

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2017-512659

(P2017-512659A)

(43) 公表日 平成29年5月25日(2017.5.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
B 2 5 J 18/06 (2006.01)	B 2 5 J 18/06	3 C 7 0 7
A 6 1 B 34/35 (2016.01)	A 6 1 B 34/35	4 C 1 6 0
A 6 1 B 17/29 (2006.01)	A 6 1 B 17/29	4 C 1 6 1
A 6 1 B 17/3201 (2006.01)	A 6 1 B 17/3201	
A 6 1 B 34/37 (2016.01)	A 6 1 B 34/37	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 45 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2016-553472 (P2016-553472)
 (86) (22) 出願日 平成27年2月13日 (2015. 2. 13)
 (85) 翻訳文提出日 平成28年9月12日 (2016. 9. 12)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2015/015849
 (87) 国際公開番号 W02015/126752
 (87) 国際公開日 平成27年8月27日 (2015. 8. 27)
 (31) 優先権主張番号 61/943, 106
 (32) 優先日 平成26年2月21日 (2014. 2. 21)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 510253996
 インテュイティブ サージカル オペレー
 ションズ, インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国 94086 カリフォル
 ニア州 サニーヴェイル キーファー・ロ
 ード 1020
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 運動が拘束される関節運動可能部材、並びに関連する装置及び方法

(57) 【要約】

関節運動可能部材は、遠位端部と、近位端部と、作動部材と、拘束部材とを含む。作動部材は、近位端部から遠位端部に延びる。作動部材は、関節運動可能部材を中立位置から屈曲させるために力を伝達する。拘束部材は、近位端部から遠位端部に延びる。拘束部材は、遠位端部と近位端部とに固定される互いに対向する端部を有し得る。一実施形態において、拘束部材は、近位端部から遠位端部に関節運動可能部材の少なくとも一部分に沿った螺旋経路を辿る。別の実施形態において、作動部材は、関節運動可能部材の少なくとも一部分に沿った螺旋経路を辿る。

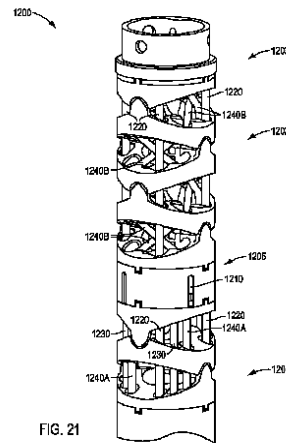


FIG. 21

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

関節運動可能部材であって、
遠位端部と、
近位端部と、

前記近位端部から前記遠位端部に延びる作動部材であって、前記関節運動可能部材を中立位置から屈曲させるために力を伝達する前記作動部材と、

前記近位端部から前記遠位端部に延びる拘束部材であって、前記遠位端部と前記近位端部とにそれぞれ固定される互いに対向する端部を有する、前記拘束部材とを備え、

前記拘束部材が、前記近位端部から前記遠位端部に前記関節運動可能部材の少なくとも一部分に沿った螺旋経路を辿る、関節運動可能部材。

10

【請求項 2】

前記関節運動可能部材が、隣り合うリンク間の関節を介して結合された複数のリンクを備える手関節である、請求項 1 に記載の関節運動可能部材。

【請求項 3】

前記拘束部材が前記リンクの並進運動を受動的に拘束する、請求項 2 に記載の関節運動可能部材。

【請求項 4】

前記作動部材が、前記遠位端部から前記近位端部に前記関節運動可能部材に沿って実質的に直線状に延びる、請求項 2 に記載の関節運動可能部材。

20

【請求項 5】

連続する関節の回転軸線が互いに直交する向きに配置される、請求項 2 に記載の関節運動可能部材。

【請求項 6】

隣り合うリンク間の前記拘束部材の前記螺旋経路の角度範囲が約 90°である、請求項 5 に記載の関節運動可能部材。

【請求項 7】

前記関節運動可能部材が複数の拘束部材を備え、第 1 の拘束部材の螺旋経路が右巻きであり且つ第 2 の拘束部材の螺旋経路が左巻きである、請求項 5 に記載の関節運動可能部材。

30

【請求項 8】

2 つの連続する関節の回転軸線が実質的に同じ方向に延び、且つ前記 2 つの連続する関節の両側に位置する関節の回転軸線が、前記連続する関節の前記回転軸線の前記方向に実質的に直交する方向に延びる、請求項 2 に記載の関節運動可能部材。

【請求項 9】

前記 2 つの連続する関節間の前記拘束部材の前記螺旋経路の角度範囲が約 180°である、請求項 8 に記載の関節運動可能部材。

【請求項 10】

前記拘束部材が編組構造の一部である、請求項 1 に記載の関節運動可能部材。

【請求項 11】

前記編組構造の遠位端部と近位端部との間の前記編組構造の角度範囲が約 180°である、請求項 10 に記載の関節運動可能部材。

40

【請求項 12】

前記編組構造の遠位端部と近位端部との間の前記編組構造の角度範囲が約 360°である、請求項 10 に記載の関節運動可能部材。

【請求項 13】

前記編組構造の遠位端部と近位端部との間の前記編組構造の角度範囲が約 720°である、請求項 10 に記載の関節運動可能部材。

【請求項 14】

前記編組構造の膨張及び収縮を抑えるために、前記編組構造の内部に配置された部材と

50

、前記編組構造の外部に配置された部材とを更に備える、請求項 10 に記載の関節運動可能部材。

【請求項 15】

前記編組構造が、前記近位端部から前記遠位端部までの前記関節運動可能部材の本体構造を形成する、請求項 10 に記載の関節運動可能部材。

【請求項 16】

複数のリンクを更に備え、前記編組構造が前記複数のリンクの運動を拘束する、請求項 10 に記載の関節運動可能部材。

【請求項 17】

前記関節運動可能部材が、手術器具の手関節である、請求項 1 に記載の関節運動可能部材。 10

【請求項 18】

前記関節運動可能部材が、複数の作動部材と、複数の拘束部材とを備える、請求項 1 に記載の関節運動可能部材。

【請求項 19】

関節運動可能部材であって、

近位端部と、

遠位端部と、

前記近位端部から前記遠位端部に延びる作動部材であって、前記関節運動可能部材を中立位置から屈曲させるために力を伝達するように構成される前記作動部材と、 20

前記近位端部から前記遠位端部に延びる拘束部材であって、前記遠位端部と前記近位端部とにそれぞれ固定される互いに対向する端部を有する前記拘束部材と、を備え、

前記作動部材が、前記関節運動可能部材の前記近位端部と前記遠位端部との間の前記関節運動可能部材の少なくとも一部分に沿った螺旋経路を辿る、関節運動可能部材。

【請求項 20】

前記拘束部材が、前記関節運動可能部材を通る略直線経路を辿る、請求項 19 に記載の関節運動可能部材。

【請求項 21】

前記作動部材の前記螺旋経路の角度範囲が約 180°である、請求項 20 に記載の関節運動可能部材。 30

【請求項 22】

前記関節運動可能部材が平行運動機構である、請求項 19 に記載の関節運動可能部材。

【請求項 23】

前記関節運動可能部材が、複数の作動部材と、複数の拘束部材とを備える、請求項 19 に記載の関節運動可能部材。

【請求項 24】

手術器具であって、

シャフトと、

前記シャフトの近位端部に連結された力伝達機構と、

前記シャフトの遠位端部に連結された平行運動機構と、 40

複数のリンクを備える手関節であって、前記平行運動機構の前記遠位端部に結合される前記手関節と、

関節運動可能部材を中立位置から屈曲させるか又は前記手関節を中立位置から屈曲させるために力伝達機構から力を伝達する作動部材と、

少なくとも前記手関節を貫通して延びる拘束部材であって、少なくとも手関節機構の運動を受動的に拘束する前記拘束部材とを備え、

前記拘束部材の互いに対向する端部が前記手関節の近位端部と遠位端部とにそれぞれ固定される、手術器具。

【請求項 25】

前記拘束部材の互いに対向する端部が、前記平行運動機構の近位端部と遠位端部とにそ 50

れぞれ固定される、請求項 2 4 に記載の手術器具。

【請求項 2 6】

前記手関節の遠位端部に結合されたエンドエフェクタを更に備える、請求項 2 4 に記載の手術器具。

【請求項 2 7】

前記作動部材が、前記手関節を屈曲させるために前記力伝達機構から前記力を伝達するための手関節作動部材であり、前記手関節作動部材が、前記平行運動機構及び前記手関節に沿った略直線経路で延びる、請求項 2 4 の手術器具。

【請求項 2 8】

前記作動部材が、前記平行運動機構を屈曲させるために前記力伝達機構から前記力を伝達するための平行運動機構作動部材であり、前記平行運動機構作動部材が、前記平行運動機構の少なくとも一部分に沿った螺旋経路を辿る、請求項 2 4 に記載の手術器具。

10

【請求項 2 9】

前記拘束部材が、前記平行運動機構に沿った略直線経路及び前記手関節の少なくとも一部分に沿った螺旋経路を辿る、請求項 2 4 に記載の手術器具。

【請求項 3 0】

前記平行運動機構を貫通して延びる第 2 の拘束部材を更に備え、前記第 2 の拘束部材が前記平行運動機構の運動を受動的に拘束する、請求項 2 4 に記載の手術器具。

【請求項 3 1】

前記拘束部材が、前記平行運動機構と前記手関節との両方を貫通して延び、且つ前記平行運動機構と前記手関節の運動を受動的に拘束する、請求項 2 4 に記載の手術器具。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は、2014年2月21日に出版された米国特許仮出願第61/943106号明細書の利益を主張するものであり、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【0002】

本開示の態様は、拘束される動きを示す関節運動可能部材に関する。より詳細には、本開示の態様は、そのような関節運動可能部材を利用した、手術器具、並びに関連するシステム及び方法に関する。

30

【背景技術】

【0003】

遠隔操作手術器具及び手動操作（例えば、腹腔鏡、胸腔鏡）手術器具を含み得る、遠隔制御される手術器具は、低侵襲医療処置にしばしば使用される。医療処置の際に、器具の一部分を所望の箇所位置付けするために器具を関節運動させる場合がある。器具を所望の箇所又は向きに位置付けすることは、器具の1つ又は複数の関節の運動を拘束することにより達成することができる。しかしながら、器具の1つ又は複数の関節の動きを拘束するための機構は、器具の機械的複雑さ及び動作を増加させ、且つ器具を製造する困難さを増加させる可能性がある。

【0004】

40

低侵襲手術器具の全体のサイズが手術器具の設計に制約を課す可能性がある。種々の用途では、狭い管腔及び他の通路内に嵌合するように、そのような器具の外側横方向寸法（例えば、直径）を含む、全体のサイズが比較的小さいことが望ましい。そのため、いくつかの例では、器具の全体のサイズを低減するように力伝達要素の数及び配置を選択することが望ましい。例えば、リンクの屈曲を制御する作動力を与えるように一連の関節運動可能に結合されたリンクを相互連結する力伝達要素の数及び配置は、1つ又は複数の力伝達要素が、そのようなリンクに直接連結したりそれらリンクで終端したりせずに1つ又は複数のリンクを通過するような数及び配置であってもよい。例えば、各関節又はリンク対が、かかるリンク対に直接取り付けられた力伝達要素の作動による個々の直接的な屈曲を可能とせずに、単一の力伝達要素（又は多数の屈曲方向及び/又は自由度（DOF）の場合

50

には、単一組の力伝達要素)により一連の複数の関節(又はリンク対)の屈曲及び操縦機能を作動させてもよい。このような構成は、時として「低拘束(under constrained)」と称される。換言すれば、多数のリンク対の操縦機能及び屈曲は、リンク対のうち1つのリンクに取り付けられ且つそのリンクで終端する単一の力伝達要素又は単一組の力伝達要素により作動させる。しかしながら、そのような「低拘束」構造は、構造を制御可能に操縦し且つ屈曲させる試みに課題を提起する可能性があり、それにより、リンクの予測不能且つ/或いは制御不能な動き(関節運動)を潜在的にもたらす。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

さもなければ低拘束の関節リンク構造の動きを拘束するのを補助するために制御システム及び他の機構が提案されている。しかしながら、関節運動可能部材の動き及び位置付けを正確に制御できるように運動の拘束を達成する関節運動可能部材のための代替設計を提供する必要性がある。

【発明を解決するための手段】

【0006】

本開示の例示的な実施形態は、上述の問題の1つ若しくは複数を解決し得、及び/又は上述の望ましい特徴の1つ若しくは複数を実証し得る。他の特徴及び/又は利点は、以下の説明から明らかになるであろう。

【0007】

少なくとも1つの例示的な実施形態によれば、関節運動可能部材は、遠位端部と、近位端部と、作動部材と、拘束部材とを備える。作動部材は、近位端部から遠位端部に延びてもよい。作動部材は、関節運動可能部材を中立位置から屈曲させるように力を伝達してもよい。拘束部材は、近位端部から遠位端部に延びてもよい。拘束部材は、遠位端部と近位端部とにそれぞれ固定される互いに対向する端部を有し得る。更に、拘束部材は、近位端部から遠位端部に関節運動可能部材の少なくとも一部分に沿った螺旋経路を辿ってもよい。

【0008】

別の例示的な実施形態によれば、関節運動可能部材は、近位端部と、遠位端部と、作動部材と、拘束部材とを備え得る。作動部材は、近位端部から遠位端部に延びてもよい。作動部材は、関節運動可能部材を中立位置から屈曲させるように力を伝達するように構成してもよい。拘束部材は、近位端部から遠位端部に延びてもよい。拘束部材は、遠位端部と近位端部とにそれぞれ固定される互いに対向する端部を有し得る。更に、作動部材は、関節運動可能部材の近位端部と遠位端部との間の関節運動可能部材の少なくとも一部分に沿った螺旋経路を辿ってもよい。

【0009】

別の例示的な実施形態によれば、手術器具は、シャフトと、シャフトの近位端部に連結された力伝達機構と、シャフトの遠位端部に連結された平行運動機構と、手関節と、作動部材と、拘束部材とを備える。手関節は、複数のリンクを備えるとともに、平行運動機構の遠位端部に結合されてもよい。作動部材は、関節運動可能部材を中立位置から屈曲させるか又は手関節を中立位置から屈曲させるために力伝達機構から力を伝達してもよい。拘束部材は、少なくとも手関節を貫通して延びてもよい。拘束部材は、手関節機構の運動を受動的に拘束してもよい。拘束部材の互いに対向する端部を手関節の近位端部と遠位端部とにそれぞれ固定してもよい。

【0010】

追加の目的、特徴、及び/若しくは利点は、以下の説明に一部が記載され、一部がその説明から明らかになるか又は本開示及び/若しくは特許請求の範囲の実施により理解され得る。これらの利点及び目的の少なくともいくつかは、添付の特許請求の範囲において特に指摘される要素と組み合わせにより実現され達成され得る。

【0011】

10

20

30

40

50

前述の概略的な説明と以下の詳細な説明との両方が、例示的且つ説明的なものに過ぎず、また特許請求の範囲を制限するものではなく、むしろ特許請求の範囲には、均等物を含む、それら範囲の全範囲に権利が付与されるべきであることが理解されるべきである。

【0012】

本開示は、以下の詳細な説明から、単独で又は添付図面と共に理解することができる。図面は、本開示の更なる理解をもたらすために含められ、且つ本明細書に組み込まれるとともにその一部を構成する。図面は、本教示の1つ又は複数の例示的な実施形態を図示し、本説明と共に、ある原理及び動作を説明する役割を果たす。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1A】図1Aは、例示的な実施形態による、遠隔操作手術システムを示す。

【図1B】図1Bは、例示的な実施形態による、患者側カートのマニピュレータアームの一部分を示す。

【図2】図2は、力伝達機構を含む手術器具の例示的な実施形態の上面図である。

【図3】図3は、例示的な実施形態による、関節リンク構造を含む手術器具の遠位部分の部分図である。

【図4】図4は、例示的な実施形態による、器具のシャフト部分及び力伝達機構の部分上面図である。

【図5】図5は、内部部品を明らかにするためにディスクが取り除かれた図3の部分図である。

【図6】図6は、例示的な実施形態による、螺旋形状の作動部材と、平面における螺旋形状の角度範囲の投影の斜視図である。

【図7A】図7Aは、拘束腱の螺旋経路を図示するための、関節リンク構造の例示的な実施形態の側面図である。

【図7B】図7Bは、拘束腱の螺旋経路を図示するための、関節リンク構造のディスクの断面図である。

【図8A】図8Aは、例示的な実施形態による、関節リンク構造のディスクの上面斜視図である。

【図8B】図8Bは、例示的な実施形態による、関節リンク構造のディスクの上面斜視図である。

【図9】図9は、例示的な実施形態による、関節リンク構造を含む手術器具の遠位部分の部分図である。

【図10】図10は、図9の線10-10に沿った断面図である。

【図11】図11は、例示的な実施形態による、編組構造を含む手関節の側面図である。

【図12】図12は、図11の領域の拡大図である。

【図13】図13は、図11の線13-13に沿った図である。

【図14】図14は、例示的な実施形態による、編組構造を備えた関節リンク構造を含む手術器具の遠位部分の側面図である。

【図15】図15は、例示的な実施形態による、編組構造を含む関節リンク構造の側面図である。

【図16】図16は、例示的な実施形態による、平行運動機構を含む手術器具の遠位部分の斜視図である。

【図17】図17は、例示的な実施形態による、平行運動機構を撓んだ構成に作動させた図16の手術器具の遠位部分の部分斜視図である。

【図18】図18は、種々の内部部品の視認を容易にするために外表面が取り除かれた図16の手術器具の遠位部分の図を示す。

【図19】図19は、例示的な実施形態による、平行運動機構を貫通して延びる中央管及び作動部材の概略斜視図である。

【図20】図20は、例示的な実施形態による、平行運動機構のディスクの端面図である。

。

10

20

30

40

50

【図 2 1】図 2 1 は、例示的な実施形態による、共有される拘束機構を備えた手関節及び平行運動機構を含む手術器具の遠位部分の部分斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

本説明及び例示的な実施形態を図示する添付図面は、限定的なものとして解釈されるべきではない。本明細書の範囲及び、均等物を含む、特許請求の範囲から逸脱することなく、種々の機械的、組成的、構造的、電気的、及び動作的な変更を加えてもよい。いくつかの例において、周知の構造及び技術は、本開示を不明瞭にしないために詳細に示されておらず又は説明されていない。2 つ以上の図における類似の参照符号は、同じ又は同様の要素を表す。更に、一実施形態に関連して詳細に説明する要素とそれらに関連した特徴は、実用的であるときはいつでも、それらが具体的に示されない又は説明されない他の実施形態に含められてもよい。例えば、ある要素が一実施形態を参照して詳細に説明されているが、第 2 の実施形態を参照して説明されていない場合、その要素は、それにもかかわらず、第 2 の実施形態に含まれるものとして特許請求の範囲に含められてもよい。

10

【0015】

本明細書及び添付の特許請求の範囲の目的について、本明細書に別段の指示がない限り、量、パーセンテージ、又は割合、並びに本明細書及び特許請求の範囲で使用される他の数値を表す全ての数字は、全ての場合において、それら数字がまだそのように修飾されていない限り、「約」という用語により修飾されるものとして理解されるべきである。よって、それとは反対の指示がない限り、以下の明細書及び付属の特許請求の範囲に明記される数値パラメータは、取得されることが求められる所望の特性に応じて異なり得る近似値である。最低限、特許請求の範囲に対する均等論の適用を制限しようとする試みとしてではなく、各数値パラメータは、報告された有効桁の数に照らして且つ通常の丸め技術を適用することにより少なくとも解釈されるべきである。

20

【0016】

本明細書及び添付の特許請求の範囲で使用する場合、単数形「1 つの (a)」、「1 つの (a n)」、及び「その (t h e)」並びに任意の単語の任意の単数形の使用は、1 つの指示対象に明示的に且つ明確に限定されない限り、複数の指示対象を含むことに留意されたい。本明細書で使用する場合、「含む」という用語及びその文法的変形は、非限定的であることが意図されており、したがって、リストにおける品目の列挙は、リスト化された品目と置換できる又はリスト化された品目に追加できるその他の類似の品目を排除するものではない。

30

【0017】

更に、本説明の専門用語は、本開示又は特許請求の範囲を限定することを意図するものではない。例えば、「真下」、「下方」、「下側」、「上方」、「上側」、「近位側」、「遠位側」等の空間的に相対的な用語を、図の向きで図示するようにある要素又は特徴の別の要素又は特徴に対する関係を説明するために使用してもよい。これらの空間的に相対的な用語は、図に示す位置及び向きに加えて、使用中又は動作中の装置の異なる位置（すなわち、箇所）及び向き（すなわち、回転配置）を包含することが意図されている。例えば、図中の装置を反転させた場合には、他の要素又は特徴の「下方」又は「真下」にあると説明された要素は、他の要素又は特徴の「上方」又は「上」に位置することになる。したがって、「下方」という例示的な用語は、上方と下方との両方の位置及び向きを包含することができる。装置を別の方向に向け（90°又は他の向きに回転させ）てもよく、本明細書で使用される空間的に相対的な記述用語は、それに応じて解釈される。手術器具の相対的な近位及び遠位方向が図に表示されている。

40

【0018】

関節リンク構造等の関節運動可能部材を備えた種々の器具では、関節運動可能部材の部品（例えば、ディスク）の動きを能動的に制御することにより、関節運動可能部材の動きが拘束される。関節運動可能部材を関節運動させるために使用される、駆動腱又は駆動ロッド等の作動部材をまた、関節運動可能部材の動きを能動的に拘束するために使用しても

50

よい。例えば、ディスクを移動させて関節リンク構造を関節運動させるために、力伝達機構を介して作動部材に伝達される力が使用され得るように、作動部材を、米国特許第6817974号明細書で説明されているジンバルケーブルアクチュエータ等の力伝達機構に結合し、且つ関節リンク構造のディスクに結合してもよい。この構成をまた、ディスクを適所に保持するために力伝達機構から作動部材に力を伝達すること等により、ディスクの動きを能動的に拘束するために使用してもよい。

【0019】

いくつかの例において、作動部材を介して動きを能動的に拘束する器具は、関節運動可能部材を関節運動させるか又は関節運動可能部材の動きを拘束するときに、関節運動可能部材の動きを能動的に制御するために比較的多数の作動部材を利用する。例えば、手関節は、手関節の可動域を増加させるために追加の関節を含み得る。しかしながら、このことにより、特に関節が能動的に拘束されるときに追加の関節を作動させ且つ/或いは拘束するための追加の作動部材がもたらされる場合があり、それにより、手関節の複雑さ及びコストを増加させる。その上、特により小さな直径を有する器具については、一般に、器具内の空間を節約するために、使用する作動部材をより少なくすることが望ましい。それら作動部材の数は別として、能動的に制御される拘束部材（例えば、作動部材に加えらるる力を使用して関節運動可能部材の動きを能動的に拘束するために使用される作動部材）の性質は、作動部材に力を加えるために使用される機構により、手関節の複雑さを増加させる可能性がある。それゆえ、能動的に拘束されない拘束部材を提供することが望ましい場合がある。

10

20

【0020】

本開示の種々の例示的な実施形態は、関節運動可能部材の動きが受動的に拘束される関節運動可能部材を考慮に入れる。換言すれば、力伝達機構及び力伝達機構を制御する制御アルゴリズム等のアクチュエータを使用せずに、関節運動可能部材の動きが拘束される。例えば、種々の例示的な実施形態において、関節リンク構造のディスクの動きは、外部の駆動機構又は伝達機構による関節運動が可能ではないが、関節リンク構造自体の運動（関節運動）に反応する拘束部材により受動的に拘束される。例示的な実施形態によれば、拘束部材を関節リンク構造の互いに対向する端部に固定してもよい。結果として、拘束部材は、関節運動可能部材の動きを能動的に拘束するために力伝達機構を利用する必要はなく、このことが、より少ない作動部材及び潜在的にあまり複雑でない力伝達機構の使用を許容する。更に、拘束部材の端部を関節運動可能部材の互いに対向する端部にしっかりと固定してもよい。したがって、拘束部材は、力伝達機構等のアクチュエータが位置する器具の近位端部に延びる必要はなく、それにより、関節運動可能部材の近位側に位置する器具シャフトに沿った空間を節約する。更に、器具の管腔（例えば、シャフト）を貫通させて器具の近位端部まで拘束部材を延ばさないことにより、管腔内にあまり物体がないので、管腔の内部空間は清掃がより容易となり得る。

30

【0021】

種々の例示的な実施形態によれば、本開示は、関節運動可能部材の運動を拘束するための機構を含む器具用の関節運動可能部材を考慮に入れる。拘束機構は、手関節、平行運動機構、又は器具に使用される他の関節運動可能部材であり得る、関節運動可能部材の互いに対向する端部にしっかりと固定してもよい。種々の例示的な実施形態において、関節運動可能部材は、関節リンク構造である。器具の手関節の例示的な一実施形態において、拘束機構は、手関節の長さの少なくとも一部分に沿った螺旋経路に沿って延びる。手関節は更に、手関節を貫通して実質的に直線状に延びる、駆動腱等の作動部材を含み得る。手関節は、異なる方向（例えば、直交方向）に互い違いになる回転軸線を中心に枢動するか又は実質的に同じ方向に延びる少なくとも2つの連続する回転軸線を中心に枢動する一連の連結されたディスクを含み得る。拘束機構は、腱又はロッドに限定されるものではないが、その代わりに、関節リンク構造のディスクに取って代わることであり、関節運動可能部材の構造を提供するために使用され得る、例えば、編組構造であってもよい。代替的に、関節リンク構造のディスクの運動を拘束するために、編組構造を使用することができる

40

50

。平行運動機構内において、拘束機構は、平行運動機構用の駆動腱が平行運動機構の長さの少なくとも一部分を貫通して延びるときに螺旋経路に沿って延びる一方で、平行運動機構を貫通して実質的に直線状に延びてもよい。例示的な実施形態によれば、器具が手関節と平行運動機構との両方を含む場合には、少なくとも手関節又は手関節と平行運動機構との両方の運動を拘束するために、拘束機構を使用することができる。別の例では、手関節及び平行運動機構の運動をそれぞれ拘束するために、別個の拘束機構を使用することができる。

【0022】

ここで図1Aを参照すると、遠隔操作手術システム100の例示的な実施形態が示されており、この遠隔操作手術システム100は、患者側カート110と、患者側カート110の器具を制御するために使用者からの入力を受け取るための外科医コンソール120と、補助制御/視覚カート130とを含む。システム100は、例えば、Intuitive Surgical, Incから入手可能である、da Vinci (登録商標) Surgical System、da Vinci (登録商標) Si (型番IS3000)、Single Site da Vinci (登録商標) Surgical System、又はda Vinci (登録商標) Xi Surgical Systemであってもよい。しかしながら、種々の他の遠隔操作手術システム構成を本明細書に説明する例示的な実施形態と共に使用してもよい。ここで図1Bの概略図を参照すると、2つの手術器具141、142が装着位置にある患者側カートのマニピュレータアーム140の例示的な実施形態の一部が示されている。図1Bの概略図は、簡単にするために2つの手術器具のみを描いているが、当業者が熟知しているように、2つよりも多くの手術器具を患者側カートにおける装着位置に受け入れてもよい。各手術器具141、142は、(図2に関連して以下に述べる)可動エンドエフェクタ又はカメラ又は他の検知装置を遠位端部に有する器具シャフト150、151を含み、且つ遠位端部の動きを制御するための(図2に関連して以下に述べる)手関節機構を含んでも含まなくてもよい。

10

20

【0023】

図1Bの例示的な実施形態において、手術器具141、142の遠位端部分は、患者に導入されるべき単一のポート構造152を通して受け入れられる。本開示と併せて使用できる患者側カートの他の構成は、いくつかの個々のマニピュレータアームを使用することができる。加えて、個々のマニピュレータアームは、単一の器具又は複数の器具を含み得る。更に、器具は、エンドエフェクタを備えた手術器具であってもよく、又は遠隔手術部位の情報(例えば、可視化、電気生理学的活性、圧力、流体流量、及び/若しくは他の検知データ)を提供するために手術処置の間に利用される、カメラ器具若しくは他の検知器具であってもよい。

30

【0024】

力伝達機構147、148は、各シャフト150、151の近位端部に配置され、且つ無菌アダプタ145、146を介して作動インターフェース組立体143、144に連結する。作動インターフェース組立体143、144は、力伝達機構147、148に力を伝達して器具141、142を作動させるために、手術システムの外科医側コンソールでの入力コマンドに回答するように(例えば、手術システムの制御カートにおける)制御装置により制御される(図2の例示的な実施形態に関連して以下に更に述べる)様々な機構を収容する。

40

【0025】

器具シャフト、手関節、及びエンドエフェクタの1つ又は複数の直径は一般に、器具が使用されるカニューレのサイズに基づいて且つ実施される手術処置に応じて選択される。種々の例示的な実施形態では、直径が約3mm、4mm、5mm、6mm、7mm、又は8mmのシャフト及び/又は手関節が、例えば、いくつかの既存のカニューレシステムに挿入されるが、より大きな器具サイズも、本開示の範囲内にあるものとして考慮される。例示的な実施形態によれば、手術器具のタイプに応じて、1つ又は複数の手術器具141、142は、フラックス(flux)伝送導管132を介してフラックス源160と通信しても

50

よい。例えば、手術器具 141 が電気手術器具である場合、フラックス伝送導管 132 は電気エネルギー伝送ケーブルであり、且つフラックス源 160 は電気エネルギー発生器である。

【0026】

図 2 に移ると、例示的な実施形態による、手術器具 240 の底面概略図が示されている。手術器具 240 は、力伝達機構 250 と、シャフト 260 の近位端部 263 において力伝達機構 250 に連結されたシャフト 260 と、シャフト 260 の遠位端部 265 に連結されたエンドエフェクタ 280 とを含み得る。例示的な実施形態によれば、図 2 に示すように、手関節 270 を介して、エンドエフェクタ 280 をシャフト 260 の遠位端部 265 に結合してもよい。エンドエフェクタ 280 を所望の箇所に位置付けするために、手関節 270 を 1 つ又は複数の自由度 (DOF) (例えば、ピッチ、ヨー、ロール) で作動させてもよい。

10

【0027】

器具 240 は、例示的な実施形態による、シャフト 260 の遠位端部 265 と手関節 270 との間に位置付けされた平行運動機構 (図示せず) 等の他の関節を含み得る。例示的な平行運動機構とそれらの機能に関する更なる詳細については、2011 年 5 月 17 日に発行された米国特許第 7942868 号明細書、及び 2008 年 3 月 13 日に公開された米国特許出願公開第 2008/0065105 号明細書が参照され、それら明細書は両方とも、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【0028】

手術器具 240 は、力伝達機構 250 とエンドエフェクタ 280 との間並びに力伝達機構 250 と手関節 270 及び / 又は平行運動機構 (図示せず) との間で力を伝えるための 1 つ又は複数の作動部材を含み得る。例えば、1 つ又は複数の作動部材 290 は、エンドエフェクタ 280 に作動力を与えるために、力伝達機構 250 をエンドエフェクタ 280 に連結してもよい。作動部材は、シャフト 260 の内部に沿って延びてもよい。作動部材 290 を利用することにより、力伝達機構 250 は、例えば、エンドエフェクタ 280 の顎 (若しくは他の可動部) を制御し且つ / 或いは器具 240 の手関節 270 を制御するために、エンドエフェクタ 280 を作動させてもよい。作動部材 290 は、例えば、ケーブル、ワイヤ、又は同様のもの等の張力部材であってもよく、且つプル - プル (pull-pull) 方式で手術器具を作動させてもよい。別の例示的な実施形態において、作動部材 290 は、例えば、プッシュロッド又は同様のもの等の圧縮部材とすることができ、且つ 2013 年 10 月 1 日に発行された米国特許第 8545515 号明細書で説明されているように、プッシュプル (push-pull) 方式で動作し、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。

20

30

【0029】

力伝達機構 250 は、患者側カートにより与えられる力を手術器具 240 に伝えるために遠隔操作手術システムの患者側カートに係合する 1 つ又は複数の部品を含み得る。例示的な実施形態によれば、力伝達機構 250 は、米国特許第 8545515 号明細書で説明されているように、患者側カートの患者側マニピュレータに係合する 1 つ又は複数のドライブディスク 252、254 を含む。したがって、ドライブディスク 252、254 は、限定されるものではないが、例えば、ロール、ピッチ、ヨー、及び / 又は種々のエンドエフェクタの動き (例えば、開放、閉鎖、並進) を含む、器具 240 の種々の DOF を作動させるために、遠隔操作 (ロボット) マニピュレータからの作動力を利用する。力伝達機構 250 は、2 つのドライブディスク 252、254 に限定されるものではなく、より少ない又はより多い数のドライブディスクを含み得る。例えば、力伝達機構 250 は、多数の器具の DOF を潜在的に制御するいくつかのディスク、又はディスクの組合せを備えた、器具 240 の DOF 数に対応する多くのドライブディスクを含み得る。加えて、シャフト 260 が図 4 の紙面に実質的に平行に延びる一方で、図 4 の紙面に実質的に垂直に延びるドライブディスク 252、254 の回転軸線 (図示せず) をもたらす、ドライブディスク 252、254 が、図 2 の紙面に実質的に平行であるものとして描かれているが、本明

40

50

細書で説明する実施形態は、例えば、シャフト 260 に実質的に平行に延びる回転軸線を有するドライブディスク等の、他の構成で配設されたドライブディスクを含む力伝達機構を使用してもよい。

【0030】

カメラ器具の直径に加えて、手術器具 240 用のシャフト 260、手関節 270、及びエンドエフェクタ 280 の 1 つ又は複数の直径は一般に、器具が使用されるカニューレのサイズに基づいて選択される。別の例示的な実施形態において、カメラ器具の直径及び手関節 270 と主シャフト 260 の直径は、約 3 ミリメートル (mm) ~ 約 10 mm の範囲であってもよい。別の例示的な実施形態において、カメラ器具の直径及び手関節 270 と主シャフト 260 の直径は、約 5 mm ~ 約 8 mm の範囲であってもよい。例えば、直径は、いくつかの既存のカニューレシステム内に挿入されるような寸法されるように、約 4 mm、約 5 mm、約 6 mm、約 7 mm、又は約 8 mm であってもよい。更に、器具は円形断面を有し得るが、非円形断面を備えた器具も考慮される。例えば、カメラ器具は、例えば、約 13 mm ~ 約 17 mm の長さを有する長軸線と、例えば、約 8 mm ~ 約 10 mm の長さを有する短軸線とを備えた断面等の長円形断面を有し得る。

10

【0031】

手関節等の関節運動可能部材の動き (屈曲) を拘束するためのシステム及び技術は、関節運動可能部材の部品の望ましくない動きを最小限に抑えることにより、関節運動可能部材の動きの正確な制御を許容し得る。例えば、拘束機構は、意図しない方向へのディスクの動きを最小限に抑えることができ、このことにより、関節リンク構造におけるディスクの他のディスクに対する滑り若しくは位置ずれが又は単一の湾曲を備えた円弧形状が望ましい場合には S 字形構成がもたらされ得る。

20

【0032】

上で述べたように、力伝達機構 250 等の 1 つ又は複数の力伝達機構に 1 組の作動要素 (例えば、腱) を連結することにより、手関節等の関節運動可能部材の運動を能動的に拘束してもよい。器具の伝達機構における種々の機構は、作動要素を制御するために利用され、それにより、関節リンク構造又は他の関節運動可能部材の運動を拘束する役割を果たしてもよい。

【0033】

ディスクの運動を能動的に制御するために一連のディスクの各々において終端するとともに器具の近位端部における力伝達機構に延びるケーブルの組を利用する拘束構成は、器具の機械的複雑さを増加させ、且つ他の部品用に使用され得るより小さな器具内の貴重な空間を占有する可能性がある。

30

【0034】

これらの考慮事項を鑑みて、本開示の種々の例示的な実施形態は、関節運動可能部材を所望の予測可能な構成で位置付けするために、関節運動可能部材の関節運動が比較的反復可能で正確且つ円滑な方式で行われるように、運動が拘束される関節運動可能部材を考慮する。更に、本開示の例示的な実施形態による関節運動可能部材を含む器具は、器具の比較的小さな全体寸法にもかかわらず機械的にあまり複雑でない力伝達機構を有し得、比較的操作が容易であってもよく、且つ製造のコスト効率が高くなり得る。

40

【0035】

例示的な実施形態によれば、運動が拘束される関節運動可能部材は、手術器具における手関節として使用される関節リンク構造である。図 3 に移ると、器具シャフトの遠位部分 300 が示されている。非限定的な例として、手術器具は、カメラ器具又は図 2 の例示的な実施形態による手関節により支持されたエンドエフェクタを備えた手術器具であってもよい。例えば、エンドエフェクタ又はカメラ装置 (図示せず) を手術器具遠位部分 300 の遠位端部 302 に連結してもよく、この遠位端部 302 は、例えば、カラーであってもよい。図 3 に示すように、遠位部分 300 は、手関節 310 の近位側に位置する器具の部分 316 に連結された手関節 310 を含み得る。部分 316 は、例えば、図 2 の例示的な実施形態による、器具シャフトの遠位端部であってもよく、又は、以下に述べるように、

50

平行運動機構の遠位端部であってもよい。手関節 310 は、手関節 310 に対して任意のピッチ方向及び / 又はヨー方向に運動を与えるためにディスク間の関節において連結された複数のディスクを含む関節リンク構造である。例えば、手関節 310 は、ディスク 311 ~ 315 を含む得るが、(6つの関節を備えた手関節機構等における)7つのディスク、(7つの関節を備えた手関節等における)8つのディスク、又は更にはより多くのディスク等、他の数のディスクも手関節に利用され得る。本明細書で説明する例示的な実施形態がディスクを含むものとして説明されているが、これが唯一の考えられる非限定的構成である。例えば、リンクを本明細書で説明する例示的な実施形態のためにディスクの代わりに使用してもよい。例示的な実施形態によれば、ディスク 311 ~ 315 は、ピッチ方向及び / 又はヨー方向等に、手関節 310 の運動を制限するための機械的ストッパ(図示せず)を含み得る。

10

【0036】

図3に描かれているように、手関節 310 は更に、1対のディスク 311、312 間に回転軸線 350 を与える関節 322 と、1対のディスク 312、313 間に回転軸線 352 を与える関節 324 と、1対のディスク 313、314 間に回転軸線 354 を与える関節 326 と、1対のディスク 314、315 間に回転軸線 356 を与える関節 328 とを含む。軸線 350 及び 354 は、実質的に互いに同じ方向に延び、並びに軸線 352 及び 356 は、実質的に互いに同じ方向に且つ軸線 350 及び 354 に実質的に直交する方向に延びる。したがって、軸線 350、352、354、356 は、図3に示すように、異なる方向に互い違いになる軸線 350、352、354、356 を備えた、関節 322、324、326、及び 328 の任意のピッチ及びヨー方向の動きをもたらすように配設される。関節 322、324、326、328 は、各々が単一の軸線(関節 322、324、326、328 の各々にそれぞれ対する軸線 350、352、354、356)を有するものとして図3の例示的な実施形態に描かれているが、関節 322、324、326、328 は、その代わりに他の数の軸線を含み得る。例えば、関節 322、324、326、328 は、2014年12月16日に公開された米国特許第 8911428 号明細書の例示的な実施形態に従って関節運動してもよく、米国特許第 8911428 号明細書の図 25 の例示的な実施形態を含む、その明細書の全体が参照により本明細書に組み込まれる。

20

【0037】

図3の例示的な実施形態に示すように、1つ又は複数の作動要素 320 は、手関節 310 を貫通して延びる。作動要素 320 は、例えば、作動要素 320 の遠位端部を器具シャフト部分 300 の遠位端部 302 に又は手関節 310 のディスク 311 に固定すること等により、手関節 310 を作動させるために使用される腱であってもよい。別の例では、図2の例示的な実施形態の作動部材 290 及びエンドエフェクタ 280 等による、手術器具のエンドエフェクタ等の器具の他の部品を作動させるために、1つ又は複数の作動要素 320 を使用してもよい。作動要素 320 は、例示的な実施形態によれば、図3に図示するように、手関節 310 を通る作動要素 320 として実質的に直線状に延びてもよい。

30

【0038】

例示的な実施形態によれば、手関節 310、器具のシャフトを貫通して、力伝達機構に延びる作動要素 320 を対(pair)で配設してもよい。力伝達機構は、例えば、キャプスタン、ギヤ、レバー、ジンバル、ラック・ピニオン装置、プーリー、及び当業者が熟知している他の装置等の、作動要素を作動させるための種々のタイプの機構を含み得る。例えば、2対で配設された4つの作動要素 320 は、手関節 310 を貫通して延びてもよいが、他の数の作動要素 320 及び作動要素 320 の対が利用され得る。米国特許第 8545515 号明細書で説明されているように、プル/プル駆動機構又はプッシュ/プル駆動機構の形態等で、作動要素 320 を作動させるために、1対の作動要素 320 をキャプスタンに連結してもよい。例示的な実施形態によれば、キャプスタンを図2の例示的な実施形態の力伝達機構 250 のインターフェースディスク 252、254 の一方に連結してもよく、この連結により、図1Aの例示的な実施形態の患者側カート 110 の患者側マニピュレ

40

50

ータから受けた力が伝達されて、キャプスタンによって作動要素 320 を回転させ作動させる。キャプスタンは非限定的且つ例示的構成であり、当業者が熟知しているように、他の力伝達機構を使用してもよい。

【0039】

図 4 の例示的な実施形態に示すように、作動要素 364 がプル/プル作動部材である場合等には、作動要素 364 は、器具のシャフト 362 を貫通して力伝達機構 360 に延びてもよい。別の例示的な実施形態において、作動要素 364 は、プッシュ/プル作動部材であってもよく、且つキャプスタン 366 は、作動要素 364 を駆動するためのギヤに置き換えてもよい。力伝達機構 360 を図 2 の例示的な実施形態に従って構成してもよい。例えば、力伝達機構 360 は、図 2 の例示的な実施形態のインターフェース・ドライブディスク 182、184 と同様の、キャプスタン 366 を作動させるためのインターフェース・ドライブディスクを含み得る。

10

【0040】

手関節 310 は、手関節 310 の運動を受動的に拘束するための構造を含み得る。例示的な実施形態によれば、手関節 310 は、手関節 310 を貫通して延びる 1 つ又は複数の拘束腱を含み得る。手関節 310 の運動を拘束するために、拘束腱を手関節 310 の遠位端部と近位端部とに固定してもよい。例示的な実施形態によれば、受動的拘束腱を、例えば、ディスク 311 ~ 315 により提供される関節運動可能部分等の、手関節 310 の関節運動可能部分の端部に固定してもよい。したがって、以下に述べるように、受動的拘束腱を、例えば、ディスク 311 及び 315 自体に又はディスク 311 及び 315 の近位側に位置する位置に固定してもよい。手関節 310 を所望の方向に屈曲するように関節運動させるときに、拘束腱を手関節 310 と共に屈曲させる。拘束腱は手関節 310 の遠位端部と近位端部とに固定されるので、拘束腱は、手関節 310 に対して一定の長さを有し、拘束腱がディスク 311 ~ 315 に力を受動的に加えるようにする。したがって、ディスク 311 ~ 315 のうちの 1 つが他のディスクに対して径方向に並進し始める場合、拘束腱は、並進移動に抵抗する傾向を示すように並進ディスクに作用し、且つディスクを手関節の長手方向軸線に沿って位置合わせされた状態に保つ。例えば、ディスク 313 が、ディスク 312 及び 314 に対してディスク 313 を方向 358 に沿って径方向に並進させるように作用する力を受ける場合、ディスク 313 における開口を通過すること等により、ディスク 313 に接触する拘束腱は、方向 358 に沿った径方向の並進に抵抗するようにディスク 313 に作用し、したがって、ディスク 313 の並進移動を拘束する傾向を示す。

20

30

【0041】

例えば、拘束腱を適所に溶着すること、拘束腱を別の物体に圧着すること、又は当業者によく知られている他の技術により、拘束腱を適所に固定してもよい。例えば、拘束腱の遠位端部をディスク 311 に又は器具の遠位端部 302 に固定してもよく、且つ拘束腱の近位端部をディスク 315 に又は手関節 310 の近位側に位置する器具部分 316 に固定してもよい。図 3 の遠位側器具シャフト部分 300 を示すが、手関節 310 の内部部品を明らかにするためにディスク 312 ~ 314 が破線のみで表された、図 5 に移ると、拘束腱 330、332、334、336 は各々、例示的な実施形態によれば、クリンプ 338 により手関節 310 の近位端部に固定される。クリンプ 338 は、ディスク 315 の又は器具部分 316 の通路内に位置してもよい。拘束腱 330、332、334、336 の遠位端部もまた、クリンプ（図示せず）により器具シャフト遠位部分 300 のディスク 311 の又は遠位端部 302 の通路内に固定することができる。

40

【0042】

例示的な実施形態によれば、拘束腱に張力を加えるように、拘束腱を適所に固定してもよい。図 3 の例示的な実施形態に示すように、手関節が略直線又は略中立構成にある場合に、固定された拘束腱に加えられる力（予荷重張力と称される場合もある）は、種々の例示的な実施形態では、例えば、約 0 kg（0 ポンド）~ 2.23 kg（5 ポンド）の範囲であってもよい。略直線又は略中立構成において張力が約 0 kg（0 ポンド）であるときに

50

は、例えば、拘束腱は、手関節を関節運動させた時点でディスクの運動を拘束するために手関節のディスクに力を加えてもよい。別の例示的な実施形態によれば、図3の例示的な実施形態に示すように、手関節が略直線又は略中立構成にある場合に、固定された拘束腱に加えらるる張力は、例えば、約1.36kg(3ポンド)~約2.23kg(5ポンド)の範囲であってもよい。例示的な実施形態によれば、拘束腱が手関節の端部に固定されるので、拘束腱は、器具のシャフトを貫通して力伝達機構に延びず且つ力伝達機構により作動させず、このことが、力伝達機構を簡素化し、制御を容易にし、且つ器具の空間を節約し得る。

【0043】

例示的な実施形態によれば、拘束腱は、手関節の少なくとも一部分を通る(例えば、実質的に螺旋状のパターンで)ねじられてもよい。図5の例示的な実施形態に示すように、手関節310が4つの拘束腱330、332、334、336を含むが、本開示は、2つ、3つ、5つ、6つ、7つ、8つ、又はそれより多くの拘束腱等の他の数の拘束腱も考慮に入れる。例示的な実施形態によれば、拘束腱330、332、334、336は、図5に示すように、ディスク311からディスク315に螺旋経路に沿って延び、その結果、拘束腱330、332、334、336の各々が螺旋経路を横断する。

【0044】

例示的な実施形態によれば、本明細書に説明する例示的な実施形態の拘束腱は、螺旋経路に沿って延びるとともに実質的にねじれた経路を辿る場合には連続的に湾曲してもよい。例えば、拘束腱は、実質的に一定の曲率半径又は拘束腱に沿った種々のセクションにおいて異なる曲率半径を備えた螺旋経路に沿って延びてもよい。別の例示的な実施形態によれば、螺旋経路に沿って延びる拘束腱は、拘束腱が実質的に直線状に延びる1つ又は複数の直線経路セクションを含み得る。例えば、拘束腱は、ディスク間に、例えば、ディスク311~315の各々の間等に延びる直線セクションを含み得る。拘束腱は、例示的な実施形態によれば、螺旋経路を提供するために互いに対して角度を付けられた一連の略直線セクションを含むことにより螺旋経路に沿って延びてもよい。別の例示的な実施形態によれば、拘束腱は、拘束腱が湾曲する1つ又は複数の湾曲セクションと1つ又は複数の略直線セクションとの組合せを含み得る。例えば、拘束腱は、ディスクを通過するときには湾曲しており且つディスクとディスクの間では実質的に直線状であってもよい。例示的な実施形態によれば、拘束腱が器具の長手方向に沿って延びるときの拘束腱の傾斜は、実質的に一定であってもよく又は異なってもよい。例えば、拘束腱の傾斜は、1つの湾曲セクションと別の湾曲セクションとで、1つの直線セクションと別の直線セクションとで、又は拘束腱が器具の長手方向に沿って延びるときの、拘束腱の直線セクションと湾曲セクションとの間で異なってもよい。拘束腱が辿る螺旋経路がいくつかの直線セクション又は様々な程度の曲率を含むかどうかに関係なく、螺旋経路を、拘束腱が平面上に投影されたときにある角度範囲にわたって延びるようなほぼ螺旋状と見なすことができる。

【0045】

拘束腱の螺旋経路の角度範囲は更に、図6の例示的な実施形態に図示されている。図6に示すように、螺旋状にねじれた腱は、第1の端部402から第2の端部406に(螺旋経路400の中心線における)長手方向軸線408の周りに螺旋経路400で延びる。螺旋経路400の角度範囲を示すために、螺旋経路400を軸線408に垂直な平面401上に投影することができる。その投影は、円弧410上の点が螺旋経路400上の箇所に対応する、ねじれた経路400の曲率半径に対応する曲率半径403を有する円弧410である。例えば、円弧410上の点412は、螺旋経路の第1の端部402に対応し、且つ円弧410上の点414は、螺旋経路の長さに沿ったほぼ中間点404に対応する。螺旋経路400は、実質的に連続した曲率半径403を有するものとして図6の例示的な実施形態に描かれているが、螺旋経路400(及びそれゆえ円弧410)はまた、異なる曲率を有するセクションを含み得、且つ上で述べたように、1つ又は複数の直線セクションを含み得る。それゆえ、例示的な実施形態において螺旋経路について述べられているときには、螺旋経路は、実質的に連続した曲率半径を備えた螺旋形状を有し得、又は螺旋経路

10

20

30

40

50

は、異なる曲率半径を備えた湾曲セクション及び/又は直線セクションを含む、異なる曲率半径を備えたセクションを含み得る。

【0046】

図6に示すように、中心線408に対する円弧410上の点412と点414との間の角度範囲420(平面401上にも投影される)は、約180°である。したがって、本明細書の例示的な実施形態において螺旋経路の角度範囲が述べられる場合には、図6に示すように、角度範囲を中心線408に対する角度範囲420に基づいて決定することができる。更に、螺旋経路400が第1の端部402から第2の端部406に至る完全な360°の螺旋ねじれを完成するので、円弧410上の点412は、第1の端部402と第2の端部406との両方に対応し、第1の端部402と第2の端部406との間の角度範囲422が360°である。したがって、図6の例示的な図において、円弧410は、完全な円を形成する。しかしながら、螺旋経路が360°のねじれを完成しない実施形態では、円弧410は、螺旋経路の角度範囲が360°未満であるので円を完成しない。

10

【0047】

例示的な実施形態によれば、拘束腱330、332、334、336は、拘束腱330、332、334、336が手関節310の全長に沿って約360°の角度範囲を有するように螺旋経路に沿って延びる。例えば、拘束腱330、332、334、336は、手関節310が4つのディスク311~315を含む場合に、手関節310の各ディスク311~315間に約90°の角度範囲を有する螺旋経路に沿って延びてもよい。換言すれば、拘束腱330、332、334、336を、ディスク315とディスク314との間、ディスク314とディスク313との間、ディスク313とディスク312との間、及びディスク312とディスク311との間に各々約90°の角度範囲を有する螺旋経路に沿って延ばしてもよい。別の例示的な実施形態において、手関節は、手関節の各ディスク間に約60°の角度範囲を有するねじれた経路に沿って延びる手関節の拘束腱を備えた6つのディスクを含み得、手関節全体に沿った全角度範囲が拘束腱に対して360°である。したがって、拘束腱は、例示的な実施形態によれば、拘束腱用の手関節にわたる全角度範囲(例えば、360°)を手関節のディスク数で割った角度範囲に等しい角度範囲を有するねじれた経路に沿って延びてもよい。しかしながら、本開示の種々の例示的な実施形態は、手関節の拘束腱が他の角度範囲の螺旋経路に沿って延び得ることを考慮する。例えば、拘束腱は、角度範囲の量が手関節の異なるディスク間で異なるように螺旋経路に沿って延びてもよい。このような構成は、手関節の長さに沿った異なるセクションに沿って屈曲する(関節運動する)異なる角度を達成する手関節を提供してもよい。更に、拘束腱の全角度範囲は、例示的な実施形態によれば、器具が整数倍の手関節を含む場合等に、360°の整数倍であってもよい。更に、拘束腱は、例示的な実施形態によれば、ディスク間に約90°とは異なる量(例えば、約180°等)で螺旋経路に沿って延びてもよい。例示的な実施形態によれば、拘束腱は、2014年2月21日出願された米国特許仮出願第61/943084号明細書(代理人整理番号ISRG04490PROV/US)の例示的な実施形態で説明されている量で螺旋経路に沿って延びてもよく、その明細書の全体が参照により本明細書に組み込まれる。

20

30

【0048】

図3の例示的な実施形態に関して上で述べたように、異なる数の拘束腱も考慮されるが、拘束腱の螺旋経路を図示するために、ディスク361~365を含む手関節360の側面図が、螺旋経路の視認を容易にするためにディスク361~365を通る単一の拘束腱の螺旋経路366が破線で示された図7Aの例示的な実施形態に示されている。更に、図7Bに示す、ディスク361~365のそれぞれの断面371~375は、ディスク361~365を通る拘束腱の経路366の位置を図示している。図7Aの例示的な実施形態において、拘束腱の経路366は、ディスクからディスクに約90°の角度範囲を有する螺旋経路を辿るが、上で述べたように、他の角度範囲も利用され得る。

40

【0049】

手関節の少なくとも一部分を通る螺旋経路を横断するように拘束腱をねじることにより

50

、手関節の移動及び形状を正確に制御するために手関節の運動を拘束すること以外の利点を提供する。例えば、拘束腱は、手関節のディスク間の関節とは異なる箇所拘束腱が位置付けされるように螺旋経路に沿って延びてもよい。図3の例示的な実施形態に示すように、手関節310は、ディスク311及び312が互いに対して軸線350を中心に方向351に回転する(すなわち、枢動する)ことを許容する、ディスク311と312の間の関節322を含む。拘束腱334及び336は、拘束腱334及び336が関節322を物理的に通過しないようにディスク311と312との間に延びる。換言すれば、拘束腱334及び336は、図3に示すように、関節322からずらされる。結果として、関節322は、拘束腱334及び336用の中空通路を含む必要はなく、ディスク311と312の間の圧縮荷重に耐える働きをすると同時に、関節322がより小さなサイズであることを許容する。

10

【0050】

拘束腱は、拘束腱が関節に対してずらされるか別様に関節に隣接するようにディスクを連結する関節を回避するようにねじれた経路を辿ってもよい。例えば、拘束腱334及び336は、(手関節310が図3に示す直線又は中立構成にある場合には)開口340がディスク311と312との間に設けられる手関節310の開口側で拘束腱334及び336が関節322を通過しないようにディスク311と312との間に延びてもよく、さもなければ、関節322を通る拘束腱334及び336用の通路による関節322の脆弱化につながる。例示的な実施形態によれば、関節322は、ディスク311とディスク312との間に回転関節を形成するように互いに接触するディスク311における表面304とディスク312における表面306とを含み得る。拘束腱334及び336は、拘束腱334及び336が表面304及び306を通過しないようにディスク311と312の間に延びてもよく、さもなければ、表面304及び306を通る通路及び表面304及び306の脆弱化を必要とする。例えば、拘束腱334及び336は、関節322の表面304及び306から横断方向にずらされてもよい。

20

【0051】

同様に、拘束腱330及び334は、拘束腱330及び334が関節324を通過しないようにディスク313と312との間に延びてもよく、ディスク313及び312が互いに対して軸線352を中心に方向352に回転することを許容し、拘束腱330及び332は、拘束腱330及び332が関節326を物理的に通過しないようにディスク314と313との間に延びてもよく、ディスク314及び314が互いに対して軸線354を中心に方向355に回転することを許容し、且つ拘束腱332及び336は、拘束腱332及び336が関節328を物理的に通過しないようにディスク314と315との間に延びてもよく、ディスク315及び314が互いに対して軸線356を中心に方向357に回転することを許容する。

30

【0052】

手関節のディスクは、拘束腱がディスクを通過する際に拘束腱を配置且つ/或いは導くように構成してもよい。例えば、拘束腱がディスク間の関節を通過することを回避することが望ましい場合がある。図8Aに移ると、ディスク500の例示的な実施形態の斜視図が示されている。図3及び図5の手関節のディスク311~315をディスク500に基づいて構成してもよい。ディスク500は、駆動腱が通過し得る1つ又は複数の駆動腱開口510を含む。例えば、図3及び図5の例示的な実施形態のディスク311~315がディスク500の例示的な実施形態に従って構成される場合には、作動要素320は、駆動腱開口510を貫通して延びてもよい。更に、ディスク500は、拘束腱が通過し得る1つ又は複数の拘束腱開口512を含み得る。したがって、手関節310のディスク311~315がディスク500の例示的な実施形態に従って構成される場合には、拘束腱330、332、334、336は、拘束腱開口512を貫通して延びてもよい。ディスク500は更に、1つ若しくは複数のフラックス導管(例えば、導電体若しくは光ファイバ)又はエンドエフェクタ用等の他の作動要素が貫通して延び得る中央開口516を含み得る。

40

50

【0053】

拘束腱が手関節の少なくとも一部分に沿って螺旋経路で延びるので、拘束腱は、手関節を関節運動し且つ屈曲するように作動させたときに、（手関節のディスク間に略直線方向に延びる）駆動腱よりも広い円周方向範囲にわたってスイープし（sweep）（例えば、ディスク500に対して方向530に移動し）得る。拘束腱がディスクの中央開口516から更に離して位置付けされた場合に拘束腱のスイープがあまり生じ得ないので、拘束腱開口512は、ディスク500の外周面502に近接して位置してもよい。依然として拘束腱のいくつかのスイープが生じ得るが、拘束腱開口512を外周面502により近接して位置付けることはまた、ディスク500の中央開口516及び/又は関節構造520により多くの空間をもたらす。図8Aの例示的な実施形態に示すように、駆動腱開口510及び拘束腱開口512は両方とも、中央開口516に対して径方向515に沿った同様の位置にディスク500の外周面502に近接して位置してもよい。

10

【0054】

別の例示的な実施形態によれば、駆動腱開口510及び拘束腱開口512は、径方向515に沿った異なる箇所に位置してもよい。例えば、拘束腱開口512は、拘束腱開口512が径方向515に沿って駆動腱開口510よりも中央開口516に近接して位置するように駆動腱開口510から径方向にずらされてもよい。結果として、拘束腱開口512を貫通して延びる拘束腱は、拘束腱が関節構造520の障害とならないようにディスク500の関節構造520の径方向内方に位置してもよい。別の例では、異なる螺旋経路方向に沿って延びる拘束腱用の拘束腱開口512を互いにずらすことができる。例えば、異なる方向に延びる拘束腱間の摩擦を最小限に抑えるか又は回避するために、螺旋経路に沿って図5の第1の方向342に（例えば、近位から遠位方向に左巻き方向等に）延びる拘束腱330用の開口と螺旋経路に沿って第2の方向344に（例えば、近位から遠位方向に右巻き方向等に）延びる拘束腱334用の開口をずらすことができる。

20

【0055】

例示的な実施形態によれば、駆動腱開口510は、例えば、中央開口516から径方向515に沿って約2.41mm（0.095インチ）～約2.54mm（0.100インチ）の距離に位置してもよく、且つ拘束腱開口は、例えば、中央開口516から径方向515に沿って約2.03mm（0.080インチ）～約2.16mm（0.085インチ）の距離に位置してもよい。拘束腱開口512が駆動腱開口510から径方向にずらされる例示的な実施形態において、ディスク500は、図8Aの例示的な実施形態に示すように、対応する数の拘束腱に対する4つの拘束腱開口512を含み得るが、他の数の拘束腱開口512及び拘束腱も利用され得る。例えば、3つ、5つ、6つ、7つ、8つ、又はそれより多くの拘束腱開口512及び拘束腱を使用してもよい。例示的な実施形態によれば、使用する拘束腱及び拘束腱開口512の数は等しくてもよい（例えば、ディスク500を含む手関節における関節の数に1を加えた数である）。

30

【0056】

拘束腱のスイープに対応するために、拘束腱開口512は、例えば、駆動腱開口510とは異なる形状を有し得る。例えば、駆動腱開口510は、略円形横断面を有し得る一方で、拘束腱開口512は、方向530に沿って細長いもの等の細長い非円形断面を有し得る。例えば、拘束腱開口512は、長円形状、楕円形状、又は腎臓形状を有し得る。別の例において、拘束腱開口512は、駆動腱開口510とは異なる範囲に方向530に沿って広がってもよい。例えば、拘束腱開口512は、駆動腱開口510よりも広い範囲に方向530に沿って広がってもよい。例示的な実施形態によれば、駆動腱開口510は、例えば、約0.51mm（0.020インチ）～約0.64mm（0.025インチ）の範囲の直径を有し得、且つ拘束腱開口512は、例えば、約0.51mm（0.020インチ）～約0.64mm（0.025インチ）の円周方向530に沿った長さを有し得、駆動拘束腱開口512は、長さ又は直径が駆動腱開口510と等しいか又はそれよりも大きい。拘束腱開口512の細長い形状及び/又は円周方向長さにより、拘束腱開口512は、手関節をその中立位置から屈曲させるように作動させたときの拘束腱開口512を貫通

40

50

して延びる拘束腱のスリーブにより良好に対応してもよい。

【0057】

例示的な実施形態によれば、ディスク500は、拘束腱開口512に隣接して位置するとともに拘束腱開口512から延びる凹面部分514を含み得る。拘束腱が手関節の少なくとも一部分に沿った螺旋経路に沿って延びるので、拘束腱は、円周方向530に沿って且つ拘束腱開口512の周縁部513に対してスリーブしてもよい。凹面部分514を拘束腱開口512に隣接して設けることで、拘束腱が拘束腱開口512の周縁部513に対してスリーブしたときに拘束腱が凹面部分514内に入ることを許容すること等により、拘束腱のスリーブに更に対応してもよい。凹面部分514は、例えば、実質的に一定の深さ、又は凹面部分514が隣接する拘束腱開口から離れる方向に減少すること等により異なる深さを備えた細長い形状を有し得る。それゆえ、異なる深さの細長い形状は、開口512からディスク500の表面までの斜面状の特徴部を提供する。例示的な実施形態によれば、凹面部分514は、例えば、約20°～約30°の範囲の角度で傾斜してもよい。

10

【0058】

例示的な実施形態によれば、ディスク500は、隣り合うディスクの間に関節を形成するための関節構造520を含み得る。関節構造520を種々の方法で構成してもよい。例えば、関節構造520は、全体が参照により本明細書に組み込まれる、2014年11月18日に公開された米国特許第8887595号明細書で説明されているように、サイクロイド形状を含み得、又は関節構造520を、全体が参照により本明細書に組み込まれる、2014年12月16日に公開された米国特許第8911428号明細書の例示的な実施形態に従って構成してもよい。図3の例示的な実施形態の関節322、324、326、328を関節構造520と同様に構成してもよい。例示的な実施形態によれば、関節構造520は、凸部522（又は歯）を含み得る。対応する形状を有するとともにディスク500の凸部522を受け入れるように構成された凹部552を含み得る、図8Bの例示的な実施形態に示すディスク540等の隣接するディスクの対応する凹部に凸部522を挿入してもよい。例示的な実施形態によれば、凹部552は、歯522と噛み合うように1つ又は複数のピンを形成してもよい。したがって、隣り合う1対のディスクにおいて、第1のディスクは、1つ若しくは複数の凸部（又は歯）を含み得、且つ第2のディスクは、凸部を受け入れるように構成された1つ若しくは複数の凹部（又はピン）を含み得る。

20

【0059】

例示的な実施形態によれば、図8Aの例示的な実施形態のディスク500の関節構造520は更に、図8Bの例示的な実施形態では、ディスク540の凸部554等の、隣接するディスクの対応する凸部に接触するように構成された凸部524を含み得る。結果として、凸部524は、隣り合うディスク間の耐圧縮荷重表面としての役割を果たしてもよい。拘束ケーブルは、耐荷重凸部524を含む、関節構造520とは別個に位置し且つ関節構造520から離れる方向に導かれるので、関節構造520は、関節構造520を貫通して延びる拘束ケーブル開口により脆弱化されない。したがって、耐荷重凸部524を含む、関節構造520をより大きくしてもよく、このことは、ディスク500等のディスクを含む手関節により適応され得る荷重を増加させて、手関節を強化する。

30

【0060】

拘束腱を螺旋経路に沿って延ばすことにより提供される別の利点は、手関節を関節運動する（例えば、屈曲する）ように作動させたときに拘束腱の長さが実質的に節約されることである。ディスク313、314を互いに対して軸線354を中心に図3の方向355に枢動するように作動させたときに、拘束腱330及び332は、ディスク313と314との間で長さが増加してもよい。例えば、拘束腱330及び332は、拘束腱330及び332がディスク313と314との間に位置する手関節310の側から離れる方向にディスク313及び314を互いに対して軸線354を中心に回転させたときに、ディスク313と314との間で正の長さ変化を受けてもよい。逆に、拘束腱330及び332は、拘束腱330及び332がディスク313と314との間に位置する手関節310の側に向かう方向にディスク313及び314を互いに対して軸線354を中心に回転させ

40

50

たときに、ディスク 3 1 3 と 3 1 4 との間で負の長さ変化を受けてもよい。他の拘束腱は、手関節 3 1 0 を作動させたときに他のディスク間で同様の正又は負の長さ変化を受ける。拘束腱の長さの変化は、拘束腱に弛みをもたらすこと等により、手関節 3 1 0 の運動を拘束する拘束腱の機能に影響を及ぼす場合がある。

【 0 0 6 1 】

手関節等の関節運動可能部材を通る拘束腱用のねじれ経路を拘束腱の長さ変化に対処するために選択してもよい。例示的な実施形態によれば、受動的拘束腱は、手関節の全長にわたる拘束腱の長さを実質的に節約するために手関節の少なくとも一部分に沿った螺旋経路に沿って延びてもよい。拘束腱は、力伝達機構及び力伝達機構を制御する制御アルゴリズム等のアクチュエータを使用せずに、関節運動可能部材の動きを受動的に拘束してもよい。例えば、種々の例示的な実施形態では、関節リンク構造のディスクの動きを、外部の駆動機構又は伝達機構による関節運動が可能ではない拘束部材により受動的に拘束してもよい。これを達成するために、受動的拘束腱は、ピッチ及びノ又はヨー運動等で、拘束腱を含む関節運動可能部材を屈曲させたときに、拘束腱が、第 1 の対の隣り合うディスク間の正又は負の長さ変化を受けるとともに、第 1 の対の隣り合うディスクからの長さ変化を実質的に打ち消す第 2 の対の隣り合うディスク間の対応する反対の負又は正の長さ変化を受けると、螺旋経路に沿って延びてもよい。結果として、拘束腱の長さが実質的に節約される。更に、拘束腱の端部が、拘束腱の長さを固定する、関節運動可能部材の互いに対向する端部に固定されるため、屈曲運動が実質的に拘束腱の長さ変化をもたらさないで屈曲運動（例えば、ピッチ及びノ又はヨー運動）が許容される。対照的に、並進運動は拘束腱の長さの節約をもたらさないが、拘束腱の固定された端部が拘束腱の長さ変化を実質的に防止するので、手関節を S 字形状に横方向に移動させるため等の並進運動が実質的に防止される。

10

20

【 0 0 6 2 】

図 5 の例示的な実施形態を移ると、拘束腱 3 3 2 及び 3 3 6 は、拘束腱 3 3 2 及び 3 3 6 が位置する手関節 3 1 0 の側でディスク 3 1 5 及び 3 1 4 を互いに向かう方向 3 5 7 に軸線 3 5 6 を中心に回転させたときに、負の長さ変化を受ける。拘束腱 3 3 2 及び 3 3 6 は、拘束腱 3 3 2 及び 3 3 6 がディスク 3 1 5 と 3 1 4 との間に延びる場所から手関節 3 1 0 の反対側において拘束腱 3 3 2 及び 3 3 6 がディスク 3 1 3 と 3 1 2 との間に延びるように、手関節 3 1 0 を通る螺旋経路に沿って延びる。したがって、ディスク 3 1 3 及び 3 1 2 を、ディスク 3 1 5 及び 3 1 4 と実質的に同じように方向 3 5 3 に沿って軸線 3 5 2 を中心に回転させたときに、拘束腱 3 3 2 及び 3 3 6 は、ディスク 3 1 5 と 3 1 4 との間の負の長さ変化を実質的に打ち消す量でディスク 3 1 3 と 3 1 2 との間で正の長さ変化を受け、それにより、拘束腱 3 3 2 及び 3 3 6 の長さを実質的に節約する。同様に、拘束腱 3 3 2 及び 3 3 6 がディスク 3 1 5 と 3 1 4 との間で正の長さ変化を受け且つディスク 3 1 3 と 3 1 2 との間で負の長さ変化を受けると手関節 3 1 0 を逆の方向に作動させたときに、拘束腱 3 3 2 及び 3 3 6 の長さが実質的に更に節約される。拘束腱 3 3 0 及び 3 3 4 はまた、ディスク 3 1 5 と 3 1 4 との間の拘束腱 3 3 0 及び 3 3 4 の長さの変化がディスク 3 1 3 と 3 1 2 との間の拘束腱 3 3 0 及び 3 3 4 の長さの変化を実質的に相殺するように、螺旋経路に沿って延びてもよい。加えて、拘束腱 3 3 0、3 3 2、3 3 4、3 3 6 は、ディスク 3 1 4 と 3 1 3 との間の拘束腱 3 3 0、3 3 2、3 3 4、3 3 6 の長さの変化がディスク 3 1 2 と 3 1 1 との間の拘束腱 3 3 0、3 3 2、3 3 4、3 3 6 の長さの変化を実質的に相殺するように、螺旋経路に沿って延びてもよい。

30

40

【 0 0 6 3 】

例示的な実施形態によれば、図 3 に示すように、手関節 3 1 0 の屈曲軸線 3 5 0、3 5 2、3 5 4、3 5 6 が異なる（例えば、直交）方向に互い違いになる場合には、拘束腱 3 3 2 及び 3 3 6 は、ディスク 3 1 5 と 3 1 4 との間の箇所における（例えば、図 3 に示す箇所 3 7 0 等における）拘束腱 3 3 2 及び 3 3 6 の位置からディスク 3 1 3 と 3 1 2 との間の箇所における（例えば、図 3 に示す箇所 3 7 2 等における）拘束腱 3 3 2 及び 3 3 6 の位置まで約 1 8 0 ° の角度範囲を有する螺旋経路に沿って延びてもよい。このように、

50

拘束腱 332 及び 336 は、拘束腱 332 及び 336 の長さの節約を容易にするために手関節 310 の互いに対向する側に位置する。上述のように、拘束腱 330、332、334、336 は、ディスク 311 から 312 に、ディスク 312 から 313 等に約 90° の角度範囲にわたる螺旋経路で延びてもよく、したがって、ディスク 311 からディスク 313 まで約 180° の全角度範囲を有する螺旋経路を提供する。同様に、拘束腱 330 及び 334 は、ディスク 315 と 314 との間の箇所における拘束腱 330 及び 334 の位置からディスク 313 と 312 との間の箇所における拘束腱 330 及び 334 の位置まで約 180° の角度範囲を有する螺旋経路に沿って延びてもよい。加えて、拘束腱 330、332、334、336 は、ディスク 313 と 314 との間の箇所における拘束腱 330、332、334、336 の位置からディスク 312 と 311 との間の箇所における拘束腱 330、332、334、336 の位置まで約 180° の角度範囲を有する螺旋経路に沿って延びてもよい。

10

【0064】

例示的な実施形態によれば、拘束腱 330、332、334、336 を手関節 310 の互いに対向する端部に固定することにより、手関節の同様の関節の屈曲角度が実質的に同じになる。実質的に同じ屈曲角度を有する手関節を同様の関節に提供することにより、手関節の運動をより容易に制御してもよく、且つ手関節の運動がより円滑であってもよい。例示的な実施形態によれば、拘束腱 332、336 がディスク 315 と 314 との間に延びる手関節 310 の側方に屈曲するように手関節 310 を作動させたときに、ディスク 315 及び 314 は、ディスク 313 及び 312 が互いに対して軸線 352 を中心に回転するのと実質的に同程度に互いに対して軸線 356 を中心に回転する。これは、軸線 356 及び 352 が互いに実質的に平行であるからである。同様に、ディスク 311 とディスク 312 との間に軸線 350 を中心とした回転を生じさせるように手関節 310 を作動させたときに、ディスク 313 及びディスク 314 はまた、実質的に同程度に軸線 354 を中心に回転する。

20

【0065】

例示的な実施形態によれば、手関節の拘束腱の全ては、遠位側ディスク（例えば、ディスク 311）から近位側ディスク（例えば、ディスク 315）に同じ円周方向に螺旋経路で延びてもよい。しかしながら、このような例示的な実施形態では、1つ又は複数の拘束腱が隣り合うディスク間の1つ又は複数の関節を通過する場合があります。このことが関節構造の脆弱化をもたらす得る。これに対処するために、拘束腱を、螺旋経路に沿って異なる方向に延びるように配索することができる。例えば、1つの拘束腱は、器具の近位-遠位方向に沿って右巻き又は左巻き方向にねじれた経路に沿って延びてもよく、且つ別の拘束腱は、器具の近位-遠位方向に沿って左巻き又は右巻き方向の他方にねじれた経路に沿って延びてもよい。図5の例示的な実施形態に示されるように、拘束腱 330 は、螺旋経路に沿って第1の方向 342 に（例えば、近位から遠位方向に左巻き方向等に）延び、及び拘束腱 334 は、螺旋経路に沿って、ディスク 311 からディスク 315 に第1の方向 344 とは異なる第2の方向 344 に（例えば、近位から遠位方向に右巻き方向等に）延びる。例えば、第1の方向 342 と第2の方向 344 は互いに逆の方向である。拘束腱 330 及び 334 をディスク 311 からディスク 315 に螺旋経路に沿ってそれぞれの方向 342 及び 344 に延ばすことにより、拘束腱 330 及び 334 は、関節 322、324、326、328 のいずれをも通過せずにディスク 311 ~ ディスク 315 間に延びることができる。

30

40

【0066】

同様に、拘束腱 332 及び 336 は、拘束腱 332 及び 336 が、関節 322、324、326、328 のいずれをも物理的に通過しないように、ディスク 311 からディスク 315 に螺旋経路に沿ってそれぞれ逆の方向 344 及び 342 に延びる。例示的な実施形態によれば、両方の拘束腱 330 及び 336 の少なくとも一部分は、ディスク 311 からディスク 315 に螺旋経路に沿って方向 342 に延びる。例示的な実施形態によれば、拘束腱 334 と 332 の両方の少なくとも一部分は、ディスク 311 からディスク 315 に

50

螺旋経路に沿って方向 3 4 4 に延びる。換言すれば、手関節 3 1 0 が 4 つの拘束腱 3 3 0、3 3 2、3 3 4、3 3 6 を含む場合、拘束腱のうち 2 つは、ディスク 3 1 1 からディスク 3 1 5 に螺旋経路に沿って方向 3 4 2 に沿って延びてもよく、且つ他の 2 つの拘束腱は、ディスク 3 1 1 からディスク 3 1 5 に螺旋経路に沿って方向 3 4 4 に延びてもよい。

【 0 0 6 7 】

拘束腱を構成する際の 1 つの考慮事項は、拘束腱と手関節の部品との間の摩擦量であり、これは、手関節の運動、手関節を作動させるために必要とされる動力、及び / 又は手関節部品の摩擦に影響する可能性がある。例えば、手関節を能動的に拘束するために多数の組の作動部材を使用する手関節において、作動部材は、典型的には、手関節が屈曲するときに屈曲が生じる、器具及び手関節を通る直線経路に沿って延びる。例えば、直線経路と比較したときに拘束腱の螺旋経路に起因した拘束腱と手関節部品との間で生じる可能性がある摩擦量の増加を考慮して、拘束腱は、摩擦を最小限に抑えるのを補助する方法で螺旋経路に沿って延びてもよい。

10

【 0 0 6 8 】

例示的な実施形態によれば、拘束腱 3 3 0、3 3 2、3 3 4、3 3 6 がディスク 3 1 1 ~ 3 1 5 の各対の間を横断するときに、約 90° の角度範囲を有する螺旋経路に沿って腱を延ばすことにより、関節の運動を拘束するために多数組の直線状の腱を利用する従来の手関節と比較して、摩擦の著しい増加がもたらされない。これは、拘束腱 3 3 0、3 3 2、3 3 4、3 3 6 が螺旋経路に沿って延びるが、拘束腱 3 3 0、3 3 2、3 3 4、3 3 6 と手関節部品との間の摩擦量を決定するために使用できる巻き角度が、従来の手関節における関節の運動を拘束するために使用される直線状の腱の巻き角度よりも著しく大きくないためである。腱とその支持表面との間の摩擦をキャプスタン式、 $T_{load} = T_{hold} e^{\mu}$ により表してもよく、ここで、 T_{hold} は腱に加えられる張力（予荷重張力）であり、 μ は腱と支持表面との間の摩擦係数であり、 θ は腱のねじれによりスイープされる全角度であり、且つ T_{load} は腱と支持表面との間の力である。したがって、大きな角度で腱をねじることにより、腱と支持表面との間に大きな T_{load} 力がもたらされる。例示的な実施形態では、隣接したディスク 3 1 1 ~ 3 1 5 の各々の間に約 90° の角度範囲を有する螺旋経路を使用することにより、例えば、図 5 の例示的な実施形態に示す 3 つの屈曲箇所 3 4 5、3 4 6、3 4 7 に約 40° から約 70° の角度範囲を有する巻き角度を提供してもよい。

20

30

【 0 0 6 9 】

本明細書で説明する種々の手関節の例示的な実施形態は、種々の構成で配設されたディスクを含み得る。例えば、図 3 の例示的な実施形態に示す構成は、軸線 3 5 0、3 5 2、3 5 4、3 5 6 の互い違いの直交方向により「A B A B」手関節と称される場合もある。他の例示的な実施形態において、手関節は、ディスク間の回転軸線が直交方向に互い違いにならない構成を利用できるが、その代わりに、2 つの連続する軸線（例えば、中央ディスクの軸線）が実質的に同じ方向に延びるとともに、実質的に同じ方向に延びるが 2 つの連続する軸線に直交する軸線により挟まれるような「A B B A」構成に従うことができる。

【 0 0 7 0 】

A B B A 構成は、定速関節と同様に作用し、このことは、ローリング運動が手関節を通して伝達されるときに望ましい場合がある。例えば、器具に手関節が使用されローリング運動が器具シャフトに入力されたときに、ローリング運動が、手関節を通して伝達されて、エンドエフェクタを含み得る器具の遠位端部もロールさせる。手関節が 1 つ又は複数の関節を含むので、手関節は、1 つ又は複数の関節を介して連結された車両駆動系の入力及び出力シャフトのように作用する。当業者が熟知しているように、車両駆動系の入力シャフトと出力シャフトとの間に角度が存在するときに、入力シャフトと出力シャフトとの間に速度変動が生じ、この速度変動は望ましくない。A B B A 機構を備えた手関節は、実質的に同じ角度を有する 2 つの A 関節と、実質的に同じ角度を有する 2 つの B 関節とを備えたダブルカルダン関節と同様の、定速関節のように作用し、それにより、入力側と出力側

40

50

との間の速度変動の実質的な打ち消しをもたらすことによりその考慮事項に対処する。したがって、A B B A手関節は、器具シャフトに加えられるローリング運動のために手関節の入力側と出力側との間の速度変動を最小限に抑えるか又は排除することができる。

【0071】

A B B A構成は、ローリング運動のために手関節の入力側と出力側との間の速度変動を最小限に抑えるか又は排除するが、拘束腱330、332、334、336の長さを実質的に節約するとともに、拘束腱330、332、334、336がディスクを連結する関節を通過しないように拘束腱330、332、334、336を位置付けすると同時に、拘束腱330、332、334、336が、A B B A構成と比較して、ディスク311～315ごとの最小限の量で螺旋経路に沿って延びる、有利には手関節310を提供するために、図3の例示的な実施形態等のA B A B構成を使用してもよい。結果として、手関節310の動きの正確な制御を円滑な運動により達成してもよく、且つディスク311～315を連結する関節は小さくてもよい。

10

【0072】

A B A B構成を備えた手関節機構が、その入力側と出力側との間に速度変動を必然的にもたらず欠点をもたらすが、手関節の少なくとも一部分を通る螺旋経路に沿って拘束腱を延ばし且つ拘束腱を手関節の互いに対向する端部に固定することが、この欠点を少なくとも相殺する十分な利点を提供する。更に、ローリングを達成するために手関節に対する入力回転速度を調整する制御システムにより、例えば、速度変動を補償するために手関節の屈曲角度に応じて入力速度を変化させることにより、何らかの速度変動を補償してもよい。

20

【0073】

図9に移ると、拘束腱を利用するA B B A手関節の例示的な一実施形態が描かれている。図9では、手関節600は、A B B A関節構成で配設されたディスク611～615を含む。特に、ディスク611と612の間の関節640は、軸線620を中心としたディスク611及び612の回転を方向621に許容することができ、ディスク612と613との間の関節642は、軸線622を中心としたディスク612及び613の回転を方向623に許容することができ、ディスク613と614との間の関節644は、軸線624を中心としたディスク613及び614の回転を方向625に許容することができ、且つディスク614と615との間の関節646は、軸線626を中心としたディスク614及び615の回転を方向627に許容することができる。図9の例示的な実施形態に示すように、軸線620及び626は、実質的に同じ方向に延びてもよく、軸線622及び624は、実質的に同じ方向に延びてもよく、且つ軸線620及び626は、軸線622及び624に実質的に直交してもよく、それにより、A B B A関節軸線構成（つまり、ディスク対の任意のピッチ - ヨー - ヨー - ピッチ回転）を生成する。

30

【0074】

手関節600は更に、手関節600の互いに対向する端部に固定された拘束腱を含む。図9の例示的な実施形態に示すように、手関節600は、4つの拘束腱630、632、634、636を含むが、他の数の拘束腱も使用され得る。拘束腱がディスクの各対の間に約90°の角度範囲を有する螺旋経路に沿って延びる図3の例示的な実施形態とは異なり、図9の例示的な実施形態では、拘束腱630、632、634、636は、ディスク611からディスク612まで、ディスク612からディスク613まで、ディスク613からディスク614まで、及びディスク614からディスク615まで実質的に直線状であるが、ディスク613にわたって約180°の角度範囲を有する螺旋経路に沿って、例えば、180°離れた地点に達するようにディスク613にわたるねじれた経路又は別の経路等に沿って延びる。結果として、手関節600を関節運動させる（例えば、屈曲させる）ときに拘束腱630、632、634、636の長さを維持してもよい。換言すれば、全ての関節に対して約90°の角度範囲を備えた螺旋経路に沿って延びるのではなく、A B B A構成における拘束腱は、Bタイプの関節間に約180°の角度範囲を備えた螺旋経路、及びAタイプの関節にわたる約0°の角度範囲を備えた螺旋経路に沿って延びる

40

50

。

【0075】

図9の線10-10に沿った断面図が、図10に更に図示されている。図10に示すように、拘束腱630及び632の各々は、ディスク613にわたる約180°の角度範囲を横断してもよい。拘束腱634及び636は、異なる箇所ではディスク613に出入りするが、拘束腱630及び632と同じ角度範囲を有する。拘束腱630、634及び拘束腱632、636が互いに交差するので、拘束腱630、634及び拘束腱632、636は、図10の例示的な実施形態の断面図において同じ箇所に描かれている。したがって、A B B A構成は回転（ロール）運動のためにA B B A構成の入力側と出力側との間の速度変動を最小限に抑えることができるが、拘束腱は、手関節の中心を通過してもよい。手関節600は、拘束腱630、632、634、636がディスク613の外面に沿って延びる経路に沿って螺旋状にねじられるように構成され得るが、そのような設計は、ディスク613の中心を横切るように経路を延ばすよりもあまり実用的ではない場合がある。

10

【0076】

例えば、手関節600が図8A及び図8Bの例示的な実施形態のディスク500及び540を使用する場合、拘束腱は、ディスクの中央開口516によりもたらされる中央管腔を通過し、これにより、中央管腔を別様に通過し得る任意の作動部材と潜在的に相互作用する。したがって、中央管腔がエンドエフェクタ用の作動部材を別様に受け入れる場合、エンドエフェクタ作動部材は、異なる管腔を通して配索されなければならない、且つ中央管腔内に位置しない場合には異なる設計を必要とし得る。更に、拘束腱630、632、634、636の螺旋経路の角度範囲が比較的大きいので、拘束腱630、632、634、636の巻き角度も比較的大きく、このことにより、A B A B構成を備えた手関節と比較して拘束腱630、632、634、636間により大きな摩擦量をもたらされる。A B A B構成を備えた手関節600を、例えば、比較的小さな荷重にさらされる比較的大きな直径の器具に使用してもよい。別の例示的な実施形態によれば、拘束腱630、632、634、636は、中央管腔の中心を通過しない経路に沿って延びるように構成してもよい。しかしながら、このような実施形態は、拘束腱630、632、634、636のより大きな巻き角度をもたらす、このことは、拘束腱630、632、634、636とディスク613との間の摩擦の増加につながる可能性がある。

20

【0077】

図3及び図9の例示的な実施形態が、4つの関節と手関節と他の関節リンク構造とを含む手関節を描いているが、本明細書で説明する例示的な実施形態による関節運動可能部材は、4つの関節に限定されるものではない。例えば、手関節及び他の関節運動可能部材は、2つのディスク、3つのディスク、5つの関節、6つの関節、8つの関節、又はそれより多い数の関節を有し得る。

30

【0078】

図3、図4、図9、及び図10の例示的な実施形態に関して上で述べたように、手関節等の関節リンク構造は、手関節の運動を拘束するための構造を提供するために、腱を備えた一連の連結されたディスクを含み得る。しかしながら、手関節として又は別様に使用される他の関節運動可能部材は、本開示の種々の例示的な実施形態によれば、他の構造を含むことができる。図11に移ると、編組構造710がディスクに取って代わるとともに関節運動可能部材700の本体を形成する関節運動可能部材700の例示的な実施形態が示されている。本明細書で説明する他の例示的な実施形態と同じように、関節運動可能部材700は、手関節、平行運動機構の一部、又は手術器具等の器具の他の関節運動可能部品とすることができる。図11は、関節運動可能部材700を直線（すなわち、非屈曲）構成で示している。

40

【0079】

例示的な実施形態によれば、編組構造710は、器具部品用の中央通路を画定する中空の円筒状又は管状形状を有し得る。図12は、図11の編組構造710の部分である拡大図を示している。図示のように、編組構造710は、互いに織り合わされたブリーツ（p

50

1 a i t) 7 1 2 を含み得る。編組構造 7 1 0 において、ブリーツ 7 1 2 の各々は、関節運動可能部材 7 0 0 の近位端部 7 0 2 と遠位端部 7 0 4 との間に延びる編組構造 7 1 0 の中心線を中心とした螺旋状構造を形成し、中心線が螺旋軸線を画定する。一態様（図示せず）において、ブリーツ 7 1 2 の各々は、ディスク 7 2 1 とディスク 7 2 2 との間の距離において螺旋軸線を中心に 1 回転する。

【 0 0 8 0 】

図 1 1 及び拡大図である図 1 2 は編組構造 7 1 0 を含む関節運動可能部材 7 0 0 の側面図であることが理解されるべきである。図 1 2 は、編組構造 7 1 0 の一部分の拡大図を示しており、より具体的には、織り合わされたブリーツ 7 1 2 の幾何学的関係を示している。縦糸 7 1 1 及び横糸 7 1 3 の方向は、ブリーツ 7 1 2 の螺旋角度を 2 次元で表そうと試みたものである。図 1 2 に示す編組構造 7 1 0 の部分は、互いに織り合わされたブリーツ 7 1 2 の小さなほぼ平坦なセクションである。図 1 2 に示す縦糸 7 1 1 及び横糸 7 1 3 の方向は、編組構造 7 1 0 の外側表面上における器具の長さに沿って延びる仮想軸線（すなわち、編組構造 7 1 0 の湾曲した外側表面に対する接平面であって、編組構造 7 1 0 の中心線に実質的に平行である接平面に接触することにより形成される線）に対するブリーツのおおよその角度を示している。一態様において、縦糸 7 1 1 方向と仮想軸線との間の角度は、横糸 7 1 3 方向と仮想軸線との間の角度と同じである。別の言い方をすれば、縦糸 7 1 1 方向に位置合わせされたブリーツ 7 1 2 の螺旋角度は、横糸 7 1 3 方向に位置合わせされたブリーツ 7 1 2 の螺旋角度と同じであり、2 群のブリーツは螺旋形状の巻き方が異なる（例えば、ブリーツ 7 1 2 のある方向は右巻き螺旋方向に沿っており、且つブリーツ 7 1 2 の別の方向は左巻き螺旋方向に沿っている）。このようなブリーツ構成は、編組構造 7 1 0 の中心線に関して実質的に対称の屈曲剛性を備えた編組構造 7 1 0 を作り出す。

【 0 0 8 1 】

各ブリーツ 7 1 2 を縦糸 7 1 1 方向又は横糸 7 1 3 方向に沿って延びる複数のフィラメント 7 1 4 により形成してもよい。ブリーツは 7 1 2、図 1 1 及び図 1 2 に示すように、編組構造 7 1 0 の外側表面 7 0 3 を形成する実質的に平坦な表面を備えた略矩形の構造を有し得る。しかしながら、ブリーツは、円形断面、長円形断面、又は他の形状等の他の形状を有し得る。フィラメント 7 1 4 は、例えば、ナイロンのモノフィラメント又は他の可撓性で且つ強度のある材料であってもよく、且つ約 0 . 2 0 mm (0 . 0 0 8 インチ) ~ 約 0 . 3 0 mm (0 . 0 1 2 インチ) の範囲（例えば、約 0 . 2 5 mm (0 . 0 1 0 インチ) 等）の直径を有し得る。編組構造を含む手関節を作動させたときに編組構造 7 1 0 が屈曲するが、フィラメント 7 1 4 に圧縮荷重が加えられたときの座屈を最小限に抑えるか又は防止するために十分な剛性も有し得るように、フィラメント 7 1 4 が可撓性であることを許容する材料でフィラメント 7 1 4 を作製してもよい。

【 0 0 8 2 】

編組構造 7 1 0 は、本明細書で説明したように、編組構造 7 1 0 の端部を固定することにより、関節運動可能部材 7 0 0 の運動を拘束するために使用してもよい。したがって、編組構造 7 1 0 は、関節運動可能部材 7 0 0 の運動を拘束するために拘束腱を使用するのではなく、図 3 及び図 9 の例示的な実施形態と同じように、関節運動可能部材 7 0 0 の運動を拘束してもよい。例示的な実施形態によれば、編組構造 7 1 0 の近位端部 7 0 2 は、ディスク 7 2 1 に固定され、次に、このディスク 7 2 1 は、手関節 7 0 0 を他の器具部品（手術器具シャフトの遠位端部、平行運動機構の遠位端部、又は他の器具構造（図示せず）等）に連結してもよい。同様に、編組構造 7 1 0 の遠位端部 7 0 4 は、ディスク 7 2 2 に固定され、次いで、このディスク 7 2 2 は、関節運動可能部材 7 0 0 を他の器具部品（エンドエフェクタの近位端部（図示せず）又は他の構造等）に連結してもよい。ディスク 7 2 1、7 2 2 は、ディスク 7 2 1、7 2 2 が、関節等を介して互いに結合されない点において、図 3 の例示的な実施形態の手関節 3 0 0 のディスク 3 1 1 ~ 3 1 5 等の関節運動可能部材のディスクとは異なる。したがって、ディスク 7 2 1、7 2 2 は、例示的な実施形態によれば、次に他の器具部品に結合され得る手関節の端部としての役割を果たしても

よい。

【0083】

編組構造710は、例えば、手関節として使用される場合、関節運動可能部材700に比較的円滑な運動をもたらすことができ、且つ製造が比較的 low コストであり得る。更に、A B B A 構成を有する手関節構造と同様に、編組構造710は、回転（ロール）運動を受けたときの編組構造710の入力側と出力側との間の速度変動を最小限に抑えるか又は排除してもよい。編組構造710については関節運動可能部材700を円弧に沿って屈曲させるために編組構造710の遠位端部704に（遠位側ディスク722等に）連結された作動部材730（例えば、図4の例示的な実施形態に関連して上で説明したように、力伝達機構に結合され且つ力伝達機構により作動され得るプル/プル又はプッシュ/プル作動部材）に、例えば、張力又は圧縮力等の力を加えることにより、編組構造710を作動させてもよい。

10

【0084】

別の例示的な実施形態によれば、編組構造の近位端部702及び遠位端部704を、それぞれディスクに直接固定する必要はないが、その代わりに、ディスクを使用せずに別の器具部品に直接固定することができる。図14に移ると、手関節751の本体を形成する編組構造710を含む手関節751を含む手術器具の遠位部分750の側面図が示されている。編組構造710は、図11の例示的な実施形態に関して述べた構造及び機能を有し得る。編組構造710の近位端部702は、例えば、手術器具シャフト、平行運動機構の遠位端部、又は他の器具構造であってもよい手術器具部品572の遠位端部754に直接固定される。更に、編組構造710の遠位端部704は、エンドエフェクタ756の近位端部758、又は他の構造に直接固定される。手関節751は、作動部材751（例えば、プル/プル又はプッシュ/プル作動部材）に張力又は圧縮力等の力を加えること等により、手関節751を関節運動させるための作動部材760を含み得、そして、この作動部材760は、手関節751を円弧に沿って屈曲させるためにエンドエフェクタ756の近位端部758に連結される。

20

【0085】

関節運動可能部材700は、編組構造710の直径が荷重下で実質的に収縮又は膨張しないように編組構造710の直径を制御するための1つ又は複数の構造を含み得、さもなければ、編組構造710の運動の精度に影響が及ぶ場合がある。図11の例示的な実施形態に示すように、編組構造の外径を制御する（すなわち、外径を径方向に制御する）ために、1つ又は複数のディスク720を編組構造710の外側表面708の周りに設けてもよい。ディスク720は、ディスク721、722が、関節等を介して互いに又はディスク721若しくは722に結合されない点において、図3の例示的な実施形態の手関節300のディスク311～315等の関節運動可能部材のディスクとは異なる。図11に示すように、作動部材730は、作動部材730を遠位側ディスク722に案内するためにディスク720における開口723を貫通して延びてもよい。作動部材730はまた、ディスク721及び722における開口725を貫通して延びてもよい。

30

【0086】

編組構造710の視認を容易にするために図11の例示的な実施形態において2つのディスク720が示されているが、他の数のディスク720、例えば、1つ、3つ、4つ、5つ、6つ、又はそれより多い数のディスクを利用してよい。編組構造710は更に、編組構造710の内径を制御するための内部構造を含み得る。関節運動可能部材700の断面図を示す図13に移ると、編組構造710の内径を制御するために編組構造710の内側に内部構造740を設けてもよい。内部構造740は、中央通路742を有する中空の円筒又は管の形状を有してもよく、且つ例えば、ばね又は中空管であってもよい。内部構造740は、金属、プラスチック、又は編組構造710の径方向の変形に耐えるのに十分な強度を有する他の材料で作製してもよいが、関節運動可能部材700及び編組構造710を作動させ屈曲させたときに内部構造740を弾性変形させ得るように可撓性であってもよい。

40

50

【 0 0 8 7 】

例示的な実施形態によれば、編組構造を含む関節運動可能部材は、編組構造の直径を制御するために、図 1 1 の例示的な実施形態のディスク 7 2 0 等のディスク以外の構造を使用してもよい。図 1 4 の例示的な実施形態に示すように、手関節 7 5 1 は、編組構造 7 1 0 の直径を制御するために編組構造 7 1 0 に巻き付けられたバンド 7 6 2 を含み得る。図 1 4 の例示的な実施形態において 2 つのバンド 7 6 2 が示されているが、他の数のバンド 7 6 2、例えば、1 つ、3 つ、4 つ、5 つ、6 つ、又はそれより多い数のディスクを利用してよい。更に、バンド 7 6 2 には、編組構造の近位端部 7 0 2 と遠位端部 7 0 4 との間にバンド 7 6 2 を通過して延びる作動部材 7 6 0 用の通路がなくてもよい。したがって、図 1 4 の例示的な実施形態に示すように、編組構造 7 1 0 を備えた手関節 7 5 1 には、編組構造 7 1 0 の近位端部 7 0 2 と遠位端部 7 0 4 を固定するためのディスク及び / 又は編組構造 7 1 0 の直径を制御するためのディスクがなくてもよい。

10

【 0 0 8 8 】

例示的な実施形態によれば、編組構造 7 1 0 は、その近位端部 7 0 2 と遠位端部 7 0 4 との間の螺旋経路に沿って方向 7 0 6 又は方向 7 0 7 等に延びてもよい。例えば、個々のフィラメント 7 1 4 は、螺旋経路に沿って延びてもよい。編組構造 7 1 0 に所定の螺旋経路を提供することにより、編組構造 7 1 0 の D O F 数を制御し、ひいては、編組構造 7 1 0 の運動、及び編組構造 7 1 0 が手関節 7 0 0 の運動をどのように拘束するかを制御してもよい。例えば、編組構造 7 1 0 が横断する螺旋経路を制御することは、個々のフィラメントが編組構造 7 1 0 の長さに沿った屈曲軸線に対してどのように位置付けされるかにより編組構造 7 1 0 が許容する自由度の数に影響を及ぼし得る。

20

【 0 0 8 9 】

例示的な実施形態によれば、編組構造 7 1 0 は、ゼロ自由度の編組構造 7 1 0 を提供するために近位端部 7 0 2 と遠位端部 7 0 4 との間に約 1 8 0 ° の角度範囲を有する螺旋経路に沿って延びてもよい。例えば、フィラメント 7 1 4 は、近位端部 7 0 2 と遠位端部 7 0 4 との間に約 1 8 0 ° の角度範囲を有する螺旋経路に沿って延びてもよい。螺旋経路の 1 8 0 ° の角度範囲は、編組構造 7 1 0 を移動させたときにフィラメント 7 1 4 の長さが節約されない編組構造 7 1 0 をもたらず。編組構造 7 1 0 の端部が固定され長さ変化を許容しないので、屈曲運動及び並進運動が実質的に防止され、さもなければ、それら運動が、編組構造 7 1 0 の長さ変化をもたらず。ゼロ自由度の編組構造 7 1 0 は、手関節のように屈曲することに抵抗を示すが、荷重下でのフィラメント及び / 又はブリーツの変形に起因して限られた角度だけ屈曲してもよい。

30

【 0 0 9 0 】

例示的な実施形態によれば、編組構造 7 1 0 は、任意のピッチ方向及びヨー方向等の 2 つの自由度を備えた編組構造 7 1 0 を提供するのために、近位端部 7 0 2 と遠位端部 7 0 4 との間の約 3 6 0 ° の角度範囲を有する螺旋経路に沿って延びてもよい。例えば、フィラメント 7 1 4 は、近位端部 7 0 2 から遠位端部 7 0 4 に横断するとき、約 3 6 0 ° の角度範囲を有する螺旋経路に沿って延びてもよい。約 3 6 0 ° の角度範囲を有する螺旋経路に沿って延びることにより、編組構造 7 1 0 は、屈曲運動が長さを節約的にするのでピッチ方向及びヨー方向における屈曲運動が許容され得る理由から、2 つの自由度を備えた A B A B 構成において一連の連結されたディスクを備える手関節のように機能してもよい。逆に、並進運動が長さを節約的にするのではなく且つ編組構造 7 1 0 の固定された端部が編組構造 7 1 0 の長さ変化を実質的に防止するので、編組構造 7 1 0 を S 字形状に移動させるため等の並進運動が実質的に防止される。他方では、編組構造 7 1 0 が、約 3 6 0 ° の角度範囲を有する螺旋経路に沿って延びる場合には 2 つの自由度のみを有するので、X - Y 空間内での編組構造 7 1 0 の並進運動を拘束することができ、その結果、編組構造 7 1 0 が、(例えば、手関節のように)円弧に沿って関節運動してもよいが、編組構造 7 1 0 の一部分が、(例えば、図 1 7 の例示的な実施形態に関して以下に説明するような、並びに、2 0 1 1 年 5 月 1 7 日に公開された米国特許第 7 9 4 2 8 6 8 号明細書及び、2 0 0 7 年 6 月 1 3 日に公開された米国特許出願公開第 2 0 0 8 / 0 0 6 5 1 0 5 号明細書と

40

50

して公開された米国特許出願第 11 / 762165 号明細書における、平行運動機構のように) 編組構造 710 の別の部分に対して横方向に並進しなくてもよい。編組構造 710 の別の部分に対する編組構造 710 の一部分の横方向への並進移動は、編組構造 710 を含む手関節には望ましくない場合がある。

【0091】

別の例示的な実施形態によれば、編組構造 710 は、近位端部 702 と遠位端部 704 との間に約 720° の角度範囲を有する螺旋経路に沿って延びてもよく、その結果、編組構造 710 が実質的に拘束されない。例えば、フィラメント 714 は、近位端部 702 から遠位端部 704 に横断するとき、約 720° の角度範囲を有する螺旋経路に沿って延びてもよい。約 720° の角度範囲で延びる編組構造は、各々が約 360° の角度範囲を有する螺旋経路に沿って延びる 2 つの連続する編組構造と同様のものであり、(使用者には実質的に非拘束であるように見える) 4 つの DOF を備えた全体的編組構造を提供し、且つ屈曲移動と並進移動との両方を許容する。結果として、編組構造 710 が手関節のように任意のピッチ方向及びヨー方向に屈曲するだけでなく、図 17 の例示的な実施形態に関して以下に説明するように、編組構造 710 が S 形状に又は平行運動機構のように移動してもよく、それによって、近位端部 702 及び遠位端部 704 の各々を通る長手方向軸線が、互いにずらされ得るが、依然として互いに実質的に平行となり得る。

【0092】

編組構造 710 が関節運動可能部材 700 に使用される場合、編組構造 710 を、図 11 の例示的な実施形態に示すように、関節において連結された一連のディスクに取って代わるように使用してもよい。換言すれば、編組構造 710 自体が、一端部から別の端部までの関節運動可能部材 700 の構造及び本体を提供してもよい。このような例示的な実施形態において、関節運動可能部材 700 は、手関節として使用することができ、且つ上記の例示的な実施形態で述べた手関節構造と同じ直径を有することができる。更に、編組構造 710 は、ねじり剛性と圧縮剛性との両方の剛性を有し得、且つ張力と圧縮力との両方の下に置かれ得る。

【0093】

図 11 の例示的な実施形態と同じように、編組構造 710 が連結されたディスクに取って代わるように且つ運動が拘束される手関節を提供するために使用され得るが、編組構造はまた、運動が拘束される代替的な関節運動可能部材(例えば、手関節)を提供するために、連結されたディスクと併せて使用してもよい。この場合、編組構造は、図 3 の例示的な実施形態の拘束腱 330、332、334、336 等の拘束腱に取って代わってもよい。図 15 に移ると、連結されたディスク 801 ~ 805 と編組構造 810 とを含む関節運動可能部材 800 の側面図が示されている。ディスク 801 ~ 805 を、図 3 の例示的な実施形態と同じように(すなわち、図 15 に示す A B A B の構成で)連結して構成してもよい。円弧に沿った制御された屈曲を許容するため等、ディスク 801 ~ 805 の運動を拘束するために、編組構造 810 を、図 14 の例示的な実施形態に示すように、ディスク 801 ~ 805 の外部の周りに設けてもよい。編組構造 810 は、図 11 の例示的な実施形態に従って構成してもよく、且つディスク 801 ~ 805 の周りに全体として中空の円筒状又は管状構造を形成するために織り合わされたブリーツ 712 を形成するフィラメント 714 を含み得る。編組構造 810 の近位端部 812 及び遠位端部 814 をディスク 801 ~ 805 に対して固定することができる。例示的な実施形態によれば、ディスク 801 ~ 805 が圧縮荷重に耐える状態で、編組構造 810 を張力下に置くように、編組構造 810 の近位端部 812 と遠位端部 814 を固定してもよい。更に、ディスク 801 ~ 805 の外部の周りに編組構造 810 を配置することにより、編組構造 810 の内径を、例示的な実施形態による、ディスク 801 ~ 805 自体により制御してもよい。

【0094】

図 3 ~ 図 15 の例示的な実施形態で述べたように、運動が拘束される関節運動可能部材は、手関節であってもよい。しかしながら、運動が拘束される関節運動可能部材は、手関節に限定されるものではない。例示的な実施形態によれば、運動が拘束される関節運動可

10

20

30

40

50

能部材は、平行運動機構であってもよく、その機能は、例えば、2011年5月17日に公開された米国特許第7942868号明細書、及び2008年3月13日に公開された米国特許出願公開第2008/0065105号明細書で説明されており、それら明細書の全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【0095】

図16を参照すると、器具シャフト906に連結された平行運動機構910を含む手術器具の遠位部分900が示されている。器具は、カメラ器具又は図2の例示的な実施形態によるエンドエフェクタ908を備えた手術器具であってもよい。例示的な実施形態によれば、器具に手関節902がなくてもよいが、器具遠位部分900は、上で説明した例示的な実施形態のいずれかに従って構成され得る、例えば手関節902を含み得る。

10

【0096】

図16の例示的な実施形態に示すように、平行運動機構910は、近位側関節機構912を遠位側関節機構914から隔てる直線状のシャフトセクション916を含み得る。2011年5月17日公開された米国特許第7942868号明細書、及び2008年3月13日に公開された米国特許出願公開第2008/0065105号明細書の例示的な実施形態と同様に、関節機構912、914及び直線セクション916の互いに対向する端部は、互いに協働して動作するように相互に連結される。例示的な実施形態によれば、近位側関節機構912及び遠位側関節機構914は、手関節と同様に、複数の連結されたディスクを含み得る。ディスクは、ピッチ方向及び/又はヨー方向等に、関節機構912、914の運動を制限するための機械的ストッパ(図示せず)を含み得る。

20

【0097】

図20は、平行運動機構用の関節機構のディスク1100の例示的な実施形態の端面図を示している。ディスク1100は、中央開口1102と、連結部分1104と、作動部材用の複数の開口とを含む。例えば、ディスク1100は、以下に更に述べる、手関節駆動腱用の複数の開口1110と、平行運動機構駆動腱用の複数の開口1120と、拘束腱用の複数の開口1130とを含み得る。図20の例示的な実施形態に描かれているように、開口1110、1120、1130は、ディスク1100の中心(例えば、中央開口1102の中心)に対して同じ距離(例えば、半径範囲)に位置してもよく、又は開口1110、1120、1130は、ディスク1100の中心に対して異なる距離(例えば、半径)に位置してもよい。

30

【0098】

図17は、平行運動機構910を作動させた図16の例示的な実施形態を示している。図16に示すように、平行運動機構910は、平行運動機構910の遠位端部分917と平行運動機構910の近位端部分915との相対的な向きを制御してもよい。結果として、平行運動機構910の遠位端部分917を通る長手方向軸線913は、平行運動機構910の近位端部915を通る長手方向軸線911に実質的に平行であってもよい(長手方向軸線911は、図16には図示しない、器具シャフト906の長手方向軸線であってもよい)。したがって、器具遠位部分900の遠位端部904における、エンドエフェクタ908、カメラ装置(図示せず)、又はその他の部分の位置がX-Y空間内で変更されるが、長手方向軸線911に対するエンドエフェクタ908の向きを(手関節902による任意の運動を構成する前に)維持してもよい。

40

【0099】

実質的に円弧を辿るように拘束され得る手関節の運動とは異なり、図16の例示的な実施形態に示すように、X-Y空間内で平行運動機構910を並進させるように、平行運動機構910の運動を拘束してもよい。近位側関節912を通過して遠位側関節914へ至る円弧に沿った運動が、近位端部915に対する遠位端部分917の向きを維持する一方で、X-Y空間内において平行運動機構910の遠位端部分917を並進させないので、円弧に沿った運動が最小限に抑えられるか又は防止されるように平行運動機構910の運動を拘束してもよい。結果として、平行運動機構910を図3~図15の例示的な実施形態の手関節の方式とは実質的に逆の方式で拘束してもよい。つまり、X-Y空間内での並進

50

運動を許容するが円弧に沿った屈曲運動を最小限に抑えるか又は防止するように平行運動機構を拘束し得る一方で、円弧に沿った屈曲運動を許容するがX-Y空間内での並進運動を最小限に抑えるか又は防止するように（これにより、S字形状等をもたらすことができる）手関節を拘束してもよい。

【0100】

図18に移ると、内部部品を明らかにするためにシャフト906の外表面と平行運動機構910の直線セクション916とが取り除かれた図16の例示的な実施形態が示されている。図18の例示的な実施形態に示すように、直線セクション916は、近位側関節機構912と遠位側関節機構914との間に延びる中央管918を含み得る。中央管918は、手関節902及び/又はエンドエフェクタ908等の器具の部品が中央管918の内部を通過することを許容するように、中空であってもよい。

10

【0101】

図18の例示的な実施形態に示すように、手関節駆動腱920は、図3の例示的な実施形態に関して上で述べたように、手関節902を作動させるために手関節駆動腱920が手関節902の遠位端部又は器具遠位部分900の遠位端部904に取り付けられ得る手関節902に、シャフト906及び平行運動機構910から延びてもよい。手関節駆動腱920は、図18の例示的な実施形態に示すように、中央管918の外側表面上に延びてもよい。例示的な実施形態によれば、手関節駆動腱920は、直線セクション916の中央管918と外側ケーシング919（図16及び図17に示す）との間に設けられた環状空間を通過してもよい。

20

【0102】

器具は更に、平行運動機構910を作動させるための1つ又は複数の腱を含む。例えば、平行運動機構作動部材930は、腱930に力を加えること等により平行運動機構910が作動され得るように、シャフト906から平行運動機構910を貫通して延びるとともに、平行運動機構910の遠位端部914に固定されてもよい。例示的な実施形態によれば、作動部材930は、プル/プル作動部材又はプッシュ/プル作動部材であってもよい。平行運動機構内の内部空間の量の制限により、いくつかの平行運動機構は、平行運動機構を作動させるために3つの駆動腱を使用してもよい。しかしながら、本明細書で説明する例示的な実施形態の平行運動機構は、それら機構の構成により内部空間の増加量をもたらし得、種々の数の駆動腱が使用されることを許容する。例えば、平行運動機構910を作動させるために、図4の例示的な実施形態の作動部材364と同様に、作動部材930が対で配設された（例えばキャプスタンに連結された）、4つの作動部材930を使用してもよく、このことにより、駆動腱及び平行運動機構910を作動させるための堅牢な構造及び制御がもたらされる。作動部材930は、中央管918上に延びてもよい。例示的な実施形態によれば、作動部材930は、直線セクション916の中央管918と外側ケーシング919との間に設けられた環状空間を通過してもよい。

30

【0103】

平行運動機構910は更に、例示的な実施形態による、平行運動機構910の互いに対向する端部に固定された1つ又は複数の拘束部材を含み得る。例えば、拘束腱940は、拘束腱940が遠位端部915と近位端部917とに固定された状態で、平行運動機構910の遠位端部915から近位端部917に延びてもよい。例えば、拘束腱940を平行運動機構910の部品に溶着すること、拘束腱940を別の物体に圧着すること、又は当業者によく知られている他の技術により、拘束腱940を適所に固定してもよい。図18の例示的な実施形態において、拘束腱940の遠位端部は、遠位側関節機構914のディスクに固定されるとともに、近位側関節機構912のディスクに固定される。図18の例示的な実施形態に示すように、拘束腱940の一端部を平行運動機構910の遠位端部917における遠位側クリンプ941により固定してもよく、且つ拘束腱940の別の端部を平行運動機構910の近位端部915における近位側クリンプ943により固定してもよい。図18の例示的な実施形態に示すように、拘束腱940は、中央管918の外側表面上に延びてもよい。例示的な実施形態によれば、拘束腱940は、直線セクション91

40

50

6の中央管918と外側ケーシング919(図16及び図17に示す)との間に設けられた環状空間を通過してもよい。

【0104】

本明細書で説明する例示的な実施形態の平行運動機構は、2011年5月17日に公開された米国特許第7942868号明細書、及び2008年3月13日に公開された米国特許出願公開第2008/0065105号明細書に開示されている実施形態と同様の運動及び機能を有するが、本明細書で説明する例示的な実施形態の平行運動機構は異なる構造を有し、この構造は、有利には、駆動腱及び/又は拘束腱等のより多くの部品に対するより多くの内部室と、平行運動機構の円滑で正確な運動とを提供する。

【0105】

例示的な実施形態によれば、平行運動機構910は、米国特許第7942868号明細書で説明されている補強ブラケット1670を含まず、結果として、平行運動機構910内により多くの内部空間が生じる。米国特許第7942868号明細書で説明されている補強ブラケット1670はある程度の内部空間を占有するが、補強ブラケット1670の構成は、拘束ケーブルと作動ケーブルとの両方が平行運動機構を貫通して直線状に延びた状態で、補強ブラケット1670に連結された作動ケーブル1680に加えられる引張力を増加させる。これに対処するために、平行運動機構910の作動部材930は、平行運動機構910の少なくとも一部分に沿った螺旋経路に沿って延びてもよい。これは更に、手関節駆動腱1020と、拘束腱1040と、平行運動機構駆動腱1032、1034、1036、1038とを備えた平行運動機構の中央管1018を示す図19の例示的な実施形態に図示されている。図19に示すように、平行運動機構駆動腱1032、1034、1036、1038が中央管1018の周りに螺旋経路で延びる一方で、手関節駆動腱1020及び拘束腱1040は、実質的に直線状であってもよい。例示的な実施形態によれば、平行運動機構駆動腱1032、1034、1036、1038は、図19に示すように、中央管1018に沿った約180°の角度範囲を有する螺旋経路に沿って延びてもよい。例えば、平行運動機構駆動腱934を含む図18の平行運動機構の腱930は、平行運動機構910の近位端部915から平行運動機構910の遠位端部917に約180°の角度範囲を有する螺旋経路に沿って延びてもよい。

【0106】

平行運動機構の作動部材は、平行運動機構の少なくとも1つに沿った螺旋経路に沿って延び得るので、他の平行運動機構の設計に用いられる補強ブラケット及び機構を使用せずに、腱に機械的な利点を提供してもよい。例えば、平行運動機構910を図17に示すように作動させたときに、平行運動機構駆動腱934は、近位端部915において平行運動機構910の底部側950にあり、駆動腱934の正の長さ変化と駆動腱934に及ぼされる追加の張力とを生じさせる。しかしながら、同じ駆動腱934が約180°の角度範囲を有する螺旋経路に沿って延びるので、駆動腱934は、遠位端部917において平行運動機構910の上部側954にあり、同じく遠位端部917において駆動腱934に正の長さ変化を受けさせ、このことがまた、駆動腱934に張力を及ぼす。それゆえ、腱934を含む作動部材930は、他の内部構造支持要素を排除することにより部品に対するより多くの内部空間をもたらすと同時に、平行運動機構910を作動させるための機械的な利点を提供するために平行運動機構910に沿った螺旋経路に沿って延びてもよい。

【0107】

作動部材930とは対照的に、拘束腱940は、図18の例示的な実施形態に示すように、平行運動機構910を貫通して延びる際に略直線経路を辿る。結果として、平行運動機構910を図17に示すように作動させたときに、近位側関節機構912の底部側950の拘束腱940は、正の長さ変化を受ける。拘束腱940が平行運動機構910の互いに対向する端部において固定されるので、平行運動機構910の底部側に沿って直線状に延在する同じ拘束腱940は、遠位側関節機構914の底部側952で負の長さ変化を受け、平行運動機構910の遠位端部917及び近位端部915の、ずれているが平行な位置付けをもたらすのとは逆の方式で、遠位側関節機構914及び近位側関節機構912を

10

20

30

40

50

屈曲させる。

【 0 1 0 8 】

図 1 6 ~ 図 2 0 の例示的な実施形態で説明したように、平行運動機構は、平行運動機構の運動を拘束するための機構として腱を使用してもよい。他の例示的な実施形態において、平行運動機構は、図 1 1 ~ 図 1 5 の例示的な実施形態で説明したように、編組構造を含み得る。例示的な実施形態によれば、編組構造は、図 1 1 の例示的な実施形態に関して説明したように、平行運動機構 9 1 0 の近位側関節機構 9 1 2 と遠位側関節機構 9 1 4 におけるディスクに取って代わってもよい。別の例示的な実施形態では、編組構造を、図 1 5 の例示的な実施形態に関して説明したように、近位側関節機構 9 1 2 及び遠位側関節機構 9 1 4 のディスクの周りに配置してもよい。

10

【 0 1 0 9 】

本明細書で説明する例示的な実施形態による手関節及び平行運動機構は別個に使用され得る（つまり、器具は手関節又は平行運動機構を含み得る）が、器具は、手関節と平行運動機構との両方を含んでもよい。器具が手関節と平行運動機構との両方を含む場合には、手関節は、平行運動機構の拘束機構（拘束腱等）とは別個の拘束機構（拘束腱等）を含み得る。例えば、手関節は、第 1 の拘束機構（第 1 の組の 1 つ又は複数の拘束腱の等）を含み、且つ平行運動機構は、第 2 の拘束機構（第 2 の組の 1 つ又は複数の拘束腱の等）を含む。例示的な実施形態によれば、手関節及び平行運動機構が別個の拘束腱を有する場合には、手関節及び平行運動機構の拘束腱は、例えば所望の運動効果を達成するために選択され得る異なる直径、又は構造若しくは材料の相違を有すること等により、異なってもよい。

20

【 0 1 1 0 】

別の実施形態によれば、手関節及び平行運動機構は、同じ拘束腱等の同じ拘束機構を使用する。手関節と平行運動機構に同じ拘束機構を使用することは、手関節と平行運動機構との両方に同じ拘束機構を使用する器具の内部空間を節約するのに有効であり得る。

【 0 1 1 1 】

図 2 1 を参照すると、図 1 6 ~ 図 2 0 の例示的な実施形態に従って構成され得る、手関節 1 2 0 2 と平行運動機構 1 2 0 4 とを含む器具の遠位端部分 1 2 0 0 の部分図が示されている。手関節 1 2 0 2 を図 3 ~ 図 1 4 の例示的な実施形態に従って構成してもよく、且つ平行運動機構 1 2 0 4 を図 1 5 ~ 図 1 9 の例示的な実施形態に従って構成してもよい。図 2 1 に示すように、手関節 1 2 0 2 は、平行運動機構 1 2 0 4 の遠位側に位置してもよい。手関節駆動腱 1 2 2 0 は、平行運動機構 1 2 0 4 を貫通して手関節 1 2 0 2 に、且つ手関節 1 2 0 2 を貫通して手関節 1 2 0 2 の遠位端部に又は手関節 1 2 0 2 を作動させるために手関節駆動腱 1 2 2 0 が固定される器具の遠位端部 1 2 0 3 に延びてもよい。平行運動機構駆動腱 1 2 3 0 は、平行運動機構 1 2 0 4 を貫通して延び、且つ平行運動機構 1 2 0 4 の遠位端部に固定されてもよい。

30

【 0 1 1 2 】

例示的な実施形態によれば、手関節 1 2 0 2 及び平行運動機構 1 2 0 4 は、手関節 1 2 0 2 と平行運動機構 1 2 0 4 との両方の運動を拘束する拘束腱を共有する。例えば、手関節 1 2 0 2 と平行運動機構 1 2 0 4 との両方のための拘束腱は、平行運動機構 1 2 0 4 を貫通して延びる拘束腱の第 1 の部分 1 2 4 0 A を含み、（例えば、平行運動機構 1 2 0 4 の遠位端部に、手関節 1 2 0 2 の近位端部に、又は以下に述べるクリンプ 1 2 1 0 等を介して平行運動機構 1 2 0 4 と手関節 1 2 0 2 との間に）固定され、手関節 1 2 0 2 を貫通して延びる拘束腱の第 2 の部分 1 2 4 0 B を有し、且つ再び固定される。第 1 の部分 1 2 4 0 A 及び第 2 の部分 1 2 4 0 B が同じ連続した拘束腱を有するので、手関節 1 2 0 2 と平行運動機構 1 2 0 4 との両方を拘束するために、同じ拘束腱（部分 1 2 4 0 A、1 2 4 0 B）を使用してもよい。例えば、拘束腱を、図 2 1 の例示的な実施形態に示すように、平行運動機構 1 2 0 4 の遠位端部に、手関節 1 2 0 2 の近位端部に、又は手関節 1 2 0 2 と平行運動機構 1 2 0 4 との間の連結領域 1 2 0 5 内に固定してもよい。したがって、手関節 1 2 0 2 と平行運動機構 1 2 0 4 との両方の運動を拘束するために（部分 1 2 4 0 A

40

50

、 1 2 4 0 B を含む) 1 組の拘束腱を使用してもよく、このことにより、機器の内部空間が効率的に使用される。

【 0 1 1 3 】

例示的な実施形態によれば、手関節 1 2 0 2 及び平行運動機構 1 2 0 4 は、手関節 1 2 0 2 と平行運動機構 1 2 0 4 の運動をそれぞれ拘束する別個の拘束腱を有する。例えば、拘束腱の第 1 の部分 1 2 4 0 A は、第 1 の組の 1 つ又は複数の拘束腱を表し、且つ拘束腱の第 2 の部分 1 2 4 0 B は、拘束腱の第 1 の部分 1 2 4 0 A とは別個の第 2 の組の 1 つ又は複数の拘束腱を表す。手関節 1 2 0 2 及び平行運動機構 1 2 0 4 が異なる拘束腱を有する場合に、平行運動機構 1 2 0 4 用の拘束腱（例えば、第 1 の部分 1 2 4 0 A ）は、例えば、平行運動機構 1 2 0 4 の遠位端部に、手関節 1 2 0 2 の近位端部に、又は平行運動機構 1 2 0 4 と手関節 1 2 0 2 との間に固定されてもよく、且つ手関節 1 2 0 2 用の拘束腱（例えば、第 2 の部分 1 2 4 0 B ）は、例えば、平行運動機構 1 2 0 4 の遠位端部に、手関節 1 2 0 2 の近位端部に、又は平行運動機構 1 2 0 4 と手関節 1 2 0 2 との間に固定され、手関節 1 2 0 2 を貫通して延び、且つ手関節 1 2 0 2 の遠位端部に固定されてもよい。

10

【 0 1 1 4 】

図 3 ~ 図 2 0 の例示的な実施形態に従って、拘束腱を固定してもよい。例えば、拘束腱の第 1 の部分 1 2 4 0 A は、平行運動機構 1 2 0 4 を貫通して、拘束腱 1 2 4 0 を器具遠位部分 1 2 0 0 に対して固定するクリンプ 1 2 1 0、及びクリンプにおける端部を貫通して延び、（別個の腱が手関節 1 2 0 2 及び平行運動機構 1 2 0 4 を拘束する場合等に）拘束腱の第 2 の部分 1 2 4 0 B が別個に手関節 1 2 0 2 を貫通して延びるか、又は拘束腱は、平行運動機構 1 2 0 4 と手関節 1 2 0 2 との両方を貫通して延びる同じ拘束腱の第 2 の部分 1 2 4 0 B としてクリンプ 1 2 0 から手関節 1 2 0 2 を貫通して連続していてもよい。更に、例えば、拘束腱（例えば、部分 1 2 4 0 A、1 2 4 0 B ）が、平行運動機構 1 2 0 4 を貫通して略直線方向に延びるとともに、手関節 1 2 0 2 の少なくとも一部分を通る螺旋経路に沿って延びる状態で、拘束腱を図 3 ~ 図 2 0 の例示的な実施形態に従って配設してもよい。

20

【 0 1 1 5 】

本明細書で説明する例示的な実施形態及び方法が、遠隔操作手術システム用の手術器具と共に利用されるものとして説明されている。しかしながら、本明細書で説明した例示的な実施形態及び方法は、装置が、遠隔操作されるか、遠隔制御されるか、又は手動操作されるかにかかわらず、腹腔鏡器具及び他の手動（例えば、手持ち）器具等の他の手術装置、並びに、限定されるものではないが、手関節及び / 又は平行運動機構を含む様々な作動式関節運動可能部材のいずれかを含む装置等の非手術装置と共に使用してもよい。

30

【 0 1 1 6 】

本明細書で説明した例示的な実施形態による拘束機構を備えた手術器具を提供することにより、関節運動可能部材が実質的に反復可能な円滑で正確な運動を提供する一方で、制御がより容易で且つ製造にあまりコストがかからないより簡単な力伝達機構を有する関節運動可能部材が提供される。

【 0 1 1 7 】

本明細書における本開示を考慮すれば、更なる修正及び代替的な実施形態が、当業者に明らかになるであろう。例えば、システム及び方法は、動作を明確にするために図面及び説明から省略された追加の部品又はステップを含み得る。よって、この説明は、単なる例示的なものとして解釈されるべきであり、本教示を実施する一般的な方法を当業者に教示することを目的とする。本明細書で示し説明する種々の実施形態が例示的なものとして解釈されるべきであることを理解すべきである。要素及び材料、並びにそれらの要素及び材料の配置を、本明細書に例示し且つ説明するものと置換してもよく、部品及びプロセスを逆にしてもよく、本明細書における説明の利益を取得した後に当業者に全て明らかになるように、本教示のある特徴を独立して利用してもよい。本教示及び以下の特許請求の範囲の精神及び範囲から逸脱することなく、本明細書で説明した要素に変更を加えてもよい。

40

50

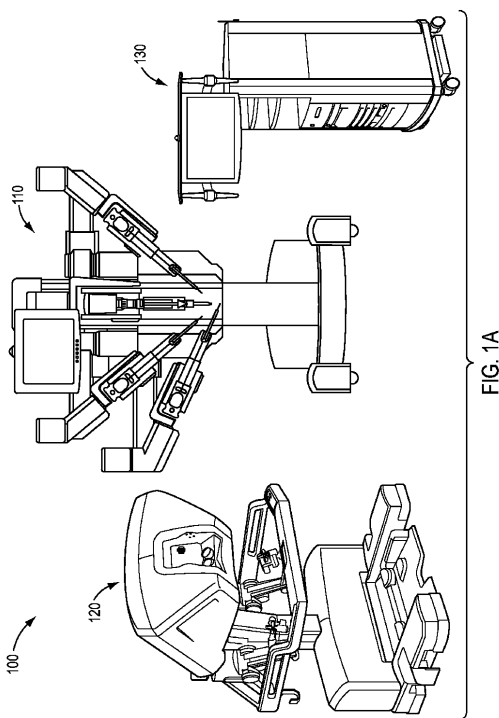
【 0 1 1 8 】

本明細書に明記した特定の例及び実施形態は非限定的なものであり、本発明の教示から逸脱することなく、構造、寸法、材料及び方法に変更を加え得ることが理解されるべきである。

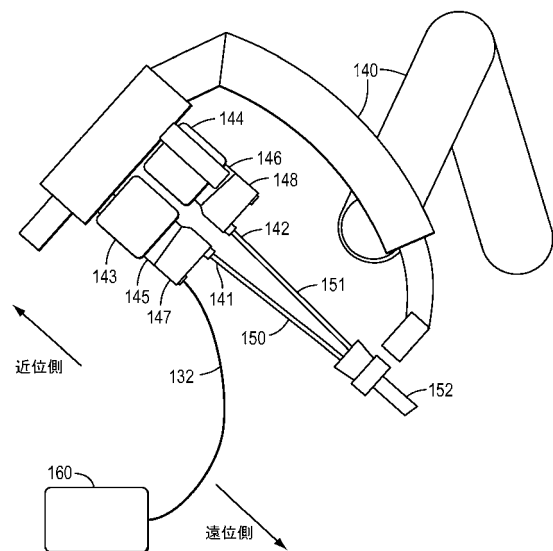
【 0 1 1 9 】

本明細書を考慮し、本明細書に開示された本発明を実践することにより、本開示による他の実施形態が、当業者に明らかになるであろう。本明細書及び例が例示的なものとしてのみ考慮され、真の範囲及び精神が以下の特許請求の範囲により表されることが意図される。

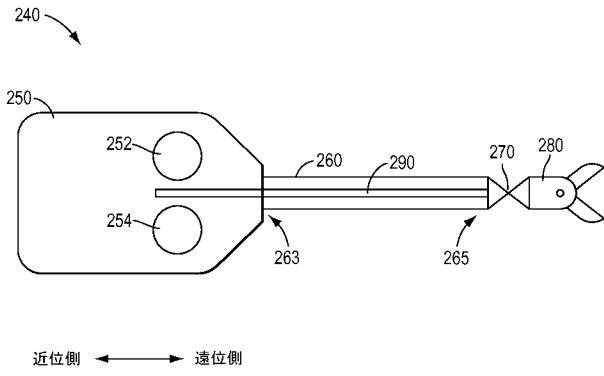
【 図 1 A 】



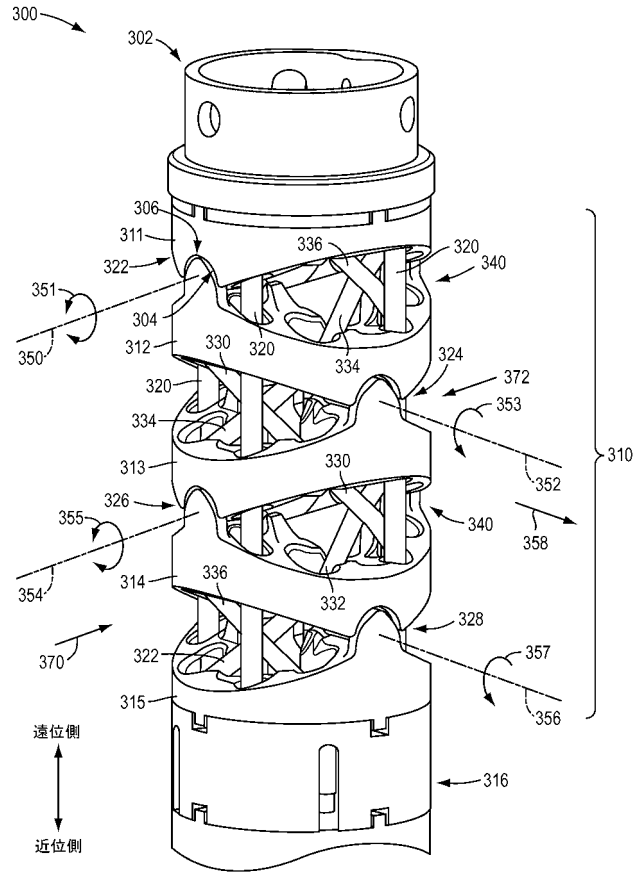
【 図 1 B 】



【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】

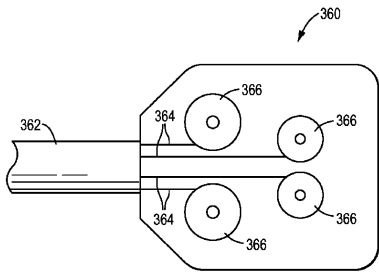
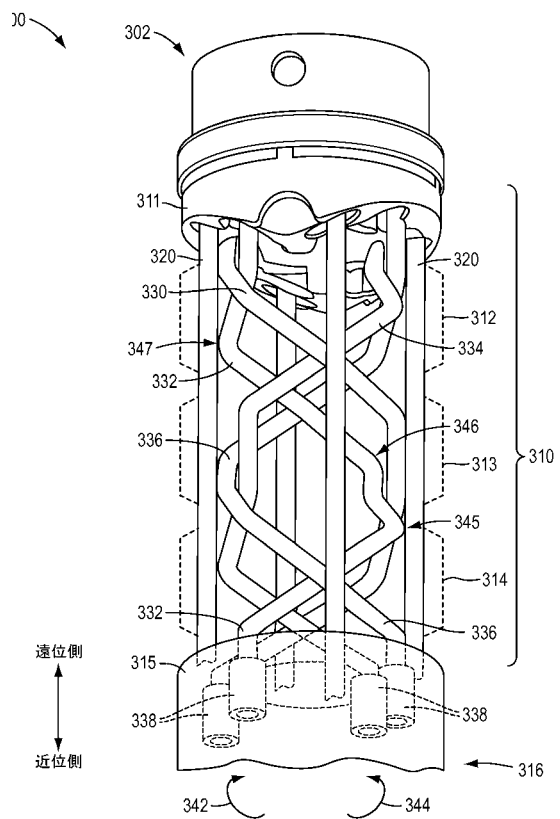


FIG. 4

【 図 5 】



【 図 6 】

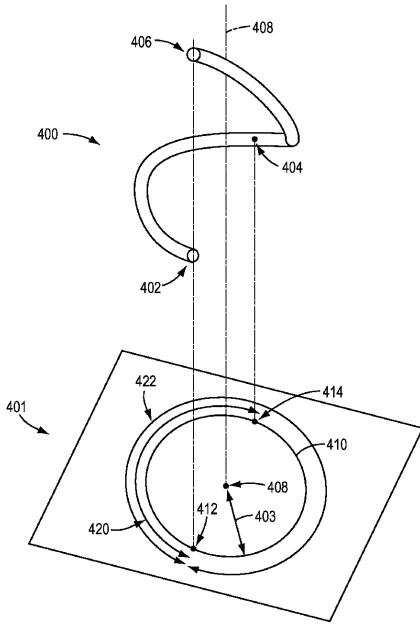


FIG. 6

【 図 7 A 】

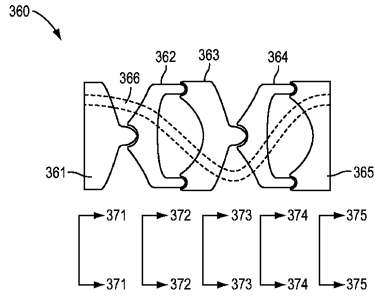


FIG. 7A

【 図 7 B 】

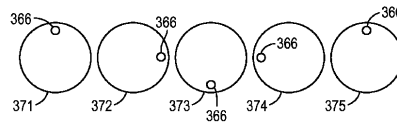


FIG. 7B

【 図 8 A 】

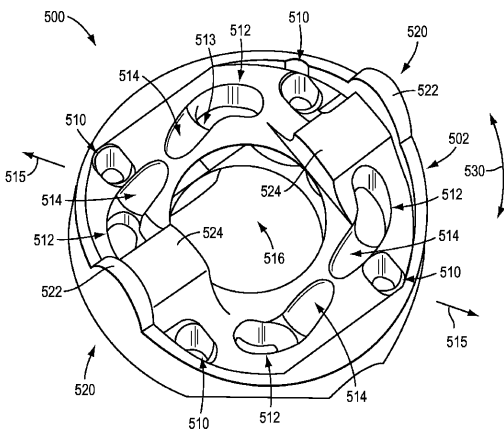


FIG. 8A

【 図 8 B 】

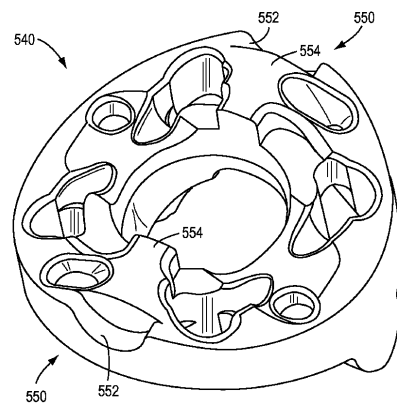


FIG. 8B

【 図 9 】

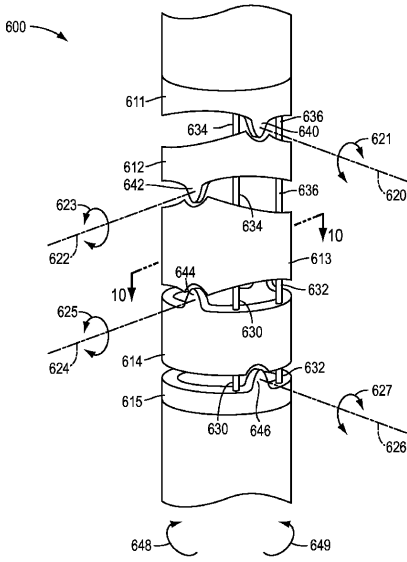


FIG. 9

【 図 1 0 】

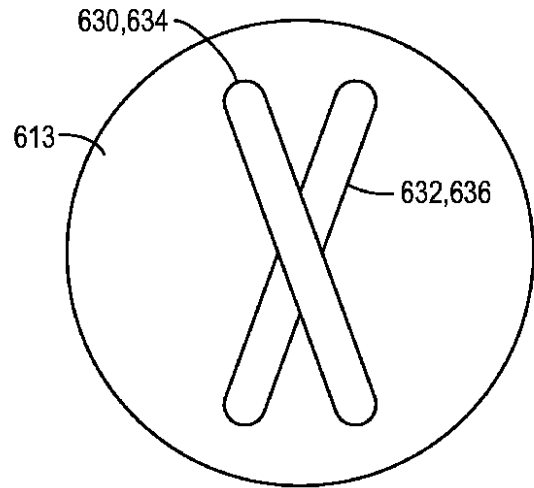


FIG. 10

【 図 1 1 】

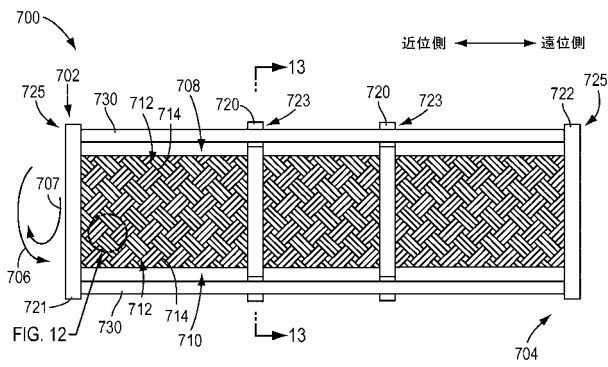


FIG. 11

【 図 1 2 】

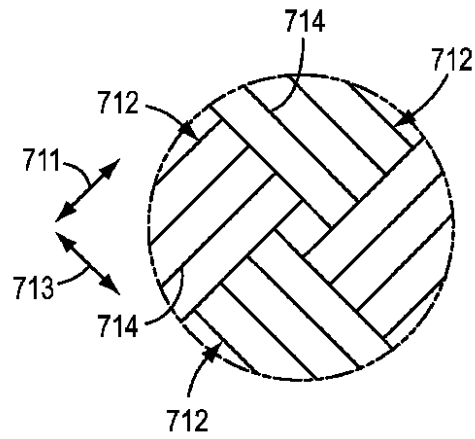


FIG. 12

【 図 1 3 】

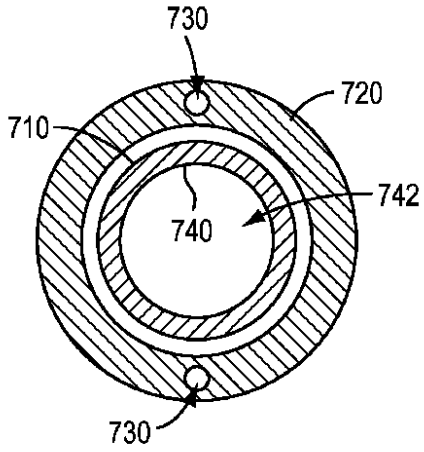


FIG. 13

【 図 1 4 】

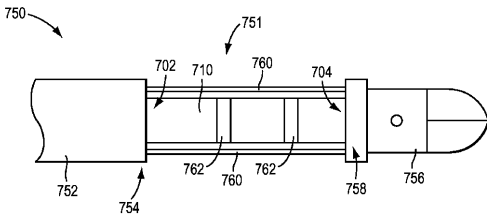
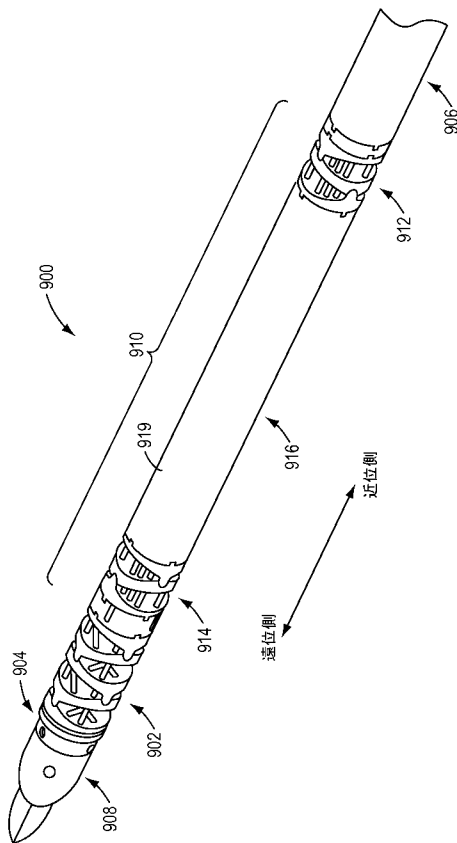
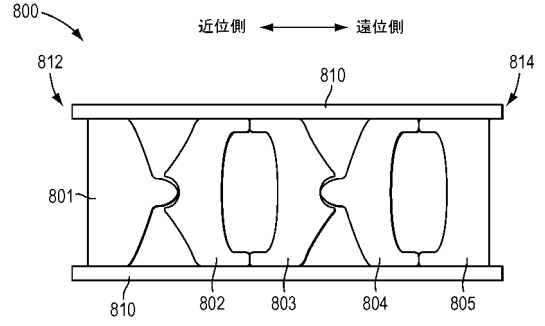


FIG. 14

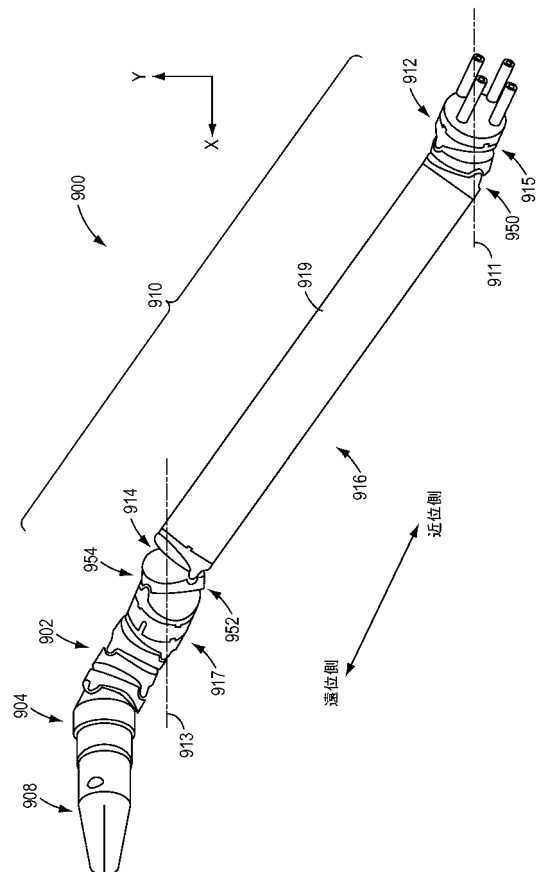
【 図 1 6 】



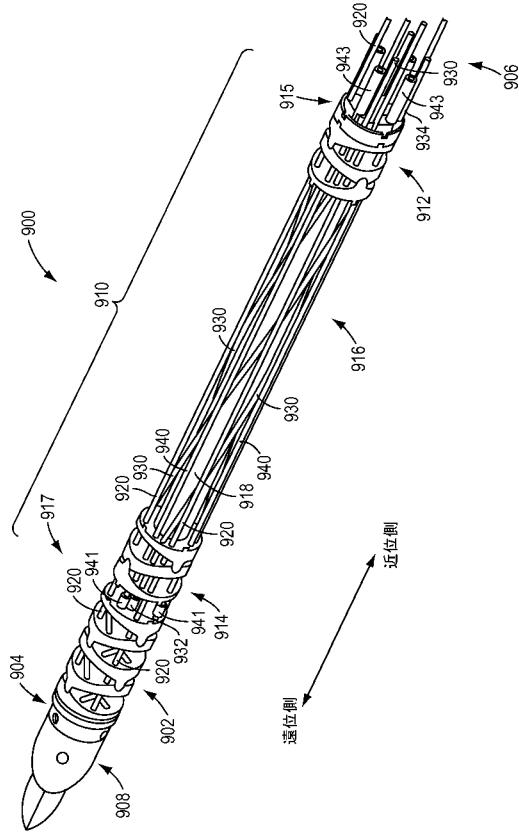
【 図 1 5 】



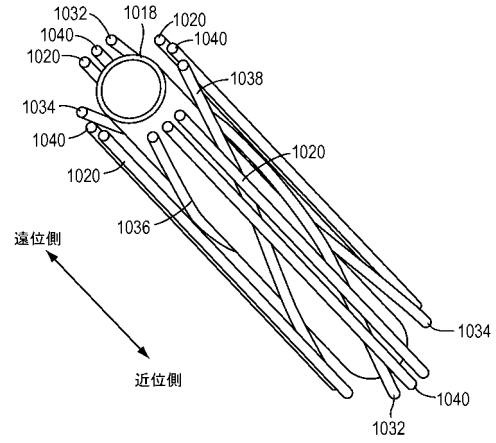
【 図 1 7 】



【 図 18 】



【 図 19 】



【 図 20 】

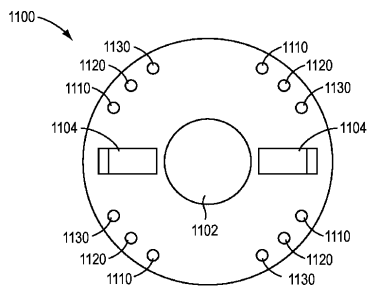


FIG. 20

【 図 21 】

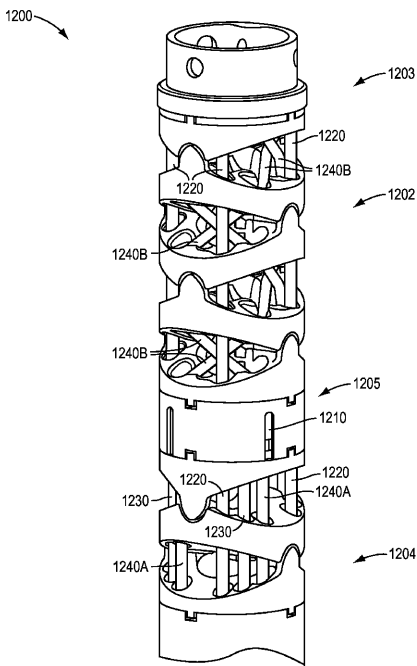


FIG. 21

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2015/015849
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B 17/02(2006.01)i, A61B 19/00(2006.01)j		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B 17/02; A61B 17/00; A61B 1/32; A61B 17/29; A61B 1/00; A61B 17/00; A61B 19/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: teleoperated surgery, actuator, constraint member, helical path, parallel motion mechanism, stiffness		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2013-0012928 A1 (COOPER et al.) 10 January 2013 See paragraphs [0061]-[0102]; claims 38-50; and figures 1-27.	1-18
Y		19-23, 29
A		24-28, 30, 31
Y	SALLE et al., Surgery grippers for minimally invasive heart surgery, In: IEEE International Conference on Intelligent Manipulation and Grasping (IMG), Genova, Italy, 2004 See abstract; and pages 1-8.	19-23, 28
X	WO 2007-146987 A2 (INTUITIVE SURGICAL, INC.) 21 December 2007 See page 17, line 16-page 24, line 40; and figures 16A-16E.	24-27, 30, 31
Y		28, 29
A	US 2013-0041403 A1 (CUNNINGHAM et al.) 14 February 2013 See paragraphs [0024]-[0045]; claims 1-19; and figures 1-6.	1-31
A	US 2006-0094931 A1 (DANITZ et al.) 04 May 2006 See paragraphs [0031]-[0070]; claims 20-24; and figures 1A-12B.	1-31
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 20 May 2015 (20.05.2015)		Date of mailing of the international search report 21 May 2015 (21.05.2015)
Name and mailing address of the ISA/KR International Application Division Korean Intellectual Property Office 189 Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon Metropolitan City, 302-701, Republic of Korea Facsimile No. ++82 42 472 7140		Authorized officer CHANG, Bong Ho Telephone No. +82-42-481-3353

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2015/015849

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date		
US 2013-0012928 A1	10/01/2013	AU 2003-293353 A1	30/06/2004		
		AU 2003-293353 A8	30/06/2004		
		CN 101181167 A	21/05/2008		
		CN 101181167 B	08/05/2013		
		EP 1575439 A2	21/09/2005		
		EP 1575439 A4	05/08/2009		
		EP 1575439 B1	04/04/2012		
		EP 2359767 A2	24/08/2011		
		EP 2359767 A3	29/05/2013		
		EP 2359768 A2	24/08/2011		
		EP 2359768 A3	29/05/2013		
		JP 2006-508765 A	16/03/2006		
		JP 2010-099530 A	06/05/2010		
		JP 2011-131071 A	07/07/2011		
		JP 2011-131072 A	07/07/2011		
		JP 2013-081823 A	09/05/2013		
		JP 4486503 B2	23/06/2010		
		JP 5339472 B2	13/11/2013		
		JP 5437288 B2	12/03/2014		
		JP 5455171 B2	26/03/2014		
		KR 10-1026692 B1	07/04/2011		
		KR 10-1057002 B1	17/08/2011		
		KR 10-1087996 B1	01/12/2011		
		KR 10-1118049 B1	24/02/2012		
		KR 10-2005-0075451 A	20/07/2005		
		KR 10-2010-0132560 A	17/12/2010		
		KR 10-2010-0132561 A	17/12/2010		
		KR 10-2010-0132562 A	17/12/2010		
		US 2004-0138700 A1	15/07/2004		
		US 2007-0239203 A1	11/10/2007		
		US 2011-0118755 A1	19/05/2011		
		US 2011-0125166 A1	26/05/2011		
		US 2013-0096540 A1	18/04/2013		
		US 7320700 B2	22/01/2008		
		US 7862580 B2	04/01/2011		
		US 8337521 B2	25/12/2012		
		US 8690908 B2	08/04/2014		
		US 8790243 B2	29/07/2014		
		WO 2004-052171 A2	24/06/2004		
		WO 2004-052171 A3	07/04/2005		
		WO 2007-146987 A2	21/12/2007	CN 101500470 A	05/08/2009
				CN 102076276 A	25/05/2011
				CN 102076276 B	14/01/2015
CN 102170835 A	31/08/2011				
CN 102448680 A	09/05/2012				
CN 102802550 A	28/11/2012				
CN 102905641 A	30/01/2013				
EP 2037794 A2	25/03/2009				

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2015/015849

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		EP 2037794 A4	04/03/2015
		EP 2038712 A2	25/03/2009
		EP 2038712 B1	17/08/2011
		EP 2046538 A2	15/04/2009
		EP 2326277 A1	01/06/2011
		EP 2349053 A1	03/08/2011
		EP 2414137 A2	08/02/2012
		EP 2445436 A1	02/05/2012
		EP 2568912 A1	20/03/2013
		JP 2009-539573 A	19/11/2009
		JP 2009-542362 A	03/12/2009
		JP 2011-525845 A	29/09/2011
		JP 2012-213655 A	08/11/2012
		JP 2012-504017 A	16/02/2012
		JP 2012-521855 A	20/09/2012
		JP 2013-150833 A	08/08/2013
		JP 2013-188574 A	26/09/2013
		JP 2014-012212 A	23/01/2014
		JP 2014-028228 A	13/02/2014
		JP 2014-054534 A	27/03/2014
		JP 2014-054535 A	27/03/2014
		JP 2014-057848 A	03/04/2014
		JP 2014-057849 A	03/04/2014
		JP 2014-057850 A	03/04/2014
		JP 2014-057851 A	03/04/2014
		JP 2014-057852 A	03/04/2014
		JP 2014-057853 A	03/04/2014
		JP 2014-057854 A	03/04/2014
		JP 2014-097431 A	29/05/2014
		JP 5324432 B2	23/10/2013
		JP 5372225 B2	18/12/2013
		JP 5583123 B2	03/09/2014
		JP 5675621 B2	25/02/2015
		KR 10-1374709 B1	17/03/2014
		KR 10-1392206 B1	08/05/2014
		KR 10-1396840 B1	22/05/2014
		KR 10-1477121 B1	29/12/2014
		KR 10-1477125 B1	29/12/2014
		KR 10-1477133 B1	29/12/2014
		KR 10-1477738 B1	31/12/2014
		KR 10-1494283 B1	23/02/2015
		KR 10-2009-0019908 A	25/02/2009
		KR 10-2011-0037948 A	13/04/2011
		KR 10-2011-0081153 A	13/07/2011
		KR 10-2012-0004479 A	12/01/2012
		KR 10-2012-0107909 A	04/10/2012
		KR 10-2013-0069547 A	26/06/2013
		KR 10-2014-0011433 A	28/01/2014
		KR 10-2014-0011434 A	28/01/2014
		KR 10-2014-0013115 A	04/02/2014

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2015/015849

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		KR 10-2014-0013116 A	04/02/2014
		KR 10-2014-0016437 A	07/02/2014
		US 2008-0004603 A1	03/01/2008
		US 2008-0064921 A1	13/03/2008
		US 2008-0064927 A1	13/03/2008
		US 2008-0064931 A1	13/03/2008
		US 2008-0065097 A1	13/03/2008
		US 2008-0065098 A1	13/03/2008
		US 2008-0065099 A1	13/03/2008
		US 2008-0065100 A1	13/03/2008
		US 2008-0065101 A1	13/03/2008
		US 2008-0065102 A1	13/03/2008
		US 2008-0065103 A1	13/03/2008
		US 2008-0065104 A1	13/03/2008
		US 2008-0065105 A1	13/03/2008
		US 2008-0065106 A1	13/03/2008
		US 2008-0065107 A1	13/03/2008
		US 2008-0065108 A1	13/03/2008
		US 2008-0065109 A1	13/03/2008
		US 2008-0065110 A1	13/03/2008
		US 2008-0071288 A1	20/03/2008
		US 2008-0071289 A1	20/03/2008
		US 2008-0071290 A1	20/03/2008
		US 2008-0071291 A1	20/03/2008
		US 2009-0192523 A1	30/07/2009
		US 2009-0192524 A1	30/07/2009
		US 2009-0326318 A1	31/12/2009
		US 2009-0326553 A1	31/12/2009
		US 2009-0326556 A1	31/12/2009
		US 2010-0198232 A1	05/08/2010
		US 2010-0274087 A1	28/10/2010
		US 2011-0040305 A1	17/02/2011
		US 2011-0040404 A1	17/02/2011
		US 2011-0071508 A1	24/03/2011
		US 2011-0238081 A1	29/09/2011
		US 2012-0022553 A1	26/01/2012
		US 2012-0046669 A1	23/02/2012
		US 2012-0083654 A1	05/04/2012
		US 2012-0203271 A1	09/08/2012
		US 2012-0221011 A1	30/08/2012
		US 2013-0053868 A1	28/02/2013
		US 2013-0144116 A1	06/06/2013
		US 2014-0206936 A1	24/07/2014
		US 7725214 B2	25/05/2010
		US 7942868 B2	17/05/2011
		US 7967813 B2	28/06/2011
		US 8057385 B2	15/11/2011
		US 8062211 B2	22/11/2011
		US 8083667 B2	27/12/2011
		US 8182415 B2	22/05/2012

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2015/015849

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		US 8377046 B2	19/02/2013
		US 8551076 B2	08/10/2013
		US 8620473 B2	31/12/2013
		US 8672833 B2	18/03/2014
		US 8679099 B2	25/03/2014
		US 8740885 B2	03/06/2014
		US 8864652 B2	21/10/2014
		US 8903546 B2	02/12/2014
		WO 2007-146984 A2	21/12/2007
		WO 2007-146984 A3	24/04/2008
		WO 2007-146987 A3	20/11/2008
		WO 2008-002830 A2	03/01/2008
		WO 2008-002830 A3	24/04/2008
		WO 2010-039394 A1	08/04/2010
		WO 2010-117684 A1	14/10/2010
		WO 2010-117685 A2	14/10/2010
		WO 2010-117685 A3	24/02/2011
		WO 2010-151438 A1	29/12/2010
		WO 2011-143338 A1	17/11/2011
US 2013-0041403 A1	14/02/2013	US 2011-0213362 A1	01/09/2011
		US 8292889 B2	23/10/2012
US 2006-0094931 A1	04/05/2006	AU 2004-243056 A1	09/12/2004
		AU 2004-243056 B2	15/10/2009
		AU 2005-309974 A1	01/06/2006
		AU 2005-309974 B2	07/07/2011
		AU 2009-243488 A1	24/12/2009
		AU 2009-243488 B2	10/06/2010
		CA 2526381 A1	09/12/2004
		CA 2526381 C	06/09/2011
		CA 2588286 A1	01/06/2006
		CA 2588286 C	08/07/2014
		CA 2588450 A1	01/06/2006
		CN 101106935 A	16/01/2008
		CN 101106935 B	24/07/2013
		CN 101106951 A	16/01/2008
		CN 101703424 A	12/05/2010
		CN 101703424 B	08/08/2012
		CN 1826083 A	30/08/2006
		EP 1631196 A2	08/03/2006
		EP 1631196 A4	06/03/2013
		EP 1631196 B1	17/09/2014
		EP 1833398 A2	19/09/2007
		EP 1833398 B1	16/07/2014
		EP 1845834 A1	24/10/2007
		EP 2148607 A1	03/02/2010
		JP 2007-502198 A	08/02/2007
		JP 2008-521484 A	26/06/2008
		JP 2008-521485 A	26/06/2008

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2015/015849

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		JP 2012-005868 A	12/01/2012
		JP 2012-005869 A	12/01/2012
		JP 4680917 B2	11/05/2011
		JP 5188811 B2	24/04/2013
		JP 5342779 B2	13/11/2013
		JP 5409731 B2	05/02/2014
		JP 5530991 B2	25/06/2014
		US 2004-0236316 A1	25/11/2004
		US 2005-0107667 A1	19/05/2005
		US 2005-0251112 A1	10/11/2005
		US 2006-0111616 A1	25/05/2006
		US 2007-0250113 A1	25/10/2007
		US 2008-0262538 A1	23/10/2008
		US 2010-0261964 A1	14/10/2010
		US 2010-0261971 A1	14/10/2010
		US 2010-0262075 A1	14/10/2010
		US 2010-0262161 A1	14/10/2010
		US 2010-0262180 A1	14/10/2010
		US 7090637 B2	15/08/2006
		US 7410483 B2	12/08/2008
		US 7615066 B2	10/11/2009
		US 7682307 B2	23/03/2010
		US 8100824 B2	24/01/2012
		US 8182417 B2	22/05/2012
		US 8535347 B2	17/09/2013
		WO 2004-105578 A2	09/12/2004
		WO 2004-105578 A3	17/11/2005
		WO 2006-057699 A1	01/06/2006
		WO 2006-057702 A2	01/06/2006
		WO 2006-057702 A3	20/07/2006
		WO 2008-128236 A1	23/10/2008

フロントページの続き

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 B

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72) 発明者 クーパー, トーマス ジー
 アメリカ合衆国 9 4 0 8 6 - 5 3 0 1 カリフォルニア州, サニーヴェイル, キファー・ロード
 1 0 2 0 ビルディング 1 0 8 インテュイティブ サージカル オペレーションズ, イン
 コーポレイテッド内

(72) 発明者 パーク, ウィリアム ジョーン
 アメリカ合衆国 9 4 0 8 6 - 5 3 0 1 カリフォルニア州, サニーヴェイル, キファー・ロード
 1 0 2 0 ビルディング 1 0 8 インテュイティブ サージカル オペレーションズ, イン
 コーポレイテッド内

(72) 発明者 ウィリアムズ, マシュー アール
 アメリカ合衆国 9 4 0 8 6 - 5 3 0 1 カリフォルニア州, サニーヴェイル, キファー・ロード
 1 0 2 0 ビルディング 1 0 8 インテュイティブ サージカル オペレーションズ, イン
 コーポレイテッド内

F ターム(参考) 3C707 AS35 BS18 BS29 HT04 XF01 XF06 XF09
 4C160 FF19 GG28 GG32 MM32 NN01 NN07
 4C161 GG13