

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7264641号  
(P7264641)

(45)発行日 令和5年4月25日(2023.4.25)

(24)登録日 令和5年4月17日(2023.4.17)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 17/29 (2006.01)

A 6 1 B 17/29

A 6 1 B 34/30 (2016.01)

A 6 1 B 34/30

請求項の数 17 (全15頁)

(21)出願番号	特願2018-501247(P2018-501247)	(73)特許権者	516263638
(86)(22)出願日	平成28年7月6日(2016.7.6)		シーエムアール サージカル リミテッド
(65)公表番号	特表2018-520785(P2018-520785		CMR SURGICAL LIMITED
	A)		英国 シーピー 2 3 7ピーエイチ ケン
(43)公表日	平成30年8月2日(2018.8.2)		ブリッジシャー , ケンブリッジ クロム
(86)国際出願番号	PCT/GB2016/052027		リー ビジネス パーク ユニット 2
(87)国際公開番号	WO2017/009604	(74)代理人	110001966
(87)国際公開日	平成29年1月19日(2017.1.19)		弁理士法人笠井中根国際特許事務所
審査請求日	令和1年6月6日(2019.6.6)	(74)代理人	100147717
審判番号	不服2021-14897(P2021-14897/J		弁理士 中根 美枝
	1)	(74)代理人	100103252
審判請求日	令和3年11月2日(2021.11.2)		弁理士 笠井 美孝
(31)優先権主張番号	1512227.8	(72)発明者	ランドル , スティーブン ジェイムズ
(32)優先日	平成27年7月13日(2015.7.13)		英国 シーピー 2 3 7ピーエイチ ケン
(33)優先権主張国・地域又は機関			ブリッジシャー ケンブリッジ ホースル
	最終頁に続く		最終頁に続く

(54)【発明の名称】 可撓性ロボット外科用器具

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

シャフトと、

前記シャフトから延び出して先端の遠位端で終端しており、前記先端がエンドエフェクタ用のアタッチメントを有している、複数の部位からなり前記部位間が圧縮可能な関節部と、

複数の可撓性の駆動エレメントと、を備え、

前記可撓性の駆動エレメントは、前記シャフトおよび前記関節部を通して前記先端まで延び出して、前記関節部の前記複数の部位の動きを制約するように構成されており、前記可撓性の駆動エレメントの基端部はベース内の駆動機構に接続され、前記可撓性の駆動エレメントの先端部は前記先端に固定されており、

前記駆動機構は、前記可撓性の駆動エレメントの長さおよびテンションを制御することによって前記関節部を駆動し、それによって前記シャフトに対する前記先端の角度方向を変更するように構成されており、

前記アタッチメントはロールジョイントによって前記先端に接続されており、

前記駆動機構は、前記関節部を該関節部の外縁部における少なくとも1つの領域に沿って常に完全に圧縮するように制御され、それによって前記関節部は、前記関節部を任意の1つの構成から任意の他の構成になるように駆動している間、少なくとも1つの前記領域に沿った最短長さを保つように前記先端と前記シャフトを連結しており、前記駆動機構が、前記先端が2つの回転自由度を有しかつ前記シャフトに対して並進自由度を持たないよ

うに前記関節部の動きを制約しており、

前記関節部の前記複数の部位は、前記可撓性の駆動エレメントによって互いに連結された一連の環状リング、またはシングルスタートヘリカルカットばね、あるいはマルチスタートヘリカルカットばね、を備えている

ロボット外科用器具。

【請求項 2】

前記駆動機構が、前記先端に前記シャフトの長手方向の軸を横切る平面内の軸周りの回転を許容するように、前記関節部の動きを制約している請求項 1 に記載のロボット外科用器具。

【請求項 3】

前記駆動機構は、少なくとも 1 つの前記可撓性の駆動エレメントを常にフルテンションで保持するように構成されている請求項 1 または 2 に記載のロボット外科用器具。

【請求項 4】

前記先端の長手方向の軸が前記シャフトの長手方向の軸と同一線上にある構成において、前記駆動機構は、全ての前記可撓性の駆動エレメントをフルテンションで保持するように構成されている請求項 1 ~ 3 の何れか 1 項に記載のロボット外科用器具。

【請求項 5】

前記先端の長手方向の軸が前記シャフトの長手方向の軸と同一線上にない構成において、前記駆動機構は、1 つの前記可撓性の駆動エレメントのみをフルテンションで保持するように構成されている請求項 1 ~ 4 の何れか 1 項に記載のロボット外科用器具。

【請求項 6】

前記駆動機構は、少なくとも 1 つの他の前記可撓性の駆動エレメントを圧縮状態で保持するように構成されている請求項 5 に記載のロボット外科用器具。

【請求項 7】

前記可撓性の駆動エレメントは、圧縮力および張力に抵抗する請求項 1 ~ 6 の何れか 1 項に記載のロボット外科用器具。

【請求項 8】

少なくとも 3 つの前記可撓性の駆動エレメントを備えている請求項 1 ~ 7 の何れか 1 項に記載のロボット外科用器具。

【請求項 9】

前記環状リングは、前記可撓性の駆動エレメントによって前記シャフトおよび前記先端に連結されている請求項 1 ~ 8 の何れか 1 項に記載のロボット外科用器具。

【請求項 10】

前記先端の長手方向の軸が前記シャフトの長手方向の軸と同一線上にある構成において、前記環状リングは、それらの中心が前記シャフトおよび前記先端の長手方向の軸と同一直線上にある軸上に位置するように積み重ねられている請求項 1 ~ 9 の何れか 1 項に記載のロボット外科用器具。

【請求項 11】

前記構成において、隣接する前記環状リングの対向面は完全に接触している請求項 1 0 に記載のロボット外科用器具。

【請求項 12】

前記先端の長手方向の軸が前記シャフトの長手方向の軸から角度的にオフセットされた構成において、隣接する前記環状リングの対向面は、一点のみで互いに接触している、および/または前記環状リングは互いに弾性的に離隔している請求項 1 ~ 11 の何れか 1 項に記載のロボット外科用器具。

【請求項 13】

さらに、それぞれの前記可撓性の駆動エレメント上の張力を測定するように構成された歪みゲージを備えている請求項 1 ~ 12 の何れか 1 項に記載のロボット外科用器具。

【請求項 14】

前記駆動機構は、前記可撓性の駆動エレメントが所望の張力を有するまで前記可撓性の

10

20

30

40

50

駆動エレメントを変位させるように構成されている請求項 1 3 に記載のロボット外科用器具。

【請求項 1 5】

前記駆動機構は、コントローラから前記所望の張力を受け取るように構成されており、前記所望の張力は、前記先端の現在のおよび所望の前記方向と、前記可撓性の駆動エレメントの前記張力のモデルに従って決定される請求項 1 4 に記載のロボット外科用器具。

【請求項 1 6】

シャフトと、

前記シャフトから延び出して先端の遠位端で終端しており、前記先端がエンドエフェクタ用のアタッチメントを有している関節部と、

複数の可撓性の駆動エレメントによって前記関節部を駆動し、それによって前記シャフトに対する前記先端の角度方向を変更する駆動機構と、を備え、

前記駆動機構は、前記関節部を少なくとも 1 つの領域に沿って常に完全に圧縮するように制御され、それによって前記関節部は、前記関節部を任意の 1 つの構成から任意の他の構成になるように駆動している間、前記先端と前記シャフトを連結しており、前記駆動機構が、前記先端が 2 つの回転自由度を有しかつ前記シャフトに対して並進自由度を持たないように前記関節部の動きを制約しており、

前記関節部は、前記可撓性の駆動エレメントによって互いに連結された一連の環状リングを備えており、

隣接する前記環状リングの対向面間の接触を検出するための接触センサをさらに備えているロボット外科用器具。

【請求項 1 7】

前記駆動機構は、前記接触センサによって前記隣接する環状リングの前記対向面間で接触が検出されるまで、前記可撓性の駆動エレメントを変位させるように構成されている請求項 1 6 に記載のロボット外科用器具。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

手術を支援して行うためにロボットを用いることが知られている。通常、外科用ロボットは、ベースと、アームと、器具から構成されている。ベースは、外科用ロボットを支持して、例えば、手術室の床や手術室の天井あるいはトロリーに堅固に取り付けられる。アームは、ベースと器具の間に延在している。アームは一般的に複数の関節を有しており、かかる関節は、患者に対して所望の位置に外科用器具を配置するために使用されている。外科用器具は、ロボットアームの遠位端に取り付けられている。外科用器具は、手術部位にアクセスするために、ポートで患者の身体を貫通する。

【0002】

図 1 は、ロボット腹腔鏡手術を行うための代表的な外科用器具 100 を示している。外科用器具 100 は、外科用器具 100 がロボットアームに接続するためのベース 101 を備えている。シャフト 102 は、ベース 101 と関節部 103 の間に延在している。関節部 103 は、エンドエフェクタ 104 で終端している。図 1 では、一对の鋸歯状の顎部がエンドエフェクタ 104 として例示されている。関節部 103 は、エンドエフェクタ 104 がシャフト 102 に対して移動することを可能にしている。関節部 103 によってエンドエフェクタ 104 の動きに少なくとも 2 つの自由度が与えられていることが望ましい。

【0003】

図 2 は、エンドエフェクタ 104 がピッチジョイント 201 とヨージョイント 202 によってシャフト 102 に対して移動することが許容されている公知の外科用器具 200 の一例を示している。ピッチジョイント 201 は、エンドエフェクタ 104 がピッチ軸 203 周りに回転することを可能にしている。ヨージョイント 202 は、エンドエフェクタ 104 がヨー軸 204 周りに回転することを可能にしている。関節部 103 は、多くの精密に製造されたエレメントを必要としている。関節部 103 はまたジョイント毎に 2 本のケ

10

20

30

40

50

ケーブルを必要としており、エンドエフェクタを全てのものにつなぐことが必要とされたケーブルは、関節部およびエンドエフェクタの任意の構成において互いに絡まることなく関節部内に収まっている。プーリー 205 のようなプーリーは、このようにケーブルを扱うために用いられている。シャフト 102 の外径は、関節部 103 の内部エレメントの数と大きさに対応するために 8 mm となっている。患者の皮膚を貫く切開の大きさや患者の体内の破壊を最小にするために、シャフト 102 の外径を減少することが望ましい。

#### 【0004】

図 3 は、エンドエフェクタ 104 が関節部 103 によってシャフト 102 に対して移動することが許容されている公知の外科用器具 300 の別の例を示している。関節部 103 は、4 つのジョイント 301, 302, 303, 304 のコース上でエンドエフェクタ 104 の 2 つの自由度を可能にする可撓部である。各ジョイントは、一対のケーブルによって独立に制御される。かかる可撓部 103 は図 2 の場合よりも小型であり、それゆえシャフトの外径は図 2 に比較して小さくされている。しかしながら、可撓部 103 は、多数の精密に構成された非常に小さなエレメントを必要としている。さらに、5 対のケーブルが、可撓部のジョイントとエンドエフェクタ 104 をつなぐために必要とされている。それほど複雑でない関節接合が好ましいであろう。

#### 【0005】

図 4 は、関節部 103 が可撓性を有する公知の外科用器具 400 のさらなる例を示している。エンドエフェクタ 104 の 2 つの自由度は、4 本のケーブルを用いて可撓部に亘って可能とされている。これは、図 3 の関節接合ほど複雑ではない。しかしながら、後ほど図 5 a, 図 5 b, 図 5 c を参照して説明するように、この構成では正確に制御できない。図 5 a, 図 5 b, 図 5 c は、一端がシャフト 102 に連結され、他端が器具先端 501 に連結された関節部 103 を示している。2 本のケーブル 502, 503 が示されている。これらのケーブルは、1 つの軸周りの器具先端の作動を可能にしている。別の軸周りの器具先端の作動を可能にする 2 本のさらなるケーブルは、説明を容易にするためにここでは示されていない。ケーブル 502, 503 は、可撓部に係合している。ケーブル 502 がピンと張られており、ケーブル 503 が緩められている時には、器具先端 501 は、図 5 b に示すように、一方の側に屈曲している。それゆえ、このような関節部の配置は、器具先端を作動させることを可能にしている。しかしながら、器具先端は正確に制御されていない。例えば、図 5 c は、両方のケーブル 502, 503 が同じ長さを有するシナリオを示しているが、器具先端 501 は器具シャフト 102 と同じ線上にはない。

#### 【0006】

関節部 103 をばね化することにより、図 5 c のずれ問題を解決することが知られている。図 5 c のずれた構成は、図 5 a の位置合わせされた構成と比較して、エネルギー的に不利である。したがって、関節部 103 をばね化することにより、図 4 の外科用器具の可撓部がより制御可能となる。しかしながら、関節部を確実に制御するのに必要なばね力の大きさは、外科用器具に印加される負荷の大きさと方向に依存している。外科用器具に適用される負荷の大きさおよび方向を決定するように構成されている。非ばね状ジョイントと比較してジョイントを作動させる力の 2 倍または 3 倍の力が一般的に必要である。

#### 【発明の概要】

#### 【0007】

本発明の第 1 の態様によれば、シャフトと、前記シャフトから延び出して先端の遠位端で終端しており、前記先端がエンドエフェクタ用のアタッチメントを有している関節部と、可撓性の駆動エレメントによって前記関節部を駆動し、それによって前記シャフトに対する前記先端の角度方向を変更する駆動機構と、を備え、前記駆動機構は、前記関節部を少なくとも 1 つの領域に沿って常に完全に圧縮するように制御され、それによって前記関節部は、前記関節部を任意の 1 つの構成から任意の他の構成になるように駆動している間、前記先端と前記シャフトを連結しており、前記駆動機構が、前記先端が 2 つの回転自由度を有しかつ前記シャフトに対して並進自由度を持たないように前記関節部の動きを制約している。

## 【 0 0 0 8 】

駆動機構は、先端がシャフトの長手方向の軸を横切る平面内の軸周りの回転を許容するように、関節部の動きを制約していてもよい。

## 【 0 0 0 9 】

可撓性の駆動エレメントは、シャフトを通して延び出して、関節部と係合し、先端で終端していてもよい。

## 【 0 0 1 0 】

駆動機構は、少なくとも 1 つの可撓性の駆動エレメントを常にフルテンションで保持するように構成されていてもよい。

## 【 0 0 1 1 】

好適には、先端の長手方向の軸がシャフトの長手方向の軸と同一線上にある構成において、駆動機構は、全ての可撓性の駆動エレメントをフルテンションで保持するように構成されていることが望ましい。

## 【 0 0 1 2 】

好適には、先端の長手方向の軸がシャフトの長手方向の軸と同一線上にない構成において、駆動機構は、1 つの可撓性の駆動エレメントのみをフルテンションで保持するように構成されていることが望ましい。好適には、この構成において、駆動機構は、少なくとも 1 つの他の可撓性の駆動エレメントを圧縮状態で保持するように構成されていることが望ましい。

## 【 0 0 1 3 】

好適には、可撓性の駆動エレメントは、圧縮力および張力に抵抗することが望ましい。

## 【 0 0 1 4 】

好適には、ロボット外科用器具は、少なくとも 3 つの可撓性の駆動エレメントを備えていることが望ましい。

## 【 0 0 1 5 】

好適には、関節部は、可撓性の駆動エレメントによって互いに連結された一連の環状リングを備えていることが望ましい。環状リングは、可撓性の駆動エレメントによってシャフトおよび先端に連結されていてもよい。好適には、先端の長手方向の軸がシャフトの長手方向の軸と同一線上にある構成において、環状リングは、それらの中心がシャフトおよび先端の長手方向の軸と同一線上にある軸上に位置するように積み重ねられていることが望ましい。前述の構成において、隣接する環状リングの対向面は完全に接触していてもよい。

## 【 0 0 1 6 】

先端の長手方向の軸がシャフトの長手方向の軸から角度的にオフセットされている構成において、隣接する環状リングの対向面は、一点のみで互いに接触していてもよい。

## 【 0 0 1 7 】

環状リングは互いに弾性的に離隔していてもよい。

## 【 0 0 1 8 】

関節部は、シングルスタートヘリカルカットばねを備えていてもよい。関節部は、マルチスタートヘリカルカットばねを備えていてもよい。

## 【 0 0 1 9 】

ロボット外科用器具は、さらに、それぞれの可撓性の駆動エレメント上の張力を測定するように構成された歪みゲージを備えていてもよい。

## 【 0 0 2 0 】

駆動機構は、可撓性の駆動エレメントが所望の張力を有するまで、可撓性の駆動エレメントを変位させるように構成されていてもよい。駆動機構は、コントローラから所望の張力を受け取るように構成されていてもよく、かかる所望の張力は、先端の現在の向きおよび所望の向きと、可撓性の駆動エレメントの張力のモデルに従って決定される。

## 【 0 0 2 1 】

ロボット外科用器具は、隣接する環状リングの対向面間の接触を検出するための接触セ

10

20

30

40

50

ンサをさらに備えていてもよい。

【 0 0 2 2 】

好適には、駆動機構は、接触センサによって隣接する環状リングの対向面間で接触が検出されるまで、可撓性の駆動エレメントを変位させるように構成されていることが望ましい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 3 】

本発明を、添付図面を参照して説明する。

【図 1】公知のロボット外科用器具を示す図。

【図 2】2つの分離されたジョイントを有する公知のロボット外科用器具を示す図。

10

【図 3】独立に制御されるジョイントと共に可撓部を有する公知のロボット外科用器具を示す図。

【図 4】一緒に制御される可撓部を有する公知のロボット外科用器具を示す図。

【図 5 a】ロボット外科用器具の可撓部の1つの構成を示す図。

【図 5 b】ロボット外科用器具の可撓部の別の構成を示す図。

【図 5 c】ロボット外科用器具の可撓部のさらに別の構成を示す図。

【図 6】外科用器具の遠位端を示す図。

【図 7 a】図 6 の外科用器具の1つの構成を示す図。

【図 7 b】図 6 の外科用器具の別の構成を示す図。

【図 7 c】図 6 の外科用器具のさらに別の構成を示す図。

20

【図 8】さらなる外科用器具の遠位端を示す図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 4 】

図 6 は、外科用器具 6 0 0 の遠位端を示している。全体としての外科用器具は、図 1 に示される一般的な形状を有している。言い換えれば、外科用器具は、外科用器具が外科用ロボットアームに接続するためのベース 1 0 1 を備えている。器具ベース 1 0 1 は、器具ベース 1 0 1 がロボットアームの端末に取り外し可能に取り付けることができるように、外科用ロボットアームの端末と協働して設計されている。シャフト 1 0 2 は、ベース 1 0 1 と関節部 1 0 3 間に延在している。関節部 1 0 3 は、その近位端でシャフト 1 0 2 に接続されている一方、その遠位端で器具先端 6 0 1 に接続されている。器具先端 6 0 1 は、エンドエフェクタ 1 0 4 を取り付けのに適したアタッチメント 6 0 2 を有している。シャフト 1 0 2 , 関節部 1 0 3 および器具先端 6 0 1 は全て中空である。これにより、これらの部分へのエレメントの挿通が可能になり、エンドエフェクタ 1 0 4 を作動させることができる。また、外科用器具の重量を低減できる。

30

【 0 0 2 5 】

エンドエフェクタは、任意の適切な形状とされていてもよい。例えば、エンドエフェクタは、滑らかな顎部、鋸歯状の顎部、グリッパ部、一对の鉗、縫合用針、カメラ、レーザー、ナイフ、ホッチキス、焼灼器、吸引器、であってもよい。

【 0 0 2 6 】

関節部 1 0 3 は、可撓性を有している。好適には、関節部 1 0 3 はばね化されていないことが望ましい。あるいは、関節部 1 0 3 は少しばね化されていてもよい。図 6 の関節部 1 0 3 は、一組の環状リング 6 0 3 、 6 0 4 , 6 0 5 と駆動エレメント 6 1 1 , 6 1 2 , 6 1 3 を備えている。

40

【 0 0 2 7 】

3つの環状リングが図 6 に示されているが、より少ないまたはより多くの環状リングが使用されてもよいことは理解されるであろう。これらの環状リングは互いに強固に取り付けられていない。器具が、図 6 に示されるように先端がシャフトと同一直線上にあるまっすぐな構成にあるときに、環状リングの中心が器具の長手方向の軸 6 0 6 上に位置するように、環状リングが積み重ねられる。各環状リングは、環状体の内側および外側の同心リングによって境界付けされた第 1 の表面 6 0 7 と、第 1 の表面とは反対側かつ同じく環状

50

体の内側および外側の同心リングによって境界付けされた第2の表面608と、環状体の内側の同心リングによって画定されかつ第1および第2の表面607, 608に垂直な内面609と、環状体の外側の同心リングによって画定されかつ同じく第1および第2の表面607, 608に垂直な外面610と、を備えている。環状リングの外面は、シャフトおよび先端の外面と位置合わせされている。環状リングの外面は、シャフトおよび先端の外面と面一である。各環状リングに対して、その第1の表面は、その一方の側に積み重ねられた隣接する環状リングの第2の表面に対向している一方、第2の表面は、他方の側に積層された隣接する環状リングの第1の表面に対向している。これに対する例外は、関節部103のいずれかの端部における環状リングであり、その一方はシャフト102の端末側の環状リング614に対向している一方、他方は器具先端601の基端部の環状リング615に対向している。

10

#### 【0028】

図6に示す環状リングの内側および外側の同心リングは円形である。内側および外側リングは、非円形の外形を有していてもよい。例えば、卵形あるいは楕円形であってもよい。好適には、環状リングの外側リングは、シャフトの外形と一致していることが望ましい。それゆえ、シャフトの断面形状が円形である場合には、環状リングの外側リングは、シャフトと一致する円形の形状および大きさである。このことは、器具が手術部位に捕捉されたり引っ掛かって動きが取れなくなり難くする滑らかな外形を、器具に提供する。

#### 【0029】

環状リングは、駆動エレメントによって互いに連結されている。各駆動エレメントは、各環状リングに係合している。図6に示されている構成では、各駆動エレメントは、各環状リングの開口を通過している。開口は、第1および第2の表面に垂直な環状リングの第1の表面および第2の表面を通して環状リングを貫通している。環状リングは、駆動エレメントに固定されていない。環状リングは、駆動エレメントに沿って摺動自在である。しかし、各環状リングの動きは、それを通過する駆動エレメントによって制約されている。これにより、駆動エレメントは、環状リングが外科用器具から外れることを防止している。環状リングは、駆動エレメントによってシャフトおよび先端に連結されている。各駆動エレメントは、シャフトの遠位端で環状リング614を通過後、可撓部における環状リングの各々を通して、器具先端601の基端部で環状リング615を通過する。駆動エレメントの基端部は、外科用器具のベース内の駆動機構に接続されている。駆動エレメントは、シャフト102を通して延び出し、可撓部103を通して器具先端601に挿入されている。駆動エレメントの先端部は、器具先端に固定されている。

20

30

#### 【0030】

駆動エレメントは可撓性を有している。各駆動エレメントは細長い。各駆動エレメントは、静止時には線状である。換言すれば、各駆動エレメントは、外力が加えられておらず、無歪み状態にあるときには線状である。各駆動エレメントは、その主要領域で横方向に屈曲可能である。換言すれば、各駆動エレメントは、その長手方向の軸に対して横方向に屈曲可能である。各駆動エレメントは、その主要領域に沿って可撓性を有していない。各駆動エレメントは、その長手方向の軸の方向に作用する圧縮および張力の力に抵抗する。これにより、駆動エレメントは、器具のベースから器具先端に駆動を伝達することができる。駆動エレメントは、ロッドであってもよい。例えば、駆動エレメントはプッシュ/プルロッドであってもよい。駆動エレメントはケーブルであってもよい。駆動エレメントは、ばね鋼から作られていてもよい。あるいは、駆動エレメントは、炭素繊維のような合成物から作られていてもよい。

40

#### 【0031】

駆動エレメントは、張力下、またオプションで圧縮された状態に置くことができるように、器具のベースに固定されている。例えば、駆動エレメントはプレートに固定されていてもよい。ねじはプレートに通されている。モータは、ねじの回転を駆動する。ねじを締め付けることにより、プレートが器具の近位端(すなわち、ロボットアームの方)に向かって移動して、それによって駆動エレメントを牽引する。ねじを緩めることにより、プレ

50

ートは器具の遠位端（すなわち、器具先端の方）に向かって移動して、それによって駆動エレメントを押圧する。別の例として、駆動エレメントはそれぞれ、スプールに固定されているようによい。モータは、スプールの回転を駆動する。スプールを一方向に回転させることにより、駆動エレメントはスプールに巻き付き、それによってシャフトおよび関節部内の駆動エレメントの長さを短くする。換言すれば、この動きは、駆動エレメントに張力または牽引力を提供する。スプールを他の方向に回転させることにより、駆動エレメントはスプールから解かれ、それによってシャフトおよび関節部内の駆動エレメントの長さを増加させる。換言すれば、この動きは、駆動エレメントに圧縮力または押圧力を提供する。

#### 【 0 0 3 2 】

駆動エレメントが器具ベースの方へ牽引されると、駆動エレメントは器具先端に固定されていることから、器具先端は印加された張力の方向に引っ張られる。換言すれば、器具先端は器具ベースの方へ引っ張られる。これにより、関節部 1 0 3 は、その駆動エレメントの領域で圧縮される。図 6 の例では、シャフトおよび器具先端は剛体で長さが固定されているが、環状リングは、駆動エレメントに沿って摺動可能である。それゆえ、駆動エレメントが引っ張られると、その駆動エレメントは、それが係合する環状リングを通して摺動し、それによって一緒に通過する環状リングを牽引する。これにより、駆動エレメントが通過する積み重ねられた環状リングが圧縮される。

10

#### 【 0 0 3 3 】

駆動エレメントが器具ベースから離隔するように押圧されると、駆動エレメントは器具先端に固定されていることから、器具先端が印加された圧縮の方向に押圧される。換言すれば、器具先端は器具ベースから離れるように押圧される。このことは、関節部 1 0 3 を、その駆動エレメントの領域内に延在させる。図 6 の例では、駆動エレメントが押圧されると、その駆動エレメントは、それが係合する環状リングを通して摺動し、それによって通過する環状リングを互いに離隔するように押圧する。これにより、駆動エレメントが通過する積み重ねられた環状リングが延ばされる。

20

#### 【 0 0 3 4 】

図 6 は、関節部 1 0 3 および器具先端 6 0 1 と係合して器具先端 6 0 1 を配向する 3 つの駆動エレメントを有する外科用器具を示している。あるいは、4 つの駆動エレメントを使用してもよい。さらに多くの駆動エレメントを使用してもよい。少なくとも 3 つの駆動エレメントが、シャフト 1 0 2 に対して 2 つの回転自由度で器具先端を配向させられるように用いられている。図 7 a , 図 7 b , 図 7 c は、器具先端の 3 つの異なる配向をもたらす駆動エレメントの 3 つの配置を示している。

30

#### 【 0 0 3 5 】

図 7 a は、外科用器具の真っ直ぐな構成を示している。この構成では、器具先端の長手方向の軸 7 0 1 は、シャフトの長手方向の軸 7 0 2 と同一直線上にある。この構成では、器具のベース内の駆動機構は、全ての駆動エレメントをフルテンションで保持している。それゆえ、図 7 a の例では、3 つの駆動エレメント 6 1 1 , 6 1 2 , 6 1 3 は全て引っ張られている。これにより、関節部 1 0 3 は完全に圧縮されている。環状リングは、互いの上部に積層されている。環状リングの中心は、器具先端の長手方向の軸 7 0 1 およびシャフトの長手方向の軸 7 0 2 と同一直線上にある軸 7 0 3 上に位置している。隣接する環状リングの対向面は完全に接触している。換言すれば、各環状リングにおいて、第 1 の表面は、第 1 の表面全体に亘って隣接する環状リングの第 2 の表面に接触している。同様に、かかる環状リングにおいて、第 2 の表面は、第 2 の表面全体に亘って隣接する環状リングの第 1 の表面に接触している。関節部 1 0 3 のシャフトの端部における環状リングの場合、シャフト表面 6 1 4 に対向する面は、シャフト表面 6 1 4 と完全に接触している。関節部 1 0 3 の先端の端部における環状リングの場合は、先端表面 6 1 5 に対向する面は、先端表面 6 1 5 と完全に接触している。

40

#### 【 0 0 3 6 】

図 7 b は、外科用器具の第 1 の屈曲構成を示している。この構成では、器具先端の長手方向の軸 7 0 1 は、シャフトの長手方向の軸 7 0 2 と同一線上にない。器具先端の長手方

50



向の軸 7 0 1 は、シャフトの長手方向の軸 7 0 2 から角度的にオフセットされている。器具のベース内の駆動機構は、フルテンションで 1 つの駆動エレメントのみを保持している。図 7 b では、この駆動エレメントは駆動エレメント 6 1 1 である。駆動エレメント 6 1 1 が引っ張られることにより、関節部 1 0 3 がその駆動エレメントの領域内で完全に圧縮される。隣接する環状リングの対向面は、1 つの接触点 7 0 4 でのみ接触する。かかる接触点 7 0 4 は、張力下で駆動エレメントに最も近い隣接する環状リングの対向面の外縁にある。環状リングの対向面は、図 7 a のようにそれらの表面を横切って等しく間隔を置いて配置されてはいない。環状リングの対向面は、図 7 a のように互いに平行ではない。隣接する環状リングの対向面間の分離は、接触点 7 0 4 ではゼロから増加する一方、反対側の外縁においてはより大きな分離 7 0 5 を生じている。これにより、器具先端は、図示された第 1 の屈曲構成に配向されている。環状リングの中心は、器具先端の長手方向の軸 7 0 1 をシャフトの長手方向の軸 7 0 2 につなぐ一様な曲線 7 0 6 上に位置している。

10

#### 【 0 0 3 7 】

他の駆動エレメントは、駆動機構によって力を受けないようにしてもよい。あるいは、1 つ以上の他の駆動エレメントは、駆動機構によって押圧されていてもよい。駆動エレメント 6 1 1 を張力状態に保持することに加えて、1 つ以上の他の駆動エレメント 6 1 2 , 6 1 3 を圧縮状態に保持することによって、関節部および器具先端の構成はより堅固になる。これにより、エンドエフェクタの位置に余分の安定性がもたらされる。エンドエフェクタの所定位置における余分の安全性および安定性は、外科用器具をストレス状態に置いている場合、例えばエンドエフェクタに負荷がかけられている場合、に有用である。

20

#### 【 0 0 3 8 】

図 7 c は、外科用器具の第 2 の屈曲構成を示している。かかる構成では、器具先端は、図 7 b に示されたものとは反対側に曲げられている。図 7 b に関して上述したものと同一原理が適用される。今回、駆動エレメント 6 1 3 のみがフルテンションである。隣接する環状リングの対向面は、接触点 7 0 7 のみで接触している。接触点 7 0 7 は、駆動エレメント 6 1 3 に最も近い隣接する環状リングの対向面の外縁にある。

#### 【 0 0 3 9 】

隣接する環状リングの対向面は、弱いばねによって分離されていてもよい。例えば、弱いばねは、 $0.1 \text{ N/mm}$  と  $1 \text{ N/mm}$  間のばね定数を有していてもよい。弱いばねは、関節部が図 7 b あるいは図 7 c のような構成に屈曲する際に、環状リングが関節部上に均等に間隔を置いて配置される、ことを確実にする。弱いばねには、図 5 c の構成が勝手に進展するのを防止するのに十分な強度はない。

30

#### 【 0 0 4 0 】

図 7 a , 図 7 b , 図 7 c に示す構成において、駆動機構は、制御の下で駆動エレメントを引っ張るおよび（オプションで）圧縮することによって、器具先端を所望の位置に配向する。駆動機構は常に、少なくとも 1 つの駆動エレメントをフルテンションで保持している。これにより、関節部 1 0 3 は、器具先端とシャフトとを連結する少なくとも 1 つの領域に沿って常に完全に圧縮されている。かかる完全圧縮は、フルテンション下で駆動エレメントに最も近い部分に沿った関節部の外縁部にある。したがって、器具先端とシャフトとの間の与えられた角度関係のために、関節部の長さは、少なくとも 1 つの領域に沿って最小化されている。関節部分の長さは、シャフトの先端部 6 1 4 と器具先端の基端部 6 1 5 との離隔距離である。関節部分の長さは、環状リングが接触する方向に沿って最小化されている。関節部は、器具先端がどのような向きであっても、1 つの領域で常に同じ最小長さを有している。これは、関節部が常に完全に圧縮されており、それゆえ少なくとも 1 つの領域に沿った最短長さであるからである。関節部は、図 7 a , 図 7 b , 図 7 c に示すような構成の際、また 1 つの構成から別の構成に移動する際、の両者ともに、屈曲部の内側の縁部に沿って常に完全に圧縮されている。

40

#### 【 0 0 4 1 】

このように、駆動機構は、器具先端がシャフトに対して 2 つの回転自由度で移動することを許容するように、関節部の動きを可能にしている。これにより、器具先端は、シャフ

50

トの長手方向の軸を横切る平面内で軸周りに回転するように、関節部を介して駆動機構によって制御されている。3つの駆動エレメントがこの回転を可能にしている。駆動機構は、装置先端がシャフトに対して並進しないように、関節部の動きを制限している。このように、駆動機構は、関節部の外形に2つ以上の曲線が決まらないように、関節部の動きを制約している。したがって、図5cのずれた構成は生じない。駆動エレメント611, 612, 613の長さを制御することにより、器具先端の位置および向きが制御されている。駆動エレメントが全て同じ長さである場合には、関節部は、器具先端601の長手方向の軸701がシャフト102の長手方向の軸702と同一直線上にある、図7aに示す構成をとる。この装置先端601の制御は、関節部の駆動エレメントまたは環状リングがばね化されることを必要とせずに達成される。環状リングが弱くばね化されて離隔している場合には、図7bまたは図7cのような屈曲構成において、環状リングの均等な分離を維持するだけである。かかる弱いばねは、図5cのずれた構成が発生するのを防止するのに十分なばね力を提供しない。

10

#### 【0042】

各駆動エレメントには、それぞれ歪みゲージが取り付けられていてもよい。各歪みゲージは、それが取り付けられた駆動エレメントの張力を測定する。オプションで、1つ以上の歪みゲージはまた器具シャフトに取り付けられていてもよい。歪みゲージは、測定された張力をコントローラに出力する。コントローラは、器具システムのモデルを保持している。コントローラは、プロセッサと、コンピュータ実行可能命令を記憶するためのメモリのような、非一時的なコンピュータ可読媒体と、を含むコンピュータベースの装置である。プロセッサは、器具の駆動機構の動作を制御するために、コンピュータ実行可能命令を処理する。コントローラは、器具先端の現在位置および向き、並びに各駆動エレメントの測定された張力と、オプションで器具シャフトの測定された張力と、を記憶している。コントローラは、器具先端の所望の位置を受け取る。これは、例えば、ユーザ入力によって受け取ってもよい。コントローラは、器具先端の向きを所望の位置に変更するために、駆動エレメントに印加される張力を決定する。コントローラは、駆動エレメントの張力を器具先端の位置にマップするモデルを参照してこの決定を行う。駆動エレメントに印加される、コントローラによって決定された張力は、器具シャフトを圧縮状態に維持すると共に、駆動エレメントの少なくとも1つを完全圧縮状態に維持する。

20

#### 【0043】

駆動エレメントの所望の張力は、器具ベース内の駆動機構に伝達される。コントローラは、駆動機構に駆動エレメントの実際の所望の張力を伝達してもよい。あるいは、コントローラは、駆動エレメントの所望の張力の指示を伝達してもよい。例えば、コントローラは、モータに一定量だけスプールを巻かせる制御信号を送ってもよい。別の例として、コントローラは、モータに一定量だけねじを巻かせる制御信号を送ってもよい。駆動機構は、信号を受信して、命令を実行する。これにより、駆動エレメントは、コントローラによって決定された量だけ張力をかけたり圧縮される。

30

#### 【0044】

コントローラは、駆動機構に対して駆動エレメントに張力を付与するような信号を送ってもよいが、どの程度の張力であるかを明示しなくてもよい。駆動機構は、かかる信号を受信して、駆動エレメントを引張る。かかる駆動エレメントに取り付けられた歪みゲージは、その駆動エレメントの張力を測定して、それをコントローラに出力する。駆動エレメントの所望の張力が達成されたと判定された場合、コントローラは、駆動機構に対して駆動エレメント上の現在の張力を維持する信号を送ってもよい。これに応答して、駆動機構は、さらなる張力が駆動エレメントに印加されるのを停止して、駆動エレメント上の現在の張力を維持する。

40

#### 【0045】

器具の遠位端の記憶されたモデルにしたがって駆動エレメントの動きを制御することにより、器具先端とシャフトを接続する少なくとも1つの領域に沿った関節部の完全な圧縮が保証されている。

50

## 【 0 0 4 6 】

関節部の隣接する環状リングの対向面間の接触を直接感知することによって、器具先端とシャフトを接続する少なくとも1つの領域に沿った関節部の完全な圧縮が保証されていてもよい。関節部に配置された接触センサがかかる接触を感知して、感知された接触をコントローラに出力する。コントローラは、駆動機構に駆動エレメントを変位させる信号を送ってもよい。駆動機構は、この信号を受信して、指示されたように駆動エレメントを変位させる。コントローラが、関節部の完全な圧縮が達成されたことを確認する出力を接触センサから受信した際には、駆動機構に駆動エレメント上の現在の張力を維持する信号を送る。これに応答して、駆動機構は、さらなる張力が駆動エレメントに印加されるのを停止して、駆動エレメント上の現在の張力を維持する。

10

## 【 0 0 4 7 】

アタッチメント602は、器具先端601に堅固に取り付けられていてもよい。あるいは、アタッチメント602は、ロールジョイントによって器具先端601に接続されていてもよい。この場合、ロールジョイント（例えば、可撓性ロッドまたはケーブル）のための制御は、シャフト102および関節部103の内部を通る。エンドエフェクタ（例えば、可撓性ロッドまたはケーブル）のための制御も、シャフト102および関節部103の内部を通る。

## 【 0 0 4 8 】

関節部103は、異なる方法で実現されていてもよい。例えば、関節部103は、カットばねを備えていてもよい。カットばねは、シングルスタートであってもよいし、マルチスタートであってもよい。図8は、マルチスタートヘリカルカットばね803である関節部103を示している。かかるばねは、一端がシャフト102の端部に連結されている一方、他端が器具先端801に連結されている。かかるばねの外形は、シャフト102および器具先端801の外周面と位置合わせされている。ばねの外形は、シャフト102および器具先端801の外周面と面一である。ばねは内部が中空であり、ケーブルをシャフト102および器具先端801を貫いて通過させることができる。シャフト102、器具先端801、アタッチメント802および駆動エレメント811、812、813は、図6、図7a、図7b、図7cの対応するコンポーネントに関して説明したように、配置され、動作する。ばねは、圧縮および伸張するように構成されている。ばねは、もう一方の側よりも一方の側でより圧縮できる。それゆえ、ばねは、図7b、図7cに示されたものに対応する方法で、シャフト102に対して器具先端801を角度変位させることを可能にしている。

20

30

## 【 0 0 4 9 】

図6、図7a、図7b、図7c、図8に記載された器具は、関節部103が移動することを制約された結果としてリスト中に制御可能な2つの自由度を与える。この動きを成し遂げるためには、3つの駆動エレメントだけが必要である。可撓関節部は、図3中の可撓部の内部コンポーネントほど複雑でなく、小型かつ精密に製造される必要はない、環状リングまたはばねを備えている。それゆえ、器具の外径を5mmとすることができる。このような制御を実現するためには、関節部に作用するばね力は必要とされない。

## 【 0 0 5 0 】

器具は、非外科的目的のために用いられてもよい。例えば、それは、美容手術に用いられてもよい。

40

## 【 0 0 5 1 】

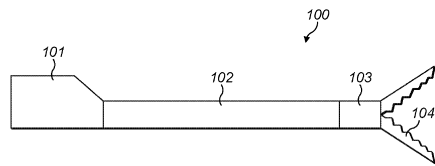
出願人はこれによって、ここに記載の分離した各個別の特徴および2つ以上のそのような特徴の任意の組み合わせを開示しており、そのような特徴または特徴の組み合わせが当業者の共通の一般的な知識に照らして全体として本明細書に基づいて実施されることが可能な程度に開示している。なお、そのような特徴または特徴の組合せが本明細書に開示される任意の問題を解決するかどうかは関係がなく、またかかる具体的記載が特許請求の範囲を限定するものでもない。出願人は、本発明の態様は、このような個々の特徴または特徴の組み合わせから成ってもよいことを示している。以上の説明に鑑みて、種々の改変が

50

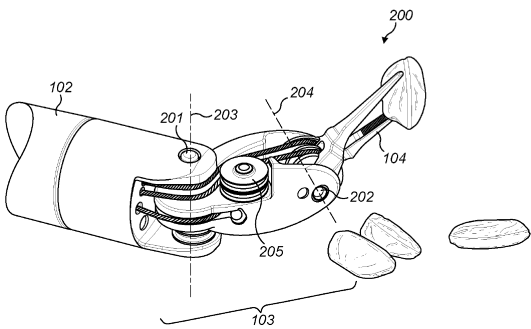
本発明の範囲内でなされ得ることは当業者にとって明らかであろう。

【図面】

【図 1】

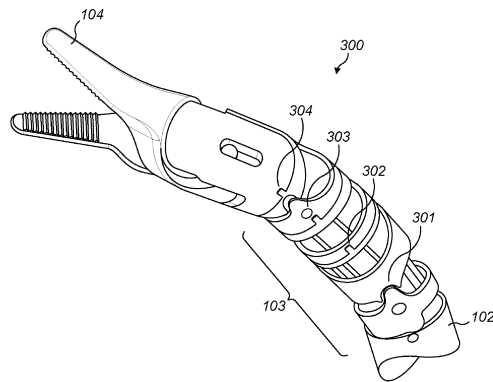


【図 2】

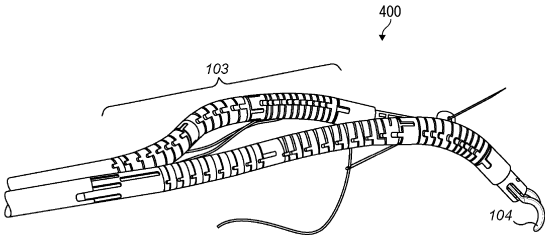


10

【図 3】



【図 4】



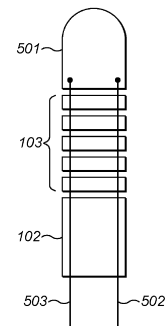
20

30

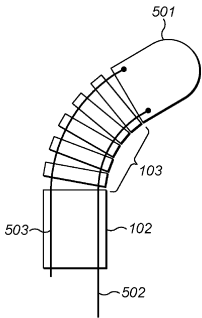
40

50

【 図 5 a 】

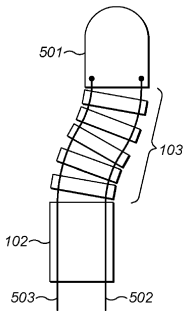


【 図 5 b 】

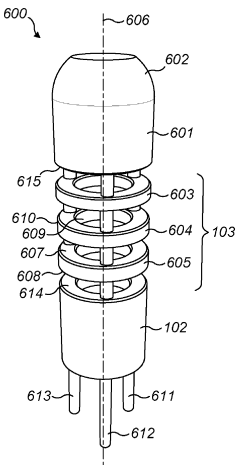


10

【 図 5 c 】



【 図 6 】



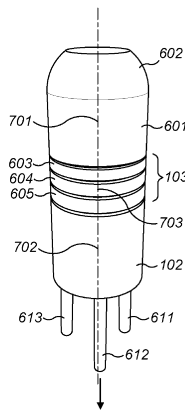
20

30

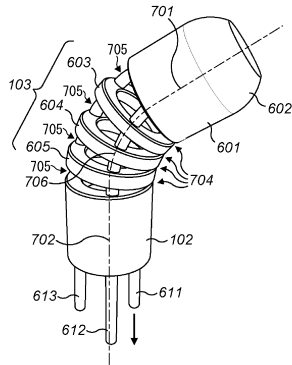
40

50

【図 7 a】

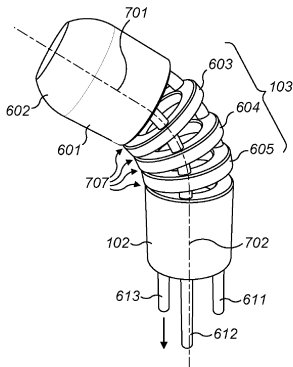


【図 7 b】

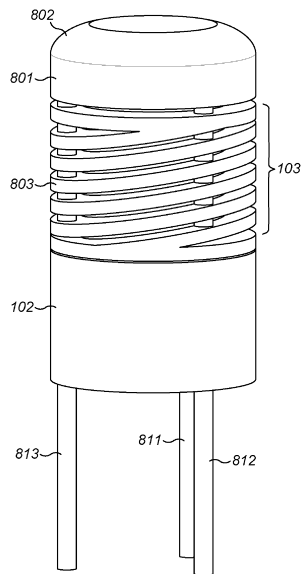


10

【図 7 c】



【図 8】



20

30

40

50

フロントページの続き

英国(GB)  
マディングリー ロード クロム リー ビジネス パーク ユニット 2 ケア オブ ケンブリッジ メ  
ディカル ロボティックス リミテッド  
(72)発明者 ヘアーズ, ルーク デイビッド ロナルド  
英国 シービー 2 3 7 ピーエイチ ケンブリッジシャー ケンブリッジ ホースル マディングリー  
ロード クロム リー ビジネス パーク ユニット 2 ケア オブ ケンブリッジ メディカル ロボテ  
ィックス リミテッド  
(72)発明者 マーシャル, キース  
英国 シービー 2 3 7 ピーエイチ ケンブリッジシャー ケンブリッジ ホースル マディングリー  
ロード クロム リー ビジネス パーク ユニット 2 ケア オブ ケンブリッジ メディカル ロボテ  
ィックス リミテッド  
合議体  
審判長 村上 聡  
審判官 内藤 真徳  
審判官 松田 長親  
(56)参考文献 特表 2 0 0 8 - 5 3 1 2 2 2 ( J P , A )  
国際公開第 2 0 1 0 / 1 0 9 9 3 2 ( W O , A 1 )  
特開 2 0 1 1 - 9 2 7 4 3 ( J P , A )  
(58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)  
A61B 34/30 - 34/37