジュール 150 は、モデルのうちの 1 つのパラメータに基づいて内視鏡の各ブルワイヤのためのコマンドを生成し、ここでパラメータおよび関連するゲイン値が較正データに基づいて決定される。パラメータは、いくつかのモデルについてはゲイン値と同じであってもよいが、他のモデルについては、外科用ロボットシステム 100 は、パラメータに基づいてゲイン値を決定してもよい。モデルは、内視鏡のリーダ、シース、またはリーダおよびシースの両方に関連付けられてもよい。リーダおよびシースの両方に関連するモデルの実施形態は、リーダとシースとの間の相互作用、例えば、シースに対するリーダの延出長および相対ロール角を表すパラメータを把握する。

40

【0078】

一実施形態では、較正モジュール 130 は、ゲイン値の行列を用いて実装された経験的モデルを使用する。ゲイン値は、以前に完了した較正プロセスからの較正データに基づいて、一組の一次方程式を解くことによって経験的に決定される。較正モジュール 130 は、入力コマンドを表すベクトル（例えば、内視鏡の各ブルワイヤに対する目標平行移動ならびに延出および相対ロール値を含む）にゲイン値の行列を乗算して、調整コマンドを表す出力ベクトル（例えば、ブルワイヤのうちの 1 つ以上のための修正された平行移動を含む）を生成することができる。経験的モデルゲイン値は、内視鏡の屈曲に基づいてブルワイヤ特有の圧縮または拡張を補償してもよい。具体的には、特定のブルワイヤが内視鏡内

50

を移動する距離は、内視鏡の湾曲に基づいて縮小または延長する可能性がある。いくつかの実施形態では、経験的モデルは、反対方向のワイヤ間の依存性を把握する。例えば、第1のワイヤは正のピッチ方向に対応し、第2のワイヤは負のピッチ方向に対応する。第2のワイヤを引っ張りながら第1のワイヤに弛みを設けることは、ともに、内視鏡を負のピッチ方向に屈曲させるという同じ運動に寄与する。

【0079】

一実施形態では、較正モジュール130は、物理学に基づくモデルを使用して、内視鏡が屈曲する際の内視鏡の有効な物理的特性を決定する。物理学に基づくモデルは、内視鏡の動きをさらに完全に捉える可能性を有する。比較として、平凡なモデルは、屈曲した内視鏡がその特定の長さにおける所与の曲げ剛性に従って、内視鏡の特定の長さ全体にわたって一様に屈曲し、内視鏡の残りの長さ全体にわたって真っ直ぐなままであると想定し得る。さらに、物理学に基づくモデルは、それぞれが関連する曲げ剛性を有する個々のセグメントに、内視鏡のリーダおよびシースを分解してもよい。物理学に基づくモデルはまた、プルワイヤの剛性、および任意の特定のセグメントの剛性に対するシースとリーダとの相互作用（例えば、延出長および相対ロール角）の影響を考慮する。

【0080】

物理学に基づくモデルでは、コンピュータシステム120は、逆固体力学（inverse solid mechanics）を使用して、外科用ロボットシステム100が1つ以上のプルワイヤを平行移動させて望ましい運動を達成すべき距離に、内視鏡を移動させるためのコマンド（例えば、ピッチ方向および/またはヨー方向に屈曲する角度を示す）を変換してもよい。さらに、ロボットシステム100は、物理学に基づくモデルを使用することによって、1つ以上のIDMを動かして、屈曲運動に連結された軸方向の変形の結果としての内視鏡の遠位先端部のあらゆる望ましくない運動を補償してもよい。

【0081】

一実施形態では、較正モジュール130は、モデルレス反転プロセス（model-less inversion process）を使用して内視鏡を移動させるためのコマンドを生成する。例えば、較正モジュール130は、ゲイン値および/またはパラメータの使用を必要としないルックアップテーブルを実装する。代わりに、ルックアップテーブルは、較正データに基づいて、以前に記録された入力値（例えば、内視鏡をピッチ方向およびヨー方向に移動させるためのコマンド）を出力値（例えば、内視鏡の各プルワイヤの平行移動）にマッピングする。正確な入力-出力マッピングが分からず、例えば、40度および45度のデータ点を使用して42度の屈曲を内挿することができる場合、ルックアップテーブルは、データ点間で（例えば、ドロネ三角形分割または他の多次元三角測量技術を介して解かれる）内挿するか、外挿してもよい。ルックアップテーブルを実行するためにコンピュータシステム120に必要とされる演算リソースの量を減らすために、較正モジュール130は、テイラー分解などの技法を使用するか、フーリエ表現を使用するデータセットを近似することによって、マッピングのデータセットのサイズを最小化することができる。

【0082】

VII.C. プロセスフロー例

図8Aは、一実施形態による、内視鏡の自動較正のためのプロセス800のフローチャートである。プロセス800は、いくつかの実施形態で図8Aに関連して説明されたものとは異なる工程またはそれ以外の追加の工程を含んでもよいが、図8Aに関連して説明された順序とは異なる順序で工程を実行してもよい。プロセス800は、特に、例えば、それぞれが90度離れており、正または負のピッチまたはヨー方向に対応する4つのプルワイヤを含む内視鏡の実施形態を較正するためのものである。もっとも、プロセス800は、任意の数のプルワイヤに一般化することができ、図8Bを参照してさらに説明され得る。コンピュータシステム120はプロセス800を自動化することができるため、ユーザは外科用ロボットシステム100を使用するために較正手順を手動で実行する必要がない。自動較正は、例えば、このプロセスが内視鏡を較正するのに必要な時間を短縮するため

有利である。

【0083】

コマンドモジュール150は、内視鏡を第1の方向の目標位置に移動させるためのコマンドを提供する(804)。較正モジュール130は、コマンドに応答して移動した内視鏡の実際の位置および向きを示す空間データを受け取る(806)。空間データは、第V節「空間センサ」で前述したように、加速度計、ジャイロスコープ、基準マーカ、光ファイバケーブル、カメラまたは撮像システムなどの空間センサ(例えば、内視鏡に連結されるか、内視鏡に近接して配置される)から受け取ることができる。空間データは、1つ以上の移動方向での内視鏡(または内視鏡の一部)の位置および/または向きを表す。コマンドモジュール150は、内視鏡を緩めて静止位置に戻すためのコマンドを提供する(808)。

10

【0084】

コマンドモジュール150は、内視鏡を第2の方向の目標位置に移動させるためのコマンドを提供する(810)。較正モジュール130は空間データを受け取る(812)。コマンドモジュール150は、内視鏡を緩めて静止位置に戻すためのコマンドを提供する(814)。

【0085】

コマンドモジュール150は、内視鏡を第3の方向の目標位置に移動させるためのコマンドを提供する(816)。較正モジュール130は空間データを受け取る(818)。コマンドモジュール150は、内視鏡を緩めて静止位置に戻すためのコマンドを提供する(820)。

20

【0086】

コマンドモジュール150は、内視鏡を第4の方向の目標位置に移動させるためのコマンドを提供する(822)。較正モジュール130は空間データを受け取る(824)。コマンドモジュール150は、内視鏡を緩めて静止位置に戻すためのコマンドを提供する(826)。

【0087】

目標位置は、4つの方向のそれぞれに対して一定のままであり得る。いくつかの実施形態では、目標位置は様々な方向間で変化する。例えば、目標位置は、第1および第3の方向に対して90度であり、第2および第4の方向に対して45度である。第1、第2、第3および第4の方向は、任意の特定の順序で、正のピッチ方向、正のヨー方向、負のピッチ方向および負のヨー方向であり得る。他の実施形態では、コマンドは、正のピッチ方向および正のヨー方向の両方に60度など、2つ以上の方向に同時に目標位置に向かって内視鏡を移動させる。プロセス800は4つの方向を含むが、他の実施形態では、コンピュータシステム120は、他の任意の数の(さらに多いまたはさらに少ない)方向について工程804から808を繰り返すことができる。

30

【0088】

較正モジュール130は、1つ以上の方向に関する空間データに基づいて、内視鏡のブルワイヤのゲイン値を決定する(828)。較正モジュール130は、各ブルワイヤに関連するゲイン値を決定してもよい。ゲイン値のうちの少なくとも1つは、1とは異なる値を有し得る。1のゲイン値は、対応するブルワイヤが理想的な動きを示すこと、例えば、内視鏡の実際の運動が、対応するブルワイヤの平行移動に基づく目標運動と一致することを示す。いくつかの実施形態では、較正モジュール130は、ブルワイヤのための(例えば、前の較正プロセスで決定された)デフォルトゲイン値を検索し、さらにそのデフォルトゲイン値に基づいてゲイン値を決定する。

40

【0089】

較正モジュール130は、較正記憶装置140にゲイン値を記憶する(830)。内視鏡は、ゲイン値を記憶するためのコンピュータ可読有形媒体、例えばフラッシュメモリまたはデータベースを含んでもよい。いくつかの実施形態では、コマンドモジュール150は、シースに対するリーダの長さおよび/または相対ロール角を修正するためのコマンド

50

を提供し、外科用ロボットシステム 100 は、プロセス 800 の工程を繰り返して、修正された長さおよび / または相対ロール角に関連するゲイン値を決定する。

【0090】

図 8B は、一実施形態による、延出長および相対ロール角に基づく内視鏡の自動較正のためのプロセス 840 のフローチャートである。プロセス 840 は、いくつかの実施形態で図 8B に関連して説明されたものとは異なる工程またはそれ以外の追加の工程を含んでもよいが、図 8B に関連して説明された順序とは異なる順序で工程を実行してもよい。プロセス 800 とは対照的に、プロセス 840 は、任意の数の方向、ならびに内視鏡のシースに対するリーダの任意の数の延出長および相対ロール角に一般化される。例えば、内視鏡が互いに 90 度の間隔で離れた 4 つのプルワイヤを有する代わりに、内視鏡が、互いに 120 度の間隔で離れた 3 つのプルワイヤを含むか、異なる角度の間隔（例えば、時計の 11 時、2 時および 6 時の針の位置）に配置される他の任意の構成にあってもよい。

10

【0091】

外科用ロボットシステム 100 は、内視鏡をある延出長および / または相対ロール角まで移動させるためのコマンドを提供する（850）。外科用ロボットシステム 100 は、その延出長および / または相対ロール角で較正を実行する（860）。工程 860 では、コマンドモジュール 150 は、内視鏡をある方向の目標位置に移動させるためのコマンドを提供する（862）。較正モジュール 130 は、内視鏡の実際の位置および向きを示す空間データを受け取る（864）。コマンドモジュール 150 は、内視鏡を緩めて静止位置に戻すためのコマンドを提供する（866）。外科用ロボットシステム 100 は、一組の方向の各方向について工程 862 ~ 866 を繰り返す。さらに、外科用ロボットシステム 100 は、一組の異なる延出長および / または相対ロール角の各延出長および / または相対ロール角（または延出長と相対ロール角との組合せ）ごとに工程 850 ~ 860 を繰り返す。較正モジュール 130 は、各較正から受け取った空間データに基づいてゲイン値を決定する（870）。

20

【0092】

図 9 は、一実施形態による、内視鏡の術中自動較正のためのプロセス 900 のフローチャートである。プロセス 900 は、いくつかの実施形態で図 9 に関連して説明されたものとは異なる工程またはそれ以外の追加の工程を含んでもよく、または図 9 に関連して説明された順序とは異なる順序で工程を実行してもよい。いくつかの実施形態では、コマンドコンソール 200 は、第 II 節「コマンドコンソール」で前述した速度モードまたは位置制御モードでプロセス 900 を使用してもよい。

30

【0093】

較正モジュール 130 は、プルワイヤ、リーダおよびシースを含む内視鏡のためのデフォルトゲイン値を検索する（910）。各プルワイヤは、デフォルトゲイン値のうちの 1 つに関連付けられてもよい。外科用ロボットシステム 100 は、外科的処置、例えば、尿管鏡検査、経皮的腎切石術（PCNL）、大腸内視鏡検査、蛍光透視法、前立腺切除術、結腸切除術、胆嚢切除術、鼠径ヘルニア、および気管支鏡検査を受ける患者に内視鏡を挿入する（920）。較正モジュール 130 は、シースに対するリーダの相対ロール角およびシースによって半径方向に囲まれたリーダの長さに関する情報を受け取る（930）。相対ロール角および長さに関する情報は、内視鏡を移動させるために提供された以前のコマンド、デフォルトの相対ロール角および長さ値、またはセンサ（例えば、内視鏡に連結された加速度計およびジャイロスコープ）によって生成されたデータに基づいてもよい。コマンドモジュール 150 は、プルワイヤのうちの少なくとも 1 つを平行移動させることによって内視鏡を移動させるためのコマンドを提供する（940）。

40

【0094】

較正モジュール 130 は、コマンドに応答して移動させられた内視鏡の空間データを受け取る（950）。一実施形態では、空間データは透視撮像システムから受け取られる。透視撮像システムは、患者の体内の内視鏡の画像を撮像することができ、それにより、外科用ロボットシステム 100 が外科的処置中にプロセス 900 を実行することが可能にな

50

る。較正モジュール 130 は、空間データ、対応するデフォルトゲイン値、延出長、相対ロール角および / またはコマンドに基づいて、新しいゲイン値を決定する (960)。較正モジュール 130 は、較正記憶装置 140 に新しいゲイン値を記憶する (970)。外科用ロボットシステム 100 は、プロセス 900 によって決定された新しいゲイン値に基づいて、追加のコマンドを生成することができる。例えば、内視鏡は第 1 のコマンドに回答して 80 度の実際の位置に移動する。ここで目標位置は実際には 90 度である。コマンドモジュール 150 は、新しいゲイン値に基づいて新しいコマンドを生成し、外科用ロボットシステム 100 を使用して内視鏡を移動させるための新しいコマンドを提供する。新しいコマンドは角度の不一致を補償するため (すなわち、80 度は 90 度より 10 度足りない)、内視鏡は新しいコマンドに回答して 90 度の実際の位置に移動する。

10

【0095】

VIII. その他の考慮事項

この開示を読めば、当業者であれば、本明細書に開示された原理を通して、さらに追加の代替の構造的および機能的設計を認識するであろう。したがって、特定の実施形態および用途を例示し説明してきたが、開示された実施形態は、本明細書に開示された厳密な構造および構成要素に限定されないことを理解されたい。添付の特許請求の範囲に規定された精神および範囲から逸脱することなく、本明細書に開示された方法および装置の構成、動作および詳細に対して、当業者に明らかな様々な修正、変更および変形を実施することができる。

【0096】

20

本明細書で使用される場合、「一実施形態 (one embodiment)」または「一実施形態 (an embodiment)」への言及は、その実施形態に関連して説明された特定の要素、特徴、構造または特性が少なくとも 1 つの実施形態に含まれることを意味する。本明細書の様々な箇所における「一実施形態では (in one embodiment)」という句の出現は、必ずしもすべて同じ実施形態に言及しているとは限らない。

【0097】

いくつかの実施形態は、「連結された (coupled)」および「接続された (connected)」という表現をそれらの派生語とともに使用して説明され得る。例えば、いくつかの実施形態は、2 つ以上の要素が直接的に物理的または電氣的に接触していることを示すために「連結された (coupled)」という用語を使用して説明され得る。しかし、「連結された (coupled)」という用語はまた、2 つ以上の要素が互いに直接接触していないが、それでもなお互いに協働または相互作用することを意味し得る。別途明確に記載しない限り、実施形態はこの文脈に限定されない。

30

【0098】

本明細書で使用される場合、用語「含む (comprises)」、「含む (comprising)」、「含む (includes)」、「含む (including)」、「有する (has)」、「有する (having)」またはそれらの任意の他の変形は、非排他的包含を網羅するように意図される。例えば、要素の列挙を含むプロセス、方法、物品または装置は必ずしもそれらの要素のみに限定されず、明示的に列挙されていない他の要素またはそのようなプロセス、方法、物品もしくは装置に固有の他の要素を含み得る。さらに、相反する明示的な記載がない限り、「または (or)」は包括的な「または」を指し、排他的な「または」を指さない。例えば、条件 A または B が、以下のいずれか 1 つによって満たされる。A が真であり (または存在する) かつ B が偽である (または存在しない)、A が偽であり (または存在しない) かつ B が真である (または存在する)、A および B の両方が真である (または存在する)。

40

【0099】

さらに、「a」または「an」の使用は、本明細書の実施形態の要素および構成要素を説明するために用いられる。これは、便宜上かつ本発明の一般的な意味を示すために行われているにすぎない。この説明は、1 つまたは少なくとも 1 つを含むように解釈されるべ

50

きであり、単数形は、別段の意味であることが明らかな限り、複数形も含む。

【 0 1 0 0 】

この説明のいくつかの部分は、情報に関する動作のアルゴリズムおよび記号表現に関して本発明の実施形態を説明する。これらのアルゴリズム的記述および表現は、データ処理分野の当業者によって、その作業の実体を他の当業者に効果的に伝えるために一般的に使用されている。これらの動作は、機能的に、計算的に、または論理的に説明されているが、コンピュータプログラムまたは同等の電気回路、マイクロコードなどによって実装されると理解される。さらに、一般性を失うことなく、モジュールとしてこれらの動作の配置に言及することは、時には便利であると証明されている。説明した動作およびそれらに関連するモジュールは、ソフトウェア、ファームウェア、ハードウェアまたはそれらの任意の組合せで具現化され得る。

10

【 0 1 0 1 】

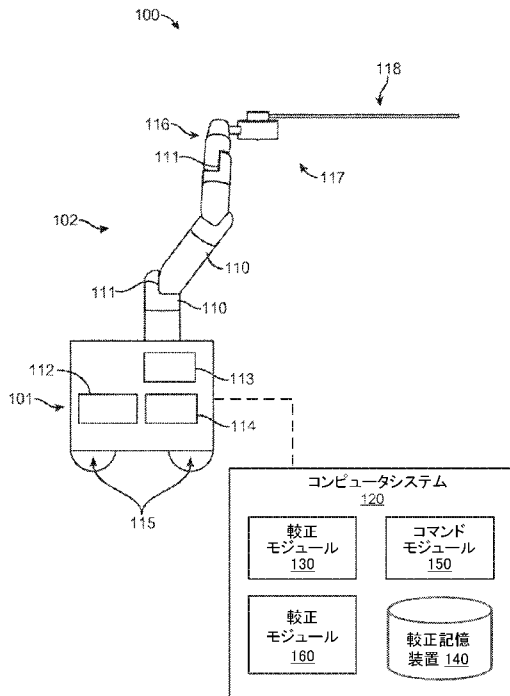
本明細書に記載の工程、動作またはプロセスのいずれも、単独でまたは他の装置と組み合わせ、1つ以上のハードウェアまたはソフトウェアモジュールを用いて実行または実装され得る。一実施形態では、ソフトウェアモジュールには、説明された工程、動作またはプロセスのいずれかまたはすべてを実行するために、コンピュータプロセッサによって実行され得るコンピュータプログラムコードを含むコンピュータ可読非一時的媒体を含むコンピュータプログラム製品が実装される。

【 0 1 0 2 】

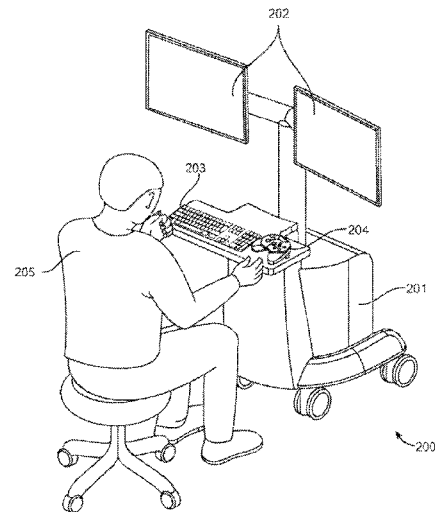
本発明の実施形態はまた、本明細書に記載のコンピューティングプロセスによって製造される製品にも関連し得る。そのような製品は、コンピューティングプロセスから生じる情報を含んでもよく、それらの情報は、非一時的な有形のコンピュータ可読記憶媒体上に記憶され、本明細書に記載のコンピュータプログラム製品またはその他のデータの組合せの任意の実施形態を含んでもよい。

20

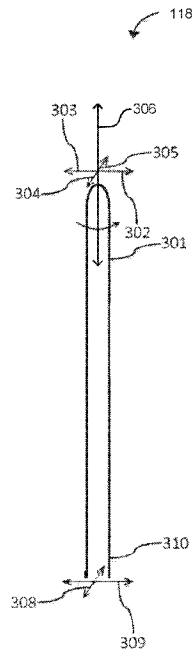
【 図 1 】



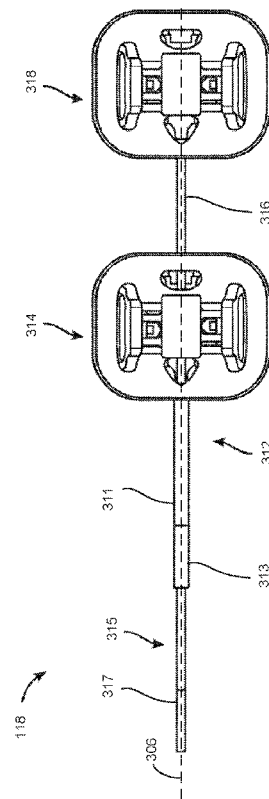
【 図 2 】



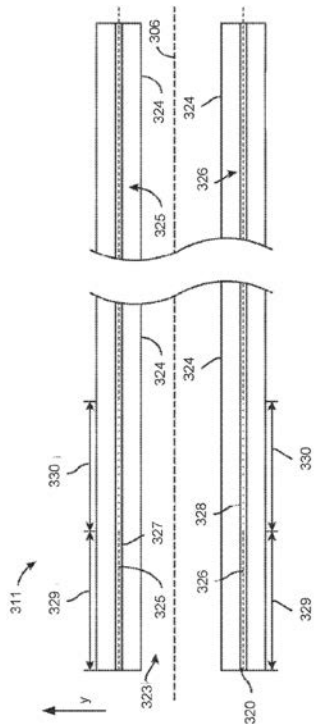
【図 3 A】



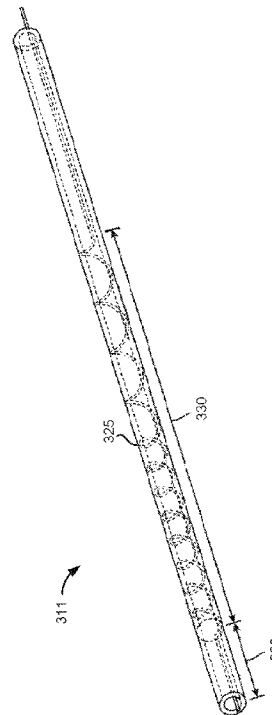
【図 3 B】



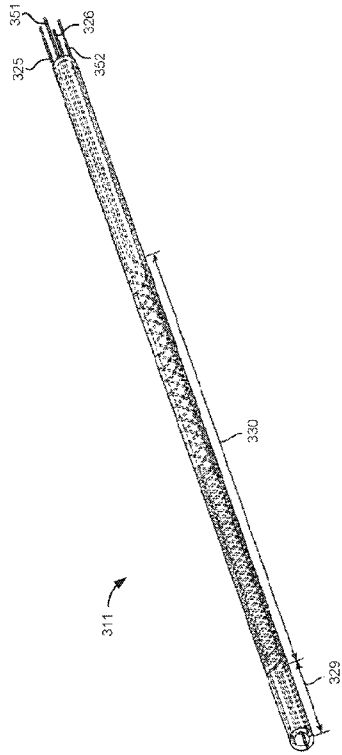
【図 3 C】



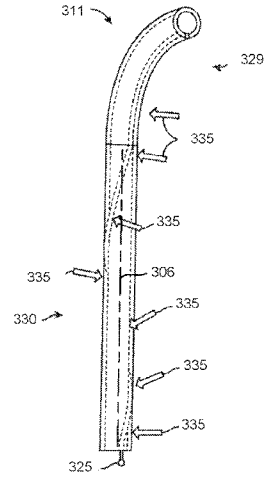
【図 3 D】



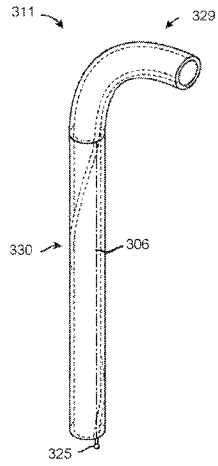
【図 3 E】



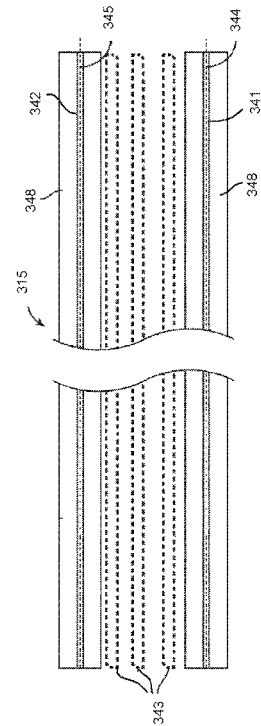
【図 3 F】



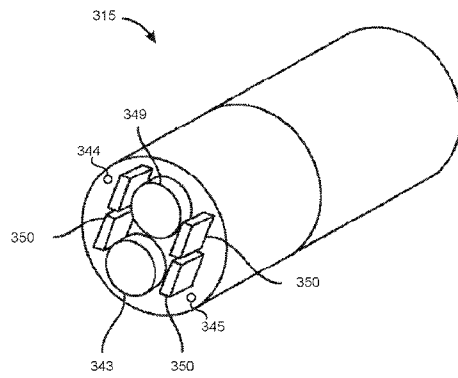
【図 3 G】



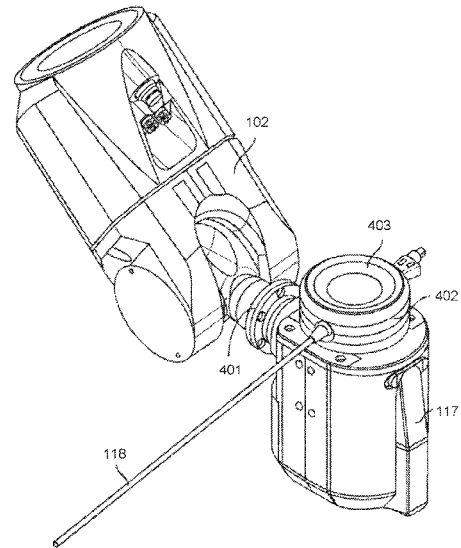
【図 3 H】



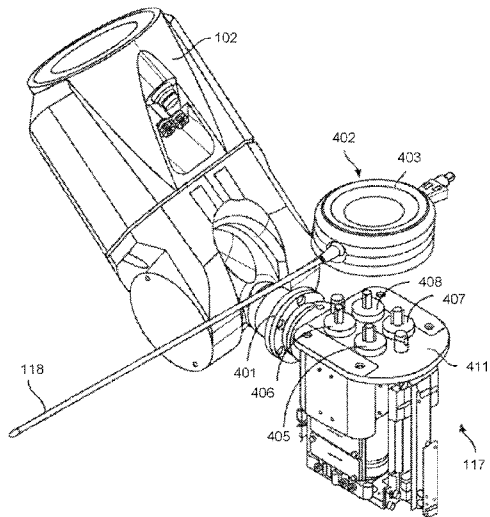
【図 3 I】



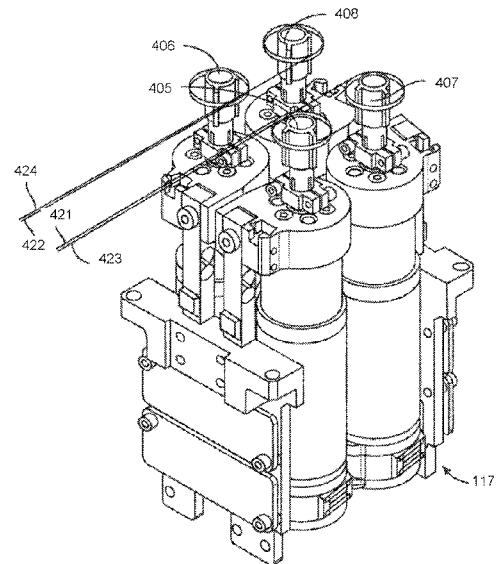
【図 4 A】



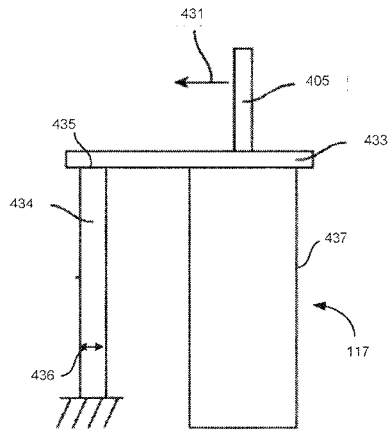
【図 4 B】



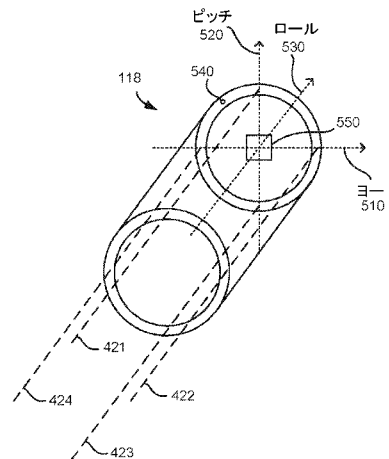
【図 4 C】



【図 4 D】

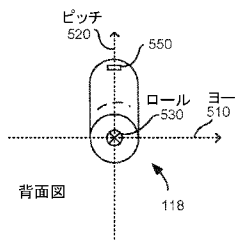


【図 5 A】

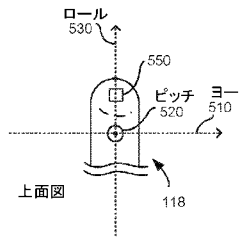


【図 5 E】

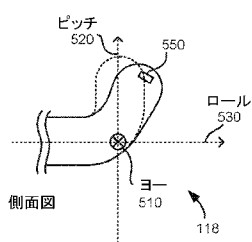
正のピッチ方向に90度の目標曲がり角度まで関節運動
正のピッチ方向の非理想的なずれ



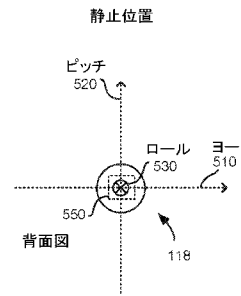
【図 5 F】



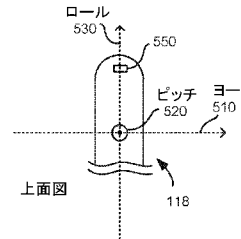
【図 5 G】



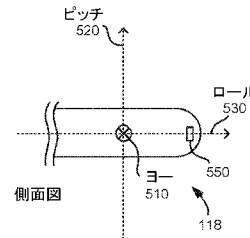
【図 5 B】



【図 5 C】

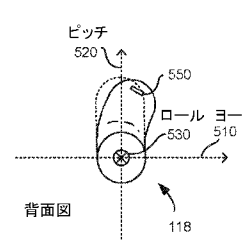


【図 5 D】

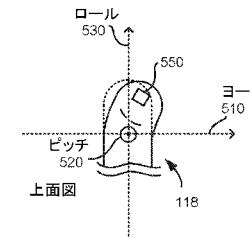


【図 5 H】

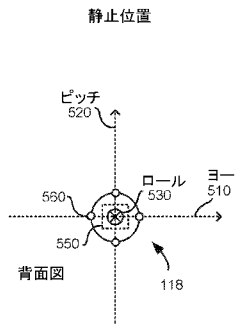
正のピッチ方向に90度の目標曲がり角度まで関節運動
正のヨー方向のさらなる非理想的なずれ



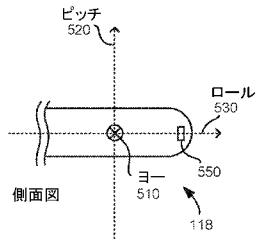
【図 5 I】



【図 5 J】

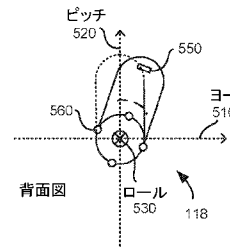


【図 5 K】

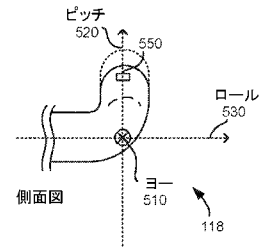


【図 5 L】

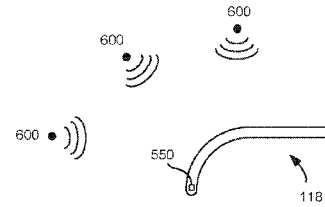
正のピッチ方向に90度の目標曲がり角度まで関節運動
ロール方向の非理想的なずれ



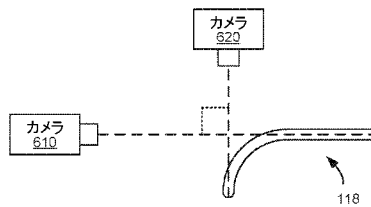
【図 5 M】



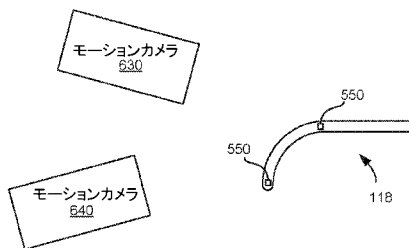
【図 6 A】



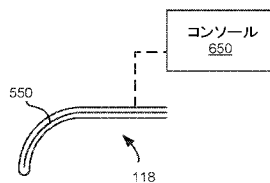
【図 6 B】



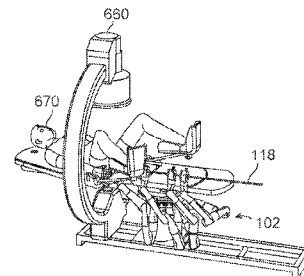
【図 6 C】



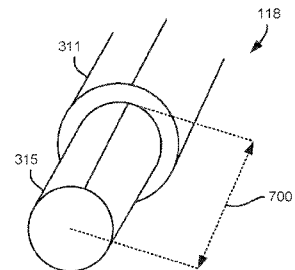
【図 6 D】



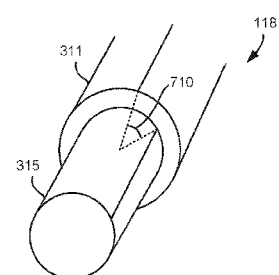
【図 6 E】



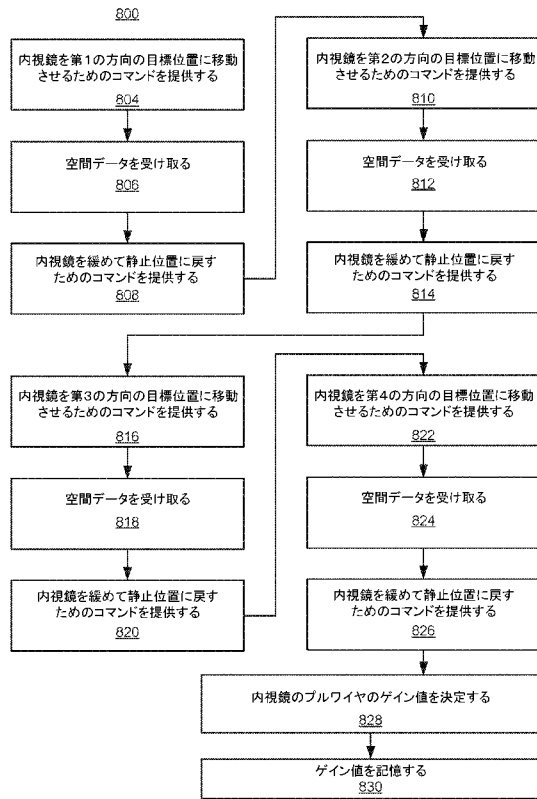
【図 7 A】



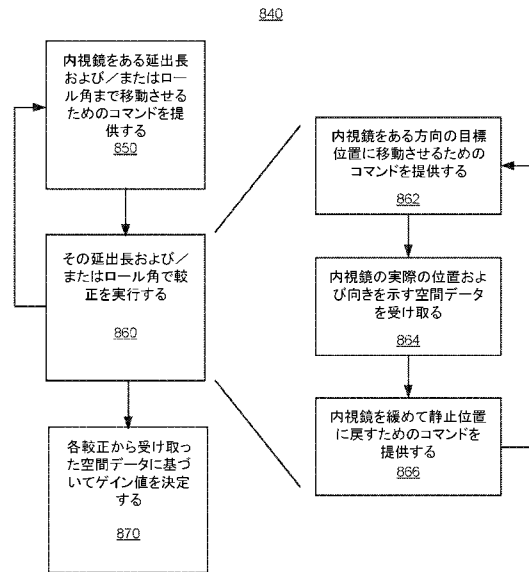
【図 7 B】



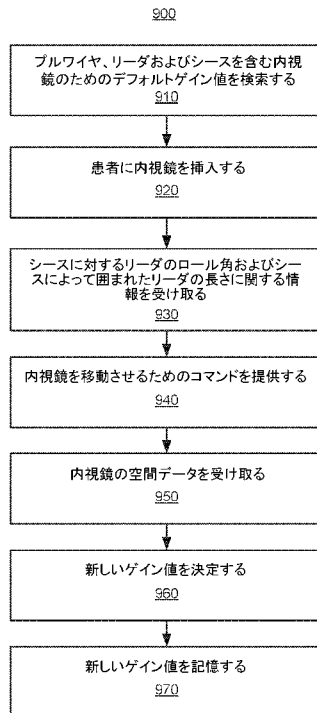
【図 8 A】



【図 8 B】



【図 9】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2017/054127

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B1/00 A61B1/005
ADD. A61B34/30

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

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

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X,P	US 2016/374541 A1 (AGRAWAL VARUN [US] ET AL) 29 December 2016 (2016-12-29)	1-4
Y,P	abstract figures 1,4C,7-9 paragraphs [0052], [0081] - [0126]	5-23
Y	WO 2016/054256 A1 (AURIS SURGICAL ROBOTICS INC [US]; OLI SIDDARTH [CA]; LOWN MARK [US]; M) 7 April 2016 (2016-04-07) abstract paragraph [0014] - paragraph [0041] paragraph [0177] - paragraph [0203] paragraph [0207] - paragraph [0271] claims 1-81 figures 1-21 ----- -/--	5-23

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

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

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

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

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

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

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

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

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

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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

4 January 2018

Date of mailing of the international search report

16/01/2018

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Tommaso, Giovanni

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2017/054127

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A,P	W0 2017/044884 A1 (AURIS SURGICAL ROBOTICS INC [US]) 16 March 2017 (2017-03-16) abstract paragraph [0034] - paragraph [0067] figure 1 -----	1-23
A,P	US 2017/119411 A1 (SHAH PAREN [US]) 4 May 2017 (2017-05-04) abstract -----	1-23
A	US 2015/119637 A1 (ALVAREZ JEFFERY B [US] ET AL) 30 April 2015 (2015-04-30) cited in the application the whole document -----	1-23

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2017/054127

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2016374541 A1	29-12-2016	NONE	
WO 2016054256 A1	07-04-2016	AU 2015325052 A1 CN 107427327 A EP 3200718 A1 KR 20170091588 A US 2016184032 A1 US 2017340396 A1 WO 2016054256 A1	18-05-2017 01-12-2017 09-08-2017 09-08-2017 30-06-2016 30-11-2017 07-04-2016
WO 2017044884 A1	16-03-2017	US 2017367782 A1 WO 2017044884 A1	28-12-2017 16-03-2017
US 2017119411 A1	04-05-2017	NONE	
US 2015119637 A1	30-04-2015	CN 105939647 A EP 3060157 A1 JP 2017502709 A KR 20160105773 A US 2015119637 A1 US 2015119638 A1 US 2015164594 A1 US 2015164595 A1 US 2015164596 A1 WO 2015061756 A1	14-09-2016 31-08-2016 26-01-2017 07-09-2016 30-04-2015 30-04-2015 18-06-2015 18-06-2015 18-06-2015 30-04-2015

フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
	G 0 2 B 23/24	A
	G 0 2 B 23/24	B
	A 6 1 B 34/30	

(81)指定国・地域 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(72)発明者 ウマラネーニ, リッティク

アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 4 0 6 5 レッドウッドシティ ショアライン ドライブ

1 5 0 オーリス ヘルス インコーポレイテッド内

Fターム(参考) 2H040 BA21 BA23 DA19 DA43 DA51 DA54 GA02

4C161 BB02 CC06 DD03 FF12 FF25 FF32 FF43 GG13 HH32 HH47

HH55 JJ06 JJ17

专利名称(译)	使用拉线自动校准内窥镜		
公开(公告)号	JP2019531807A	公开(公告)日	2019-11-07
申请号	JP2019517239	申请日	2017-09-28
发明人	グレイツェル,シャウンシー エフ. ウマラネーニ,リッティク		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/005 G02B23/24 A61B34/30		
CPC分类号	A61B1/00057 A61B1/00149 A61B1/0016 A61B1/0052 A61B1/0057 A61B34/30 A61B34/71 A61B2017/00477 A61B2034/2048 A61B2034/2061 A61B2034/301 A61B1/00006 A61B1/0051 A61B1/01 A61B1/018 A61B90/06 G01B21/16		
FI分类号	A61B1/00.630 A61B1/005.523 A61B1/005.524 A61B1/00.552 A61B1/00.655 G02B23/24.A G02B23/24.B A61B34/30		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/BA23 2H040/DA19 2H040/DA43 2H040/DA51 2H040/DA54 2H040/GA02 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF12 4C161/FF25 4C161/FF32 4C161/FF43 4C161/GG13 4C161/HH32 4C161/HH47 4C161/HH55 4C161/JJ06 4C161/JJ17		
优先权	15/282079 2016-09-30 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

手术机器人系统会自动校准管状柔性手术器械，例如内窥镜。外科手术机器人系统通过补偿内窥镜的非理想运动来准确实现内窥镜运动，并在对患者执行外科手术的同时操作内窥镜可以做。在校准期间，外科手术机器人系统将内窥镜移动到目标位置，并接收代表内窥镜实际位置和/或方向的数据。外科手术机器人系统至少基于目标位置与实际位置之间的差异来确定增益值。内窥镜可以包括称为护套和引导件的管状部件。外科手术机器人系统的仪器设备操纵器致动联接到护套和/或读取器的拉线，从而使内窥镜铰接。

