

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4077516号
(P4077516)

(45) 発行日 平成20年4月16日 (2008. 4. 16)

(24) 登録日 平成20年2月8日 (2008. 2. 8)

(51) Int. Cl.

F 1

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 A

請求項の数 14 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願平9-542671
 (86) (22) 出願日 平成9年5月20日 (1997. 5. 20)
 (65) 公表番号 特表2002-503976 (P2002-503976A)
 (43) 公表日 平成14年2月5日 (2002. 2. 5)
 (86) 国際出願番号 PCT/US1997/008584
 (87) 国際公開番号 WO1997/043943
 (87) 国際公開日 平成9年11月27日 (1997. 11. 27)
 審査請求日 平成16年4月16日 (2004. 4. 16)
 (31) 優先権主張番号 60/017, 981
 (32) 優先日 平成8年5月20日 (1996. 5. 20)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 08/858, 048
 (32) 優先日 平成9年5月16日 (1997. 5. 16)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者

インチュイティブ 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 940
 43, マウンテン ビュウ, ウェスト ミ
 ドルフィールド ロード 1340

(74) 代理人

弁理士 山本 秀策

(72) 発明者

マドハニ, アクヒル ジェイ.
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02
 139, ケンブリッジ, パトナム アベニ
 ュー 66

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 向上した巧緻性および感度で最低侵襲性外科手術を行うための力反映外科手術器具および位置決め機構

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

関節部を有する外科手術器具、位置決め機構、およびマスターデバイス (150) を有する、最低侵襲性外科手術のためのシステムであって、

該関節部を有する外科手術器具は小さな切開部を通して外科的作業部位に隣接する位置まで患者の内部に挿入されるように構成されており、該関節部を有する外科手術器具は取り付けブラケットに結合された細長い支持部材にリスト機構によって接続された外科手術用エンドエフェクタを有しており、該取り付けブラケットは該外科手術器具を該位置決め機構に解放可能に接続するように構成されており、該外科手術器具は4つのアクチュエータにより該外科手術器具の該エンドエフェクタを該取り付けブラケットに対して4の自由度で移動するように操作され、

該位置決め機構は、該患者に対して固定された基部と、該外科手術器具の該取り付けブラケットに対して解放可能に接続されるように構成された支持ブラケットと、該基部を該支持ブラケットに接続するアームリンケージとを有し、該アームリンケージは複数の剛性リンクおよびジョイントを有し、該アームリンケージが2つのアクチュエータによって該支持ブラケットを該基部に対して2の自由度で移動するように操作されることにより、該位置決め機構および該外科手術器具の組み合わせは、該外科手術器具の該エンドエフェクタを該基部に対して6の自由度で移動させるように動作可能であり、

該外科手術器具は少なくとも3の自由度で該マスターデバイス (150) に力フィードバックを与え、該位置決め機構は該マスターデバイス (150) に力フィードバックを与え

ない、システム。

【請求項 2】

前記関節部を有する外科手術器具および前記位置決め機構は、マクロ - マイクロ作動方式に従ってともに操作される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記位置決め機構はさらに、前記基部を手術室台に接続するセットアップジョイントを有する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記マスターデバイス (1 5 0) と前記外科手術器具との間に力のスケーリングを提供する、請求項 2 に記載のシステム。

10

【請求項 5】

前記外科手術器具に加えられる力は前記マスターデバイス (1 5 0) で増幅される、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記マスターデバイス (1 5 0) と前記外科手術器具との間でのカスケーリングによりインピーダンススケーリングを提供する、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記マスターデバイス (1 5 0) と前記外科手術器具との間でのカスケーリングによりインピーダンススケーリングを提供する、請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 8】

20

最低侵襲性外科手術のためのシステムであって、

小さな切開部を通して外科的作業部位に隣接する位置まで患者の内部に挿入され、該外科的作業部位においてヒト組織の操作を行う外科的操作手段と、

該外科的操作手段を解放可能に支持し、該外科的操作手段を 2 の自由度で移動させる位置決め手段とを有し、

該外科的操作手段は、ヒト組織を操作するための外科手術用エンドエフェクタを有しており、

該外科的操作手段は、関節部を有するリスト機構を有しており、該リスト機構は該外科手術用エンドエフェクタ手段を細長い支持部材に接続し、該外科手術用エンドエフェクタが該細長い支持部材に対して 2 の自由度で移動することを可能にし、

30

該外科的操作手段はさらに、該細長い支持部材を取り付けブラケットに対して、該細長い支持部材が該取り付けブラケットに対して 2 の自由度で移動可能であるように接続する 1 つ以上のジョイントを有し、

該取り付けブラケットは、該外科的操作手段を該位置決め手段に対して解放可能に接続するように構成されることにより、

該位置決め機構および該外科的操作手段の組み合わせは、該外科的操作手段の該エンドエフェクタを、該位置決め機構の基部 (6 8) に対して 6 の自由度で移動させるように動作可能であり、

該外科的操作手段は少なくとも 3 の自由度で該マスターデバイス (1 5 0) にカフィードバックを与え、該位置決め機構は該マスターデバイス (1 5 0) にカフィードバックを与えない、システム。

40

【請求項 9】

前記外科的操作手段および前記位置決め手段は、マクロ - マイクロ作動方式に従ってともに操作される、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記位置決め機構はさらに、前記位置決め手段を手術室台に接続するセットアップ手段を有する、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記マスターデバイス (1 5 0) と前記外科的操作手段との間に力のスケーリングを提供する、請求項 9 に記載のシステム。

50

【請求項 1 2】

前記外科的操作手段に加えられる力は前記マスターデバイス（150）で増幅される、請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 1 3】

前記マスターデバイス（150）と前記外科的操作手段との間でのカスケードリングによりインピーダンススケーリングを提供する、請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 1 4】

前記マスターデバイス（150）と前記外科的操作手段との間でのカスケードリングによりインピーダンススケーリングを提供する、請求項 11 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

10

発明の分野

本発明は、広義には、最低侵襲性外科手術の遂行を高めるための方法および装置に関する。具体的には、本発明は、最低侵襲性外科手術手順を行う外科医の能力を増大させる、サーボ機構を利用した外科手術システムに関する。より具体的には、本発明は、高い巧緻性、小さな摩擦、小さな慣性および良好な力反映（force reflection）を有する最低侵襲性外科手術のための外科手術器具と器具位置決めシステムとの新規な組合せに関する。

発明の背景

最低侵襲性医療技術は、診断上または外科手術手順の間に損傷される無関係な組織の量を低減し、これにより、患者の回復時間、不快感および有害な副作用を低減することを目的としている。今日、米国において毎年約 21,000,000 件の外科手術が行われている。これらの外科手術の内約 8,000,000 件は潜在的に最低侵襲に行うことが可能であると推定されている。しかし、最低侵襲性外科手術器具および技術ならびにこれらを修得するために必要なさらなる外科手術訓練の制限のために、現在のところ、わずかに約 1,000,000 件の外科手術でしかこれらの技術は用いられていない。

20

最低侵襲性外科手術技術の進歩は、劇的な影響をもたらし得る。標準的な外科手術の場合の平均入院日数は 8 日間であり、同等の最低侵襲性外科手術の場合の平均日数は 4 日間である。従って、最低侵襲性技術を全面的に採用することによって、28,000,000 日間の入院日数ならびに入院費用だけでも年間数十億ドルを節減し得る。患者の回復時間、患者の不快感、外科的副作用および仕事から離れる時間も最低侵襲性外科手術によって低減される。

30

最低侵襲性外科手術の最も一般的な形態は内視鏡検査である。おそらく、最も一般的な形態の内視鏡検査は、最低侵襲性の検査および腹腔内外科手術である腹腔鏡検査である。標準的な腹腔鏡検査外科手術の場合、患者の腹部にガスを注入し、カニユーレスリーブを小さな切開部（約 1/2 インチ）に通し、これにより、腹腔鏡検査外科手術器具のための入口を得る。

腹腔鏡検査外科手術器具は、広義には、外科手術部位（surgical field）を見るための腹腔鏡、ならびに、鉗子、把持具（graspers）、鉗、ホチキス（staplers）およびニードルホルダ（needle holder）のような作業工具（working tools）を含む。作業工具は、長さ約 12 インチの延長チューブによって各工具の作業端がハンドルから離れていることを除けば、従来の（開腹）手術で使用されるものと同様である。

40

外科手術手順を行う際、外科医は、カニユーレに器具を通し、カニユーレを通して器具を前後にスライドさせ、カニユーレ内で器具を回転させ、腹壁内において器具を梃子で動かし（即ち、旋回させ）、そして器具の遠位端上のエンドエフェクタ（end effector）を作動させることによって器具を操作する。器具は、概ね腹壁筋肉内の切開部によって規定される回転中心周りを旋回する。外科医は、腹腔鏡検査カメラによって提供される腹部作業部位（worksites）の画像を表示するテレビモニタによって、手順を監視する。

関節鏡検査、後腹膜鏡検査（retroperitoneoscopy）、骨盤鏡検査（pelviscopy）、腎盂尿管鏡検査（nephroscopy）、膀胱鏡検査、脳槽鏡検査（cisternoscopy）、洞房鏡検査（sinuscopy）、子宮鏡検査および尿道鏡検査においても同様の内視鏡検査技術が用いられる。これらの最低侵襲性外科手術技術全てに共通する特徴は、人体内の作業部位を可視化

50

し、特別設計された外科手術器具を自然の細孔または小さな切開部を介して作業部位まで通すことにより人体の組織および器官を操作し、これにより、開腹外科手術的アクセスを形成することによって周辺組織にもたらされる付随外傷を回避することである。

現在の最低侵襲性外科手術技術には多くの欠点がある。第1に、典型的に、作業部位の映像は、手術室内にある直立型モニタ上に表示される2次元映像である。3次元的な深さの手掛かりが外科医から奪われ、手の動きを映像上に表示される工具の動きと関連付けることが困難であり得る。第2に、器具は、器具が体壁を貫通する地点で旋回し、これにより、器具の先端が外科医の手とは反対方向に動く。第3に、現存のMIS器具は、開腹外科手術における工具を配置する際の可撓性を外科医に与えない。ほとんどの腹腔鏡検査工具は、剛性シャフトを有しており、小さな切開部の方向からの作業部位への接近が制限される。第4に、多くの内視鏡検査器具の長さおよび構造は、組織および器官によって工具のエンドエフェクタ上にかかる力を感じる外科医の能力を低減する。

これらの問題を克服して内視鏡検査手順の専門技術を得るためには、多量の練習および絶えず内視鏡検査工具に慣れ親しむようにすることが要求される。しかし、外科医の内視鏡検査外科手術の制限への適合化にも関わらず、この技術は、トロカールまたは焼灼外傷による内臓穿孔のような開腹外科手術では滅多に見られない合併症を増大させた。さらに、最低侵襲性医療行為の拡張に対する最大の課題の1つである外科手術工具の巧緻性の欠如および工具を使用する困難さは依然として残っている。

外科医の巧緻性を向上するとともに、外科医が離れた場所から患者を手術することを可能にする、外科手術用の遠隔外科手術システム (Telesurgery systems) が開発されつつある。遠隔外科手術は、外科医が工具を直接保持して動かすのではなく外科手術器具の動きを間接的に制御する外科手術システムの総称である。遠隔外科手術用のシステムの場合、離れた場所にいる患者の身体の画像が外科医に提供される。外科医は、3次元画像を見ながら、サーボ機構駆動器具 (servomechanism-actuated instrument) の動きを制御するマスターデバイスを操作することによって患者に対して外科手術手順を施す。行為に対して器具が位置決めされる方位と同じ方位で、手術部位の画像に対して外科医の手およびマスターデバイスを位置決めする。手術中、この器具は、組織把持具、ニードルホルダ等のような様々な外科手術器具の機械的な駆動および制御を提供し、それぞれが外科医のために様々な機能、即ち、針の保持または駆動、血管の把持または組織の切開を行う。

このような遠隔外科手術システムは、開腹手順および内視鏡検査手順の両方のために提案されている。遠隔外科手術技術に関する最新技術の概要は "Computer Integrated Surgery : Technology And Clinical Applications" (MIT Press, 1996) に見られる。さらに、遠隔外科手術用の従来のシステムは、米国特許第5,417,210号、第5,402,801号、第5,397,323号、第5,445,166号、第5,279,309号、および第5,299,288号に記載されている。

提案されている遠隔操作器 (telemanipulators) を用いた遠隔外科手術を行うための方法は、多数の新たな課題を生み出している。このような課題の1つは、外科医が遠隔外科手術システムを操作する際に、位置、力および触覚を外科手術器具から外科医の手に伝達して、外科手術器具を直接手で操作した場合と同じ感覚を外科医が持つようにすることである。例えば、器具が患者内の組織構造または器官に係合した時に、システムは、器具に対する反作用力 (reaction force) を検出してこの力を外科医に伝達し得るべきである。手術部位周辺領域の組織を誤って損傷してしまう可能性を低減するためには、器具に力反映を提供する必要がある。力反映によって、器具が組織に係合したときに器具の動きに対する抵抗を外科医が感じるようになる。力反映を提供するシステムの能力は、機構内の摩擦、重力、外科手術器具の慣性および外科的切開部において器具にかかる力のような要因によって制限される。力センサを用いた場合でも、慣性、摩擦、およびモータと力センサとの間の適合性 (compliance) によって、外科医に提供される力反映の質が低下する。

別の課題の1つは、効果的な遠隔外科手術を可能にするために、器具が、高応答性でなければならない且つ外科手術手順において外科医が使用し得る急速な手の動きに正確に追従しなければならないことである。この高速応答性性能を達成するためには、適切に高いサー

10

20

30

40

50

が帯域幅を有するように外科手術サーボ機構システムを設計しなければならない。これにより、小さい慣性を有するとともに比較的低い比のギアまたはプーリー結合 (pulley couplings) を有する駆動モータを用いるように器具を設計することが必要になる。システムが、制御が容易な機構を用いて、外科手術を行う際により高い自由度を提供することによって、標準的な内視鏡検査技術よりも外科医の巧緻性を向上させ得ることも好ましい。

別の課題の1つは、最低侵襲性外科手術を可能にするために、小さな切開部を通過できるように器具が小さくコンパクトでなければならないことである。典型的に、M I S手順は、直径5 mm ~ 12 mmのカニューレを通して行われる。

従って、遠隔操作者システムの制御下で人体の組織を保持および操作するためのサーボ機構 (servomechanical) 外科手術装置が必要である。

10

外科手術器具にかかる力の敏感なフィードバックを外科医に提供し得るサーボ機構外科手術装置を提供することも望まれる。

装置上に作用する重力を補償して、外科医がこれらの力を感じないようにするサーボ機構外科手術装置を提供することもさらに望まれる。

高応答性で、大きな移動範囲を有し、外科手術手順を行う際に外科医が頻繁に使う急速な手の動きに正確に追従し得るサーボ機構外科手術装置を提供することもさらに望まれる。

制御が容易なリストジョイント (wrist joint) を提供することによって、外科医が内視鏡検査外科手術を行う際の巧緻性を高めるサーボ機構外科手術装置を提供することもさらに望まれる。

発明の要旨および目的

20

従って、本発明の目的の1つは、遠隔操作者システムの制御下において人体の組織を保持および操作するサーボ機構外科手術装置を提供することである。

外科手術器具にかかる力の敏感なフィードバックを外科医に提供し得るサーボ機構外科手術装置を提供することも本発明の目的の1つである。

装置上に作用する重力を補償して、外科医がこれらの力を感じないようにするサーボ機構外科手術装置を提供することも本発明のさらに別の目的の1つである。

高応答性で、大きな移動範囲を有し、外科手術手順を行う際に外科医が頻繁に使う急速な手の動きに正確に追従し得るサーボ機構外科手術装置を提供することも本発明のさらに別の目的の1つである。

制御が容易なリストジョイントを提供することによって、外科医が内視鏡検査外科手術を行う際の巧緻性を高めるサーボ機構外科手術装置を提供することも本発明のさらに別の目的の1つである。

30

本発明の上記目的に従って、本願出願人は、内視鏡検査外科手術に適したコンパクトなサーボ機構動作の外科手術器具を含むサーボ機構システムを記載する。器具は、2つの対向する旋回顎を有し、旋回リスト部材を有し得る。器具は、外科医が操作するマスターコントロールにサーボ機構を介して接続するように構成される。サーボ機構システムと組み合わせられたとき、器具およびリスト部材は、4段階の力反映を高感度に提供することができる。器具は、広い移動範囲にわたって2の自由度で器具を動かすことができる位置決め機構上に搭載される。マクロ - マイクロ作動 (actuation) および制御システムによって、外科医に反映された力によって位置決め機構上に作用する重力、慣性および他の外的な力 (extraneous forces) の影響が排除される。

40

【図面の簡単な説明】

本発明の上記およびその他の目的、特徴ならびに利点は、図面の好適な実施形態の以下のより具体的な説明から明らかになるであろう。図面を通して、同じ参照符号は、同じ部分を示す。図面は、必ずしも一定の縮尺で示されている訳ではなく、本発明の原理を説明する場所には強調を加えている。

図1は、位置決め機構に装着される力反映器具を含むサーボ機構手術システムの概略図である。

図2は、力反映手術器具および位置決め機構を制御するための好適なマスターデバイスの斜視図である。

50

図 3 は、器具を患者に挿入した状態での位置決め機構が前および後ろの位置にある場合の概略図である。

図 4 a は、力反映手術器具の斜視図である。

図 4 b は、器具の回転運動をケーブル駆動により作動させる場合の概略図である。

図 5 は、力反映器具の遠位端の斜視図である。

図 6 は、ケーブルおよびプーリーを示す力反映器具の簡略化された概略図である。

図 7 は、駆動モータを示す位置決め機構の基部の斜視図である。

図 8 a は、駆動モータの駆動シャフトに巻き付けられたケーブルの斜視図である。

図 8 b は、駆動モータの駆動シャフトに巻き付けられ、ドラム機構を駆動するケーブルの斜視図である。

10

図 8 c は、本発明による別の好適なケーブル駆動方法を示す概略図である。

図 9 は、別の好適な力反映器具のリスト部材の上面図である。

図 10 は、単純なマスター - スレーブシステムを例示的に示すための概略図である。

好適な実施形態の詳細な説明

第 1 の実施形態の器具は、長手方向の軸に沿う近位端および遠位端を有する細長い支持部材を含む。遠位リスト部材は、リストジョイントにより、支持部材の遠位部に回転可能に連結される。第 1 および第 2 の対向する作業部材は、それぞれ第 1 および第 2 の駆動されるキャプスタンに装着される。第 1 および第 2 の駆動されるキャプスタンは、それぞれ第 1 および第 2 のキャプスタンジョイントにより、リスト部材に回転可能に装着される。第 1、第 2、第 3 および第 4 の中間イドラプーリーは、リストジョイントを中心に回転可能にリスト部材に装着される。第 1、第 2、第 3 および第 4 のケーブルを含むケーブル駆動システムが設けられる。中間イドラプーリーの各々は、1 つのケーブルによって係合され、駆動されるキャプスタンの各々は、2 つのケーブルによって係合されて駆動される。ケーブル駆動システムは、リスト部材をリストジョイントを中心に旋回させることができ、且つ、キャプスタンジョイントを中心に作業部材を互いに独立して旋回させることができる。

20

好適な実施形態では、第 1 および第 2 のキャプスタンジョイントは、共通の軸に沿っている。器具は、第 1、第 2、第 3 および第 4 のケーブルをそれぞれ駆動するための第 1、第 2、第 3 および第 4 のアクチュエータをさらに含む。4 つのアクチュエータがすべて作動されると、ケーブル駆動システムは、支持部材を長手方向の軸に沿って並進させることができる。

30

第 1 および第 2 の近位イドラプーリーは、第 1 から第 4 のケーブルを係合して引っ張る。さらに、第 5 および第 6 のケーブルは、第 1 および第 2 の近位イドラプーリーに接続される。第 3 の近位イドラプーリーは、支持部材の近位部に回転可能に装着され、第 5 および第 6 のケーブルを係合して引っ張り、それにより、第 1 および第 2 の近位イドラプーリーおよび第 1 から第 4 のケーブルを引っ張る。アクチュエータは、好ましくは、中間イドラプーリーと近位イドラプーリーとの間に配置される駆動モータである。

支持部材は、支持部材の近位部と遠位部とを分離して、近位部を遠位部に対して長手方向の軸周りに回転させる回転式ジョイントをさらに含む。第 5 のアクチュエータは、第 7 のケーブルによって支持部材の遠位部に連結され、遠位部を長手方向の軸周りに回転させる。第 1 から第 4 のケーブルは、遠位部の回転中に長手方向の軸周りにねじれることが可能である。

40

器具は、マスターデバイスおよびコントローラによって制御されるスレーブデバイスである。器具およびマスターデバイスの動きと、器具およびマスターデバイスに与えられる力とは、器具とマスターデバイスとの間でスケールリング (scale) され得る。2 の自由度を有し、4 つのバーを有するリンケージ位置決め機構は、作業部位に対して器具を位置決めするための器具に装着される。位置決め機構は、器具に、終点を位置決めするための余剰な (redundant) 自由度を与える。位置決め機構と器具との組み合わせにより、マスターデバイスを操作しているユーザは、器具の位置決めおよび使用の間に器具が受ける力を、従来のシステムよりも高い感度で感じることができる。

50

本発明はまた、器具を駆動するための第１、第２、第３および第４のケーブルを含む器具を駆動するためのケーブル駆動システムを提供する。第１の近位イドラプリーは、第１および第２のケーブルを回転可能に係合して引っ張る。第２の近位イドラプリーは、第３および第４のケーブルを回転可能に係合して引っ張る。第５および第６のケーブルは、第１および第２の近位イドラプリーに連結され、第１および第２の近位イドラプリーを引っ張る。第３のより近位イドラプリーは、支持部材に回転可能に連結され、第５および第６のケーブルを回転可能に係合して引っ張る。第１、第２および第３のアクチュエータが含まれ、これら各々のアクチュエータは、第１から第６のケーブルのうちの１つを駆動する。

好適な実施形態では、線形ベアリングが、支持部材と摺動的に係合される状態で装着され、支持部材が線形ベアリングに対して往復運動することを可能にする。ケーブル駆動システムは、第４のアクチュエータをさらに含み、第１から第４のアクチュエータの各々が、第１から第６のケーブルのうちの１つを駆動する。

外科手術器具の好適な属性についての詳細はまた、本出願人による、「Wrist Mechanism For Surgical Instrument For Performing Minimally Invasive Surgery With Enhanced Dexterity And Sensitivity」および「Articulated Surgical Instrument For Performing Minimally Invasive Surgery With Enhanced Dexterity And Sensitivity」と題された、本願と同日出願の同時係属中の出願に記載される。本明細書において、上記出願の開示を参考として援用する。

図１を参照して、遠隔外科手術システム１０は、ある場所にいる外科医が、別の場所にいる患者に外科手術を行うことを可能にする。外科医は、患者と同じ手術室にいてもよく、何マイルも離れた場所にいてもよい。遠隔外科手術システム１０は、装着ブラケット３６により位置決め機構１４に装着される力反映外科手術器具１２を含む。器具１２および位置決め機構１４は、コンピュータ１１およびマスターデバイス１５０によって制御される。マスターデバイス１５０は、遠隔地にいる外科医によって操作される。器具１２および位置決め機構１４は、駆動モータＭ１、Ｍ２、Ｍ３、Ｍ４、Ｍ５、Ｍ６およびＭ７（図４ａ、図４ｂ、図６および図７）によって、一連のケーブルおよびプリーとともに駆動される。

器具１２は、小さい摩擦、小さい慣性、および高帯域幅を有するが、移動範囲は小さい。位置決め機構１４は、移動範囲は大きい、器具１２よりも大きい慣性および低い帯域幅を有する。マクロ-マイクロ作動方式において器具１２と位置決め機構１４とを組み合わせることにより、その個々の構成要素のいずれよりも、高められた操作能力および力感知能力を有するシステムが得られる。位置決め機構１４は、余剰な自由度を有する遠隔外科手術システム１０を与え、手術作業部位にある位置決め器具１２の助けとなり、器具１２がほぼ、必要な手術を行うための適切な位置となる。このように、器具１２を位置決め機構１４に装着することにより、遠隔外科手術システム１０には、器具１２の使用を通して良質な力制御が与えられ、それと同時に、位置決め機構１４のため、大きい移動範囲を有する。

器具１２は、回転式ジョイント２６によって遠位部２８ｂに回転可能に連結される近位部２８ａを有する。近位部２８ａは、摺動ジョイント３０を形成する摺動ブラケット９６に摺動自在に連結される。摺動ブラケット９６は、ブラケット３６に固定される。遠位部２８ｂは、リストジョイント１６によって管状支持部材２４に回転可能に連結されるリスト部材を含む。２つの対向する作業部材２０ａおよび２０ｂはそれぞれ駆動されるキャプスタン１８ａおよび１８ｂに固定され、駆動されるキャプスタン１８ａおよび１８ｂはそれぞれキャプスタンジョイント１９ａおよび１９ｂを中心に回転可能にリスト部材２２に連結される。作業部材２０ａおよび２０ｂは、鋏、開創器、針ドライバおよび電気メス（electrocautery）器具などの標準の外科手術器具の操作端であり得る。

器具１２は、５の自由度を有し、摺動ジョイント３０が、長手方向の軸Ｃに沿って線形動作を与え、回転ジョイント２６が、軸Ｃ周りの回転動作を与え、リストジョイント１６が、軸Ｂ周りの回転動作を与え、キャプスタンジョイント１９ａおよび１９ｂが、作業部材

10

20

30

40

50

20 a および 20 b に対して、軸 A 周りの回転動作を与える。器具 12 は、マスターデバイス 150 に 4 段階 (four degrees) の力反映を与えるため、外科医は、手術処置の触知 (tactile) フィードバックを有し得る。これらの力反映段階は、作業部材 20 a および 20 b に与えられる力と、作業部材 20 a と 20 b との間の保持力とを含む。しかし、力の反映は、任意の特定の実施形態において必要に応じてより多いまたはより少ない動作軸に与えられ得る。

位置決め機構 14 は、軸 E - E 周りに回転する、4 つのバーを有するリンケージからなる、2 の自由度を有するリンケージである。位置決め機構 14 は、ジョイント 34、38、48、50、52、54 および 56 によって共に結合される一連の剛性部材 36、40、42、60 および 62 を有する。位置決め機構 14 はまた、耳部 58 を有する基部 68 を含み、耳部 58 は、シャフト 64 および 66 を係合して、軸 E - E 周りに回転するジョイント 57 を形成する。ジョイント 56 は、リンク 62 が、軸 E - E に直交する軸 D - D 周りに回転することを可能にする。剛性部材 36、40、42、60 および 62 の 4 つのバーを有するリンケージは、この回転をブラケット 36 を介して器具 12 に伝え、器具 12 を軸 E - E および軸 D' - D' 周りに回転させる (軸 D' - D' は、軸 D - D に平行であり、軸 E - E に直交する)。このように、4 つのバーを有するリンケージは、器具 12 の点 P_s を、遠隔中心 111 に中心を有する球体の表面の周りで移動させるように動作する。

ここでは 4 つのバーを有するリンケージが示されているが、本発明は、任意の適切な位置決め機構を組み込み得る。最低侵襲性外科手術が最小である手術に適切なものとするために、位置決め機構は、外科手術器具を、器具 12 が患者に挿入される開口で交差する軸周りに回転させなければならない。本発明の利点の 1 つは、位置決め機構が、力フィードバック情報を与える必要がないことであり、これにより、位置決め機構の広い設計範囲が可能となる。

図 2 を参照して、器具 12 および位置決め機構 14 を制御するのに適切な触覚マスターデバイス 150 の簡略化された図が示される。マスターデバイス 150 は、マウント 156 (部分的に図示) に回転可能に連結される、2 の自由度を有するリンケージ 158 を含む。使用中、マウント 156 は、マウントが一定の基準点を与えるように、コンソールまたはカートまたは同様の固定支持体に適切な位置で固定される。リンケージ 158 は、回転式ジョイント 170、171 および 172 を含む。作業部材制御機構 152 は、ジンバルジョイント 164 によってリンケージ 158 の遠位端 154 に連結される。マスターデバイス 150 はまた、一連のエンコーダ (図示せず) を含み、このエンコーダは、器具 12 および位置決め機構 14 の駆動モータを制御するために、コンピュータ 11 に、各ジョイントの回転位置を与える。

使用中、外科医は、自分の親指および人差し指を、作業部材制御機構 152 のフィンガグリップ 166 に入れて、マウント 156 に対する機構 152 の位置および向きを操作する。これにより、器具 12 および位置決め機構 14 の動きを制御し、手術部位に対する器具 12 の遠位端の位置を制御する。

マスターデバイス 150 の機構 152 は、軸 F - F、H - H および K - K に沿って 3 つの並進自由度を有する。マスターデバイス 150 のジョイント 170、171 および 172 の回転は、ジンバルジョイント 164 の中心点である機構 152 上の点 P_m の位置を決定する。点 P_m の位置により、作業部材 20 a および 20 b をつなぐ弧の途中に位置する点 P_s (図 1、図 4 および図 5 参照) の位置が制御される。これにより、機構 152 を操作する際に外科医によって引き起こされる、軸 F - F、H - H および K - K に沿った点 P_m の並進は、ジョイント 170、171 および 172 のエンコーダによって検出される。エンコーダからの情報は、コンピュータ 11 に与えられ、コンピュータ 11 は、位置決め機構 14 および器具のモータに対する適切な電流を制御して、器具の点 P_s の対応する動きを引き起こす。

マスターデバイス 150 の機構 152 はさらに、軸 F - F、H - H および K - K 周りに 3 つの回転自由度を有する。機構 152 のリンググリップ 166 を、矢印 176 で示すよう

10

20

30

40

50

に、ジンバルジョイント 164 に対して軸 F - F 周りに回転させることにより、器具 12 の作業部材 20a および 20b の、軸 G 周りの正味の回転が制御される（図 1、図 4 および図 5）。軸 G は、リスト部材 22 から軸 A に対して垂直な方向に且つ作業部材 20a と 20b との間に延びる軸である。作業部材 20a および 20b の軸 G 周りの正味の回転は、器具構成要素の軸 A - A および B - B 周りの協調（coordinate）された回転を必要とする。コンピュータ 11 は、標準的な方法に従って、マスターの回転から器具の回転への適切な変換を決定する。同様に、機構 152 を、矢印 178 で示すように軸 K - K 周りに、または矢印 174 で示すように軸 H - H 周りに回転させることはさらに、器具 12 の軸 A - A、B - B および C - C 周りの協調運動を引き起こし、それにより器具の作業部材の対応する回転運動を引き起こす。

10

機構 152 は、フィンガグリップ 166 が矢印 175 によって示すようにくっついており、離れて動き得るという点で、第 7 の自由度を有する。フィンガグリップ 166 の相対的な動きは、モータ M8 のエンコーダ E8 により検出される。位置データは、エンコーダ E8 からコンピュータ 11 へ伝送される。コンピュータ E8 は、その後、適切な信号を器具 12 のモータ M1 ~ M4 に伝送して、それに対応する、キャプスタンジョイント 19a および 19b 並びに作業部材 20a および 20b の相対的な運動を引き起こす。

作業部材制御機構 152 は、図 2 に示すような典型的な外科器具ハンドルを含み得るが、変形例として外科医の指により操作され得るシンプルまたは同様のデバイスを含み得る。別の実施形態による作業部材制御機構 152 は、器具 12 を方向付ける（orientate）ジンバルジョイント 164 に連結されたシンプルなウォンドにより置換され得る。記載しているシステムにおいてマスターとして用いられるに適した装置の 1 つは、参考のためここに援用する、“Force Reflecting Haptic Interface” という名称の米国特許第 5,587,937 号に記載されている。別の適切なマスターデバイスは、参考のためここに援用する、“Electromechanical Human - Computer Interface With Force - Feedback” という名称の米国特許第 5,576,727 号に記載されている。本発明での使用において、上記文献に開示された装置は、作業部材を把持することからの力反映を提供するために、より大きな（powered）更なる自由度の追加を要する。潜在的に、本実施形態において、フィンガグリップ 166、モータ M8 およびエンコーダ E8 は、外科医の別の手で操作されるように別個の機構上に位置し得る。あるいは、フィンガグリップは、外科医が操作するために、同一のデバイス上のモータおよびエンコーダに取り付けられ得る。

20

30

腹腔鏡を用いる手術のために遠隔外科手術システム 10 を用いる場合、位置決め機構 14 を、手動操作セットアップジョイント（図示せず）に取り付ける。このセットアップジョイントは、患者に対して適所に安定的に取り付けられた外科用カートに取り付けられ得る。セットアップジョイントは、位置決め機構 14 を、手術台に取り付けられたレールに直接取り付けられるためにも用いられ得る。第 3 の変形例において、セットアップジョイントは、手術室において床、壁、または天井に恒久的に取り付けられ得る。全てのセットアップジョイントに共通の特徴は、手術手順のためのセットアップ中に、位置決めアームの基部が患者に対して相対的に移動することを可能にし、点 111 が手術部位の大まかなロケーションにおいて患者の身体上の適切なエントリポイントにあるようにアームが位置づけられることを可能にするということである。好適には、セットアップジョイントは、6 つの自由度を有し、従って患者に対する、位置決め機構 14 の並進移動および回転を可能にする。典型的には、セットアップジョイントは、リモートセンタ点 111 の患者に対する移動手順中に適切な位置にロックされる。

40

図 3 を参照すると、セットアップジョイントを用いて工具を位置決めして工具を適切な位置にロックした後、外科医は、マスターデバイス 150 を操作して患者の腹壁 110 の小さい切開 112 を介して挿入されるカニューレ 113 を通して器具 12 を移動させる。マスターデバイス 150 の操作にตอบสนองして、器具 12 の遠位部 28b が、摺動ジョイント 30 に沿って位置決め機構 14 に対して下流に並進移動して、カニューレ 113 および腹壁 110 を通って挿入される。一旦腹部内に入ると、器具 12 の遠位部 28b はさらに、所

50

望の手術部位上に位置づけられる。図3は、大きな位置移動を行うために前方および後方位置における、軸D-D周りに回転する機構14の動きを示す。位置決め機構14は、軸DおよびE周りに回転して、遠隔外科手術システム10の大きな移動を行う。その間、細かい動きは、器具12のジョイントによって行われる。器具12上の点111は、位置決め機構14からの回転のリモート点であり、これはエントリ創傷112に一致する。位置決め機構14が軸Dおよび軸E周りに回転すると、器具12は点111周りに回転する。切開112近傍の点111は、器具12が患者内で回転している間、静止したままであることに留意されたい。その結果、切開112は、器具12を受け入れるに十分な大きさであればよい。

位置決め機構14が回転すると、リスト部材22または作業部材20a/20bが組織と係合してジョイント16または19a/19b周りの回転を引き起こす場合、器具12は、器具12が位置決め機構14に対して作業スペースの中央部に維持されるように、それ自体を再び方向付ける。必要であれば、位置決め機構14は、器具12が再方向づけしている間、速度を弛め得る。

器具12が一旦適切な位置にくると、外科医は、さらにマスターデバイス150を操作することにより、器具12で患者に必要な手術手順を行う。器具12が受ける力は、マスターデバイス150によって外科医に戻って反映される(reflected back)。反映された力は、外科医が手術手順をよりよく「感じる」ことを可能にするために、スケールアップされ得る。その結果、外科医は、器具12が、あまり抵抗を与えないタイプの組織に係合することを感じることができる。さらに、マスターデバイス150の、器具12に対する移動は、器具12の精度および巧緻性が増加し得るように、スケールダウンされ得る。

位置決め機構14は広範囲の動きを有するように最適化されているため、器具12よりも大きい慣性、大きい摩擦、および低い分解能を有する傾向にある。さらに、カニキュレ113内の摩擦力および切開112における妨げとなる力が、位置決め機構に適用され得る。しかし、出願人による好適な実施形態において、力反映のために力を検出するのは、主に器具である。そのため、位置決め機構のより大きい慣性および摩擦、ならびにそれに作用する外的な力は、力反映系から除外される。従って、器具12の先端とマスターデバイスとの間の力反映の質は、大幅に向上する。

図4A、図4Bおよび図5を参照して、器具12をより詳細に述べる。遠位部の管状支持部材24は軸Cに沿って延び、管状支持部材24の長さ方向に延びる一連のケーブルC1、C2、C3およびC4を収容している。ケーブルC1、C2、C3およびC4は、作業部材20aおよび20bの動作並びにリスト部材22の方向を制御するジョイント19a、19bおよび16の回転を制御する。リスト部材22は、2つの互いに対向する遠位の耳部21aおよび21bを含む。耳部21aおよび21bは、軸A-Aに沿って延びるキャプスタンジョイント19aおよび19bのそれぞれにおいて、駆動されるキャプスタン18aおよび18bを支持するUリンク(clevis)を形成する。リスト部材22はさらに、2つの対向する近位の耳部23aおよび23bを含む。耳部23aおよび23bは、軸B-Bに沿って耳部23aと舌部24aとの間に延びる中間アイドラブリー70および72を、リストジョイント16において支持するUリンクを形成する。中間アイドラブリー74および76は、耳部23bと舌部24aとの間で支持される。ケーブルC1、C2、C3およびC4は、以下に詳細に記載するように、駆動されるキャプスタン18a/18b、並びに中間アイドラブリー70、72、74および76と係合する。

作業部材20aおよび20bは、それぞれの駆動されるキャプスタン18aおよび18bに取り外し可能に安定的に取り付けられる。作業部材20aおよび20bは図中グリッパとして示しているが、作業部材20aおよび20bは、はさみ、カッタ、把持具、鉗子または縫合をステッチするニードルホルダなどの他のタイプの作業部材に置換され得る。典型的には、作業部材は、ねじ、クリップまたは他の適切な固定具により、駆動されるキャプスタン18aおよび18bに安定的に取り付けられる。しかし、作業部材はまた、半田付けまたは溶接などによって、駆動されるキャプスタンに恒久的に取り付けられ得、または駆動されるキャプスタンと一体的に形成され得る。

10

20

30

40

50

作業部材 20 a および 20 b は共に、1 形態の外科用エンドエフェクタを含む。本発明の外科用器具において、他の外科用エンドエフェクタも用いられ得る。エンドエフェクタは単に、ハンドルが取り外された標準の外科用または内視用器具を含み、これらは、例えば、開創器、電気メス器具、マイクロ鉗子、マイクロニードルホルダ、切開はさみ、ブレード、イリガートルおよび縫合系を含む。エンドエフェクタは典型的には、1 つまたは 2 つの作業部材を含む。

器具 12 の近位部 28 a は、支持ロッド 100 並びに 2 つのガイドレール 104 および 106 によって互いに連結された支持ブラケット 98 および 102 を含む。ロータリジョイント 26 を形成するロータリベアリング 91 は、管状支持部材 24 を支持する支持ブラケット 98 内に収容される。摺動ブラケット 96 は線形ベアリングに沿って摺動可能にガイドレール 104 および 106 に取り付けられる。図 1 に示すように、摺動ブラケット 96 は、ブラケット 36 によって位置決め機構 14 に連結される。摺動ブラケット 96 は好適には、外科的用途のために、約 8 インチの移動を行う。駆動モータ M1、M2、M3、M4 および M5 は、摺動ブラケット 96 に取り付けられ、対応するケーブル C1、C2、C3、C4 および C5 を駆動する。各駆動モータ M1、M2、M3、M4 および M5 は、コンピュータ 11 にそれぞれの駆動シャフトの回転位置を供給する、対応するエンコーダ E1、E2、E3、E4 および E5 を含む。

図 4 a および図 4 b に示すように、駆動モータ M5 は、ケーブル C5 からなるケーブル駆動ループと係合する駆動シャフトキャプスタン 93 を有する。ケーブルは、後部張力プーリー 83 回りに掛けられている。ケーブルは、アイドラプーリー 84 および 85、並びに管状支持部材 24 の近位端を形成する駆動キャプスタン 90 回りに掛けられている。従って、モータ M5 の作動は、管状支持部材 24 およびそれが支持するエンドエフェクタを回転させるために用いられ得る。

図 6 を参照して、器具 12 のケーブル駆動系をより詳細に述べる。作業部材 20 a および 20 b、リスト部材 22、および器具 12 の長手方向軸 C に沿った並進運動は、N + 1 作動方式を為して配列されているケーブル C1、C2、C3 および C4 によって駆動される。N + 1 作動方式は、4 つのケーブルを用いて 3 つの自由度を有するリストの作動を可能にする。4 つのケーブルは、3 つの自由度を駆動するために必要な張力要素の、理論的に可能な最小の数であり、従って器具が最小サイズおよび重量を有することを可能にする。異なる動きの作動に必要な力の大きさが大幅に異なる場合には、より多くのケーブルを用いる別の作動方式が望まれ得る。より多くのケーブルを用いることの不利な点は、重量、複雑さ、および最小サイズが増加することである。

図 6 において、ケーブル C1 ~ C4 をより容易に示すために、ジョイント 26 の軸 C - C 周りの回転運動は省略されている。このような回転は、モータ M1 ~ M4 並びにプーリー 70、72、74 および 76 間においてケーブル C1 ~ C4 をねじる結果となるにすぎない。しかし、ケーブルは、このねじれがケーブルの経路の長さを変更しないように、管状支持部材 24 内に配置されている。しかし、器具の過剰な回転を防止するように注意する必要がある。器具の過剰な回転は、ケーブルをねじれさせて互いに接触させ、ケーブル間に摩擦を引き起こす。

図 6 に示すように、ケーブル C1 および C2 は、連続ケーブルループ 44 の 2 つの側を形成する。ループ 44 のケーブル C1 は、近位アイドラプーリー 80、モータ M1 の駆動シャフト、中間アイドラプーリー 70、および駆動されるキャプスタン 18 a と係合する。ケーブルループ 44 は、駆動されるキャプスタン 18 a からケーブル C2 として戻り、中間アイドラプーリー 76、モータ M2 の駆動シャフトおよび近位アイドラプーリー 80 と係合する。

図 6 に示すように、ケーブル C3 および C4 は、ケーブル 46 の連続ループの 2 つの側を形成する。ケーブルループ 46 のケーブル C3 は、近位アイドラプーリー 78、モータ M3 の駆動シャフト、中間アイドラプーリー 72、および駆動されるキャプスタン 18 b と係合する。ケーブルループ 46 は、駆動されるキャプスタン 18 b からケーブル C4 として戻り、中間アイドラプーリー 74、モータ M4 の駆動シャフトおよび近位アイドラプー

10

20

30

40

50

リー 7 8 と係合する。

図 6 に示すように、近位アイドラプリー 7 8 および 8 0 は、近位アイドラプリー 7 8 および 8 0 の中心に安定的に取り付けられたケーブル C 7 および C 6 によって張力を与える。ケーブル C 7 および C 6 は、近位アイドラプリー 8 2 と係合する単一のケーブル 4 5 の 2 つの側を形成する。近位アイドラプリー 8 2 は、シャフト 8 2 a によって支持ブラケット 1 0 2 に回転可能に取り付けられる。シャフト 8 2 a は好適には、リードねじなどの機構によって支持ブラケット 1 0 2 に移動可能に取り付けられる。リードねじは、その後、ケーブル C 7 および C 6 を適切な張力に調節し得る。張力はまた、アイドラプリー 7 8 および 8 0 を介してケーブル C 1、C 2、C 3 および C 4 にも付与される。同様のリードねじ張力付与方式が、アイドラプリー 8 3 の長手方向移動によって、ケーブル C 5 に張力を与えるために用いられ得る。これらの目的のために、アイドラプリー 8 2 および 8 3 は、図 3 に示す単一のシャフト 8 2 a ではなく、別々に調節可能なシャフト上に取り付けられることが必要であり得る。

10

駆動されるキャプスタン 1 8 a および 1 8 b は、ケーブル C 1 から C 4 がそれぞれの中間アイドラプリーと適切に係合することができるよう、異なる直径を有し得る。ケーブル C 1 および C 2 は、外側中間アイドラプリー 7 0 および 7 6 と係合し、一方、ケーブル C 3 および C 4 は、内側中間アイドラプリー 7 2 および 7 4 と係合する。近位アイドラプリー 7 8 および 8 0 は、プリー 8 0 がプリー 7 8 よりも大きく、ケーブルを直線状に保つような大きさになっている。

駆動モータ M 1、M 2、M 3 および M 4 は、ケーブル C 1、C 2、C 3 および C 4 を駆動させることによって、軸 B - B 周りのリスト部材 2 2 の回転、軸 C - C に沿った器具 1 2 の長手方向の平行移動、および軸 A - A 周りの互いに独立した作業部材 2 2 a および 2 2 b の回転を制御する。駆動モータ M 1 および M 2 は、駆動モータ M 3 および M 4 によって駆動されるケーブル C 3 / C 4 に対して同時にケーブル C 1 / C 2 を駆動させ、リスト部材 2 2 を軸 B - B 周りに回転させる。駆動モータ M 1 は、駆動モータ M 2 によって駆動されるケーブル C 2 に対してケーブル C 1 を駆動し、キャプスタン 1 8 a およびそれに取り付けられた作業部材 2 0 a を軸 A - A 周りに回転させる。さらに、駆動モータ M 3 は、駆動モータ M 4 によって駆動されるケーブル C 4 に対してケーブル C 3 を駆動させ、キャプスタン 1 8 b およびそれに取り付けられた作業部材 2 0 b を軸 A - A 周りに回転させる。4 つの駆動モータ M 1、M 2、M 3 および M 4 はすべて、ケーブル C 1、C 2、C 3 およ

20

30

び C 4 を同時に駆動させ、器具 1 2 を長軸 C - C に沿って並進させる。

摺動ブラケット 9 6 上の位置決め駆動モータ M 1、M 2、M 3、M 4 および M 5 は、器具 1 2 の遠位部 2 8 b が小さな移動性質量 (moving mass) を有するようにする。なぜなら、モータ自体は、器具の作動中に静止しているからである。モータは、位置決め機構 1 4 によって移動されるが、モータの重量および慣性は、力反映に影響しない。これは、上記のように、好ましい実施態様では、器具 1 2 のみが、マスターへ力を反映させるために用いられるからである。さらに、ギアの代わりにケーブルを用いると、器具 1 2 内の摩擦量およびバックラッシュ (backlash) が減少する。小さな移動性質量および低摩擦の組合せによって、器具 1 2 は、力反映をマスター装置 1 5 0 に高感度で与えることが可能となる。

40

上記のプリー、ケーブルおよびモータの構成に対するいくつかの可能な変更は、当業者に明白である。ケーブル C 1 / C 2、C 3 / C 4、C 5 および C 7 / C 6 は、同一のケーブル側に図示したが、ケーブル C 1 から C 7 は、それぞれ、駆動されるキャプスタン 1 8 a および 1 8 b、ならびに近位アイドラプリー 7 8、8 0 および 8 2 に安定して取り付けられる個別のケーブルであってもよい。さらに、駆動モータ M 1、M 2、M 3 および M 4 は、ケーブル C 1、C 2、C 3 および C 4 をそれぞれ駆動するように図示したが、いくつかの駆動モータは、ケーブル C 7 および C 6 を駆動するために、ケーブル C 1 ~ C 4 からケーブル C 7 および C 6 に再配置され得る。特定の実施態様において用いられる特定の駆動方式の選択は、器具 1 2 によって用いられるべき力の制約、および作動中に移動する器具の部分の慣性および摩擦を減少させる必要性に依存する。

50

本発明の外科用器具はまた、駆動モータM 1、M 2、M 3、M 4およびM 5を用いるものとして例示している。この駆動モータは、図3に示す位置エンコーダを有する標準的なサーボモータであり得る。しかし、液圧アクチュエータおよび圧電モータなどの他のアクチュエータが使用され得る。本発明の外科用器具においてアクチュエータとして用いられるためには、駆動機構は、可変かつ制御可能な力および位置制御を提供することができればよい。

図7を参照しながら、位置決め機構14の駆動システムについて詳細に説明する。位置決め機構14は、セットアップジョイント69（図示せず）に取り付けられた基部68に取り付けられている。位置決め機構14は、駆動モータM 6およびM 7を有する。駆動モータM 6は、位置決め機構14を軸D - D周りに約 $\pm 60^\circ$ の範囲で旋回させる。駆動モータM 7は、位置決め機構を軸E - E周りに約 $\pm 90^\circ$ の範囲で旋回させる。各駆動モータM 6およびM 7は、各ドラム42および32に安定して取り付けられた各ケーブルC 8およびC 9を駆動する。駆動モータM 6は、部材62に取り付けられ、ドラム42の周囲を移動し、部材62を軸D - D周りに回転させる。駆動モータM 7は、基部68に取り付けられ、静止した状態を保ち、ドラム32の周囲を移動し、位置決め機構14を軸E - E周りに回転させる。シャフト64および66は、ドラム42から延び、耳部58に連結し、軸E - E周りの回転を可能にする。ドラム32は、シャフト66に固定されている。エンコーダE 6およびE 7は、各駆動モータM 6およびM 7の駆動シャフトの回転位置をコンピュータ11に提供する。

位置決め機構14は、好ましくは、位置決め機構14および器具12の質量が、軸E - E周りにほぼ対称的に分布するように、静的に平衡にされる。例えば、駆動モータM 6は、軸E - Eの下に配置され、リンク40、42、60および62の重量と部分的につりあう。力反映を損なうことなく、さらなる平衡質量（counterweight）が加えられ得る。なぜなら、これらは、位置決め機構14には慣性を加えるが、器具12には慣性を加えないからである。静的平衡は、アルミニウム管などの軽量材料をリンクの構築に用いて、位置決め機構の質量を減少させることによって、容易になされ得る。静的平衡は、平衡負荷を減少させるので有利である。静的平衡がないと、平衡負荷は駆動モータM 6およびM 7にかける。さらに、静的平衡は、駆動モータM 6またはM 7のいずれかが故障したときに、位置決め機構14および器具12が急速に運動しないようにさせる1つの手段である。

図8aおよび図8bを参照すると、ケーブルC 1、C 2、C 3、C 4、C 5、C 8およびC 9は、それぞれの駆動モータM 1、M 2、M 3、M 4、M 5、M 6およびM 7の駆動シャフトの周りに巻き付けていることによって駆動される。例えば、図8aにおいて、ケーブルループ46のケーブルC 4は、モータM 4の駆動シャフトの周りに巻き付けられている。ケーブルC 4は、好ましくは、駆動シャフトの周りに2回巻き付けられ、ケーブルC 4と駆動シャフトとの間に十分な摩擦を提供し、すべりを防止する。さらにすべりを防止するために、ケーブルは、はんだ、溶接または機械的固定手段によって、一点で駆動シャフトに固定され得る。しかし、このような実施態様において、ケーブルの移動範囲は、駆動シャフトまたはキャプスタンの周りに巻き付けられたケーブルの長さによって制限されるので、ケーブルは数回巻き付けられることが通常必要である。

図8bは、位置決め機構14のドラム32および42のケーブル駆動を示す。駆動モータM 6のシャフトが回転すると、ケーブルC 8は、シャフトの1サイドに巻き付き、他のサイドからはなれる。従って、ケーブルC 8は、モータM 6のシャフトを通過して並進し、結果としてドラム42は回転する。モータM 6のシャフトが、ドラム42の表面に直接接触しないことに留意されたい。

図8cは、駆動ケーブルの他の好ましい方法を示す。例えば、モータM 4は、駆動ホイール43aおよびアイドルホイール43bを有し、その間で細長い部材47を摩擦駆動させる。ケーブルC 4は、2つのハーフ46aおよび46bからなり、これらは、部材47の対向する端部に固定されている。

図9は、他の好ましい器具117の遠位端およびリスト部材116を示す。器具117は、4個でなく8個の中間アイドルブリーを有するという点で、器具12とは異なる。器

10

20

30

40

50

具 1 1 7 は、リスト接合部 1 6 において中間アイドルプリー 7 6、7 4、7 2 および 7 0 を有するが、さらに中間アイドルプリー 7 6 a、7 4 a、7 2 a および 7 0 a を有し、これらは、シャフト 1 1 8 に沿ってつまみ 2 4 a 上のアイドルプリー 7 6、7 4、7 2 および 7 0 に隣接して配置されている。ケーブル C 1、C 2、C 3 および C 4 は、各中間アイドルプリーの周りに完全に巻き付きはしないが、その代わりに、各プリーの表面と約 90° で接触するだけである。これによって、ケーブルが互いに交差し、共に摩擦するのが防止され、摩擦およびノイズが防止される。

図 10 は、位置決め機構 1 4 および器具 1 2 のマクロ - マイクロ制御の背後にある原理を示す。マクロ - マイクロ制御は、系の力学を利用して、スレーブシステムの出力端で測定される慣性を減少させることによって力の感度を最適にする。特に、大抵の場合、遠位の自由度は、近位の自由度が有するよりも小さい移動範囲を有する。我々の場合、腹腔鏡器具の端部に取り付けられた小さなリストは、マクロ機器（位置決め機構）に取り付けられたマイクロ機器（リスト）に対応する。

ここで定義するように、マクロ - マイクロ制御とは、マクロ - マイクロシステムの遠位側（患者と相互作用する側）から測定される有効慣性を、マクロ自由度の移動範囲を保持しながら、マイクロ自由度の有効慣性付近に減少させることを目的として、適切なコントローラを介して連続して作動する 2 つ以上の余剰な自由度を用いることである。システムの近位側として規定されるマクロ自由度は、グラウンドに対して作動し、通常、広範囲な移動および慣性を有して大きい。マイクロ自由度は、対応する小さな範囲の移動および慣性を有して小さく、マクロ自由度に対して作動し、システムの遠位側として規定される。

図 10 は、2 つの余剰アクチュエータ 2 0 2 および 2 0 3 によって動作するリニアスレーブ器具 2 0 1 と、1 つのアクチュエータ 2 0 6 を有するリニアマスターデバイス 2 0 5 とからなる 1 つの自由度のマスター - スレーブシステムの一例を示す。M 3 は、スレーブデバイスの移動を制御するために用いられるマスターデバイス 2 0 5 を示す質量である。F 3 は、マスターアクチュエータ 2 0 6 によって質量 M 3 に与えられる力である。M 1 は、広範囲な移動を有するマクロ機器を示す質量であり、これは、本発明の位置決め機構と等価である。F 1 は、マクロアクチュエータ 2 0 2 によってグラウンドにかけられる力である。マクロ機器は、マスター 2 0 5 の位置に直接スレーブされ、作業スペース内でマイクロ機器を維持するように動作する。広範囲な移動を可能にするために、マクロ機器は、大きな構造を有し、通常、比較的大きい慣性、および恐らくは大きい摩擦を有する。しかし、マクロ機器は、良好（高帯域幅）位置および速度制御を維持することが可能でなければならない。

M 2 は、マクロ機器およびマスター 2 0 5 に対して、比較的小さい範囲の移動を有するマイクロ機器を示す質量である。しかし、マイクロ機器 M 2 は、小さな構造であるため、マクロ機器と比較して小さい慣性および小さい摩擦を有するように構築することが可能である。スレーブ自由度は共に、出力 X に寄与する。なぜなら、マイクロ機器は、連続してマクロ機器上に設けられるためである。マイクロ機器の力 F 2 は、M 1 と M 2 との間に与えられる。X 1 は、マクロ機器の位置であり、F 1 は、マクロアクチュエータ 2 0 2 によってマクロ機器とグラウンド 2 0 4 との間に与えられるモータ力である。X 2 は、マクロ機器に対するマイクロ機器の位置である。X は、X 1 と X 2 との組合せた結果のグラウンドに対するマイクロ機器の位置である。X 3 は、マスター器具 M 3 の位置である。マスター M 3 を保持するユーザは、力反映として得られる力を感じる。

この代表的なマクロ - マイクロシステムを制御する式を以下に示す。これらの式において、添え字 d は、特定の位置または速度の所望値を示す。以下の式において、 k_{p1} 、 k_{p2} および k_{p3} は、位置利得であり、 k_{v1} 、 k_{v2} および k_{v3} は速度利得である。V は dX/dt 、すなわちマクロ - マイクロ機器の速度である。V 1 は、 $dX1/dt$ 、すなわちマクロ機器の速度である。ポスケール（posscale）は、マスターとスレーブとの間のスケール動作（scale motion）に用いられる尺度ファクタである。例えば、ポスケールが 1 と等しいとき、マスターが 1 cm 移動すると、スレーブは 1 cm 移動する。ポスケールが 2 と等しいとき、マスターが 1 cm 移動すると、スレーブは 1 / 2 cm 移動する。

10

20

30

40

50

$$\begin{aligned}
X_d &= X_3 / \text{ポスケール} && \text{式 1} \\
V_d &= V_3 / \text{ポスケール} && \text{式 2} \\
X_{1d} &= X_d && \text{式 3} \\
X_{2d} &= X_d - X_1 && \text{式 4} \\
X_{3d} &= X \cdot \text{ポスケール} && \text{式 5} \\
V_{1d} &= V_d && \text{式 6} \\
V_{2d} &= V_d - V_1 && \text{式 7} \\
V_{3d} &= V \cdot \text{ポスケール} && \text{式 8} \\
F_1 &= -k_{p1}(X_1 - X_{1d}) - k_{v1}(V_1 - V_{1d}) && \text{式 9} \\
F_2 &= -k_{p2}(X_2 - X_{2d}) - k_{v2}(V_2 - V_{2d}) && \text{式 10} \\
F_3 &= -k_{p3}(X_3 - X_{3d}) - k_{v3}(V_3 - V_{3d}) && \text{式 11}
\end{aligned}$$

上記の式は、マクロ・マイクロ制御の1つの特定の実施を示す。実施の改変は、システムの安定性を向上させる目的で必要であり得る。しかし、上記の式から決定され得るように、位置および速度利得は両方とも、システムインピーダンスおよび安定性に影響する。マスターとスレーブとの間の力およびインピーダンススケリングは、位置利得 k_{p1} 、 k_{p2} および k_{p3} およびファクタポスケールを変更することによって成し遂げられる。特に、比 k_{p3}/k_{p2} は、マスターとスレーブとの間の力利得を決定する。例えば、比 $k_{p3}/k_{p2} = 2$ のとき、スレーブに与えられる力は、マスターで2倍に拡大される。さらに、ポスケール = 1 の場合、スレーブにおける物体の剛性 (stiffness) もまたマスターで2倍になる。 $k_{p3}/k_{p2} = 2$ およびポスケール = 2 の場合、スレーブの剛性は、マスターでは変化しないが、力は2倍になる。速度利得 k_{v1} 、 k_{v2} および k_{v3} は、システムの安定性を制御するために用いられ得る。

マクロ・マイクロ制御の質的効果を理解するためには、小さい力がM2に加えられた場合を想定するとよい。M2が小さい慣性および恐らく小さい摩擦を有しているため、M1に比較して小さい抵抗に屈曲する。この移動はマスターM3で追跡される。ユーザがM3を持っていれば、ユーザは力を感じとるであろう。M2に加わる力をユーザが感じる感度は、M2のM1に対する慣性および摩擦が減少するにつれて増加する。M2をM1に結合することの有用性は、M1がスレーブの移動の範囲を増加させることである。M2はM1に比較して短い距離のみを移動するためM1はM1の運動ベース (moving base) を提供し、結果として組み合わされたシステムは、M2の感度とM1の大きな移動範囲の両方を有している。

図10に示すマクロ・マイクロ作動方式は、単純な1の自由度のリニアシステムである。しかし、同じ方式および同じ一般式を、周知のロボット工学および数学原理を用いて、本出願人のシステムのような3自由度システムに容易に拡張することができる。器具14の点 P_s の移動は3つの可能な自由度のみを有し、6の自由度を有する器具および位置決め機構の組み合わせの移動によって冗長に制御される。点 P_s の移動の各軸について、その軸に沿う点の移動を制御する複数のアクチュエータが存在する。マクロ・マイクロ制御下にあるそれらの各軸について、少なくとも1つのマイクロアクチュエータおよびマイクロアクチュエータと異なる少なくとも1つのマクロアクチュエータが存在する。

本発明をその好適な実施態様について特に示し説明してきたが、付属の請求項で規定される発明の趣旨および範囲から逸脱することなく、形態および詳細について様々な変更をなし得ることが当業者には理解されるであろう。本発明を腹腔鏡手術について説明したが、他の形態の内視鏡手術ならびに開腹手術もまた行い得る。本器具はまた、高品質の力フィードバックで巧緻性の高い器具を必要とする適切な遠隔操作アプリケーションにも用いることができる。アプリケーションの可能性としては、爆弾処理、危険物あるいは放射性物質の取り扱い、深海アプリケーション、宇宙空間アプリケーション、またはその他の近寄れない場所におけるアプリケーションを含む。

【図 1】

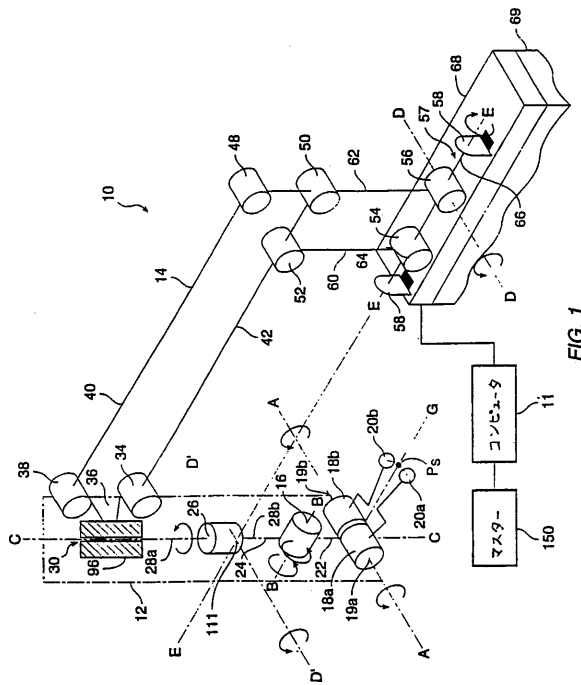


FIG. 1

【図 2】

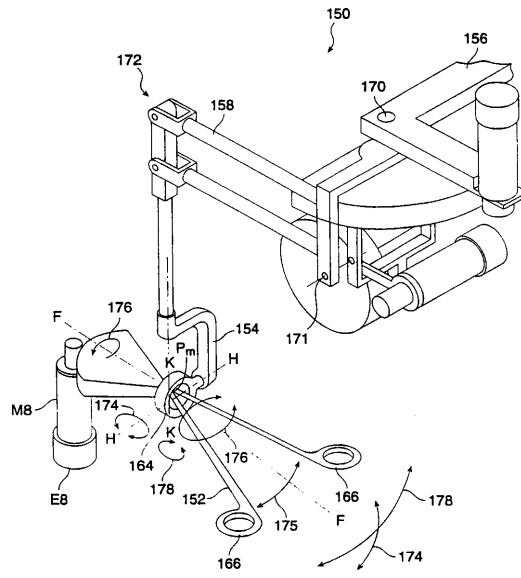


FIG. 2

【図 3】

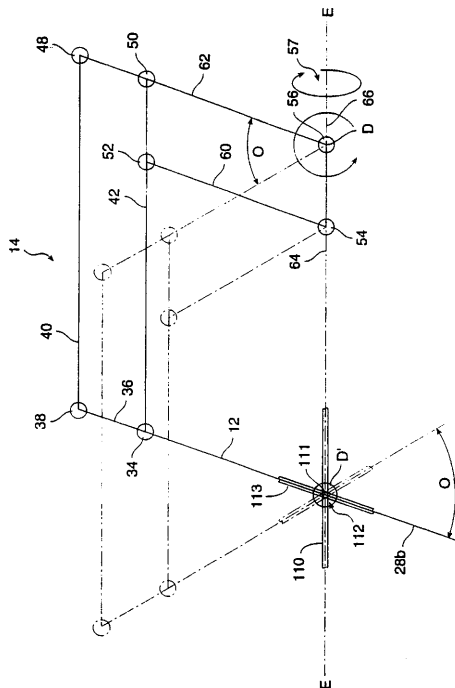


FIG. 3

【図 4 A】

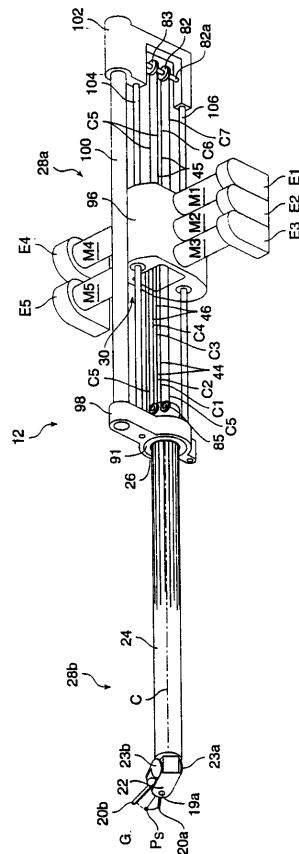


FIG. 4A

【図 4 B】

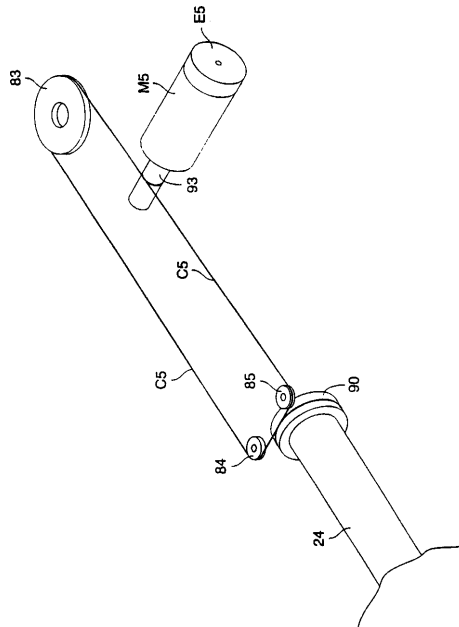


FIG. 4B

【図 5】

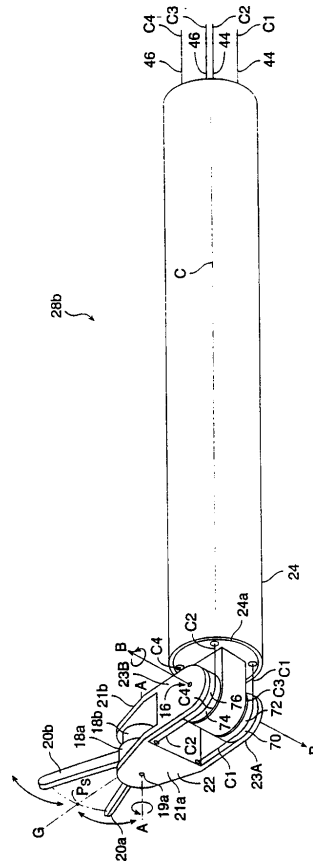


FIG. 5

【図 6】

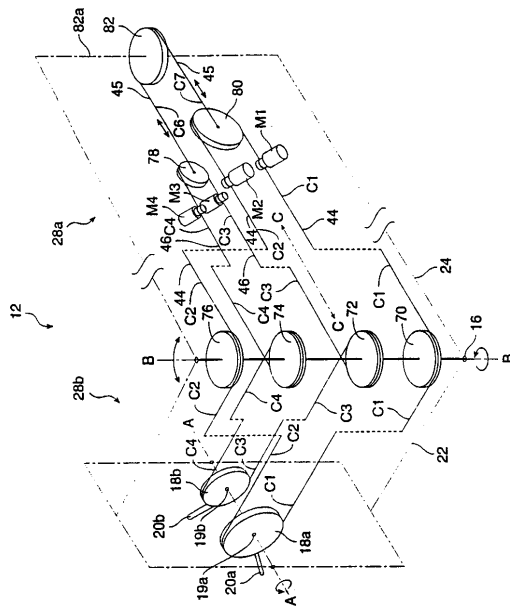


FIG. 6

【図 7】

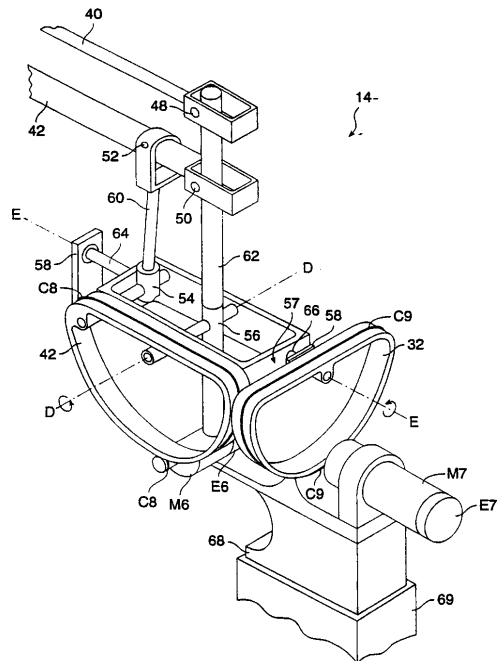


FIG. 7

【図 8 A】

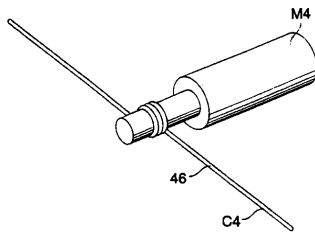


FIG. 8A

【図 8 B】

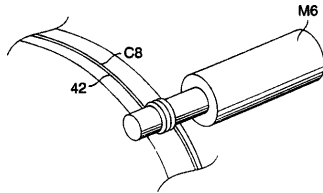


FIG. 8B

【図 8 C】

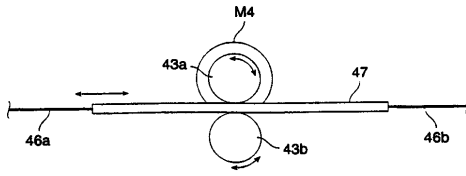


FIG. 8C

【図 9】

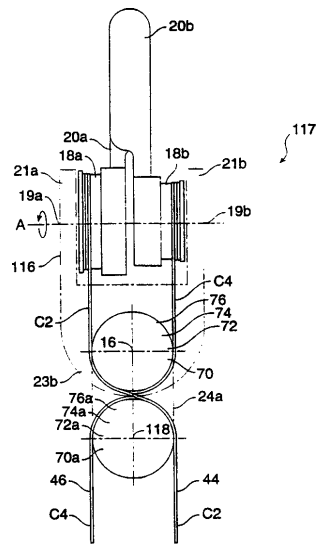


FIG. 9

【図 10】

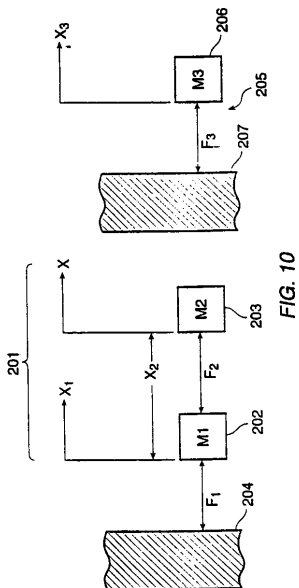


FIG. 10

フロントページの続き

(72)発明者 サリスバリー, ケニス ジェイ.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02140, ケンブリッジ, パムバートン ストリート 2
0

審査官 川端 修

(56)参考文献 特表平08-509886(JP, A)
特表平07-504363(JP, A)
特開平06-261911(JP, A)
特開平07-194609(JP, A)
特開平07-194610(JP, A)
特開平08-117238(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 19/00

A61B 1/00