

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5264505号
(P5264505)

(45) 発行日 平成25年8月14日 (2013. 8. 14)

(24) 登録日 平成25年5月10日 (2013. 5. 10)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 19/00 (2006. 01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D
B 2 5 J 3/00 (2006. 01)	B 2 5 J 3/00 A

請求項の数 52 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2008-548797 (P2008-548797)
 (86) (22) 出願日 平成18年12月13日 (2006. 12. 13)
 (65) 公表番号 特表2009-522016 (P2009-522016A)
 (43) 公表日 平成21年6月11日 (2009. 6. 11)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2006/061994
 (87) 国際公開番号 W02007/111737
 (87) 国際公開日 平成19年10月4日 (2007. 10. 4)
 審査請求日 平成21年11月25日 (2009. 11. 25)
 (31) 優先権主張番号 60/755, 108
 (32) 優先日 平成17年12月30日 (2005. 12. 30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

前置審査

(73) 特許権者 506410453
 インテュイティブ サージカル, インコ
 ーポレイテッド
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 4 0
 8 6, サニーベール, カイファー ロ
 ード 1 2 6 6, ビルディング 1 0 1
 (74) 代理人 100078282
 弁理士 山本 秀策
 (74) 代理人 230113332
 弁理士 山本 健策
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹
 (74) 代理人 100181674
 弁理士 飯田 貴敏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 手術器具のための力およびトルクセンサー

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ロボット手術システムのマニピュレータアームと動作可能に接合するように構成された筐体部分と、

該筐体部分に結合された近位端と、遠位端と、該遠位端から近位に延びている遠位端部分と、該近位端から該遠位端まで延びている縦方向軸とを含むシャフトであって、該シャフトは、該シャフトの該縦方向軸に沿って延びている複数の溝部を含む、シャフトと、

該シャフトの該遠位端に隣接している該シャフトの該遠位端部分の上に取り付けられている複数のひずみゲージであって、該複数のひずみゲージのうちの各ひずみゲージは、光ファイバを含む光ファイバタイプのひずみゲージであり、該複数のひずみゲージのうちの各ひずみゲージに対して、該ひずみゲージは、該複数の溝部のうちの1つに取り付けられており、該ひずみゲージの該光ファイバは、該複数の溝部のうちの該1つにおいて該シャフトの該縦方向軸に沿って該遠位端部から延びている、複数のひずみゲージと、

該シャフトの該遠位端に動作可能に結合された手首関節と、
 該手首関節に動作可能に結合された器具先端部と
 を含む、手術器具。

【請求項 2】

前記複数の溝部は、前記シャフトの外面にある、請求項 1 に記載の器具。

【請求項 3】

前記複数のひずみゲージは、各 4 個の 2 つのグループから成る 8 個のひずみゲージを含

み、1つのグループのひずみゲージのそれぞれは、前記シャフトの周りで90度の間隔を置いている、請求項1に記載の器具。

【請求項4】

前記複数のひずみゲージは、各3個の2つのグループから成る6個のひずみゲージを含み、1つのグループのひずみゲージのそれぞれは、前記シャフトの周りで120度の間隔を置いている、請求項1に記載の器具。

【請求項5】

前記複数のひずみゲージは、前記シャフトの周りで90度の間隔を置いている4個のひずみゲージを含む、請求項1に記載の器具。

【請求項6】

前記複数のひずみゲージは、前記シャフトの周りで120度の間隔を置いている3個のひずみゲージを含む、請求項1に記載の器具。

【請求項7】

前記複数のひずみゲージのそれぞれは、前記シャフトの縦方向軸と平行な軸に沿って、該複数のひずみゲージの1個の別のひずみゲージと整列させられる、請求項1に記載の器具。

【請求項8】

前記複数のひずみゲージは、前記手首関節のピッチ軸およびヨーの軸の近位に配置されている、請求項1に記載の器具。

【請求項9】

前記複数のひずみゲージのそれぞれのひずみ感知主方向は、前記シャフトの縦方向軸と平行に配向されている、請求項1に記載の器具。

【請求項10】

前記複数のひずみゲージは、ファブリ・ペロー型ひずみゲージおよびファイバブラッググレーティング型ひずみゲージより成る群から選択される、請求項1に記載の器具。

【請求項11】

前記複数のひずみゲージは、1つのファイバに沿う少なくとも2つのファイバブラッググレーティングを含む、請求項1に記載の器具。

【請求項12】

前記遠位端部分のグリップ軸は、前記手首関節のヨー軸と同一である、請求項1に記載の器具。

【請求項13】

前記手術器具の前記器具先端部は、ジョー、鉗、把持器、持針器、マイクロダイセクタ、ステープル留め器、鉗打ち器、吸引洗浄具、クリップ留め器、切断刃、焼灼プローブ、洗浄器、カテーテル、および吸引オリフィスより成る群から選択される、請求項1に記載の器具。

【請求項14】

前記筐体部分は、前記マニピュレータアームを覆う無菌ドレープの無菌アダプタと接合する、請求項1に記載の器具。

【請求項15】

前記筐体部分は、前記マニピュレータアームに任意に連結する、請求項1に記載の器具。

【請求項16】

前記シャフトの前記縦方向軸に沿う軸力を感知するための前記筐体部分の近位に力センサをさらに含む、請求項1に記載の器具。

【請求項17】

手術器具の力センサのための較正データを格納する集積回路をさらに含む、請求項1に記載の器具。

【請求項18】

前記シャフトの前記縦方向軸からある角度で該シャフトから離れる前記複数のひずみゲ

10

20

30

40

50

ージの前記光ファイバを配線するために、該シャフトの近位端に動作可能に結合された回転可能なひずみ緩和体をさらに含む、請求項 1 に記載の器具。

【請求項 19】

マニピュレータアームを含むマニピュレータアセンブリと、
該マニピュレータアームに動作可能に結合された手術器具と
を含むロボット手術システムであって、
該手術器具は、
該マニピュレータアームに動作可能に接合する筐体部分と、
該筐体部分に結合された近位端と、遠位端と、該遠位端から近位に延びている遠位端部分と、該近位端から該遠位端まで延びている縦方向軸とを含むシャフトであって、該シャフトは、該シャフトの該縦方向軸に沿って延びている複数の溝部を含む、シャフトと、

10

該シャフトの該遠位端に隣接している該シャフトの該遠位端部分の上に取り付けられている複数のひずみゲージであって、該複数のひずみゲージのうちの各ひずみゲージは、光ファイバを含む光ファイバタイプのひずみゲージであり、該複数のひずみゲージのうちの各ひずみゲージに対して、該ひずみゲージは、該複数の溝部のうちの 1 つに取り付けられており、該ひずみゲージの該光ファイバは、該複数の溝部のうちの該 1 つにおいて該シャフトの該縦方向軸に沿って該遠位端部から延びている、複数のひずみゲージと、

該シャフトの該遠位端に動作可能に結合された手首関節と、

該手首関節に動作可能に結合された器具先端部と

を含む、ロボット手術システム。

20

【請求項 20】

前記マニピュレータアームは、患者側マニピュレータアームまたは内視鏡カメラマニピュレータアームである、請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 21】

前記複数の溝部は、前記シャフトの外面にある、請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 22】

前記複数のひずみゲージは、各 4 個の 2 つのグループから成る 8 個のひずみゲージを含み、1 つのグループのひずみゲージのそれぞれは、前記シャフトの周りで 90 度の間隔を置いている、請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 23】

30

前記複数のひずみゲージは、各 3 個の 2 つのグループから成る 6 個のひずみゲージを含み、1 つのグループのひずみゲージのそれぞれは、前記シャフトの周りで 120 度の間隔を置いている、請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 24】

前記複数のひずみゲージは、前記シャフトの周りで 90 度の間隔を置いている 4 個のひずみゲージを含む、請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 25】

前記複数のひずみゲージは、前記シャフトの周りで 120 度の間隔を置いている 3 個のひずみゲージを含む、請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 26】

40

前記複数のひずみゲージのそれぞれは、前記シャフトの縦方向軸と平行な軸に沿って、該複数のひずみゲージにおける 1 個の別のひずみゲージと整列させられる、請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 27】

前記複数のひずみゲージは、前記手首関節のピッチ軸およびヨー軸の近位に配置されている、請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 28】

前記複数のひずみゲージのそれぞれのひずみ感知主方向は、前記シャフトの縦方向軸と平行に配向されている、請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 29】

50

前記複数のひずみゲージのそれぞれは、ファブリ・ペロー型ひずみゲージおよびファイバブラッググレーティング型ひずみゲージより成る群から選択される、請求項19に記載のシステム。

【請求項30】

前記複数のひずみゲージは、1つのファイバに沿う少なくとも2つのファイバブラッググレーティングを含む、請求項19に記載のシステム。

【請求項31】

前記遠位端部分のグリップ軸は、前記手首関節のヨー軸と同一である、請求項19に記載のシステム。

【請求項32】

前記手術器具の前記器具先端部は、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、鉗打ち器、吸引洗浄具、クリップ留め器、切断刃、焼灼プローブ、洗浄器、カテーテル、および吸引オリフィスより成る群から選択される、請求項19に記載のシステム。

【請求項33】

前記筐体部分は、前記マニピュレータアームを覆う無菌ドレープの無菌アダプタと接合する、請求項19に記載のシステム。

【請求項34】

前記筐体部分は、前記マニピュレータアームに任意に連結する、請求項19に記載のシステム。

【請求項35】

前記シャフトの前記縦方向軸に沿う軸力を感知するための前記筐体部分の近位に力センサをさらに含む、請求項19に記載のシステム。

【請求項36】

前記シャフトの前記縦方向軸に沿う軸力を感知するための前記マニピュレータアームの上に力センサをさらに含む、請求項19に記載のシステム。

【請求項37】

前記複数のひずみゲージにおけるひずみゲージからの信号間の少なくとも和および差に基づいて、力を計算するように構成されたプロセッサをさらに含む、請求項19に記載のシステム。

【請求項38】

前記手術器具は、手術器具力センサのための較正データを格納する集積回路をさらに含む、請求項19に記載のシステム。

【請求項39】

前記手術器具は、前記シャフトの前記縦方向軸からある角度で該シャフトから離れる前記複数のひずみゲージの前記光ファイバを配線するために、該シャフトの近位端に動作可能に結合された回転可能なひずみ緩和体をさらに含む、請求項19に記載のシステム。

【請求項40】

力を感知する方法であって、

ロボット手術器具の器具先端部を操作することに応答して、複数のひずみゲージからひずみデータの組を受信することであって、該複数のひずみゲージのうちの各ひずみゲージは、光ファイバを含む光ファイバタイプのひずみゲージであり、

該器具先端部は、手術器具のシャフトの手首関節に動作可能に結合されており、

該手首関節は、該手術器具のシャフトの遠位端に動作可能に結合されており、

該シャフトは、筐体部分に結合された近位端と、遠位端と、該遠位端から延びている遠位端部分と、該近位端から該遠位端まで延びている縦方向軸とを含み、該シャフトは、該シャフトの該縦方向軸に沿って延びている複数の溝部を含み、

該複数のひずみゲージは、該シャフトの該遠位端に隣接している該シャフトの該遠位端部分の上に取り付けられており、該複数のひずみゲージのうちの各ひずみゲージに対して、該ひずみゲージは、該複数の溝部のうちの1つに取り付けられており、該ひずみゲージ

10

20

30

40

50

の該光ファイバは、該複数の溝部のうちの該1つにおいて該シャフトの該縦方向軸に沿って該遠位端部から延びている、ことと、

該ひずみデータの組における選択データを組み合わせることにより、選択データ間の少なくとも和および差を形成することであって、

該組み合わせられた選択データは、末端部分に対して加えられる力を表す力データを生成し、

該力データに基づいて、該ロボット手術器具のユーザにフィードバックを伝送することと

を含む、方法。

【請求項41】

10

前記力は、側力、軸力、およびトルクから成る群から選択される、請求項40に記載の方法。

【請求項42】

前記力データは、定常状態の均一な温度変化から独立している、請求項40に記載の方法。

【請求項43】

前記力データは、前記末端部分の遠位端への距離変動から独立している、請求項40に記載の方法。

【請求項44】

前記力は、 $(\varepsilon_1 - \varepsilon_2 - \varepsilon_3 + \varepsilon_4)EI / 2lr$ によって定義される側力 F_x であり、 ε_1 、 ε_2 、 ε_3 、および ε_4 は、前記ひずみデータの組からの前記選択データであり、 E は、前記シャフトの材料の軸方向弾性係数であり、 I は、該シャフトの断面の慣性モーメントであり、 l は、2つの一列のひずみゲージ間の距離であり、および r は、該シャフトの軸から該ゲージの作用面までの半径である、請求項40に記載の方法。

20

【請求項45】

前記力は、 $(\varepsilon_5 - \varepsilon_6 - \varepsilon_7 + \varepsilon_8)EI / 2lr$ によって定義される側力 F_y であり、 ε_5 、 ε_6 、 ε_7 、および ε_8 は、前記ひずみデータの組からの前記選択データであり、 E は、前記シャフトの材料の軸方向弾性係数、 I は、該シャフトの断面の慣性モーメントであり、 l は、2つの一列のひずみゲージ間の距離であり、および r は、該シャフトの軸から該ゲージの作用面までの半径である、請求項40に記載の方法。

30

【請求項46】

前記力は、 $(\varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3 + \varepsilon_4 + \varepsilon_5 + \varepsilon_6 + \varepsilon_7 + \varepsilon_8)EA / 8$ によって定義される軸力 F_z であり、 ε_1 、 ε_2 、 ε_3 、 ε_4 、 ε_5 、 ε_6 、 ε_7 、および ε_8 は、前記ひずみデータの組からの前記選択データであり、 E は、前記シャフトの材料の軸方向弾性係数、および A は、該シャフトの断面積である、請求項40に記載の方法。

【請求項47】

前記ひずみデータの組における選択データを組み合わせることにより、トルク T_y を形成することをさらに含み、

該トルク T_y は、 $(\varepsilon_1 + \varepsilon_2 - \varepsilon_3 - \varepsilon_4)EI / 4r$ によって定義され、 ε_1 、 ε_2 、 ε_3 、および ε_4 は、該ひずみデータの組からの前記選択データであり、 E は、前記シャフトの材料の軸方向弾性係数、 I は、該シャフトの断面の慣性モーメントであり、および r は、該シャフトの軸から該ゲージの作用面までの半径である、請求項40に記載の方法。

40

【請求項48】

前記ひずみデータの組における選択データを組み合わせることにより、トルク T_x を形成することをさらに含み、

該トルク T_x は、 $(-\varepsilon_5 - \varepsilon_6 + \varepsilon_7 + \varepsilon_8)EI / 4r$ によって定義され、 ε_5 、 ε_6 、 ε_7 、および ε_8 は、該ひずみデータの組からの前記選択データであり、 E は、前記シャフトの材料の軸方向弾性係数、 I は、該シャフトの断面の慣性モーメントであり、および r は、該シャフトの軸から該ゲージの作用面までの半径である、請求項40に記載

50

の方法。

【請求項 4 9】

補正係数およびオフセットが決定されながら、力とトルクとの組み合わせを連続して、同時に、または組み合わせて前記器具先端部に加えることによって、前記手術器具を較正することをさらに含む、請求項 4 0 に記載の方法。

【請求項 5 0】

前記補正係数およびオフセットは、直接的にまたはニューラルネットワークを介して決定される、請求項 4 0 に記載の方法。

【請求項 5 1】

前記筐体部分の近位の力センサを使用して、前記シャフトの前記縦方向軸に沿う軸力を感知することをさらに含む、請求項 4 0 に記載の方法。

【請求項 5 2】

前記シャフトの外面は、摩擦防止表面である、請求項 1、1 9、4 0 のいずれか 1 項に記載の器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

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、手術器具に加えら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】

【0 0 0 2】

ロボット支援手術において、外科医は一般的に、患者から離れている場所（例えば、患者から離れた手術室の反対側や異なる部屋、または全く異なる建物等）から、手術部位における手術器具の動作を制御するマスタコントローラを操作する場合がある。マスタコントローラは、通常、ハンドヘルドのリストジンバル、ジョイスティック、外骨格グローブ（exoskeletal glove）、ハンドピース等の手入力デバイスを 1 つ以上含み、これらのデバイスは、手術部位における器具の位置や向きを、関節を介して操作するためのサーボモータを備えたコントローラを介して、手術器具に動作可能に結合されている。サーボモータは、一般的には、電気機械デバイス、または、手術器具（切開された手術部位に直接、または、患者の腹部等の体腔内に切開により挿入されたトロカースリーブを通して導入されている）を支持し、制御するために互いに連結された複数の関節や接点等を含む手術マニピュレータアーム（「スレーブ」）の一部である。外科手術に依存して、外科医の種々の機能（例えば、組織の牽引、針の保持もしくは駆動、縫合、血管の把持、または、組織の切開、焼灼、もしくは凝固等）を実行するために、組織把持器、針ドライバ、電気外科用焼灼プローブ等、種々の手術器具が利用可能である。外科医は、手術の間、非常に多くの異なる手術器具／道具を使用する場合がある。

【0 0 0 3】

遠隔ロボット手術を行う新たな方法は、多くの課題を新たに生み出した。そのような課題の一つは、ロボットマニピュレータを介して手術器具により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加えられる力の視覚的な標示に頼らざるを得ない。システムの手の制御機器を通して、あるいは視覚的表示や可聴音等の他の手段によって、ユーザである外科医に力やトルクのフィードバックを与えるには、ロボット内視鏡手術器具のエンドエフェクタ等（例えば、ジョー、把持器、刃等）の器具の先端に加わる力やトルクを感知することが望ましい。DLR の G. Hirzinger 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 に記載されており、その内容は、すべての目的において、参照することにより本願に組み入れられる。しかし、その設計では、手首関節に遠位に（あるいは外側に）力センサを配置していることが不利であり、これにより、ワイヤまたは光ファイバが屈曲する手首関節を通らなければならない、かつ、ヨー軸とグリップ軸とが別個の旋回軸に位置しなければならない。50

【0004】

もう一つの問題は、手術を行うためには一般に比較的小さな器具が望ましいため、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収納し配置することであった。

【非特許文献1】F. Cepolina and R. C. Michelini、「Review of Fixtures for Low-Invasiveness Surgery」、Int'l Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery、Vol. 1、Issue 1、page 58

【発明の開示】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

したがって、患者の手術部位において手術器具を遠隔制御するための、改良された遠隔ロボットシステムおよび方法が必要とされている。特に、これらのシステムおよび方法は、ユーザによる器具の認識および制御を改善するために、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するように、構成されなければならない。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、ロボット手術を行っている外科医に対する力およびトルクのフィードバック、ならびに該外科医による力およびトルクの感知を改善するための装置、システムおよび方法を提供する。軸方向に配向したひずみゲージのグループは、ロボット手術器具の可動式手首の近位（または内側）の器具のシャフトの遠位端の上または近くに位置することにより、器具の遠位先端部での力およびトルクを、（可動式手首等による）先端部の構成の変化または定常状態の温度変動による誤差を伴わず感知する。

20

【0007】

有利なことには、本発明は、力および／またはトルクの感知および外科医へのフィードバックを改善し、器具の柔軟な手首関節に繊細なワイヤを通す問題を実質的に取り除く。

【0008】

本発明の範囲は請求項によって定義され、これは参照することにより本明細書に組み入れられる。当業者は、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ことができるとともに、そのさらなる利点を理解することができるであろう。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。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

本発明の実施形態およびその利点は、以下に続く詳細な説明を参照することにより最も良く理解される。1つ以上の図において示される同様の要素を識別するために、同様の参照数字が使用されていることを理解されたい。また、図は必ずしも実寸とは限らないことを理解されたい。

【0010】

本発明は、特に、開放外科手術、神経外科手術（定位脳手術等）、および内視鏡外科手術（腹腔鏡検査、関節鏡検査、胸腔検査等）を含む、ロボット支援外科手術を患者に対し行う間に、組織に加わる力を感知するためのマルチコンポーネントシステム、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ができる、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（force reflection）によるテレプレゼンスシステムを形成するために、6以上の自由度（例えば、位置に対する自由度3、向きに対する自由度3）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、1995年8月21出願の米国特許出願第08/517,053号に見ることができ、そのすべての開示は、すべての目的において、参照することにより本願に組み

40

50

入れられる。

【0011】

図面を詳細に参照すると、同様の数字は同様の要素を示すが、本発明の実施形態によるロボット手術システム10が示されている。図1A～1Cに示されているように、ロボットシステム10は、一般に、手術台の上または近くに置かれた1つ以上の手術マニピュレータアセンブリ51と、外科医Sが手術部位を観察してマニピュレータアセンブリ51を制御することができるようにするための、マスタ制御アセンブリ90とを含む。また、システム10は、1つ以上の観察鏡アセンブリと、マニピュレータアセンブリ51に取り外し可能に結合されるよう構成された複数の手術器具アセンブリ54とを含む（以下でより詳細に説明する）。ロボットシステム10は、通常、少なくとも2つのマニピュレータアセンブリ51、好ましくは3つのマニピュレータアセンブリ51を含む。マニピュレータアセンブリ51の正確な数は、特に外科手術および手術室内の空間的制約という要因に依存する。以下に詳細に説明するように、アセンブリ51の1つは、一般的には、手術部位を観察するための観察鏡アセンブリ（例えば内視鏡手術等で）を操作し、一方、他のマニピュレータアセンブリ51は、患者Pに対し種々の処置を行うために手術器具54を操作する。

10

【0012】

外科医がそのアシスタントに話しかけ直接手術手順を監視することができるように、通常は手術台O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90が位置してもよい。しかし、外科医Sは患者Pとは異なる部屋、または全く異なる建物に位置してもよいことを理解されたい。マスタ制御アセンブリ90は、一般的に、支持部と、手術部位の画像を外科医Sに表示するためのモニタと、マニピュレータアセンブリ51を制御するための1つ以上のマスタとを含む。マスタは、ハンドヘルドのリストジンバル、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、音声認識デバイス等、種々の入力デバイスを含んでもよい。好ましくは、マスタは、関連した手術器具アセンブリ54と同じ自由度を備え、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認識と、直感、つまり、まるで自分の手の一部のように直接のおよび直感的に器具54を制御しているという強い感覚を外科医が持つような、マスタが器具54と一体化しているという認識とを外科医に提供する。遠隔ロボットシステムを操作しているときに、手術器具から外科医の手に位置、力、および触知的な感覚が伝達されるように、位置、力、および触覚のフィードバックセンサ（図示せず）が、器具アセンブリ54上に使用されてもよい。操作者にテレプレゼンスを提供するための好適なシステムおよび方法の1つが、1995年8月21日出願の米国特許出願第08/517,053号に記載されており、これは前述のように参照することにより本願に組み入れられる。

20

30

【0013】

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94は観察鏡に適切に結合される。好ましくは、モニタ94は、外科医が実際に手術野を覗き込んでいると感じるように配向されてい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54の画像は、観察点（つまり、内視鏡または観察カメラ）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している場所に位置しているように見える。さらに、好ましくは、操作者が、エンドエフェクタおよび手の制御機器を、実質的に実物の作業空間を見ているかのように操作できるように、リアルタイムの画像が立体画像に変換される。実物とは、画像の描写が、手術器具54を物理的に操作している操作者の視点をシミュレートしている真の立体画像であることを意味するものである。このように、コントローラ（図示せず）は、立体画像が、カメラまたは内視鏡が手術器具54のすぐ後ろに位置しているかのように見える画像となるように、手術器具54の座標を認識された位置に変換する。この仮想の画像を提供するための好適な座標変換システムが、1994年5月5日出願の米国特許出願第08/239,086号（現在では米国特許第5,631,973号）に記載されており、その開示の全体が、すべての目的において、参照されることにより本願に組み入れられる。

40

50

【0014】

マスタの機械的な動作をマニピュレータアセンブリ51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51とは分離されていても一体化されていてもよい。サーボ制御は、通常、手動マスタに、手術器具51からの力およびトルクのフィードバックを提供する。さらに、サーボ制御は、認識された望ましくない状態（患者への過剰な力の付加、一致しないエンコーダの読取値等）に反応してシステム動作を安全に中断するか、あるいは少なくともすべてのロボットの動作を抑制するために、安全監視コントローラ（図示せず）を含んでもよい。システムが、外科医により使用される手の急速な動作に迅速かつ正確に反応しながら、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有するサーボバンド幅を有する。本システムで効果的に操作するためには、マニピュレータアセンブリ51は、比較的低い慣性を有し、駆動モータは比較的低い比齒車または滑車結合を有する。本発明の実践には、任意の適切な通常または専用のサーボ制御が使用されてもよく、システムのテレプレゼンスでの操作には、力およびトルクのフィードバックを組み込んだものが特に好ましい。

10

【0015】

次に、図1A～1Cとともに図2～6を参照すると、本発明の実施形態による、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改良された装置、システムおよび方法が説明される。

【0016】

20

図2は、手術道具の操作および／または患者への接触のために使用され得るシャフト110と、手首関節112および114と、末端部分120とを含む手術器具の部分100の斜視図を示す。また、手術器具は、一実施形態では、無菌アダプタインタフェースを介して、ロボットマニピュレータアームと動作可能に連結する筐体150（図9A～9C）を含む。該当する筐体、無菌アダプタインタフェース、およびマニピュレータアームは、米国特許出願第11／314,040号および米国仮出願第60／752,755号（ともに2005年12月20日出願）に記載されており、これらの開示の全体（その中で参照により組み入れられているすべての文献を含む）が、すべての目的において、参照することにより本願に組み入れられる。該当するシャフト、末端部分、筐体、無菌アダプタ、およびマニピュレータアームは、カリフォルニア州サニーベールのIntuitive Surgical Inc. から入手可能である。

30

【0017】

好ましい構成では、末端部分120は、マニピュレータアーム51からの動作および電気信号を伝える、シャフト110および筐体150を通るケーブルを介した、ピッチ（pitch）運動および（yaw）運動、z軸周りの回転、ならびにエンドエフェクタの駆動を含む可動域を有する。x軸、y軸、およびz軸に沿う末端部分120の動きは、マニピュレータアーム51により提供されることができる。駆動アセンブリ、アーム、前腕アセンブリ、アダプタ、および他の該当する部品が、例えば、米国特許第6,331,181号、第6,491,701号、および第6,770,081号に記載されており、それらの開示の全体（その中で参照により組み入れられているすべての文献を含む）が、すべての目的において、参照することにより本願に組み入れられる。

40

【0018】

本発明によれば、ジョー、鋏、把持器、持針器、マイクロダイセクタ、ステーブル留め器、鉗打ち器、吸引洗浄具、クリップ留め器、切断刃、洗浄器、カテーテル、および吸引オリフィス等のエンドエフェクタを有する用具および有しない用具を含むがこれらに限定されない、種々の手術器具を改良することができることに留意されたい。あるいは、手術器具は、組織の剥離、切除、切断または凝固の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、カリフォルニア州サニーベールのIntuitive Surgical Inc. から市販されている。

【0019】

50

本発明の実施形態によると、器具部分100は、z軸と呼ばれるシャフトの軸と平行して配向される、シャフト110の外面上に取り付けられるセンサ（ひずみゲージ等）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、種々の和や差によって算術的に結合され（以下にさらに詳細に説明する）、器具の先端部に加えられた3つの垂直な力（例えば、 F_x 、 F_y 、および F_z ）と、シャフト軸に垂直な2つの軸の周りのトルク（ T_x 、 T_y ）（つまりx軸およびy軸）の測定値を求める。本発明によれば、力の測定は、器具の遠位端での関節運動する手首の機構の方向や有効レバーアーム長とは独立して行われる。末端部分120に対して加えられる力は、マスタにこれらの力を知らせ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することができる力感知素子によって、検出される。

10

【0020】

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の外面または外面近傍の浅い溝部に取り付けられ、それぞれがひずみデータ ε_1 、 ε_2 、 ε_3 、 ε_4 、 ε_5 、 ε_6 、 ε_7 、および ε_8 を提供する。ゲージのひずみ感知主方向は、シャフトの縦方向軸（z軸）と平行に配向される。ゲージは各4個の2つのグループで取り付けられ、1つのグループ内の4個のゲージは、1つの軸上の位置においてシャフトの周りに90度の間隔で置かれる（つまり、ひずみゲージの2つ「環」を形成する）。1つ目の4個のグループ（例えば、ゲージ101、103、105、および107）は、シャフト110の遠位端に可能な限り近接するように手首機構の基部近くに取り付けられる。2つ目の4個のグループ（例えば、ゲージ102、104、106、および108）は、2つのグループのゲージの対が互いに整列する（例えば、ゲージ101と102、103と104、105と106、107と108は整列している）ように、第1の4個のグループから、（シャフト110の近位端に向かって）選択された距離「l」だけ離れて取り付けられ、第1のグループと並べて配置される。

20

【0021】

z軸の力（ F_z ）は、係数 $EA/8$ を乗じた8個のゲージ出力の和から求められ、ここでEはシャフト材料の軸方向の弾性係数であり、Aはシャフトの断面積である。先端部またはその近傍のx軸およびy軸（ F_x および F_y ）に沿った側力は、シャフト反対側にあるゲージの対のゲージ出力の差と、係数 $EI/2rl$ を乗じたシャフトに沿った対の差との差とから求められ、ここでEはシャフト材料の軸方向の弾性係数であり、Iはシャフト断面の慣性モーメント、rはシャフト軸からゲージの作用面までの半径、lは4個のゲージからなる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得られる。

30

【0022】

図2に関して、

$$E = \sigma / \varepsilon$$

$$A = \pi (r_o^2 - r_i^2)$$

$$I = (\pi/4) (r_o^4 - r_i^4)$$

$$\sigma = (F/A) + (Mr/I)$$

$$\varepsilon = [\varepsilon_1 \quad \varepsilon_2 \quad \varepsilon_3 \quad \varepsilon_4 \quad \varepsilon_5 \quad \varepsilon_6 \quad \varepsilon_7 \quad \varepsilon_8]$$

40

【0023】

【数 1】

$$\begin{array}{ccc}
 F_x & F_y & F_z \\
 \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \\ -1 \\ 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \\ -1 \\ -1 \\ 1 \end{bmatrix} & \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \\ 1 \\ 1 \\ 1 \\ 1 \\ 1 \end{bmatrix} \\
 EI/2lr & EI/2lr & -EA/8
 \end{array}$$

10

20

図 3 および 4 に関して、

$$A = \pi (r_o^2 - r_i^2)$$

$$I = (\pi/4) (r_o^4 - r_i^4)$$

$$\sigma = M r / I$$

$$\sigma_1 = F L r / I$$

$$\sigma_2 = F (L + l) r / I$$

$$E = \sigma / \varepsilon \Rightarrow \varepsilon = \sigma / E$$

$$\varepsilon_1 = -F_x L r / E I$$

$$\varepsilon_2 = -F_x (L + l) r / E I$$

$$\varepsilon_2 - \varepsilon_1 = -F_x l r / E I$$

$$\varepsilon_4 - \varepsilon_3 = F_x l r / E I$$

$$(\varepsilon_4 - \varepsilon_3) - (\varepsilon_2 - \varepsilon_1) = 2 F_x l r / E I$$

したがって、

【0 0 2 4】

【数 2】

$$(\varepsilon_1 - \varepsilon_2 - \varepsilon_3 + \varepsilon_4) EI/2lr = F_x$$

$$(\varepsilon_5 - \varepsilon_6 - \varepsilon_7 + \varepsilon_8) EI/2lr = F_y$$

$$(\varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3 + \varepsilon_4 + \varepsilon_5 + \varepsilon_6 + \varepsilon_7 + \varepsilon_8) EA/8 = F_z$$

40

F_x および F_y は、したがって、 L に対して不変であり、定常状態での温度に対しても不変である。

【0 0 2 5】

有利なことには、本発明は、器具の先端部で測定される力を、手術中の末端部分での手首の配向の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独立であると

50

する。さらに、 x 軸および y 軸に沿って測定される力は、ゲージ全体にわたって熱平衡状態にある場合、温度変化とは独立である。これは、 F_x および F_y の式において同等の温度擾乱ひずみをすべての 4 個のゲージに加えることによって明らかとなり、擾乱は相殺されるだけである。ゲージ温度が不均一な際の熱過渡は、補正を行うために他の手段が取り得るが、本設計によっては補正されない。

【0026】

器具先端部の x 軸および y 軸の周りのトルク (T_x および T_y) の測定は、シャフト直径を横切る対のゲージの差と、係数 $E I / 4 r$ を乗じたシャフト軸に沿った対の差の和とから算出され、ここで再び、 E はシャフト材料の軸方向の弾性係数であり、 I はシャフト断面の慣性モーメント、 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、器具先端部に加えられる力 (F_x 、 F_y 、 F_z) およびトルク (T_x 、 T_y) は、手首の配向、あるいはジョー内の縫合針等の把持道具や捕捉器具に保持される組織の位置等による誤差を伴わずに測定される。また、 x 軸および y 軸の周りのトルクの測定も、定常状態での温度とは独立である。トルクの計算は、以下の式から得られる。

【0027】

図 2 と関連して図 5 および 6 に関して、

【0028】

【数 3】

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

10

20

30

$$\sigma = M r / I$$

$$\sigma_1 = \sigma_2 = T r / I$$

$$E = \sigma / \varepsilon \Rightarrow \varepsilon = \sigma / E$$

$$\varepsilon_1 = \varepsilon_2 = T r / E I$$

したがって、

【0 0 2 9】

【数 4】

$$(\varepsilon_1 + \varepsilon_2 - \varepsilon_3 - \varepsilon_4)EI/4r = T_y$$

$$(-\varepsilon_5 - \varepsilon_6 + \varepsilon_7 + \varepsilon_8)EI/4r = T_x$$

上述の本発明は、多くの構成の手術器具に適用され得るが、一例として、すべてのゲージが一定かつ容易に特性化される弾性特性を有する軸に平行に配向されるため、異方性の直線ファイバ強化ポリマー管についての使用に対して特に有益である。同様の利点は、適切に特性化される織布強化管についても得られ、またその方法は、均一な弾性特性の管に

も適用可能である。

【0030】

一例では、従来の箔型の抵抗ゲージ、半導体ゲージ、ブラッググレーティング（Bragg grating）もしくはファブリ・ペロー（Fabry-Pérot）技術を用いた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、種々のひずみゲージを使用することができるが、これらに限定されない。光ファイバブラッググレーティング（FBG）ゲージは、既知の間隔で1つのファイバに沿って2つの感知素子が位置することができ、これにより器具のシャフトに沿って4つのファイバを提供するだけでよいという点で、有利な場合がある。

【0031】

一例として、本発明を限定するものではないが、上述の2つの市販のファイバひずみゲージ技術をさらに詳細に説明する。

【0032】

1つ目の技術は、初めに接点でハーフミラーを生成するように2つのファイバを融合し、次に、フルミラーを形成するようにファイバの先端部を研磨することによって形成されるファブリ・ペロー共振器を採用する。光がファイバに送られ、ハーフミラーとフルミラーの両方からの反射を生成する。2つの反射によって、2つのミラー間の距離の関数である干渉縞が生成され、ファイバ内のひずみが感知される。このファブリ・ペロー技術は、カナダのケベックにある F I S O Technologies Inc. から市販されており、詳細は、<http://www.fiso.com>を参照されたい。

【0033】

2つ目の技術は、紫外線レーザーを用いてファイバ内に書き込まれたブラッググレーティングを使用する。ファイバブラッググレーティング（FBG）ゲージは、ファイバの軸に沿った屈折率の空間周期性を含む。FBGへの入射光は、屈折率変化の周期性の関数である特定の波長（ブラッグ波長）で優先的に反射される。他の波長は、不変化のFBGを通過する。ひずみを測定するため、広域スペクトルの赤外光がファイバに送られ、その反射の波長によってひずみが示される。このFBG技術は、イギリスのブラックネルにある Smart Fibres Ltd. から市販されており、詳細は、<http://www.smartfibres.com>を参照されたい。

【0034】

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をファイバ内に書き込むことが可能であり、上述のように、これは、既知の間隔を置かれる2つのFBGをそれぞれ有する4つのファイバのみを器具のシャフト内に埋め込む必要がある場合、二重環のひずみゲージの実施形態に対し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環配列を実装するためには、8つのファイバが必要となる。

【0035】

どちらのファイバ技術も、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が必要である。続いて、ひずみゲージ／センサからの信号に関連して上記で概説した式に従って力を計算するために、プロセッサが使用されてもよい。一実施形態では、インタロゲータ装置170（図9A）は、マニピュレータ上、または手術システム内のいずれかの場所に取り付けられ、その場合、無菌境界を横切る光ファイバのルーティングが必要となり得る。1つ目の例では、マニピュレータ上の器具の設定によって、器具との光リンクを自動的に形成するように、光結合は、マニピュレータとの標準的器具のインターフェースに組込まれ得る。有利なことには、これによって、器具への外部ケーブルを持ち運ぶ必要性が回避される。2つ目の例では、マニピュレータ上に存在するコネクタと連結するために、ファイバピグテールが器具の上部に存在し得るが、器具のインターフェースの一部ではない。これら2つの例では、インタロゲータがマニピュレータに内蔵されるか、あるいはファイバケーブルがマニピュレータから手術システム上またはマニピュレータから離れた手術室内に取り付けられたインタロゲータを通過するようにしてもよい。3つ目の例

では、マニピュレータと離れた手術室内に取り付けられたインタロゲータ装置と連結するために、ファイバピグテールは、マニピュレータを通過せずに器具の上部へ抜け出るようにしてもよく、これは、器具をマニピュレータから着脱する場合に、ファイバケーブルの接続を必要としないという利点がある。

【0036】

また、他のゲージ配向の組み合わせ、ゲージの数、および出力も、本発明の範囲内である。本発明の別の実施形態によると、2環の8個のゲージ配列の有用な単純化によって、ゲージの環の1つが除去される。この単純化によって、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が除去されるが、手術環境（例えば、ヒト組織、縫合糸）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、すべてのひずみ情報は、x軸およびy軸の力から成ると仮定できる。さらなる実施形態では、90度の間隔を置いた4個のゲージの代わりに、120度の間隔を置いた3個のゲージを使用して、1組を形成してもよい。したがって、ゲージの組み合わせは、120度の間隔を置いた3個のゲージの単一の環、それぞれ120度の間隔を置いた3個のゲージの2つの環（つまり、合計6個のゲージ）、90度の間隔をおいた4個のゲージの単一の環、およびそれぞれ90度の間隔を置いた4個のゲージの2つの環（つまり、合計8個のゲージ）を含んでもよい。単一環ゲージの実施形態は、プローブ等の非手首の道具に有用となり得る。また、ゲージは、シャフト軸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の表面上に配向されてもよい。しかし、軸外の弾性特性を考慮に入れる必要がある。

【0037】

本発明のさらに別の実施形態によると、x軸およびy軸の力は、上述のように、器具のシャフトの遠位端でセンサによって検知され、z軸の力は、器具の近位端近傍で体外に位置するセンサによって検知されてもよい。種々のセンサは、z軸の力を検知するために体外で使用されてもよく、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。

【0038】

一般に、z軸の力は、器具のシャフトがトルクを器具のピッチおよびヨーの軸に伝送するために必要な内部ケーブルからz方向にかなりの内力を受けるため、器具先端部で容易に感知されることができない。これらのケーブルは、器具のシャフト内を通過しており、シャフト上の圧縮荷重は、器具の操作に応じて大きく変動することが実験によって示唆されている。器具のシャフト上のゲージでz方向のひずみを感知する試みは、対象のz軸の加えられた力に付加されるかなりのケーブル「ノイズ」を伴うことになる。したがって、z軸の力は、内部ケーブル力を実質的に受けない位置で感知されることが好ましい。さらに、ケーブルは、完全に中央に配置されておらず、また手首滑車の一方の側のケーブル張力は、手首の操作に応じて変動するため、これらのケーブルによって、幾分かのxおよびyモーメントがシャフトの下部に付与されることに留意されたい。しかし、z方向のケーブル力とは異なり、これらの変動は、予想される外部から付加される力と比較して、相対的に小さいことが、実験によって示唆されている。

【0039】

しかし、z軸の力は、主に「ノイズ」を対象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滑り摩擦による相対的精度を有して体外で検知されてもよい。一実施形態では、カニューレシールは、使い捨て可能であり、潤滑剤とともに包装されてもよく、別の実施形態では、器具のシャフト表面は、望ましくない摩擦ノイズを打ち消す摩擦低減コーティング（例えば、PTFE）で処理されてもよい。また、両方法を同時に使用してもよい。センサは、本発明による手術器具の近位端の近位にある体外の種々の位置に載置されてもよい。センサは、使い捨て器具よりも、マニピュレータ内に内蔵される方が好ましいが、必ずしもそうである必要はない。一実施形態では、センサ160（図9A）は、マニピュレータアーム挿入（z軸）台車上の器具の無菌アダプタのための取り付け位置で使用されてもよい。別の実施形態では、器具の筐体／台車内の入出力軸滑車は

、センサの上に取り付け、入出力モータによって入出力軸に付加される力を検知可能にしてもよい。しかし、この載置によって、入出力軸自体に付随する付加的摩擦ノイズを導入することにもなる。さらに別の実施形態では、センサは、器具の裏板に載置してもよい。これによって、無菌アダプタの取り付け位置の上にセンサを載置する場合と実質的に等しくなるが、付加的センサをすべての器具に内蔵する必要が生じることになる。

【0040】

Z軸の力と対比すると、xおよびy軸の力は、体外で容易に感知することができない。その理由は、遠隔中心において器具に付与される大きな体壁力およびトルクが、比較的小さなx軸およびy軸の組織接触力を覆うからである。したがって、x軸およびy軸の力は、上述のような器具の手首関節の近位にある器具のシャフトの遠位端等、体壁の力またはトルクを実質的に受けない位置で感知することが好ましい。上述の開示において内視鏡手術器具のシャフトの管状遠位端に統合される力／トルクセンサが記載される。一実施形態では、4個のグループの部材がシャフトの周りで90度の間隔を置かれ、その4個の2つのグループがシャフトに沿って距離lの間隔を置かれるように、センサは、シャフト周辺に位置する各4個の2組のひずみゲージから構成される。一側面では、器具先端部またはジョーの上の側荷重（例えば、 F_y ）を決定することが望ましい。本開示は、側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、その後2つの値を差し引くことによって、手首配向と独立な側荷重の測定値、およびその結果として有効レバーアーム長が算出されることができるとを説明する。器具の手首軸の駆動によってシャフトの遠位端に付加され、手首回転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によって、側荷重を意図された測定が干渉される懸念がある。しかし、測定されたひずみを調整する演算を介して、そのようなモーメントによる項を保持することによって側荷重力が算出される場合に、そのようなモーメントによる項が消失することが理解できるであろう。

【0041】

次に、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切な数式の組み合わせによって、望ましくない軸方向の手首ケーブル力および手首駆動トルクを除去する一方、所望の側荷重力を保持することが可能となる。図7は、手首機構によって付加される荷重およびモーメントを受けるシャフトの独立体の図である。先端部荷重、ケーブル荷重、手首の運動および加速度の組み合わせによって、力およびモーメントの種々の組み合わせが外部手首自体の独立体に作用し得るが、Y-Z面およびシャフトの基準枠から見たシャフトの端部に加えられる力およびモーメントは、 F_y （側荷重）、 F_z （軸荷重）、および M_x （手首回転軸摩擦モーメント荷重）に常に帰着する。

【0042】

したがって、以下のように、これらの3つの荷重によってこの面における4個のゲージ上のひずみ ε_5 、 ε_6 、 ε_7 、および ε_8 を表わすことができ、そして、所望の側力 F_y のための表現式を得ることができる。

【0043】

引張ひずみ >0

圧縮ひずみ <0

$$\varepsilon_7 = -F_z / EA + M_x r / EI + F_y L r / EI$$

$$\varepsilon_5 = -F_z / EA - M_x r / EI - F_y L r / EI$$

$$\varepsilon_8 = -F_z / EA + M_x r / EI + F_y (1+L) r / EI$$

$$\varepsilon_6 = -F_z / EA - M_x r / EI - F_y (1+L) r / EI$$

$$\begin{aligned} [(\varepsilon_8 - \varepsilon_6) - (\varepsilon_7 - \varepsilon_5)] &= -F_z / EA [(1-1) - (1-1)] \\ &\quad + M_x r / EI [(1-(-1)) - (1-(-1))] \\ &\quad + F_y r / EI \{ [(1+L) - (- (1+L))] - [L - (-L)] \} \end{aligned}$$

$$= 2 l F_y r / EI$$

したがって、

【0044】

【数 5】

$$F_y = [(\varepsilon_8 - \varepsilon_6) - (\varepsilon_7 - \varepsilon_5)]EI/2lr$$

M_x および F_z は生じない。

【0045】

以上のように、両方の組のゲージ上で等しく感知されるモーメント荷重 M_x によるひずみは、加えられる側力 F_y によるモーメント荷重を残したまま消滅する。また、両方の組のゲージ上で等しく感知される軸力 F_z によるひずみ成分も消滅する。したがって、手首駆動トルクが、手首関節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、2組のセンサからの信号が差し引かれると相殺されたモーメント荷重をもたらし、所望のような側荷重のみによる相対的にノイズを含まない信号を残したままとなる。上述の開示は、同様に、 x および y と交差する $x-z$ 面における $\varepsilon_1 - 4$ にも適用される。

【0046】

実質的に側荷重のみによるノイズを含まない信号を算出することによって、手首摩擦モーメントを排除するように上述でなされたように、手首関節の外部（遠位）にセンサを載置する必要性を有利に排除する。したがって、本発明は、屈曲手首関節を通してひずみゲージに付随するワイヤまたは光ファイバを配線する必要性を回避する。さらに、ヨー軸およびグリップ軸は、上述されたように分離せずに、同一の旋回軸上で達成されてもよい。

【0047】

上述のすべての方法および装置において、較正処理を用いることが有利であり、本処理では、力とトルクの組み合わせが連続して、同時に、あるいは組み合わせられて器具の先端に加えられるながら、 F_x 、 F_y 、 F_z 、 T_x 、および T_y を得るためにゲージ出力を結合するための理論式に適用される補正係数およびオフセットが決定される。本較正は、補正係数およびオフセットを直接計算するか、もしくは、較正備品中または器具そのもののもの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行われてもよい。任意の較正方法において、器具が使用されている間に、個々の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同定し、適用することができるよう、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てもよい。

【0048】

器具の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害する態様で、器具の近位端近傍のシャフトから抜け出る。次に、図8および図9A～9Cを参照すると、本発明の実施形態によるファブリ・ペローまたはFBG感知素子は、手首U字形金具直後の器具のシャフト遠位先端部近傍のシャフト110表面直下の浅い溝部130内に埋め込まれ、その後エポキシ樹脂で接着または別の方法で所定の位置に収めてもよい。溝部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へ戻るように導いてもよい。溝部130は、初めの引き抜き成形の際にシャフト内に形成されてもよいし、製造後に機械加工されてもよい。近位機構または筐体近傍の位置において、ファイバを溝部から緩やかな角度で配線し、ひずみ緩和体140から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定位置142へ担持する柔軟な保護シース141へ縛着してもよい。柔軟なシース141、ひずみ緩和体140、および固定位置142は、十分な長さおよび柔軟性を有し、図9A～9Cに示すように、正／負4分の3回転ロール軸の可動域の器具のシャフト110の回転に伴う、安全な反復屈曲およびねじれを可能にすべきである。

【0049】

別の実施形態では、器具のシャフトが樹脂およびファイバ（例えば、ファイバガラスまたはカーボンファイバ）から作製される場合、光ファイバは、樹脂の適用の前に、器具のシャフトのファイバ母材内に、所望の角度（90または120度）および半径（表面近傍）位置で直線状の軸方向強化ファイバを編み込むかまたは埋め込まれてもよい。

【0050】

有利なことには、本発明は、ひずみ測定値を組み合わせ、手首のピッチおよびヨーの軸の内部センサを位置付けることによって、手首アクチュエータケーブル張力 (F_z) および手首駆動モーメント (M_x) による先端部側荷重 (F_y) の所望の感知の望ましくない干渉を排除する。したがって、ワイヤまたは光ファイバは、手首関節に通す必要はなく、それによって可能性のある信号損失、ワイヤまたはファイバの破損、ノイズの干渉、および／または漏電電流 (ファイバ光学素子は、電流を必要としないため、漏れ経路を提供しない) を回避する一方で、優れた信頼性および単純かつ安価な構成を確実にする。ファイバひずみゲージの使用は、有利なことには、膨大な電流および電圧を生成する焼灼道具に関して問題となる電磁場耐性を提供する一方で、生体適合性、高圧蒸気殺菌法に付随する温度および圧力に耐える耐久性、サイズの利点を提供する。さらに、手首のヨー軸およびグリップ軸は、ヨーに対しては異なって、グリップに対しては同様に作動される同一の旋回軸シャフトおよびアクチュエータケーブルを共有してもよく、したがって、アセンブリを単純化し、コストを削減する一方で、信頼性を増す。また、手首および先端部の組み合わせた全体の長さは、手首を曲げた場合に、側方へのオフセット距離を低減する最小限に維持されてもよい。

10

【0051】

上述の実施形態は、本発明を例示するものであって制限するものではない。本発明の原理に従い、種々の修正や変型が可能であることも理解されたい。例えば、ひずみゲージの数やその構成は異なってもよいが、適用される力およびトルクの決定を可能にするものでなければならない。さらに別の実施例では、ひずみゲージは、例えば、60度および120度を置くように環において統一的でなくずれることもある。したがって、本発明の範囲は、以下の請求項によってのみ定義される。

20

【図面の簡単な説明】

【0052】

【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および方法の斜視図である。

【図1B】図1Bは、本発明の実施形態による、図1Aのロボット手術システムのロボット手術アームカートシステムの斜視図である。

【図1C】図1Cは、本発明の実施形態による、図1Aのロボット手術システムのマスターコンソールの正面斜視図である。

30

【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使用するための手首、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。

【図3】図3は、本発明の実施形態による、加わる力を示す図2の手術器具の第1の上面図である。

【図4】図4は、本発明の実施形態による、加わる力を示す図2の手術器具の第1の側面図である。

【図5】図5は、本発明の実施形態による、加わるトルクを示す図2の手術器具の第2の上面図である。

【図6】図6は、本発明の実施形態による、加わるトルクを示す図2の手術器具の第2の側面図である。

40

【図7】図7は、本発明の実施形態による、器具のシャフトと、手首機構によって加えられる荷重およびモーメントを受ける近位手首のU字形金具の遊離体の図を示す。

【図8】図8は、本発明の実施形態による、埋め込み式ひずみゲージのための溝付き器具のシャフトを示す。

【図9A】図9A～9Cは、本発明の実施形態による、ひずみゲージワイヤまたは光ファイバのためのひずみ緩和体および配電ループの異なる構成を示す。

【図9B】図9A～9Cは、本発明の実施形態による、ひずみゲージワイヤまたは光ファイバのためのひずみ緩和体および配電ループの異なる構成を示す。

【図9C】図9A～9Cは、本発明の実施形態による、ひずみゲージワイヤまたは光ファ

50

イバのためのひずみ緩和体および配電ループの異なる構成を示す。

【図 1 A】

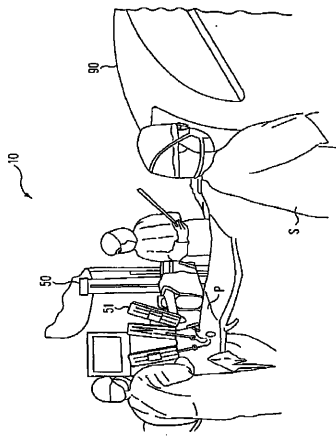


FIG. 1A

【図 1 B】

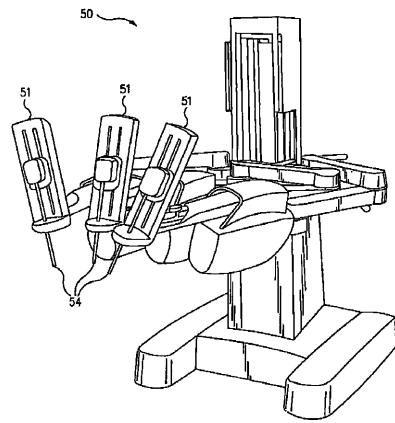


FIG. 1B

【図 1 C】

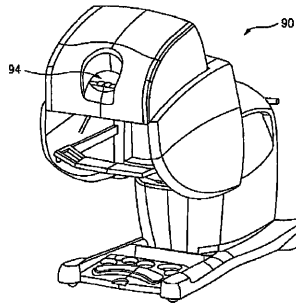


FIG. 1C

【図 2】

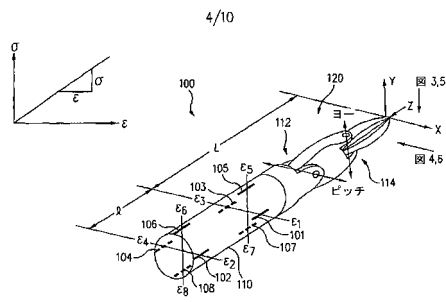


FIG. 2

【図 3】

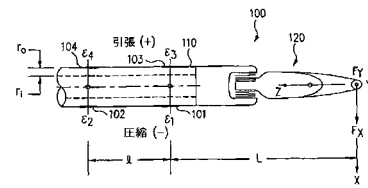


FIG. 3

【図 4】

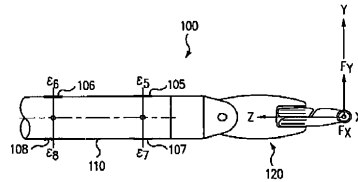


FIG. 4

【図 5】

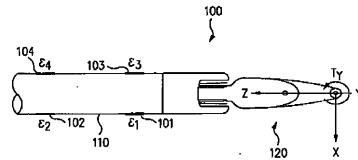


FIG. 5

【図 6】

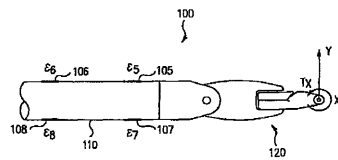


FIG. 6

【図 7】

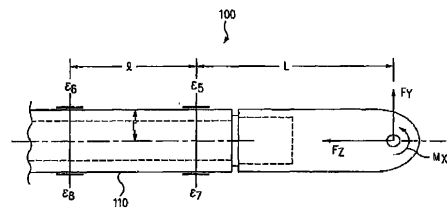


FIG. 7

【図 8】

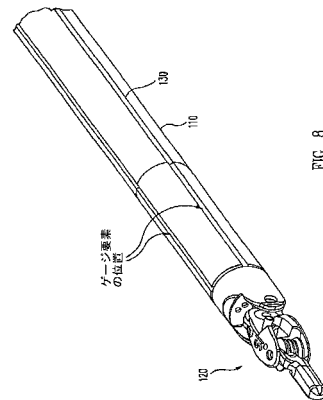


FIG. 8

【図 9 A】

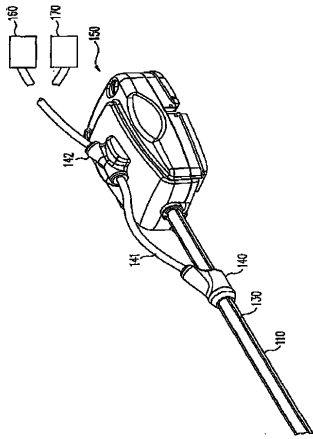


FIG. 9A

【図 9 B】

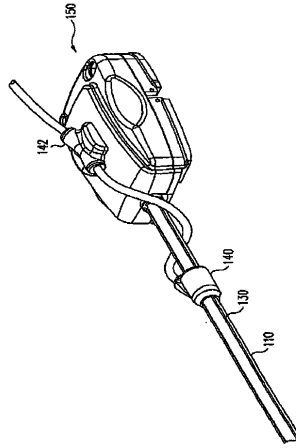


FIG. 9B

【図 9 C】

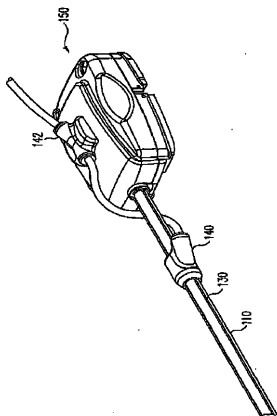


FIG. 9C

フロントページの続き

(74)代理人 100181641

弁理士 石川 大輔

(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 ラーキン, デイビッド キュー.

アメリカ合衆国 カリフォルニア 94025, メンロ パーク, ウッドランド アベニュー 913

審査官 見目 省二

(56)参考文献 特開2002-159509 (JP, A)

特開平09-318496 (JP, A)

国際公開第2005/039835 (WO, A1)

特表平11-507252 (JP, A)

米国特許出願公開第2002/0133174 (US, A1)

特表2002-500524 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 19/00

A61B 1/00

B25J 3/00

专利名称(译)	用于手术器械的力和扭矩传感器		
公开(公告)号	JP5264505B2	公开(公告)日	2013-08-14
申请号	JP2008548797	申请日	2006-12-13
[标]申请(专利权)人(译)	直观外科手术公司		
申请(专利权)人(译)	直觉外科公司		
当前申请(专利权)人(译)	Intuitive Surgical公司		
[标]发明人	ブルーメンクランツスティーブンジェイ ラーキンデイビッドキュー		
发明人	ブルーメンクランツ, スティーブン ジェイ. ラーキン, デイビッド キュー.		
IPC分类号	A61B19/00 A61B1/00 B25J3/00		
CPC分类号	G01L5/22 A61B1/00059 A61B17/29 A61B34/30 A61B34/35 A61B34/37 A61B34/71 A61B34/76 A61B90/06 A61B90/37 A61B2017/2927 A61B2034/2061 A61B2034/305 A61B2090/064 A61B2090/065 A61B2090/066 A61B2562/0266 B25J15/0009 G01L1/246 Y10T74/20335		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B1/00.334.D B25J3/00.A		
代理人(译)	山本健作 夏木森下 饭田TakashiSatoshi 石川大介		
优先权	60/755108 2005-12-30 US		
其他公开文献	JP2009522016A		
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。轴向定向的应变仪组位于仪器轴的远端，靠近机器人手术器械的可移动腕部，以感测器械远端尖端处的力和扭矩。有利地，消除了由于尖端的配置的变化或稳态温度变化引起的误差。公开了其他有利的配置和方法。

$$\begin{aligned} (\epsilon_1 - \epsilon_2 - \epsilon_3 + \epsilon_4)EI/2Lr &= F_x \\ (\epsilon_5 - \epsilon_6 - \epsilon_7 + \epsilon_8)EI/2Lr &= F_y \\ (\epsilon_1 + \epsilon_2 + \epsilon_3 + \epsilon_4 + \epsilon_5 + \epsilon_6 + \epsilon_7 + \epsilon_8)EA/8 &= F_z \end{aligned}$$