

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4653919号  
(P4653919)

(45) 発行日 平成23年3月16日(2011.3.16)

(24) 登録日 平成22年12月24日(2010.12.24)

(51) Int.Cl.		F I	
<b>D07B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	D07B 1/00
<b>A61B</b>	<b>17/221</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B 17/22 310
<b>A61B</b>	<b>17/32</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B 17/32 330
<b>A61B</b>	<b>18/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B 17/38 310
<b>A61C</b>	<b>1/18</b>	<b>(2006.01)</b>	A61C 1/18

請求項の数 9 (全 14 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2001-531037 (P2001-531037)
(86) (22) 出願日	平成12年10月12日(2000.10.12)
(65) 公表番号	特表2003-511584 (P2003-511584A)
(43) 公表日	平成15年3月25日(2003.3.25)
(86) 国際出願番号	PCT/US2000/028182
(87) 国際公開番号	W02001/028438
(87) 国際公開日	平成13年4月26日(2001.4.26)
審査請求日	平成19年8月10日(2007.8.10)
(31) 優先権主張番号	09/418,769
(32) 優先日	平成11年10月15日(1999.10.15)
(33) 優先権主張国	米国 (US)

(73) 特許権者	500332814
	ボストン サイエントフィック リミテッド
	バルバドス国 クライスト チャーチ ヘイスティングス シーストン ハウス ピー. オー. ボックス 1317
(74) 代理人	100068755
	弁理士 恩田 博宣
(74) 代理人	100105957
	弁理士 恩田 誠
(72) 発明者	ペイルズ、トーマス オー.
	アメリカ合衆国 33156 フロリダ州
	コーラル ゲーブルス アーヴァイダ
	レーン 9151

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 マルチストランド可撓性ロータリーシャフト

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

可撓性ロータリーシャフトであって、

a) 入力端と出力端とを有する可撓性シースと、

b) それぞれが入力端と出力端を有し、それぞれが前記可撓性シース内を延びる複数個の個々のワイヤフィラメントと、を備え、

前記可撓性シースと複数個の個々のワイヤフィラメントとが、ロータリーシャフトに沿って離間しており、

各個々のワイヤフィラメントの入力端が、それぞれの他の個々のワイヤフィラメントの入力端に連結され、

各個々のワイヤフィラメントの出力端が、それぞれの他の個々のワイヤフィラメントの出力端に連結され、

その入力端とその出力端の間の全長で、前記複数個の個々のワイヤフィラメントが、前記複数個のワイヤフィラメントが1本のフィラメントの最少動作半径を維持するように、ゆるく編まれている、

可撓性ロータリーシャフト。

【請求項2】

請求項1に記載の可撓性ロータリーシャフトであって、

前記個々のワイヤフィラメントが互いに実質的に同一で、各々が約0.127~約1.016cm(約0.005インチ~0.040インチ)の直径を有する可撓性ロータリ

ーシャフト。

【請求項3】

請求項1に記載の可撓性ロータリーシャフトであって、

前記シャフトが、約2.032cm(約0.8インチ)の動作半径で約 $7 \times 10^{-3}$ Nm(約0.1オンス・インチ)でトルクを正確に伝達できる可撓性ロータリーシャフト。

【請求項4】

ハンドルと作業路を有する内視鏡内に挿通される外科器具であって、

a) 基端と末端を有する細長可撓性管状シースと、

b) シース内を延び、シースに対して軸方向に移動可能な可撓性シャフトと、前記シャフトが基端と末端を有することと、

c) 前記シャフトの前記末端に連結されるか前記末端に形成される端部作動体と、

d) 前記シャフトに連結され、前記シースに対して前記シャフトを回転させる第1手段と；

e) 前記シースに対して前記シャフトを長手方向に移動する第2手段と、

f) 前記第1及び第2手段をともに連結する管状部材と、を備え、

前記可撓性シャフトが複数個の個々のワイヤフィラメントを含み、そのそれぞれが入力端と出力端を有し、

前記シースと複数個の個々のワイヤフィラメントとが、ロータリーシャフトに沿って離間しており、

各個々のワイヤフィラメントの入力端が、それぞれの他の個々のワイヤフィラメントの入力端に連結され、

各個々のワイヤフィラメントの出力端が、それぞれの他の個々のワイヤフィラメントの出力端に連結され、

その入力端とその出力端の間の全長で、前記複数の個々のワイヤフィラメントが、シャフトが湾曲された時の複数のワイヤフィラメントの反動トルクがワイヤの本数(N)と、シャフトの合成をシャフトの曲率半径で割った値と、シャフトの摩擦係数と、可撓性シャフトの半径とをかけた積に等しいように、ゆるく編まれていることと、

から成る外科器具。

【請求項5】

請求項4に記載の外科器具であって、

前記個々のワイヤフィラメントが互いに実質的に同一で、各々が約0.127~約1.016cm(約0.005インチ~0.040インチ)の直径を有する外科器具。

【請求項6】

請求項4に記載の外科器具であって、

前記シャフトが、約2.032cm(約0.8インチ)の動作半径で約 $7 \times 10^{-3}$ Nm(約0.1オンス・インチ)でトルクを正確に伝達できる外科器具。

【請求項7】

外科器具であって、

a) 基端と末端を有する可撓性管状シースと、

b) 前記可撓性シース内を延びる可撓性シャフトと、

前記可撓性シャフトが複数個の個々のワイヤフィラメントを含み、そのそれぞれが入力端と出力端を有し、

前記シースと複数個の個々のワイヤフィラメントとが、ロータリーシャフトに沿って離間しており、

各個々のワイヤフィラメントの入力端が、それぞれの他の個々のワイヤフィラメントの入力端に連結され、

各個々のワイヤフィラメントの出力端が、それぞれの他の個々のワイヤフィラメントの出力端に連結され、

その入力端とその出力端の間の全長で前記複数の個々のワイヤフィラメントが、ゆるく編まれていることと、

10

20

30

40

50

c) 前記シースの前記基端と、前記シャフトの前記ワイヤフィラメントの前記入力端とに連結され、前記シースに対する前記シャフトの並進移動をもたらす作動手段と、前記作動手段が、前記シースに対する前記シャフトの回転をもたらすための回転手段を含むことと、

d) クレビスに連結され、前記シャフトの前記末端に連結される少なくとも1個の端部作動体と、前記シースに対する前記シャフトの回転が前記シースに対する前記クレビスの回転をもたらすことから成る外科器具。

【請求項8】

請求項7に記載の外科器具であって、

前記個々のワイヤフィラメントが互いに実質的に同一で、各々が約0.127~約1.016cm(約0.005インチ~0.040インチ)の直径を有する外科器具。

【請求項9】

請求項7に記載の外科器具であって、

前記シャフトが、約2.032cm(約0.8インチ)の動作半径で約 $7 \times 10^{-3}$  Nm(約0.1オンス・インチ)でトルクを正確に伝達できる外科器具。

【発明の詳細な説明】

【0001】

本願は、1999年8月6日に出願された共同所有の米国特許出願第09/369,724号、発明の名称「ポリープ切除術用係蹄器具」に関連し、その開示はすべて、参照により本明細書に組み込まれる。

【0002】

(発明の背景)

(1. 発明の属する技術分野)

本発明は、可撓性ロータリーシャフトに関する。本発明は、詳細には、ヒステリシスが低減され、トルク伝達が増加され、内部摩擦が低いマルチストランド可撓性ロータリーシャフトに関する。本発明のシャフトは、湾曲した経路を通り抜けなければならない最少侵襲性外科器具の構成要素として特に有用である。

【0003】

(2. 先行技術)

可撓性ロータリーシャフトは、湾曲した経路内にトルクを伝達するために多くの用途で使用されている。一般的に、可撓性ロータリーシャフトは、回転エネルギー源(たとえばモータ)に連結される入力端と、回転される物に連結される出力端とを有する。幾つかの用途において、単一のモノストランドワイヤが使用される。モノストランド可撓性ロータリーシャフトは、所定曲率すなわち「動作半径」の周囲に湾曲された場合に、永久ひずみに抵抗するために十分な降伏強さを有していなくてはならない。実際、モノストランド可撓性ロータリーシャフトを設計する場合、設計者はまず動作半径、すなわち、シャフトが通り抜けると予想される最少半径を決定しなければならない。動作半径のための最大ワイヤ直径は、使用されるワイヤの降伏強さと弾性係数に基づいてのみ決定できる。この最大値よりも大きな直径を有する任意材料のワイヤは、動作半径の周囲に湾曲されると、永久に

【0004】

変形したままとなる。モノストランドの可撓性ロータリーシャフトの最大直径が、特定の動作半径に対して決定されると、設計者は、ワイヤが、特定用途向けの強度とねじり剛性を有しているかを判断しなければならない。モノストランド可撓性ロータリーシャフトは、比較的小さい動作半径で比較的大きなトルクを伝達するには不十分であるとして不評である。

【0005】

従来、マルチストランド可撓性ロータリーシャフトが、比較的小さい動作半径で比較的大きなトルクを伝達するために採用されてきた。先行技術の図1及び2は単純なマルチストランドシャフトを示している。典型的なマルチストランド可撓性シャフト10は、螺旋構

10

20

30

40

50

成でたとえば22などの中心フィラメントの周囲に典型的に巻かれた、たとえば11、12、14、16、18、20の複数個のワイヤフィラメントから成る。先行技術の図1及び2には図示されないが、複数の層のフィラメントが交互に反対方向に巻かれることがしばしばある。かかる構造はモノストランド可撓性ロータリーシャフトの欠点を克服している一方で、やはりそれ自体の欠点を有する。マルチストランド可撓性シャフトの最も顕著な欠点は、フィラメント間の内部摩擦から生じるヒステリシスの増加である。ヒステリシスは、可撓性ロータリーシャフトの入力端と出力端の挙動の差を表わすために一般的に用いられる用語である。その最も単純な形態において、ヒステリシスは、入力端のトルクの適用と、出力端でのその結果生じる回転との間の時間遅延を指す。また、ヒステリシスは、入力端での挙動とは一致しない出力端の他の異常な挙動も指す。

10

**【0006】**

マルチストランド可撓性ロータリーシャフトの内部摩擦とヒステリシスは、該マルチストランド可撓性ロータリーシャフトが構築された状態から生じる。具体的には、個々のワイヤが線巻き工程中に变形し、アセンブリが「それ自体を一緒に保持する」ように、互いに対して保持する。すなわち、かかる可撓性シャフトを分解すると、個々のワイヤが螺旋形状に変形し、個々の層が特定の圧縮量で次の内層を把持していることが分かる。この種の構造は、個々のワイヤがより線工程中に螺旋形状に成型されるため、「予備成形」ケーブルとして知られる。かかるケーブルがこの方法で作製されなかった場合、端部が切断されると、個々のワイヤが弾力で離れるため、サブアセンブリとして扱うことが非常に困難となる。実際、幾つかの可撓性シャフトは、切断されると弾力によって離れるが、既知のすべてのマルチストランド可撓性シャフトの場合、個々のワイヤは螺旋形状に永久に変形している。このことにより、ワイヤ間にかなりの圧縮接触力があり、その結果、湾曲経路を通る間にシャフトが回転すると、ワイヤ間に摩擦が生じる。この内部ワイヤ間摩擦により、可撓性シャフト内へのエネルギー吸収が生じ、出力端に伝達されるエネルギーが、入力端に加えらるエネルギーよりも少なくなる。

20

**【0007】**

可撓性シャフトのフィラメントは、動作半径が減少するにつれて増加する内部摩擦を発生することが知られている。さらに、任意動作半径で、シャフトの可撓性が高いほど、内部摩擦量が低くなる。この内部摩擦による抵抗を克服するために必要なトルクは「回転トルク」と呼ばれている。このようにして、任意のシャフトの回転トルク値は通常、特定の動作半径に指定されている。したがって、シャフトがより可撓性が高くなるほど、すなわち湾曲可撓性が高くなるほど、任意の動作半径の回転トルクは低くなる。

30

**【0008】**

ねじり剛性とねじりたわみは、可撓性シャフトの反対のパラメータを示す。ねじり剛性は、加えられるトルクに対するシャフトの抵抗、すなわちそのロータリーシャフトを中心とするひねりまたはねじり力の尺度を表わす。ねじりたわみは、加えられるトルクによって可撓性シャフトが受ける単位長さ当たりのひねりの度を示す。ねじりたわみは、通常ポンド・インチ当たりのフット数当たりの度数 (deg / ft / lb - in) で表わされ、反対にねじり剛性は lb - in / ft / deg で表わされる。

40

**【0009】**

したがって、可撓性シャフトを選択する場合、最少動作半径の長さ、入力トルクの大きさが、シャフトの湾曲可撓性を判断する際の重要な要因となる。可撓性シャフトを選択するには以下の条件が満たされていなければならない。すなわち、まずシャフトは、最少動作半径に湾曲した場合に、損傷を受けない程度の十分な湾曲可撓性を有していなければならない。第2に、シャフトは、最少動作半径での回転トルク値が入力トルク、すなわちドライバ要素の出力トルクよりも少なくとも低くなければならない。第3に、シャフトは、最少ねじりたわみで回転動作を正確に伝達するに十分なねじり剛性を有していなければならない。

**【0010】**

ほとんどの設計者は、マルチストランド可撓性シャフトにそったトルク伝達のメカニズム

50

が、個々のワイヤ内の引張り（及び圧縮）応力によると考えている。実際、大きなトルクを伝達する現行のマルチストランド可撓性シャフトでは、これはほぼ真実である。高いトルクを受けると、かかるマルチストランドアセンブリは、（ひねりの方向に応じて）幾つかの層が膨張し、幾つかは収縮することで反応する。内側が膨張する層である場合、外側の収縮層によって抵抗され、トルクは収縮層で引張り応力に、膨張層で圧縮応力へ分解される。かくして、トルクに対するこの反応は、ワイヤの層と層の間に接触力を生じ、該接触力が摩擦を生じる。その結果、医療機器を操縦するため、もしくは回転位置信号を伝達するために使用されるシャフトの場合のように、入力トルクが方向によって交互に変わる場合、可撓性シャフトの出力端で回転動作が顕著に失われる。シャフトの入力部が静止状態から一方向にひねられると、内部摩擦を克服するためには、一定量のひねり（ヒステリシス）が必要となり、回転動作が出力端で見られる前に、層が互いに干渉状態になる。次にシャフトが交互の方向にひねられると、以前のヒステリシスがまず克服され、ワイヤの内部状態が静止状態に戻り、次に、シャフトが新しい方向に「巻かれる」と、同様の量のヒステリシスが導入される。可撓性シャフトが湾曲経路を通ると、シャフトが湾曲経路内で湾曲することにより、層間に追加応力（及びその結果内部摩擦の増加）が導入されるため、ヒステリシスがさらに悪化する。

10

## 【0011】

予備成形されたマルチストランド可撓性シャフトの前述のヒステリシスにより、該予備成形されたマルチストランド可撓性シャフトは一端から他端への回転動作の精密な伝達装置として機能できない。該シャフトが一方向のパワーの伝達で十分良好に機能しても、内部摩擦によって生じるヒステリシスすなわち「から動き」により、（2つの回転方向で）回転制御を正確に伝達することが無効となる。

20

## 【0012】

(発明の概要)

したがって、本発明の目的は、ヒステリシスを減少させた可撓性ロータリーシャフトを提供することにある。

また本発明の目的は、トルク伝達を増加させた可撓性ロータリーシャフトを提供することにある。

## 【0013】

本発明の別の目的は、内部摩擦がほとんどないかまったくないマルチストランド可撓性ロータリーシャフトを提供することにある。

30

本発明のさらに別の目的は、1回転方向から反対方向の回転方向に逆転した場合に、正確なトルク伝達を有する可撓性ロータリーシャフトを提供することにある。

## 【0014】

本発明のさらなる目的は、モノストランド可撓性ロータリーシャフトの利点と、マルチストランド可撓性ロータリーシャフトの利点とを組み合わせ、同時に、それぞれの欠点を回避することにある。

## 【0015】

以下に詳述する以上の目的にそって、本発明のマルチストランド回転シャフトは、互いに巻かれていないかまたは中央芯線の周囲に巻かれていない複数個の個々のフィラメントを含む。各フィラメントの入力端は互いに連結され、各フィラメントの出力端は互いに連結されている。すべてのフィラメントは同一で、N本の複数個のワイヤで、各ワイヤが、所要最大トルクの伝達に必要な降伏応力のN分の1を有することが望ましい。直観的には、トルクを伝達するためにフィラメントが一緒に撚り合わされなければならないように思われるが、実際にはそうではない。実際は、ワイヤが互いに接触していなくても、N本のフィラメントの組が、1本のフィラメントによって伝達できるトルクのN倍（最大その降伏応力まで）を伝達できる。したがって、N本の自由フィラメントの組は1本のフィラメントのトルクのN倍を伝達でき、1本のねじり剛性のN倍を有し、同時に、1本のフィラメントの最少動作半径を維持する。1組の自由フィラメントは（強制的に一緒に撚り合わされていないため）、フィラメント間では測定できるほどのいかなる接触力も有さないため

40

50

、測定できるほどの内部摩擦やヒステリシスはない。かかる1組のフィラメントにおける全ヒステリシスをかなり排除するためには、フィラメントは、撚り合わされていたとしてもゆるく一緒に撚り合わされているだけでなくてはならない。実際、ワイヤを一緒にゆるく撚り合わせる唯一の理由は、フィラメントの組を簡単に取り扱えるようにし、個々のワイヤフィラメントが、一端から他端へおおむね湾曲した同じ経路をたどることを保証するためである。しかし、ロータリーシャフトが所定長に製造され、可撓性導管内に配される場合、フィラメントは完全にばらばらの状態になり、たとえば平行に共に配される。

【0016】

本発明は、内部摩擦がほとんどもしくはまったくない可撓性シャフトを構築する方法を説明する。かかる可撓性シャフトはヒステリシスがほとんどないかもしくはまったくなしに回転動作を伝達し、その結果回転動作を逆転する場合でも、また小さい半径で湾曲されている間、一端から他端への動作の精密な伝達を行う。実際、本発明の可撓性シャフトは、個々のフィラメントの1本の直径に等しい直径を有するモノストランド可撓性シャフトによって達成されるものと同じくらい小さい半径の周囲に湾曲させられる。

10

【0017】

本発明は、特に、湾曲した経路を通り抜けなければならない最少侵襲性外科器具の製造において多くの実用適用例がある。

本発明のさらなる目的と利点は以下の詳細な説明と添付図面から当業者には明らかである。

【0018】

(好ましい実施形態の詳細な説明)

まず図3を参照すると、本発明によるマルチストランド可撓性ロータリーシャフト100は、複数個の個々のフィラメント、たとえば102、104、106、108、110、112、114を含む。各フィラメントは、図3で「I」とおおむね指定される入力端と、図3で「O」とおおむね指定される出力端とを有する。入力端はすべて、たとえば連結器116によって互いに連結されている。出力端はすべて、たとえば連結器118によって互いに連結されている。フィラメントは互いの周囲に、あるいは中心芯線の周囲に緊密に巻かれていない。しかし、単にシャフトの取り扱いを容易にするためだけに一緒にゆるく巻くことができる。全フィラメントは同一で、N本の複数個のワイヤに対し、各ワイヤが、シャフトが要する最大トルクの伝達に必要な降伏応力のN分の1を有することが望ましい。

20

30

【0019】

(本発明の物理的原則の説明)

トルクが自由な機械物体に加えられると、該物体は加速角速度を獲得し始める。物体が加速しない状態にとどまるためには、第1トルクと等しい大きさで反対方向の別のトルクが物体に加えられる必要がある。2つの等しい大きさで反対方向のトルクが物体上の同一地点に加えられる必要はない。したがって、剛性の機械物体は、物体に加えられたすべてのトルクを効果的に「加算」または統合し、物体が静止している(または一定の角速度で回転している)場合は、物体に加えられたすべてのトルクが合計ゼロになることが避けられない結論である。

40

【0020】

これに留意し、2個の自由な物体が剛性の1本の支持されていないモノストランドワイヤフィラメントによって接続された場合、第2物体が固定状態に保持され、一方で第1物体が回転すると、ワイヤフィラメントはねじれて変形し、第2剛性物体の固定点で「反動トルク」が生じる。ワイヤフィラメントは支持されていないため、フィラメントにかかる表面接触圧力はなく、したがって、その動作に抵抗するもしくは、ワイヤ自体の反動トルクを生じる摩擦はない。その結果、第2物体での反動トルクは、第1物体に加えられたトルクと大きさが等しい。ワイヤフィラメントのねじり応力がワイヤの降伏応力未満である限り、このシステムは、ヒステリシスなしに、1端から他端へトルクと回転動作を正確に伝達する。この構造は単純で直観的である。

50

## 【 0 0 2 1 】

支持されていない第2モノストランドワイヤフィラメントが物体間に連結されていると、各ワイヤは個々に機能する。すなわち、第1物体が回転し、第2物体が固定状態に保持されると、トルクは各ワイヤに独立して加えられる。ワイヤが同じ材料、寸法、長さ（それにより同じねじれ剛性）である場合、各ワイヤのトルクは第1物体に加えられるトルクの半分になる。第2物体で、各ワイヤは該物体にそのトルクを加え、第2物体に2本のワイヤによって加えられる総トルクは第1物体に加えられるトルクと同じになる。ワイヤが支持されておらず、ワイヤにその他の力が作用していない場合、ワイヤが互いに接触していてもこの分析が適用される。

## 【 0 0 2 2 】

直観的には、トルクを伝達するためにワイヤが一緒に撚り合わされなければならないように想定されるが、実際にはそうではない。実際は、ワイヤが互いに接触していても、N本のワイヤの組が、1本のワイヤによって伝達できるトルクのN倍（最大その降伏応力まで）を伝達できる。したがって、「N本の自由ワイヤの組」は1本のワイヤのトルクのN倍を伝達でき、1本のねじり剛性のN倍を有し、同時に、1本のワイヤの最少動作半径を維持する。1組の自由ワイヤは（強制的に一緒に撚り合わされていないため）、ワイヤ間では測定できるほどのいかなる接触力も有さないため、測定できるほどの内部摩擦やヒステリシスは無い。かかる1組のワイヤにおける全ヒステリシスをかなり排除するためには、ワイヤは、まったく一緒に撚り合わせられないか、せいぜいゆるく一緒に撚り合わせられているだけでなくてはならない。実際、ワイヤを一緒にゆるく撚り合わせる唯一の理由は、ワイヤの組を簡単に取り扱えるようにし、個々のワイヤフィラメントが、一端から他端へおおむね湾曲した同じ経路をたどることを保証するためである。

## 【 0 0 2 3 】

図4～8を参照して以下に詳述する本発明によるシャフトの実際の構造において、幾つかの小径（たとえば約0.127～約1.016cm（約0.005インチ～0.040インチ））ワイヤの組（たとえば3ないし4）は、第1端で接合され、一緒にばらけて配され（平行、ゆるく撚り合わされた状態、または編まれた状態で）、そして第2端で接合されている。該組の第1および第2端の接合部は、前述の分析において説明された第1および第2剛性物体の機能部として働く。該組にN本のワイヤがある場合、1本のかかるワイヤのねじり剛性のN倍を有し、測定できるほどのヒステリシスなしに、1本のかかるワイヤのトルクのN倍を伝達できる。自由ワイヤの組は小トルクで、回転動作とトルクの非常に精密な伝達装置となるが、互いに干渉しあうようにワイヤが緊密に撚り合わされていない場合は、第1物体に加えられたトルクをワイヤ束で引張り応力と圧縮応力に分解する手段がないため、同じ数の同様のワイヤの緊密に撚り合わされたより線と同じくらい大きなトルクを伝達することは一般的にできない。以下に説明するように、実用的な典型的な実施例は、約2.032cm（約0.8インチ）の動作半径で、約 $7 \times 10^{-3}$  Nm（約0.1オンス・インチ）のトルクを伝達するよう設計されている。

## 【 0 0 2 4 】

また、鋭角の湾曲部の周囲を回って回転動作とトルクを伝達するという自由ワイヤ組の別の利点についても注目しなければならない。緊密に撚り合わされたより線ワイヤが可撓性シャフトとして使用される際、ワイヤを収納し、摩擦を減少するために、通常は管状シース内に閉じ込められる。急な半径の周囲にシースが湾曲される際、可撓性シャフトが回転するときに、ワイヤの外側の層はシースの内面にそってスライドしなければならない。一次近似値では、シース内の接触力 $F_{\text{contact}}$ は、緊密に巻かれた可撓性シャフトの剛性 $S_{\text{flex shaft}}$ をシャフトの曲率半径 $R_{\text{curve}}$ で割った値に等しい。接触力によって生じる反動トルク $T_r(\text{flex shaft})$ は、接触力 $F_{\text{contact}}$ と、摩擦係数 $C_f$ と、可撓性シャフトの半径とをかけた積 $R_s(\text{flex shaft})$ に等しい。したがって、緊密に巻かれたシャフトの反動トルク $T_r$ は：

$T_r(\text{flex shaft}) = (S_{\text{flex shaft}} / R_{\text{curve}}) * C_f * R_{\text{flex shaft}} \quad (1)$  によって定義される。

10

20

30

40

50

## 【0025】

ただし、自由ワイヤ組において、該組が湾曲部の周囲に湾曲される際、ワイヤはそれぞれ最大可能湾曲半径を取り、すなわち、シースの内側上に互いに並列する。少量の回転の場合、かかる個々のワイヤは、組として渦を巻くのではなく、それぞれの軸を中心として独立して回転し、シースに対する摩擦から生じる各ワイヤに作用する反動トルクは：

## 【0026】

$$T_r(\text{wire}) = (S_{\text{wire}} / R_{\text{curve}}) * C_f R_{\text{wire}} \quad (2)$$

となり、ここで  $S_{\text{wire}}$  はワイヤの剛性で、 $R_{\text{curve}}$  はワイヤの半径である。このため、 $N$  本のワイヤ組では、組への反動トルク合計が：

$$T_r(\text{ensemble}) = N * (S_{\text{wire}} / R_{\text{curve}}) * C_f R_{\text{wire}} \quad (3)$$

に等しくなる。したがって、該組と可撓性シャフトの摩擦トルク比は：

$$T_r(\text{flex shaft}) / T_r(\text{ensemble}) = [S_{\text{flex shaft}} / N * S_{\text{wire}}] * [R_{\text{flex shaft}} / R_{\text{wire}}] \quad (4)$$

となる。

## 【0027】

ねじり剛性が同じである組と可撓性シャフトの場合、ひねり剛性は屈曲剛性と同じ式に従うため、曲げ剛性も等しい。したがって、式(4)の右項の第一項は約1まで減少する。その結果、摩擦トルクの割合 ( $T_r(\text{flex shaft}) / T_r(\text{ensemble})$ ) は組の個々のワイヤの半径に対する可撓性シャフトの半径の割合と等しい。したがって、トルク伝達装置として機能する自由ワイヤ組の摩擦によるトルクは、直径の割合により、同様の剛性の可撓性シャフトの摩擦によるトルクよりも小さい。7本のワイヤから成る典型的なアセンブリは、個々のワイヤの直径に対する撚り合わされた可撓性シャフトの直径の割合が約3対1で、自由な組は、同様の湾曲シース内での摩擦の約3分の1となる。この結果は、可撓性シャフトを形成するために緊密に撚り合わされた束と、組にまとめられた自由な束という、7本のワイヤから成る非常によく似た2つの束の比較に有効である(この分析は、非常に保守的な仮定であるが、可撓性シャフトの剛性が、個々のワイヤの剛性の合計と等しいことを想定することに留意する)。

## 【0028】

以上の分析から、従来の可撓性シャフトを形成するために同様の緊密に撚り合わされたワイヤ束を使用することに対して、トルク伝達装置としてばらばらに撚り合わされた(またはまったく撚り合わされていない)ワイヤ組を使用することに3つの非自明な点があることが分る。まず、緊密に撚り合わされた可撓性シャフトよりも、自由な組では大幅にヒステリシスが減少される。第2に、シース内での自由な組の摩擦(すべての小さな回転角で)は、緊密に撚り合わされた同等の可撓性シャフトの摩擦のほんの一部である。第3に、自由な組は、緊密に撚り合わされた束よりも小さい半径の周囲に湾曲できる。

## 【0029】

本発明のマルチストランド可撓性ロータリーシャフトは多くのさまざまな用途で実際に使用される。

(本発明を利用する実際の適用の説明)

本発明の実際の用途の1つは、すでに組み込まれた共同所有出願の係蹄器具におけるものである。次に図4~7を参照すると、外科用係蹄器具210は、基端214と末端216を有する細長可撓性管状シース212と、基端220と、シース212内を延び、該シース212に対して軸方向に移動可能な末端222とを有する可撓性回転式シャフト218と、シャフト218の末端222に連結されるか該末端222に形成され、シース212の末端216に隣接していることが望ましい係蹄224と、シース212に対してシャフト218を移動させるための第1及び第2ハンドルアセンブリ226、228とを備えている。

## 【0030】

回転式シャフト218は、各々が直径約0.03048cm(約0.012インチ)で、高弾性限界の高強度、直線状の(そりのない)3本のステンレス鋼線から構成することが

10

20

30

40

50

望ましい。ワイヤの基端は互いに溶接され、ワイヤの末端は互いに溶接されている。その基端と末端との間にワイヤはばらばらの状態で連係している。シャフト 2 1 8 は、永久変形なしに湾曲した経路（たとえば半径が約 0 . 8 インチの経路）内で湾曲するようになっている。さらに、前述した理由により、その全長のいずれの地点でもシャフト 2 1 8 を回転させることにより、係蹄 2 2 4 を正確に回転できる。

#### 【 0 0 3 1 】

2 個のハンドルの内末端側の方である内科医用ハンドルアセンブリ 2 2 6 は、本体 2 3 0 と、本体に対して同軸につまみ 2 3 2 を回転させることが可能な状態で、軸受 2 3 3 a、2 3 3 b 上に本体 2 3 0 内に搭載されたつまみ 2 3 2 とを一般的に備えている。本体 2 3 0 は、1 ないしそれ以上の開口部 2 3 5 を備えた中心孔 2 3 4 と、ねじ山付き末端 2 3 6 と、ねじ山付き基端 2 3 8 とを備えている。係蹄器具 2 1 0 のシース 2 1 2 は、本体 2 3 2 のねじ山付き末端 2 3 6 に、たとえばフレアナット接続 2 4 2 などの手段により接続されている。補強スリーブ 2 4 4 が接続部 2 4 2 でシース 2 1 2 上に設けられていることが望ましい。つまみ 2 3 2 は、たとえば断面形状が正方形のように、非円形の孔 2 4 0 を含む。つまみ 2 3 2 は（以下に説明する理由により）、係蹄 2 2 4 を開閉するために必要な移動距離、すなわちシース 2 1 2 内に圧縮された場合の係蹄の長さ少なくとも同じ長さであることが望ましい。つまみ 2 3 2 が本体に対し、たとえば内科医によって回転できるように、開口部 2 3 5 はつまみ 2 3 2 への接近手段を設ける。

10

#### 【 0 0 3 2 】

つまみ 2 3 2 の孔 2 4 0 内を延びるシャフト 2 1 8 の一部（望ましくは、互いに拘束されたワイヤの基端）にはキー 2 4 6、すなわち、シャフト 2 1 8 上またはその周囲に固定された、もしくはシャフトの 2 つの部分の間に剛性に、固定的にはさまれたスプライン要素が設けてある。キー 2 4 6 は矩形形状を有することが望ましいが、円形以外の他の形状を有してもよい。キー 2 4 6 は孔 2 4 0 内で軸方向にスライド移動が可能である。したがって、シャフト 2 1 8 は孔 2 4 0 内を軸方向に移動できる（そしてこれが、つまみ 2 3 2 の長さが係蹄を開閉するために必要とされる移動距離と少なくとも同じ長さであることが望ましい理由である）。しかし、つまみ 2 3 2 が本体 2 3 0 に対して回転される際、孔 2 4 0 内のキー 2 4 6 が回転し、その結果、シャフト 2 1 8 と係蹄 2 2 4 とがシース 2 1 2 に対して回転する。

20

#### 【 0 0 3 3 】

末端ハンドルアセンブリ 2 2 6 は、2 0 0 c m 内視鏡内に挿通されるように設計された係蹄器具 2 1 0 のためのシース 2 1 2 の末端 2 1 6 から約 2 1 0 c m の位置に配することが望ましい。したがって、内科医は、本体に対してつまみ 2 3 2、したがってシース 2 1 2 に対して係蹄を回転できるような状態で本体 2 3 0 を把持でき、同時に、内視鏡の作業路内で係蹄器具 2 1 0 を軸方向に位置決めするグリップとして本体 2 3 0 を使用できる。

30

#### 【 0 0 3 4 】

シャフト 2 1 8 は、本体 3 2 0 の基端 2 3 8 から基端ハンドルアセンブリ 2 2 8 または補助ハンドルへ延びる。基端ハンドルアセンブリ 2 2 8 は、静止部材 2 5 0 と、静止部材に対してスライド可能なスプール部材 2 5 2 とを含むことが望ましい。静止部材 2 5 0 は、シャフト 2 1 8 の基端 2 2 0 が内部に延びる長手スルーホール 2 5 6 と、横断スロット 2 5 8 と、基端親指リング 2 6 0 と、末端ねじ山付きコネクタ 2 6 2 を含む。シャフト 2 1 8 の基端には、伝導性補強スリーブ 2 6 4 を設けることが望ましく、円筒伝導性軸受 2 6 6 が補強スリーブ 2 6 4 の基端周囲に連結される。スプール部材 2 6 2 は、静止部材 2 5 0 上にスプール部材 2 5 2 に固定するために、横断スロット 2 5 8 内を延びるクロスバー 6 8 を含む。さらに、スプール部材 2 6 2 は焼灼用プラグ 2 7 0 を含むことが望ましい。伝導性軸受 2 6 6 はクロスバー 2 6 8 内を延び、クロスバー 2 6 8 内で伝導性軸受が自由に回転できる状態で、カラー 2 7 4 がクロスバー 2 6 8 内で軸受 2 6 6 を固定する。パネ 2 7 2 が焼灼器用プラグ 2 7 0 と伝導性軸受 2 6 6 との間に延び、軸受 2 6 6 の回転位置にかかわらず、プラグ 2 7 0 と軸受 2 6 6 との間には接点を設ける。静止部材 2 5 0 に対するスプール部材 2 5 2 の移動により、係蹄 2 2 4 はシース 2 1 2 の末端 2 1 6 から延び

40

50

、該末端 2 1 6 内へ後退する。基端ハンドルと末端ハンドルとの間のシャフト部は（内科医と助手の間の）湾曲経路を通る可能性は低いため、モノストランドワイヤ、もしくは末端ハンドルより末端の部分ほど可撓性がない他の可撓性シャフトから構成できる。

#### 【 0 0 3 5 】

前述の組み込まれた出願で説明したように、電気絶縁性の延長シース 2 8 0 が、たとえばフレアナット接続 2 8 2、2 8 4 を介して連結された本体 2 3 0 の基端 2 3 8 と、静止部材 2 5 0 の末端 2 6 2 との間のシャフト 2 1 8 を延びる。かくして、末端ハンドルアセンブリ 2 2 6 と基端ハンドルアセンブリ 2 2 8 とを接合し、しかも間隔をあけた連続した外側接続が存在する。補強スリーブ 2 8 6 は、本体 2 3 0 の基端 2 3 8 の延長シース 2 8 0 上に設けることが望ましく、別の補強スリーブ 2 8 8 が静止部材 2 5 0 の末端 2 6 2 の延長シース 2 8 0 上に設けることが望ましい。

10

#### 【 0 0 3 6 】

使用時、内視鏡の作業路と連通する内視鏡ハンドル内のポートを典型的に使用して、内科医は係蹄器具 2 1 0 を内視鏡（図示せず）内に導入する。次に、内科医は基端側の助手用ハンドル 2 2 8 を助手に渡す。次に内科医は、係蹄器具の末端内科医用ハンドル 2 2 6 の本体 2 3 0 を把持し、それを用いて、シース 2 1 2 の末端 2 1 6 を、切除するポリープに隣接して配する。次に内科医は、助手に係蹄を伸ばすよう指示し、これは、静止部材 2 5 0 に対してスプール部材 2 5 2 を移動することで実行される。次に内科医は、末端ハンドル 2 2 6 を使用して、シャフト 2 1 8 をつまみ 2 3 2 を介して回転させることで、ポリープ上に係蹄を軸方向に配すると同時に係蹄を回転させる。次に内科医は、望ましければ焼灼器を使用して、係蹄を閉じ、ポリープを剪断するよう助手に指示する。このようにして、内科医はポリープ上に係蹄を配する手段を制御し、助手は、係蹄の開閉と焼灼を制御する。

20

#### 【 0 0 3 7 】

本発明の別の有用適用例は、米国特許第 5, 4 3 9, 4 7 8 号に開示したマイクロ外科切断器具にあり、参照によってその全開示が本願に組み込まれる。

次に図 8 を参照すると、本発明を組み込んだマイクロ外科器具 3 8 0 は、可撓性コイル 3 1 4 と、コイル 3 1 4 内を延びる可撓性回転式シャフト 3 1 6 と、シャフト 3 1 6 に連結される端部作動体 3 1 8 と、コイル 3 1 4 の末端に連結される回転式クレビスアセンブリ 3 2 0 と、基端作動アセンブリ 3 8 2 とを含む。基端作動アセンブリ 3 8 2 は、その内 2 個がフィンガーリング 3 8 5 によって覆われた指置き 3 8 6 を設けた静止ハンドル部 3 8 4 と、コイル 3 1 4 と可撓性回転シャフト 3 1 6 とを受け止めるための貫通孔 3 8 8 とを有する。親指リング 3 9 2 を有するレバーアーム 3 9 0 が、ピボット軸 3 9 4 によって静止ハンドル 3 8 4 に旋回できるように取り付けられている。レバーアーム 3 9 0 は、静止ハンドルの孔 3 8 8 と実質的に同軸の孔 3 9 6 と、孔 3 9 6 に実質的に直交するスロット 3 9 8 とを有する。スロット 3 9 8 には、受け止め孔 4 0 2 と止めネジ 4 0 4 とを有するぎざ付きディスク 4 0 0 が取り付けられている。

30

#### 【 0 0 3 8 】

コイル 3 1 4 の基端は、クランプ、半田付け、圧着、その他の適切な方法により静止ハンドル 3 8 4 の貫通孔 3 8 8 内に搭載される。可撓性回転式シャフト 3 1 6 の基端はディスク 4 0 0 の孔 4 0 2 内に挿入され、止めネジ 4 0 4 によって所定位置に保持される。したがって、レバーアーム 3 9 0 内のスロット 3 9 8 内のきざみ付きディスク 4 0 0 の回転によって、シャフト 3 1 6 が作動アセンブリ 3 8 2 に対して回転可能であることは当業者には明白である。静止ハンドル 3 8 4 に対するレバーアーム 3 9 0 の移動により、コイルに対してシャフト 3 1 6 が並進移動し、端部作動体 3 1 8 を開閉することも言うまでもない。

40

#### 【 0 0 3 9 】

本発明によると、可撓性回転式シャフト 3 1 6 は、それぞれが直径約 0 . 0 3 0 4 8 c m （ 0 . 0 1 2 インチ）の 3 本のステンレス鋼線から構成される。ワイヤの基端はシャフト受け止め孔 4 0 2 において互いに溶接され、ワイヤの末端は端部作動体 3 1 8 において互

50

いに溶接される。基端と末端の間で、ワイヤは一緒に緊密に巻かれておらず、まったく一緒に巻かれていないことが望ましい。シャフト 316 の典型的な長さは約 100 ~ 250 cm である。シャフトは、約 0.03 オンス・インチのトルクを正確に伝達する。シャフト 316 は、半径 0.08 インチを有する湾曲部を通り抜ける。

【0040】

操作の際、医師は指を指置き 386 周囲に置き、親指を親指リング 392 内に通して作動アセンブリ 382 を保持する。人差し指は、シャフト 316 の回転と、したがってクレビス 340 と端部作動体 318 の回転を生じさせるディスク 400 を自由に回転させる。

【0041】

本発明が、前述の組み込まれた特許に開示した他の実施例と組み合わせて都合よく使用されることは当業者には明らかである。さらに、本発明は、鉗子、バスケッ、切除器具、破砕機、ドリルを含む他の操縦可能な外科用器具と組み合わせて都合よく使用される。本発明はまた、可撓性回転軸を使用する血液圧送器具、操縦可能な鉗子、ロータリーカテーテル、操縦可能な電極、操縦可能な注入針、操縦可能な焼灼器具を含む心臓血管器具と組み合わせて都合よく使用される。種々の内視鏡用器具に加え、本発明は、ファローピウス管・子宮の挿管用カテーテル、操縦可能なはさみ、把持器、切開器と焼灼プローブ、切除器具、離解器具などの種々の腹腔鏡器具と組み合わせて都合よく利用される。また本発明は、ガイドワイヤなどの他の操縦可能な器具でも都合よく使用される。外科器具に加え、本発明は、制御または送電用小型可撓性シャフト、航空機制御ケーブル、コンパスや風向装置などの遠隔装置、歯科用ドリル、速度計駆動ケーブル、操縦可能な検査スコープなどの関連のない分野で有用な用途が判明している。

【0042】

マルチストランド可撓性ロータリーシャフトの幾つかの例を本明細書において説明、図示してきた。本発明の特定の実施例と用途について説明してきたが、本発明は当業で可能な限り範囲が広く、明細書はそのように解釈されるものと意図されるため、本発明が特定の実施例と用途に限定されることは意図していない。したがって、特定の寸法が開示されているが、他の寸法も利用できることが理解される。また、特定のフィラメント数が示されているが、フィラメント数は用途によって決定されることが認識される。さらに、フィラメント端の溶接に関連して、特定の構成が開示されているが、端部を一緒に拘束するための他の手段も使用できることが理解される。したがって、請求されるその精神と範囲から逸脱することなく、本発明にその他の改変が行えることは当業者には理解されよう。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 先行技術のマルチストランド可撓性ロータリーシャフトの略断面図。

【図 2】 図 1 の先行技術のマルチストランド可撓性ロータリーシャフトの略側面図。

【図 3】 本発明によるマルチストランド可撓性ロータリーシャフトの部分透視略破断擬似透視図。

【図 4】 本発明によるマルチストランド可撓性ロータリーシャフトを利用する係蹄器具の分解側面断面図。

【図 5】 図 4 の 5 - 5 線における拡大断面図。

【図 6】 図 4 の 6 - 6 線における拡大断面図。

【図 7】 図 4 の 7 - 7 線における拡大断面図。

【図 8】 本発明によるマルチストランド可撓性ロータリーシャフトを使用したマイクロ外科用切断器具の部分縦断面の側面図。

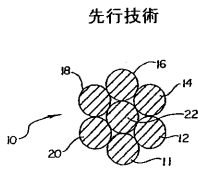
10

20

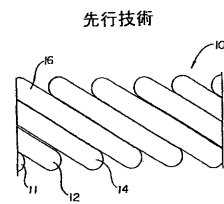
30

40

【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 4 】

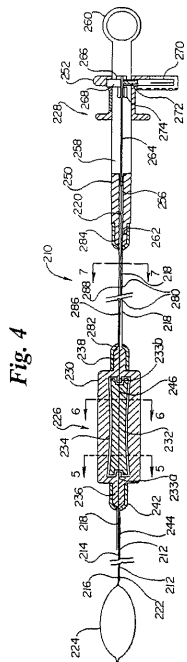


Fig. 4

【 図 3 】

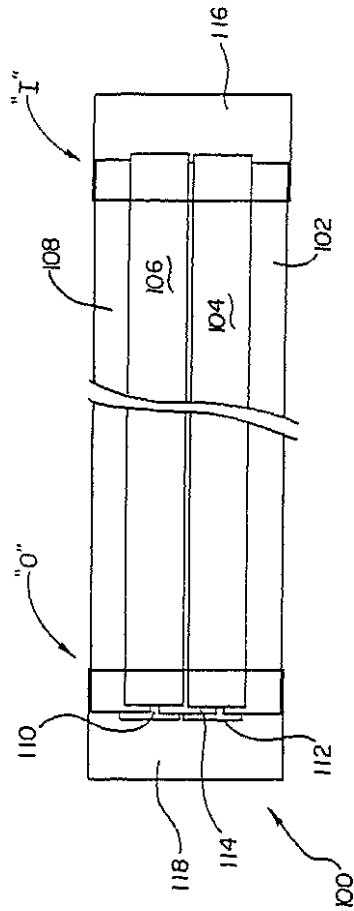


Fig. 3

【 図 5 】

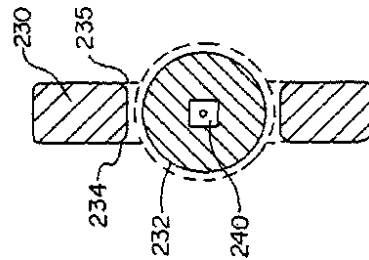


Fig. 5

【 図 6 】

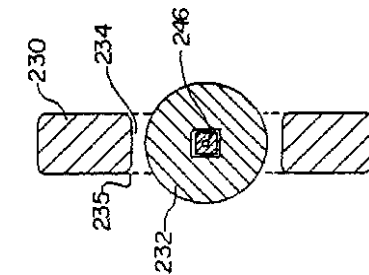


Fig. 6

【 図 7 】

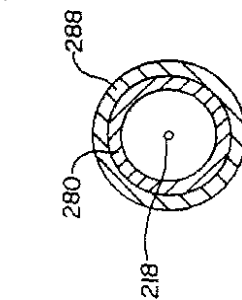


Fig. 7



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
A 6 1 M 25/01 (2006.01) A 6 1 M 25/00 4 5 0 B

(72)発明者 コーテンバッハ、ユルゲン エイ .  
アメリカ合衆国 3 3 1 6 6 フロリダ州 マイアミ スプリングス パインクレスト ドライブ  
1 6 2

審査官 村上 聡

(56)参考文献 米国特許第 0 2 0 3 6 5 2 8 ( U S , A )  
米国特許第 0 3 5 5 4 1 9 2 ( U S , A )  
特表平 0 9 - 5 0 7 1 4 9 ( J P , A )  
特開平 1 0 - 0 9 9 4 4 2 ( J P , A )

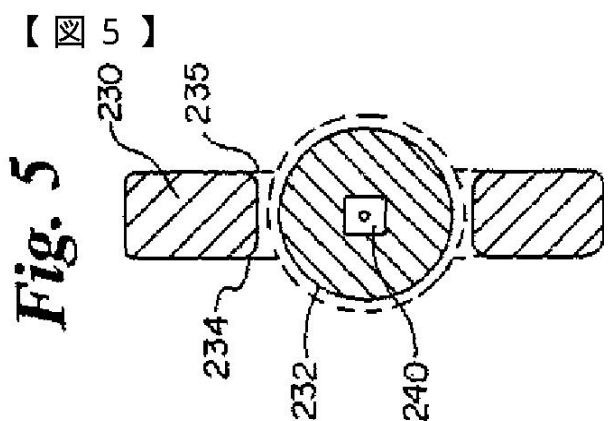
(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

D07B 1/00  
A61B 17/221  
A61B 17/32  
A61B 18/04  
A61C 1/18  
A61M 25/01

专利名称(译)	多轴柔性旋转轴		
公开(公告)号	<a href="#">JP4653919B2</a>	公开(公告)日	2011-03-16
申请号	JP2001531037	申请日	2000-10-12
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学有限公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
[标]发明人	ベイルズトーマスオー コーテンバッハユルゲンエイ		
发明人	ベイルズ、トーマス オー. コーテンバッハ、ユルゲン エイ.		
IPC分类号	D07B1/00 A61B17/221 A61B17/32 A61B18/04 A61C1/18 A61M25/01 A61B17/28 F16C1/02 F16C1/08		
CPC分类号	A61B17/32056 A61B17/320016 A61B17/32002 A61B2017/2902 A61B2017/2905 A61B2017/2929 F16C1/02 F16C1/08 F16C2316/10		
FI分类号	D07B1/00 A61B17/22.310 A61B17/32.330 A61B17/38.310 A61C1/18 A61M25/00.450.B		
代理人(译)	昂达诚		
审查员(译)	村上聪		
优先权	09/418769 1999-10-15 US		
其他公开文献	JP2003511584A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

多股柔性旋转轴包括多个单独的细丝，这些细丝不是彼此缠绕或围绕中心芯缠绕，而是松散的细丝整体。每个灯丝的输入端彼此耦合，并且每个灯丝的输出端彼此耦合。优选地，所有长丝都是相同的。松散的N根长丝可以传递单根长丝扭矩的N倍，并且具有N倍于单根长丝的扭转刚度，同时保持单根长丝的最小操作半径。由于松散的长丝组合在长丝之间没有任何明显的接触力（因为它们没有被强制扭绞在一起），所以没有明显的内部摩擦或滞后现象。为了明显地消除这种长丝组合中的所有滞后现象，如果有的话，长丝应该只是松散地扭曲在一起。将线松散地扭绞在一起的唯一原因是允许整体易于处理并确保各个线丝从一端到另一端遵循相同的一般弯曲路径。还公开了本发明的几个实际应用。



【 图 6 】