

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6942360号  
(P6942360)

(45) 発行日 令和3年9月29日(2021.9.29)

(24) 登録日 令和3年9月10日(2021.9.10)

(51) Int. Cl. F I  
**A 6 1 B 34/35 (2016.01)** A 6 1 B 34/35  
**B 2 5 J 17/00 (2006.01)** B 2 5 J 17/00 G

請求項の数 19 (全 87 頁)

(21) 出願番号	特願2018-538941 (P2018-538941)	(73) 特許権者	518132307
(86) (22) 出願日	平成28年10月14日 (2016.10.14)		メディカル・マイクロインストゥルメンツ
(65) 公表番号	特表2018-534100 (P2018-534100A)		・ソチエタ・ベル・アツィオーニ
(43) 公表日	平成30年11月22日 (2018.11.22)		MEDICAL MICROINSTRUMENTS S. P. A.
(86) 国際出願番号	PCT/EP2016/074808		イタリア、イー56011ピサ、カルチ、
(87) 国際公開番号	W02017/064303		ヴィア・デル・パドゥレット10ア番
(87) 国際公開日	平成29年4月20日 (2017.4.20)	(74) 代理人	100145403
審査請求日	令和1年10月4日 (2019.10.4)		弁理士 山尾 憲人
(31) 優先権主張番号	102015000062500	(74) 代理人	100132241
(32) 優先日	平成27年10月16日 (2015.10.16)		弁理士 岡部 博史
(33) 優先権主張国・地域又は機関	イタリア (IT)	(74) 代理人	100113170
			弁理士 稲葉 和久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ロボット手術用の外科器具及びロボット外科手術アセンブリ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

少なくとも1つのフレーム(57)と、少なくとも1つの関節装置(70、170、270)とを備える外科手術用の医療器具(60、160、260、360)であって、前記関節装置(70、170、270)は、

前記フレーム(57)の少なくとも一部分に接続するように適合された少なくとも1つの第1の関節部材(71)と、

少なくとも1つの第2の関節部材(72)と、  
を備え、

前記第1の関節部材(71)は、第1の関節移動軸(P-P)を規定する第1の回転関節(171)によって前記第2の関節部材(72)に接続され、

前記少なくとも1つの第2の関節部材(72)は、少なくとも1つの関節部(172)を含む手首部材(78)であって、前記関節部(172)は、前記第1の関節移動軸(P-P)に平行しない第2の関節移動軸(Y-Y)を有する第2の回転関節(171)の少なくとも一部を形成するように適合され、

前記医療器具(60、160、260、360)は、少なくとも1つの先端部材(77)を備え、前記先端部材(77)は、前記第2の関節移動軸(Y-Y)を規定する前記第2の回転関節(171)によって前記手首部材(78)に接続され、

前記医療器具(60、160、260、360)は、少なくとも1対の腱(90、190)を更に備え、前記1対の腱(90、190)を引っ張ることによって前

10

20

記少なくとも1つの先端部材(77)を、前記第1の関節部材(71)に対して移動させるように適合され、

前記第1の関節部材(71)及び前記第2の関節部材(72)の各々は、単一の部品で構成された、1つ以上の凸状の接触面を有する構造体を含み、

前記凸状の接触面は、第1の接触面(40、80、140、180)と、第2の接触面(86)とを含み、各々の前記凸状の接触面は複数の直線部分によって形成された線織面であって、

それぞれの前記第1の接触面(40、80、140、180)を形成する前記複数の直線部分は、互いに全て平行であり、且つ実質的に前記第1の関節移動軸(P-P)に平行し、

前記第1の接触面(40、80、140、180)は、摺動面であって、前記第1の接触面(40、80、140、180)の各々は、前記テンドンの少なくとも一部が前記摺動面上で摺動可能とするように適合され、

前記少なくとも1つの先端部材(77)は、少なくとも1つの前記第2の接触面(86)を有し、前記第2の接触面(86)は、複数の直線部分によって形成された線織面であって、前記第2の接触面(86)を形成する複数の直線部分は、互いに全て平行であり、且つ実質的に前記第2の関節移動軸(Y-Y)に平行し、前記第2の接触面(86)は、巻取面であって、前記テンドン(90、190)の少なくとも一部が前記巻取面上で摺動することなく、前記巻取面に巻き付け可能とするように適合されている、

医療器具(60、160、260、360)。

#### 【請求項2】

前記1対のテンドン(90、190)の2つのテンドンは、互いに平行であり、同一の前記凸状の接触面と接している、請求項1に記載の医療器具(60、160、260、360)。

#### 【請求項3】

前記凸状の接触面の全ては、それらの延長部で少なくとも部分的に単一の凸状容積を画定し、及び/又は

前記1対のテンドン(90、190)の各テンドンは、

前記フレーム(57)に接続する第1のテンドン終端(91)と、

少なくとも1つの前記先端部材(77)に固定する第2のテンドン終端(92)と、

前記第1のテンドン終端(91)と前記第2のテンドン終端(92)との間に延在する主部と、

を含み、

前記1対のテンドン(90、190)の各テンドンの前記主部は、前記凸状の接触面(40、80、86、140、180)上のみにおいて前記関節装置(70、170、270)と接している、

請求項1又は2に記載の医療器具(60、160、260、360)。

#### 【請求項4】

前記第1の接触面(40、80、140、180)は、

互いに全て平行であり、且つ前記第1の接触面(40、80、140、180)により近い前記第1の回転関節(171)の前記第1の関節移動軸(P-P)に実質的に平行な複数の直線部分によって形成された線織面であり、

前記第2の接触面(86)は、

互いに全て平行であり、且つ前記第2の接触面(86)により近い前記第2の回転関節(171)の前記第2の関節移動軸(Y-Y)に実質的に平行な複数の直線部分によって形成された線織面である、

請求項1から3のいずれか一項に記載の医療器具(60、160、260、360)。

#### 【請求項5】

前記第1の接触面(40、80、140、180)は、側部摺動面である接触面(40、140)を含み、前記側部摺動面は、前記関節装置(70、170、270)から延び

10

20

30

40

50

て、少なくとも1つのテンドンが、部分的に空中を架けて前記関節装置(70)をわたるように適合され、

又は前記第1の接触面(40、80、140、180)は、関節摺動面である接触面(80、180)を含み、前記関節摺動面は、前記第1の関節移動軸(P-P)を少なくとも部分的に囲む、

請求項1から4のいずれか一項に記載の医療器具(60、160、260、360)。

【請求項6】

2つ以上の前記テンドン(90、190)は、前記関節摺動面である接触面(80、180)上で、前記関節摺動面である接触面(80、180)により近い前記第1の回転関節(171)の前記第1の関節移動軸(P-P)の方向に直交する平面において、少なくとも部分的に重なる、請求項5に記載の医療器具(60、160、260、360)。

10

【請求項7】

前記第1の関節移動軸及び前記第2の関節移動軸は、実質的に互いに直交し、前記第1の関節移動軸はピッチ軸(P-P)であり、前記第2の関節移動軸はヨー軸(Y-Y)である、請求項1に記載の医療器具(60、160、260、360)。

【請求項8】

前記先端部材(77)は、少なくとも1つの第1の先端部材部分(177)及び少なくとも1つの第2の先端部材部分(277)を備え、前記第1の先端部材部分(177)と前記第2の先端部材部分(277)とは、把持動作又は切断動作を決定するように、前記第2の関節移動軸(Y-Y)を中心に互いに対して移動可能である、請求項1に記載の医療器具(60、160、260、360)。

20

【請求項9】

少なくとも1対のテンドン(90、190)を備え、前記1対のテンドン(90、190)は、テンドン(90)及び対向テンドン(190)を備え、前記テンドン(90)と前記対向テンドン(190)とは、それらの第2のテンドン終端(92)で前記先端部材(77)のそれぞれのテンドン終端シート(82)内に接続して、前記先端部材(77)の把持又は切断動作を決定するように適合されている、請求項1又は8に記載の医療器具(60、160、260、360)。

【請求項10】

各関節部材(71、又は72、又は77)につき1対のテンドン(90、190)を備える、請求項1から9のいずれか一項に記載の医療器具(60、160、260、360)。

30

【請求項11】

各テンドン(90、190)は、それらにより近い関節部材(71、又は72、又は77、又は78)に対して安定的なテンドン経路(T-T)を規定する、請求項1から10のいずれか一項に記載の医療器具(60、160、260、360)。

【請求項12】

少なくとも前記関節装置(70、170、270)の少なくとも1つの駆動手段を収容するモータ収容部(61)を備える、請求項1から11のいずれか一項に記載の医療器具(60、160、260、360)。

40

【請求項13】

前記関節装置(70、170、270)を、前記モータ収容部(61)から所定の距離を離れて配置するように、少なくとも1つのシャフト(65)を備える、請求項12に記載の医療器具(60、160、260、360)。

【請求項14】

前記所定の距離は、前記関節装置(70、170、270)の長手方向延伸の少なくとも2.5倍に等しい、請求項13に記載の医療器具(60、160、260、360)。

【請求項15】

前記関節部材(71、72、73、74)は、ワイヤ放電加工によって得られる、請求項1から14のいずれか一項に記載の医療器具(60、160、260、360)。

50

## 【請求項 16】

前記関節部材(71、72、73、74)は、マイクロ射出成形によって得られる、請求項1から14のいずれか一項に記載の医療器具(60、160、260、360)。

## 【請求項 17】

前記関節部材(71、72、73、74)は、3次元印刷によって得られる、請求項1から14のいずれか一項に記載の医療器具(60、160、260、360)。

## 【請求項 18】

前記医療器具(60)は腹腔鏡による外科手術及び顕微手術の少なくとも1つに使用されるように適合された外科器具であり、及び/又は

前記医療器具(60)は生体検査に使用されるように適合され、及び/又は

前記医療器具(60)は内視鏡手術に使用されるように適合され、及び/又は

前記 tendon(90、190)は実質的に円形の断面を有し、及び/又は

前記 tendon(90、190)の直径は前記 tendon(90、190)の異なる部分において可変であり、及び/又は

前記 tendon(90、190)の機械的特性は前記 tendon(90、190)の異なる部分において可変であり、及び/又は

前記 tendon(90、190)は異なる特性を有する tendon の部分の結合によって得られ、且つ/又は、

前記 tendon(90、190)の組成は前記 tendon(90、190)の異なる部分において可変である、

請求項1から17のいずれか一項に記載の医療器具(60、160、260、360)。

## 【請求項 19】

請求項1から18のいずれか一項に記載の少なくとも1つの医療器具(60、160、260、360)を備える、ロボット外科手術アセンブリ(100)。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、医療器具に関する。

## 【0002】

具体的には、本発明は、特にロボット顕微手術用のロボットエンドエフェクタとしての機能を果たすのに適した医療器具に関する。

## 【0003】

更に、本発明は、前記医療器具の製造方法に関する。

## 【0004】

更に、本発明は、前記医療器具を備えるロボット外科手術アセンブリに関する。

## 【0005】

更に、本発明は、医療器具用の tendon(tendon)駆動システム、及び前記 tendon 駆動システムを備える医療器具に関する。

## 【背景技術】

## 【0006】

外科器具で終端する多関節ロボットアームを備える外科手術又は顕微手術用のロボットアセンブリが当該技術分野において既知である。例えば、米国特許第71553116B2号明細書は、MRI(磁気共鳴画像法)指導下で脳顕微手術を行うためのロボットアセンブリを開示しており、このアセンブリはMRIに基づく画像取得システム及び2つの多関節アームを備え、各々が直接的な重力荷重を避けるように垂直軸を備えた3つの回転関節を有し(例えば、前記米国特許第71553116B2号明細書の図7に示されるように)、各々が把持するための動作の内部自由度を備えたそれぞれのエンドエフェクタに接続される。

## 【0007】

10

20

30

40

50

当該技術で利用可能な解決法は、部分的な利点を提供するが、手術の作業現場での外科器具の微動でも複数の独立した動作に同時に関わる動作方法を必要とし、運動学的精度の難しい制御、及び手術の作業現場での大きな負担をもたらし、実際に外科医にとって利用するのは困難である。実際には、マスタ/スレーブのパラダイムに基づいた外科手術用のロボットアセンブリの大部分の応用領域は、腹腔鏡手術又は内視鏡手術などの低侵襲性外科手術（又はM I S）での使用に専用的である。そのような用途の両方において、ロボットアセンブリの運動学は、複数の運動自由度の協調を必要とするフィート（f e a t）である外科用ポート又は開口部を介した手術部位への外科器具のアクセスを最適化することを目的とする。それに対して、観血的手術における外科手術応用及び顕微手術応用は、外科用ポート又は自然な開口部で表される限定的な運動学的拘束なしで、手術用顕微鏡の視野によって限定される作業空間にわたって並進運動の正確な運動学的制御を必要とし、それ故に手術部位に直接アクセスする外科医の能力により大いに恩恵を受ける。

10

## 【 0 0 0 8 】

組織に張力を付与すること、及び吻合部の縫合などの主要な外科手術の基本的な実行は、大きな空間円錐方向に外科器具の先端を配向し、且つ長手方向軸を中心に器具を回転させ（回す）、例えば、人間の手が手首及び肘で接合されているように針ホルダーの先端により組織を通して針を誘導する能力を必要とすることも注目すべきである。

## 【 0 0 0 9 】

遠隔操作したマスタ/スレーブシステムを含む外科手術又は顕微手術用のロボットアセンブリ、例えば、米国特許第 6 9 6 3 7 9 2 A 号明細書に開示されたもの、より具体的には、米国特許第 6 3 8 5 5 0 9 B 2 号明細書及び米国特許出願公開第 2 0 1 4 - 0 1 3 5 7 9 4 A 1 号明細書に開示された顕微手術用のものは一般に知られており、これらは手術部位に乱雑に存在し、一連の運動連鎖における複数の関節の協調を必要とする外科器具先端の動きに対する運動学的解決法を記載している。このような負担の影響は、器具の先端を関節接合する関節が先端自体から離れているときに一層鮮明である。更に、前記顕微手術システムは、皮膚の表面からわずか 1 0 センチメートルの病変内部における手術の場合、器具先端の適切な動き及びより特定の十分な再配向（a d e g u a t e r e o r e n t a t i o n）が不可能である。

20

## 【 0 0 1 0 】

一般に、専門の操作者でも、既知のマスタ/スレーブシステムに採用されたマスタ指令装置の専門的な技能を取得するのに長期間の訓練を必要とする。実際に、既知のマスタ装置は、主に、それらが動作記録ステーションに機械的に結合されており、必然的に不慣れた方法でそれらの動作を制限し、大きい寸法であることが多いため、長い学習曲線を有する。したがって、既知のマスタ装置は、従来の観血的手術器具の機能を再現するのに本質的に適しておらず、大きい範囲の直線運動及び三次元空間の角運動を実行する能力が不足である。

30

## 【 0 0 1 1 】

例えば、米国特許第 8 5 2 1 3 3 1 B 2 号明細書は、腹腔鏡手術用のロボット装置を開示しており、その中でマスタ指令装置は、外科医がその装置を手袋として指に着けることができる形状を有する。前記特許明細書の図 2 B に示された別の実施形態によれば、マスタ指令装置は、操縦桿の形状を有し、片手のみで持たれるように外科医の手首の一部に取り付けられて展開し、把持動作を記録することができる 1 対の側方翼を有する円筒状ステムを有する。外科医は、前記指令装置と一体化した腹腔鏡表示装置を利用する。

40

## 【 0 0 1 2 】

上記解決法は、腹腔鏡手術に部分的に有利であるが、完全に問題を解決しておらず、慣れた観血的手術器具の代わりに前記指令装置を取り扱うのを習熟するまでには、依然として外科医の長期間の訓練が必要である。

## 【 0 0 1 3 】

周知であるように、顕微手術の実践には、光学顕微鏡又は拡大ルーペの使用が必要であり、生理的振戦の限界、及び人間の手の動きがこのような寸法スケールに達し得る精度で

50

作業する外科医の高レベルの器用さ及び経験が要求される。

【0014】

ロボット技術の採用は、大きな利益をもたらすことができ、器具の高度の小型化、及びオペレーションフィールドにおける動作の大きさの基準化が可能となることによって、生理的振戦の影響を取り除き、手作業を容易にする。例えば、顕微手術処置は、生体組織の再構築のいくつかの過程、例えば、小径の血管及び神経を含む血管吻合の実行などにおいて行われる。このような処置は、外傷性病変又は組織の外科的切除によって生じた損傷の発生後に、人体を再構築し、四肢を再付着し、組織の血流を再形成するために行われ、全ては表層損傷の先在を前提とした観血手術の設定において行われる。

【0015】

顕微手術技術の他の応用例は、移植手術、神経手術、又は血管手術、並びに眼の周囲及び眼内手術、及び人工内耳のような内耳の手術に見られる。同様に、心臓バイパスの著名な外科手術処置は、冠状動脈の吻合の重要な段階を含む。また、他の外科手術の技術、例えば、生体組織に対する外科器具の侵襲性を制限することを目的とする腹腔鏡及び内視鏡などの低侵襲性外科手術においても器具の小型化の必要性が感じられる。腹腔鏡に関して、当該技術分野において既知の技術的解決法では、単一切開腹腔鏡手術又は単孔式外科手術に用いられる腹腔鏡手術用器具の直径の十分な小型化が不可能である。更に、典型的にMISに用いられる内視鏡は、1mm～3.2mmの間の直径を有する器具チャンネルを有することは注目すべきである。このような寸法は、現時点で典型的にグリップ動作のみ可能である内視鏡器具チャンネルを経て利用可能な現在の外科手術用器具の機能性を制限して

10

20

【0016】

患者に対する作用に適した関節装置を含む医療器具は、当該技術分野において一般に既知である。例えば、国際公開第2010-009221A2号明細書は、遠位関節装置を備えるロボット外科器具を示している。当該ロボット外科器具は、4本の作動ケーブルのみを用いて、3つの運動自由度、ピッチ、ヨー及びグリップのそれぞれを提供することができる。このようなケーブルは、関節装置の本体の内側に存在する案内チャンネル又はスルス内で摺動する。

【0017】

前記技術的解決法は、案内チャンネル表面とその内側を摺動するケーブルとの間の摩擦が関節装置によって達成可能な位置決め精度を制限することにより、ロボット関節装置の小型化を制限している。当該技術分野において既知であるように、医療器具の物理的寸法が縮小すると、体積力に対して支配的となる摩擦などの表面的な力の関連度の増加に関連する問題点が生じる。このような現象には、摩擦力を最小限にし、同時に力学の空動きを最小限に低減する解決法を用いることが必要である。関節装置の位置決め精度の損失は、関節器具の更なる小型化に対して基本的な技術的障害である。これは、小型化により、駆動部材(テンドン)の剛性も、その直径の2乗で減少し、器具先端の正確な位置決めのために、摩擦を克服することが更に困難になるためである。更に、このような解決法は、ピッチ及びヨーリンクを提供するケーブルを囲むチャンネル及び案内面、及び器具のシャフトを備えるテンドン案内システムを必要とするため、射出成形及び機械加工などの既知の製造方法を用いて小型化することが非常に困難であるとともに、幾つかの機械的弱点の位置を有する傾向がある。

30

40

【0018】

外科器具の小型化を簡略化するために、前記国際公開第2010-009221A2号明細書は、ヨーリンクで終端したケーブルのピッチリンクに加えるトルクを作動させることを利用することによって、3つの自由度に関連する作動テンドンの終端の数を6から4に減少する有利な機会を示しており(引用文献の図4A参照)、いくつかのギヤを含む運動学的機構により、このようなケーブルを選択的に引っ張ったり解放したりすることがこのような目的の達成に必要な。更に、記載された駆動システムは、作動テンドンの各端部を、牽引を発生させるテンドンを選択的に巻き付けるウインチに取り付けることが必

50

要である。空動きを受けやすい前記ウインチ及び前記歯などの機械的な側面の存在によって、小型の関節を駆動することが困難になる。なぜなら、駆動システムにおける空動きは、関節における角度のあそびに変換され、関節装置のより小さくなるにつれて増大されるためである。また、前記駆動システムは、作動ケーブルでの低予荷重を維持して摩擦及び摩耗を更に制限するのに適していない。

【0019】

更に、テンドン終端に対して記載された解決法は、いくつかの区間でテンドンを捕捉することを意図した蛇行性経路を含む。このような解決法は、そのような捕捉に耐えるように十分な耐久性を有するケーブルの使用が必要である。さもなければ、鋼線又はより大きい直径を有するケーブルが必要とされる。

10

【0020】

引っ張られたり押されたりするとき、例えばプーリの側面に得られるシース又は案内チャンネル内で摺動するのに適した外科器具用の作動ケーブルの更なる例が米国特許第6371952B2号明細書、米国特許第6394998B1号明細書、及び国際公開第2010-005657A2号明細書に開示されている。具体的には、後者の文献は、作動ケーブルが案内チャンネルを含むプーリを周回するときに交差して、このようなケーブルが互いに干渉することを避ける軌道をたどる解決法を開示している。ケーブルが互いに干渉するとは、例えば、一方のテンドンをもう一方の上で束ねるか、又は摺動する場合など、関節装置に動作を伝達する機能が制限される状態である。交差するようにテンドンを案内するために、例えば器具のシャフトと一体のリンク、又はピッチリンクに取り付けられた、必然的に器具の直径の半分に近い直径（引用する国際公開第2010-005657A2号明細書の図4に図示）を有するアイドルプーリを設けることは、小型化に対する大きな障害である。更に、作動ケーブル用のチャンネルを実現するために溝及び壁を設けることは、医療又は外科器具のシャフト又はカニューレ直径の小型化に対する更なる障害である。

20

【0021】

米国特許出願公開第2003-0034748A号明細書の文献は、外科器具の直径を5.1mmまで縮小するのに適した解決法を開示している。この器具は、ある程度の可撓性を提供する椎骨として機能する一連のディスクの使用を予測している。

【0022】

しかしながら、この解決法は、実質的に1つの器具の直径に延在することができ、すなわち、その直径に類似の曲率半径を有する小型の関節を実現するのに適切ではない。その代りに、これは、純粋な回転軸からなるピボット式関節に基づく上記に引用した文献に記載された関節によって達成可能である。

30

【0023】

関節装置又は多関節装置の小型化に対する更なる障害は、合理的な加工費で十分な精度で3次元の微小機械部品を製造して組み立てるという課題である。サブミリサイズで装置内の先端において、比較的高い力を発生させる必要性は、例えば工具鋼など、構成要素には極めて剛性の高い金属を使用することを示唆している。

【0024】

バイオメディカルデバイスは一般に、マイクロエレクトロニクス業界から得られた製造技術を用いて製造される。例えば、レーザ又はウォータジェット切断は、3次元での高速加工に適切ではない。射出成形は、現在、十分に高い公差の部品を作り出していない。一方、放電加工機（EDM）は、表面仕上げに関しても、機械設計に必要な幾何公差に関しても満足できる性能を生み出すことができる。EDMは一般に、時間がかかり高価な工程を伴う。例えば、米国特許第6768076B2号明細書は、単一の平面で切断されるように部品を支持することができるEDM用の治具を開示している。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0025】

しかしながら、この治具は、部品の繰り返し配置には適しておらず、例えば、EDMが

50

複数の切断面で作用することができるように機械加工される場合に、治具を回転させることが不可能であるため、異なる平面で切断が行われるたびに再校正の複雑な操作を必要とする面倒な製造工程をもたらす。その結果、精度が低下し、正確性の低い寸法及び幾何公差につながる。

【 0 0 2 6 】

外科手術用作業空間、例えば患者の解剖学的区域内において、正確な動作を行い、手首関節の医療器具を簡便に制御することができる外科手術用ロボットアセンブリに対する必要性が感じられる。同時に、その精度を損なうことなく簡便な駆動方法を特徴とする信頼性の高いロボットアセンブリを開発する必要性がある。更に、既知のアセンブリよりも汎用性であり、且つより広範に多様な外科手術処置を行うことができるロボットアセンブリに対する必要性がある。

10

【 0 0 2 7 】

したがって、その機能性を制限することなく、既知の解決法よりも顕微手術外科医が簡便且つ直感的に操作するマスタ/スレーブ式の遠隔操作システムを含む顕微手術用のロボットアセンブリにおけるマスタインターフェースを形成するのに適した顕微手術用のドライバ装置を提供する必要性が感じられる。同様に、外科医がより迅速且つ容易に習得し得るマスタインターフェースを提供する必要性が感じられる。更に、既知の解決法よりも汎用性であり、且つ異なる種類の顕微手術処置に適用され得る指令装置を提供する必要性が感じられる。

【 0 0 2 8 】

20

したがって、関節医療器具もしくは多関節医療器具、又はその信頼性及び安全性を損なうことなく極限の小型化に構造的且つ機能的に適した関節装置もしくは多関節装置を含むアセンブリを提供する必要性が感じられる。関節医療器具もしくは多関節医療器具、又は広範に多様な医療用外科用治療を行うのに適した関節装置を備えるアセンブリを提供する必要性も感じられる。最後に、関節医療器具もしくは多関節医療器具、又は耐久性があり、且つその無菌性もしくは信頼性を損なうことなく定期的な整備を受けることができる関節装置もしくは多関節装置を含むアセンブリを提供する必要性が感じられる。

【 0 0 2 9 】

関節医療器具若しくは多関節医療器具、又は既知の解決法と比較して簡素化された製造を要する関節装置を含むアセンブリを提供する必要性が感じられる。

30

【 0 0 3 0 】

既知の解決法に対してより効率的であり、且つアセンブリに対する要求される精度レベルが保証されるように、前記医療器具の製造方法を提供する必要性が感じられる。

【 0 0 3 1 】

製造の精度を損なうことなく、より高速の加工工程を保證するように、医療器具の製造方法を提供する必要性が感じられる。

【 0 0 3 2 】

更に、細部の製造の精度又は製造された部品の組み立ての容易性を低減することなく、極限の小型化を前提とした部品の製造に適した製造方法を提供する必要性が感じられる。

【 0 0 3 3 】

40

したがって、使用中の精度又は信頼性を損なうことなく、極限の小型化するのに適した医療器具用のテンドン又は作動ケーブルに基づいたドライバ装置を提供する必要性が感じられる。

【 0 0 3 4 】

更に、軽度であっても、所定の予荷重をテンドンに保証する医療器具であって、前記テンドンのそれぞれの予荷重の力を独立に定義することができる前記医療器具用のテンドン又は作動ケーブルに基づいたドライバ装置を提供する必要性が感じられる。

【 0 0 3 5 】

更に、医療器具自体に、特に患者の人体と接触することを意図する医療器具の部分に適切な水準の無菌性を保証することができる医療器具のために、テンドン又は作動ケーブル

50

に基づいた駆動システムを提供する必要性が感じられる。

【0036】

更に、バックラッシュなしでテンドンに基づいた駆動システムを提供する必要性が感じられる。

【0037】

更に、例えば、精密なマイクロメトリックススリッタ (micrometric slitters) 又は圧電駆動システムによって達成される駆動精度を再現することができるテンドンに基づいた駆動システムを提供する必要性が感じられる。

【0038】

したがって、使用中の耐性又は信頼性を損なうことなく、極限の小型化に適した特性を有する医療器具用のテンドン又は作動ケーブルを提供する必要性が感じられる。更に、既知の解決法に対して、摩擦に関して性能が向上した前記器具の少なくとも一部分の上を滑走するのに適した医療器具用のテンドンを提供する必要性が感じられる。更に、テンドンの経路を偏向させてその耐性を低下させる可能性のある解決法を含むことなく、テンドンの終点に加えられた引張荷重下でのみ作用するように意図した医療器具用のテンドンを提供する必要性が感じられる。更に、無菌性及び信頼性に関してその性能を損なうことなく、既知の解決法に対して医療器具の寿命を延ばすのに適した医療器具用のテンドンならびにテンドンを交換するための方法を提供する必要性が感じられる。

10

【0039】

医療器具を小型化する必要性が感じられる。

20

【0040】

医療器具の既知の寸法を縮小する必要性が感じられる。

【0041】

例えば、国際公開第2014-151952A1号明細書は、関節装置を形成する複数のリンクを含む医療器具を示しており、前記医療器具は、医療器具のリンクに片持ち梁状に設けられたシャフトに回転可能に支持された複数のプーリに巻き付く作動ケーブルを有する。この解決法は、多数の部品を特徴とし、前記シャフトに設けられた前記プーリの配置は、医療器具の使用によって生じる応力に対抗するように強制的に前記シャフトを回転させる。したがって、この解決法は小型化には不適切である。実際にこの装置は直径10ミリメートル未満の寸法を取ることができない。類似の解決法は、例えば、米国特許第6676684A号明細書、米国特許出願公開第2009-0112230A号明細書、及び米国特許出願公開第2003-135204A1号明細書の文献に示されている。

30

【0042】

したがって、医療器具を形成する部品の数を減らす必要性が感じられる。

【0043】

例えば、国際公開第03-001986A1号明細書は、関節装置を形成する複数のディスク状のリンクを含む医療器具を示しており、前記リンクの各々は作動ケーブルを案内するための複数の孔を有する。したがって、この解決法は、このようなリンクにマイクロメトリック孔を実現するのが非常に好ましくないため小型化には不適切である。同時に、損傷することなくこのような孔の内部で摺動する作動ケーブルを設けることは好ましくない。

40

【0044】

したがって、リンクにおいてマイクロメトリック孔を設けることなく作動ケーブルの正確な案内を取得し、同時に医療器具を形成する部品の数を減らす必要性が感じられる。

【0045】

例えば、米国特許出願公開第2008-177285A1号明細書は、複数のリンクを含む医療器具を開示しており、いくつかのリンクは作動ケーブルの湾曲を案内するのに適した2つの突出ピンを含む。いくつかの観点において満足であるが、このような解決法もまた、突出ピンの寸法が、医療器具を構成するリンクの完全性を損なうことなく縮小することができないため、小型化には適していない。したがって、医療器具の構造耐性、そし

50

て使用時の安全性を損なうことなく、作動ケーブルによって作動される ( a c t u a d e t ) 複数のリンクを有する小型化された医療器具を提供する必要性が感じられる。

【課題を解決するための手段】

【0046】

本明細書に記載の本発明の目的の1つは、上述した既知の解決法の制限を克服し、当該技術の現状に関して述べた必要性に対する解決法を提供することである。

【0047】

この目的及び他の目的は、請求項1に記載の医療器具、並びに請求項22に記載のロボット外科手術アセンブリによって達成される。

【0048】

好ましい実施形態のいくつかの形態は従属請求項の主題である。

【0049】

例として付与され、限定する意図ではなく、添付図面を参照する好ましい実施形態の後述する説明から、本発明の更なる特性及び利点が明らかであろう。

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図1A】本発明の一態様に係る外科手術用ロボットアセンブリを示す斜視図である。

【図1B】本発明の一態様に係る外科手術用ロボットアセンブリを示す斜視図である。

【図1C】本発明の一態様に係る外科手術用ロボットアセンブリを示す斜視図である。

【図2A】手術室の他の要素と関連付けられた本発明の一態様に係る外科手術用ロボットアセンブリを示す斜視図である。

【図2B】手術室の他の要素と関連付けられた本発明の一態様に係る外科手術用ロボットアセンブリを示す正面図である。

【図3A】本発明の一態様に係る1対の関節又は多関節装置の一部分を示す斜視図である。

【図4A】手術室の他の要素及び患者と関連付けられた本発明の一態様に係る外科手術用ロボットアセンブリの一部分を示す、上から見た図である。

【図4B】手術室の他の要素及び患者と関連付けられた本発明の一態様に係る外科手術用ロボットアセンブリの一部分を示す上面図である。

【図5】手術室の他の要素及び患者と関連付けられた本発明の一態様に係る外科手術用ロボットアセンブリの一部分を示す斜視図である。

【図6】手術室の他の要素、外科医、及び患者と関連付けられた本発明の一態様に係る外科手術用ロボットアセンブリの一部分を示す斜視図である。

【図7】本発明の一態様に係る制御装置を示す斜視図である。

【図8】本発明の一態様に係るマクロ位置決めアームを示す斜視図である。

【図9A】本発明の一態様に係るロボットアセンブリの一部分を示す斜視図である。

【図9B】本発明の一態様に係るロボットアセンブリの一部分を示す斜視図である。

【図9C】顕微鏡と関連付けられた本発明の一態様に係るロボットアセンブリの一部分を示す斜視図である。

【図9D】内視鏡と関連付けられた本発明の一態様に係るロボットアセンブリの一部分を示す斜視図である。

【図9E】図9Cの矢印E - Eで示した細部の拡大図である。

【図10】本発明の一態様に係るロボットアセンブリの一部分を示す斜視図である。

【図11】本発明の一態様に係る医療器具を示す斜視図である。

【図12】本発明の一態様に係る医療器具を示す斜視図であり、個別の部品を示す図である。

【図13A】本発明の一態様に係る駆動システムの部分の斜視図である。

【図13B】本発明の一態様に係る駆動システムの部分の斜視図である。

【図14A】本発明の一態様に係る駆動システムの部分の概略断面図である。

【図14B】本発明の一態様に係る駆動システムの部分の概略断面図である。

10

20

30

40

50

- 【図15A】本発明の一態様に係る医療器具を示す斜視図である。
- 【図15B】本発明の一態様に係る医療器具を示す斜視図である。
- 【図15C】本発明の一態様に係る医療器具を示す概略斜視図である。
- 【図15D】本発明の一態様に係る医療器具を示す概略斜視図である。
- 【図16】本発明の一態様に係る2つの腱の腱経路を示す、部分的に透明な部分を有する、上部から見た概略図である。
- 【図17】本発明の一態様に係る多関節装置の斜視図である。
- 【図18】本発明のいくつかの態様に係る多関節装置のいくつかの実施形態の分離した部品を有する、一形態の斜視図である。
- 【図19】本発明のいくつかの態様に係る多関節装置のいくつかの実施形態の分離した部品を有する、別の形態の斜視図である。 10
- 【図20】本発明のいくつかの態様に係る多関節装置のいくつかの実施形態の分離した部品を有する、更に別の形態の斜視図である。
- 【図21】本発明の一態様に係る多関節装置の側面を示す図である。
- 【図22】本発明のいくつかの態様に係る多関節装置のいくつかの実施形態のいくつかの姿勢の一形態を示す図である。
- 【図23】本発明のいくつかの態様に係る多関節装置のいくつかの実施形態のいくつかの姿勢の別の形態を示す図である。
- 【図24】本発明のいくつかの態様に係る多関節装置のいくつかの実施形態のいくつかの姿勢の更に別の形態を示す図である。 20
- 【図25】本発明のいくつかの態様に係る終端器具のいくつかの実施形態の一形態を示す図である。
- 【図26】本発明のいくつかの態様に係る終端器具のいくつかの実施形態の別の形態を示す図である。
- 【図27】本発明のいくつかの態様に係る終端器具のいくつかの実施形態の更に別の形態を示す図である。
- 【図28】本発明の一態様に係る腱の細部を示す斜視図である。
- 【図29】本発明の一態様に係る腱の細部を示す斜視図である。
- 【図30】本発明の一態様に係る腱の細部を示す斜視図である。
- 【図31】本発明のいくつかの態様に係る腱の経路を示す一形態の概略図である。 30
- 【図32】本発明のいくつかの態様に係る腱の経路を示す別の形態の概略図である。
- 【図33】本発明のいくつかの態様に係る腱の経路を示す更に別の形態の概略図である。
- 【図34】本発明のいくつかの態様に係る腱の経路を示す他の形態の概略図である。
- 【図35】本発明のいくつかの態様に係る腱の経路を示す他の別の形態の概略図である。
- 【図36】本発明のいくつかの態様に係る腱の経路を示す更に他の形態の概略図である。 40
- 【図37】本発明の一態様に係る加工治具を示す概略斜視図である。
- 【図38】本発明の一態様に係る加工切断部のプロフィールを示す概略図である。
- 【図39】本発明の一態様に係る製造方法の一過程を示す概略斜視図である。
- 【図40A】本発明の一態様に係る加工治具の細部を示す平面図である。
- 【図40B】本発明の一態様に係る加工治具の細部を示す斜視図である。
- 【図41】本発明の一態様に係る製造方法の一過程を示す概略斜視図である。
- 【図42】本発明の一態様に係る工具の正面図である。
- 【発明を実施するための形態】
- 【0051】
- 一実施形態によれば、「腱」又は「作動ケーブル」という用語は、一般に長手方 50

向の延伸を示し、且つその終点に加えられた引張荷重下で作用することに適した要素を指す。一実施形態によれば、「対向テンドン」又は「対向作動ケーブル」という用語は、前記テンドンに対して拮抗するように作用することに適した更なるテンドンを指す。一実施形態によれば、添付図面では、前記テンドンを一般に、参照番号「90」で示し、前記対向テンドンを、100を足した値の参照番号、すなわち、「190」で示す。それにもかかわらず、前記テンドンと前記対向テンドンとの区別が重要ではない図では、前記テンドン及び前記対向テンドンをともに、参照番号90で示す。一実施形態によれば、「対向」の概念は、上記「テンドン」を指すように、複数の要素及び/又は要素の部分まで拡張する。一実施形態によれば、テンドンの第1の対に含まれるテendonは、参照番号「90、190」で示され、テンドンの第2の対に属するテendonは、参照番号「191、192」で示される。

10

## 【0052】

一実施形態によれば、「マスタ/スレーブ」、「マスタ」、及び「スレーブ」という用語は、遠隔操作の既知のシステムを指す。

## 【0053】

一実施形態によれば、「終端具」という用語は、例えば、患者の少なくとも一部分と接点を形成するような、割り当てられたタスクを実行するのに適した一部分を指す。例えば、マスタ/スレーブ式の遠隔操作システムにおいて、前記終端具、終端部、又は終端部材は、「エンドエフェクタ(end-effector)」の少なくとも一部分である。

20

## 【0054】

一実施形態によれば、「関節又は多関節装置」という用語は、ロボット又はメカトロニクス構造の手首関節、肘関節、又は肩関節を指す。換言すれば、前記終端具の位置を支持、及び/又は配向、及び/又は位置決め、及び/又はそれに影響を与えるのに適した部材及び関節の相互接続されたアセンブリを指す。

## 【0055】

一実施形態によれば、関節又は多関節装置の部材は、運動連鎖内における位置を示す漸進性の表記「第1の部材」、「第2の部材」などで示され、「第1の部材」は最も近位の部材を示し、換言すれば、「第1の部材」は末端器官から最も遠位の部材を示す。一実施形態によれば、関節装置の部材は、前記部材が果たす機能を示すために、「手首部材」、「肘部材」、又は「終端部材」という用語で示される。例えば、同じ部材は、「第2の部材」であり、同時に「手首部材」であり得る。

30

## 【0056】

一実施形態によれば、「作業容積」、又は「作業空間」、又は「作業現場」、又は「作業空間ボリューム」という用語は、関節又は多関節装置の終端部にアクセス可能なデカルトポーズのセットを指す。一実施形態によれば、前記容積は、略直方体形状である。一実施形態によれば、前記作業容積は、略円筒状である。

## 【0057】

一実施形態によれば、「マクロ位置決め」という用語は、医療器具の少なくとも一部分を、任意の位置から手術部位内又はそれに隣接する作業位置まで位置決めする初期操作を指す。換言すれば、「マクロ位置決め」とは、作業容積をオペレーションフィールドに一致させる動作を指す。

40

## 【0058】

一実施形態によれば、「マイクロ位置決め」という用語は、「マクロ位置決め」よりもより微細に医療器具の少なくとも一部を位置決めする動作を指す。一実施形態によれば、マイクロ位置決めは、より限られた空間で、リアルタイムで、制御装置(マスタ)の直接制御下で行われる。

## 【0059】

一実施形態によれば、ある物体の前の「マイクロ」という接頭語は、前記物体が主に、排他的ではないが、サブミリメートルスケールで動作することを意味することを示す。

## 【0060】

50

一実施形態によれば、「回転関節」という用語は、関節移動軸を中心にした前記2つの要素間で相対的な回転モーメントを可能にするのに適した2つの要素間の関節部を指す。

【0061】

一実施形態によれば、「医療器具」という用語は、医療用外科療法及び/又は化粧療法の少なくとも一過程の間に使用されるのに適した器具を指す。一実施形態によれば、「外科器具」という用語は、外科療法の少なくとも一過程で一般に使用されるのに特に適した医療器具を指す。一実施形態によれば、「顕微手術用器具」又は「外科手術用マイクロ器具」という用語は、顕微手術療法の少なくとも一過程で使用されるのに特に適した医療器具を指す。

【0062】

一実施形態によれば、「フレーム」という用語は、構造保持機能を有するのに主に適した医療器具の一部を指す。一実施形態によれば、「フレーム」は、主に長手方向延伸を示す長い剛性又は可撓性要素である少なくとも1つのシャフトを含むことができる。一実施形態によれば、前記シャフトは、例えば、中空及び/又は管状であり得る。

【0063】

一実施形態によれば、「線織面」という用語は、複数の直線の結合によって達成された表面を指す。一実施形態によれば、別段明示されない場合、「線織面」という用語は、互いに実質的に平行な複数の直線の結合によって達成された表面、換言すれば、実質的に平行な母線の線織面を指す。

【0064】

以下において、顕微手術用の装置、又はアセンブリ、又は方法を参照するとき、顕微手術、すなわち、ルーペ又は顕微鏡などの光学拡大手段が同時に使用される手術に適用されるのに適した装置、アセンブリ、又は方法のみならず、一般外科手術、腹腔鏡手術、又は内視鏡手術などの他の外科的療法における用途にも適した装置、アセンブリ、又は方法を意味する。

【0065】

一実施形態によれば、「第1の」又は「第2の」要素(例えば「第1のマイクロ位置決め装置」及び「第2のマイクロ位置決め装置」)を参照するとき、原文又は図面の負担にならないように、これらの用語が機能的に区別つかない限り、同じ参照番号で示し(例えば上記の「41」)、時には明瞭化が必要とされることにより、参照番号を100増分して指定し(例えば上記の「141」及び「241」)、したがって、例えば、参照番号「41」は前記「第1のマイクロ位置決め装置」及び「第2のマイクロ位置決め装置」、並びに「第3の」マイクロ位置決め装置を示す。特定の参照番号、例えば「141」が使用される場合、これは特定の要素を指し、この場合、「第1のマイクロ位置決め装置」を指す。同様に、過度に原文の負担にならないように、「対向」要素に関連する参照番号は、要素がその対向するものと機能的に区別つかない場合には省略される。

【0066】

一般的な実施形態によれば、外科手術用の医療器具60、160、260、360は、少なくとも1つのフレーム57と、少なくとも1つの関節装置70、170、270とを備える。

【0067】

前記関節装置70、170、270は、  
前記フレーム57の少なくとも一部分に接続するように適合された少なくとも1つの第1の関節部材71又は第1のリンク71と、  
少なくとも1つの第2の関節部材72又は第2のリンク72と、  
を備える。

【0068】

前記第1の関節部材71は、回転関節171によって前記第2の関節部材72に接続されている。

【0069】

10

20

30

40

50

前記医療器具 60、160、260、360 は、腱を引っ張ることによって前記第 2 の関節部材 72 を、前記第 1 の関節部材 71 に対して移動させるように適合された少なくとも 1 対の腱 90、190 を更に備える。前記腱は、牽引のみで作用するのに適した作動ケーブルとして機能する。

【0070】

前記第 1 の関節部材 71 及び前記第 2 の関節部材 72 の各々は、単一の部品に構成された、1 つ以上の凸状の接触面 40、80、86、140、180 を有する主構造体を含む。

【0071】

前記凸状の接触面 40、80、86、140、180 の各々は、複数の直線部分によって形成された線織面であり、前記複数の直線部分は、互いに全て平行であり、且つ実質的に第 1 の関節移動軸 (P - P, Y - Y) に平行している。

10

【0072】

一実施形態によれば、全ての前記凸状の接触面 40、80、86、140、180 は、それらの延長部で少なくとも部分的に単一の凸状容積を画定し、換言すれば、単一の主構造体の前記凸状の接触面 40、80、86、140、180 の延長部は、前記接触面 40、80、86、140、180 とともに凸状容積を画定する。一実施形態によれば、「凸状容積」という表現は、前記凸状容積内で選択された 1 対の点を与えられると、それらの間のより短い直線接続が全体に当該凸状容積内にあることを意味する。これは、腱を誘導するためのプーリに溝又はチャンネルを設けることを避け、主構造体及び関節装置の寸法を小型化するのを可能にする。一実施形態によれば、全ての前記主構造体の前記凸状の接触面 40、80、86、140、180 は、それらの延長部分で前記主構造体の凸包 (convex hill) を画定する。

20

【0073】

一実施形態によれば、前記 1 対の腱 90、190 の 2 つの腱は、互いに平行であり、同一の凸状の接触面 40、80、86、140、180 と接している。

【0074】

一実施形態によれば、前記 1 対の腱 90、190 の各腱は、前記フレーム 57 に関連付けられた第 1 の腱 91 と、前記第 2 の関節部材 72 に固定された第 2 の腱 92 と、前記第 1 の腱 91 と前記第 2 の終端 92 との間に延在する主部とを含む。

30

【0075】

1 対の腱 90、190 の各腱の主部は、前記凸状の接触面 40、80、86、140、180 上のみにおいて前記関節装置 70、170、270 と接している。

【0076】

一実施形態によれば、前記接触面 40、80、86、140、180 は、互いに全て平行であり、且つ前記接触面 40、80、86、140、180 により近い回転関節 171 の関節移動軸 P - P、Y - Y に実質的に平行な複数の直線部分によって形成された線織面である。

【0077】

一実施形態によれば、前記接触面 40、80、86、140、180 は、摺動面 40、80、140、180、又は巻取面 86 である。

40

【0078】

一実施形態によれば、前記摺動面 40、80、140、180 は、少なくとも 1 つの腱部を空中で摺動させるか、又は前記関節装置 70 との接触から滑り外せるように、前記関節装置 70、170、270 から延びるように適合された摺動側面 40、140 であり、又は前記摺動面 40、80、140、180 は関節移動軸を少なくとも部分的に囲む関節摺動面 80、180 である。

【0079】

一実施形態によれば、前記関節摺動面 80、180 上で、前記 2 つ以上の腱 90

50

、 190 は、より近い回転関節 171 の前記関節移動軸の方向に直交する平面において少なくとも部分的に重なる。

【0080】

一実施形態によれば、前記少なくとも2対のテンドン90、190、191、192の少なくとも2つのテendonは、同一の凸状の接触面40、80、86、140、180と接しており、互いに平行である。一実施形態によれば、前記1対のテendonの2つのテendonは、それらのテendon経路の長さによって互いに平行であり、それらのテendonはともに、前記第1の関節部材71と前記第2の関節部材72との前記同一の凸状の接触面40、80、140、180と接している。

【0081】

一実施形態によれば、同一の関節部材と接続された前記1対のテendonは、同一の凸状の接触面40、80、86、140、180と接している。

【0082】

一実施形態によれば、前記主構造体は剛体である。

【0083】

一実施形態によれば、前記医療器具60、160、260、360は、少なくとも第3の対のテendonを含むように更に1対のテendonを含む。

【0084】

一実施形態によれば、前記凸状の接触面40、80、86、140、180は、前記テendonが実質的にその上を摺動する摺動面40、80、140、180である。あるいは、前記凸状の接触面40、80、86、140、180は、前記テendonが摺動することなく実質的にそれ自体が巻き付く巻取面86である。

【0085】

一実施形態によれば、前記2対のテendon90、190、191、192の第1のテendonのテendon経路T-Tの投影と、同一対の前記のテendon(90,190)の第2のテendonのテendon経路T-Tの投影とは、前記関節移動軸171の方向に直交する平面において互いに交差している。

【0086】

一実施形態によれば、前記医療器具60、160、260、360は、各関節部材71、72又は77につき1対のテendon90、190を含む。

【0087】

一実施形態によれば、前記接触面40、80、86、140、180は、関節部材71、72、77又は78の凸包を少なくとも部分的に画定している。

【0088】

一実施形態によれば、各テendon90、190は、それらのテendonにより近い関節部材71、72、77又は78に対して定常状態を維持するテendon経路T-Tを規定する。

【0089】

一般的な実施形態によれば、医療器具60、160、260、360は、  
 関節装置70の少なくとも関節部材71、72、73、74と、  
 シャフト65を含むフレーム57と、  
 前記関節部材71、72、73、74を前記フレーム57に対して移動させるのに適したテendon90、190と、  
 前記テendon90、190と接し、且つ前記テendon90、190を作動させるのに適した、前記フレーム57に対する自由度に沿って移動可能なプランジャ96と、  
 直線状の軌道に沿って移動可能且つアクチュエータを含む、押圧要素95と、  
 前記押圧要素95と前記プランジャ96との間に配置された無菌バリア87であって、当該無菌バリア87は、それによって分離された2つの環境の相互細菌汚染を実質的に阻止するのに適している、前記無菌バリア87と、を含み、  
 前記プランジャ96は前記無菌バリア87及び/又は押圧要素95から離れて移動自在

10

20

30

40

50

であり、前記押圧要素 95 は、前記無菌バリア 87 を押圧して前記プランジャ 96 と接触させることによって、前記プランジャ 96 を移動させる。

【0090】

－実施形態によれば、前記押圧要素 95 は、前記フレーム 57 の内部向きの押圧方向にプランジャ 96 を押圧し、前記フレーム 57 に対するプランジャ 96 の自由度に沿って前記プランジャ 96 を移動させる。

【0091】

－実施形態によれば、前記押圧要素 95 は、常に前記押圧方向向きの力を前記プランジャ 96 と交わす。換言すれば、前記押圧要素 95 は、前記プランジャ 96 と引張力を交わすのに適しておらず、すなわち、前記押圧要素 95 は、前記プランジャ 96 を引っ張ることができない。

【0092】

－実施形態によれば、前記押圧要素 95 は、リードスクリュー及びナット型アクチュエータを含む。

【0093】

－実施形態によれば、前記アクチュエータはボールねじを含む。

【0094】

－実施形態によれば、前記押圧要素 95 はピストンを含む。

【0095】

－実施形態によれば、前記プランジャ 96 は、前記押圧要素 95 と接するのに適したプランジャの第 1 の部分 145 と、前記テンドン 90、190 と接するのに適したプランジャの第 2 の部分 146 との 2 つの部分を含む。

【0096】

－実施形態によれば、前記プランジャの第 1 の部分 145 は、前記押圧要素 95 によって押圧されるようにフレーム 57 から露出している。

【0097】

－実施形態によれば、前記プランジャの第 1 の部分 145 は、前記押圧要素 95 によってアクセス可能であるようにフレーム 57 の外側に延在している。

【0098】

－実施形態によれば、前記プランジャの第 1 の部分 145 は、前記押圧要素 95 によってアクセス可能であるように前記フレーム 57 と同一平面上にある。

【0099】

－実施形態によれば、前記プランジャの第 1 の部分 145 は、前記押圧要素 95 と係合するのに適した押圧面 147 を含む。

【0100】

－実施形態によれば、前記押圧要素 95 は、相互的押圧面 148 を有する。

【0101】

－実施形態によれば、前記押圧要素 95 は、前記相互的押圧面 148 を介して線形力を伝達して前記プランジャ 96 を押圧する。

【0102】

－実施形態によれば、前記押圧要素 95 は、前記押圧面 147 を押すのに適した図示されていない少なくとも 1 つの押圧要素アイドルプリーを含む。

【0103】

－実施形態によれば、前記押圧要素 95 は、前記 1 つの押圧要素アイドルプリーを介して線形力を伝達して前記プランジャ 96 を押圧する。

【0104】

－実施形態によれば、前記押圧面 147 及び相互的押圧面 148 は平坦である。

【0105】

－実施形態によれば、前記押圧面 147 及び相互的押圧面 148 は、互いに補い合う曲面である。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 0 6 】

一実施形態によれば、前記押圧面 1 4 7 及び相互的押圧面 1 4 8 は、前記押圧要素 9 5 が直線状の軌道に沿って移動するとき互いに対して摺動する摺動面である。

## 【 0 1 0 7 】

一実施形態によれば、プランジャ 9 6 の前記第 2 の部分は、前記テンドン 9 0、1 9 0 と接する。

## 【 0 1 0 8 】

一実施形態によれば、前記医療器具 6 0、1 6 0、2 6 0、3 6 0 は、前記テンドン 9 0 に予荷重をかけるのに適した少なくとも 1 つの張力付与要素 9 9 を含む。

## 【 0 1 0 9 】

一実施形態によれば、前記張力付与要素 9 9 はばねである。

## 【 0 1 1 0 】

一実施形態によれば、前記張力付与要素 9 9 は、前記テンドン 9 0 に予荷重をかけるように前記プランジャ 9 6 を移動させる方向に、フレーム 5 7 とプランジャ 9 6 との間に力を加えるのに適している。

## 【 0 1 1 1 】

一実施形態によれば、前記張力付与要素 9 9 は、前記押圧要素 9 5 から離れて前記プランジャ 9 6 を移動させる方向に、フレーム 5 7 とプランジャ 9 6 との間に力を加えるのに適している。

## 【 0 1 1 2 】

一実施形態によれば、前記張力付与要素 9 9 は、前記フレーム 5 7 の内部に向かって前記プランジャ 9 6 を移動させる方向に、フレーム 5 7 とプランジャ 9 6 との間に力を加えるのに適している。

## 【 0 1 1 3 】

一実施形態によれば、前記予荷重は、前記ばね 9 9 の圧縮運動に実質的に比例する。

## 【 0 1 1 4 】

一実施形態によれば、前記プランジャの第 2 の部分 1 4 6 は、前記テンドン 9 0 の少なくとも 1 つのテンドン偏向可能部分 9 3 を押す。

## 【 0 1 1 5 】

一実施形態によれば、前記テンドン 9 0 の前記テンドン偏向可能部分 9 3 は、第 1 の案内プーリ 1 9 7 及び第 2 の案内プーリ 2 9 7 から延在する。

## 【 0 1 1 6 】

一実施形態によれば、前記プランジャの第 2 の部分 1 4 6 は、前記第 1 の案内プーリ 1 9 7 と前記第 2 の案内プーリ 2 9 7 との間に設けられた空間内に移動する。

## 【 0 1 1 7 】

一実施形態によれば、前記プランジャ 9 6 は、前記フレーム 5 7 に対するプランジャ 9 6 の前記自由度に沿ったプランジャ 9 6 の移動に線形比例する量で前記第 1 の案内プーリ 1 9 7 と前記第 2 の案内プーリ 2 9 7 との間のテンドン 9 0 の経路長を変更する。

## 【 0 1 1 8 】

一実施形態によれば、前記プランジャの第 2 の部分 1 4 6 は、前記テンドン偏向可能部分 9 3 を押すのに適した少なくとも 1 つのプランジャアイドルプーリ 9 8 を含む。

## 【 0 1 1 9 】

一実施形態によれば、前記テンドン 9 0 は、前記関節部材 7 1、7 2、7 3、7 4 に固定された第 1 のテンドン終点 9 1 を有する。

## 【 0 1 2 0 】

一実施形態によれば、前記テンドン 9 0 は、前記フレーム 5 7 に固定された第 2 のテンドン終点 9 1 を有する。

## 【 0 1 2 1 】

一実施形態によれば、前記第 1 のテンドン終点 9 1 は、前記フレーム 5 7 の代わりに前記プランジャの第 2 の部分 1 4 6 に固定されている。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 2 2 】

－実施形態によれば、前記フレーム 5 7 は、上部フレーム部 5 8 及び下部フレーム部 5 9 を含み、後者はシャフト 6 5 を含む。

## 【 0 1 2 3 】

－実施形態によれば、前記プランジャ 9 6 は、前記フレーム 5 7 に対する自由度に沿って移動可能性を有する。

## 【 0 1 2 4 】

－実施形態によれば、前記プランジャ 9 6 は、線形関節で前記上部フレーム部 5 8 に接合されている。

## 【 0 1 2 5 】

－実施形態によれば、前記プランジャ 9 6 は、図示されていない回転関節で前記下部フレーム部 5 8 に接合されている。

10

## 【 0 1 2 6 】

－実施形態によれば、前記プランジャ 9 6 は、前記フレーム 5 7 に対する自由度に沿って直線的に移動する。

## 【 0 1 2 7 】

－実施形態によれば、前記プランジャ 9 6 は、第 1 のフレーム部 5 8 に挿入された図示されていないリニアプッシングによって適切な整列状態に維持されている。

## 【 0 1 2 8 】

－実施形態によれば、前記プランジャ 9 6 は、それぞれの肩面 8 8 によって上部フレーム部 5 8 との適切な整列状態に維持されている。

20

## 【 0 1 2 9 】

－実施形態によれば、前記プランジャ 9 6 は、前記フレーム 5 7 の旋回軸を中心に回転するロッカである。

## 【 0 1 3 0 】

－実施形態によれば、前記無菌バリア 8 7 は、前記押圧要素 9 5 の押圧を前記プランジャ 9 6 に伝達するのに適した形状及び材料を有する。

## 【 0 1 3 1 】

－実施形態によれば、前記無菌バリア 8 7 は、材料の可撓性連続層である。

## 【 0 1 3 2 】

－実施形態によれば、前記無菌バリア 8 7 は、前記押圧要素 9 5 の間にある。

30

## 【 0 1 3 3 】

－実施形態によれば、前記無菌バリア 8 7 は、前記押圧面 1 4 7 と前記相互的押圧面 1 4 8 との間に取り込まれる。

## 【 0 1 3 4 】

－実施形態によれば、前記医療器具 6 0、1 6 0、2 6 0、3 6 0 は、複数のテンドン 9 0 と、複数の対のプランジャ 9 6 と、関連する押圧要素 9 5 とを含む。

## 【 0 1 3 5 】

－実施形態によれば、前記無菌バリア 8 7 は、材料の可撓性連続層である。

## 【 0 1 3 6 】

－実施形態によれば、前記無菌バリア 8 7 は、各プランジャ 9 6 と、関連する押圧要素 9 5 との間に取り込まれる。

40

## 【 0 1 3 7 】

－実施形態によれば、前記無菌バリア 8 7 は、前記プランジャ 9 6 が前記フレーム 5 7 に対して移動するときにストリーチする ( s t r e a c h ) ストリーチ可能な ( s t r e a c h a b l e ) 材料で作製され、前記プランジャ 9 6 の動作を実質的に妨げない力を及ぼす。

## 【 0 1 3 8 】

－実施形態によれば、前記無菌バリア 8 7 はドレープである。

## 【 0 1 3 9 】

50

一実施形態によれば、前記無菌バリア 87 は、前記プランジャ 96 が前記フレーム 57 に対して移動するときストリーチする (stretch) 緩いドレープであり、前記プランジャ 96 の動作を実質的に妨げない力を及ぼす。

【0140】

無菌バリアにわたって接合装置を移動させるのに適した、本発明の一態様に係る医療器具 60、160、260、360 の押圧要素 95 設けることにより、信頼性が高く、無菌の医療器具の製造が可能となる。

【0141】

本発明の一態様に係る医療器具 60、160、260、360 のプランジャ 96 を設けることにより、ドレープ又は連続的可撓性シート材料の形状で簡便な無菌バリアを利用することが可能である。

10

【0142】

本発明の一態様に係る医療器具 60、160、260、360 のプランジャ 96 を設けることにより、高精度のリニアアクチュエータを備えた押圧要素を用いて、命令された動作の精度を高めることが可能である。

【0143】

本発明の一態様に係る医療器具 60、160、260、360 のプランジャ 96 を設けることにより、無菌バリア 87 が前記フレームの外部であることを可能にし、前記フレーム 57 内でテンドン 90 を保護することが可能である。

【0144】

本発明の一態様に係る医療器具 60、160、260、360 のプランジャ 96 を設けることにより、前記関節装置 70 の任意の関節部材 71 の位置決めのため、前記テンドン 90、190 に張力付与を提供することが可能である。

20

【0145】

本発明の一態様に係る医療器具 60、160、260、360 のプランジャ 96 を設けることにより、前記プランジャへの前記押圧要素の連続的な押圧動作を利用することによって、動作の方向変化が一切避けられるため、動作の方向変化に関連する空動き及びバックラッシュの影響を回避することが可能である。

【0146】

本発明の一態様に係る医療器具 60、160、260、360 の無菌バリア 87 を設けることにより、押圧要素に取り付けられていない無菌バリアを設けることが可能であるため、手術スタッフにとって配置することがより容易である。

30

【0147】

一実施形態によれば、前記押圧要素 95 はセンサ 150 を含む。

【0148】

一実施形態によれば、前記押圧要素 95 は、前記無菌バリア 87 を介して前記押圧要素 95 と前記プランジャ 96 との間の接触を検出するのに適したセンサ 150 を含む。

【0149】

一実施形態によれば、前記押圧要素 95 は、前記無菌バリア 87 を介して前記押圧要素 95 とプランジャ 96 との間で交わされた押圧力を測定するのに適した力センサ 151 を含む。

40

【0150】

一実施形態によれば、前記力センサ 151 は、前記押圧要素 95 の動作の直線状の軌道に沿った押圧力の成分を測定する一軸性荷重センサである。

【0151】

一実施形態によれば、前記押圧要素 95 は、前記無菌バリア 87 を介して前記押圧要素 95 とプランジャ 96 との間で交わされた圧力を測定するのに適した圧力センサ 152 を含む。

【0152】

一実施形態によれば、前記圧力センサ 152 は、前記押圧要素 95 の前記相互的押圧面

50

148に接着された薄膜圧力センサである。

【0153】

一実施形態によれば、前記押圧要素95は、前記無菌バリア87を介して前記相互的押圧面148と押圧面147との間の距離を測定するのに適した非接触近接センサ153を含む。

【0154】

本発明の一態様に係る医療器具60、160、260、360の押圧要素95を設けることにより、関節装置を滅菌バリアにわたって移動させるのに適しているため、信頼性が高く、無菌の医療器具の製造が可能になる。

【0155】

本発明の一態様に係る医療器具60、160、260、360のセンサ150を設けることにより、無菌バリアを介して、前記関節装置70と患者201の人体との間の相互作用に関連した検知された量を検知することが可能である。

10

【0156】

本発明の一態様に係る医療器具60、160、260、360のセンサ150を設けることにより、無菌バリアを介して前記押圧要素95とプランジャ96との間の接触を検出することが可能である。

【0157】

本発明の一態様に係る医療器具60、160、260、360のセンサ150を設けることにより、無菌バリアを介して、腱90、190の張力に関連した押圧力を検出することが可能である。

20

【0158】

一般的な実施形態によれば、ロボット手術アセンブリ100は、前述した実施形態のいずれか一態様に係る少なくとも1つの医療器具60、160、260、360を含む。

【0159】

本発明の一態様によれば、外科手術用ロボットアセンブリ100は、少なくとも並進運動の複数の自由度を有するマイクロ位置決め装置41、141、241、341の少なくとも1つと、多回転自由度を有する1つの関節装置70又は多関節装置70を有する医療器具60の少なくとも1つと、を備える。

30

【0160】

前記医療器具60は、前記多関節装置70がその終端部77で作業容積7内の所定の位置に到達するように、前記マイクロ位置決め装置41に直列に接続されている。

【0161】

一実施形態によれば、前記ロボットアセンブリ100は、支持体104と、前記支持体104に接続されたマクロ位置決めアーム30とを含み、支持体104に関して、前記マクロ位置決めアーム30はマクロ位置決めの複数の自由度を提供する。

【0162】

一実施形態によれば、前記マイクロ位置決め装置41、141、241、及び341は、前記マクロ位置決めアーム30に、カスケード、すなわち直列に接続されている。

40

【0163】

医療器具60に直列に接続された少なくとも並進運動の複数の自由度を含む、少なくとも1つのマイクロ位置決め装置41に直列に接続されたマクロ位置決めアーム30を含む運動連鎖を設けることにより、前記作業容積7内の前記医療器具60の終端部77の並進運動の位置決め移動、及び前記作業容積7内の前記医療器具60の終端部77の方向付けの位置決め移動を分離することが可能となる。

【0164】

一実施形態によれば、前記マイクロ位置決め装置41は、並進運動のみの自由度を有する。

50

## 【 0 1 6 5 】

一実施形態によれば、前記マイクロ位置決め装置 4 1 は、少なくとも 2 つの互いに直交する方向に沿って並進運動を決定するのに適したデカルト運動機構である。一実施形態によれば、前記マイクロ位置決め装置 4 1 は、少なくとも 3 つの互いに直交する方向に沿って並進運動を決定するのに適したデカルト運動機構である。

## 【 0 1 6 6 】

一実施形態によれば、前記マイクロ位置決め装置 4 1 は、X - Y - Z デカルト運動機構及び更なる回転自由度を有し、前記回転自由度は、医療器具が展開する長手方向と実質的に一致する回転軸を中心にするものである。

## 【 0 1 6 7 】

一実施形態によれば、1 つの関節装置 7 0 を含む前記少なくとも 1 つの医療器具 6 0 は、回転のみの複数の自由度を有する。

## 【 0 1 6 8 】

一実施形態によれば、ロボット外科手術アセンブリ 1 0 0 は、少なくとも第 1 のマイクロ位置決め装置 1 4 1 及び第 2 のマイクロ位置決め装置 2 4 1 を含むように、更なるマイクロ位置決め装置 4 1 を含む。

## 【 0 1 6 9 】

一実施形態によれば、前記少なくとも 2 つのマイクロ位置決め装置 1 4 1、2 4 1 は、相互に平行に配置されている。一実施形態によれば、前記少なくとも 2 つのマイクロ位置決め装置は、右側で 1 つの医療器具、且つ左側で 1 つの医療器具を移動させるように並設されている。

## 【 0 1 7 0 】

一実施形態によれば、外科手術用ロボットアセンブリ 1 0 0 は、前記マイクロ位置決め装置 1 4 1 にカスケード又は直列に接続された第 1 の医療器具 1 6 0 と、前記第 2 のマイクロ位置決め装置 2 4 1 にカスケード又は直列に接続された少なくとも第 2 の医療器具 2 6 0 とを備えるように、更なる医療器具 6 0 を備える。

## 【 0 1 7 1 】

一実施形態によれば、前記第 1 の医療器具 1 6 0 は、1 つの関節装置 1 7 0 を備え、前記第 2 の医療器具は、第 2 の関節装置 2 7 0 を備える。

## 【 0 1 7 2 】

一実施形態によれば、前記第 2 のマイクロ位置決め装置 1 4 1 及び前記第 2 のマイクロ位置決め装置 2 4 1 は、各関節装置 7 0 のそれぞれの終端部 7 7 が、必ず少なくとも部分的に重なるそれぞれの作業容積 7 に到達するように配置されている。

## 【 0 1 7 3 】

少なくとも部分的に重なる作業容積 7 を設けることにより、患者の単一の部分に少なくとも 2 つの医療器具を利用する状況での手術が可能となる。

## 【 0 1 7 4 】

一実施形態によれば、前記少なくとも 2 つの医療器具 1 6 0、2 6 0 は、相互に平行に配置される。

## 【 0 1 7 5 】

一実施形態によれば、前記それぞれの作業容積 7 は実質的に一致する。

## 【 0 1 7 6 】

一実施形態によれば、前記マクロ位置決めアーム 3 0 は、少なくとも 1 つのマイクロ位置決め装置 4 1 の少なくとも一部分を保持するのに適した少なくとも 1 つの取付機構 3 9 を有する少なくとも 1 つの支持部材 3 8 を備える。

## 【 0 1 7 7 】

一実施形態によれば、前記支持部材 3 8 は、前記第 1 のマイクロ位置決め装置 1 4 1 の少なくとも一部分、及び前記第 2 のマイクロ位置決め装置 2 4 1 の少なくとも一部分を同時に運搬 / 受け取るのに適している。

## 【 0 1 7 8 】

10

20

30

40

50

一実施形態によれば、前記支持部材 38 は、少なくとも 3 つの取付機構 39 を有するよう、少なくとも 1 つの他の取付機構 39 を含み、前記更なる取付機構 39 は更なるマイクロ位置決め装置 41 の少なくとも一部分を保持するのに適している。

【0179】

一実施形態によれば、前記ロボットアセンブリ 100 は、少なくとも 3 つのマイクロ位置決め装置 41、141、241、341 を備える。

【0180】

一実施形態によれば、前記ロボットアセンブリ 100 は、少なくとも 3 つの医療器具 60、160、260、360 を備える。

【0181】

一実施形態によれば、前記 3 つの医療器具 60、160、260、360 は、前記少なくとも 3 つのマイクロ位置決め装置 41、141、241、341 のそれぞれのマイクロ位置決め装置 41、141、241、341 とカスケード又は直列に配置されている。

【0182】

一実施形態によれば、前記第 1 のマイクロ位置決め装置 141、前記第 2 のマイクロ位置決め装置 241、及び前記第 3 のマイクロ位置決め装置 341 は、各関節装置 70 の終端位置 77 が少なくとも部分的に重なっているそれぞれの作業容積に到達するように配置されている。

【0183】

一実施形態によれば、前記支持部材 38 は、少なくとも 3 つの取付機構 39 を含み、その各々は、マイクロ位置決め装置 41 の少なくとも一部分を保持するのに適している。

【0184】

一実施形態によれば、前記マクロ位置決めアーム 30 は、3 つの自由度を有する。

【0185】

一実施形態によれば、前記マクロ位置決めアーム 30 は、5 つの自由度を有し、前記 5 つの自由度は、並進運動と回転運動との両方である。

【0186】

一実施形態によれば、前記マクロ位置決めアーム 30 の前記 5 つの自由度は、1 つの実質的に垂直な並進運動、前記第 1 のアーム移動軸 a - a、第 2 のアーム移動軸 b - b、及び第 3 のアーム移動軸 c - c を中心とした 3 つの実質的な回転運動、及び前記第 4 のアーム移動軸 d - d を中心とした少なくとも 1 つの回転運動である。

【0187】

一実施形態によれば、アームの前記移動軸は、共通の参照システムに対して固定又は移動可能であってもよい。

【0188】

一実施形態によれば、前記マクロ位置決めアーム 30 は受動的機構である。換言すれば、一実施形態によれば、前記マクロ位置決めアーム 30 は、操作者によって手で動かされる。

【0189】

一実施形態によれば、前記マクロ位置決めアーム 30 は、6 つの自由度を有し、その少なくとも 1 つは回転運動である。この特性を設けることにより、図 1C の非限定的な例に示されているように、能動的な人型ロボットの形成が可能となる。一実施形態によれば、前記マクロ位置決めアーム 30 は、能動的な人型ロボットである。換言すれば、一実施形態によれば、前記マクロ位置決めアームは、ステッパモータ又はサーボモータを含む電動システムによって動かされる。

【0190】

代替的な実施形態によれば、前記マクロ位置決めアーム 30 は、受動的な人型ロボットである。

【0191】

一実施形態によれば、前記マクロ位置決めアーム 30 は、半径 650 mm の延伸の移動

10

20

30

40

50

を有する。

【0192】

一実施形態によれば、前記マクロ位置決めアーム30は、前記支持体104に接続され、且つ直線スライドガイド36に沿って前記支持体104に対して移動可能である、1つの第1のアーム部材31と、

第1のアーム移動軸a-aを中心に前記第1のアーム部材31に接続された第2のアーム部材32と、

を含む。

【0193】

第1のアーム部材31が直線スライドガイド36に沿って前記支持体104に対して移動可能であることにより、接近する、又はオペレーションフィールドから離れるように上下運動が可能となる。

【0194】

一実施形態によれば、前記マクロ位置決めアーム30は、第2のアーム部材32に接続され、且つ第2のアーム移動軸b-bを中心に前記第2のアーム部材32に対して移動可能である第3のアーム部材33を更に含む。

【0195】

一実施形態によれば、前記マクロ位置決めアーム30は、前記第3のアーム部材33に接続され、且つ第3のアーム移動軸c-cを中心に前記第3のアーム部材33に対して移動可能である第4のアーム部材34を更に含む。

【0196】

一実施形態によれば、前記マクロ位置決めアーム30は、少なくとも1つの回転ダイヤルナット43を更に含み、当該ダイヤルナットは、第4のアーム移動軸d-dを中心に移動可能であり、前記支持部材38を前記第4のアーム移動軸d-dを中心に移動させるように操作されるのに適している。

【0197】

一実施形態によれば、前記マクロ位置決めアーム30の前記5つの自由度は、1つの実質的に垂直な並進運動、前記第1の移動軸a-a、第2の移動軸b-b、及び第3の移動軸c-cを中心とした3つの実質的な回転運動、及び前記第4のアーム移動軸d-dを中心とした少なくとも1つの回転運動である。

【0198】

一実施形態によれば、前記回転ダイヤルナット43は、予め設定された変位を規定するクリック止め又は非連続運動機構を含む。

【0199】

一実施形態によれば、前記回転ダイヤルナット43と前記支持部材38との間で回転運動の伝達の低下が生じる。換言すれば、前記回転ダイヤルナットの大きい角運動は、カメラの対物と同じように、前記支持部材38の小さい角運動に対応する。

【0200】

前記支持部材38が前記第4のアーム移動軸d-dを中心とした回転運動によって移動可能であるように設けることにより、前記マクロ位置決めアーム30に関連付けられた前記少なくとも1つの医療機器60の前記終端部77を、前記機器シャフトと前記解剖学的平面との間の好ましい角度で、異なる解剖学的平面上の縫合を容易にするように急勾配で若しくは浅く、前記患者201の所定の部位に近接させることが可能である。

【0201】

一実施形態によれば、前記回転ダイヤルナット43は、少なくとも1つのギザ付きハンドルを含む。これはより微細な制御を提供する。

【0202】

一実施形態によれば、前記第1のアーム移動軸a-a、前記第2のアーム移動軸b-b、及び前記第3のアーム移動軸c-cは互いに実質的に平行である。

【0203】

10

20

30

40

50

－実施形態によれば、前記第 4 のアーム移動軸 d - d は、前記第 3 のアーム移動軸 c - c に実質的に直交する。

【 0 2 0 4 】

－実施形態によれば、ラックアンドピニオン機構を動かす手動ノブ 3 7 は、その回転運動によって前記直線スライドガイド 3 6 における前記第 1 のアーム部材 3 1 の移動を制御する。

【 0 2 0 5 】

－実施形態によれば、前記マクロ位置決めアーム 3 0 は、前記支持体 1 0 4、前記第 1 のアーム部材 3 1、前記第 2 のアーム部材 3 2、前記第 3 のアーム部材 3 3、前記第 4 のアーム部材 3 4 のうちの少なくとも 2 つの相対運動を阻止するのに適した少なくとも 1 つの制動システムを含む。

10

【 0 2 0 6 】

－実施形態によれば、前記制動システムは、少なくとも 1 つの電磁制動装置を含む。

【 0 2 0 7 】

－実施形態によれば、前記マクロ位置決めアーム 3 0 は、少なくとも 1 つの解放ボタン 3 5 又は解錠ボタンを含み、当該ボタンはブレーキ（又はロック）位置と解放（又は解錠）位置との間で切り替えることができる。

【 0 2 0 8 】

－実施形態によれば、前記制動システムは、解放ボタン 3 5 によって解放することができる。

20

【 0 2 0 9 】

－実施形態によれば、前記解放ボタン 3 5 は、ブレーキ位置と解放位置との間で切り替えることができる。

【 0 2 1 0 】

－実施形態によれば、前記解放ボタン 3 5 は、その解放位置にあるとき、操作者が、前記マクロ位置決めアーム 3 0 を動かすことによって、当該マクロ位置決めアーム 3 0 の自由度の少なくとも 1 つを移動させることを可能にする。

【 0 2 1 1 】

－実施形態によれば、前記解放ボタン 3 5 は、その解放位置にあるとき、制動システムを解放することができ、前記支持体 1 0 4、ならびに前記第 1 のアーム部材 3 1、前記第 2 のアーム部材 3 2、前記第 3 のアーム部材 3 3、及び前記第 4 のアーム部材 3 4 の少なくとも 2 つの同時相対移動を可能にする。

30

【 0 2 1 2 】

－実施形態によれば、前記解放ボタン 3 5 は、その解放位置にあるとき、前記停止システムを非作動にするのに適しており、前記第 1 のアーム部材 3 1、前記第 2 のアーム部材 3 2、前記第 3 のアーム部材 3 3、及び前記第 4 のアーム部材 3 4 の同時相対移動を可能にする。

【 0 2 1 3 】

－実施形態によれば、前記解放ボタン 3 5 は、圧力によって作用するのに適しており、それが押し下げられたときに、前記解放位置にあり、出っ張った状態又は押し下げられていないときに、前記停止位置にある。

40

【 0 2 1 4 】

－実施形態によれば、前記ロボットアセンブリ 1 0 0 は、前記解放システムを解放することによって受動的に移動可能である前記マクロ位置決めアーム 3 0 と、

外科医 2 0 0 によって実行されると、前記制御器具 2 1 の移動からマスタスレーブ遠隔操作によって能動的に制御された、前記少なくとも 1 つのマクロ位置決め装置 4 1 及び前記少なくとも 1 つの多関節装置 7 0 と、

を含む。

【 0 2 1 5 】

50

一実施形態によれば、前記マイクロ位置決め装置 4 1、1 4 1、2 4 1 は、3 つの並進運動自由度を有する。

【0 2 1 6】

一実施形態によれば、前記マイクロ位置決め装置 4 1、1 4 1、2 4 1 は、4 つの自由度を有し、そのうちの 3 つが並進運動である。

【0 2 1 7】

一実施形態によれば、各マイクロ位置決め装置 4 1 は、球面関節 1 7 3 を含み、前記球面関節 1 7 3 は、各マイクロ位置決め装置 4 1 の上流にカスケード又は直列に配置される。

【0 2 1 8】

例えば図 2 B に示す一実施形態によれば、各マイクロ位置決め装置 4 1、1 4 1、2 4 1 は、その基部、すなわち、最近位部からマイクロ位置決め装置 4 1、1 4 1、2 4 1 を移動させることによって医療器具 6 0、1 6 0、2 6 0 の向きを変更するのに適した球面関節 1 7 3 を備えている。一実施形態によれば、前記球面関節 1 7 3 は、ブロックすることができる自在関節である。

【0 2 1 9】

一実施形態によれば、前記マイクロ位置決め装置 4 1 は、第 1 のスライド方向 f - f に沿った第 1 のスライドレール 5 4 に沿って移動可能である、第 1 の電動スライド 5 1 を含む。

【0 2 2 0】

一実施形態によれば、前記マイクロ位置決め装置 4 1 は、第 2 のスライド方向 g - g に沿った第 2 のスライドレール 5 5 に沿って移動可能である、第 2 の電動スライド 5 2 を含む。

【0 2 2 1】

一実施形態によれば、前記マイクロ位置決め装置 4 1 は、第 3 のスライド方向 h - h に沿った第 3 のスライドレール 5 6 に沿って移動可能である、第 3 の電動スライド 5 3 を含む。

【0 2 2 2】

一実施形態によれば、前記第 1 のスライド方向 f - f は、実質的に直線的である。

【0 2 2 3】

一実施形態によれば、前記第 2 のスライド方向 g - g は、実質的に直線的である。

【0 2 2 4】

一実施形態によれば、前記第 2 のスライド方向 g - g は、前記第 1 のスライド方向 f - f に対して実質的に直交する。

【0 2 2 5】

一実施形態によれば、前記第 3 のスライド方向 h - h は、実質的に直線的である。

【0 2 2 6】

一実施形態によれば、前記第 3 のスライド方向 h - h は、前記第 1 のスライド方向 f - f 及び前記第 2 のスライド方向 g - g に対して実質的に直交する。一実施形態によれば、前記第 3 のスライド方向 h - h は、シャフト 6 5 と整列している。

【0 2 2 7】

一実施形態によれば、前記マイクロ位置決め装置 4 1 は、ステッパモータ又はサーボモータと作用するのに適している。一実施形態によれば、前記マイクロ位置決め装置 4 1 は、圧電モータ又は超音波モータと作用するのに適している。

【0 2 2 8】

一実施形態によれば、前記第 1、第 2、及び第 3 の電動スライドの少なくとも 1 つの電動スライド 5 1、5 2、5 3 は、それぞれのスライドレール 5 4、5 5、5 6 に対して回転するボールねじを含む伝達機構を介してモータに接続され、ナットによって保持される。一実施形態によれば、前記ナットは、前記第 1、第 2、及び第 3 の電動スライドの少なくとも 1 つの電動スライド 5 1、5 2、5 3 にソリダル (solidal) である。

10

20

30

40

50

## 【0229】

予荷重されたボール又はリードスクリューナット型の結合を含む伝達機構を設けることにより、電動スライドへの移動の制御が改善され、バックラッシュが減少する。

## 【0230】

一実施形態によれば、前記第1、第2、第3の電動スライドの少なくとも1つの電動スライド51、52、53は、歯付きベルトを含む伝達機構によってモータに接続される。

## 【0231】

一実施形態によれば、前記電動スライド51、52、53は、1cm~10cmのストロークを有し、且つ0.1ミクロン~25ミクロンの範囲内の精度を有する精密なマイクロスライドである。

## 【0232】

一実施形態によれば、前記モータはサーボモータである。一実施形態によれば、前記モータはステッパモータである。

## 【0233】

一実施形態によれば、前記医療器具60は、長手方向回転軸r-rを中心に前記医療器具60を移動させるのに適した電動回転関節46を含む。

## 【0234】

一実施形態によれば、前記マイクロ位置決め装置41も、長手方向回転軸r-rを中心に前記医療器具60を移動させるのに適した電動回転関節46を含む。

## 【0235】

一実施形態によれば、前記長手方向回転軸r-rは、前記医療器具60の伸縮展開の長手方向軸、又は器具軸X-X、又はシャフトの長手方向軸X-Xと実質的に一致する。一実施形態によれば、軸角度は、前記第1の医療器具160のシャフト65の軸方向X-Xと、前記第2の医療器具260のシャフト65の軸方向X-Xとの間の角度として定義される。

## 【0236】

一実施形態によれば、前記医療器具60は、2つの回転自由度を有する1つの多関節装置70を含む。一実施形態によれば、前記医療器具60は、接合された手首を形成するように互いに直交する2つの回転自由度を有する1つの多関節装置70を含む。

## 【0237】

一実施形態によれば、前記医療器具60は、少なくとも3つの自由度を有する関節装置70を含む。一実施形態によれば、前記関節装置70は、3つの回転自由度を有し、そのうちの2つの回転自由度は、互いに平行な軸を中心とし、第3の回転自由度は、前記長手方向の回転軸r-rを中心とする。

## 【0238】

一実施形態によれば、前記関節装置70は、器具軸X-Xに直交する第1の回転軸を中心とした1つの第1の回転自由度と、第1の回転軸に平行な1つの第2の回転自由度と、第2の回転軸に直交する第3の回転自由度との3つの回転自由度を有し、その結果、前記第2及び第3の回転自由度は互いに近接し、手首の部分関節(sub-articulation)を形成する。

## 【0239】

一実施形態によれば、前記医療器具60は、関節装置70を含み、当該装置は、その終端部77において更なる自由度を有し、前記更なる自由度により、前記終端部77の開放運動及び/及び閉鎖運動が可能となる。一実施形態によれば、前記関節装置70は、前記遠位部において終端装置77を含み、前記終端装置77は開放及び/又は閉鎖の前記更なる自由度を含む。例えば、前記更なる自由度は、鉗子、又ははさみなどの切断器具の開放及び/又は閉鎖を決定する。

## 【0240】

一実施形態によれば、前記少なくとも1つの医療器具60は、着脱可能に前記ロボットアセンブリ100に接続されている。

10

20

30

40

50

## 【 0 2 4 1 】

一実施形態によれば、前記医療器具 6 0 は、前記フレーム 5 7 を前記関節装置 7 0 と接続させるのに適したシャフト 6 5 を少なくとも含む。

## 【 0 2 4 2 】

一実施形態によれば、前記医療器具 6 0 は、その関節装置 7 0 を、前記マイクロ位置決め装置 4 1 から所定距離を離れて配置するように、少なくとも 1 つのシャフト 6 5 を備える。一実施形態によれば、前記シャフト 6 5 は、前記関節装置 7 0 を、前記マイクロ位置決め装置 4 1 から所定距離で遠ざけるのに適している。

## 【 0 2 4 3 】

一実施形態によれば、前記所定距離は、前記関節装置 7 0 の長手方向延伸の倍数である。一実施形態によれば、前記所定距離は、前記関節装置 7 0 の長手方向延伸の少なくとも 5 倍に等しい。一実施形態によれば、前記所定距離は、前記関節装置 7 0 の長手方向延伸の少なくとも 2.5 倍に等しい。一実施形態によれば、前記所定距離は、シャフトの長手方向 X - X に沿って測定される。一実施形態によれば、前記所定距離は、前記関節装置 7 0 の長手方向延伸の略 5.0 倍に等しい。

10

## 【 0 2 4 4 】

前記マイクロ位置決め装置 4 1 と前記関節装置 7 0 とを離間させる前記シャフト 6 5 を設けることにより、前記マイクロ位置決め装置 4 1 及び前記関節装置 7 0 を、それらが作動状態にあるとき、それらの機能を果たすのに適した寸法であるように製造することが可能である。前記ロボットアセンブリ 1 0 0 が複数の医療器具 6 0、1 6 0、2 6 0、3 6 0 を含むとき、関連する関節装置からそれぞれのマイクロ位置決め装置 4 1、1 4 1、2 4 1、3 4 1 を離間させる、各医療器具 6 0、1 6 0、2 6 0、3 6 0 内の前記シャフト 6 5 を設けることにより、各医療装置の終端部 7 7 は、独立の移動能力を保ちながら、各自の作業容積に到達することが可能である。

20

## 【 0 2 4 5 】

一実施形態によれば、前記シャフト 6 5 は、前記終端装置 7 7 が前記フレーム 5 7 から所定距離を離れるように、前記フレームに接続するのに適している。

## 【 0 2 4 6 】

一実施形態によれば、前記シャフト 6 5 は剛性である。

30

## 【 0 2 4 7 】

一実施形態によれば、前記シャフト 6 5 は、3 0 m m ~ 2 5 0 m m、好ましくは 6 0 m m ~ 1 5 0 m m の長手方向延伸を有する。

## 【 0 2 4 8 】

一実施形態によれば、前記シャフト 6 5 は、長手方向の内孔を有する。一実施形態によれば、前記シャフト 6 5 は、中空の管形状を有する。

## 【 0 2 4 9 】

一実施形態によれば、前記医療器具 6 0 は、少なくとも前記関節装置 7 0 の少なくとも 1 つの駆動システムを収容するのに適した、前記医療器具 6 0 のモータ収容部 6 1 を備える。このようにして、前記関節装置 7 0 の作動は、前記医療器具 6 0 の内部で行われる。

40

## 【 0 2 5 0 】

一実施形態によれば、ロボットアセンブリ 1 0 0 は、マスタ/スレーブ形式の通信システムによって前記医療器具 6 0、1 6 0、2 6 0 の少なくとも一部分の運動を決定するのに適した、少なくとも 1 つの制御装置 2 0 を備える。

## 【 0 2 5 1 】

一実施形態によれば、前記アセンブリは、少なくとも 2 つの入力装置 2 0 を備えるように、更なる制御装置 2 0 を有する。一実施形態によれば、前記制御装置 2 0 は、前記医療器具 6 0 の前記関節装置 7 0 の動作を決定するのに適している。一実施形態によれば、前記制御装置 2 0 は、前記マイクロ位置決め装置 4 1 の移動を決定するのに適している。前記特性を設けることにより、前記検出装置 2 2 によって登録されるように前記制御器具 2

50

1の並進運動を、その作業空間7、17内の前記終端装置77の並進運動に関連付けることができる。

【0252】

一実施形態によれば、前記制御装置20は、前記マイクロ位置決め装置41及び前記医療器具60の動作を決定するのに適している。

【0253】

前記特性を設けることにより、前記作業容積7内の前記終端装置77の回転運動及び並進運動を決定するように、前記制御器具21によって前記マイクロ位置決め装置41の少なくとも一部分及び前記医療器具60の少なくとも一部分を移動させることができる。

【0254】

代替的な一実施形態によれば、前記マイクロ位置決め装置41は、制動又はその他の方法でブロックすることができる複数の受動的自由度を有する。一実施形態によれば、前記複数の自由度は、前記マイクロ位置決め装置41のすぐ上流に、直列に配置されている。

【0255】

一実施形態によれば、前記ロボットアセンブリ100は、前記ロボットアセンブリ100に関連する視覚システム103と協働するのに適している。

【0256】

一実施形態によれば、前記視覚システム103は顕微鏡103である。

【0257】

前記ロボットアセンブリに関連する顕微鏡103を設けることにより、既存の顕微鏡を導入することが可能となり、前記ロボットアセンブリ100をより汎用性のあるものにすることができる。例えば、前記ロボットアセンブリ100は、使用される対物レンズの焦点距離に応じて、100mm～500mmの焦点距離を有する顕微鏡と協働して使用することができる。更に、それにより、器具の終端部の移動の間に比較的大きな動きを必要とする部分を可能な限り無くし、外科手術中にロボットアセンブリ100の掃引する容積を低減することが可能になる。

【0258】

一実施形態によれば、前記顕微鏡103は光学顕微鏡103である。

【0259】

一実施形態によれば、前記顕微鏡103は、前記第1の医療器具160の前記終端部77、及び/又は前記第2の医療器具260の前記終端部77、及び/又は前記第3の医療器具360の前記終端部をその視野内に収めるのに適している。

【0260】

一実施形態によれば、前記顕微鏡103は、作業容積7をフレーミング(framing)するのに適している。

【0261】

一実施形態によれば、少なくとも1つのビデオカメラ45は、前記支持部材38に接続されている。

【0262】

一実施形態によれば、前記ビデオカメラ45は、前記第1の医療器具160の前記終端部77及び前記第2の医療器具260の前記終端部77をフレーミングするのに適している。

【0263】

一実施形態によれば、前記支持体104は、機械入力インターフェースを形成するのに適した少なくとも1つのディスプレイ111を含む。

【0264】

一実施形態によれば、前記ディスプレイ111は、前記ビデオカメラ45によって得られた画像を視覚化するのに適している。

【0265】

一実施形態によれば、前記ビデオカメラ45は、前記少なくとも1つの医療器具60の

10

20

30

40

50

正確な位置決めを可能にするように前記マク口位置決めアーム 30 と協働するのに適している。この特性を設けることにより、作業容積 7 内で前記少なくとも 1 つの医療器具 60 の少なくとも一部分の位置決めプロセスを容易にする。

【0266】

一実施形態によれば、前記第 1 の医療器具 160、前記第 2 の医療器具 260、及び前記支持部材 38 は、実質的に三角形を形成するように配設されている。このように設けることにより、前記ロボットアセンブリ 100 によって外科医の目と腕との間に存在する同様な三角を再現することができる。

【0267】

一実施形態によれば、前記支持体 104 は、移動カート、顕微鏡の支持構造体、手術用ベッド、手術台の少なくとも 1 つである。

10

【0268】

本発明の一態様によれば、顕微手術用のロボットアセンブリ 100 用のマスタ/スレーブ対のマスタインターフェースを少なくとも部分的に形成するのに適している、顕微手術用のロボットアセンブリ 100 用の顕微手術用制御装置 20 は、

従来 of 外科器具、すなわち、患者の人体 201 の少なくとも一部分において直接に手術するのに適した外科器具のように保持され、取り扱われるのに適した形状及びサイズを有する空間的に移動可能な少なくとも 1 つの制御器具 21 と、

空間の少なくとも一部分における前記制御器具 21 の位置を検出するのに適した少なくとも 1 つの検出装置 22 と、

20

を含む。

【0269】

前記制御器具 21 は、少なくとも 1 つの位置センサ 28 を含み、当該センサは前記検出装置 22 と協働して少なくとも前記制御器具 21 の位置を検知する。

【0270】

一実施形態によれば、前記検出装置 22 は、前記少なくとも 1 つの位置センサ 28 の位置を検出することによって少なくとも前記制御器具 21 の位置を検出するように電磁場を生成する。一実施形態によれば、前記検出装置 22 は、少なくとも慣性加速度成分を測定することにより前記位置センサ 28 の位置を検出することによって少なくとも前記制御器具 21 の位置を検出する。一実施形態によれば、前記位置センサ 28 は加速度計を含む。

30

【0271】

一実施形態によれば、前記検出装置 22 は、前記制御装置 20 の基部構造体 67 内に配置されている。

【0272】

一実施形態によれば、前記制御器具 21 は、少なくとも電磁通信システムによって前記検出装置 22 に接続されている。

【0273】

一実施形態によれば、前記制御器具 21 は、前記制御器具 21 の先端部 68 で有効な少なくとも 1 つの鉗子関節 69 を含み、前記先端部 68 に把持又は切断動作をさせる。

【0274】

一実施形態によれば、少なくとも 1 つの先端センサ 29 は、前記鉗子関節 69 の開口角度を測定する。

40

【0275】

一実施形態によれば、前記制御器具 21 は、従来 of 外科手術用器具の形状を実質的に再現する形状を有する。

【0276】

一実施形態によれば、前記制御器具 21 は、外科用鉗子の形状を有する。

【0277】

一実施形態によれば、前記制御器具 21 は、外科用メスの形状を有する。

【0278】

50

一実施形態によれば、前記制御器具 2 1 は、外科用針ホルダーの形状を有する。

【 0 2 7 9 】

一実施形態によれば、前記制御器具 2 1 は、外科用はさみの形状を有する。

【 0 2 8 0 】

一実施形態によれば、前記制御器具 2 1 は、外科用ブレードの形状を有する。

【 0 2 8 1 】

一実施形態によれば、前記制御装置 2 0 は、操作者 2 7 用の少なくとも 1 つの人間工学的支持要素を有する。当該人間工学的支持要素は、顕微手術外科医 2 0 0 のための人間工学的支持を提供するように、少なくとも動作状態にあるときに、顕微手術外科医 2 0 0 の前腕の少なくとも一部分を支持するのに適した、操作者 2 5 用の少なくとも 1 つの支持面を含む。このような特性を設けることにより、改善された手術の効率を決定する顕微手術外科医の快適性の向上が可能である。

10

【 0 2 8 2 】

一実施形態によれば、前記人間工学的支持要素 2 7 は、軟質素材又は発泡体で作製された一部分を少なくとも有する。

【 0 2 8 3 】

一実施形態によれば、前記制御器具 2 1 は、少なくとも 1 つの電磁通信システムによって前記検出装置 2 2 に接続されている。一実施形態によれば、前記位置センサは、マイクロボリンを有する電磁位置センサであり、前記センサ装置は磁場の発生器と、前記磁場によって前記マイクロボリン内で誘起された電流を読み込む電気回路とを含む。この特性を設けることにより、制御器具 2 1 は前記検出装置 2 2 の応答時間に影響を与えることなく、従来の外科器具としての機能を保つことが可能である。

20

【 0 2 8 4 】

一実施形態によれば、前記制御器具 2 1 は、有線接続又はケーブルによって前記検出装置 2 2 に接続されている。

【 0 2 8 5 】

一実施形態によれば、前記制御器具 2 1 は、無線接続によって前記検出装置 2 2 に接続されている。

【 0 2 8 6 】

一実施形態によれば、前記検出装置 2 2 は、空間的な位置を測定するのに適しており、この位置測定は、誘導電流による測定、又は光学測定、又は超音波測定、又は電離放射線による測定である。

30

【 0 2 8 7 】

一実施形態によれば、前記制御装置 2 0 は、選択的に前記制御装置 2 0 からの入力を起動又は停止するのに適したペダル又はボタンとして実装されたオン/オフ式のスイッチを含む。

【 0 2 8 8 】

一実施形態によれば、ロボットアセンブリ 1 0 0 は、上述した実施形態の 1 つによって記載されたような少なくとも 1 つの制御装置 2 0 と、少なくとも 1 つの終端部 7 7 を有する少なくとも 1 つの外科手術用マイクロ器具 6 0、1 6 0、2 6 0、3 6 0 と、を含む。

40

【 0 2 8 9 】

一実施形態によれば、前記終端部 7 7 は、患者 2 0 1 の少なくとも一部分において手術するのに適している。

【 0 2 9 0 】

一実施形態によれば、前記終端部 7 7 は、例えば図 3 A ~ 図 3 B に示すように、外科用針 2 0 2 を扱うのに適している。

【 0 2 9 1 】

一実施形態によれば、前記制御器具 2 1 は、同じ寸法を有し、従来の外科手術用器具、

50

すなわち、患者 201 の少なくとも一部分において直接に手術するために使用することができる外科手術用器具と同様な取り扱い体験を提供する。前記外科手術用マイクロ器具 60 は、前記制御器具 21 の同様な全運動能力を再現するのに適している。

【0292】

一実施形態によれば、前記ロボットアセンブリ 100 は、前記制御器具 21 の動作が大きく、振動を含む場合に、前記外科手術用マイクロ器具 60 の動作は、振動がフィルタリングされ、ミリメートル又はミクロンスケールまで動作を低減するように、前記制御器具 21 及び前記外科手術用マイクロ器具 60 の動作を分離するのに適している。マスタインターフェースとスレーブインターフェースとの間で導入された基準化された動作を設けることにより、外科医 200 のオペレーションの容易性を低下させることなく前記外科手術用マイクロ器具の震えの軽減及び精度の向上が可能である。

10

【0293】

一実施形態によれば、前記制御器具 21 は、作動状態にあるとき、前記検出装置に対する前記制御器具 21 の第 1 の 3 次元移動において、前記外科手術用マイクロ器具 60 の第 2 の 3 次元移動に対応するように、前記外科手術用マイクロ器具 60 と協働するのに適している。

【0294】

一実施形態によれば、前記制御器具 21 は、作動状態にあるとき、前記制御器具 21 の第 1 の並進運動が、前記制御器具 21 の前記第 1 の移動の振幅の一部に等しい前記外科手術用マイクロ器具 60、160、260 の第 2 の並進運動に対応するように、前記外科手術用マイクロ器具 60、160、260 と協働するのに適している。このように、外科手術用マイクロ器具 60 への制御器具 21 の震え又は振動の伝達を制限することが可能である。

20

【0295】

一実施形態によれば、前記制御器具 21 は、作動状態にあるとき、前記制御器具 21 の第 1 の並進運動が前記制御器具 21 の前記第 1 の移動の振幅の 10 分の 1 に実質的に等しい振幅の前記外科手術用マイクロ器具 60、160、260 の第 2 の並進運動に対応するように、前記外科手術用マイクロ器具 60、160、260 と協働するのに適している。

【0296】

一実施形態によれば、前記制御器具 21 は、作動状態にあるとき、前記制御器具 21 の第 1 の並進運動が前記制御器具 21 の前記第 1 の移動の振幅の 30 分の 1 に実質的に等しい振幅の前記外科手術用マイクロ器具 60、160、260 の第 2 の並進運動に対応するように、前記外科手術用マイクロ器具 60、160、260 と協働するのに適している。

30

【0297】

一実施形態によれば、前記制御器具 21 は、作動状態にあるとき、前記制御器具 21 の第 1 の角移動が前記外科手術用マイクロ器具 60、160、260 の第 2 の角移動に対応し、マイクロ器具の前記第 2 の角移動が前記制御器具 21 の前記第 1 の移動の振幅に実質的に等しい振幅であるように、前記外科手術用マイクロ器具 60、160、260 と協働するのに適している。このような特性を設けることにより、外科医 200 が熟知する前記制御器具 21 の使用が可能である。

40

【0298】

一実施形態によれば、前記制御器具 21 は、作動状態にあるとき、前記制御器具 21 の鉗子関節 69 の第 1 の角移動が前記外科手術用マイクロ器具 60 の前記終端部 77 に位置する関節の第 2 の角移動に対応し、前記第 2 の移動の振幅が前記制御器具 21 の前記鉗子関節の前記第 1 の角移動の振幅に実質的に等しいように、前記外科手術用マイクロ器具 60 と協働するのに適している。

【0299】

一実施形態によれば、制御器具 21 の前記一部分は、前記外科手術用マイクロ器具 60、160、260 の前記終端部 77 の形状を実質的に再現する形状である。

【0300】

50

一実施形態によれば、前記外科手術用マイクロ器具 60、160、260 は、少なくとも 1 つの関節装置 70 を含み、前記制御器具 21 は、作動状態にあるとき、前記検出装置 22 に対する前記制御器具 21 の第 1 の移動が前記関節装置 70、170、270 の第 2 の移動に対応するように、前記関節装置 70、170、270 と協働するのに適している。

【0301】

一実施形態によれば、ロボットアセンブリ 100 はまた、支持体 104 と、前記支持体 104 に接続された、複数の自由度を有する少なくとも 1 つのマクロ位置決めアーム 30 と、

複数の並進運動自由度を有する少なくとも 1 つのマイクロ位置決め装置 41、141、241 と、を含む。

【0302】

一実施形態によれば、前記少なくとも 1 つの制御装置 20 は、前記顕微手術用ロボットアセンブリ 100 の少なくとも一部分に接続されている。

【0303】

一実施形態によれば、前記少なくとも 1 つの制御装置 20 は、前記支持体 104 に対して自由に配置可能である。

【0304】

一実施形態によれば、前記外科手術用マイクロ器具 60、160、260 は、少なくとも 1 つのマイクロ器具センサを備え、当該少なくとも 1 つのマイクロ機器センサは、前記検出装置 22 に対して、外科手術用マイクロ器具 60、160、260 の少なくとも一部分の空間的位置を検出することができるように、前記検出装置 22 と協働するのに適している。

【0305】

一実施形態によれば、前記マイクロ位置決め装置 41、141、241 は、前記検出装置 22 に対して、前記マイクロ位置決め装置 41、141、241 の少なくとも一部分の空間的位置を検出するように、検出装置 22 と協働するのに適した少なくとも 1 つのマイクロマニピュレータセンサを含む。

【0306】

一実施形態によれば、前記マクロ位置決めアーム 30 は、前記検出装置 22 に対して、前記マクロ位置決めアーム 30 の少なくとも一部分の空間的位置を検出するように、前記検出装置 22 と協働するのに適した少なくとも 1 つのマクロ位置決めアームセンサを含む。

【0307】

一実施形態によれば、前記顕微手術用ロボットアセンブリ 100 は、前記位置センサ 28、前記先端センサ 29、前記マクロ位置決めアームセンサ、前記マイクロ位置決め装置センサ、前記マイクロ器具センサのうちの少なくとも 1 つの単一参照システムに対する空間的位置を検出するのに適したセンサと協働するのに適している。一実施形態によれば、前記顕微手術用ロボットアセンブリ 100 は、前記位置センサ 28、前記先端センサ 29、前記マクロ位置決めアームセンサ、前記マイクロ位置決め装置センサ、前記マイクロ器具センサのうちの少なくとも 2 つの単一参照システムに対する空間的位置を検出するのに適したセンサと協働するのに適している。この特性を設けることにより、遠隔操作マスタ/スレーブシステムが前記検出装置 22、前記支持体 104、前記マクロ位置決めアーム 30、及び前記マイクロ位置決め装置 41 の正確な位置とは十分に独立して機能することができる。換言すれば、前記医療器具 60 は、同一の共通参照座標系に対する制御器具 21 の移動に追従することができる。

【0308】

一実施形態によれば、前記少なくとも 1 つの外科手術用マイクロ器具 60、160、2

10

20

30

40

50

60は、着脱可能に前記ロボットアセンブリ100に接続されている。

【0309】

一実施形態によれば、顕微手術用ロボットアセンブリ100はまた、第1の制御器具121及び第2の制御器具221を含むように、更なる制御器具21と、

第1の外科手術用マイクロ器具160及び第2の外科手術用マイクロ器具260を含むように、更なる外科手術用マイクロ器具60、160、260と、を含む。

【0310】

一実施形態によれば、前記第1の制御器具121は、作動状態にあるとき、前記検出装置22に対する前記第1の制御器具121の第1の移動が前記第1の外科手術用マイクロ器具160の第2の移動に対応するように、前記第1の外科手術用マイクロ器具160と協働するのに適している。

10

【0311】

一実施形態によれば、前記第2の制御器具221は、作動状態にあるとき、前記検出装置22に対する前記第2の制御器具221の第1の移動が前記外科手術用マイクロ器具260の第2の移動に対応するように、前記第2の外科手術用マイクロ器具260と協働するのに適している。

【0312】

一実施形態によれば、前記第1の制御器具121は、外科医200の1つの第1の手用の、前記ロボットアセンブリ100のマスタインターフェースを形成するのに適している。

20

【0313】

一実施形態によれば、前記第2の制御器具221は、前記第1の手とは異なる外科医200の1つの第2の手用の、前記ロボットアセンブリ100のマスタインターフェースを形成するのに適している。

【0314】

一実施形態によれば、前記第1の制御器具121及び第2の制御器具221は、外科医の両手用の、前記ロボットアセンブリ100のマスタインターフェースを形成するように、形状及び位置が実質的に鏡像反転されたものである。このように、インターフェースは、人間工学的に改善されており、外科医にとってより熟知するものである。

30

【0315】

一実施形態によれば、前記制御装置20は、少なくとも2つの制御器具21、121、221を含む。

【0316】

一実施形態によれば、前記顕微手術用ロボットアセンブリ100は、少なくとも2つの検出装置を有するような更なる検出装置22を備える。

【0317】

一実施形態によれば、前記制御装置20は、少なくとも2つの検出装置22を有する。

【0318】

一実施形態によれば、前記顕微手術用ロボットアセンブリ100は、第1の制御装置120及び第2の制御装置220を有するような少なくとも1つの更なる制御装置20を備える。

40

【0319】

一実施形態によれば、前記第1の制御装置120は、外科医200の第1の手用の、前記ロボットアセンブリ100のマスタインターフェースを形成するのに適している。

【0320】

一実施形態によれば、前記第2の制御装置220は、前記第1の手とは異なる外科医200の第2の手用の、前記ロボットアセンブリ100のマスタインターフェースを形成するのに適している。

50

## 【 0 3 2 1 】

一実施形態によれば、前記第1の制御装置120及び第2の制御装置220は、外科医の両手用の、前記ロボットアセンブリ100のマスタインターフェースを形成するように、実質的に鏡像反転された形状を有する。このように、インターフェースは、人間工学的に改善されており、外科医にとってより熟知するものである。

## 【 0 3 2 2 】

本発明の一態様によれば、医療器具60、160、260、360は、少なくとも1つのフレーム57及び1つの関節装置70を備える。

## 【 0 3 2 3 】

前記関節装置70は、前記フレーム57の少なくとも一部分に接続するのに適した少なくとも1つの第1の関節部材71又は第1のリンク71と、少なくとも第2の関節部材72又は第2のリンク72とを備える。

10

## 【 0 3 2 4 】

前記第1のリンク71は、回転関節171を介して前記第2のリンク72に接続されている。

## 【 0 3 2 5 】

また、前記医療器具60は、少なくとも1つのテンドン90、190を有し、当該テンドンを引っ張ることによって、少なくとも前記第2のリンク72を、前記第1のリンク71に対して移動させるのに適している。

## 【 0 3 2 6 】

前記第1のリンク71、前記第2のリンク72の少なくとも1つは、少なくとも摺動面40、80、140、180を有し、当該摺動面40、80、140、180は、前記テンドン90、190の少なくとも一部分がその上を摺動することを可能にするのに適している。

20

## 【 0 3 2 7 】

前記摺動面40、80、140、180は、線織面40、80、140、180である。具体的には、互いに全て平行であり、且つ関節移動軸P-P、Y-Yに実質的に平行な直線の複数の部分によって形成された線織面である。

## 【 0 3 2 8 】

一実施形態によれば、前記摺動面40、80、140、180は、線織面40、80、140、180である。具体的には、互いに全て平行であり、且つ前記摺動面40、80、140、180に最も近い回転関節171の関節移動軸P-P、Y-Yに実質的に平行な直線の複数の部分によって形成された線織面である。一実施形態によれば、最も近い回転関節171は、テンドン経路T-Tの方向に沿って測定することによって定められる。

30

## 【 0 3 2 9 】

一実施形態によれば、前記関節移動軸は、ベース参照システムに対して固定又は移動可能であり得る。

## 【 0 3 3 0 】

一実施形態によれば、前記少なくとも1つの第2のリンク72は手首部材78であり、前記手首部材78は、互いに平行であり、且つ第1の関節移動軸に実質的に平行な直線の複数の部分によって形成された少なくとも1つの摺動面40、80、140、180を有する。

40

## 【 0 3 3 1 】

一実施形態によれば、前記手首部材78は、前記第1の関節移動軸とは平行ではない第2の関節移動軸を有する第2の回転関節171の少なくとも一部分を形成するのに適した少なくとも1つの関節部172を含む。

## 【 0 3 3 2 】

一実施形態によれば、前記第1の関節移動軸と前記第2の関節移動軸とは、相互に実質的に直交している。

## 【 0 3 3 3 】

50

－実施形態によれば、前記第 1 の関節移動軸は、ピッチ軸 P - P である。

【 0 3 3 4 】

－実施形態によれば、前記第 2 の関節移動関節軸は、ヨー軸 Y - Y である。

【 0 3 3 5 】

－実施形態によれば、前記医療器具 6 0、1 6 0、2 6 0 は、少なくとも 1 つの終端部材 7 7 を有する。

【 0 3 3 6 】

－実施形態によれば、前記終端部材 7 7 は、作動状態にあるとき、患者 2 0 1 の一部分と接触するのに適している。

【 0 3 3 7 】

－実施形態によれば、前記終端部材 7 7 は、外科用針 2 0 2 を扱うのに適している。

【 0 3 3 8 】

－実施形態によれば、前記終端部材 7 7 は、切断面又はブレードを含み、メスとして機能することができる。

【 0 3 3 9 】

－実施形態によれば、前記終端部材 7 7 は、互いに全て平行であり、且つ関節移動軸に実質的に平行な直線の複数の部分によって形成された少なくとも 1 つの巻取面 8 6 を有する。－実施形態によれば、前記巻取面 8 6 は、前記テンドン 9 0、1 9 0 の少なくとも一部分がそれに巻き付くことを可能にするのに適している。

【 0 3 4 0 】

－実施形態によれば、前記第 2 の関節部材 7 2 は、終端部材 7 7 である。

【 0 3 4 1 】

－実施形態によれば、前記関節装置 7 0、1 7 0、2 7 0 は、回転関節 1 7 1 によって少なくとも前記第 2 の関節部材 7 2 に接続するのに適した第 3 の関節部材 7 3 を含む。

【 0 3 4 2 】

－実施形態によれば、前記第 3 の関節部材 7 3 は、終端部材 7 7 である。

【 0 3 4 3 】

－実施形態によれば、前記終端部材 7 7 は、回転関節 1 7 1 によって前記手首部材 7 8 に接続されている。

【 0 3 4 4 】

－実施形態によれば、前記少なくとも 1 つの関節部材 7 2 は肘部材 7 5 であり、前記肘部材 7 5 は、互いに全て平行であり、且つ単一の関節移動軸に実質的に平行な直線の複数の部分によって形成された複数の摺動面 4 0、8 0、1 4 0、1 8 0 を有する。

【 0 3 4 5 】

－実施形態によれば、前記肘部材 7 5 は、回転関節 1 7 1 の少なくとも一部分を形成するのに適した少なくとも 1 つの関節部 1 7 2 を含む。

【 0 3 4 6 】

－実施形態によれば、前記関節装置 7 0 は、回転関節 1 7 1 によって少なくとも前記第 2 の関節部材 7 2 に接続するのに適した第 3 の関節部材 7 3 を含み、前記第 2 の関節部材 7 2 は肘部材 7 5 であり、前記第 3 の関節部材 7 3 は肘部材 7 8 である。

【 0 3 4 7 】

－実施形態によれば、前記肘部材 7 5 は、回転関節 1 7 1 によって前記第 1 の関節部材 7 1 に接続され、前記肘部材 7 8 は回転関節 1 7 1 を介して前記肘関節部材 7 5 に接続されている。

【 0 3 4 8 】

－実施形態によれば、前記関節装置 7 0 は、回転関節 1 7 1 を介して少なくとも前記第 3 の関節部材 7 3 に接続するのに適した第 4 の関節部材 7 4 を含む。

【 0 3 4 9 】

－実施形態によれば、前記第 4 の関節部材 7 4 は、終端部材 7 7 である。 g m p

【 0 3 5 0 】

10

20

30

40

50

一実施形態によれば、前記終端部材 77 は、互いに全て平行であり、且つ関節移動軸に略平行な直線の複数の部分によって形成された少なくとも 1 つの巻取面 86 を有し、前記巻取面 86 は前記テンドン 90、190 の少なくとも一部分をそれに巻き付けることを可能にするのに適している。

【0351】

一実施形態によれば、前記関節装置 70 は、前記第 1 の部材 71 を有し、当該第 1 の部材 71 は、回転関節 171 を介して前記手首部材 78 に接続され、回転関節 171 を介して前記終端部材 77 に接続されている。

【0352】

一実施形態によれば、前記関節装置 70 は、前記第 1 の部材 71 を有し、当該第 1 の部材 71 は、回転関節 171 によって前記肘部材 75 に接続され、回転関節 171 によって前記手首部材 78 に接続され、回転関節 171 によって前記終端部材 77 に自ら接続されている。当業者にとって、71、72、73 に類似の関節部材を利用すれば、ゼロから複数までの肘関節部材 75、好ましくは直交する複数の対の手首関節部材 78、及び少なくとも 1 つの終端関節部材 77 の一連の部材を含むように関節装置 70 組み立てることができるのは明らかであろう。

【0353】

一実施形態によれば、前記巻取面 86 は線織面である。

【0354】

一実施形態によれば、前記巻取面は、前記テンドン 90、190 がその上を滑り通過するのに実質的に適していない。これは、前記テンドン 90、190 が前記巻取面 86 の近くで、前記巻取面 86 を有する関節部材において終端するためである。

【0355】

一実施形態によれば、前記医療器具 60 は、1 つのテンドン 90 及び 1 つの対向テンドン 190 を含む少なくとも 1 対のテンドンを有し、前記テンドン 90 と前記対向テンドン 190 とは、前記第 2 の関節部材 72 をその関節軸を中心に反対方向に移動させるように、それらの第 2 の終端終点 92 又は第 2 のテンドン終端 92 を、前記第 2 の関節部材 72 のそれぞれのテンドン固定点 82 又はテンドン終端 82 に接続させるのに適している。

【0356】

一実施形態によれば、前記医療器具 60 は、1 つのテンドン 90 及び 1 つの対向テンドン 190 を含む少なくとも 1 対のテンドンを有し、前記テンドン 90 と前記対向テンドン 190 とは、前記終端部材 77 をその関節軸を中心に反対方向に移動させるように、それらの第 2 の終端終点 92 又は第 2 のテンドン終端 92 で、前記終端部材 77 のテンドン固定点 82 又はテンドン終端機構 82 に接続するのに適している。

【0357】

このような特徴を設けることにより、前記テンドン 90 と前記対向テンドン 190 とが拮抗するように作用することができる。例えば、前記テンドン 90 と前記対向テンドン 190 との両方がヨー軸 Y-Y を中心に前記終端部材を移動させるようにする。したがって、受動的又は自由関節運動が起こり得ず、代わりに積極的に案内され、且つ制御された移動のみが存在する。

【0358】

一実施形態によれば、前記テンドン 90 及び対向テンドン 190 は、それらの第 2 の終端 92 によって前記第 1 の関節部材 71、第 2 の関節部材 72、第 3 の関節部材 73、及び第 4 の関節部材 74 のそれぞれのテンドン固定点 82 又はテンドン終端機構 82 に接続するのに適している。

【0359】

一実施形態によれば、前記テンドン 90 及び対向テンドン 190 は、それらの第 2 の終端終点 92 によって、前記肘部材 75、手首部材 78、及び終端部材 77 の少なくとも 1 つのそれぞれのテンドン固定点 82 又はテンドン終端機構 82 に接続するのに適している。

## 【 0 3 6 0 】

一実施形態によれば、前記医療器具 6 0 は、前記少なくとも 1 つのテンドン 9 0、1 9 0 を案内するのに適した少なくとも 1 つのシャフト 6 5 を含む。前記シャフト 6 5 は、前述した実施形態のいずれかに係るシャフトである。

## 【 0 3 6 1 】

一実施形態によれば、前記シャフト 6 5 は、実質的に円形の断面を有し、4 ミリメートル未満の直径を有する。これにより、医療器具の極限の小型化が可能となる。

## 【 0 3 6 2 】

一実施形態によれば、前記シャフト 6 5 は、前記少なくとも 1 つのテンドン 9 0、1 9 0 をその内部に通過させるような長手方向の孔を含む。

10

## 【 0 3 6 3 】

一実施形態によれば、前記シャフト 6 5 は、前記フレーム 5 7 と一体である。

## 【 0 3 6 4 】

一実施形態によれば、前記関節装置 7 0 は、1 0 ミリメートル未満の長手方向延伸を有する。

## 【 0 3 6 5 】

一実施形態によれば、前記関節装置 7 0 は、1 0 立方ミリメートル未満の容積を有する。

## 【 0 3 6 6 】

一実施形態によれば、前記終端部材 7 7 は、終端部材の少なくとも 1 つの第 1 の部分 1 7 7 と終端部材の少なくとも第 2 の部分 2 7 7 を含む。一実施形態によれば、終端部材の前記第 1 の部分 1 7 7 及び終端部材の前記第 2 の部分 2 7 7 は、把持又は切断動作を決定するように関節移動軸を中心に互いに対して移動可能である。一実施形態によれば、前記関節移動軸は、前記ヨー軸 Y - Y である。

20

## 【 0 3 6 7 】

一実施形態によれば、少なくとも 1 対のテンドンを含む前記医療器具 6 0 は、テンドン 9 0 及び対向テンドン 1 9 0 を含み、前記終端部材の第 1 の部分 1 7 7 と前記端子部材の第 2 の部分 2 7 7 とを反対方向に移動させるように、前記テンドン 9 0 及び前記対向テンドン 1 9 0 の一方は、その第 2 の終点 9 2 によって前記第 1 の終端部材 1 7 7 上のそれぞれのテンドン固定点 8 2 又はテンドン終端機構 8 2 で接続するのに適しており、前記テンドン 9 0 及び前記対向テンドン 1 9 0 のもう一方は、その第 2 の終点 9 2 によって前記第 2 の終端部材 2 7 7 上のそれぞれのテンドン固定点 8 2 又はテンドン終端機構 8 2 で接続するのに適している。

30

## 【 0 3 6 8 】

一実施形態によれば、前記終端部材の第 1 の部分 1 7 7 及び前記終端部材の第 2 の部分 2 7 7 の各々は、少なくとも 1 つの巻取面 8 6 を有する。

## 【 0 3 6 9 】

一実施形態によれば、前記医療器具 6 0 は、1 つのテンドン 9 0 及び 1 つの対向テンドン 1 9 0 を含む少なくとも 1 対のテンドンを含み、前記テンドン 9 0 及び前記対向テンドン 1 9 0 は、把持又は切断動作を決定するように、前記第 3 の関節部材 7 3 を前記第 4 の関節部材 7 4 に対して移動させるように、それらの第 2 の終点 9 2 によって、前記終端部材 7 7 のそれぞれのテンドン固定点 8 2 又はテンドン終端機構 8 2 で接続するのに適している。

40

## 【 0 3 7 0 】

一実施形態によれば、前記テンドン 9 0 及び前記対向テンドン 1 9 0 は、それらの遠位部を、終端部材 7 7 の前記少なくとも 1 つの巻取面 8 6 の少なくとも一部分に巻き付く。

## 【 0 3 7 1 】

一実施形態によれば、前記摺動面 4 0、8 0、1 4 0、1 8 0 は、テンドンの少なくとも一部分が偏向して離れ、前記関節装置 7 0 と接触せずに走行することを判断するような前記関節装置 7 0、1 7 0、2 7 0 の中央容積から離れて延在するのに適した摺動側面 4

50

0、140である。

【0372】

一実施形態によれば、前記摺動側面40、140は、それが形成された部材の表面と接合し、少なくとも連続表面64を有し、局所の接平面を共有する。一実施形態によれば、前記摺動側面40、140は、それが形成された部材と少なくとも1つの鋭い縁部63を形成する。

【0373】

一実施形態によれば、前記摺動側面40、140は、それが形成された部材の表面を一方の側において連続表面64と接合し、もう一方の側においてそれが形成された部材と1つの鋭い縁部63を形成する。

10

【0374】

一実施形態によれば、前記摺動面40、80、140、180は、関節移動軸を少なくとも部分的に囲む関節摺動面80、180である。一実施形態によれば、前記摺動面40、80、140、180は、前記ピッチ軸P-P及び前記ヨー軸Y-Yの少なくとも1つを少なくとも部分的に囲む関節摺動面80、180であり、関節摺動面80、180は、前記テンドン90のテンドン経路T-Tと前記対向テンドン190のテンドン経路T-Tとの間の少なくとも1つの交差点を可能にするように、前記ピッチ軸P-P及び前記ヨー軸Y-Yの少なくとも1方に対して反対向きに配向されている。換言すれば、前記関節摺動面80、180は、作動状態にあるとき、最も近い回転関節171の前記関節移動軸に向かうのに適していない。

20

【0375】

一実施形態によれば、前記関節摺動面は凸状であり、2つの対向テンドンの少なくとも1つの交差点がそれ自体の上にある可能ように、前記ピッチ軸P-P又はヨー軸Y-Yの少なくとも1つを部分的に囲む。

【0376】

一実施形態によれば、「最も近い関節」という用語は、テンドン経路T-Tに沿って摺動面40、80、140、180に最も近い回転関節141を指す。

【0377】

一実施形態によれば、前記関節摺動面80、180上で、前記テンドン90のテンドン経路T-Tと前記対向テンドン190のテンドン経路T-Tとは交差していないが、最も近い回転関節171の前記関節移動軸の方向に直交する投影面において少なくとも部分的に重なる。

30

【0378】

一実施形態によれば、前記関節摺動面80、180上で、前記テンドン90のテンドン経路T-Tと前記対向テンドン190のテンドン経路T-Tとは互いに異なり、最も近い回転関節171の関節移動軸に平行な投影面において平行である。

【0379】

一実施形態によれば、前記テンドン90のテンドン経路T-Tは、最も近い関節の前記関節移動軸の方向に直交する投影面において少なくとも前記対向テンドン190のテンドン経路T-Tと重なる。一実施形態によれば、前記テンドン90のテンドン経路T-Tは、最も近い回転関節の前記関節移動軸に平行な投影面において前記対向テンドン190のテンドン経路T-Tに実質的に平行である。

40

【0380】

一実施形態によれば、各テンドン90のテンドン経路T-Tは、最も近い回転関節171の前記関節移動軸に平行な投影面において互いに実質的に平行である。

【0381】

一実施形態によれば、テンドン経路T-Tは、それが接触する関節部材上で実質的に定常である。換言すれば、テンドン90が摺動しているときでも、全体的なテンドン経路T-Tは、それが接触する前記医療器具60の関節部材に対して実質的に常に同一の位置にある。

50

## 【 0 3 8 2 】

このような特徴は、前記巻取面 8 6 の前記摺動面 4 0、8 0、1 4 0、1 8 0 が、前記テンドン終端機構 8 2 と協調的な幾何学的関係を有し、そして前記テンドン終端機構 8 2 が前記医療器具の一部に嵌め合うように配置されることによって、一意に実現される。

## 【 0 3 8 3 】

一実施形態によれば、前記テンドン経路 T - T は、反対の関節運動を決定するテンドン 9 0 と対向テンドン 1 9 0 との両方に接触する関節部材上で実質的に定常状態を維持している。

## 【 0 3 8 4 】

一実施形態によれば、各テンドン 9 0 のテンドン経路 T - T は、前記偏向可能部分 9 3 を除いて、前記フレーム 5 7 に関してその区間において実質的に定常である。前記偏向可能部分 9 3 は、実際には、ギターの弦のように、プッシュアセンブリ 9 4 によって偏向されるのに適している。

10

## 【 0 3 8 5 】

一実施形態によれば、前記少なくとも 1 つのテンドン 9 0、1 9 0 は、作動状態にあるとき、全体に、摺動面 4 0、8 0、又は巻取面 8 6 と接していない連続的な真っ直ぐな空中区間 9 と、関節部材 7 1、7 2、7 3、7 4、7 5、7 7、7 8 の摺動面 4 0、8 0、又は巻取面 8 6 と接する曲線区間とからなるテンドン経路 T - T をたどる。

## 【 0 3 8 6 】

一実施形態によれば、前記少なくとも 1 つのテンドン 9 0、1 9 0 は、前記第 1 の関節部材 7 1 の前記関節摺動面 4 0、1 4 0 上にそれ自体を少なくとも部分的に巻き付くように、前記第 1 の関節部材 7 1 の周りに経路を描く。

20

## 【 0 3 8 7 】

一実施形態によれば、前記少なくとも 1 つのテンドン 9 0、1 9 0 は、前記第 2 の関節部材 7 2 の前記関節摺動面 8 0、1 8 0 上にそれ自体を少なくとも部分的に巻き付くように、前記遠位の第 2 の関節部材 7 2 の周りに経路を描く。

## 【 0 3 8 8 】

一実施形態によれば、前記医療器具 6 0 は、複数のテンドンを含む。

## 【 0 3 8 9 】

一実施形態によれば、最も近い回転関節 1 7 1 の前記関節移動軸に直交する平面において、前記テンドン 9 0 の前記テンドン経路 T - T と前記対向テンドン 1 9 0 の前記テンドン経路 T - T との投影は、少なくとも交点 1 6 で重なる。

30

## 【 0 3 9 0 】

一実施形態によれば、前記テンドン 9 0 の前記テンドン経路 T - T の前記空中区分 9 は、前記対向テンドン 1 9 0 の少なくとも 1 つの前記空中区分 9 に実質的に平行である。

## 【 0 3 9 1 】

一実施形態によれば、各テンドン 9 0 のテンドン経路 T - T は、最も近い回転関節 1 7 1 の前記関節移動軸の方向に平行な投影面において互いに実質的に平行である。

## 【 0 3 9 2 】

一実施形態によれば、各前記テンドン終端機構 8 2 は、前記テンドン 9 0 を任意の他のテンドンのテンドン経路 T - T に実質的に平行なテンドン経路 T - T に続く前記少なくとも 1 つの摺動面 4 0、8 0 上を摺動させるように、そのテンドン経路 T - T を、最も近い回転関節 1 7 1 の関節移動軸に実質的に直交するように保つように各テンドン 9 0、1 9 0 を支持するように配置される。

40

## 【 0 3 9 3 】

一実施形態によれば、各テンドン終端機構 8 2 は、そのテンドン経路 T - T がそれに最も近い関節部材に対して定常であるように各テンドン 9 0、1 9 0 を支持するように配置される。

## 【 0 3 9 4 】

一実施形態によれば、前記テンドン終端機構 8 2 は、作動状態にあるとき、各テンドン

50

90のそのテンドン経路T-Tを、前記巻取面86と実質的に常に接しているように維持するように配置される。

【0395】

一実施形態によれば、前記テンドン終端機構82は、作動状態にあるとき、各テンドン90、190のテンドン経路T-Tが他のテンドン90、190のテンドン経路T-Tと接触しないように配置される。

【0396】

一実施形態によれば、前記テンドン終端機構82は、各テンドン90が作動状態にあるとき、少なくとも1つの摺動面40、80上を摺動し、同一の摺動面40、80上を摺動するとき、他のテンドン90、190によって描かれたテンドン経路T-Tの曲線区間に実質的に平行なテンドン経路T-Tの曲線区間を描くように配置される。

10

【0397】

一実施形態によれば、前記医療器具60は、顕微手術、低侵襲性外科手術、及び腹腔鏡手術のうち少なくとも1つに適用されるのに適した外科手術用器具である。

【0398】

一実施形態によれば、前記医療器具60は、生体検査に使用されるのに適している。一実施形態によれば、前記医療器具60は、内視鏡手術に使用されるのに適している。

【0399】

一実施形態によれば、前記テンドン90、190は、実質的に円形の断面を有する。一実施形態によれば、前記テンドン90、190の直径は、前記テンドン90、190の異なる部分において可変である。一実施形態によれば、前記テンドン90、190の機械的特性は、前記テンドン90、190の異なる部分において可変である。一実施形態によれば、前記テンドン90、190は、異なる特性を有するテンドン部が接合することによって得られる。一実施形態によれば、前記テンドン90、190の組成は、前記テンドン90、190の異なる部分において可変である。

20

【0400】

一実施形態によれば、テンドンの少なくとも一部分における前記テンドン経路T-Tは、テンドンがあらゆる作動状態で、すなわち、回転関節171の任意の回転角において、摺動する摺動面40、80、140、180の母線に対して実質的に局所的に直交している。これらの特性は、前記テンドンの各々の前記テンドン経路T-Tがいつか偏向されることの回避に寄与する。すなわち、最も近い回転関節171の関節移動軸に平行な方向に曲がらない。

30

【0401】

一実施形態によれば、前記テンドン経路T-Tは、それが摺動する摺動面40、80、140、180の母線に実質的に局所的に直交している。

【0402】

一実施形態によれば、前記関節装置70は、主に金属材料製である。

【0403】

一実施形態によれば、前記関節部材は、前記テンドンがその部材上を摺動するとき、前記少なくとも1つのテンドンの摺動によって生じる摩擦を更に低減する目的で研磨されるのに適している。

40

【0404】

本発明の一態様によれば、医療器具60、160、260のためのテンドン駆動システム50は、少なくとも1つのプッシャアセンブリ94を含む。

【0405】

前記医療器具60、160、260は、フレーム57と、その終点に加えられた引張荷重下で作用することのみに適した少なくとも1つのテンドン90、190を備え、そのテンドン方向T-Tが定義されるか、又はテンドン経路T-Tが前記テンドン90の長手方向展開の方向と実質的に一致し、前記テンドン90はその第1の終点91、又は近位テンドン終点91、又は第1のテンドン終端91で前記フレーム57に固定される。

50

## 【0406】

前記プッシュアセンブリ94は、テンドン経路T-Tを偏向させ、前記テンドン90に増加した引張荷重を誘発するように、テンドン経路T-Tを横切る押圧方向に沿って前記テンドン90の前記偏向可能部分93の少なくとも一部分に力を加えるのに適している。

## 【0407】

前記プッシュアセンブリがテンドン経路T-Tを横切る前記押圧方向に押圧するとき、それは、前記テンドン経路を局所的に、且つ局所的にのみ伸ばす傾向がある。このような局所的な経路伸延は、プッシュアセンブリの前進量に直接関連するより大きな局所的テンドンループを生じさせる。このようなより大きな局所的テンドンループの発生は、テンドンの反対側の端部において、関節部材上のテンドン終端機構82に固定されたテンドンの遠位終点92の比例した後退を生じ、その結果、関節部材の移動をもたらす。

10

## 【0408】

一実施形態によれば、前記プッシュアセンブリ94は、前記テンドン90の片側拘束として機能する。

## 【0409】

一実施形態によれば、前記プッシュアセンブリ94は、実質的に真っ直ぐである前記テンドン経路T-Tの少なくとも一区間において前記テンドン経路T-Tを延長又は短縮する。

## 【0410】

一実施形態によれば、前記プッシュアセンブリ94は、前記テンドン90の所定の長さを回収するのに適している。一実施形態によれば、前記プッシュアセンブリ94は、前記テンドン90の所定の長さを解放するのに適している。

20

## 【0411】

一実施形態によれば、前記プッシュアセンブリ94は、前記テンドン経路T-Tの偏向が減少し、且つ前記テンドン90の張りが減少するように、前記テンドン90の前記テンドン偏向可能部分93において、テンドン経路T-Tの横方向に後退するのに適している。このようにして、前記医療器具60の前記関節装置70の少なくとも一部分の制御された移動が可能になる。

## 【0412】

「後退する」及び「回収する」という用語は、前記押圧方向に押圧するとき、テンドン経路T-Tに対して横方向のプッシュアセンブリが局所的に、且つ局所的にのみテンドン経路を短縮することを意味する。このような局所的な短縮は、プッシュアセンブリの引き戻し量に直接関連するますます小さくなる局所的ループを生成し、遠位終点92でテンドンが作用する関節部材に固定されたテンドンの反対側において、前記遠位終点の移動を可能にすることによって、前記関節部材の移動を可能にする。

30

## 【0413】

一実施形態によれば、前記テンドン90及び対向テンドン190は、前記テンドン90及び前記対向テンドン90がそれぞれの張力付与要素99、199によって張力がかけられたとき、前記医療器具60の前記関節装置70が基準位置に保持されるようになる長さを有する。

40

## 【0414】

一実施形態によれば、前記フレーム57は、少なくとも1つのシャフト65を含み、そのシャフトにおける長手方向の軸方向X-Xが規定され、当該方向は、前記シャフト65の長手方向の展開の軸に一致するか、又はその軸に平行である。

## 【0415】

一実施形態によれば、前記テンドン90は、少なくとも1つの長手方向テンドン部19を含み、その部分におけるテンドン経路T-Tは、シャフトの長手方向X-Xに実質的に平行であり、前記シャフト65に対して、少なくとも軸方向X-Xに沿って、少なくとも前記長手方向テンドン部19の移動を決定する。

## 【0416】

50

一実施形態によれば、前記押圧方向は、シャフトの長手方向 X - X に平行である。

【0417】

一実施形態によれば、前記押圧方向は、シャフトの長手方向 X - X に直交する。

【0418】

一実施形態によれば、前記テンドン 90 には予張力がかけられる。このようにして、前記プッシャアセンブリ 90 が偏向可能部分 93 に対する押圧動作を停止するとき、前記テンドン 90 は実質的に張力を受けたままである。予め張力がかけられたテンドンを設けることにより、前記テンドン駆動システム 50 の簡便な較正が可能となり、関節装置のどの姿勢でゼロ押圧動作姿勢を位置決めするかを任意に決めることができる。

【0419】

一実施形態によれば、前記プッシャアセンブリ 94 は常に、テンドン 90 に最小の正張力をかけている。このようにして、前記プッシャアセンブリが前記テンドン偏向可能部分 93 に接触するとき、前記テンドン 90 は、実質的に常に張力を受けたままである。予め張力がかけられたテンドンを設けることにより、任意の作動状態下で医療器具 60 内のテンドン経路の効率的な制御が可能となる。

【0420】

一実施形態によれば、前記テンドン 90 は、可動要素を引っ張るのに適した第 2 のテンドン終点 92 又は遠位テンドン終点 92 を含み、この可動要素は前記第 2 の遠位テンドン終点 92 に接続することができる。

【0421】

一実施形態によれば、テンドン経路 T - T に沿って、前記第 1 のテンドン終点 91 に、次に前記少なくともテンドン偏向可能部分 93 に、次いで前記第 2 のテンドン終点 92 に遭遇する。

【0422】

一実施形態によれば、前記可動要素は、前記医療器具 60、160、260 の少なくとも一部分であり、前記フレーム 57 に対して移動可能である。

【0423】

一実施形態によれば、前記テンドン偏向可能部分 93 が前記プッシャアセンブリ 94 によって偏向されると、前記テンドン 90 は、前記フレーム 57 に対して前記関節装置 70 の少なくとも一部分の移動を決定する。

【0424】

一実施形態によれば、前記プッシャアセンブリ 94 は、前記プランジャ 96 が前記テンドン 90 の少なくとも 1 つのテンドン偏向可能部分 93 を押すように、前記フレーム 57 に対して移動可能であり、且つプランジャ 96 を押圧するのに適した、少なくとも 1 つの押圧要素 95 を含む。

【0425】

一実施形態によれば、少なくとも 1 つの本体が、前記押圧要素 95 と前記プランジャ 96 との間に配置されている。一実施形態によれば、前記押圧要素 95 は、前記プランジャと接触している。換言すれば、前記少なくとも 1 つの押圧要素 95 は、前記プランジャ 96 を直接的又は間接的に押すのに適している。

【0426】

一実施形態によれば、前記押圧要素 95 は、前記押圧要素 95 が前記プランジャ 96 に押圧動作を行うのに適している接触位置内で、及び前記押圧要素 95 が前記プランジャ 96 から離れ、前記プランジャ 96 に何らかの押圧作用も及ぼさない非接触位置内で、前記プランジャ 96 に対して移動可能である。一実施形態によれば、前記接触位置において、前記押圧要素 95 は、必ずしも前記プランジャ 96 と接触していない。換言すれば、一実施形態によれば、前記押圧要素 95 は、前記押圧要素 95 と前記プランジャ 96 との間に配置された少なくとも 1 つの中間体を介して押圧動作を行う。

【0427】

一実施形態によれば、前記プッシャアセンブリ 94 はまた、分離する 2 つの環境の相互

10

20

30

40

50

細菌汚染を実質的に阻止するのに適した少なくとも1つの無菌バリア87を有する。

【0428】

一実施形態によれば、前記無菌バリア87は、前記押圧要素95と前記プランジャ96との間に配置されている。

【0429】

一実施形態によれば、前記無菌バリアは、前記押圧要素95の押圧を前記プランジャ96に伝達するのに適した形状及び材料である。

【0430】

一実施形態によれば、前記押圧要素95は、実質的に直線状の軌道に沿って前記フレーム57に対して移動可能である。

10

【0431】

一実施形態によれば、前記押圧要素95はピストンである。

【0432】

一実施形態によれば、前記プッシャアセンブリが前記テンドン経路T-Tの偏向を決定するとき、前記少なくとも2つのテンドン案内要素97が前記テンドン経路T-Tの偏向を前記2つの案内要素97の間のテンドン経路区間に限定するように協働するように、前記駆動システム50は、前記テンドン経路T-Tに沿って配置された少なくとも2つのテンドン案内要素97又は案内プーリを備える。

【0433】

一実施形態によれば、前記プランジャ96は、前記テンドン偏向可能部分93を押圧するのに適した少なくとも1つのプランジャアイドルプーリ98を備え、前記プランジャアイドルプーリ98は、その軸を中心に回転自由であり、このようにして、少なくとも前記プランジャ96によって押圧されたときに、前記テンドン偏向可能部分93における摺動摩擦を低減するのに適している。

20

【0434】

一実施形態によれば、前記プランジャアイドルプーリ98は玉軸受である。

【0435】

一実施形態によれば、前記第2のテンドン終点92は、隆起(boss)、ループ又は結び目である。

【0436】

一実施形態によれば、前記テンドン90は、予張力がかけられるのに適している。

30

【0437】

一実施形態によれば、前記テンドン駆動システム50は、予張力がかけられた前記テンドン90を維持するのに適した少なくとも1つの予張力付与要素99を含む。

【0438】

一実施形態によれば、前記予張力付与要素99は、前記ばね99の圧縮運動に実質的に比例する前記テンドン90に予荷重をかけるようにフレーム57とプランジャ96との間に力を加えるのに適したばねである。

【0439】

一実施形態によれば、前記プッシャアセンブリ94は、前記押圧要素95を移動させるのに適した電動モータを含む。

40

【0440】

一実施形態によれば、前記プッシャアセンブリ94は、リードスクリュー及びナット型アクチュエータを含む。一実施形態によれば、前記アクチュエータはボールねじを含む。

【0441】

一実施形態によれば、前記テンドン90は、それが摺動する表面の材料よりも軟質な材料により少なくとも部分的に作製される。換言すれば、前記テンドン90は、それが摺動する表面よりも低硬度の材料により少なくとも部分的に作製される。

【0442】

一実施形態によれば、前記テンドン90は、ポリマー材料により少なくとも部分的に作

50

製される。ポリマー材料により少なくとも部分的に作製されたテンドンを設けることにより、例えば金属製のテンドンに対して摺動する表面の摩耗の低減が可能となる。

【0443】

一実施形態の一変形形態によれば、前記第1のテンドン終点91は、前記フレーム57ではなく、前記ブランジャ96に固定される。

【0444】

一実施形態によれば、前記テンドン駆動システム50は、前記テンドン90に対向し、且つその第1の終点91又は近位終点で前記フレーム57に固定又は拘束された少なくとも1つの更なるテンドン190又は対向テンドン190を含み、前記テンドン190はテンドン方向T-T又はテンドン経路T-Tに沿って延びる。

10

【0445】

一実施形態によれば、前記テンドン駆動システム50は、前記プッシュアセンブリ94に対向し、且つテンドン経路T-Tを偏向させ、前記対向テンドン190及び前記テンドン90での引張荷重の増大を誘発するようにテンドンの横方向の押圧方向T-Tに沿って前記対向テンドン190のテンドン偏向可能部分93の少なくとも一部分を押圧するのに適した、少なくとも1つの更なるプッシュアセンブリ94又は対向プッシュアセンブリ194を含む。換言すれば、前記テンドン90及び前記対向テンドンは、関節の内転及び外転動作を決定するように協働する人体の拮抗筋のように互いに対向して作用するのに適している。

【0446】

20

一実施形態によれば、前記対向プッシュアセンブリ194は、前記テンドン経路T-Tに対して横方向の押圧方向に沿って前記対向テンドン190の前記テンドン偏向可能部分93を押圧し、前記テンドン経路T-Tを偏向させ、その近位部分18から前記対向テンドン190における引張荷重を誘発し、且つその遠位部分19から前記テンドン90における引張荷重を誘発する。

【0447】

一実施形態によれば、前記テンドン90及び前記テンドン190は、前記テンドンと前記対向テンドンとの間の接合によって遠位に構造的に接続されている。一実施形態によれば、前記テンドン及び前記対向テンドンはともに、前記テンドンによる前記対向テンドンへの力の伝達が保証されるように、共通の接合素子に遠位に構造的に接続されている。

30

【0448】

一実施形態によれば、前記対向テンドン190は、前記対向テンドン190の前記第2のテンドン終点92に関連する可動要素を引っ張るのに適した第2の終点92又は遠位終点92を有する。

【0449】

一実施形態によれば、前記対向テンドン190は、前記テンドン90の前記第2のテンドン終点92及び前記対向テンドン190の前記第2のテンドン終点92に関連する共通の単一の可動要素を引っ張るのに適した第2の終点92又は遠位終点を有する。一実施形態によれば、前記テンドン90及び前記対向テンドン190は、前記テンドン90及び前記対向テンドン190がそれらのそれぞれの予張力付与要素によって予張力がかけられたとき、前記共通の単一の可動要素が基準位置にあるような長さを有する。

40

【0450】

一実施形態によれば、前記テンドン90及び前記対向テンドン190は、単一のテンドン90の2つの部分である。

【0451】

一実施形態によれば、前記テンドン90の前記第2のテンドン終点92と前記対向テンドン190の前記第2の終点92とは一致し、前記テンドン90の前記第2の終点92と前記対向テンドン190の前記第2のテンドン終点92とに関連し得る共通の可動要素を引っ張るのに適している。

【0452】

50

－実施形態によれば、前記対向テンドン 190 は、少なくとも長手方向部分 19 を含み、テンドン経路 T - T は、少なくともシャフトの長手方向 X - X に沿って、前記シャフト 65 に対して前記対向テンドン 190 の少なくとも前記長手方向部分 19 を移動させるように、シャフトの長手方向 X - X に実質的に平行である。

【0453】

－実施形態によれば、前記テンドン駆動システム 50 は、各自由度に対して少なくとも 1 対のテンドン 90、190 を含み、前記テンドン対はテンドン 90 及び対向テンドン 190 を含む。

【0454】

－実施形態によれば、前記テンドン 90 及び前記対向テンドン 190 は、前記テンドン 90 及び前記対向テンドン 190 によって共通の可動要素に伝達される力が前記テンドン 90 及び前記対向テンドン 190 によって伝達される力の総和であるように、同時に引っ張られるのに適している。

10

【0455】

－実施形態によれば、前記テンドン 90 及び前記対向テンドン 190 は、実質的に同量の力で同時に引っ張られるのに適している。

【0456】

－実施形態によれば、前記テンドン 90 及び前記対向テンドン 190 は、一方が他方よりも高い力で引っ張られるのに適している。

【0457】

－実施形態によれば、前記テンドン 90 及び前記対向テンドン 190 は、同時に引っ張られて、それらの近位部分から実質的に同一のテンドンの長さを回収するのに適している。

20

【0458】

－実施形態によれば、前記テンドン 90 は、引っ張られて、その近位区間から第 1 のテンドンの長さを回収するのに適しており、同時に前記対向テンドン 190 は、その近位部分によって解放され、対向テンドンから前記第 1 のテンドンの長さに実質的に等しい第 2 のテンドンの長さを解放するのに適している。

【0459】

－実施形態によれば、前記テンドン駆動システム 50 は、予張力がかけられた前記対向テンドン 190 を維持するのに適した対向予張力付与要素 199 を含む。

30

【0460】

－実施形態によれば、前記対向予張力付与要素 199 はばね 99 である。

【0461】

－実施形態によれば、前記予張力付与要素 99 及び前記対向予張力付与要素 199 は、プッシュアセンブリ 94 及び前記対向プッシュアセンブリ 194 が同時に作用することができるように、予張力がかけられた前記テンドン 90 及び前記対向テンドン 190 を同時に維持するように協働するのに適している。

【0462】

前記予張力付与要素 99 及び前記対向予張力付与要素 199 を設けることにより、前記テンドン 90 及び前記対向テンドン 190 は、それらに取り付けられた前記共通の可動要素の重量の釣り合いを取るのに適した予張力付与値で、それらの予張力付与状態で保たれるのが可能となる。このようにして、重力は駆動システムには影響を及ぼさない。

40

【0463】

－実施形態によれば、前記テンドン 90 及び前記対向テンドン 190 は、反対方向にそれを移動させるように、その第 2 の終点 92 を、前記第 2 の関節部材 72 及び前記終端部材 77 のうちの 1 つのそれぞれのテンドン固定点 82 又はテンドン終端機構 82 に接続させるのに適している。前記特性と前記予張力付与要素 99 と前記対向予張力付与要素 199 との協働により、全ての動作を積極的に案内及び制御することができ、戻しばねなどに

50

よるあらゆる受動的又は自由関節運動を回避することができる。

【0464】

一実施形態によれば、前記テンドン駆動システム50は、複数のテンドン90及び複数の対向テンドン190を備える。

【0465】

一実施形態によれば、前記テンドン駆動システム50は、複数のプッシャアセンブリ94及び複数の対向プッシャアセンブリ194を備える。

【0466】

一実施形態によれば、前記複数のテンドン90及び前記複数の対向テンドン190は、各テンドン90、190のテンドン経路T-Tが全ての他のテンドン90、190の経路に対して別個に走行するように、前記フレーム57のドラム59の一部分又はドラム59に配置される。

10

【0467】

一実施形態によれば、前記複数のテンドン90及び前記複数の対向テンドン190は、実質的に半径方向に、又は光線のように、前記ドラム59に配置される。一実施形態によれば、前記複数のテンドン90及び前記複数の対向テンドン190は、ラジアルエンジンのシリンダのような1つの前記ドラム59として構成され、前記テンドン90及び前記対向テンドン190の経路は前記ドラム59上で互いに交差しない。

【0468】

一実施形態によれば、前記複数のテンドン90の各テンドン90は、他のテンドン90とは無関係にそのそれぞれのプッシャアセンブリ94によって係合されるのに適している。

20

【0469】

一実施形態によれば、前記複数のテンドン90の前記テンドン90は、関連する対向テンドン190とは無関係にそのそれぞれのプッシャアセンブリ94によって係合されるのに適している。

【0470】

一実施形態によれば、医療器具60、160、260用の駆動システムアセンブリは、前述したいずれかの実施形態の一実施形態に係る少なくとも1つのテンドン駆動システム50と、

30

少なくとも1つの回転関節を有する関節装置70、170、270の少なくとも1つを備える少なくとも1つの医療器具60、160、260と、

を備える。

【0471】

一実施形態によれば、前記テンドン90、190が前記関節装置70、170、270の少なくとも一部分を引っ張って、前記フレーム57に対してその一部分を移動させるのに適するように、前記テンドン90、190は、その第2の終点92で、前記フレーム57に対して移動可能な前記関節装置70、170、270の少なくとも一部分に固定又は拘束する。

【0472】

40

一実施形態によれば、前記対向テンドン190が前記関節装置70、170、270の少なくとも一部分を引っ張って、前記テンドン90によって決められた移動とは反対の移動によって前記フレーム57に対してその対向テンドンを移動させるのに適するように、前記テンドン90及び前記対向テンドン190はともに、それらのそれぞれの第2の終点92で、前記フレーム57に対して移動可能な前記関節装置70、170、270の同一の部分に固定される。

【0473】

一実施形態によれば、前記駆動システムアセンブリは、テンドン対90、190を有し、前記テンドン対は、前記関節装置70、170、270のあらゆる運動自由度のため、テンドン90及び対向テンドン190を含む。

50

## 【0474】

一実施形態によれば、前記テンドン90及び前記対向テンドン190が同時且つ実質的に同量の力で引っ張られたとき、前記医療器具60、160、260の前記関節装置70、170、270の少なくとも一部分の移動が阻止される。

## 【0475】

一実施形態によれば、前記テンドン90及び前記対向テンドン190が、異なる大きさの力で同時に引っ張られ、一方の力が他方の力よりも大きいとき、前記医療器具60、160、260の前記関節装置70、170、270の少なくとも一部分の制御された移動が生じる。

## 【0476】

一実施形態によれば、前記医療器具60、160、260は、外科手術用器具、顕微手術用器具、腹腔鏡手術用の器具、内視鏡器具、生体検査用の器具のうちの少なくとも1つである。

## 【0477】

本発明の一態様によれば、少なくとも1つの関節装置70及び1つのフレーム57を含む医療器具60用のテンドン90、190は、前記フレーム57に対して前記関節装置70の少なくとも一部分を移動させるのに適している。

## 【0478】

前記関節装置70は、前記フレーム57に対して少なくとも1つの運動自由度を有する。

## 【0479】

前記テンドン90は、引張荷重下での動作にのみ適している。

## 【0480】

前記テンドン90は、前記関節装置70の材料よりも低硬度の材料で製造される。

## 【0481】

この特性を設けることにより、前記関節装置70の少なくとも一部分の上でのテンドン90の摺動によって引き起こされる摩耗に対するより高い耐摩耗性を有する関節装置70を有する医療器具60の製造が可能となる。更に、この特性は、テンドンが摺動する関節装置70の表面の材料のあらゆる摩耗及び損耗を回避する。換言すれば、この特性を設けることにより、作動状態にあるとき、前記関節装置70がその上を摺動するテンドン90の影響により損傷することを回避することができる。

## 【0482】

一実施形態によれば、前記テンドン90は、作動状態にあるとき、前記関節装置70の少なくとも一部分の上を摺動する。

## 【0483】

一実施形態によれば、前記テンドン90は、押圧を伝達するのに適していない構造で製造される。

## 【0484】

一実施形態によれば、前記テンドン90は、前記関節装置70の材料よりも軟質な材料で製造される。

## 【0485】

一実施形態によれば、前記テンドン90は、ポリマー材料で製造される。ポリマー材料で少なくとも部分的に製造されたテンドンを設けることにより、それが摺動する表面の摩耗が、例えば、金属製のテンドンに対して低減することが可能となり、設計段階の間に確立された幾何公差を保つことに役立ち、その後、前記テンドン90、190の寿命、ならびに前記医療器具60、160、260の寿命を延ばす。

## 【0486】

一実施形態によれば、前記テンドン90、190は、ポリエチレンで作製される。一実施形態によれば、前記テンドン90、190は、高分子量ポリエチレン又は超高分子量ポリエチレンで作製される。一実施形態によれば、前記テンドン90、190はケブラーで

10

20

30

40

50

作製される。一実施形態によれば、前記テンドン 90、190 は、ベクトランで作製される。一実施形態によれば、前記テンドン 90、190 は、ザイロン又は PBO で作製される。一実施形態によれば、前記テンドン 90、190 は、前記材料の組み合わせで作製される。

【0487】

一実施形態によれば、前記テンドン 90、190 は、ポリマー繊維で作製される。

【0488】

一実施形態によれば、前記関節装置 70 は、金属材料で作製される。

【0489】

一実施形態によれば、前記関節装置 70 は、INOX 鋼又はステンレス鋼、超高速鋼、硬化鋼、鍛鋼、チタンの少なくとも 1 つで作製される。

10

【0490】

一実施形態によれば、前記関節装置 70 は、セラミック導電材料で作製される。

【0491】

一実施形態によれば、前記テンドン 90 は、前記フレーム 57 に接着されるのに適した少なくとも 1 つのテンドン終点 91 を含む。

【0492】

一実施形態によれば、前記テンドン 90 は、接着された表面を最大にするようにその第 1 のテンドン終点 91 の周囲がストランド (strands) にほぐされる。

【0493】

一実施形態によれば、前記テンドン 90 は、前記関節装置 70 の少なくとも一部分に接続するのに適した少なくとも第 2 のテンドン終点 92 を含む。

20

【0494】

一実施形態によれば、前記第 2 のテンドン終点 92 は隆起である。一実施形態によれば、前記第 2 のテンドン終点はループである。一実施形態によれば、前記第 2 のテンドン終点 92 は結び目である。

【0495】

一実施形態によれば、前記第 2 のテンドン終点 92 は、前記関節装置 70 の少なくとも一部分に接着される。

【0496】

一実施形態によれば、前記第 1 のテンドン終点 91 は、前記テンドンを前記医療器具 60 の一部分に複数回、巻き付けることによって終端される。一実施形態によれば、前記第 2 の終点 92 は、前記テンドンを前記医療器具 60 の一部分に複数回、巻き付けることによって終端される。一実施形態によれば、前記テンドンは、その直径に実質的に等しい曲率半径で巻き付けられる。

30

【0497】

一実施形態によれば、前記テンドン 90、190 は、0.05 mm ~ 0.3 mm の直径を有する。

【0498】

一実施形態によれば、前記テンドン 90、190 は、50 GPa ~ 100 GPa の弾性率を有する。

40

【0499】

一実施形態によれば、前記テンドン 90、190 は、略 1 ミリメートル以下の曲率半径を有するように製造される。

【0500】

一実施形態によれば、前記テンドン 90 は、終点に加えられた引張荷重下での作用のみに適しており、前記テンドンが挟み込まれ、チャンネル内で側方に案内され、又はシースを含むことを避ける。

【0501】

一実施形態によれば、前記テンドン 90、190 は、前記テンドン 90、190 の引張

50

破断強度の少なくとも半分に等しい実体の少なくとも2つの荷重を含む荷重サイクルで予め伸ばされるのに適している。

【0502】

一実施形態によれば、前記テンドン90は、横方向寸法、すなわち、異なるテンドン部において可変の前記テンドン経路T-Tに対して実質的に直交する寸法を有する。

【0503】

一実施形態によれば、前記テンドン90、190は、実質的に円形の断面を有する。

【0504】

一実施形態によれば、前記テンドン90の直径は、前記テンドン90の異なる部分において可変である。

10

【0505】

一実施形態によれば、前記テンドン90は、前記第2のテンドン終点92でより薄い。  
一実施形態によれば、前記テンドン90は、前記長手方向部分19においてより厚い。このようにして、テンドン90、190は、テンドン固定点82に近いか又はその点においてより可撓性であり、前記シャフト65の内側又はその近くでより硬いことに適している。

【0506】

一実施形態によれば、前記テンドン90の機械的特性は、前記テンドン90の異なる部分において可変である。

【0507】

一実施形態によれば、前記テンドン90、190は、異なる特性を有するテンドン部を接合又は並置することによって得られる。

20

【0508】

一実施形態によれば、前記テンドン90、190の組成は、前記テンドン90、190の異なる部分において可変である。

【0509】

一実施形態によれば、前記テンドン90、190は、0.1mm~0.3mmの直径を有する。

【0510】

一実施形態によれば、前記テンドン90は、前記関節装置70、170、270の少なくとも一部分を移動させるように対向テンドン190と協働するのに適している。

30

【0511】

一実施形態によれば、前記テンドン90及び前記対向テンドン190が一方の力が他方の力よりも大きい力で同時に引っ張られるのに適しているとき、前記関節装置70、170、270又は前記医療器具60、160、260の少なくとも一部分の制御された移動が生じる。

【0512】

一実施形態によれば、前記テンドン90及び前記対向テンドン190が同じ力で同時に引っ張られると、前記医療器具60の前記関節装置70の少なくとも一部分の移動が阻止される。

40

【0513】

一実施形態によれば、全てのテンドン対がテンドン90及び対向テンドン190を含むテンドン対90、190は、前記関節装置70のあらゆる運動自由度に対して予測する。

【0514】

ロボットアセンブリ100用の駆動方法を以下に記載する。

【0515】

外科手術用ロボットアセンブリの駆動方法は、以下の過程、すなわち  
前述した実施形態のいずれか1つの実施形態に係るロボットアセンブリ100を設ける過程と、

患者201の少なくとも一部分を視覚化するために、ロボットアセンブリ100に関連

50

する少なくとも1つの視覚システムを利用する過程と、

前記終端部77の少なくとも一部分によって到達される作業容積7が、前記ロボットアセンブリ100に関連する少なくとも1つの視覚システム103の視野内にあるように、前記マクロ位置決めアーム30を位置決めする過程と、

少なくとも1つのマイクロ位置決め装置41、141、241、341を駆動する過程と、

医療器具60、160、260、360の少なくとも1つの関節装置70、170、270を駆動する過程と、

を含む。

【0516】

1つの可能な動作モードによれば、外科手術用ロボットアセンブリの駆動方法は、好ましい順であるが限定的ではない順に記載された以下の過程、すなわち

前記マクロ位置決めアーム30を移動させることが可能なように前記マクロ位置決めアーム30を解放する過程と、前記少なくとも1つの終端部77によって到達される作業容積7が前記ロボットアセンブリ100に関連する前記少なくとも1つの視覚システム103の視界内にあるように、前記マクロ位置決めアーム30を位置決めする過程と、

前記マクロ位置決めアーム30を係止する過程と、

前記少なくとも1つの制御装置20によって前記少なくとも1つのマイクロ位置決め装置41、141、241を駆動する過程と、

前記制御装置20によって医療器具60、160、260の前記少なくとも1つの関節装置70、170、270を駆動する過程と、

の少なくとも1つを更に含む。

【0517】

顕微手術用ロボットアセンブリ用の顕微手術用の制御装置の制御方法を以下に記載する。

【0518】

顕微手術用ロボットアセンブリ用の顕微手術用の制御装置の制御方法は、好ましい順であるが限定的ではない順に記載された以下の過程、すなわち

前述した実施形態のいずれか1つの実施形態に係る少なくとも1つの顕微手術用制御装置20を設ける過程と、

前記制御器具21を操縦する過程と、

前記検出装置22に対して前記制御器具21の少なくとも一部分を移動させる過程と、を含む。

【0519】

1つの可能な動作モードによれば、一方法は、以下の更なる過程、すなわち

前述した実施形態の一実施形態に係る顕微手術用ロボットアセンブリ100を設ける過程と、

前記制御器具21によって前記外科手術用マイクロ器具60、160、260を移動させる過程と、

前記制御器具21によって前記マイクロ位置決め装置41、141、241を移動させる過程と、

前記ロボットアセンブリ100に関連する顕微鏡103を使用して、患者201の少なくとも一部分を表示する過程と、

遠隔操作状態又はモードを起動する過程であって、当該遠隔操作状態又はモードにより、前記検出装置22及び前記顕微鏡103の少なくとも1つに関連する座標系に対する第1の方向の制御器具21の移動が、前記座標系に対して同一の方向における前記外科手術用マイクロ器具60、160、260の移動に対応する、前記遠隔操作状態又はモードを起動する過程と、

の少なくとも1つを含む。

【0520】

10

20

30

40

50

一実施形態によれば、患者 201 の前記部分は、前記作業容積 7 に含まれる。

【0521】

1つの可能な動作モードによれば、一方法は、以下の更なる過程、すなわち、第1の制御装置 120 及び第2の制御装置 220 を備えるように、更なる制御装置 20 を設ける過程と、

第1の手で前記第1の制御装置 120 を操縦する過程と、

第2の手で前記第2の制御装置 220 を操縦する過程と、

を含む。

【0522】

1つの可能な動作モードによれば、一方法は、以下の更なる過程、すなわち、

第1の制御器具 121 及び第2の制御器具 221 を備えるように、更なる制御器具 21 を設ける過程と、

一方の手で前記第1の制御器具 121 を操縦する過程と、

他方の手で前記第2の制御器具 221 を操縦する過程と、

を含む。

【0523】

一実施形態によれば、前記関節部材 71、72、73、74 は、ワイヤ放電加工によって得られる。

【0524】

一実施形態によれば、前記関節部材 71、72、73、74 は、微量射出成形によって得られる。

【0525】

一実施形態によれば、前記関節部材 71、72、73、74 は、3次元印刷によって得られる。

【0526】

前記医療器具 60、160、260 の製造方法を以下に記載する。

【0527】

1つの可能な動作モードによれば、医療器具 60、160、260 の製造方法は、前述したいずれかの実施形態のうちの1つに係る医療器具 60、160、260 の製造過程を含み、少なくとも1つの追加の製造技術によって達成される。

【0528】

1つの可能な動作モードによれば、医療器具 60、160、260 の製造方法は、マイクロ射出成形による医療器具製造過程を含む。換言すれば、医療器具 60、160、260 の製造方法は、マイクロ成形による医療器具の製造過程を含む。

【0529】

医療器具 60、160、260 用のテンドン 90、190 の駆動方法を以下に記載する。

【0530】

医療器具 60、160、260 用のテンドン 90 の駆動方法は、好ましい順であるが、限定的ではない実行順で記載された以下の過程、すなわち、

A') 前述した実施形態のうちのいずれか1つに係るテンドン駆動システム 50 を設ける過程と、

B') そのテンドン経路 T-T を偏向させるように前記テンドン 90、190 の少なくとも一部分を押圧する過程と、

C') 前記テンドン 90、190 に引張荷重を発生させる過程と、

を含む。

【0531】

1つの可能な動作モードによれば、一方法は、前述した実施形態のいずれか一実施形態に係る駆動システムアセンブリを提供する更なる過程を含む。

【0532】

10

20

30

40

50

1つの可能な動作モードによれば、一方法は、以下の更なる過程、すなわち、  
 D' ) 過程Bの前に前記テンドン90に予張力をかける過程と、  
 E' ) 過程Bの前且つ過程Dの後に前記プッシャアセンブリ94を駆動する過程と、  
 F' ) 過程Cの後に、前記医療器具60、160、260の前記関節装置70、170  
 、270の少なくとも一部分を移動させる過程と、  
 G' ) 過程F' )の後に、前記対向プッシャアセンブリ194を駆動する過程と、  
 H' ) G' )過程の後に、反対方向に過程F' )の前記医療器具60、160、260  
 の前記関節装置70、170、170の少なくとも一部分を移動させる過程と、  
 の少なくとも1つを含む。

## 【0533】

10

1つの可能な動作モードによれば、一方法は、  
 I' ) 前記プッシャアセンブリ94及び前記対向プッシャアセンブリ194を同時に駆  
 動する過程と、  
 J' ) 一方の力が他方の力よりも大きく、異なる大きさの力で前記テンドン90及び前  
 記対向テンドン190を引っ張る過程と、  
 K' ) 制御された移動によって前記医療器具60、160、260の前記関節装置70  
 、170、270の少なくとも一部分を移動させる過程と、  
 の更なる過程を含む。

## 【0534】

20

1つの可能な動作モードによれば、一方法は、  
 L' ) 過程J' )の代わりに、実質的に同量の力で前記テンドン90及び前記テンドン  
 190を引っ張る過程と、  
 M' ) 過程K' )の代わりに、前記医療器具60、160、260の前記関節装置70  
 、170、270の少なくとも一部分の移動を阻止する過程と、  
 の更なる過程を含む。

## 【0535】

1つの可能な動作モードによれば、一方法は、過程I' )、J' )、K' )の代わりに  
 、以下の過程、すなわち、  
 N' ) 前記プッシャアセンブリ94及び前記対向プッシャアセンブリ194を同時に駆  
 動する過程と、  
 O' ) 前記テンドン(90)を同時に引っ張って、その近位部から第1のテンドンの長  
 さを回収し、その近位部によって、第1のテンドンの長さを実質的に等しい対向テンド  
 ンの第2の長さを解放するように、前記対向テンドン(190)を解放する過程と、  
 P' ) 前記医療器具(60、160、260)の前記関節装置70、170、270の  
 の少なくとも一部を、前記テンドンの長さ及び対向テンドンの長さに関連して制御された運  
 動によって移動させる過程と、  
 を含む。

30

## 【0536】

1つの可能な動作モードによれば、一方法は、  
 前記対向プッシャアセンブリ194によって前記対向テンドン190を駆動する過程と  
 、  
 前記プッシャアセンブリ94によって前記医療器具60、160、260の少なくとも  
 一部分を移動させる過程と、  
 の更なる過程を含む。

40

## 【0537】

医療器具のテンドン90、190を交換する方法を以下に記載する。

## 【0538】

1つの可能な動作モードによれば、テンドン90、190を交換する方法は、以下の過  
 程、すなわち、  
 前述した実施形態のいずれかに係る更なるテンドン90、190を設ける過程と、

50

A'') 前記テンドン 90、190 を前記医療器具 60 から取り外す過程と、  
 B'') 前記更なるテンドン 90、190 を前記医療器具 60 に取り付けられる過程と、  
 を含む。

## 【0539】

1つの可能な動作モードによれば、テンドン 90 は、最初に前記第 2 のテンドン 終点 92 に取り付けられ、次に前記第 1 のテンドン 終点 91 に取り付けられる。

## 【0540】

1つの動作モードによれば、一方法は、以下の更なる過程、すなわち、  
 C'') 過程 A'') の前に、関連するテンドン 90 におけるあらゆる予張力を除去するのに適した位置に前記プランジャ (96) を係止する過程、  
 を含む。

10

## 【0541】

一実施形態によれば、前記プランジャ (96) は、プランジャ係止孔 48 に挿入されたピンの使用によって係止される。

## 【0542】

1つの可能な動作モードによれば、一方法は、以下の更なる過程、すなわち、  
 D'') 過程 A'') と過程 B'') との間で、前記医療器具 60 を洗浄する過程、  
 を含む。

## 【0543】

1つの可能な動作モードによれば、前記過程 D'') は、有機溶媒浴に前記医療器具 60 の浸漬を行う、更なるサブ過程を含む。

20

## 【0544】

1つの可能な動作モードによれば、前記過程 A'') は、テンドン 90 の残りの部分を溶解させる更なるサブ過程を含む。

## 【0545】

1つの可能な動作モードによれば、前記過程 A'') は、オートクレーブ又は他の滅菌システムに前記医療器具 60 を導入する更なるサブ過程を含む。

## 【0546】

1つの可能な動作モードによれば、前記過程 A'') は、25 ~ 150 の温度のオーブンに前記医療器具 60 を導入する更なるサブ過程を含む。

30

## 【0547】

1つの可能な動作モードによれば、前記過程 A'') は、化学有機溶媒浴に前記医療器具 60 を浸すサブ過程を含む。

## 【0548】

1つの可能な動作モードによれば、前記過程 B'') は、好ましい順であるが限定的ではない順に記載された以下のサブ過程、すなわち、

前記関節装置 70 を基準位置に係止し、及び / 又は前記プランジャ 96 をその係止位置に係止するサブ過程と、

前記第 2 の終点 92 を前記関節装置 70 に接続させるサブ過程と、

前記更なるテンドン 90、190 を前記シャフト 65 内に通すサブ過程と、

前記第 1 のテンドン 終点 91 を前記フレーム 57 に接続させるサブ過程と、

を含む。

40

## 【0549】

1つの可能な動作モードによれば、一方法は、以下の更なる過程、すなわち、

E'') 過程 B'') の後に、プランジャの新しいゼロ位置を特定する前記医療器具 60、160、260 を校正する過程、

を含む。

## 【0550】

関節装置 70、170、270 の製造方法を以下に記載する。

## 【0551】

50

本発明の一態様によれば、関節装置 70、170、270 の一製造方法は、下記の好ましい順序で、以下の過程、すなわち、

(A'') 加工治具 112 を EDM 加工機に設け、複数のワークピース 117 を前記加工治具 112 上に配置する過程と、

(B'') 互いに平行な切断線で前記ワークピース 117 において所望の形状を切断する過程と、

を少なくとも含む。

【0552】

互いに平行な切断線で前記ワークピースにおいて単一の切断過程を提供することにより、前記ワークピースにおける互いに平行な表面の機械加工を、極めて高い平行精度で行うことが可能となる。

10

【0553】

1つの可能な動作モードによれば、上述した加工方法により、前記ワークピース 117 における平行な母線 (generatrices) を特徴とする線織面の加工が可能となる。

【0554】

1つの可能な動作モードによれば、上述した加工方法により、微小寸法、例えばミリメートル寸法又は準ミリメートル寸法のワークピースの切断が可能となる。

【0555】

一実施形態によれば、前記加工方法は、複数の関節部材 71、72、73、74、75、76、77、78 を含む少なくとも1つの関節装置 70 を製造するのに適している。

20

【0556】

1つの可能な動作モードによれば、前記加工方法は、互いに平行な表面を含む関節部材を形成するように前記ワークピース 117 における平行切削を加工するのに適している。

【0557】

1つの可能な動作モードによれば、前記加工方法は、関節部材が互いに平行な表面を有することにより、相補的に組み立てるのに適した関節部材を形成するように、前記ワークピース 117 における平行切削を加工するのに適している。

【0558】

1つの可能な動作モードによれば、前記 EDM 加工機は、ワイヤ EDM を行うのに適しており、切断ワイヤ 115 を有する。

30

【0559】

一実施形態によれば、前記切断ワイヤ 115、又は EDM ワイヤ 115、又は放電加工ワイヤ 115 は、30 ミクロン ~ 100 ミクロンの直径であり、好ましくは 50 ミクロンの直径である。

【0560】

前述した加工方法を提供することにより、加工されるワークピース 117 には、熱エネルギーのみを伝達することができ、加工されるワークピース 117 に伝達される機械的エネルギー、例えば、フライス盤で切断を行う場合のように、屈曲を誘発する機械的エネルギーを回避することができる。

40

【0561】

一実施形態によれば、前記加工方法は、医療 - 外科分野での応用のための少なくとも1つの関節装置を製造するのに適している。

【0562】

一実施形態によれば、前記加工方法は、精密機構における応用に適した少なくとも1つの関節装置の製造、例えば時計の製造における使用に適している。一実施形態によれば、前記加工方法は、宝飾品及び / 又はファッション宝飾品分野での用途に適した少なくとも1つの関節装置を製造するのに適している。一実施形態によれば、前記加工方法は、電気機械製品の組立における応用に適した少なくとも1つの関節装置の製造に適している。

【0563】

50

1つの可能な動作モードによれば、過程(A''')は、以下のサブ過程、すなわち、前記加工治具112に複数のワークピースをそれらのそれぞれの部材シート116内に取り付けるサブ過程、を含む。

【0564】

1つの可能な動作モードによれば、以下のサブ過程、すなわち前記過程(A''')の間に、最初に(A1''')EDM加工機に加工治具112を設けるサブ過程が行われ、次に、(A2''')前記加工治具112に複数のワークピース117を配置するサブ過程が行われる。

10

【0565】

1つの可能な動作モードによれば、一方法は、サブ過程(A1''')とサブ過程(A2''')との間に以下の更なる過程、すなわち(C''')較正を行う過程、を含む。

【0566】

1つの可能な動作モードによれば、一方法は、過程(A''')と過程(B''')との間に以下の更なる過程、すなわち、(C''')較正を行う過程、を含む。

20

【0567】

1つの可能な動作モードによれば、一方法は、過程(B''')の後に以下の更なる過程、すなわち(D''')前記加工治具112を回転させる過程と、前記過程(B''')を繰り返す過程と、を含む。

【0568】

1つの可能な動作モードによれば、前記加工治具112を回転させる前記過程は、回転テーブルを用いて前記加工治具112を回転させ、前記加工治具112を切断機から取り外すことを回避して、以下の過程を行う更なる過程、すなわち、前記加工治具112を回転させる過程と、第2の較正又は切断較正を前記基準棒118のみにおいて行う過程と、前記過程(B''')を繰り返す過程とを含む。

30

【0569】

1つの可能な動作モードによれば、較正を行う前記過程(C''')は、以下のサブ過程、すなわち、EDM加工機のスイッチを入れるステップと、ワークピース117の前記部材シート116に平行な軸を有する基準棒118を設けるステップと、前記切断ワイヤ115を、前記基準棒118の第1の部分122又はワイヤアプローチ122の側に面する部分と接触させるステップと、前記ワイヤの位置を測定又は登録するステップと、

40

【0570】

及び/又は前記切断ワイヤ115の位置を測定又は登録し、前記切断ワイヤ115が加工される第1のワークピースの第1の部分、又はワイヤアプローチの側に面する部分と接触しているとき、各ワークピース117に対して以前の過程を実行するステップと、

【0571】

及び/又は

50

切断ワイヤ 1 1 5 を、前記基準棒 1 1 8 の第 2 のロッド部 1 2 3、又は前記第 1 のロッド部 1 2 2 に対して反対側のワイヤ離脱 1 2 3 の側に面する部分と接触させるステップと

、  
前記切断ワイヤ 1 1 5 の位置を測定又は登録するステップと、

前記第 1 のロッド部と接触するときの前記ワイヤの位置と、前記第 2 のロッド部と接触するときの前記ワイヤの位置との間の中間点として前記基準棒 1 1 8 の軸の位置を計算するステップと、

【 0 5 7 2 】

及び / 又は

前記第 1 のワークピースの第 2 の部分又はワイヤ離脱の側に面する部分と接触するとき、前記切断ワイヤ 1 1 5 の位置を測定又は登録するステップと、

ワークピースの前記第 1 の部分と接触するときの前記ワイヤの位置と、ワークピースの前記第 2 の部分と接触するときの前記ワイヤの位置との間の中間点として、前記第 1 のワークピースの位置を計算するステップと、

【 0 5 7 3 】

及び / 又は

各ワークピース 1 1 7 に対して以前の過程を実行するステップと、

【 0 5 7 4 】

及び / 又は

全ての切断面 X - Y、Y - Z、X - Z に対して、手順を繰り返すステップと、  
を含む。

【 0 5 7 5 】

一実施形態によれば、関節装置 7 0、1 7 0、2 7 0 の前記加工治具 1 1 2 は、EDM 加工機に取り付けられるのに適している。

【 0 5 7 6 】

一実施形態によれば、前記加工治具 1 1 2 は、切断面ごとに単一の切断プロファイル 1 1 0 を用いてワークピース 1 1 7 の異なる切断面における少なくとも 2 つ切断を行うのに適している。

【 0 5 7 7 】

1 つの実現例によれば、前記加工治具 1 1 2 は、固定面 1 1 3、1 1 4 の第 1 の対を含み、これらの固定面は、対向しており、互いに実質的に平行し、且つ第 1 の切断面 X - Y に実質的に直交するように調整される。

【 0 5 7 8 】

一実施形態によれば、前記加工治具 1 1 2 は、固定面 1 3 4、1 3 5 の第 2 の対を含み、これらの固定面は、対向しており、互いに実質的に平行し、且つ第 2 の切断面 Y - Z に実質的に直交するように調整される。

【 0 5 7 9 】

一実施形態によれば、固定面 1 1 3、1 1 4 の前記第 1 の対、及び固定面 1 3 4、1 3 5 の前記第 2 の対は調整される。

【 0 5 8 0 】

一実施形態によれば、各対の配置面は、少なくとも 1 つの基部固定面 1 1 3、1 3 5、及び少なくとも 1 つの治具固定面 1 1 4、1 3 4 を含む。

【 0 5 8 1 】

一実施形態によれば、前記複数の部材シート 1 1 6 は、前記ワークピースがそれぞれの部材シート 1 1 6 に取り付けられるとき、前記第 1 の切断面 X - Y に実質的に直交するか、又は前記第 2 の切断面 Y - Z に実質的に直交する。また、前記複数の部材シート 1 1 6 は、前記ワークピースがそれぞれの部材シート 1 1 6 に取り付けられたとき、一度に前記ワークピース 1 1 7 の多くても 1 つのみを横切る。

【 0 5 8 2 】

一実施形態によれば、前記部材シート 1 1 6 は、互いに実質的に平行である。

10

20

30

40

50

## 【 0 5 8 3 】

一実施形態によれば、前記加工治具 1 1 2 は、対向しており、互いに実質的に平行であり、かつ第 3 の切断面 X - Z に実質的に直交する 1 対の配置面を含む。

## 【 0 5 8 4 】

一実施形態によれば、前記第 3 の対の配置面は、少なくともガイド孔 1 2 5 を含み、切断中に EDM ワイヤが少なくとも 1 つの加工治具 1 1 2 と接触することを回避するように、前記 EDM 加工機の EDM ワイヤ 1 1 5 は、少なくとも 1 つの前記ガイド孔 1 2 5 に挿入される。

## 【 0 5 8 5 】

一実施形態によれば、前記加工治具 1 1 2 はまた、  
複数の部材シート 1 1 6 を含み、複数の部材シート 1 1 6 の各々が少なくとも 1 つのワークピース 1 1 7 を受容するのに適しており、前記ワークピース 1 1 7 は前記関節装置 7 0、1 7 0、2 7 0 の少なくとも一部分を実現するのに適している。

10

## 【 0 5 8 6 】

一実施形態によれば、前記加工治具 1 1 2 はまた、切断較正を可能にするのに適した少なくとも 1 つの基準棒 1 1 8 を有する。

## 【 0 5 8 7 】

一実施形態によれば、前記加工治具 1 1 2 は、少なくとも 1 つの固定要素又は締結要素を含み、前記少なくとも 1 つの固定要素又は締結要素は、そのそれぞれの部材シート 1 1 6 内の前記少なくとも 1 つのワークピース 1 1 7 にしっかりと接続するのに適している。

20

## 【 0 5 8 8 】

一実施形態によれば、前記少なくとも 1 つの締結要素は導電性接着剤である。

## 【 0 5 8 9 】

一実施形態によれば、前記少なくとも 1 つの締結要素はグラブねじである。

## 【 0 5 9 0 】

一実施形態によれば、前記グラブねじは、前記少なくとも 1 つの締結面に設けられたねじ孔内に取り付けられるのに適している。

## 【 0 5 9 1 】

一実施形態によれば、前記締結用グラブねじは、前記締結面の前記ねじ孔内に進入するのに適している。

30

## 【 0 5 9 2 】

一実施形態によれば、前記加工治具 1 1 2 は、4 つの部材シート 1 1 6 と、基準棒 1 1 8 とを有する。

## 【 0 5 9 3 】

一実施形態によれば、各部材シート 1 1 6 は、実質的にそのそれぞれの締結面から同一の距離を離間して配置される。

## 【 0 5 9 4 】

一実施形態によれば、前記締結面は、階段形状のプロフィールを形成するように段階的に配置される。換言すれば、前記締結面は、少なくとも 1 つの切断面 X - Y、Y - Z、X - Z に対して階段形状のプロフィールを形成するように段階的に配置される。

40

## 【 0 5 9 5 】

一実施形態によれば、前記加工治具 1 1 2 は、1 0 0 0 0 平方ミリメートル未満の任意の切断面 X - Y、Y - Z、X - Z に面する表面を有する。

## 【 0 5 9 6 】

一実施形態によれば、前記加工治具 1 1 2 は、5 0 0 0 平方ミリメートル未満の任意の切断面 X - Y、Y - Z、X - Z に面する表面を有する。

## 【 0 5 9 7 】

既知の顕微手術処置は、直径が 1 mm 以下の非常に脆弱な組織及びダクトを操作するために使用される鉗子、はさみ、及び針ホルダーなどの手動器具を用いて、外科医 2 0 0 又は顕微手術外科医 2 0 0 によって手動で行われる。最も一般的に行われる顕微手術処置ス

50

テップは吻合であり、そこで2つの小さな切断された血管を縫合して血流を再形成する。この処置は、特定のクランプで2つの隣接する血管スタブを保持し、縫合を行うために小さい口径の針を使用することによって実行される。従って、顕微手術外科医200は、手の自然な振戦を抑え、器具を介して相互作用する脆弱な組織を繊細に操作するためには、高レベルの集中及び感度を維持しなければならない。ロボット工学は、複雑な顕微手術処置の性能を大幅に向上させることができることは明らかである。

【0598】

一実施形態によれば、前記ロボットアセンブリ100は、小規模に人間の手首の運動学を再現しながら、外科医200の実際の手の動作を縮小して振戦を除去する、極めて精密な動作を保證する関節装置及びロボット装置を使用することによって顕微手術処置の実行において外科医200を支援する機能を有する。

10

【0599】

一実施形態によれば、前記外科手術用ロボットアセンブリ100は、支持体104と、多関節マイクロ位置決めアーム30と、1対のマイクロ位置決め装置41、141、241とを備える。モータボックス61及び無菌関節装置70、170、270を有する医療器具60、160、260は、各マイクロ位置決め装置41、141、241に取り付けられている。

【0600】

2つの医療器具60、160、260、及びマイクロ位置決め装置41、141、241のロボット制御に適した2つの制御装置20は、通信ケーブル109によって支持体104に接続されている。ロボットアセンブリ100の全ての電子制御回路基板及び電源は、支持体104に統合されているが、スイッチのオンオフ切り替え用、及び操作者によるロボットアセンブリ100からのユーザメッセージの管理用の制御パネル108はその表面に配置されている。専用の外部ビデオ顕微鏡入力により、顕微手術用の任意の従来の外部顕微鏡103の統合が可能となる。デジタル顕微鏡103は、2つの無菌の関節装置70、170、270の実質的に重なる作業容積7を視覚化するようにシステムに統合されている。

20

【0601】

一実施形態によれば、外科手術用ロボットアセンブリ100の可能な構成は、特に、四肢の端部又は自由フラップにおける顕微手術を行うために専用されている。これは、手術すべき肢体又はフリーフラップが載置された手術台102が設置され、マイクロ位置決め装置41、141、241に接続され、顕微手術外科医200によってそれぞれの制御装置20によってリアルタイムに遠隔制御される1対の関節装置70、170、270の使用を含む。顕微鏡103は外科手術用ロボットアセンブリ100の一部ではなく、手術の遂行中で作業容積7の視覚化のために重要な、独立した要素である。

30

【0602】

一実施形態によれば、乳房再建処置に特に適しているが、他の全ての身体部位で顕微手術を行うのにも適した外科手術用ロボットアセンブリ100の可能な構成は、外科手術用ロボットアセンブリ100の支持、及び横たえた状態の患者201を載せている可動手術台102をそれに隣接する手術室への移送を可能にする支持体104と、支持体104から延在し、外科手術用ロボットアセンブリ100の能動部品が処置に関わる解剖学的部位に到達することを可能にする、1つの受動的関節マイクロ位置決めアーム30と、を含む。1対の精密マイクロ位置決め装置41、141、241、又はマイクロ位置決め装置41、141、241は、外科手術用ロボットアセンブリ100の端部に配置され、それぞれが4つの自由度を有し、これらのマイクロ位置決め装置にそれぞれの医療器具60、160、260が取り付けられ、これらのマイクロ位置決め装置は外科医200によって用いられ、組織及び小さい縫合針を取り扱うことによって顕微手術処置を行う。全ての手順は、外部の従来の外科用顕微鏡103によって提供された視覚的誘導の下で実行される。

40

【0603】

一実施形態によれば、支持体104は、外科手術用ロボットアセンブリ100のための

50

構造的機能及び搬送機能の両方を有し、それに接続されたマクロ位置決めアーム 30 により、手術を受ける解剖学的部位に近接している 1 対のマクロ位置決め装置 41、141、241、及び医療器具 60、160、260 を同時に位置決めすることが可能となる。マクロ位置決め装置 41、141、241、及び医療器具 60、160、260 は、制御装置 20 によってリアルタイムで能動的に移動及び制御される。

#### 【0604】

一実施形態によれば、各制御装置 20 は、例えば手術台 102 に接続することによって、独立して位置決めすることができる支持クランプまたはブラケットを備えている。前記制御装置 20 は、制御データの伝送にも適している電力ケーブル 107 によって外科手術用ロボットアセンブリ 100 に接続されている。

10

#### 【0605】

一実施形態によれば、外科手術用ロボットアセンブリ 100 の搬送を簡便にするために、格納式ハンドル 106 及び足置き台 105 が後部側に配置される。カート 104 は、ユーザによる外科手術用ロボットアセンブリ 100 のパラメータの管理、及び機械自体のメッセージ又は警告の表示のために、後面に制御パネル 108 を有する。オン/オフ型のスイッチ（電源ボタン）及び緊急停止ボタンは同じ側に設置されている。電源ケーブル 107 は、システム全体に電流を供給し、デジタル顕微鏡によって取得された映像データは、視覚から得られた情報を制御装置に統合することができるように、通信ケーブル 109 を介して外科手術用ロボットアセンブリ 100 に伝送される。一実施形態によれば、前記外科手術用ロボットアセンブリ 100 は、足置き台 105 を含み、当該足置き台 105 は、カートの後部側の底部に配置され、手術室内の位置決め中にロボットアセンブリ 100 を運搬するための格納式ハンドル 106 と一緒に又は代替として使用されるのに適している。

20

#### 【0606】

前記足置き台 105 により、前記ロボットアセンブリ 100 の移動を担う作業者の足がその上に載ることを可能にするため、ロボットアセンブリ 100 は基部から押され、移動中に転倒のリスクを排除することができる。

#### 【0607】

一実施形態によれば、制御装置 20 は、マクロ位置決め装置及び医療器具 60、160、260 のロボット動作を制御する機能を有する。制御装置 20 は、磁気追跡センサによって空間的位置をリアルタイムで検出する制御器具 21 を備える。磁気追跡センサは、磁場発生器、及びマイクロピンを収容する有線マーカで作製され、例えば、これらに限定されないが、「NDI - Northern Digital Inc., 103 Randall Drive Waterloo, Ontario, Canada N2V1C5」社による「Planar field generator」、及び「Mini 6DOF」のセンサを含む「NDI AURORA V3 tracking system」の製品などがある。制御器具 21 は、基部構造体 67 に対して制御器具 21 の 6 つの空間座標の検出に必要な全てのマーカを統合しその先端部 68 に設けられた更なる把持自由度を有する。先端部 68 の開口角度は、先端センサによって測定され、前記先端センサ 29 は、位置センサ又は近接センサである。接続テンドン 23 は、制御器具 21 を基部構造体 67 に接続しており、基部構造体は、特に、制御器具 21 と前記基部構造体 67 との間の動力供給及びデータ伝送に適した磁場発生器を収容しているが、検出装置 22 を備えているときには必要ではない電源及び通信テンドン 24 は、ロボットアセンブリのカート 104 で磁場発生器を外部電源に接続し、制御器具の位置及び配向、ならびに制御器具 21 の鉗子の開口角度に関連するデータを伝送する。基部構造体 67 に対するカートの 6 つの空間座標の検出用の更なるマーカは、支持体 104 に存在し、電源及び通信テンドン 24 によって基部構造体 67 に接続される。状態信号灯 26 は、基部構造体 67 内に統合され、制御装置の活動をユーザに伝達する。軟質で専用の人間工学的な操作者支持体 27 は制御装置 20 の人間工学的な使用を可能にするように作製されている。制御器具 21 は、外科医にとって取り扱いのより直感的でより熟知するものにするように、鉗子及び針ホ

30

40

50

ルダ―などの従来のマイクロ器具の形状を再現している。

【0608】

一実施形態によれば、マクロ位置決めアーム30により、外科的処置に関わる解剖学的領域は、例えばマイクロ位置決め装置41、141、241及び医療器具60、160、260など、ロボットアセンブリ100の能動的部品によって到達することができる。前記マクロ位置決めアーム30は、垂直かつ平行なアーム移動軸a-a、b-b、c-cをそれぞれ有する受動的回転関節によって互いに直列に接続された4つの部材31、32、33、34からなる。各回転関節の内側において、電磁ブレーキにより、各単一部材の位置が空間的に係止されることが可能となる。把持及び作動を容易にするために、第4のアーム部材34の底面側に位置する専用のブレーキ解放ボタン35により、全ての関節ブレーキを同時に解放することができる。従って、ユーザによって必要に応じて空間において各アーム部材を空間的再配置することが可能となる。その後、解放ボタン35を押し下げないようにする(undepressing)ことによって、新しい位置に定着させることができる。

10

【0609】

一実施形態によれば、マクロ位置決めアーム30の第1の部材31は、ラックアンドピニオン(rack and pinion)機構によってカート104に接続され、この機構により、手動ノブ37が回転されるとき、好ましくは垂直の直線状変位軸に沿って、専用の直線スライドガイド36内の前記マクロ位置決めアーム30の移動を手動で制御することができる。

20

【0610】

一実施形態によれば、マクロ位置決めアーム30の第4の部材34は、その先端に回転関節を有し、当該回転関節は、第3のアーム移動軸c-cに垂直な第4のアーム移動軸d-dを中心に回転する専用の回転ダイヤルナット43によって手動で作動される。

【0611】

一実施形態によれば、マクロ位置決めアーム30は、回転関節を介して支持部材38に接続されている。当該回転関節は、前記回転ダイヤルナット43の移動によって手動で作動される。1対のマイクロ位置決め装置41、141、241は、前記支持部材38の2つの先端に接続され、当該支持部材はその中間部にビデオカメラ45が更に取り付けられており、当該ビデオカメラは、顕微手術が行われる作業容積7の拡大画像を表示することができる。医療器具60、160、260は、マイクロ位置決め装置41、141、241の遠位部に強固に取り付けられている。

30

【0612】

一実施形態によれば、マイクロ位置決め装置41、141、241は、互いに直交して接続され、3つの直線変位軸f-f、g-g、h-hのそれぞれ及び電動回転関節46に沿ってそれぞれ独立して移動することができる3つの電動スライド51、52、53を備える。

【0613】

一実施形態によれば、前記電動スライド51、52、53は電動マイクロスライドである。医療器具60、160、260は、電動回転関節46によってその長手方向回転軸r-rを中心に回転させるマイクロ位置決め装置41、141、241に強固に取り付けられている。

40

【0614】

一実施形態によれば、医療器具60は、モータ収容部61を有し、当該モータ収容部は前記医療器具60の関節装置70を駆動するために備えた少なくとも一つのテンドン駆動システム50、及びその終端装置77を収容する。一実施形態によれば、モータ収容部61に接続された機械式伝達ボックス62内に一体化された伝達機構は、シャフト65を介して動作を医療器具60に、関節装置70及び終端装置77に伝達する。

【0615】

一実施形態によれば、医療器具60は、医療器具60を駆動するアクチュエータ、関連

50

する電子制御ボード及びモータドライバボードを含むモータ収容部 6 1 により構成される。シャフト 6 5 を介して軸方向 X - X に沿ってモータ運動を関節装置及び終端装置 7 7 に伝達するための専用の機構を含む機械式伝達ボックス 6 2 は、前記モータ収容部 6 1 に接続されている。

【 0 6 1 6 】

一実施形態によれば、モータ収容部 6 1 は、医療器具 6 0 の 3 つの自由度に関連する 6 つの押圧要素 9 5 を含む。特に、前記押圧要素は、少なくとも 1 つのプッシュアセンブリ 9 4 によって動かされ、当該プッシュアセンブリは線形伝達システムリードスクリューを有するマイクと電気モータを備える。作動ピストン 9 5 は、伝達ボックス 6 2 に面するモータ収容部 6 1 の壁から出ており、機械式伝達ボックス 6 2 に一体化された伝達機構を作動させる。

10

【 0 6 1 7 】

一実施形態によれば、モータ収容部 6 1 と機械式伝達ボックス 6 2 とは、無菌バリア 8 7 によって分離され、図 1 2 に示すように、接続機構、例えばバヨネット ( b a y o n e t ) 接続によって互いに一体的に接続することができる。

【 0 6 1 8 】

一実施形態によれば、シャフト 6 5 は中空であり、金属製であって、長手軸方向 X - X に沿ってそれ自体を延伸し、それ自体を機械式伝達ボックス 6 2 に挿入する。先端に終端装置 7 7 を有する関節装置 7 0、1 7 0、2 7 0 は、他のシャフト端部又は先端で挿入される。

20

【 0 6 1 9 】

一実施形態によれば、モータに接続された作動ピストンとして実装された 6 つの押圧要素 9 5 は、機械式伝達ボックス 6 2 のそれぞれのプランジャ 9 6 と結合することによって、モータ収容部 6 1 を機械式伝達ボックス 6 2 に接続させる。

【 0 6 2 0 】

一実施形態によれば、前記押圧要素 9 5 と前記プランジャ 9 6 とは、無菌バリア 8 7 によって分離される。

【 0 6 2 1 】

一実施形態によれば、プランジャ 9 6 は、ピストン移動軸に沿って直線状に移動することができ、第 1 のフレーム部 5 8 又は上部フレーム 5 8 に挿入された図示されていないリニアプッシングによって、及びそれぞれの肩面 8 8 によって適切な整列状態に維持されている。

30

【 0 6 2 2 】

一実施形態によれば、関節装置 7 0 の作動は、6 つのテンドン 9 0 又は作動ケーブル 9 0 に割り当てられ、これらのテendon は、独立しており、機械式伝達ボックス 6 2 内のテendon 固定面 8 4 から、機械式伝達ボックス 6 2、テendon 通過孔、及び中空シャフト 6 5 を介して、医療器具 6 0 の関節装置 7 0 まで走行する。

【 0 6 2 3 】

一実施形態によれば、機械式伝達ボックス 6 2 の内側の走行区間において、各テendon 9 0 は、器具軸 X - X と整列するまでその経路方向を変更するように、前記下部フレーム 5 9 に取り付けられたそれぞれの 4 つの案内プリー 9 7 に巻き付く。このような案内プリー 9 7 は、固定プリー又はアイドルプリーであってもよく、好ましい構成では、固定案内プリー 1 9 7 である第 1 のテendon 終点 9 1 に最も近接して配置された第 1 の案内プリー 1 9 7 を除いて、アイドルプリーである。

40

【 0 6 2 4 】

一実施形態によれば、更なるプランジャアイドルプリー 9 8 は、各プランジャ 9 6 に設置され、線形ピストンプリー移動軸に沿ってそのプランジャと一体に移動する。各作動テendon 9 0 はまた、それぞれのプランジャ 9 6 に固定されたそれぞれのプランジャアイドルプリー 9 8 に部分的に巻き付く。前記プランジャアイドルプリー 9 8 は、前記第 1 の案内プリー 1 9 7 と第 2 の案内プリー 2 9 7 との間に配置されている。

50

## 【0625】

－実施形態によれば、作動ピストン95が引き起こしたプランジャ96の移動及びそれによるプランジャアイドルプーリ98の移動は、テンドン90を押圧することによって、前記第1の案内プーリ197と前記第2の案内プーリ297との間の経路長が変化される。当該長さ変化は、前記伝達機構によって医療器具60、160、260の遠位関節に伝達され、その作動を引き起こす。

## 【0626】

－実施形態によれば、圧縮によって作用するのに適したばね99は、プランジャアイドルプーリ98とプランジャ96の周りの上部フレーム58との間に挿入される。

## 【0627】

－実施形態によれば、前記ばね99は、プランジャ移動方向軸に沿って方向付けられた力を発生させ、各プランジャ96に可変の予荷重を与え、当該予荷重は、常にテンドン90を軽度の張力下に保ち、且つその牽引荷重の変化中に前記案内要素97、98、197、297から脱線することを回避するのに十分である。

## 【0628】

－実施形態によれば、テンドン案内要素89は、各テンドン90を適所に維持し、テンドン90における張力の喪失などの異常の場合でも、その脱線を阻止する。

## 【0629】

－実施形態によれば、関節装置70は、関節装置70、170、270が可能な3つの運動自由度を作動させるための運動伝達手段として6つの低摩擦、低最小曲率半径、及び高剛性高分子テンドンを使用する。各作動ケーブル又はテンドン90は、低粘度アクリル接着剤によって下部フレーム59のテンドン締結面84に接着され、伝達ボックス62の中心に到達するまで下部フレーム59と一体化した4つの連続的案内要素97、197、297を通過することによってその方向を変化させ、器具方向X-Xに分布している医療器具60、160、260のシャフト65内の中心孔を通過して関節装置70、170、270に入る。

## 【0630】

図13に示すように、各作動ケーブル90の第1の案内プーリ197は、テンドン90が巻き付く固定プーリ197である。連続した案内要素はアイドルプーリであり、その周りにテンドン90が部分的に巻き付けられている。前記第1の案内プーリ197と前記第2の案内プーリ297との間には、作動ピストン95によって作動されるプランジャ96の直線運動を可能にする空間が設けられている。

## 【0631】

－実施形態によれば、少なくとも1つのテンドン90は、少なくとも4つの案内プーリ197、297、397、497に巻き付けられることによって、第3の案内要素397及び第4の案内要素497を画定する。前記第3の案内要素397と前記第4の案内要素497との間には、テンドン案内要素89がテンドン90を正しい位置に維持し、張力の喪失などの異常の場合でも、テンドン90の脱線を回避する。

## 【0632】

－実施形態によれば、関節装置70、170、270、及びその終端装置77を形成する関節部材は、把持する運動自由度を先端に加え、合計3つの運動自由度で人間の手首の運動を再現する。

## 【0633】

－実施形態によれば、第1の関節部材71と第2の関節部材72とは、第1の回転軸P-Pを中心に回転関節171によって互いに接続され、続いて終端部材の第1の部分177と終端部材の第2の部分277とは、ともに前記第2の関節部材72に接続され、第1の関節移動軸P-Pに直交する第2の関節移動軸Y-Yを中心に自在に回転し、先端に終端装置77を設ける。

## 【0634】

－実施形態によれば、第1の部材71は、医療器具60のシャフト65に係止するか、

10

20

30

40

50

又はそのシャフトと同軸に接合され、固定ピン 76 によって前記シャフトに強固に取り付けられている。

【0635】

一実施形態によれば、6本の作動ケーブル90は、器具軸X-X及び第1の関節軸P-Pによって定められた軸断面に対して、3本ずつの2つの平面グループに対称的に配置され、それぞれ配置された医療器具シャフトを貫通する。

【0636】

一実施形態によれば、前記第1の関節移動軸P-Pを中心に時計回り及び反時計回りの回転を提供する、第2の関節部材72に関連するテンドン及び対向テンドン90, 190は、前記断面に関して互いに対向して配置され、第1の部材71の2つの対向する摺動側面40を滑り通過し、次に両方とも前記第1の関節移動軸P-Pの前に前記断面を横断し、その後、第2の部材72の少なくとも1つの関節摺動面80に巻き付き、最後に前記第2の部材72に取り付けられる。

10

【0637】

一実施形態によれば、末端部材の第1の部分177に関連するテンドン及び対向テンドン90は、末端部材277の第2の部分に関連する2つのテンドン90と同様に、両方とも前記軸断面の同一側を走行し、両方とも第1の部材71の同一摺動側面40、140を摺動し、次に両方とも第1の関節移動軸P-Pの前に前記断面を横断し、その後、両方とも第2の部材72の少なくとも1つの同一摺動面80に巻き付き、その経路を継続し、最後に末端部材77の巻取面86に反対方向に巻き付けられて終了する。末端部材の第1の部分177のみ、又は末端部材の第2の部分277のみが作動されたとき、末端部材の前記第1の部分177に関連し、かつ末端部材の前記第2の部分277に関連するテンドン90は、第2の部材72の摺動面80に沿って摺動する。

20

【0638】

一実施形態によれば、関節装置70の移動は、ポリマー作動ケーブル90又はポリマーテンドン90によって実現される。これらのテンドン90は、機械的伝達ボックス62を通過し、中空シャフト65の全体に沿って走行し、関節装置70及び末端装置77に到達する。

【0639】

一実施形態によれば、関節装置70の関節への動きの伝達は、関節装置内のテンドン90の経路の機能である。

30

【0640】

テンドン90の低摩擦、非常に小さい曲率半径を利用することによって、テendonは、関節装置を構成する関節部材にわたって摺動し、異なる関節移動軸P-P、Y-Yに巻き付けられる。

【0641】

一実施形態によれば、関節装置70を構成する部材は、実際には回転関節171の軸支持機能によって互いに回転可能に接続されている。各部材は、関節移動軸P-P、Y-Yを中心とし、その本体に沿った、テンドン90用の関節摺動面80又は関節巻取面86を有する。

40

【0642】

一実施形態によれば、更なる肘関節部材75は、人間の手首の運動を再現するのに適した手首関節部材78の前に配置され、2つの異なる平行な関節移動軸P-P、P-Pを有することを特徴とする肘関節部材75を設けることによって含めることができる。一実施形態によれば、第1の部材71は、前記肘部材75に結合され、前記肘部材75は、2つの別個の互いに平行な関節運動軸P-P、P-Pを有し、それぞれが近位側および遠位側、すなわち、第1の関節及び第2の関節である。前記肘部材75は、第1の軸P-P及び第2の関節移動軸Y-Yを含む平面として画定された第2の断面に関して互いに横方向に対向して配置された2つの摺動側面40、140を有する。

【0643】

50

－実施形態によれば、8本の作動ケーブル90、190がある。前記8本の作動ケーブル又はテンドンは、第1の部材の摺動側面40、140を走行し、前記第1の断面に関して4つ対4つにグループ分けて配置され、第1の関節移動軸P-Pの前にこれらが前記断面を横断することによって前記肘部材75の第1の関節摺動面80を走行する。

【0644】

－実施形態によれば、肘部材の回転関節171の動きに専用の2本の作動ケーブル90、190は、前記肘部材75で終端する。残りの6本のケーブル90、190は、肘の回転関節171の摺動側面40、140に沿って続き、前記第2の関節軸の前に第2の断面を横断する。終端部材の第1の部分177及び終端部材の第2の部分277への第2の部材72、第3の部材73、及び第4の部材74の周りのテンドンの次の進行は、手首構成の記載において前述したものと類似である。

10

【0645】

－実施形態によれば、関節装置70及び終端装置77を形成する全ての部材は、2つの直交する作業平面X-Y、Y-Z上で行われるワイヤEDMによって製造される。

【0646】

－実施形態によれば、第1の部材71の製造は、加工すべき円筒状の部材117から始まり、前記第1の部材は、シャフト65への同心挿入を可能にする2つの円形面を呈する。

【0647】

－実施形態によれば、前記円形面は、固定ピン76によるシャフト65の前記第1の部材の強固な取り付けを可能にする、貫通孔などの下部の嵌合機構を有する。前記第1の部材71は、遠位部に回転関節171を支持する2つの機構を有し、その各々が、前記第1の関節移動軸P-Pを中心とした円筒状シート、及び側方肩面を特徴とする。

20

【0648】

－実施形態によれば、ピンホール79などのワイヤEDMによって加工される全ての孔は、切断ワイヤ115の通過により生じる余分の加工溝49を有する。

【0649】

－実施形態によれば、器具軸X-X及び第1の関節移動軸P-Pを含む前記第1の断面が定められており、第1の部材71は、2つの対向テンドン摺動面40、140を有し、当該2つの対向テンドン摺動面40、140は、対称的対向し、すなわち、前記断面に対して鏡面対称であり、それぞれが丸い形状を有する。

30

【0650】

－実施形態によれば、ワイヤEDMによって加工され、各摺動面80、180、40、140は、切断プロファイル110に沿って直接移動する平行な直線状の母線の掃引運動によって形成される。

【0651】

－実施形態によれば、作動ケーブル90は、3本ずつの2つのグループで、第1の部材71における互いに対向する2つの摺動側面40、140のそれぞれに沿って摺動し、第1の回転軸の前で前記断面を横断し、その後、走行し続けて第2の部材72上へ進む。

【0652】

－実施形態によれば、前記第2の部材72は、円筒部を有する前記第1の関節移動軸P-Pの周りに配設された関節摺動面80を近位に有する。

40

【0653】

－実施形態によれば、前記関節摺動面80は、ワイヤEDM切断プロファイルに続き、平行な直線状の母線によって形成される。

【0654】

－実施形態によれば、第1の関節移動軸P-Pの周りの第1の部材71の関節は、ピン保持機構76及び側方肩面を特徴とする。2つのテンドン終端機構82は、第2の部材72の側面に設けられ、結び目又は接着によって第2の部材の第2のテンドン終点92の固定を可能にする。遠位に、第3及び第4の回転関節の2つの支持機構は、それぞれ、第2

50

の関節移動軸 Y - Y の周りのピンホール 7 9 及び側方肩面を特徴とする。

【 0 6 5 5 】

一実施形態によれば、第 2 の関節移動軸 Y - Y は、第 1 の関節移動軸 P - P に直交している。ワイヤ EDM によって加工されるため、ピンホール 7 9 は、切断ワイヤ 1 1 5 により生じる加工溝 4 9 を有する。

【 0 6 5 6 】

一実施形態によれば、第 3 の部材 7 3 は、第 2 の関節移動軸 Y - Y の周りに設置されたピンホール 7 9 を特徴とする。第 3 の部材 7 3 は、関節ピンのシート及び関連する側方肩面によって第 2 の部材 7 2 に嵌合される。作動ケーブル 9 0、1 9 0 の巻取面 8 6 により、第 2 の関節移動軸 Y - Y と同心の巻取面 8 6 の周りに作動ケーブル 9 0、1 9 0 を巻き付けることが可能となる。

10

【 0 6 5 7 】

第 3 の部材 7 3 の側面には、テンドン終端機構 8 2 及びテンドン固定点 8 2 が設けられている。テンドン終端機構 8 2 は、テンドン 9 0 の通過を可能にし、テンドン固定点 8 2 は、結び目によって規定された第 3 の部材 7 3 の第 2 のテンドン終点 9 2、1 9 2 を保持する。

【 0 6 5 8 】

一実施形態によれば、終端部材の第 1 の部分 1 7 7 及び終端部材の第 2 の部分 2 7 7 は、第 2 の部材 7 2 に接合され、同一の第 2 の関節移動軸 Y - Y を共有する。

【 0 6 5 9 】

一実施形態によれば、終端部材の第 1 の部分 1 7 7 は、終端部材の第 2 の部分 2 7 7 の形状を鏡像反転している。

20

【 0 6 6 0 】

一実施形態によれば、第 3 の部材 7 3 に存在する終端装置 7 7 が、例えばメスのブレードに類似する外科手術又は顕微手術式の医療器具 6 0 である場合、第 3 の部材 7 3 は、第 2 の部材 7 2 に個別に嵌合することができる。

【 0 6 6 1 】

一実施形態によれば、終端装置 7 7 が、それ自体、例えばメスのブレード又はレーザー光処置用の光ファイバのテンドンキャリアに類似する外科手術又は顕微手術式の医療器具 6 0 である場合のみ、端子部材 7 7 は、前記第 2 の部材 7 2 に個別に接合することができる。この場合、関節装置 7 0 は、特にピッチ及びヨーの 2 つの運動自由度のみを有し、把持自由度を失っている。

30

【 0 6 6 2 】

一実施形態によれば、終端部材の第 1 の部分 1 7 7 及び終端部材の第 2 の部分 2 7 7 は、切断用のマイクロ装置、ストレート把持を提供する終端マイクロ装置、アングル把持を提供するマイクロ装置、針ホルダー、及び図 2 5 ~ 図 2 7 に図示しているような他の従来の顕微手術用器具など、それぞれ一定の異なる終端装置 7 7 と嵌合することができる。終端装置は、顕微手術外科医 2 0 0 によるそれらの認識及び使用を容易にするために従来の顕微手術用器具先端の外形、大きさ、及び機能性を再現している。

【 0 6 6 3 】

一実施形態によれば、固定ピン 7 6 は関節装置 7 0 の部材のピンホール 7 9 に挿入される。固定ピン 7 6 は、好ましくは硬質金属で作製され、摺動摩擦を低減するように調整及び研磨される。

40

【 0 6 6 4 】

一実施形態によれば、固定ピン 7 6 は、回転関節 1 7 1 の関節移動軸 P - P、Y - Y に対応して配置されるピンホール 7 9 と嵌合する際に締めしるを有する。

【 0 6 6 5 】

一実施形態によれば、固定ピン 7 6 は、巻取面 8 6 に関連するピンホール 7 9 内に許容量又は隙間を有する。

【 0 6 6 6 】

50

－実施形態によれば、第1の部材71と第2の部材72との間の固定ピン76による接続は、実質的に $+90^\circ \sim -90^\circ$ 内に含まれる関連する作動角で第2の関節移動軸P-Pを中心に回転するのに適した回転関節を形成する。

【0667】

－実施形態によれば、第2の関節部材72と終端部材の第1の部分177と終端部材の第2の部分277との間の単一固定ピンによる接続は、実質的に $+90^\circ \sim -90^\circ$ の範囲内に含まれる関連する作動角度で前記3つの部材72、177、部材277の間の回転関節を形成する。前記関節は、医療器具60のヨー及び把持を特徴とする2つの自由度を規定する。

【0668】

－実施形態によれば、ポリマーテンドン90、190は、いくつかの方法で終端することができる。それらの方法によってポリマーテンドン90、190が強固に固定され、その結果、それらに張力を与えることができ、更にこのような張力が関節部材、又はそれらが接続されている部品にも伝達され、その運動を駆動する。

【0669】

－実施形態によれば、テンドン90は、テンドン終端機構82を通過し、前記テンドン固定点82に位置するテンドン90自体で形成された結び目によって係止される。

【0670】

－実施形態によれば、例えば第2の部材72の作動のために使用されるテンドン90を固定する第2の方法は、テンドン固定点82の周りでテンドン90のループを通過させるとともに、テンドン90の両端に張力を与え、その結果、テendon90は、その両側が単一のテンドン90として機能し、受ける荷重が半減される。

【0671】

－実施形態によれば、テendon90の第3の固定方法は、この使用を意図したテendon固定点82にテendon部を挿入し、また、例えば、第1の終点91を、テendon駆動システム50の機械的伝達ボックス62の下部フレーム59に接着するのに使用されるもののような、テendon90が作製されたポリマーに特定の接着剤を使用する。

【0672】

－実施形態によれば、関節装置70は、3つの運動自由度、特に、第1の部材71と第2の部材72との間の1つのピッチ自由度、第2の部材72と第3の部材73との間の1つのヨー自由度、終端部材の第1の部分177と終端部材の第2の部分277との間の1つの把握又は把持自由度を特徴とする。

【0673】

－実施形態によれば、第2の関節部材72、終端部材の第1の部分177、及び終端部材の第2の部分277はそれぞれ、前記第1の関節移動軸P-P及び前記第2の関節移動軸Y-Yを中心に独立に移動することができる。医療器具60の移動は、回転関節によって互いに接合された部材を通して走行する作動ケーブル90によって行われる。

【0674】

－実施形態によれば、1対のテendon90、190は、終端部材の第1の部分177に関連付けられた1対のアゴニスト(agonistic)テendon及びアンタゴニスト(antagonistic)テendonとして作用するのに適した、テendon90及び対向テendon190を含む。更に、1対のテendon90、190は、終端部材の第2の部分277に関連付けられた1対のアゴニストテendon及びアンタゴニストテendonとして作用するのに適した、テendon90及び対向テendon190を含む。更に、1対のテendon90、190は、第2の関節部材72に関連付けられた1対のアゴニストテendon及びアンタゴニストテendonとして機能するのに適した、テendon90及び対向テendon190を含む。

【0675】

－実施形態によれば、1対のアゴニスト及びアンタゴニストテendonを作動させるのに適したテendon90及び対向テendon190を含む1対のテendon90、190は、終端

10

20

30

40

50

部材の第2の部分277に回転運動を伝達し、前記第2の関節移動軸Y-Yを中心に、第1の関節部材71の摺動側面40を通過して走行し、前記断面を横断し、第2の関節部材72の関節摺動面80上を走行し、次いで分かれて、それぞれが反対方向に終端部材の第2の部分277の巻取面86に巻き付けられ、結び目で終端する。2つのテンドン90、190のうちの1つが張力を与えられるか、又は解放されると、当該テンドンが第1の関節部材71の摺動面40上を摺動し、第2の関節部材72の摺動面80を通るとともに、固定プーリ上のようにそれ自体が巻き付くか、又は第4の関節部材の巻取面86上で巻き戻す。

【0676】

一実施形態によれば、テンドン90及び対向テンドン190からなる更なるテンドン対90、190は、終端部材の第2の部分277を作動させるのと同様に、終端部材の第1の部分177を作動させる。

10

【0677】

一実施形態によれば、1対のアゴニスト及びアンタゴニストテンドンとして作用するのに適したテンドン90及び対向テンドン190からなる更に別のテンドン対90、190は、第2の関節部材72を第1の関節移動軸P-Pの周りに移動させ、医療器具60の前記断面に対して片側における第1の部材71の摺動側面40、140の上を走行し、前記断面を横切って、反対方向に第2の関節部材72の関節摺動面80にそれら自体を反対方向に巻き付き、テンドン固定点82で終端する。具体的には、第2の関節部材72の各作動テンドン90、190は、ループ状に形成され、それぞれのテンドン固定点82の周りを通過し、二つ折りで戻り、対向テンドンの走行経路と類似の経路に沿って、巻取面86、関節摺動面80、及び摺動側面40を通過する。

20

【0678】

一実施形態によれば、一回転方向において、第1の関節移動軸P-Pを中心に第2の関節部材72を移動させると、テンドン90、190の両方の端部が張力を受ける。更に、終端部材の第1の部分177及び終端部材の第2の部分277をそれぞれ作動させる2つのテンドン対90、190とは異なり、第2の関節部材72のテンドン90の場合、テンドン90は、移動時に、第2の関節部材72の摺動面を滑り通過するのではなく、それがプーリであるように、前記関節摺動面80に巻き付くか、又は巻き戻す。

【0679】

一実施形態によれば、6つの独立したテンドン90は、関節装置70の3つの運動自由度の作動のために使用されるが、8本のケーブルは、第1の関節部材の摺動側面40と第2の関節部材72の摺動側面80との間の前記断面を横切る。これは第1の関節移動軸P-Pを中心に一方方向の移動中に、第2の部材72の作動ケーブル90、190のループ終端部分が張力を与えられているためである。

30

【0680】

一実施形態によれば、作動ケーブル90と関節装置70の部材との間の摺動面80、180は、摩擦を低減させるように最小表面積に形成されている。テンドン90、190は、横方向の力を回避するように、それらのテンドン経路T-Tが可能な限り、器具軸X-Xに平行であるように維持され、第2のテンドン終点92で終端する。

40

【0681】

一実施形態によれば、テンドン90の交差、及び関節摺動面40と第1の回転軸P-Pとの間に前記断面を横断することは、テンドン90がその移動中に関節摺動面80を離れることを防ぎ、テンドン90、190の一定の長さ及び角度を保証する。

【0682】

EDMによる3次元組立可能な機械的マイクロコンポーネントを加工する方法を以下に記載する。特に、当該方法は、顕微手術における応用のために4mm未満の特徴的な外径を有する関節装置70の製造を考慮する。更に、経済的に持続可能な製造プロセスの確立のための基本的要素であり、かつ要求される精度を保証することができる、特定の加工治具112の主な特徴を以下に説明する。

50

## 【0683】

一実施形態によれば、多くの機械的細部及び高レベルの精度を有するマイクロ部品を製造する必要性には、構造材料として硬質金属の使用を必要とし、部品の加工プロセスとしてワイヤEDMを必要とする。既知であるように、EDMは、サブトラクティブ(subtractive)製造プロセスであり、当該プロセスにおいて、材料は導電片によって除去される。導電片自体と電極とは、水又は油などの誘電性液体によって分離されており、材料の所望の形状が得られるまで、導電片と電極との間は、電圧差が維持され、一連の放電電流が発生する。特に、ワイヤEDM加工の間に、ワークピース117は固定された状態に保持され、誘電性液体浴に浸漬され、例えば、銅又は黄銅製の、直径が0.5mm~0.02mmの間で変動する金属切断ワイヤ115が、2つのボビンの間で走行し続ける。切断ワイヤ115は、コンピュータ数値制御システムによって駆動されている上側ガイドと下側ガイドとによって水平な平面に維持され、2次元切断プロファイルを実行する。ガイドの動きは非常に精密であり、全体的な加工分解能は1ミクロン(μm)に近いが、平面切断は三次元部品の製造を実質的に制限している。いくつかの先進的加工機が、水平面内において独立に移動可能な上部ガイドを有するが、複雑な3D部品を生産する能力は実質的に向上していない。

10

## 【0684】

ワイヤEDMの主な利点は、  
 硬質金属を加工する可能性、  
 工具と加工すべき部片117との間に直接的な接触がないこと、  
 歪みなしで繊細な細部を加工することができること、  
 良好な表面仕上げを得ることができること、  
 非常に低い公差を維持しながら、複雑な形状、又は従来の切削器具で製造することが難しいものを製造することができること、  
 を含む。

20

## 【0685】

各々の切断面のため、各単一の金属製ワークピース117を加工機に固定するための手動過程、及びその後加工機自体の較正は、部品の製造中の非常に遅い過程であり、個別に製造されるマイクロ部品間の完全な嵌合を妨げる最大の幾何誤差をもたらす過程でもある。

30

## 【0686】

一実施形態によれば、製造時間を実質的に短縮し、かつ製造されたマイクロ部品の正確な嵌合に必要な精度を保証するために、この使用に特に意図した加工治具112を提供する。当該方法は、全てのワークピース117の同時の固定及び加工を可能にする機械的支持を提供し、単一の切断プロファイル110および単一の較正ステップによって、1つ以上の異なる平面における関節装置70の少なくとも一部の組立を簡素化する。

## 【0687】

1つの可能な動作モードによれば、加工治具112の正面は、非常に厳しい公差、すなわち少なくともH6h5の公差でワークピース117を保持するのに適した部材孔116を有する。

40

## 【0688】

1つの可能な動作モードによれば、加工治具112の正面は、階段状の側面に短い貫通孔を通すことを可能にする「階段状」プロファイルを有する。

## 【0689】

1つの可能な動作モードによれば、クラブねじM2は、ワークピース117を加工治具112に固定し、成功のEDM工程の基本である、ワークピース117と前記加工治具112との良好な導電性を保証する。

## 【0690】

1つの可能な動作モードによれば、クラブねじは、それらがねじ込まれる平面下で見えない状態、すなわち、無頭状態である。これは、EDM加工機のピイスでそれらの平面に

50

沿って治具を固定するのを制限することを回避するためである。

【0691】

1つの可能な動作モードによれば、グラブねじ、及びグラブねじに関連するねじ孔の代替として、ワークピース117を加工治具112に固定し、かつ前記加工治具112で良好な導電性を保証するため、導電性接着剤の使用することである。

【0692】

1つの可能な動作モードによれば、加工治具112上で、ワークピース117は、それらが作業平面、例えばX-Y、Y-Z平面で重ならないように配置される。そうすることによって、ワイヤの単一の連続的な切断プロファイル110を設けることによって、各ワークピース117における各平面に対して、異なる独立した細部又はプロファイルの切断が可能になる。

10

【0693】

1つの可能な動作モードによれば、2つの隣接するワークピース間の隙間又は非オーバーラップセクションは、加工治具112の寸法を可能な限りコンパクトに保つように最小化される。このように、上部ガイドと下部ガイドとの間の距離を最小にすることが可能になり、加工精度が向上される。

【0694】

1つの可能な動作モードによれば、金属基準棒118は、加工治具112に挿入され、加工治具112及びワークピース117が加工機に取り付けられると、にEDM加工機の較正に使用される。

20

【0695】

1つの可能な動作モードによれば、全てのワークピース117が載置された所与の加工治具112、及び加工に使用されるEDM加工機に対する第1の較正が設けられ、1回のみ実行される。当該第1の較正は、EDM加工機及び加工治具112の幾何誤差、例えば、基準棒118とワークピース117との間の相対位置などに関する全ての誤差を特定及び補正することができる。

【0696】

1つの可能な動作モードによれば、ワークピース117の位置が様々な切断面において、基準棒118に対して定められると、切断プロファイル110は、基準位置と実際の位置のあらゆる差を考慮に入れて生成される。

30

【0697】

1つの可能な動作モードによれば、前記第1の較正は、EDM加工機が変更された場合、又は新たな加工治具112が使用されている場合にのみ繰り返される。

【0698】

1つの可能な動作モードによれば、ワークピース117が載置された加工治具112が切断前にEDM加工機のバイスに固定されるたびに、第2の較正手順が予測され、又は切断較正が較正棒118上でのみ行われる。当該切断較正プロセスは、治具の手動固定に関連する幾何学的オフセット及び誤差を取り除き、基準棒の軸に対する機械参照システムの原点を識別する。

40

【0699】

1つの可能な動作モードによれば、加工治具112をEDM加工機のバイスに正確に固定するために、前記加工治具112は、互いに対向して平行する少なくとも一对の締結面又は固定面113、114と、平坦な後部X-Z面とを有し、前記一对の締結面又は固定面113、114は、バイスの顎部によって把持されるように調整され、前記平坦な後部X-Z面は、固定面113、114に対して直交し、バイスのクランプと直交する加工機の基準面と同一平面上にあるように調整される。

【0700】

1つの可能な動作モードによれば、EDM加工機において回転テーブルを使用しないことによって、加工治具112は、1対の固定面113、114を有することが必要である。当該1対の固定面113、114は、平坦で平行であり、マイクロ部品の製造に設けら

50

れた各切断面に対して相互に対向するように調整される。

【0701】

1つの可能な動作モードによれば、他の切断面は、加工治具112を適切に修正することによって生成することができる。

【0702】

1つの可能な動作モードによれば、第3の直交平面で加工するために、加工治具内の開口部125を設けることが必要である。当該開口部125を設けることによって、切断ワイヤ115が加工治具の内側に挿入されることが可能となり、従って、例えば、加工治具112の一部の切断を回避することができる。しかしながら、いくつかの独立した切断プロファイルを、更なる較正を必要とすることなく、利用しなければならない。それでもなお、前記平面における全ての切断プロファイル110の端部では、切断ワイヤ115を、切断し、次の開口部125に再挿入しなければならない。

10

【0703】

1つの可能な動作モードによれば、関節装置70の部品の製造に利用される製造プロセスは、工具鋼製の金属円筒からなる4つの加工物117を前記加工治具112の前面側における部材孔116内に挿入することと、次にM2サイズのグラブねじでそれらを固定することを含む。

【0704】

1つの可能な動作モードによれば、マイクロ医療用の関節装置70を形成する全ての3次元マイクロ部品は、金属製ワーク117、特に外径3ミリメートル、長さ12ミリメートルの鋼製円筒から、ワイヤEDMによって2つの平面X-Y及びY-Zにおいて加工される。

20

【0705】

1つの可能な動作モードによれば、ワークピース117を載置された加工治具112は、固定用の基準平面として固定面113、114を使用することによってEDM加工機のバイスに固定され、次にX-Y平面での較正は、加工治具112に強固に取り付けられた基準棒118の軸を、基準として用いて行われる。X-Y平面で、加工治具112に固定された全てのワークピース117を加工する第1の切断プロファイル110が行われる。

【0706】

1つの可能な動作モードによれば、加工治具112は次に、加工機から取り外され、加工治具112の前記第2の平面Y-Zに沿って加工するように90°回転され、再装着される。

30

【0707】

1つの可能な動作モードによれば、第2の加工平面Y-Zに対する第2の較正が行われ、次に第2の切断プロファイル210の切断が実行される。

【0708】

1つの可能な動作モードによれば、EDM加工機に回転又は配向可能なテーブルを設けることによって、切断較正プロセスを1回だけ行い、1つの切断プロファイルと次のプロファイルとの間で必要に応じて作業平面を回転させることが可能である。

【0709】

1つの可能な動作モードによれば、第2の切断プロファイル210の端部において、製造される部品はワークピースから完全に取り外され、EDM加工機の機械槽内に収集することができる。

40

【0710】

本発明の一態様によれば、ロボットアセンブリを提供することにより、信頼性が高く、正確かつ容易に制御可能な方法によって、作業容積内の少なくとも1つの関節医療器具の位置決め及び動作制御が可能である。

【0711】

ロボットアセンブリを提供することにより、本発明の一態様によれば、それぞれが作業空間内で操作可能な1つの関節装置を有する医療器具の少なくとも2つによって、接合さ

50

れた医療器具の位置決め及び同時動作を、信頼性が高く、正確かつ簡便に制御可能な方法で、前記医療器具の終端部で患者の全ての身体部位に到達可能のように、制御することが可能である。

【0712】

画像取り込みシステムを含むが、一体化された顕微鏡を有しない本発明の一態様に係るロボットアセンブリを提供することにより、前記アセンブリのコスト及び物理的容積を制限することが可能であり、既存の顕微鏡の取付に適合可能なコンパクトなプラットフォームが実現され、後付け操作が可能となる。

【0713】

医療器具の終端部の移動中に、大きな移動範囲を必要とする可動部品が可能な限り少なく備える、本発明の一態様に係るロボットアセンブリを提供することにより、低負担の顕微手術用ロボットアセンブリを提供することが可能であり、顕微手術外科医の快適性を改善する。例えば、手術台のすぐ近くにいる間に遠隔操作することができ、したがって、手術部位を見て直接アクセスすることができる。また、例えば、手術部位にアクセスするとき、ロボットの可動部品との衝突を回避することによって手術チームの全体的な作業状態を改善するとともに、ロボットの運搬又はロボットアセンブリの周囲の人若しくは空気の流れを簡素化することができる。同様に、1人の患者に対し、2つ以上のロボットアセンブリを同時に使用することが可能になる。

10

【0714】

本発明の一態様に係る制御装置を提供することにより、遠隔操作マスタインターフェースを簡素化することが可能であり、その機能を制限することなく、より直感的かつ快適にすることができる。同時に、制御装置の十分な熟練度を達成するために、顕微手術処置において必ずしも専門ではない外科医にとって、必要な訓練時間が短縮される。

20

【0715】

従来の外科手術又は顕微手術器具の形状を再現するのに適した制御器具を有する、本発明の一態様に係る顕微手術用ロボットアセンブリを提供することにより、操作の精度を損なうことなく、外科医にとって遠隔操作の熟知するマスタインターフェースを提供することが可能である。

【0716】

同時に、本発明の一態様によれば、電磁波3次元追跡装置に結合された少なくとも1つのセンサを設けることにより、前記制御器具は、従来の外科手術又は顕微手術器具の機能を再現するのに適するとともに、3次元空間における完全な運動自由度を可能にし、また、例えば、手術台と顕微鏡との間に制御装置を容易に再配置することを可能にする。更に、応答時間に関しても、ロボットシステムの良好な性能が保証されている。

30

【0717】

同時に、本発明の一態様によれば、ロボットアセンブリ及び検出装置を共通の参照システムに関連付けるのに適したコンパクトな制御装置及び少なくとも1つのセンサを設けることにより、簡便な方法で前記制御装置を自在に配置することが可能であり、例えば前記制御装置は手術台の隣、顕微鏡に近い支持台上、又は顕微鏡を覗いている外科医にとって人間工学的と考えられる位置に配置することができる。

40

【0718】

少なくとも1つの開口センサを備えた、例えば、鉗子のピンセットなど、先端に少なくとも1つの関節を有する従来の顕微手術用器具の形状を再現する本発明の一態様に係る制御器具を提供することにより、精密で熟知する方法で、接合した医療装置の開閉、及び把持動作を制御することが可能である。

【0719】

本発明の一態様に係るテンドンによって動かされる関節装置を備える医療器具を提供することは、例えば、チャンネル又はシースの提供を排除することによって、その機械加工の複雑さを低減し、使用又は組立中にその信頼性を低下させることなく、医療器具の極限の小型化を可能にする。

50

## 【0720】

非金属材料、例えばポリマー材料で作製された作動ケーブル又はテンドンを含む、本発明の一態様に係る関節装置を設けることにより、前記テンドンの曲率半径及び前記テンドンの摩擦係数を減少させ、結果的に関節装置を更に小型化することが可能である。

## 【0721】

前記テンドンの摺動用の全て平行な母線を有する線織面、及び前記表面と特有の幾何学的関係で配置されたテンドン終端機構を有する、本発明の一態様に係る関節装置を提供することにより、テンドン案内チャンネル又はシースなしで作用することが可能であり、なおテンドンの平行性を保証し、従って、関節装置の極限の小型化を可能にする。

## 【0722】

本発明の一態様に係る製造方法と、切断線が互いに平行に保たれるような方法で複数のワークピースの同時位置決めを保証するのに適した加工治具を提供することにより、複数のワークピースにおける各切断面のEDM切断ワイヤによって単一の切断経路を得ることが可能である。このようにして、非常に細密で小さな形状が加工される場合であっても、高い公差で前記部品における平行な表面を生成することが可能である。

## 【0723】

本発明の一態様に係る製造方法を提供することにより、高精度を保証するマイクロ機械部品及び医療及び/又は外科手術用途に適した表面を製造することが可能である。

## 【0724】

本発明の一態様に係る製造方法を提供することにより、既知の解決法に対してより迅速に、且つ結果的に、よりコスト効率よく医療器具を製造することが可能である。

## 【0725】

本発明の一態様に係る加工治具、並びに製造方法を提供することにより、加工機内のワークピースを繰り返し位置決めする場合でも、高速かつ効率的なプロセスを得ることが可能である。

## 【0726】

複数の切断面の切断プロセスを加速させる、本発明の一態様に係るEDM用の改良された加工治具を提供することにより、機械較正を目的とする過程の回数及び継続時間を低減させることが可能である。

## 【0727】

空洞及び隆起を含むマイクロ機械部品、材料の2つのブロング81の間に溝を残しても、その加工を可能にする、本発明の一態様に係る電食用の製造方法を提供することにより、孔を加工する必要なくピン保持機構を形成するのに適し、加工時間を大幅に低減することが可能である。

## 【0728】

本発明の一態様に係るテンドン駆動システムを設けることにより、テンドンを押圧し、前記テンドンの少なくとも一部分に引張荷重を生成するのに適したプッシュアセンブリのみによって前記テンドンの移動を保証することが可能である。このようにして、駆動システムは、例えば、テンドンの一部分にくっつくことによって、又はテンドンの一部分をウインチの周りに巻き付けることによってテンドンを引っ張ることを回避する。

## 【0729】

本発明の一態様に係るテンドン駆動システムを設けることにより、前記駆動装置の部品の数及び複雑性が低減し、それらの部品が載置されていないときの部品のバックラッシュが回避可能であることが、その信頼性又はその精度を低下させることなく、システムを極限の小型化に適したものにできる。

## 【0730】

本発明の一態様に係るテンドンを提供することにより、耐久性又は信頼性に関してその性能を低下させることなく、前記テンドンの外径寸法の縮小を可能にし、結果としての外径寸法の縮小が可能になる。

## 【0731】

10

20

30

40

50

本発明の一態様に係る tendon を提供することにより、既知の解決法に対して、前記医療器具の少なくとも一部分における前記 tendon の摺動摩擦に関する性能の向上を保証することが可能である。

【0732】

本発明の一態様に係る、 tendon 及び tendon 交換方法を提供することにより、既知の解決法に対して前記器具の作業寿命を延ばすことが可能である。

【0733】

非金属材料、例えばポリマー材料で製造された、本発明の一態様に係る tendon を提供することにより、前記 tendon の曲率半径及び前記 tendon の摩擦係数を低下させることが可能であり、結果的に前記 tendon を備える医療器具の小型化を向上させることが可能である。

10

【0734】

本発明の一態様に係る tendon を提供することにより、医療器具内に tendon 案内管又はシースを設けることなく作用することが可能であり、複数の tendon の間の平行性が保証され、従って、医療器具の極限の小型化が可能である。

【0735】

上述したように、第2の tendon 終点92を含む tendon 90を設けることにより、関節装置70を得ることが可能である。当該関節装置部材は、前記 tendon 90が互いに干渉しないように tendon 90の経路を容易にする tendon ガイド又はチャンネルを必要としない。実際には、前記 tendon 終点92の幾何学的位置は、前記 tendon 90が互いに実質的に平行であり、かつ前記摺動面40、80に平行に走行するように選択される。

20

【0736】

摺動面、例えば、前述したような摺動側面40及び関節摺動面80を設けることにより、前記 tendon は、低摩擦の関節装置を滑り通過することが可能である。

【0737】

前記摺動面40、80と、前記第1の tendon 終点91及び前記第2の tendon 終点92の幾何学的位置との協調により、 tendon と摺動面との間の摩擦力、ならびに第1の tendon 終点91及び第2の tendon 終点92における締結反動力が互いに実質的に平行であり、且つ同一の軸に沿っていることを保証することが可能である。

【0738】

30

前記摺動面40、80と、前記第1の tendon 終点91及び前記第2の tendon 終点92の幾何学的位置との協調により、前記医療器具60の極限の小型化を実現することが可能である。例えば、このようにして、一定の閾値を超えて小型化するのに適していないブーリー及び/又は他の tendon ガイドを設けることなく、作用することが可能である。例えば、一実施形態によれば、前記医療器具のシャフト65は、外径が3ミリメートルであり得る。

【0739】

曲率半径を1ミリメートル以下に維持する tendon 90を設けることにより、例えば、前記関節装置70の少なくとも一部分が移動軸P-P、Y-Yに対して移動するとき、ループの形成を回避するように、前記関節装置70の前記部材71、72、73、74、75、77、78、177、277に少なくとも部分的に巻き付く tendon 経路T-Tを設計することが可能である。

40

【0740】

前記 tendon 駆動システム50、及び前述したように、隆起及び/又は結び目、及び/又は接着された、前記第1の tendon 終点91及び前記第2の tendon 終点92を有する tendon 90、190を設けることにより、高精度で tendon 90、190を装着及び容易に交換することが可能であり、前記医療器具60の作業寿命を延ばす。更に、ポリマー材料製の tendon を設けることにより、関節装置70の部材は、作用状態の間に損傷を受けない。

【0741】

50

tendon 90 の tendon 偏向可能部分 93 上に設置された状態であり、押圧するのに適したプッシャアセンブリ 94 を少なくとも有する tendon 駆動システム 50 を設けることにより、前記 tendon を圧迫することなく、又はそれらの tendon をキャプスタンに巻き付けることなく、前記 tendon を作動させることが可能である。

【0742】

このようにして、作業状態にあるときにそれらを損傷することを回避することができ、従って、前記 tendon 及び前記医療器具 60 の寿命を延ばし、維持費を減らすことが可能である。

【0743】

前述したように、 tendon 駆動システム 50 を設けることにより、 tendon 駆動システム 50 内のバックラッシュを最低限に抑え、常に所定の予負荷を提供することが可能である。

10

【0744】

実質的に直線状のプッシャアセンブリを設けることにより、スライド及び圧電アクチュエータなどのマイクロメトリック作動システムを統合して、 tendon の引張荷重を制御するとともに、正確な長さの tendon を解放する及び引っ張ることが可能であり、所望の量だけ、例えば、移動軸の周りに、前記医療器具の少なくとも一部分を移動させることが可能となる。

【0745】

無菌バリアにわたって関節装置と協働するのに適した tendon 駆動システムを設けることにより、信頼性が高く、無菌の医療器具の製造が可能となる。

20

【0746】

前述したように、EDM に基づく製造方法を提供することにより、加工機における 1 つの配置ステップのみで関節装置全体を製造することが可能であり、加工の信頼性又は精度を低下させることなく、製造時間及びコストを低減することができる。

【0747】

本発明の一態様に係る製造方法を提供することにより、平行な母線を有する線織面を有する関節装置の関節部材を、その上を摺動して通過する tendon が前記関節部材に対して定常経路を維持することが可能なように製造することが可能である。これにより、 tendon と関節部材の摺動面との間の摩擦を最小限に抑えることができ、関節装置の小型化が容易になる。

30

【0748】

前述したように、EDM に基づく製造方法を提供することにより、熱刺激のみをワークピースに伝達するのに適しているため、サブミリメートル寸法の部品を得ることが可能であり、医療器具 60 の極限の小型化を可能にする。また、単一の通過で複数のワークピースにおける切断を施すことにより、満足できる切断精度を維持する。

【0749】

単一のワイヤ通過で、加工後に、一緒に組み立てられる複数のワークピースにおける部品の切断を行うのに適した本発明の一態様に係る EDM の工具及び方法を提供することにより、プロング、ピボットホール、関節部材のプロファイルなどの回転関節機構を形成するのに特に適した、ミリメートルの精度での嵌合を得ることが可能である。従って、スナップ嵌めによって、又は同じ部品間の制御されたバックラッシュによって部片を確実に取り付けることができる。

40

【0750】

従来の外科器具及び操作者用の人間工学的支持要素を含む制御装置を再現する少なくとも 1 つの制御器具を備えるロボットアセンブリ 100 を提供することにより、外科医の熟練度及び人間工学性を改善することができ、結果として外科手術の結果及び患者の快適性の向上が可能である。

【0751】

アーム部材の機械的構造を有するマクロ位置決めアームと、高剛性関節とを備える、本

50

発明の一態様に係るロボットアセンブリを提供することにより、器具の終端部における構造的な機械的振動を回避することができ、従って、外科医の作業を容易にすることができる。

【 0 7 5 2 】

上述した実施形態のいくつかの組み合わせは、添付図面により示されているが、当該分野の専門家であれば、添付の特許請求の範囲から逸脱することなく、図示に示されていない組み合わせを構成することができるであろう。

【 0 7 5 3 】

特定の且つ一時的な要求を満たすために、当業者は、以下の特許請求の範囲から逸脱することなく、他の機能的に等価な要素による複数の修正、適応、及び置換を行うことができる。

【符号の説明】

【 0 7 5 4 】

7	作業容積、又は共通作業空間容積	
9	テンドン	
16	交点	
18	近位テンドン部	
19	遠位テンドン部	
20	制御装置	
21	制御器具	20
22	検出装置	
23	接続ケーブル	
24	通信及び電力ケーブル	
25	操作者支持表面	
26	状態信号灯	
27	操作者支持要素	
28	ピストンセンサ	
29	先端センサ	
30	マクロ位置決めアーム	
31	第1のアーム部材	30
32	第2のアーム部材	
33	第3のアーム部材	
34	第4のアーム部材	
35	解放ボタン、又はブレーキ解放ボタン	
36	直線スライドガイド	
37	手動ノブ	
38	支持部材	
39	取付機構	
40	摺動面	
41	マイクロ位置決め装置	40
43	回転ダイヤルナット	
45	ビデオカメラ	
46	電動回転関節	
47	基部	
48	ブランジャ係止孔	
49	加工溝	
50	テンドン駆動システム	
51	第1の電動スライド、又は第1の電動微小スライド	
52	第2の電動スライド、又は第2の電動微小スライド	
53	第3の電動スライド、又は第3の電動微小スライド	50

5 4	第 1 のスライドレール	
5 5	第 2 のスライドレール	
5 6	第 3 のスライドレール	
5 7	フレーム	
5 8	第 1 のフレーム部、又は上部フレーム	
5 9	第 2 のフレーム部、ドラム、又は下部フレーム	
6 0	医療器具、マイクロ器具、又は外科手術用マイクロ器具	
6 1	モータ収容部	
6 2	機械式伝達ボックス	
6 3	摺動側面の鋭い縁部	10
6 4	滑走側面の連続面	
6 5	シャフト、又は中空シャフト	
6 7	制御装置基部構造体	
6 8	制御装置の先端部	
6 9	制御装置の鉗子関節	
7 0	関節又は多関節装置	
7 1	第 1 の部材、第 1 の関節部材、又は第 1 のリンク	
7 2	第 2 の部材、第 2 の関節部材、又は第 2 のリンク	
7 3	第 3 の部材、第 3 の関節部材、又は第 3 のリンク	
7 4	第 4 の部材、第 4 の関節部材、又は第 4 のリンク	20
7 5	肘部材、又は肘リンク	
7 6	固定ピン	
7 7	終端装置、終端部材、又は終端部	
7 8	手首部材又は手首関節部材	
7 9	ピンホール	
8 0	摺動面又は関節摺動面	
8 1	プロング	
8 2	テンドン終端機構、又はテンドン固定点	
8 3	表面	
8 4	テンドン締結面	30
8 6	巻取面、又は線織巻取面	
8 7	無菌バリア	
8 8	肩面	
8 9	テンドン案内要素	
9 0	テンドン、作動ケーブル、又はテンドンの第 1 の対のテンドン	
9 1	第 1 の終点、第 1 のテンドン終点、近位テンドン終点、又は第 1 のテンドン	
終端		
9 2	第 2 の終点、第 2 のテンドン終点、遠位テンドン終点、又は第 2 のテンドン	
終端		
9 3	テンドン偏向可能部分又は偏向可能部分	40
9 4	プッシャアセンブリ又は押圧手段	
9 5	押圧要素、ピストン、作動ピストン、又は線形作動ピストン	
9 6	プランジャ又は摺動シャフト	
9 7	案内要素、テンドン案内要素、又は案内プーリ	
9 8	プランジャアイドルプーリ	
9 9	張力付与要素、オレテンションング ( o r e t e n s i o n i n g ) 要素、	
又はばね		
1 0 0	ロボットアセンブリ、ロボット外科手術アセンブリ、外科手術用ロボットア	
センブリ、顕微手術用のロボットアセンブリ、又は顕微手術用ロボットアセンブリ		
1 0 2	手術台	50

1 0 3	視覚システム、顕微鏡、又は外科用顕微鏡	
1 0 4	支持体又はカート	
1 0 5	足置き台	
1 0 6	格納式ハンドル	
1 0 7	電力ケーブル	
1 0 8	制御パネル	
1 0 9	通信ケーブル	
1 1 0	切断プロファイル、又は切断線	
1 1 1	ディスプレイ	
1 1 2	加工治具	10
1 1 3	固定面の第1の対の第1の固定面	
1 1 4	固定面の第1の対の第2の固定面	
1 1 5	切断ワイヤ、EDMワイヤ、又は放電加工ワイヤ	
1 1 6	部材孔又は部材シート	
1 1 7	ワークピース又は加工すべき部片	
1 1 8	基準棒	
1 2 0	第1の制御装置	
1 2 2	第1のロッド部	
1 2 3	第2のロッド部	
1 2 5	ガイド孔又は開口部	20
1 3 4	固定面の第2の対の第1の固定面	
1 3 5	固定面の第2の対の第2の固定面	
1 4 1	第1のマイクロ位置決め装置	
1 4 5	プランジャの第1の部分	
1 4 6	プランジャの第2の部分	
1 4 7	押圧面	
1 4 8	相互的押圧面	
1 5 0	センサ	
1 5 1	力センサ	
1 5 2	圧力センサ	30
1 5 3	近接センサ	
1 6 0	第1の医療器具	
1 7 0	第1の関節装置	
1 7 1	回転関節	
1 7 2	関節部	
1 7 3	球面関節	
1 7 7	終端部材の第1の部分	
1 9 0	対向テンドン、又はテンドンの第1の対の対向テンドン	
1 9 1	テンドンの第2の対のテンドン	
1 9 2	テンドンの第2の対の対向テンドン	40
1 9 4	対向プッシャアセンブリ又は対向プッシャアセンブリ	
1 9 7	第1の案内要素、又は第1の案内プーリ	
1 9 9	対向する張力付与要素、対向予張力付与要素、又は対向ばね	
2 1 0	第2の切断プロファイル	
2 2 0	第2の制御装置	
2 2 1	第2の制御器具	
2 4 1	第2のマイクロ位置決め装置	
2 6 0	第2の医療器具	
2 7 0	第2の関節装置	
2 7 7	終端部材の第2の部分	50

- 2 9 7 第 2 の テン ドン 案内 要素、 又は 第 2 の テン ドン 案内 プー リ
- 3 9 7 第 3 の テン ドン 案内 要素、 又は 第 3 の テン ドン 案内 プー リ
- 4 9 7 第 4 の テン ドン 案内 要素、 又は 第 4 の テン ドン 案内 プー リ
- 2 0 0 外 科 医、 又 は 顕 微 手 術 外 科 医
- 2 0 1 患 者
- 2 0 2 外 科 用 針
- 3 4 1 第 3 の マイ クロ 位 置 決 め 装 置
- 3 6 0 第 3 の 医 療 器 具
- T - T テン ドン 方 向 又 は テン ドン 経 路
- X - X 長 手 方 向 の 軸 方 向、 又 は 器 具 軸
- P - P ピ ッ チ 軸、 又 は 第 1 の 関 節 移 動 軸
- Y - Y ヨー 軸、 又 は 第 2 の 関 節 移 動 軸
- a - a 第 1 の アー ム 移 動 軸
- b - b 第 2 の アー ム 移 動 軸
- c - c 第 3 の アー ム 移 動 軸
- d - d 第 4 の アー ム 移 動 軸
- e - e マ クロ 位 置 決 め アー ム の 基 部 の 長 手 方 向 軸
- f - f 第 1 の スラ イ ド 方 向
- g - g 第 2 の スラ イ ド 方 向
- h - h 第 3 の スラ イ ド 方 向
- r - r 長 手 方 向 の 回 転 軸
- X - Y 第 1 の 切 断 面
- Y - Z 第 2 の 切 断 面
- X - Z 第 3 の 切 断 面
- 軸 角 度

10

20

【 図 1 A 】

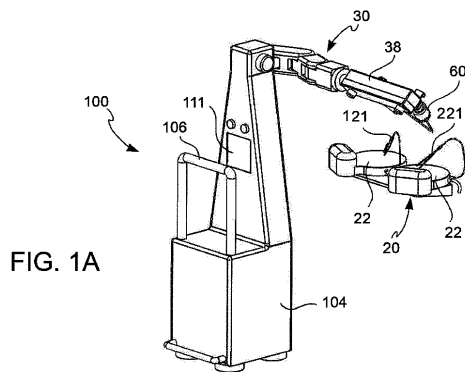


FIG. 1A

【 図 1 C 】

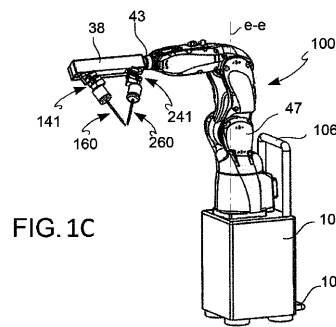


FIG. 1C

【 図 1 B 】

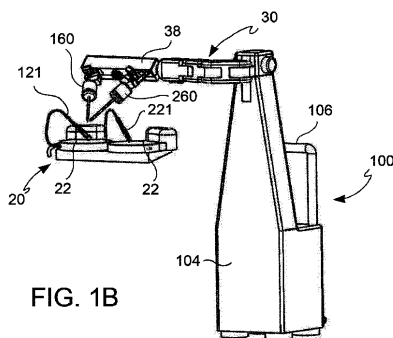


FIG. 1B

【 図 2 A 】

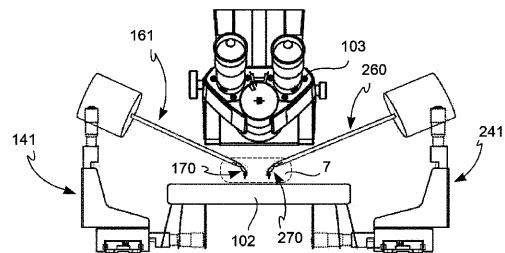


FIG. 2A

【 図 2 B 】

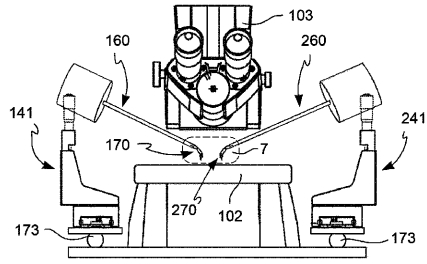


FIG. 2B

【 図 4 A 】

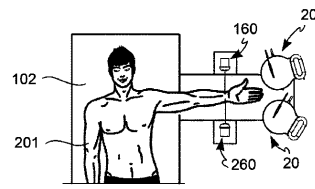


FIG. 4A

【 図 3 】

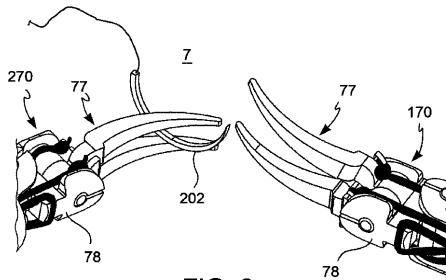


FIG. 3

【 図 4 B 】

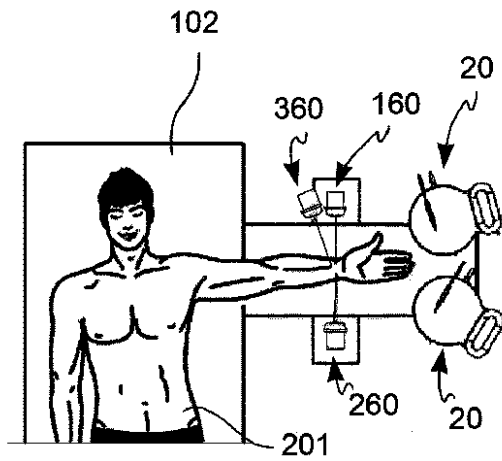


FIG. 4B

【 図 5 】

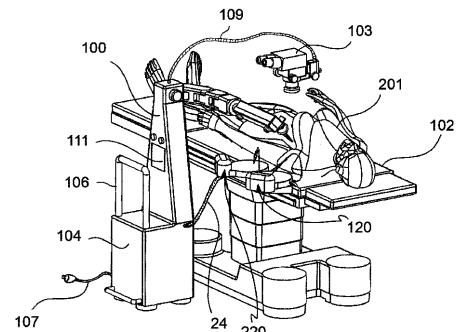


FIG. 5

【 図 6 】

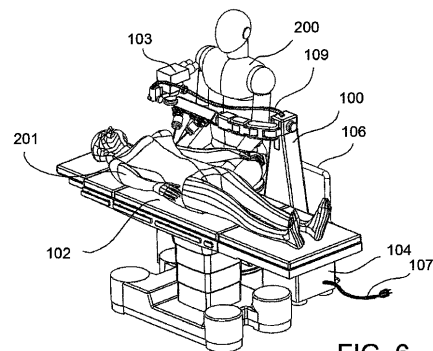


FIG. 6

【 図 7 】

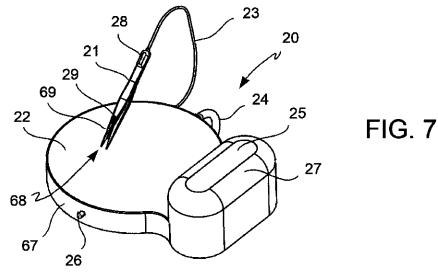


FIG. 7

【 図 8 】

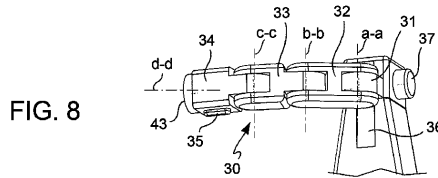


FIG. 8

【 図 9 A 】

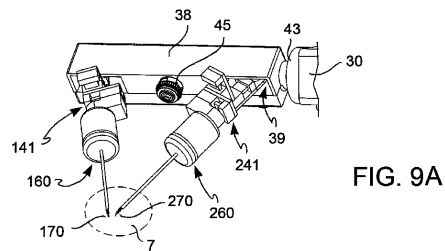


FIG. 9A

【 図 9 D 】

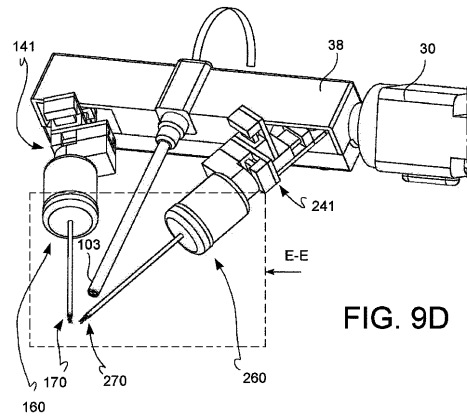


FIG. 9D

【 図 9 E 】

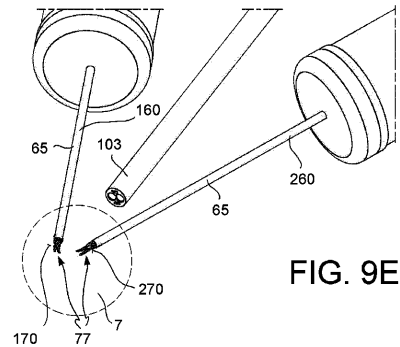


FIG. 9E

【 図 9 B 】

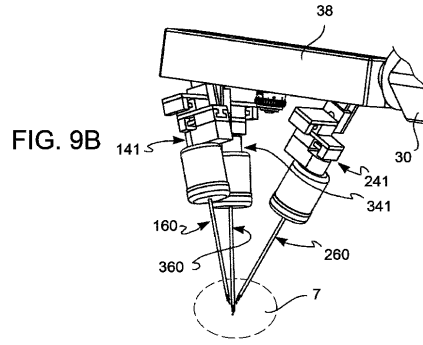


FIG. 9B

【 図 9 C 】

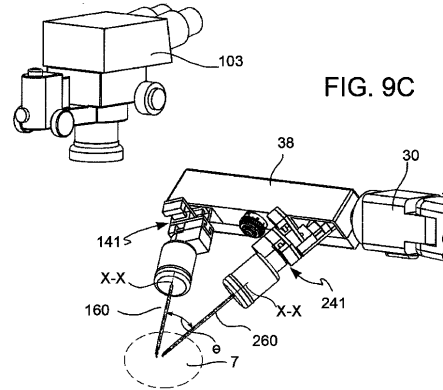


FIG. 9C

【 図 10 】

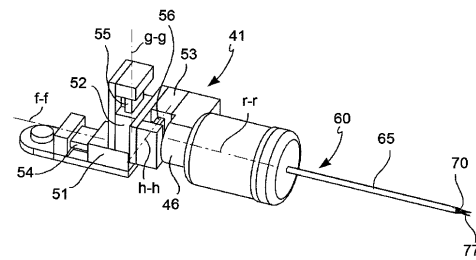


FIG. 10

【 図 11 】

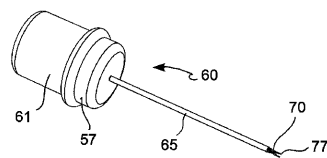


FIG. 11



【 15 D 】

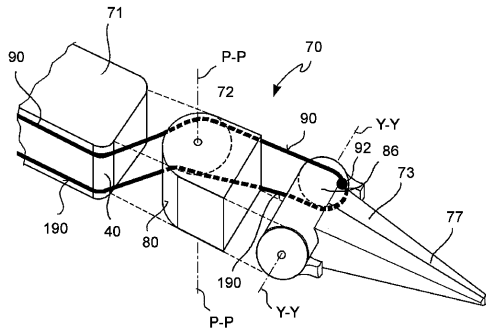


FIG. 15D

【 17 】

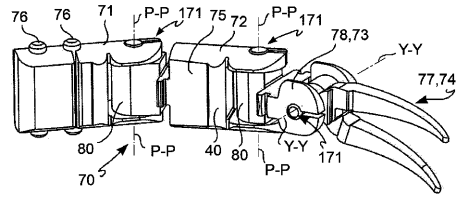


FIG. 17

【 16 】

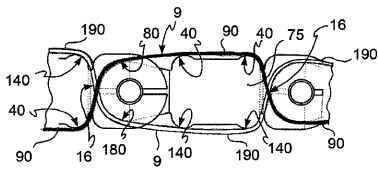


FIG. 16

【 18 】

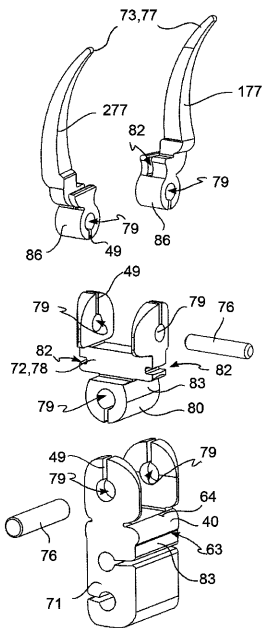


FIG. 18

【 19 】

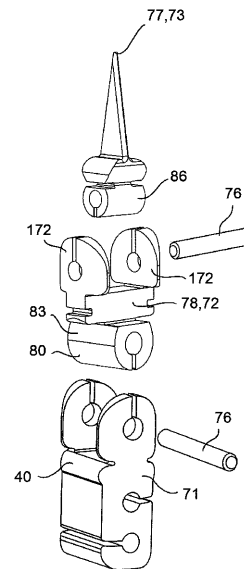


FIG. 19

【 図 2 0 】

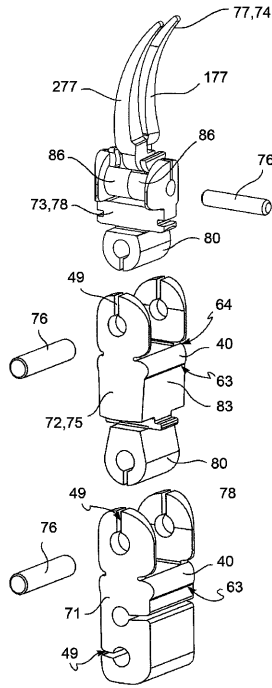


FIG. 20

【 図 2 1 】

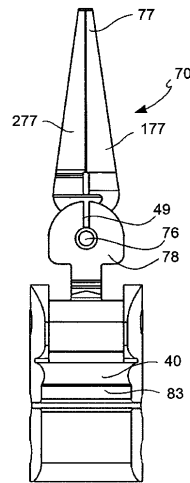


FIG. 21

【 図 2 2 】

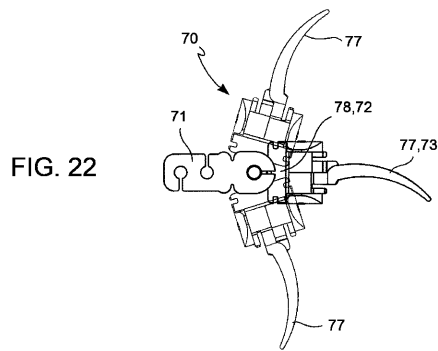


FIG. 22

【 図 2 4 】

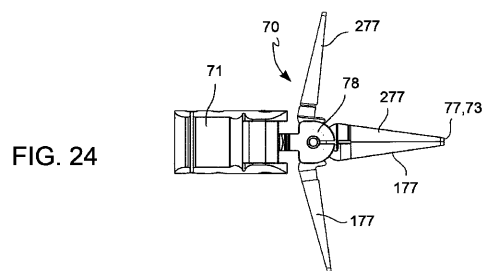


FIG. 24

【 図 2 3 】

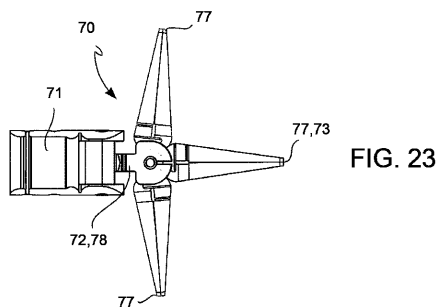


FIG. 23

【 図 2 5 】

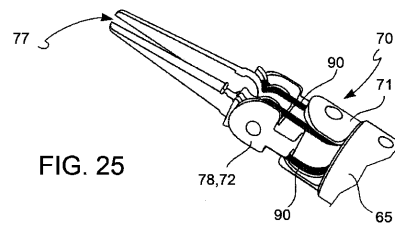


FIG. 25

【 図 2 6 】

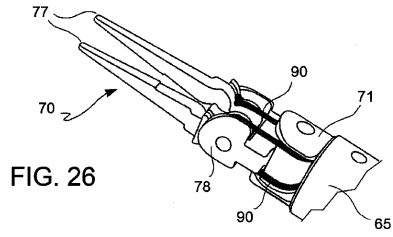


FIG. 26

【 図 2 7 】

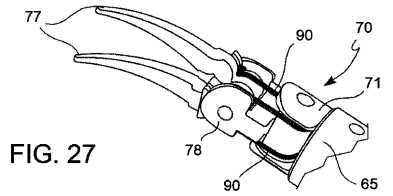


FIG. 27

【 図 2 8 】

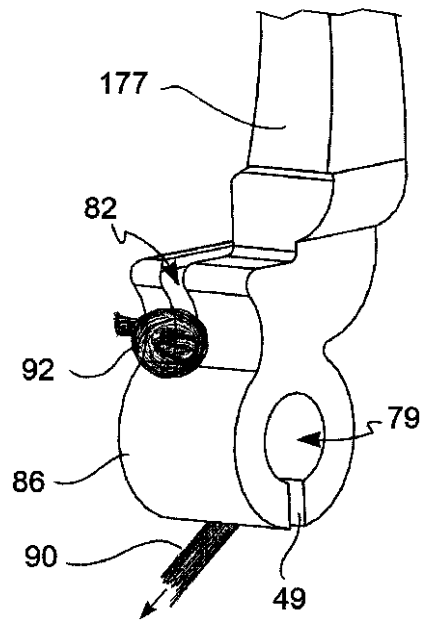


FIG. 28

【 図 2 9 】

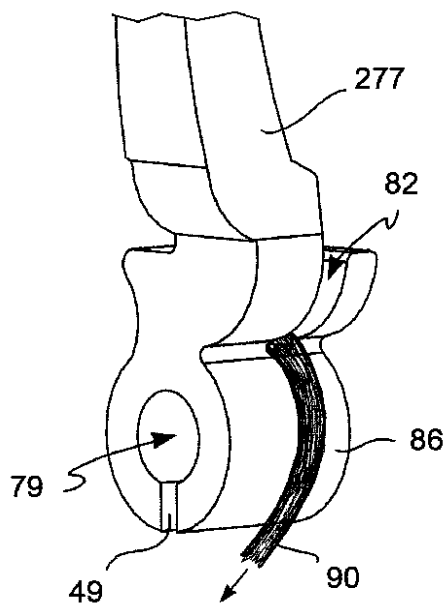


FIG. 29

【 図 3 0 】

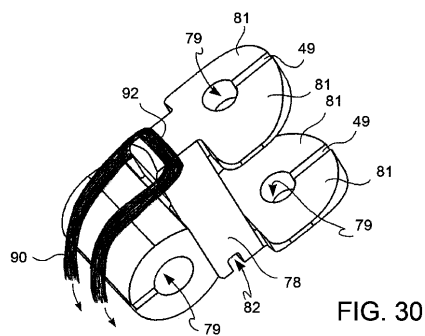


FIG. 30

【 図 3 1 】

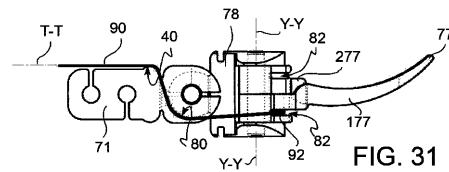


FIG. 31

【 図 3 2 】

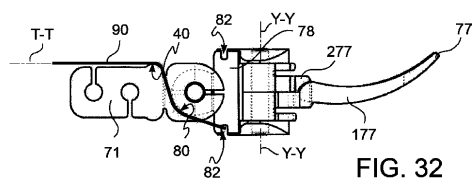


FIG. 32

【 図 3 3 】

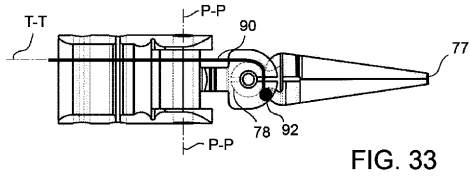


FIG. 33

【 図 3 6 】

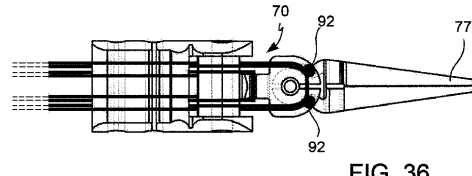


FIG. 36

【 図 3 4 】

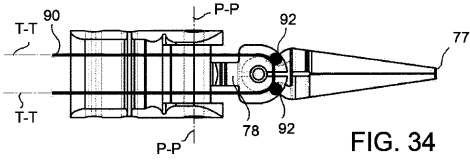


FIG. 34

【 図 3 7 】

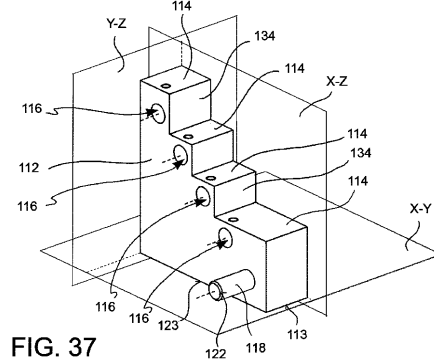


FIG. 37

【 図 3 5 】

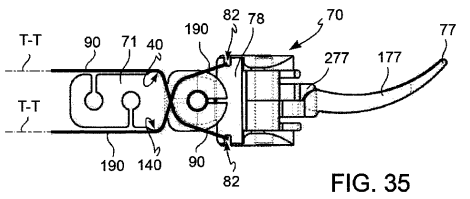


FIG. 35

【 図 3 8 】

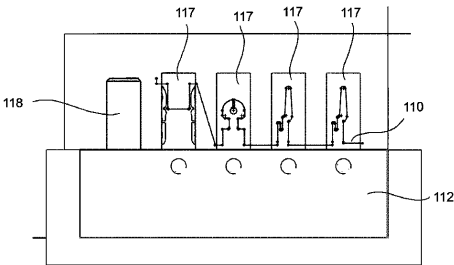


FIG. 38

【 図 4 0 A 】

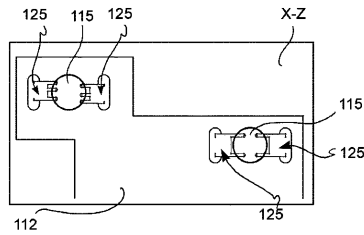


FIG. 40A

【 図 3 9 】

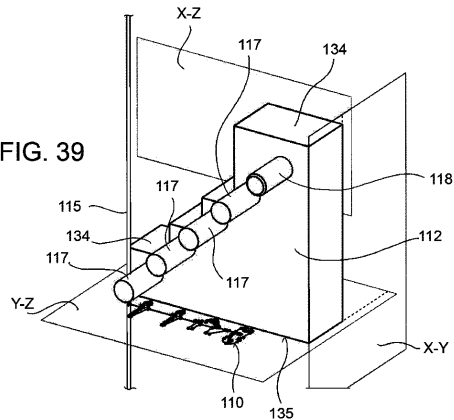


FIG. 39

【 図 4 0 B 】

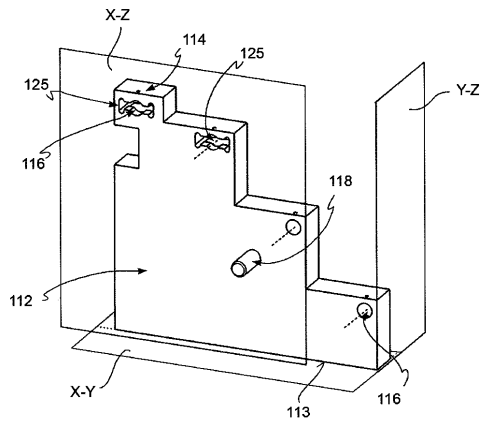


FIG. 40B

【 4 1 】

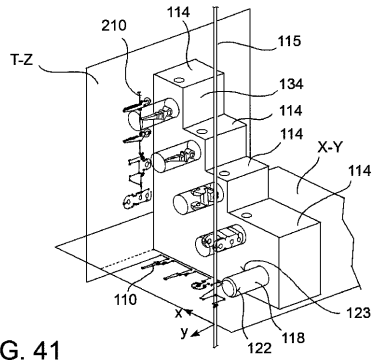


FIG. 41

【 4 2 】

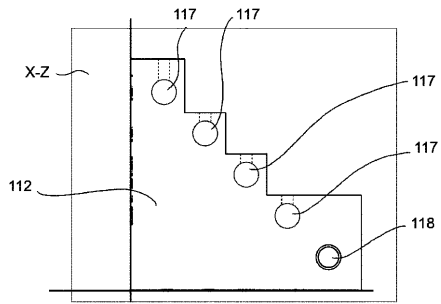


FIG. 42

## フロントページの続き

- (72)発明者 マッシミリアーノ・シミ  
イタリア、イ - 5 6 0 1 1 ピサ、カルチ、ヴィア・デル・パドゥレット 1 0 ア番、メディカル・マ  
イクロインストゥルメンツ・ソチエタ・ペル・アツィオーニ内
- (72)発明者 ジュゼッペ・マリア・プリスコ  
イタリア、イ - 5 6 0 1 1 ピサ、カルチ、ヴィア・デル・パドゥレット 1 0 ア番、メディカル・マ  
イクロインストゥルメンツ・ソチエタ・ペル・アツィオーニ内

審査官 近藤 利充

- (56)参考文献 米国特許第 0 6 3 9 4 9 9 8 ( U S , B 1 )  
特表 2 0 1 5 - 5 0 1 6 9 7 ( J P , A )  
国際公開第 2 0 1 5 / 1 2 7 2 5 0 ( W O , A 1 )  
特開 2 0 1 5 - 1 5 6 9 0 6 ( J P , A )  
特表 2 0 1 4 - 5 3 3 9 6 6 ( J P , A )  
特表 2 0 0 9 - 5 2 9 3 5 4 ( J P , A )

- (58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)  
A 6 1 B 3 4 / 3 5  
B 2 5 J 1 7 / 0 0