

(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2011-517419

(P2011-517419A)

(43) 公表日 平成23年6月9日(2011.6.9)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2	4 C 1 6 0
A 6 1 B 17/28 (2006.01)	A 6 1 B 17/28 3 1 0	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 35 頁)

(21) 出願番号 特願2011-501996 (P2011-501996)
 (86) (22) 出願日 平成21年3月25日 (2009.3.25)
 (85) 翻訳文提出日 平成22年10月25日 (2010.10.25)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2009/038160
 (87) 国際公開番号 W02009/123891
 (87) 国際公開日 平成21年10月8日 (2009.10.8)
 (31) 優先権主張番号 12/060,004
 (32) 優先日 平成20年3月31日 (2008.3.31)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 510253996
 インテュイティブ サージカル オペレー
 ションズ, インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 940
 86, サニーベール, カイファー ロ
 ード 1266, ビルディング 101
 (74) 代理人 100078282
 弁理士 山本 秀策
 (74) 代理人 100062409
 弁理士 安村 高明
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 手術用ロボット設定アームにおける力とトルクの感知

(57) 【要約】

力およびトルクの感知、ならびに遠隔ロボット手術を行う外科医へのフィードバックを向上させるための装置、システム、および方法を提供する。一実施形態では、ロボット手術マニピュレータシステムと、ロボット手術システムと、ロボット手術器具および/またはマニピュレータアームにかかる力の改良型感知方法とを開示する。特に、切開外科手術、神経外科手術、ならびに腹腔鏡検査、関節鏡検査、胸腔検査、および同等の内視鏡手術を含む、ロボット支援外科手術を患者に行っている間において力を感知するための複数構成要素のシステム、装置、および方法を提供する。

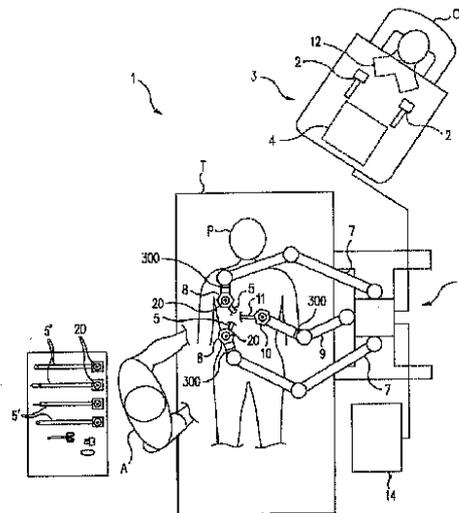


FIG. 1A

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

固定可能な設定リンク機構アームと、
サーボ駆動マニピュレータアームと、
力およびトルク（F / T）センサであって、該設定リンク機構アームの自由端と該マニピュレータアームの基部との間に動作可能に結合される、力およびトルク（F / T）センサと、

F / Tセンサインターフェースであって、該F / Tセンサからの信号を復号するために該F / Tセンサに動作可能に結合される、F / Tセンサインターフェースと
を備えている、ロボット手術マニピュレータシステム。

10

【請求項 2】

前記マニピュレータアームの前記基部は、そこから該マニピュレータアームに対する少なくとも3つの自由度が提供される場所である、請求項1に記載のマニピュレータシステム。

【請求項 3】

前記マニピュレータアームは、基部リンクと、縦軸に沿って該基部リンクに移動可能に結合される台車リンクとを有する、挿入軸を含み、該台車リンクは、器具の機械的インターフェースを含む、請求項1に記載のマニピュレータシステム。

【請求項 4】

前記器具の機械的インターフェースは、器具シャフトの遠位端上に複数のひずみゲージを含む器具を載置するように構成される、請求項3に記載のマニピュレータシステム。

20

【請求項 5】

前記複数のひずみゲージは、器具の信号インターフェースに動作可能に結合可能であり、該器具の信号インターフェースは、該複数のひずみゲージからの信号を復号するように構成可能である、請求項4に記載のマニピュレータシステム。

【請求項 6】

前記設定リンク機構アームは、受動的または電動式である、請求項1に記載のマニピュレータシステム。

【請求項 7】

前記F / Tセンサは、前記マニピュレータの重量および該マニピュレータの張出し荷重モーメントを補償する、パネ釣合錘を含む、請求項1に記載のマニピュレータシステム。

30

【請求項 8】

前記F / Tセンサは、機械的インターフェースと、該F / Tセンサの第1側面上の前記設定リンク機構アームに、および該F / Tセンサの第2側面上の前記マニピュレータアームに動作可能に結合する、電気コネクタインターフェースとを含む、請求項1に記載のマニピュレータシステム。

【請求項 9】

前記機械的インターフェースは、摺動係合手段を含み、前記電気コネクタインターフェースは、D型コネクタを含む、請求項8に記載のマニピュレータシステム。

【請求項 10】

前記F / Tセンサの第1側面上の電気コネクタインターフェースは、該F / Tセンサの本体の周囲に、または本体を通して送られるワイヤによって、該F / Tセンサの第2側面上の電気コネクタインターフェースに電氣的に結合される、請求項8に記載のマニピュレータシステム。

40

【請求項 11】

前記電気コネクタインターフェースは、それを通して前記F / Tセンサが前記F / Tセンサインターフェースに信号を提供する、シリアルバスを含む、請求項8に記載のマニピュレータシステム。

【請求項 12】

固定可能な設定リンク機構アームと、

50

サーボ駆動マニピュレータアームと、
力およびトルク（F/T）センサであって、該設定リンク機構アームの自由端と該マニピュレータアームの基部との間に動作可能に結合される、力およびトルク（F/T）センサと、

該マニピュレータアームの遠位端に動作可能に結合される手術器具と、
該F/Tセンサからの信号を復号するために、該F/Tセンサに動作可能に結合されるインターフェースと
を備えている、ロボット手術システム。

【請求項 13】

前記マニピュレータアームの前記基部は、そこから前記器具に対する少なくとも6つの自由度が提供される場所である、請求項12に記載のシステム。

10

【請求項 14】

前記マニピュレータアームは、基部リンクと、縦軸に沿って該基部リンクに移動可能に結合される台車リンクとを有する、挿入軸を含み、該台車リンクは、器具インターフェースを含む、請求項12に記載のシステム。

【請求項 15】

前記器具は、前記器具インターフェースに載置され、該器具は、器具シャフトの遠位端上に複数のひずみゲージを含む、請求項14に記載のシステム。

【請求項 16】

前記複数のひずみゲージは、器具の信号インターフェースに動作可能に結合され、該器具の信号インターフェースは、該複数のひずみゲージからの信号を復号するように構成される、請求項15に記載のシステム。

20

【請求項 17】

前記F/Tセンサと前記手術器具との間に滅菌ドレーブをさらに備え、該ドレーブは、滅菌手術野から前記ロボット手術システムの非滅菌部を分離する、請求項12に記載のシステム。

【請求項 18】

固定可能な設定リンク機構アームと、サーボ駆動マニピュレータアームと、該設定リンク機構アームの自由端と該マニピュレータアームの基部との間に動作可能に結合される力およびトルク（F/T）センサと、該F/Tセンサからの信号を復号するために該F/Tセンサに動作可能に結合されるインターフェースとを含む、ロボット手術マニピュレータシステムを提供することと、

30

該F/Tセンサを使用して、該マニピュレータアーム上の力を感知することと
を含む、力感知の方法。

【請求項 19】

前記感知された力は、患者身体の外部の物体との前記マニピュレータアームの相互作用である、請求項18に記載の方法。

【請求項 20】

前記マニピュレータアームの遠位端に手術器具を載置することと、前記F/Tセンサを使用して、該手術器具上の力を感知することとをさらに含む、請求項18に記載の方法。

40

【請求項 21】

前記器具上の前記感知された力は、内部の患者生体構造との前記器具の相互作用、および別の手術器具との該器具の相互作用のうちの1つである、請求項20に記載の方法。

【請求項 22】

前記器具上の前記感知された力は、縫合張力、別の手術器具との衝突、組織の解離、後退、および触診のうちの1つである、請求項20に記載の方法。

【請求項 23】

体壁内のカニューレの傾転によって引き起こされる、患者体壁上の力を傾斜角の関数としてマッピングすることと、前記F/Tセンサからの信号から、該結果として生じる推定体壁力を減算することとをさらに含む、請求項18に記載の方法。

50

【請求項 24】

前記 F / T センサからのデータを使用して、手動配置中に、前記マニピュレータアームの後方駆動可能性を増加させることをさらに含む、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 25】

前記 F / T センサからの信号にノッチフィルタを使用することをさらに含み、該ノッチフィルタは、前記マニピュレータアームの共振に同調され、該 F / T センサの質量は、前記設定リンク機構アームおよび患者体壁によって柔軟に制約される、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 26】

F / T センサノイズを低減するために、前記 F / T センサに低域通過フィルタを使用することをさらに含む、請求項 18 に記載の方法。

10

【請求項 27】

F / T センサノイズレベルまたはそれより下のレベルの力を排除するために、前記 F / T センサからの信号に閾値を適用することをさらに含む、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 28】

前記感知された力を軽減または強化するために、器具先端またはマニピュレータアームも速度に反比例して依存する可変利得を、前記 F / T センサからの信号に適用することをさらに含む、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 29】

前記器具がドレープの滅菌側にあり、前記 F / T センサが該ドレープの非滅菌側にあるように、前記マニピュレータアームを滅菌ドレープで覆うことをさらに含む、請求項 18 に記載の方法。

20

【請求項 30】

手術器具を前記マニピュレータアームの遠位端に載置することであって、該器具は、器具シャフトの遠位端上に複数のひずみゲージを含む、ことと、

前記 F / T センサを使用して、該器具シャフトの縦軸に沿う軸力を感知することと、
該複数の器具ひずみゲージを使用して、該手術器具にかかる横力を感知することと
をさらに含む、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 31】

前記 F / T センサからの信号の大きさに基づいて、患者身体の内外部および外部にある、前記マニピュレータアーム上の力を区別することをさらに含む、請求項 18 に記載の方法

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の相互参照)

本願は、米国仮特許出願第 60 / 755 , 108 号 (2005 年 12 月 30 日出願)、米国仮特許出願第 60 / 755 , 157 号 (2005 年 12 月 30 日出願)、米国特許出願第 11 / 958 , 772 号 (2007 年 12 月 18 日出願)、米国特許出願第 11 / 864 , 974 号 (2007 年 9 月 29 日出願)、米国特許出願第 11 / 553 , 303 号 (2006 年 10 月 26 日出願)、米国特許出願第 11 / 537 , 241 号 (2006 年 9 月 29 日出願)、米国特許出願第 11 / 093 , 372 号 (2005 年 3 月 30 日出願)、ならびに米国特許出願第 6 , 936 , 042 号、同第 6 , 902 , 560 号、同第 6 , 879 , 880 号、同第 6 , 866 , 671 号、同第 6 , 817 , 974 号、同第 6 , 783 , 524 号、同第 6 , 676 , 684 号、同第 6 , 371 , 952 号、同第 6 , 331 , 181 号、および同第 5 , 807 , 377 号に関連し、これらの出願の全開示は、その全体が本明細書に参考として援用される。

40

【0002】

(発明の分野)

本発明は、概して、手術ロボットシステムに関し、より具体的には、手術器具および /

50

または手術ロボットマニピュレータに印加された力を感知するためのシステムおよび方法に関する。

【背景技術】

【0003】

ロボット支援手術において、外科医は、典型的に、患者から離れていることがあり得る場所（例えば、患者から離れた、手術室の反対側、異なる部屋、または全く異なる建物）から、手術部位での手術器具の動作を制御するためのマスタコントローラを操作する。マスタコントローラは、手術部位での器具の位置および配向を関節動作させるためのサーボモータを伴うコントローラを通して、手術器具に動作可能に結合される、手持ち式リストジナル、ジョイスティック、外骨格グローブ、ハンドピース等の、1つ以上の手入力デバイスを含む。サーボモータは、典型的には、切開手術部位に直接、または患者の腹部等の体腔に切開を通して挿入されたトロカールスリーブを通して導入されている、手術器具を支持し制御するように一緒に接続される複数の接合部、リンク機構等を含む、電気機械デバイスまたは手術マニピュレータアーム（「スレーブ」）の一部である。外科手術に応じて、外科医が、種々の機能、例えば、組織の牽引、針の保持または駆動、縫合、血管の把持、または組織の解離、焼灼、もしくは凝固を実行するために、組織把持器、針ドライバ、電気手術用焼灼プローブ等の、利用可能な種々の手術器具がある。外科医は、手術中に多数の異なる手術器具/道具を採用する場合がある。

10

【0004】

遠隔操作を通して遠隔ロボット手術を行うこの新たな方法は、多くの新たな課題を生み出した。そのような1つの課題は、ロボットマニピュレータを介して手術器具によって操作されている組織を正確に「感じる」能力を、外科医に提供することである。外科医は、器具または縫合糸によって印加される力の指標に頼らなくてはならない。システムの手動制御機器を通して、または視覚的表示あるいは可聴音等の他の手段によって、外科医ユーザに力およびトルクをフィードバックするために、ロボット内視鏡手術器具のエンドエフェクタ（例えば、ジョー、把持器、刃等）等の器具の先端に印加される力およびトルクを感知することが望ましい。

20

【0005】

DLR Institute of Robotics and Mechatronicsの研究室による、この目的のための1つのデバイスが、非特許文献1において説明されており、その内容は、全ての目的で参照することにより本明細書に組み込まれる。しかしながら、その設計は、手首接合部の遠位に（または外側に）力センサを不利に配置し、しがって、ワイヤまたは光ファイバが屈曲する手首接合部を通して送られることを要求し、また、ヨー軸およびグリップ軸が別個の枢動軸上にあることも要求する。

30

【0006】

別の問題は、比較的小型の器具が、手術を行うために典型的に望ましいため、エンドエフェクタの機械的作動のために必要なワイヤを、可能な限り小さい空間に嵌合し、配置することであった。

【0007】

さらに別の問題は、マニピュレータまたはその支持部の柔軟性に起因し得る機械的振動の最中に、（例えば、患者の内側および/または外側の）マニピュレータアーム自体にかかる力およびトルクを感知することであった。

40

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0008】

【非特許文献1】F. CepolinaおよびRC Michelini、“Review of Fixtures for Low-Invasiveness Surgery”、Int’l Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery、Vol. 1、Issue 1、page 58

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

したがって、必要とされるものは、患者の表面／内部の手術部位において手術器具を遠隔制御するための改良型遠隔ロボットシステムおよび方法である。特に、これらのシステムおよび方法は、力およびトルクの正確なフィードバックを外科医に提供して、器具およびマニピュレータのユーザの認識および制御を向上させるように構成されるべきである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明は、ロボット手術を行っている外科医への力およびトルクのフィードバックと、外科医による感知とを向上させるための装置、システム、および方法を提供する。具体的には、ロボット手術マニピュレータと、ロボット手術システムと、ロボット手術器具および／またはマニピュレータ自体にかかる力の改良型感知方法とを開示する。

10

【0011】

本発明の範囲は、参照することによって本明細書に組み込まれるクレームによって定義される。当業者であれば、以下の1つ以上の実施形態の詳細な説明を鑑みて、本発明の実施形態をより完全に理解するとともに、その付加的な利点を実現するであろう。最初に簡単に説明される図面の添付用紙を参照されたい。

【図面の簡単な説明】

【0012】

20

【図1A】図1Aは、本発明の実施形態によるロボット手術システムの平面図である。

【図1B】図1Bおよび1Cは、マニピュレータの基部における力センサと、患者側ロボットマニピュレータおよび／または内視鏡あるいはカメラロボットマニピュレータが手術のために事前構成されることを可能にする、配置リンク機構または設定接合部とを含む、マニピュレータシステムの実施形態の斜視図および正面図をそれぞれ図示する。

【図1C】図1Bおよび1Cは、マニピュレータの基部における力センサと、患者側ロボットマニピュレータおよび／または内視鏡あるいはカメラロボットマニピュレータが手術のために事前構成されることを可能にする、配置リンク機構または設定接合部とを含む、マニピュレータシステムの実施形態の斜視図および正面図をそれぞれ図示する。

【図2】図2は、本発明の実施形態による、遠隔ロボット手術システムとともに使用するための手首部、グリップジョー、および力センサを示す、手術器具の遠位端の斜視図である。

30

【図3】図3は、印加された力を示す、図2の手術器具の第1の上面図である。

【図4】図4は、印加された力を示す、図2の手術器具の第1の側面図である。

【図5】図5は、印加された力を示す、図2の手術器具の第2の上面図である。

【図6】図6は、印加された力を示す、図2の手術器具の第2の側面図である。

【図7】図7は、手首機構によって印加される荷重およびモーメントを受ける、器具シャフトおよび近位手首U字形金具の自由体図を示す。

【図8】図8は、組み込みひずみゲージ用の溝付き器具シャフトを示す。

【図9】図9は、ひずみゲージを含む器具を示す。

40

【図10】図10は、本発明の実施形態による、マニピュレータの基部に力センサを含む、マニピュレータの斜視図である。

【図11A】図11Aおよび11Bは、本発明の実施形態による、補助クランプの結合部を含む、図10のマニピュレータの斜視図および斜視側面図である。

【図11B】図11Aおよび11Bは、本発明の実施形態による、補助クランプの結合部を含む、図10のマニピュレータの斜視図および斜視側面図である。

【図12A】図12Aおよび12Bは、本発明の実施形態による、カニューレの結合部を含む、図10のマニピュレータの斜視図および斜視側面図である。

【図12B】図12Aおよび12Bは、本発明の実施形態による、カニューレの結合部を含む、図10のマニピュレータの斜視図および斜視側面図である。

50

【図13A】図13Aおよび13Bは、本発明の実施形態による、滅菌アダプタの結合部を含む、図10のマニピュレータの斜視図および斜視側面図である。

【図13B】図13Aおよび13Bは、本発明の実施形態による、滅菌アダプタの結合部を含む、図10のマニピュレータの斜視図および斜視側面図である。

【図14A】図14Aおよび14Bは、本発明の実施形態による、器具の結合部を含む、図10のマニピュレータの斜視図および斜視側面図である。

【図14B】図14Aおよび14Bは、本発明の実施形態による、器具の結合部を含む、図10のマニピュレータの斜視図および斜視側面図である。

【図15】図15は、マニピュレータの基部領域における力センサの拡大斜視図を図示する。

10

【図16】図16は、本発明の実施形態による力センサの実施例を図示する。

【図17A】図17A - 17Fは、本発明の実施形態による、F/Tセンサ、設定リンク機構アーム、およびマニピュレータアームの基部の間の機械および電気コネクタインターフェースを図示する。

【図17B】図17A - 17Fは、本発明の実施形態による、F/Tセンサ、設定リンク機構アーム、およびマニピュレータアームの基部の間の機械および電気コネクタインターフェースを図示する。

【図17C】図17A - 17Fは、本発明の実施形態による、F/Tセンサ、設定リンク機構アーム、およびマニピュレータアームの基部の間の機械および電気コネクタインターフェースを図示する。

20

【図17D】図17A - 17Fは、本発明の実施形態による、F/Tセンサ、設定リンク機構アーム、およびマニピュレータアームの基部の間の機械および電気コネクタインターフェースを図示する。

【図17E】図17A - 17Fは、本発明の実施形態による、F/Tセンサ、設定リンク機構アーム、およびマニピュレータアームの基部の間の機械および電気コネクタインターフェースを図示する。

【図17F】図17A - 17Fは、本発明の実施形態による、F/Tセンサ、設定リンク機構アーム、およびマニピュレータアームの基部の間の機械および電気コネクタインターフェースを図示する。

【図18】図18は、本発明の実施形態による、F/Tセンサ、設定リンク機構アーム、およびマニピュレータアームの間のデータ結合のブロック図を図示する。

30

【図19A】図19Aおよび19Bは、本発明の実施形態による、F/Tセンサにおけるバネ平衡錘を図示する。

【図19B】図19Aおよび19Bは、本発明の実施形態による、F/Tセンサにおけるバネ平衡錘を図示する。

【図20】図20は、特定の検査中の、基部載置力センサを含む本発明のマニピュレータからの力の測定値の最大変動を図示する。

【図21】図21は、別のマニピュレータが、患者外部の本発明のマニピュレータを衝打した時の、基部載置力センサを含む本発明のマニピュレータからの力の測定値を図示する。

40

【図22】図22は、本発明のマニピュレータが、患者外部の別のマニピュレータを衝打した時の、基部載置力センサを含む本発明のマニピュレータからの力の測定値を図示する。

【図23】図23は、本発明のマニピュレータが力を次第に増加させ、最終的に縫合系を切った時の、基部載置力センサを含む本発明のマニピュレータからの力の測定値を図示する。

【図24】図24は、本発明のマニピュレータが、縫合系を切る前に一連の変動する力を提供した時の、基部載置力センサを含む本発明のマニピュレータからの力の測定値を図示する。

【図25】図25は、本発明のマニピュレータの器具が、別のマニピュレータの器具を衝

50

打した時の、基部載置力センサを含む本発明のマニピュレータからの力の測定値を図示する。

【0013】

本発明の実施形態およびその利点は、以下の発明を実施するための形態を参照することにより最も良く理解される。図のうちの1つ以上で図示される類似の要素を識別するために、類似の参照数字が使用されていることを理解されたい。また、図は必ずしも一定の縮尺で描かれているとは限らない場合があることも理解されたい。

【発明を実施するための形態】

【0014】

本発明は、特に、切開外科手術、神経外科手術、ならびに腹腔鏡検査、関節鏡検査、胸腔検査、および同等の内視鏡手術を含む、ロボット支援外科手術を患者に行っている間において力を感知するための複数構成要素のシステム、装置、および方法を提供する。本発明のシステムおよび方法は、外科医が患者から離れた場所からサーボ機構を介して手術器具を操作することを可能にする遠隔ロボット手術システムの一部として特に有用である。そのためには、本発明のマニピュレータ装置またはスレーブは、通常、力の反映または表示によるテレプレゼンスシステムを形成するように、少なくとも6つ以上の自由度（例えば、位置については3つの自由度、および配向については3つの自由度）を有する運動学的に等価なマスタによって駆動される。好適なスレーブ・マスタシステムの説明は、米国特許第6,574,355号において見出すことができ、その全開示は、全ての目的で参照することにより本明細書に組み込まれる。

10

20

【0015】

本発明のロボットシステムは、概して、手術台の上または周囲に載置されたる1つ以上の手術マニピュレータアセンブリと、外科医が手術部位を視認することと、マニピュレータアセンブリを制御することとを可能にするためのマスタ制御アセンブリとを含む。システムはまた、1つ以上の視認鏡アセンブリと、マニピュレータアセンブリに取り外し可能に結合されるために適合される複数の手術器具とを含む（以下でより詳細に論議される）。ロボットシステムは、少なくとも2つのマニピュレータアセンブリ、好ましくは、少なくとも3つのマニピュレータアセンブリを含む。マニピュレータアセンブリの厳密な数は、いくつかある要因の中でも、外科手術および手術室内の空間的制約に依存する。以下で詳細に論議されるように、アセンブリのうちの1つが、典型的には、（例えば、内視鏡手術で）手術部位を視認するための視認鏡アセンブリを操作する一方で、他のマニピュレータアセンブリは、患者に種々の処置を行うために手術器具を操作する。

30

【0016】

外科医がその助手に話しかけ、手術手順を直接監視し得るように、通常は手術台と同じ部屋に位置する外科医用コンソールに、制御アセンブリが位置し得る。しかしながら、外科医は、患者とは異なる部屋または全く異なる建物に位置できることを理解されたい。マスタ制御アセンブリは、概して、支持部と、手術部位の画像を外科医に表示するためのモニタと、マニピュレータアセンブリを制御するための1つ以上のマスタとを含む。マスタは、手持ち式リストジンバル、ジョイスティック、グローブ、トリガガン、手動コントローラ、音声認識デバイス、または同等物等の、種々の入力デバイスを含み得る。好ましくは、テレプレゼンス、つまり外科医が手術部位のすぐそばにいて作業しているという知覚と、直感、つまり、まるで自分の手の一部であるかのように直接的かつ直感的に器具を制御しているという強い感覚を外科医が持つように、マスタが器具と一体化しているという知覚とを、外科医に提供するように、マスタには、関連術器具アセンブリと同じ自由度が提供される。位置、力、および触覚のフィードバックセンサも、遠隔ロボットシステムを操作する際に、位置、力、および触感を表すために使用され得る信号を手術器具から外科医の手に伝送するために、器具アセンブリ上で採用され得る。操作者にテレプレゼンスを提供するための1つの好適なシステムおよび方法が、参照することにより以前に本明細書に組み込まれた米国特許第6,574,355号で説明されている。

40

【0017】

50

手術部位の画像が外科医用コンソール上の外科医の手に隣接して提供されるように、モニタは視認鏡に好適に結合される。好ましくは、モニタは、外科医が実際に手術部位を直接見下ろしていると感じるように配向される、ディスプレイ上に画像を表示する。そのために、手術器具の画像は、たとえ観察点（すなわち、内視鏡または視認カメラ）が画像の視点からではない場合でも、実質的に操作者の手が位置する場所に位置するように見える。加えて、操作者が、実質的に実物の作業空間を見ているかのように、エンドエフェクタおよび手動制御機器を操作することができるように、リアルタイム画像が、好ましくは立体画像に変換される。実物とは、画像の提示が、手術器具を物理的に操作している操作者の視点をシミュレートする真の立体画像であることを意味する。したがって、コントローラ（図示せず）は、例えば、立体画像が、カメラまたは内視鏡が手術器具のすぐ後ろに位置した場合に見える画像となるように、手術器具の座標を知覚された位置に変換する。この仮想画像を提供するための好適な座標変換システムは、現在では米国特許第5,631,973号である、1994年5月5日出願の米国特許出願第08/239,086号において説明されており、その全開示は、全ての目的で参照されることにより本明細書に組み込まれる。

10

20

30

40

50

【0018】

マスタの機械的な動作をマニピュレータアセンブリに伝えるために、サーボ制御が提供される。サーボ制御は、マニピュレータアセンブリとは別個であるか、または一体であり得る。サーボ制御は、手術器具から手動マスタに、力およびトルクのフィードバックを提供し得る。加えて、サーボ制御は、認識された望ましくない状態（例えば、患者への過剰な力の作用、不適合エンコーダ測定値等）に反応して、システム動作を安全に中断するか、または少なくとも、全てのロボット動作を抑制するように、安全性監視コントローラを含み得る。一実施例では、システムが、外科医によって使用される急速な手の動作に迅速かつ正確に反応し、その上、望ましくない外科医の手の揺れを除去することができるように、サーボ制御は、好ましくは、少なくとも10Hzの3dBカットオフ周波数を伴うサーボ帯域幅を有する。本システムによって効果的に操作するためには、マニピュレータアセンブリは、比較的低い慣性を有し、駆動モータは、比較的低い比率の歯車または滑車結合部を有する。任意の好適な従来または特殊サーボ制御が、本発明の実践で使用され得る。

【0019】

ここで、類似の数字が類似の要素を示す図面を詳細に参照すると、図1A - 図1Cは、本発明の実施形態による、ロボット手術を低侵襲的に行うためのロボット手術システム1の構成要素を図示する。システム1は、その全開示が参照することにより本明細書に組み込まれる、米国特許第6,246,200号でさらに詳細に説明されているものと同様である。

【0020】

システム操作者O（概して、外科医）は、手術台Tに横たわっている患者Pに低侵襲外科手術を行う。システム操作者Oは、ディスプレイ12によって提示される画像を見て、外科医用コンソール3において1つ以上の入力デバイスまたはマスタ2を操作する。外科医の入力コマンドにตอบสนองして、コンソール3のコンピュータプロセッサ4は、手術器具または道具5の動作を指示し、それぞれ伸縮挿入軸を有する、接合部、リンク機構、およびマニピュレータアームを含む、ロボットの患者側マニピュレータシステム6（この実施例ではカートベースのシステム）を介して、器具のサーボ機械的な動作を達成する。一実施形態では、エンドエフェクタの動作が、システム操作者Oの手の中の入力デバイスの動作に従うように、プロセッサ4は、道具5のエンドエフェクタの動作と相関させる。

【0021】

プロセッサ4は、典型的には、データ処理ハードウェアおよびソフトウェアを含み、ソフトウェアは、典型的には、機械可読コードを備える。機械可読コードは、本明細書で説明される方法のうちの一つかまたは全てを実装するように命令をプログラムする、ソフトウェアを具現化する。プロセッサ4は、図1の簡略図では単一のブロックとして示され

ているが、プロセッサは、いくつかのデータ処理回路を備えてもよく、処理の少なくとも一部分が、選択的に、入力デバイスに隣接して行われ、一部分が、マニピュレータに隣接して行われる等である。多種多様な集中または分散データ処理構造のうちのいずれかが採用され得る。同様に、プログラミングコードが、いくつかの別個のプログラムまたはサブルーチンとして実装されてもよく、または、本明細書で説明されるロボットシステムのいくつかの他の側面に統合され得る。

【0022】

一実施例では、マニピュレータシステム6は、少なくとも4つのロボットマニピュレータアセンブリを含む。3つの設定リンク機構7（この実施例では、カートの側面に載置される）は、一般に、外科手術の少なくとも一部の間、固定位置においてマニピュレータ8の基部を支持するリンク機構7によってマニピュレータ8を支持し、配置する。マニピュレータ8は、組織のロボット操作のために、手術道具5を動かす。1つの付加的なリンク機構9（この実施例では、カートの中心に載置される）は、内部手術部位の画像（好ましくは立体）を撮影するように内視鏡/カメラプロブ11の動作を制御するマニピュレータ10を支持し、配置する。患者側システムの配置リンク機構7、9の固定部分は、本明細書では「設定アーム」と呼ばれることもある。

10

【0023】

助手Aは、それぞれ設定リンク機構アーム7および9を使用して、患者Pに対してマニピュレータ8および10を事前に配置すること、手術マニピュレータのうちの1つ以上から器具5を代替の手術道具または器具5'と交換すること、関連非ロボット医療器具および機器を操作すること、関連道具が異なる開口を通して内部手術部位にアクセスするように、マニピュレータアセンブリを手動で動かすこと等を支援する。

20

【0024】

一般論として、リンク機構7、9は、主に患者側マニピュレータシステム6の設定中に使用され、典型的には、外科手術の少なくとも一部の間、固定された構成のままである。マニピュレータ8、10はそれぞれ、外科医用コンソール3の指示の下で活発に関節動作させられる駆動リンク機構を備える。設定アームの接合部のうちの1つ以上が選択的に駆動され、ロボット制御され得るが、設定アーム接合部のうちの少なくともいくつかは、助手Aによる手動配置のために構成され得る。

30

【0025】

本発明の実施形態によれば、力/トルク(F/T)センサ300は、マニピュレータ（例えば、マニピュレータ8または10）の基部と、それぞれの結合された設定リンク機構（例えば、リンク機構7または9）の外側との間に動作可能に結合される。一実施例では、F/Tセンサ300の一側面は、受動設定アームリンク機構の端に動作可能に取り付けられ、F/Tセンサ300の別の側面は、サーボ作動マニピュレータの基部に動作可能に取り付けられる。別の実施例では、少なくとも6つの自由度が、基部から器具に提供される（器具の手首部からの配向において3つの自由度、およびマニピュレータからの位置において3つの自由度）。より多いか、またはより少ない自由度も、本発明の範囲内である。F/Tセンサ300および使用方法の説明を、以下でより詳細に提供する。

40

【0026】

一実施例では、内部手術部位の画像は、外科医用コンソール3における立体ディスプレイ12によって操作者Oに示される。内部手術部位は、同時に補助ディスプレイ14によって助手Aに示される。

【0027】

マニピュレータのうちのいくつかは、伸縮挿入軸（例えば、図10、11A-14Bの伸縮挿入軸60）を含み得るが、他の実施形態では、マニピュレータの全てが、伸縮挿入軸を含み得る。伸縮挿入軸60は、一実施例では、以下でより詳細に説明されるように、（他の利点に加えて）以前の設計と比較して向上した剛性および強度、より大きい可動域、ならびにシステムユーザにとっての向上した動的性能および手術野に近接した視界によって、3つの動作可能に結合されたリンクを介して、載置された器具（例えば、器具5ま

50

たは 100) の動作を可能にする。

【0028】

便宜上、組織を操作するために使用される手術道具を支持しているマニピュレータ 8 等のマニピュレータが、患者側マニピュレータ (PSM) と呼ばれることもある一方で、内視鏡 11 等の画像撮影またはデータ取得デバイスを制御するマニピュレータ 10 は、内視鏡・カメラマニピュレータ (ECM) と呼ばれ得る。マニピュレータは、選択的に、手術に有用である多種多様な器具または道具、画像撮影デバイス、および同等物を作動させ、操作し、制御し得る。

【0029】

器具 5 または 100 および内視鏡 11 は、外科手術のために設定するとき、外科手術の異なる段階のためにマニピュレータシステム 6 を構成するとき、器具を除去し、代替の器具 5' と交換するとき等に、手動で配置され得る。助手 A によるマニピュレータアセンブリのそのような手動再構成中に、マニピュレータアセンブリは、マスタ/スレーブ遠隔手術中に使用されるものとは異なるモードで配置されてもよく、手動で再配置可能なモードは、クラッチモードと呼ばれることもある。マニピュレータアセンブリは、マニピュレータ 8 上のボタンまたはスイッチ (例えば、図 11A - 14B のクラッチボタン/スイッチ 68)、またはマニピュレータアセンブリに対する何らかの他の構成要素を押すこと等の入力に応答して、組織操作モードとクラッチモードとの間で変化し得、それにより、助手 A がマニピュレータモードを変更することを可能にする。

10

【0030】

図 1A - 1C に見ることができるよう、インジケータ 20 が、マニピュレータアセンブリ上に設置され得る。この実施形態では、インジケータ 20 は、マニピュレータとそれらの載置道具 5 との間の器具の機械的インターフェース付近で、マニピュレータ 8 上に設置される。代替的实施形態では、クラッチボタン/スイッチ 68 およびインジケータ 20 は、代わりに、設定接合部 7、9 の上、道具 5 の上、マニピュレータ 8、10 上の他の場所、または同等の場所に設置されて得る。インジケータの実施例は、2006 年 11 月 3 日出願の米国出願第 11/556,484 号において開示されており、その全開示 (その中で参照により組み込まれた全ての参考文献を含む) が、全ての目的で参照することにより本明細書に組み込まれる。

20

【0031】

ここで、図 1A - 1C と併せて図 2 - 9 を参照し、力および/またはトルクを感知し、外科医にフィードバックするための装置、システム、および方法を、ひずみゲージを含む手術器具の使用に関して説明する。下記の器具は実施例であり、力および/トルク信号を提供する種々の器具が、本発明のマニピュレータと併せて使用され得ることに留意されたい。

30

【0032】

図 2 は、手術道具を操作し、および/または患者に接触するために使用され得る、シャフト 110 と、手首接合部 112 および 114 と、端部分 120 とを含む、手術器具 100 の一部分の斜視図を示す。手術器具はまた、一実施形態では無菌アダプタインターフェースを介して、ロボットマニピュレータアームとインターフェース接続する筐体 150 (図 9) も含む。適用可能な筐体、無菌アダプタインターフェース、およびマニピュレータアームは、2005 年 12 月 20 日出願の米国特許出願第 11/314,040 号、および 2006 年 12 月 20 日出願の米国出願第 11/613,800 号で開示されており、その全開示は、全ての目的で参照することにより本明細書に組み込まれる。適用可能なシャフト、端部分、筐体、無菌アダプタ、およびマニピュレータアームの例は、Intuitive Surgical, Inc. (Sunnyvale, California) によって製造されている。

40

【0033】

好ましい構成では、端部分 120 は、(図 2 に示されるような) ピッチと、x および y 軸の周りのヨー運動と、z 軸の周りの回転とを含む可動域を有する。これらの運動、なら

50

びにエンドエフェクタの作動は、マニピュレータ 8 から運動を伝えるシャフト 110 および筐体 150 を通るケーブルを介して行われる。駆動アセンブリ、アーム、前腕アセンブリ、アダプタ、および他の適用可能な部品の実施形態は、例えば、米国特許第 6,331,181 号、第 6,491,701 号、および第 6,770,081 号で説明されており、その全開示は、全ての目的で参照することにより本明細書に組み込まれる。

【0034】

ジョー、鉗、把持器、持針器、マイクロダイセクタ、ステーブル留め器、鉸打ち器、吸引洗浄具、クリップ留め器、切断刃、洗浄器、カテテル、および吸引オリフィス等の、エンドエフェクタを伴う道具および伴わない道具を含むがそれらに限定されない、種々の手術器具が使用され得ることに留意されたい。代替として、手術器具は、組織を剥離、切除、切断、または凝固するための電気手術プローブを備えてもよい。そのような手術器具は、Intuitive Surgical, Inc. (Sunnyvale, California) によって製造されている。

10

【0035】

一実施形態において、器具部分 100 は、z 軸と呼ばれるシャフトの長手方向（縦）軸と平行に配向されるシャフト 110 の外面上に載置されるセンサ（例えば、ひずみゲージ）を含む。シャフトに垂直な 2 つの軸は、x 軸および y 軸と呼ばれる。センサからの信号は、器具先端に加えられた 3 つの垂直力（例えば、 F_x 、 F_y 、および F_z ）と、シャフト軸に垂直な 2 つの軸（すなわち、x 軸および y 軸）の周りのトルク（ T_x 、 T_y ）の測定値を得るために、（以下でさらに詳細に説明されるように）種々の和および差に算術的に組み合わせられる。一実施例では、力の測定は、器具の遠位端における手首機構の配向および有効レバーアーム長とは無関係に行われる。端部分 120 に対して加えられた力は、これらの力をマスタに伝送するためのインタロゲータまたはプロセッサを介して、サーボ制御部に動作可能に結合され得る力感知要素によって検出される。ひずみゲージを含む器具、および力感知の方法の実施例は、2006 年 9 月 29 日出願の米国特許出願第 11/537,241 号、および 2006 年 10 月 26 日出願の米国出願第 11/553,303 号で開示されており、その全開示は、全ての目的で参照することにより本明細書に組み込まれる。

20

【0036】

一実施形態では、8 個のひずみゲージ 101、102、103、104、105、106、107、および 108 が、シャフト 110 の外面上に、または外面付近の浅い陥凹の中に載置され、それぞれ、ひずみデータ 1_1 、 2_1 、 3_1 、 4_1 、 5_1 、 6_1 、 7_1 、および 8_1 を提供し得る。ゲージの 1 次ひずみ感知方向は、z 軸と平行に配向される。ゲージは、4 個から成る 2 つのグループで載置され、1 つのグループ内の 4 つのゲージは、1 つの軸方向の位置においてシャフトの円周で、90 度で等間隔で離間している（すなわち、4 つずつのひずみゲージの 2 つの「輪」を形成する）。4 個（例えば、ゲージ 101、103、105、および 107）から成る 1 つのグループは、シャフト 110 の遠位端に可能な限り接近して手首機構の近位に載置される。4 個（例えば、ゲージ 102、104、106、および 108）からなる第 2 のグループは、4 個から成る第 1 のグループから選択された距離「1」を置いて（シャフト 110 の近位端に向かって）載置され、2 つのグループ内の複数の対のゲージが相互に整列している（例えば、ゲージ 101 および 102、103 および 104、105 および 106、107 および 108 が整列している）ように、第 1 のグループと整列している。

30

40

【0037】

手術の力および手首ケーブルの力の両方を含む、z 軸力（ F_z ）は、 $E A / 8$ という係数を乗じた 8 つのゲージ出力の和から求められ、式中、E は、z 軸方向のシャフト材料弾性率であり、A は、シャフトの断面積である。先端またはその付近の x 軸および y 軸に沿った横方向力（ F_x および F_y ）は、シャフトの対向する側の 1 対のゲージのゲージ出力の差、および $E I / 2 r l$ という係数を乗じたシャフトに沿った対の差の間の差から求められ、式中、E は、z 軸方向のシャフト材料弾性率であり、I は、シャフト部の慣性モー

50

メント、rは、シャフト軸からゲージの作用面までの半径であり、lは、4つのゲージから成る2つのグループ間の距離である。力の計算は、以下の式から導出される。

【0038】

図2に関して、

$$\begin{aligned}
 E &= / \\
 A &= (r_o^2 - r_i^2) \\
 I &= (/ 4) (r_o^4 - r_i^4) \\
 &= (F / A) + (M r / I) \\
 &= [\quad 1 \quad 2 \quad 3 \quad 4 \quad 5 \quad 6 \quad 7 \quad 8]
 \end{aligned}$$

【0039】

【数1】

10

F_x		F_y		F_z
1		0		1
-1		0		1
-1		0		1
1	$EI/2lr$	0	$EI/2lr$	1
0		1		1
0		-1		1
0		-1		1
0		1		1
				$-EA/8$

20

30

図3および4に関して、

$$\begin{aligned}
 A &= (r_o^2 - r_i^2) \\
 I &= (/ 4) (r_o^4 - r_i^4) \\
 &= M r / I \\
 1 &= F L r / I \\
 2 &= F (L + l) r / I \\
 E &= / \Rightarrow = / E \\
 1 &= - F_x L r / E I \\
 2 &= - F_x (L + l) r / E I \\
 2 - 1 &= - F_x l r / E I \\
 4 - 3 &= F_x l r / E I \\
 (4 - 3) - (2 - 1) &= 2 F_x l r / E I
 \end{aligned}$$

40

したがって、

$$\begin{aligned}
 (1 - 2 - 3 + 4) E I / 2 l r &= F_x \\
 (5 - 6 - 7 + 8) E I / 2 l r &= F_y \\
 (1 + 2 + 3 + 4 + 5 + 6 + 7 + 8) E A / 8 &= F_z
 \end{aligned}$$

したがって、F_xおよびF_yは、Lに対して不変であり、かつ定常状態において温度に対して不変である。

50

【 0 0 4 0 】

有利なことには、器具 1 0 0 は、器具先端において測定された横方向力 (F x、 F y) を、手術中の端部分での手首部の配向変化または把持位置の変化による有効レバーアーム長の変動とは無関係にすることを可能にする。測定された横方向力は、また、z 軸力の変化、特に、変動する手首ケーブルの引張力による変化とも無関係にされる。さらに、測定された横方向力は、ひずみゲージの組み合わされたグループの遠位に印加される手術および手首部の両方の摩擦に誘導されたトルクとは無関係である。最終的に、x 軸および y 軸に沿って測定された力は、全てのゲージにわたって熱平衡状態にあると、温度変化とは無関係である。これは、F x および F y の式に同等の温度擾乱ひずみを 4 つ全てのゲージに追加し、擾乱が無効になることを注目することによって、理解され得る。ゲージ温度が不均一である間の熱過渡は、この設計によって補償されないが、それを補償するために他の対策が講じられ得る。

10

【 0 0 4 1 】

器具先端における x 軸および y 軸の周りのトルクの測定 (T x および T y) は、シャフトの直径を横切って対になったゲージの差、および E I / 4 r という係数を乗じたシャフト軸に沿った対の差の和から導出され、式中、再度、E は、軸方向のシャフト材料弾性率であり、I は、シャフト部の慣性モーメント、r は、シャフト軸からゲージの作用面までの半径である。したがって、器具先端に加えられる力 (F x、 F y、 F z) およびトルク (T x、 T y) は、手首部の配向、または、例えば、把持器で保持されたジョーまたは組織内の縫合針等の把持された道具の位置による誤差を伴わずに、測定される。x 軸および y 軸の周りのトルクの測定も、定常状態において温度とは無関係である。トルクの計算は、以下の式から導出される。

20

【 0 0 4 2 】

図 2 と併せて、図 5 および 6 に関して、

【 0 0 4 3 】

【 数 2 】

$$\begin{matrix}
 & E_x & & T_y \\
 \left[\begin{array}{c} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ -1 \\ -1 \\ 1 \\ 1 \end{array} \right] & EI/4r & \left[\begin{array}{c} 1 \\ 1 \\ -1 \\ -1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{array} \right] & EI/4r
 \end{matrix}$$

30

40

$$\begin{aligned}
 &= M r / I \\
 E &= \frac{1}{2} = T r / I \\
 &= > = / E
 \end{aligned}$$

50

$$1 = 2 = T r / E I$$

したがって、

$$(1 + 2 - 3 - 4) E I / 4 r = T_y$$

$$(-5 - 6 + 7 + 8) E I / 4 r = T_x$$

種々の構成が可能であるが、一実施例では、器具100は、好ましくは、異方性の直線の繊維補強ポリマー管類によって構築され、その理由は、全てのゲージが、一定かつ容易に特徴化された弾性特性を伴ってz軸に平行に配向されるからである。同様の利点が、適正に特性化された織布補強管類によって獲得され得、方法はまた、一様な弾性の管類にも適用可能である。

【0044】

一実施例では、従来 of 箔型抵抗ゲージ、半導体ゲージ、ブラッグ格子またはファブリ・ペロー技術を使用する光ファイバ型ゲージ、またはひずみ感知弾性表面波(SAW)デバイス等の他のゲージを含むが、それらに限定されない種々のひずみゲージが使用され得る。光ファイバブラッグ格子(FBG)ゲージは、2つの感知要素が既知の間隔で1つのファイバに沿って位置し、それにより、器具シャフトに沿って4つのファイバの提供を要求するのみであるという点で、有利であり得る。

【0045】

一実施例として、本発明を限定することを意図せずに、2つの市販のファイバひずみゲージ技術が使用され得る。ファブリ・ペロー技術は、FISO Technologies, Inc. (Quebec, Canada) から市販されており、さらなる情報が <http://www.fiso.com> で入手可能である。このブラッグ格子(FBG)ゲージ技術は、Smart Fibres Ltd. (Bracknell, England) から市販されており、さらなる情報が <http://www.smartfibres.com> で入手可能である。

【0046】

異なる波長範囲を使用するような方法で形成される場合、複数のFBGをファイバに書き込むことができ、上述のように、これは、既知の距離によって分離される2つのFBGをそれぞれ伴って、4つだけのファイバが器具シャフトに埋め込まれる必要があるため、二重輪のひずみゲージの実施形態にとって、特に有用な特性である。ファブリ・ペロー技術を用いてひずみゲージの二重輪配設を実装するためには、8つのファイバが必要となる。

【0047】

両方のファイバ技術は、光学的に符号化されたひずみ情報を、ロボット手術システムのコンピュータ制御ハードウェアに適合する電気信号に復号するインタロゲータユニットを必要とする。次いで、ひずみゲージ/センサからの信号と併せて、上記で概説される式に従って力を計算するために、プロセッサが使用され得る。一実施形態では、インタロゲータユニット170(図9)は、マニピュレータ上、または手術システム内の他の場所に載置され、それは、無菌境界を横断する光ファイバのルーティングを必要とし得る。1つの場合において、マニピュレータ上の器具の設置が、器具との光リンクを自動的に形成するように、光結合が、マニピュレータとの標準的な器具の機械的インターフェースに組み込まれる。有利なことには、これは、器具への外部ケーブルを持ち運ぶ必要性を回避する。第2の場合において、ファイバピグテールが、器具の機械的インターフェースの一部ではなく、マニピュレータ上にあるコネクタと噛合するために、器具の最上部から退出する。これら2つの場合において、インタロゲータが、マニピュレータに内蔵されてもよく、または、ファイバケーブルが、手術システム上に、あるいはマニピュレータとは別の手術室の中に載置されたインタロゲータへと、マニピュレータを通過するようにし得る。第3の場合において、ファイバピグテールが、マニピュレータとは別の手術室の中に載置されたインタロゲータユニットと噛合するために、マニピュレータを通過することなく器具の最上部から退出し、これには、器具がマニピュレータに取り付けられるか、またはマニピュレータから除去されるときに、ファイバケーブルの接続を必要としないという有益性がある。

10

20

30

40

50

る。

【0048】

ゲージ配向、ゲージの数、および出力の他の組み合わせも可能である。2輪の8個のゲージ配設の有用な単純化は、ゲージの輪のうちの1つを除去することである。この単純化は、所与の軸（例えば、 x または y ）上の力とモーメントとを区別する能力を除去するが、手術環境（例えば、ヒト組織、縫合系）における多くの項目は、モーメントに十分に対応しておらず、したがって、全てのひずみ情報は、 x および y 軸力からのものであると仮定することが可能である。さらなる実施形態では、90度離間した4個のゲージの代わりに、120度離間した3個のゲージが、1組を形成するために使用され得る。したがって、ゲージの組み合わせは、120度離間した3個のゲージから成る単一輪、それぞれ120度離間した3個のゲージの2つの輪（すなわち、合計6個のゲージ）、90度離間した4個のゲージの単一輪、および、それぞれ90度離間した4個のゲージの2つの輪（すなわち、合計8個のゲージ）を含み得る。単一の輪ゲージの実施形態は、プローブ等の非手首型道具に有用であり得る。ゲージはまた、シャフト軸の周りの付加的なトルク信号 T_z の回復を可能にする角度で、シャフト110の表面上において配向され得る。しかしながら、シャフトの軸外の弾性を考慮に入れなければならない。

10

【0049】

x および y 軸力は、上記で開示されるように、器具シャフトの遠位端におけるセンサによって検出され得、 z 軸力は、器具の近位端付近で体外に位置するセンサによって検出され得る。ひずみゲージおよび/またはファイバ技術を含むがそれらに限定されない、種々のセンサが、 z 軸力を検出するために体外で使用され得る。

20

【0050】

典型的には、器具シャフトが、トルクを器具のピッチおよびヨー軸に伝えるために必要な内部ケーブルから z 方向に有意な内力を受けるため、 z 軸力を器具先端において容易に感知することはできない。これらのケーブルは、器具シャフトの内側を走り、シャフト上の圧縮荷重は、器具が操作されるにつれて有意に変動することが実験によって示されている。器具シャフト上のゲージによって z 方向のひずみを感知する試行は、印加された関心の z 軸力に加えて、有意なケーブル作動「ノイズ」を含む。したがって、内部ケーブル力を実質的に受けない場所で、 z 軸力が感知されることが好ましい。ケーブルが完全には中心に置かれていないため、かつ手首滑車の両側のケーブル引張力が、手首部が操作されるにつれて変動するため、これらのケーブルは、シャフトの基部において、いくらかの x および y モーメントも付与することに留意されたい。しかしながら、 z 方向のケーブル力とは異なり、これらの変動は、予期される外部から印加された力と比較して、比較的小さいことが実験によって示されている。

30

【0051】

z 軸力は、主に、「ノイズ」を関心の信号に加えるカニューレ内のシャフトのカニューレシール摩擦および摺動摩擦を伴って、相対的精度により体外で検出され得る。一実施形態では、カニューレシールは使い捨てであり、カニューレシール表面に接着される摩擦低減潤滑または摩擦低減被覆（パリレン等）とともに包装され得る。別の実施形態では、器具シャフト表面が、望ましくない摩擦ノイズを低減するように、摩擦低減被覆（例えば、PTFE）で処理され得る。両方の摩擦低減方法も、同時に使用され得る。

40

【0052】

一実施例では、センサが、手術器具の近位端に近接して体外の種々の場所に配置され得る。センサは、使い捨て器具よりもむしろ、マニピュレータに内蔵されることが好ましいが、必ずしも必要とは限らない。一実施形態では、センサ160（図9）は、マニピュレータアーム挿入（ Z 軸）台車上（例えば、以下でより詳細に説明される台車リンク上）の器具滅菌アダプタ用の載置点に配置され得る。別の実施形態では、センサは、器具の裏板に配置され得る。これは、滅菌アダプタ載置点上にセンサを配置することと実質的に同等となるが、付加的なセンサがあらゆる器具に内蔵されることを要求する。

【0053】

50

Z軸力と対照的に、比較的小さいxおよびy軸の組織接触力を隠す、遠隔センターにおいて付与される大きな患者体壁力およびトルクを受ける、カニューレとの接触により、xおよびy軸力を体外で容易に感知することはできない。したがって、上記で論議されるような、器具の手首接合部の近位にある器具シャフトの遠位端等の、体壁力またはトルクを実質的に受けない位置で、xおよびy軸力が感知されることが好ましい。上記の開示では、内視鏡手術器具シャフトの管状遠位端と一体化した力・トルクセンサが説明されている。一実施形態では、4個から成るグループの部材が、シャフトの周囲に90度で離間し、4個から成る2つのグループが、シャフトに沿って距離lで離間するように、センサは、シャフト周辺に位置する2組の4個のひずみゲージを備える。一側面では、器具先端またはジョーにかかる側面荷重（例えば、 F_y ）を判定することが所望される。本開示は、側面荷重による各センサのグループにおける曲げモーメントを計算し、次いで、2つの値を差し引くことによって、手首部配向とは無関係な側面荷重の尺度、および結果として生じる有効レバーアーム長を導出できることを説明する。器具の手首軸の作動によってシャフトの遠位端に印加され、手首部の枢動軸における摩擦によってシャフトに伝達されるモーメントが、側面荷重の意図された測定を妨害するという懸念がある。しかしながら、測定されたひずみを規定する数式を介して、そのようなモーメントによる項を当てはめることによって、側面荷重力が計算されたときに、そのようなモーメントによる項が消失することが理解され得る。同様に、z軸力が消失する。

10

【0054】

ここで、図7および以下の式を参照すると、8個のひずみゲージによって感知されるひずみの適正な計算の組み合わせによって、所望の側面荷重力を保存しながら、不要な軸方向の手首ケーブル力および手首作動トルクを排除することが可能である。図7は、手首機構によって適用される荷重およびモーメントを受ける自由物体の図を示している。種々の力およびモーメントが、外側手首部120（図6）の自由物体に印加され得る。先端荷重、ケーブル荷重、手首部の運動および加速の組み合わせに応じて、シャフトのy-z面で見られるシャフト110の端に印加される力およびモーメントは、 F_y （側面荷重）、 F_z （軸荷重）、および M_x （手首枢動摩擦モーメント荷重）に帰着する。

20

【0055】

したがって、以下のように、これらの3つの荷重に関して、この平面内の4個のゲージ上のひずみ ϵ_5 、 ϵ_6 、 ϵ_7 、および ϵ_8 を表し、所望の横方向力 F_y の式を導出することができる。

30

【0056】

引張ひずみ > 0

圧縮ひずみ < 0

$$\epsilon_7 = -F_z / EA + M_x r / EI + F_y L r / EI$$

$$\epsilon_5 = -F_z / EA - M_x r / EI - F_y L r / EI$$

$$\epsilon_8 = -F_z / EA + M_x r / EI + F_y (l + L) r / EI$$

$$\epsilon_6 = -F_z / EA - M_x r / EI + F_y (l + L) r / EI$$

$$\begin{aligned} [(\epsilon_8 - \epsilon_6) - (\epsilon_7 - \epsilon_5)] &= -F_z / EA [(l - l) - (l - l)] \\ &\quad + M_x r / EI [(l - (-l)) - (l - (-l))] \\ &\quad + F_y r / EI \{ [(l + L) - (- (l + L))] - [L - (-L)] \} \\ &= 2 l F_y r / EI \end{aligned}$$

40

したがって、

$$F_y = [(\epsilon_8 - \epsilon_6) - (\epsilon_7 - \epsilon_5)] EI / 2 l r$$

M_x および F_z は、生じない。

【0057】

わかるように、両方の組のゲージ上で等しく感じられるモーメント荷重 M_x によるひずみは、印加された横方向力 F_y によるモーメント荷重を残して消失する。両方の組のゲージ上で等しく感じられる軸力 F_z によるひずみ成分も、消失する。したがって、手首作動トルクが、手首接合部の摩擦によってひずみセンサを担持するシャフトに伝えられるため

50

、2組のセンサからの信号が減算されると無効になるモーメント荷重をもたらし、所望に応じて、横方向力荷重のみによる相対的にノイズを含まない信号を残す。上記の開示は、同様に、 x および y が交換された $x-z$ 面内の1-4に該当する。

【0058】

実質的に横方向力荷重のみによる、ノイズを含まない信号を計算することにより、手首摩擦モーメントを排除するために以前で行われたように、手首接合部の外側（遠位）にセンサを配置する必要性を有利に排除する。したがって、本発明は、屈曲手首接合部を通して、ひずみゲージに関連付けられたワイヤまたは光ファイバを送る必要性を回避する。さらに、ヨーおよびグリップ軸は、以前に行われたように分離するよりもむしろ、同じ枢動軸上で達成され得る。

10

【0059】

上述の方法および装置の全てについて、力およびトルクが、連続的に、同時に、または組み合わせで、器具先端に印加される一方で、補正係数およびオフセットが、 F_x 、 F_y 、 F_z 、 T_x 、および T_y を得るようにゲージ出力を組み合わせるための理論式に適用されるように判定される、較正過程を使用することが有利であり得る。較正は、補正係数およびオフセットを直接計算することによって、または、較正備品または器具自体に埋め込まれたニューラルネットワーク等の学習システムによって、達成され得る。いかなる較正方法においても、器具が使用されている間に、個別器具を使用する手術システムが、正確にその補正係数およびオフセットを識別し、適用することができるように、較正データは、器具に埋め込まれた集積回路にプログラムされ得る。

20

【0060】

器具シャフトに埋め込まれた光ファイバは、好ましくは、ファイバの物理的完全性を維持しながら、器具の筐体/台車に対するシャフトの回転を妨げない方法で、器具の近位端付近でシャフトから退出するべきである。ここで、図8および9を参照すると、ファブリ・ペローまたはFBG感知要素が、手首U字形金具の直後の器具シャフト遠位先端付近で、シャフト110の表面の直下にある浅い溝130に埋め込まれ、次いで、エポキシ樹脂で接着されるか、または別様に所定の位置に収められ得る。溝130は、運動入力部および手首ケーブルアクチュエータ機構（「筐体」）150を含む、器具の近位端に向かって戻り得る。溝130は、初期の引抜過程中にシャフトに形成されてもよく、または溝は、シャフト生産後に機械加工され得る。近位機構または筐体付近の点で、ファイバは、緩やかな角度で溝の外へ送られ、ひずみ緩和体140を通して、光ファイバを機構筐体150の上部カバー上のひずみが緩和された固着点142に担持する、保護可撓性被覆141へ縛着され得る。可撓性被覆141、ひずみ緩和体140、および固着点142は、器具シャフト110が回転させられる際に安全な反復屈曲およびねじりを可能にするのに十分な長さおよび可撓性を有するべきである。

30

【0061】

別の実施形態では、器具シャフトが樹脂および遷移（例えば、繊維ガラスまたは炭素繊維）でできている場合、光ファイバは、樹脂の適用の前に、所望の角度（90または120度）および半径（近表面）位置で、器具シャフトの繊維基質内に、直線の軸方向補強繊維を織り込まれるか、または埋め込まれ得る。

40

【0062】

上記のように、主に、「ノイズ」を関心の信号に加えるカニューレ内のシャフトのカニューレシール摩擦および摺動摩擦を伴って、相対的精度により体外で検出され得る。 z 軸力を判定する時にノイズを実質的に低減するように摩擦を低減するためのカニューレ、カニューレシール、器具、および使用方法の有利な実施形態は、参照することにより以前に組み込まれた、米国出願第11/864,974号で説明されている。

【0063】

図9を参照すると、器具100の斜視図が示されている。一実施形態では、器具シャフト110の外部は、望ましくない摩擦ノイズを打ち消すために、摩擦低減被覆（例えば、ポリテトラフルオロエチレン（PTFE）、パリレン、またはポリアミド）で処理された

50

表面を含むか、および/または、摩擦低減材料から成る。シャフト 110 は、上記で説明されるように、器具のシャフトに沿った溝に配置されたひずみゲージを覆う均一な直径であり得ることにより、器具のシャフト全体が、最小限の摩擦または障害を伴って、カニューレおよび/またはカニューレシールを通過し得る。

【0064】

ここで、図 10 - 14 B を参照すると、本発明の実施形態による、基部載置 F / T センサ 300 と、マニピュレータアームリンク 50 と、伸縮挿入軸 60 とを含む、マニピュレータ 8 の斜視図および斜視側面図が示されている。図 10 では、F / T センサインターフェース 370 が、F / T センサ 300 に動作可能に結合され、コンピュータ 380 が、選択的に F / T センサインターフェース 370 に結合されている。図 11 A - 11 B は、補助クランプ 80 の結合部を図示し、図 12 A - 12 B は、カニューレ 200 の結合部を図示し、図 13 A - 13 B は、器具滅菌アダプタ 70 の結合部を図示し、図 14 A - 14 B は、器具 100 の結合部を図示する。

10

【0065】

一実施形態では、伸縮挿入軸 60 は、第 1 のリンクまたは基部リンク 62 と、基部リンク 62 に動作可能に結合される第 2 のリンクまたはイドラリンク 64 と、イドラリンク 64 に動作可能に結合される第 3 のリンクまたは台車リンク 66 とを含む。マニピュレータのうちのいくつかは、伸縮挿入軸 60 を含むが、他の実施形態では、マニピュレータは、直線摺動台車または伸縮挿入軸 60 を含み得る。さらに他の実施形態では、挿入軸 60 は、より少ない、または多くの数のリンクを含み得る。伸縮挿入軸 60 は、全ての目的で参照することにより本明細書に組み込まれる、2006 年 12 月 20 日出願の係属中米国出願第 11 / 613, 800 号でより詳細に説明されるように、(他の利点に加えて) 以前の設計と比較して向上した剛性および強度、より大きい可動域、ならびにシステムユーザにとっての向上した動的性能および手術野に近接した視界で、3つの動作可能に結合されたリンクを介して、載置された道具または器具 100 の動作を可能にする。

20

【0066】

基部リンク 62 は、マニピュレータアームリンク 50 の遠位端に動作可能に結合され、一実施例では、基部リンク 62 の遠位端に取り付けられた補助クランプ 80 を有する。カニューレ 200 は、補助クランプ 80 上に載置され得る。適用可能な補助クランプおよび付属品の実施例は、2005 年 9 月 30 日出願の係属中米国出願第 11 / 240, 087 号で開示されており、その全開示は、全ての目的で参照することにより本明細書に組み込まれる。適用可能な滅菌アダプタおよび器具筐体は、2005 年 12 月 20 日出願の米国出願第 11 / 314, 040 号、および 2006 年 3 月 31 日出願の米国出願第 11 / 395, 418 号で開示されており、その全開示は、全ての目的で参照することにより本明細書に組み込まれる。

30

【0067】

台車リンク 66 は、器具の筐体(例えば、図 14 A および 14 B の筐体 150)に動作可能に結合する(例えば、電気的および/または物理的に)ことが可能であり、患者体内での器具の深度を制御する、器具滅菌アダプタ (ISA) 70 (図 13 A - 13 B) に動作可能に結合する(例えば、電気的および/または物理的に)ための器具インターフェースを含む。一実施形態では、滅菌アダプタは、非滅菌マニピュレータアーム(例えば、以下でさらに説明されるような、患者側マニピュレータ)と外科手術の滅菌野との間に滅菌障壁を確立するように、ロボット手術システム、特に、マニピュレータシステムを覆い得るドレープと一体化している。適用可能なドレープおよびアダプタの実施例は、2005 年 9 月 30 日出願の米国出願第 11 / 240, 113 号で開示されており、その全開示は、全ての目的で参照することにより本明細書に組み込まれる。器具インターフェースの実施例は、2006 年 12 月 20 日出願の係属中米国出願第 11 / 613, 695 号で開示されており、その全開示は、全ての目的で参照することにより本明細書に組み込まれる。

40

【0068】

イドラリンク 64 は、リンク 62、64、および 66 が、収縮態様で縦軸に沿って相

50

互に対して動くことを可能にするように、基部リンク 6 2 と台車リンク 6 6 との間で移動可能に結合される。一実施形態では、基部リンク 6 2 は、アイドラリンク 6 4 よりも狭い形状係数を有し、アイドラリンク 6 4 は、台車リンク 6 6 よりも狭い形状係数を有し、したがって、手術野付近で、さらに優れた視界を提供する。

【0069】

便宜上、組織を操作するために使用される手術道具を支持しているマニピュレータ 8 等のマニピュレータが、患者側マニピュレータ (P S M) と呼ばれ得る一方で、内視鏡等の画像撮影またはデータ取得デバイスを制御する別のマニピュレータは、内視鏡・カメラマニピュレータ (E C M) と呼ばれ得る。マニピュレータは、選択的に、手術に有用である、多種多様な器具または道具、画像撮影デバイス、および同等物を作動させ、操作し、制御し得る。

10

【0070】

器具 1 0 0 は、外科手術のために設定するとき、外科手術の異なる段階のためにマニピュレータシステムを構成するとき、器具を除去し、代替的器具と交換するとき等に、手動で配置され得る。助手によるマニピュレータアセンブリのそのような手動再構成中に、マニピュレータアセンブリは、マスタ/スレーブ遠隔手術中に使用されるものとは異なるモードで配置されてもよく、手動で再配置可能なモードは、クラッチモードと呼ばれることもある。マニピュレータアセンブリは、マニピュレータ 8 上のボタンまたはスイッチ (例えば、図 1 1 A - 1 4 A のクラッチボタン/スイッチ 6 8)、またはマニピュレータアセンブリに対する何らかの他の構成要素を押すこと等の入力に応じて、組織操作モードとクラッチモードとの間で変化してもよく、それにより、助手がマニピュレータモードを変更することを可能にする。

20

【0071】

ここで、図 1 5 および 1 6 を参照すると、図 1 5 は、設定リンク機構アーム 7 の自由端 7 a とマニピュレータ 8 の基部 3 0 との間の F / T センサ 3 0 0 の拡大斜視図を図示し、図 1 6 は、機械または電気コネクタインターフェースを伴わない F / T センサ 3 0 0 の実施例を図示する。

【0072】

上記のように、F / T センサ 3 0 0 は、マニピュレータの基部 (例えば、マニピュレータ 8 または 1 0 の基部 3 0、図 1 A - 1 C) と、それぞれの結合されたリンク機構の外側 (例えば、リンク機構 7 または 9 の自由端 7 a) との間に動作可能に結合される。一実施形態では、センサ 3 0 0 は、基部 3 0 とリンク機構の自由端 7 a (図 1 A - 1 C 参照) との間に動作可能に結合される。一実施例では、F / T センサ 3 0 0 の一側面は、受動設定アームリンク機構の端に動作可能に取り付けられ、F / T センサ 3 0 0 の別の側面は、基部 3 0 においてサーボ作動マニピュレータに動作可能に取り付けられる。別の実施例では、少なくとも 6 つの自由度が、基部 3 0 を起点としてマニピュレータ (および器具) に提供される。具体的には、患者身体の外側のマニピュレータ 8 のヨー、ピッチ、および挿入軸が、軸 A、B、および C (図 1 0) に沿って提供される。器具の手首部のピッチおよびヨー運動、および器具の転動運動は、基部 3 0 を起点とする (すなわち、遠位にある) 他の 3 つの自由度を提供する。より多く、またはより少ない自由度も、本発明の範囲内である。例えば、器具エンドエフェクタの開閉に別の自由度が考慮され得る。

30

40

【0073】

F / T センサ 3 0 0 は、一実施例では、力およびトルクを、F / T センサインターフェース 3 7 0 (図 1 0) に対するアナログひずみゲージ信号に変換する、一体構造である。一実施例では、図 1 6 に示されるように、センサ 3 0 0 は、センサへの力の印加時に屈曲する 3 つの対称に配置された梁を含む。梁は、一実施例では、固体金属から機械加工され得る。半導体ひずみゲージまたは箔抵抗ひずみゲージが、梁に取り付けられ、x、y、および z 軸の力およびトルク成分 (F z、T z、F y、T y、F z、および T z) に関するひずみゲージ信号を F / T センサインターフェース 3 7 0 に提供する、ひずみ感応抵抗器と見なされ得る。

50

【0074】

F/Tセンサインターフェース370とセンサ300との間の通信は、センサおよびインターフェースに接続するための動作可能なコネクタとともに、電氣的に遮蔽されたケーブルを通して達成され得る。無線および有線両方の通信手段およびプロトコルを含む、センサ300とF/Tセンサインターフェース370との間の種々の他の通信は本発明の範囲内である。

【0075】

F/Tセンサインターフェース370は、F/Tセンサ300からのひずみゲージデータを力/トルク成分に変換する。センサ300上のひずみゲージの抵抗は、印加された荷重の関数として変化する。F/Tセンサインターフェース370は、抵抗の変化を測定し、ハードウェアおよびソフトウェアの組み合わせ、ならびに較正データを使用して、この変化を力およびトルク成分に変換する。F/Tセンサインターフェース370はまた、センサ300に電力および信号を提供し、ならびに、センサ出力を読み取り得る。コンピュータ380(図10)も、ひずみゲージデータのさらなる処理のために、F/Tセンサインターフェース370に動作可能に結合され得る。F/Tセンサインターフェース370は、シリアル入出力またはアナログ出力を含むがそれらに限定されない、種々の手段を介して、コンピュータ380と通信し得る。一実施例では、F/Tセンサインターフェース370は、16進および10進整数形式を含むがそれらに限定されない種々の形式で、生のひずみゲージデータおよび/または分解された力/トルクデータを出力し得る。

【0076】

一実施例では、それにより、本発明を限定することを意図せずに、F/Tセンサ300は、ATI Industrial Automation(Apex, North Carolina)から入手可能なTheta型である、力/トルク変換器であり、F/Tセンサインターフェース370の実施例は、同様にIndustrial Automation(Apex, North Carolina)から入手可能である、適用可能な電源供給およびデータ取得(DAQ)カードまたはコントローラF/Tシステムである。さらなる情報は、<http://www.ati-ia.com>で入手可能である。

【0077】

ここで、図17A-17Fを参照すると、本発明の実施形態による、F/Tセンサ、設定リンク機構アーム、およびマニピュレータアームの基部の間の機械および電気コネクタインターフェースが図示されている。

【0078】

整列スロットおよびネジの組み合わせが、一実施例では、設定リンク機構とマニピュレータとの間のF/Tセンサ300の機械的結合のために使用され得る。一実施形態では、スロット302が、設定リンク機構の自由端7aの上に提供され、スロット328が、基部30の上に提供され、F/Tセンサ300は、第1側面上に、自由端7aに機械的に結合する機械および電気コネクタインターフェース306を第2側面上に、基部30に機械的に結合する機械および電気コネクタインターフェース308を含む。インターフェース306は、スロット302(図17Cおよび17D)に摺動可能に結合するスロット316を含み、インターフェース308は、スロット328(図17Eおよび17F)に摺動可能に結合するスロット310を含む。スロットおよびネジは、一実施例では、摺動可能に係合し、設定リンク機構およびマニピュレータの基部にセンサを固定する。

【0079】

別の実施例では、D型コネクタ(プラグおよびソケット)およびワイヤの組み合わせが、電力およびデータを渡すために、設定リンク機構とマニピュレータとの間のセンサ300の電氣的結合に使用され得る。一実施形態では、設定リンク機構の自由端7aは、開口部304a、304bに嵌合するソケット314a、314bを含み、F/Tセンサ300のインターフェース306は、ソケット314a、314b(図17Cおよび17D)に動作可能に結合するプラグ318a、318bを含む。別の実施形態では、基部30は、プラグ326a、326bを含み、F/Tセンサ300のインターフェース308は、

プラグ 3 2 6 a、3 2 6 b (図 1 7 E および 1 7 F) に動作可能に結合するソケット 3 2 2 a、3 2 2 b を含む。電力およびデータは、一実施形態では、F / T センサ 3 0 0 の外面の周囲に送られる被覆線 3 2 0 を介して、プラグ 3 1 8 a、3 1 8 b をソケット 3 2 2 a、3 2 2 b に結合することによって、F / T センサの第 1 側面から第 2 側面に渡される。他の実施形態では、被覆線 3 2 0 は、F / T センサ 3 0 0 を通して送られ得る。

【 0 0 8 0 】

ここで、図 1 8 を参照すると、本発明の実施形態による、F / T センサ 3 0 0、設定リンク機構アーム 7、およびマニピュレータアーム 8 の間のデータ信号経路のブロック図が図示されている。一実施形態では、F / T センサ信号が、マニピュレータアーム 8 中のモータセンサ 3 4 0 から、接合部センサ 3 4 6 を含む設定リンク機構 7 を通ってメインコントローラへと通過する、シリアルバス 3 4 2 上の付加的なノード (例えば、シリアル通信ボード 3 4 4) に注入される。コネクタ 3 3 0、3 3 0' および 3 3 2、3 3 2' は、それぞれ、F / T センサ 3 0 0 およびマニピュレータ 8 および設定リンク機構 7 の間の電気接続を可能にする。一実施例では、コネクタ 3 3 0、3 3 0' および 3 3 2、3 3 2' は、図 1 7 A - 1 7 F に関して上記で説明される D 型コネクタと同様であり得る。有利なことには、シリアル通信の使用は、マニピュレータモータセンサ 3 4 0 および設定リンク機構の接合部センサ 3 4 6 からのセンサ信号による、F / T センサ信号の時分割多重化を可能にする。

10

【 0 0 8 1 】

センサと基部またはリンク機構との間の他の機械的および電氣的係合手段が、本発明の範囲内である。上記で説明されるプラグおよびソケットは、直列および / または並列コネクタであってもよく、雄および雌コネクタが、適用可能に取り替えられ得る。Ethernet (登録商標)、ユニバーサルシリアルバス (Universal Serial Bus)、および FireWire 等の、他の種類の電気インターフェースも、本発明の範囲内である。有利なことには、上記で説明される機械的および電氣的係合手段は、F / T センサと設定リンク機構またはマニピュレータ基部との間で、効率的かつ単純な機械的および電氣的噛合を可能にする。

20

【 0 0 8 2 】

ここで、図 1 9 A および 1 9 B を参照すると、本発明の実施形態による、F / T センサ 4 0 0 用のパネ釣合錘が図示されている。F / T センサ 4 0 0 は、一実施例では、センサの中心ハブ 4 0 8 の周囲に 4 つの支柱 4 0 6 を伴う筐体 4 0 4 を備える。この実施形態では、ハブ 4 0 8 は、マニピュレータに動作可能に結合され、筐体 4 0 4 は、設定リンク機構に動作可能に結合される。ひずみゲージは、支柱 4 0 6 上に載置される。パネ 4 0 2 a および 4 0 2 b は、縦軸「z」に沿ってセンサの対向端に、また、垂直軸「y」に沿って中心ハブ 4 0 8 の上下にも配置される。パネ 4 0 2 b の力は、中心ハブ 4 0 8 に載置されたマニピュレータの重量に等しい量だけ、パネ 4 0 2 a の力よりも大きい。有利なことには、パネ 4 0 2 a および 4 0 2 b の位置は、マニピュレータの張出し荷重の重量およびモーメントに対抗する。曲がり梁および同等物等の、マニピュレータを担持するハブに、荷重を補償する力およびモーメントを印加する他の手段が可能であり、本発明の範囲内である。そのような平衡 F / T センサ設計は、そうでなければ安全な応力限界内で動作している間、マニピュレータを支持するように要求されるよりも小さい支柱を有するより小型で軽量のセンサを可能にする。ゲージが、マニピュレータの非補償の静的な張出し荷重に対応するひずみを中心とするよりもむしろ、ゼロひずみを中心とするダイナミックレンジの大部分にわたって動作することができるため、ひずみゲージの信号対雑音比も改善される。いずれにしても、ゲージまたは支柱応力によって許容される最大ひずみは、実質的に同じである。最終的に、(例えば、センサをひっくり返すことによって) パネ位置がそれに応じて変更された場合、センサハブおよび外側筐体の役割が、設定リンクおよびマニピュレータへの載置に関して逆転され得る。

30

40

【 0 0 8 3 】

動作中、挿入軸 6 0 は、切開内のカニューレ 2 0 0 を通過し、次いで、患者の中に入る

50

、それに載置された器具 100 を有する (図 14 A - 14 B)。したがって、マニピュレータ 8 は、(1) 設定カートへの受動設定リンク機構 (例えば、リンク機構 7) へと F / T センサ 300 を通して、また、(2) 手術台への患者体壁の切開へとカニューレを通して、機械的接地に接続される。両方の接地経路は、機械的な柔軟性を有し、したがって、両方の経路は、機械的接地へのロボットおよび器具荷重の分配を担持する。したがって、器具先端に印加される力は、基部載置 F / T センサよりもむしろ、患者体壁を部分的に通って、機械的接地へと通過し得る。

【 0084 】

組み合わせられた設定アームと患者体壁との柔軟性により、組み合わせられた基部載置 F / T センサおよび設定アームの端上のロボット質量の振動モードがある。異なるモードが、センサ信号から「ノイズ」を除去するために使用され得る。力センサおよびロボット質量の振動による力を除去するために、ノッチフィルタが、ひずみゲージデータに使用され得る。より低い周波数の手術の力のみを残して、ひずみ信号上のより高い周波数のノイズを除去するために、低域通過フィルタが使用され得る。切開内のカニューレの傾転によって引き起こされる患者体壁力も、カニューレの傾斜角の関数として、これらの力をマッピングし、一事例における参照テーブルを使用して、感知した力の合計から、結果として生じる推定体壁力を引くことによって除去され得る。最小感知閾値も、F / T センサノイズレベルまたはそれ以下の力を排除するために使用され得る。

10

【 0085 】

基部載置 F / T センサが、ひずみゲージを含むか、または含まない器具とともに使用され得る。したがって、基部載置 F / T センサおよび器具のひずみゲージは、x、y、および z 軸力感知を含む、強力な感知システムを提供するために一緒に使用され得るが、他の実施形態では、基部載置 F / T センサが、単独で使用され得る。一実施例では、基部載置 F / T センサは、器具シャフトの相互の衝突、および体外のロボットアームの衝突を含む、器具先端の力センサに近接して印加される力を感知することによって、器具先端の力センサを増強するために使用され得る。第 2 の実施例では、基部載置 F / T センサは、基部載置 F / T センサによって測定される分解された器具 z 軸 (柄管軸) 力を、器具先端センサによって測定される器具の x および y 軸 (横軸) 力と組み合わせることによって、器具先端の力センサを増強するために使用され得る。

20

【 0086 】

F / T センサインターフェース 370 またはコンピュータ 380 は、センサノイズを低減するために、低域通過フィルタ、ノッチフィルタ、低信号レベル不感帯、およびそれらの組み合わせを使用して、基部載置 F / T センサからのひずみゲージデータをフィルタにかけ得る。

30

【 0087 】

一実施例では、力 / トルクデータをフィルタにかけて、初期縫合系破断、および破断につながる力の上昇、ならびに患者体内の手術器具間の衝突を検出するために、低域通過フィルタが使用され得る。

【 0088 】

別の実施例では、センサノイズと、器具先端またはロボットアームの速度に反比例して依存する可変利得とを低減して、ロボットアームの運動による動態力によって支配される時の力信号を軽減するために、マニピュレータの共振に同調されるノッチフィルタと、設定リンク機構アームおよび患者体壁によって柔軟に制約される F / T センサの質量とが、低域通過フィルタと併せて使用され得る。このフィルタリングスキームは、例えば、初期縫合系破断、患者体内の手術器具間の衝突、組織の解離、後退、および触診を検出するために使用され得る。

40

【 0089 】

別の実施例では、F / T センサからの信号は、大きさによってフィルタされて、患者身体の内外部および外部にあるマニピュレータアームにかかる力を区別し得る。したがって、患者体外のマニピュレータアームの衝突、およびマニピュレータアームにかかる内部手術

50

力が、F/Tセンサからの信号の大きさに基づいて区別され得る。

【0090】

次いで、力/トルクセンサ情報が、視覚、聴覚、または触覚フィードバックにより、外科医に表示され得る。

【0091】

ここで、図20-25を参照すると、異なる実験的な力の測定値が、基部載置F/Tセンサを含む本発明のマニピュレータから示されている。基部載置センサを含むPSM上に道具を設置し、模擬(ゴム)組織内の約3インチの切開上で道具を適所に動かした。F/Tセンサ出力をゼロに設定し、それにより、静的な重力荷重を打ち消した。外科医用コンソールにおける操作者が、切開の長さに沿って器具の先端を動かして、この作業空間にわたって信号の予期された静的変動を確立した。この特定の試験における最大変動は、図20に図示されるように、約1.7Nであった。

10

【0092】

図21は、別のマニピュレータ(例えば、ECM)が、患者外部の本発明のマニピュレータを衝打した時の、本発明のマニピュレータ(例えば、PSM)からの力の測定値を図示する。マニピュレータによって感知される約40Nから100Nまでのピーク擾乱が、明確に提供されている。

【0093】

図22は、本発明のマニピュレータが、患者外部の別のマニピュレータ(例えば、ECM)を衝打した時の、本発明のマニピュレータ(例えば、PSM)からの力の測定値を図示する。マニピュレータによって感知される約30Nから60Nまでのピーク擾乱が、明確に提供されている。

20

【0094】

図23および24は、本発明のマニピュレータが、縫合系を緊張し、次いで、切った時の本発明のマニピュレータからの力の測定値を図示する。マニピュレータによって感知される擾乱が、明確に提供されている。図23は、7-0縫合系の一端を、手首部付近で器具のシャフトの周囲に数回巻装し、縫合系の他方の端を、ボールペンの筒の周囲に巻装した時の結果を図示する。次いで、縫合系が切れるまで(この場合、約6秒)手動で力を印加した。この実験は、自由空間において実行された。図24は、7-0 Prolene縫合系を上記のように保持し、縫合系が切れるまで(この場合、約26秒)連続的なより高いレベルに、引張力を増加させ、解放した時の結果を図示する。

30

【0095】

図25は、手術環境内で、本発明のマニピュレータ上に載置された器具が、内部でマニピュレータ上に載置された別の器具を衝打した時の、本発明のマニピュレータからの力の測定値を図示する。マニピュレータによって感知される約5Nから18Nまでの擾乱が、明確に提供されている。

【0096】

有利なことには、本発明は、ロボット機構の内部の力(例えば、内部摩擦、器具とカニューレとの間の摩擦等)とは無関係に、手術ロボットアームに印加される外力を感知するステップを提供する。本発明はさらに、患者体外で、手術ロボットの取り外し不可能な非滅菌部の上にセンサを有することによって、器具の手首アクチュエータケーブルの引張力および手首部作動のモーメントからの望ましくない干渉を排除する。また、ワイヤまたは光ファイバが器具を通過することを要求しないことにより、起こり得る信号損失、ワイヤまたはファイバの破損、干渉ノイズ、および/または漏電電流を回避する一方で、さらに優れた信頼性と、より単純で安価な構成を確実にする。

40

【0097】

したがって、本発明は、(1)患者の内部生体構造および他の手術器具との器具先端の相互作用と、(2)患者生体構造、手術人員、手術台、および他のロボットアームを含む、環境との体外のロボットアームの相互作用とに関する、情報を提供する。一実施例では、この情報はまた、手動配置(クラッチモード)中に、ロボットアームおよびリンク機構

50

の後方駆動可能性 (backdrivability) を増加させるために使用され得る。

【0098】

上記で説明される実施形態は、本発明を例示するが、限定しない。本発明の原理に従って、多数の修正および変化の例が可能であることも理解されたい。したがって、本発明の範囲は、以下のクレームによってのみ規定される。

【図1A】

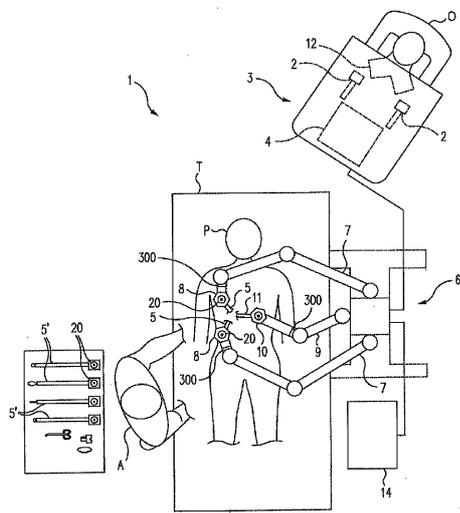


FIG. 1A

【図1B】

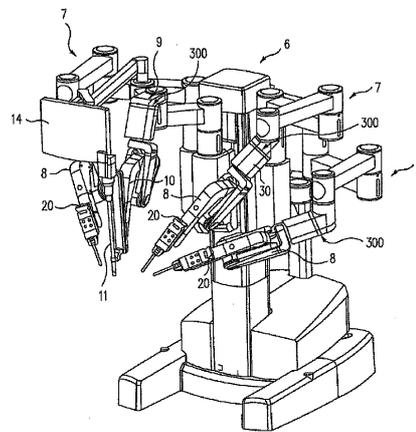


FIG. 1B

【 図 1 C 】

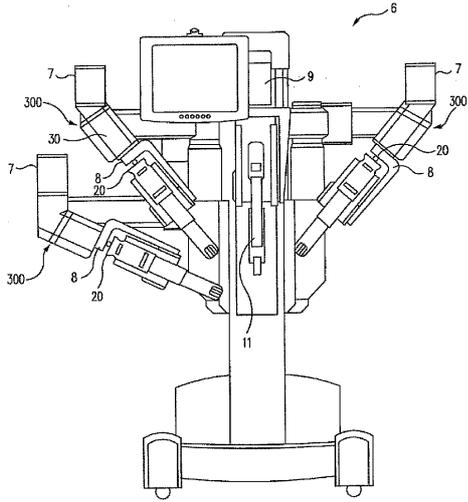


FIG. 1C

【 図 2 】

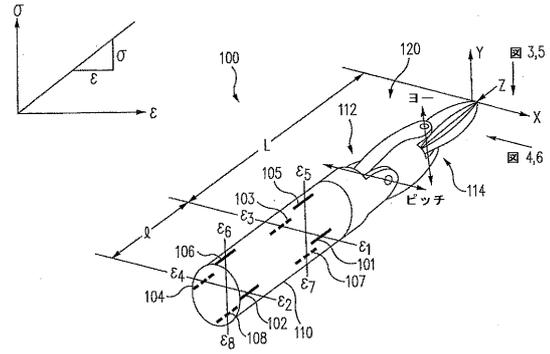


FIG. 2

【 図 3 】

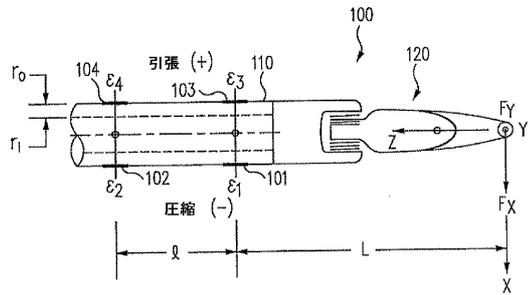


FIG. 3

【 図 4 】

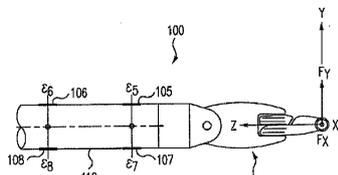


FIG. 4

【 図 7 】

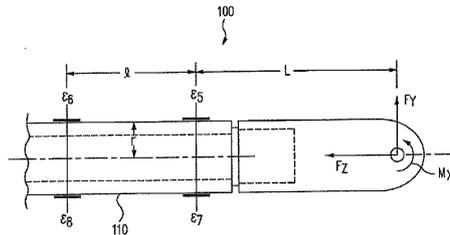


FIG. 7

【 図 5 】

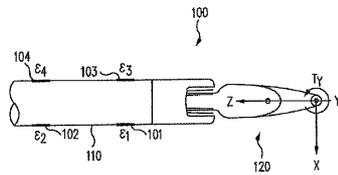


FIG. 5

【 図 8 】

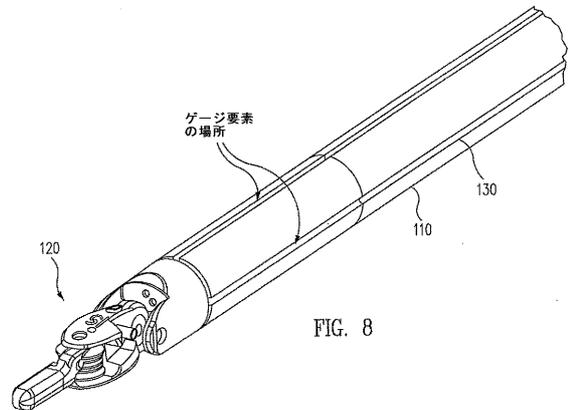


FIG. 8

【 図 6 】

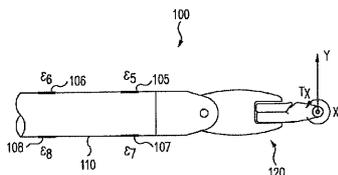


FIG. 6

【 図 9 】

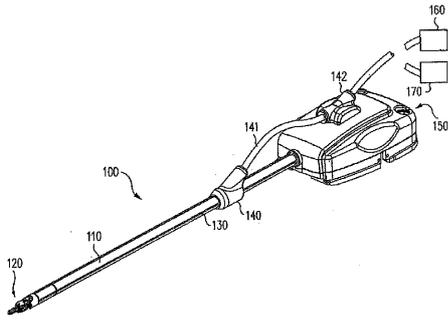


FIG. 9

【 図 10 】

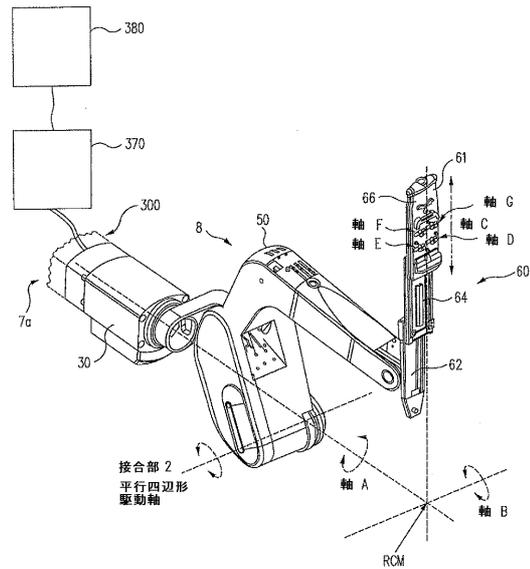


FIG. 10

【 図 11 A 】

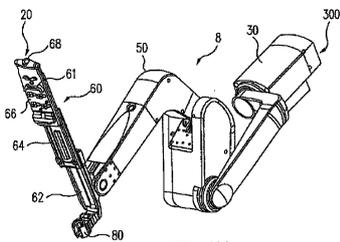


FIG. 11A

【 図 12 A 】

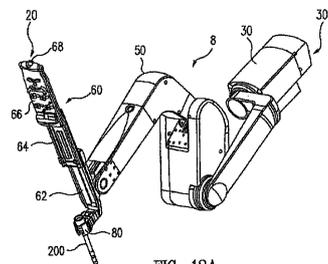


FIG. 12A

【 図 11 B 】

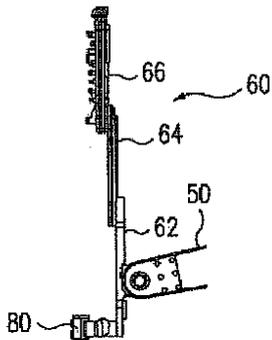


FIG. 11B

【 図 12 B 】

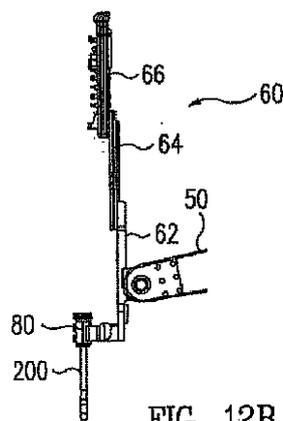


FIG. 12B

【 図 1 3 A 】

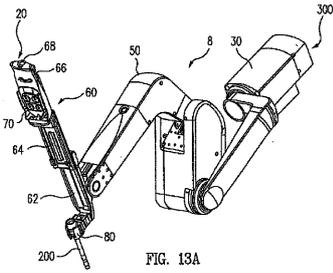


FIG. 13A

【 図 1 4 A 】

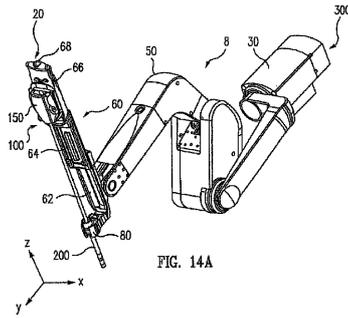


FIG. 14A

【 図 1 3 B 】

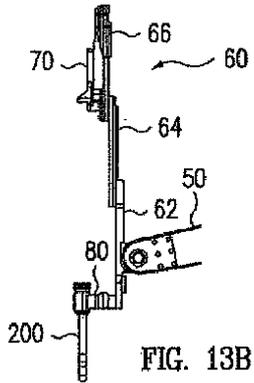


FIG. 13B

【 図 1 4 B 】

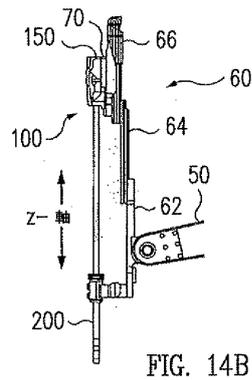


FIG. 14B

【 図 1 5 】

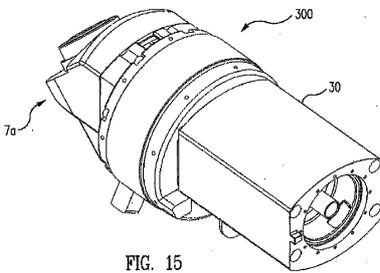


FIG. 15

【 図 1 7 A 】

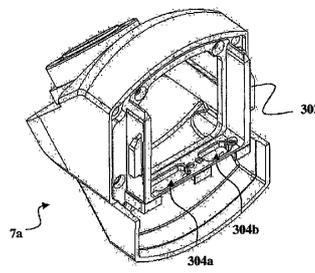


FIG. 17A

【 図 1 6 】

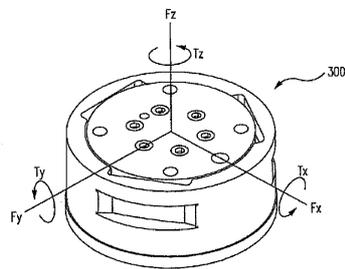


FIG. 16

【 図 1 7 B 】

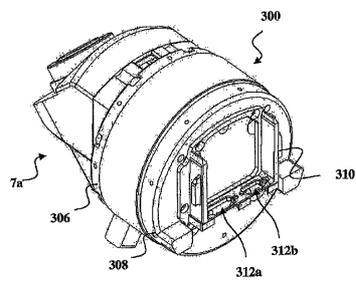
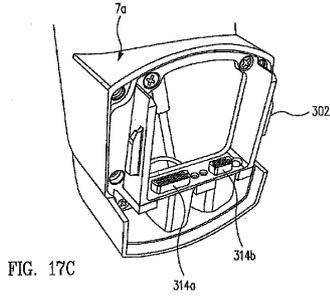
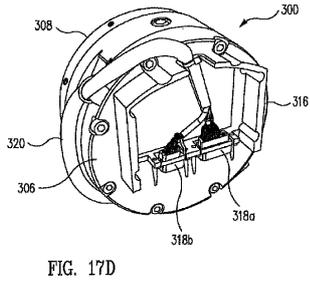


FIG. 17B

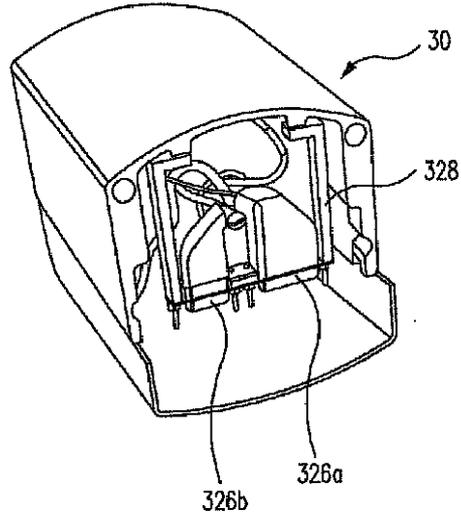
【図17C】



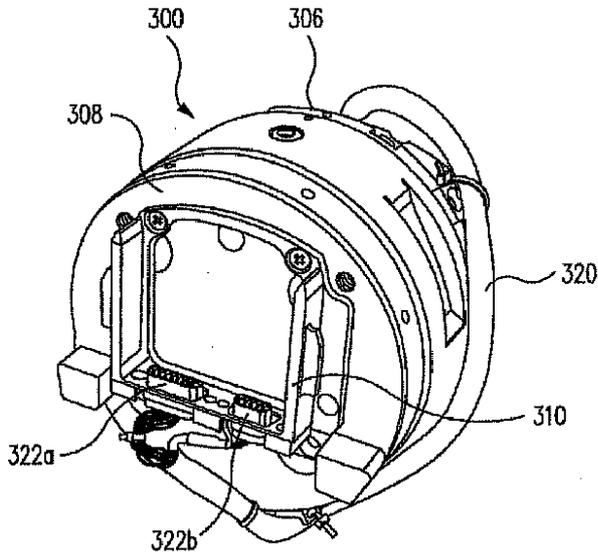
【図17D】



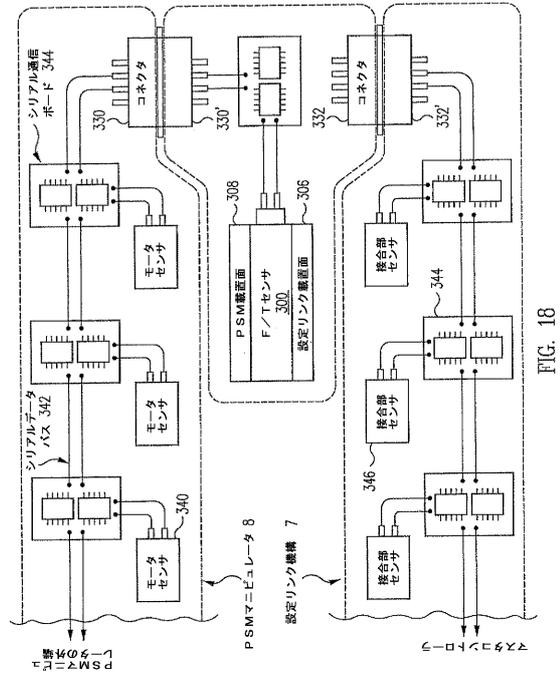
【図17E】



【図17F】



【図18】



【 図 19 A 】

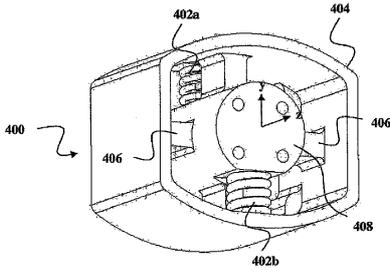


FIG. 19A

【 図 19 B 】

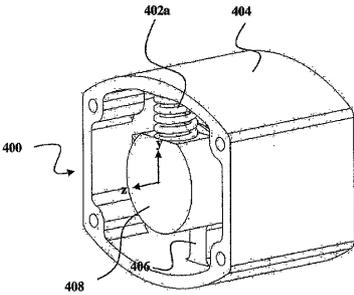


FIG. 19B

【 図 20 】

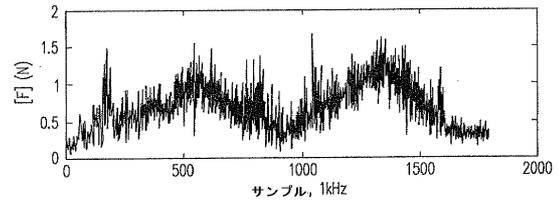


FIG. 20

【 図 21 】

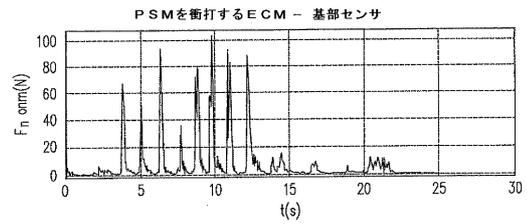


FIG. 21

【 図 22 】

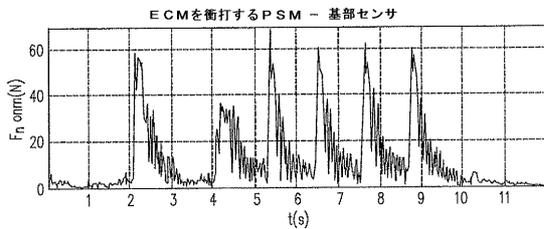


FIG. 22

【 図 24 】

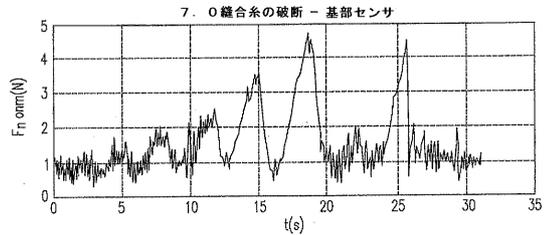


FIG. 24

【 図 23 】

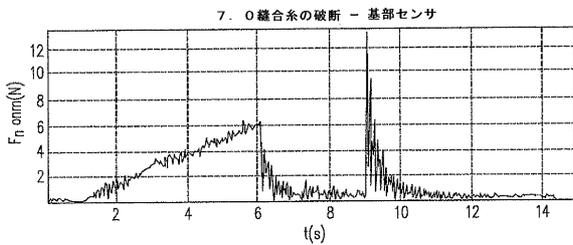


FIG. 23

【 図 25 】

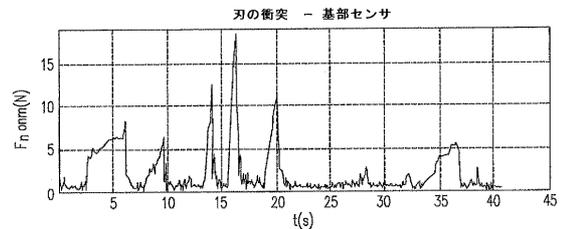


FIG. 25

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/US2009/038160

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B19/00 B25J13/08		
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 B25J		
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 practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 7 250 028 B2 (JULIAN CHRISTOPHER A [US] ET AL) 31 July 2007 (2007-07-31) column 9, line 62 - column 10, line 32; figure 1	1-17
Y	WO 97/40435 A (MASSACHUSETTS INST TECHNOLOGY [US]) 30 October 1997 (1997-10-30) page 10, line 13 - page 11, line 18; figure 1 page 32, line 3 - line 17; figure 14	1-17
Y	US 2007/137372 A1 (DEVENGENZO ROMAN L [US] ET AL) 21 June 2007 (2007-06-21) abstract; figure 5a	3-5, 14-16
	-/--	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		
<input checked="" type="checkbox"/> 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 document 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. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 27 August 2009		Date of mailing of the international search report 03/09/2009
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 Mayer-Martenson, E

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2009/038160

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2007/156019 A1 (LARKIN DAVID Q [US] ET AL) 5 July 2007 (2007-07-05) paragraph [0044] - paragraph [0059]	4, 5, 15, 16
A	US 5 130 632 A (EZAWA NAOYA [JP] ET AL) 14 July 1992 (1992-07-14) column 3, line 6 - line 31; figure 1	1, 18

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2009/038160**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: 18-31
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery
2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This international Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2009/038160

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 7250028	B2	31-07-2007	EP 1355565 A2 29-10-2003 WO 0243569 A2 06-06-2002 US 2007208223 A1 06-09-2007 US 2003158463 A1 21-08-2003
WO 9740435	A	30-10-1997	US 5767648 A 16-06-1998
US 2007137372	A1	21-06-2007	US 2008147089 A1 19-06-2008
US 2007156019	A1	05-07-2007	NONE
US 5130632	A	14-07-1992	JP 3178788 A 02-08-1991

フロントページの続き

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(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, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72) 発明者 ブルーメンクランツ, スティーブン ジェイ.
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94062, レッドウッド シティ, ヒルクレスト ドライブ 954

(72) 発明者 プリスコ, ギウセップ
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94043, マウンテン ビュー, シエラ ビスタ アベニュー 347, ナンバー 3

(72) 発明者 モーア, ポール ダブリュー.
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94040, マウンテン ビュー, ベイウッド コート 432

(72) 発明者 ムスタファ, タビッシュ
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94043, マウンテン ビュー, エヌ. ショアーライン プールバード 650, アpartment 25

(72) 発明者 ディマイオ, サイモン
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94086, サニーベール, ポンデローザ アベニュー 976, ナンバーエー

(72) 発明者 ダクス, グレゴリー ダブリュー. ザ サード
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94086, サニーベール, リード テラス 1046, アpartment 2

(72) 発明者 ドストモハメッド, ハニファ
カナダ国 アール4エー1エービー マニトバ, ウェスト セント ポール, サンドヒル ドライブ 82

(72) 発明者 ハッサー, クリストファー ジェイ.
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94024, ロス アルトス, クリスティーナ ドライブ 1676

(72) 発明者 ガタール, ゲイリー エス.
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94024, ロス アルトス, モーラ ドライブ 860

Fターム(参考) 4C160 GG24 GG28 GG32 MM32 NN02 NN03 NN14 NN23

专利名称(译)	手术机器人设定臂中的传感力和扭矩		
公开(公告)号	JP2011517419A	公开(公告)日	2011-06-09
申请号	JP2011501996	申请日	2009-03-25
[标]申请(专利权)人(译)	直观外科手术操作公司		
申请(专利权)人(译)	Intuitive Surgical公司运营, 公司		
[标]发明人	ブルーメンクランツステーブンジェイ プリスコギウセツプ モーアポールダブリュー ムスタファタビッシュ ディマイオサイモン ダクスグレゴリーダブリューザサード ドストモハメッドハニファ ハッサークリストフアーージェイ ガタールゲイリーエス		
发明人	ブルーメンクランツ, ステーブン ジェイ. プリスコ, ギウセツプ モーア, ポール ダブリュー. ムスタファ, タビッシュ ディマイオ, サイモン ダクス, グレゴリー ダブリュー. ザ サード ドストモハメッド, ハニファ ハッサー, クリストフアーージェイ. ガタール, ゲイリー エス.		
IPC分类号	A61B19/00 A61B17/28		
CPC分类号	B25J13/085 A61B34/30 A61B34/37 A61B34/71 A61B46/10 A61B90/361 A61B90/50 A61B2017/00477 A61B2034/305 A61B2090/064 G05B2219/40582		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B17/28.310		
F-TERM分类号	4C160/GG24 4C160/GG28 4C160/GG32 4C160/MM32 4C160/NN02 4C160/NN03 4C160/NN14 4C160/NN23		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	12/060004 2008-03-31 US		
其他公开文献	JP5575743B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于改善对执行遥控机器人手术的外科医生的力和扭矩感测和反馈的装置, 系统和方法。在一个实施例中, 公开了一种机器人手术操纵器系统, 机器人手术系统和用于改进机器人手术器械和/或操纵器臂上的力感测的方法。

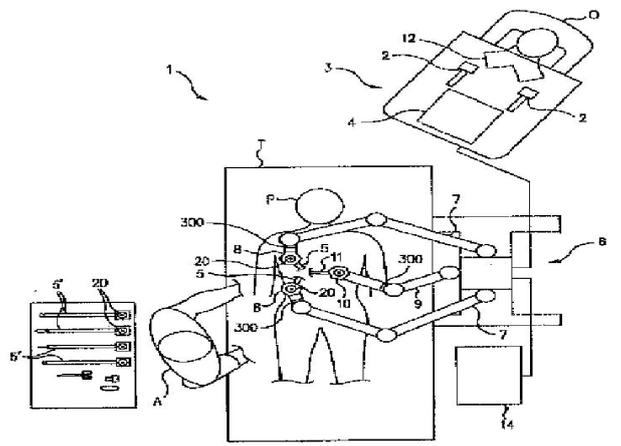


FIG. 1A