

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5004799号  
(P5004799)

(45) 発行日 平成24年8月22日(2012.8.22)

(24) 登録日 平成24年6月1日(2012.6.1)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 1/00 3 1 O A

請求項の数 34 (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2007-527558 (P2007-527558)  
 (86) (22) 出願日 平成17年5月23日 (2005.5.23)  
 (65) 公表番号 特表2008-501477 (P2008-501477A)  
 (43) 公表日 平成20年1月24日 (2008.1.24)  
 (86) 國際出願番号 PCT/US2005/018145  
 (87) 國際公開番号 WO2005/120326  
 (87) 國際公開日 平成17年12月22日 (2005.12.22)  
 審査請求日 平成20年4月18日 (2008.4.18)  
 (31) 優先権主張番号 60/577,757  
 (32) 優先日 平成16年6月7日 (2004.6.7)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)  
 (31) 優先権主張番号 10/948,911  
 (32) 優先日 平成16年9月24日 (2004.9.24)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 500288429  
 ノバレ サージカル システムズ, イン  
 コーポレイテッド  
 アメリカ合衆国・カリフォルニア・950  
 14・キュパティーノ・バブ・ロード・1  
 0440・スイート・エー  
 (74) 代理人 100078282  
 弁理士 山本 秀策  
 (74) 代理人 100062409  
 弁理士 安村 高明  
 (74) 代理人 100113413  
 弁理士 森下 夏樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】可撓ヒンジによって接続されたリンクを備える関節運動機構

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

複数の可撓セグメント・ペアであって、各ペアのそれぞれの可撓セグメントが、当該ペアの他方の可撓セグメントに対して離間した関係に維持されるとともに、各可撓セグメントが、少なくとも1つのリンクおよび少なくとも1つの可撓ヒンジを備えており、各可撓セグメントの隣接するリンクが、可撓ヒンジによって接続されている複数の可撓セグメント・ペア、および

少なくとも1つのペアの可撓セグメントを、当該ペアの一方の可撓セグメントを動かすことによって当該ペアの他方の可撓セグメントに対応する相対運動が生じるように、互いに接続する少なくとも1つのケーブル・セットを備え、

各可撓ヒンジが、当該可撓ヒンジによって接続されたそれぞれのリンクの間の所定の位置で屈曲し、そして当該所定の位置が、当該それぞれのリンクが当該それぞれの可撓ヒンジの周りで関節運動するとき、当該少なくとも1つのケーブル・セットに対し、減少したケーブル引っ張りから生じる負のケーブル引っ張り付勢または増加したケーブル引っ張りから生じる正のケーブル引っ張り付勢をもたらす、関節運動機構。

## 【請求項 2】

少なくとも1つの可撓ヒンジが、当該機構の軸に対して直角に向けられている、請求項1に記載の関節運動機構。

## 【請求項 3】

少なくとも1つの可撓ヒンジが、少なくとも1つの他の可撓ヒンジに対して鋭角に向けら

れている、請求項 1 に記載の関節運動機構。

【請求項 4】

少なくとも 1 つの可撓ヒンジが、少なくとも 1 つの他の可撓ヒンジに対して直角に向けられている、請求項 1 に記載の関節運動機構。

【請求項 5】

可撓ヒンジが互いに平行に向けられている、請求項 1 に記載の関節運動機構。

【請求項 6】

1 つ以上のさらなるペアの可撓セグメントを、当該さらなるペアの一方の可撓セグメントを動かすことによって当該さらなるペアの他方の可撓セグメントに対応する相対運動が生じるように、互いに接続する 1 つ以上のさらなるケーブル・セットをさらに有している、請求項 1 に記載の関節運動機構。

10

【請求項 7】

近位端部および遠位端部が、各ペアの可撓セグメントをそれぞれ近位端部および遠位端部に位置させることによって形成されており、

近位端部の運動によって、遠位端部に対応する相対運動が生じる、請求項 1 に記載の関節運動機構。

【請求項 8】

前記遠位端部の対応する相対運動が、近位端部の運動に対して逆 (reciprocal) である、請求項 7 に記載の関節運動機構。

20

【請求項 9】

前記遠位端部の対応する相対運動が、近位端部の運動を鏡映し (mirror) している、請求項 7 に記載の関節運動機構。

【請求項 10】

遠位端部に位置する外科用または診断用工具をさらに有している、請求項 7 に記載の関節運動機構。

【請求項 11】

可撓セグメント・ペアの間に配置されたスペーサ要素をさらに有している、請求項 1 に記載の関節運動機構。

【請求項 12】

可撓セグメント・ペアが、隣接する可撓セグメント・ペアに組み合わされたケーブル・セットを受け入れて通過させるための通路を備えている、請求項 1 に記載の関節運動機構。

30

【請求項 13】

1 つ以上の可撓セグメントが、外科用または診断用工具の要素を受け入れるための通路をさらに備えている、請求項 1 に記載の関節運動機構。

【請求項 14】

少なくとも 1 つの可撓セグメント・ペアが、ケーブル・セットによって接続されていない請求項 1 に記載の関節運動機構。

40

【請求項 15】

各可撓セグメントのケーブル通路が、円筒形のパターンに配置されており、該パターンの直径が、各ペアの可撓セグメント間で異なっている、請求項 12 に記載の関節運動機構。

【請求項 16】

一体に形成された可撓セグメントをさらに有している、請求項 1 に記載の関節運動機構。

【請求項 17】

隣接するリンクを可撓ヒンジによって接続してなる、関節運動機構において使用するための可撓部材であって、各可撓ヒンジが、当該可撓ヒンジによって接続されたそれぞれのリンクの間の所定の位置で屈曲し、そして当該所定の位置が、当該それぞれのリンクが当該それぞれの可撓ヒンジの周りで関節運動するとき、当該隣接するリンクを通過するケーブルに対し、減少したケーブル引っ張りから生じる負のケーブル引っ張り付勢または増加したケーブル引っ張りから生じる正のケーブル引っ張り付勢をもたらす、可撓部材。

【請求項 18】

50

少なくとも 1 つの可撓ヒンジが、当該部材の軸に対して直角に向けられている、請求項 17 に記載の可撓部材。

【請求項 19】

少なくとも 1 つの可撓ヒンジが、少なくとも 1 つの他の可撓ヒンジに対して鋭角に向けられている、請求項 17 に記載の可撓部材。

【請求項 20】

少なくとも 1 つの可撓ヒンジが、少なくとも 1 つの他の可撓ヒンジに対して直角に向けられている、請求項 17 に記載の可撓部材。

【請求項 21】

可撓ヒンジが互いに平行に向けられている、請求項 17 に記載の可撓部材。

10

【請求項 22】

端部が係合用の相互手段を備えている、請求項 17 に記載の可撓部材。

【請求項 23】

トルクを伝達することができる、請求項 22 に記載の可撓部材。

【請求項 24】

少なくとも 2 つのリンクを少なくとも 1 つの可撓ヒンジによって接続してなり、該可撓ヒンジが 2 つのリンクの間の所定の位置で屈曲する可撓セグメントであって、当該所定の位置が、当該少なくとも 2 つのリンクが当該少なくとも 1 つの可撓ヒンジの周りで関節運動するとき、当該少なくとも 2 つのリンクを通過するケーブルに対し、負のケーブル引っ張り付勢または正のケーブル引っ張り付勢をもたらす、可撓セグメント。

20

【請求項 25】

少なくとも 3 つのリンクを、これらリンクに対する所定の位置で屈曲する 2 つの可撓ヒンジによって接続してさらに有している、請求項 24 に記載の可撓セグメント。

【請求項 26】

可撓ヒンジが、当該セグメントの軸に対して直角に向けられている、請求項 24 に記載の可撓セグメント。

【請求項 27】

可撓ヒンジが、互いに対して鋭角に向けられている、請求項 25 に記載の可撓セグメント。

【請求項 28】

30

可撓ヒンジが、互いに対して直角に向けられている、請求項 25 に記載の可撓セグメント。

【請求項 29】

少なくとも 2 つのリンクを 2 つの可撓ヒンジによって接続してなり、各可撓ヒンジが 2 つのリンクの間の所定の位置で屈曲し、当該所定の位置が、当該少なくとも 2 つのリンクが当該 2 つの可撓ヒンジの周りで関節運動するとき、当該少なくとも 2 つのリンクを通過するケーブルに対し、減少したケーブル引っ張りから生じる負のケーブル引っ張り付勢または増加したケーブル引っ張りから生じる正のケーブル引っ張り付勢をもたらす、可撓セグメント。

【請求項 30】

40

内側コアおよび外側カバーでさらに構成されている、請求項 29 に記載の可撓セグメント。

【請求項 31】

2 つの可撓ヒンジの間に配置され、ヒンジの屈曲可能範囲を制限する翼部をさらに有している、請求項 29 に記載の可撓セグメント。

【請求項 32】

少なくとも 1 つのリンクと少なくとも 1 つの可撓ヒンジとを備える少なくとも 1 つの可撓セグメントを有しており、該可撓セグメントの隣接するリンクが可撓ヒンジによって接続されている可撓部材であって、各可撓ヒンジが、当該可撓ヒンジによって接続されたそれぞれのリンクの間の所定の位置で屈曲し、当該所定の位置が、当該それぞれのリンクが当

50

該それぞれの可撓ヒンジの周りで関節運動するとき、当該リンクを通過するケーブルに対し、減少したケーブル引っ張りから生じる負のケーブル引っ張り付勢または増加したケーブル引っ張りから生じる正のケーブル引っ張り付勢をもたらす、可撓部材、

前記可撓部材の遠位端に取り付けられた外科用または診断用の工具、

前記可撓部材の近位端に取り付けられた細長い軸、および

遠位側が前記可撓部材の1つ以上の可撓セグメントへと接続され、近位側が前記細長い軸を通って収容されており、その動きが前記1つ以上の可撓セグメントの運動を生じさせる1本以上のケーブル

を有している外科用装置。

【請求項33】

10

複数の可撓セグメントを有している遠位部分および複数の可撓セグメントを備えている近位部分、ならびに

ペアを形成すべく遠位部分の可撓セグメントを近位部分の可撓セグメントへと、当該ペアの一方の構成員の運動によって当該ペアの他方の構成員の対応する相対運動が引き起こされるように接続する少なくとも1つのケーブル・セットを備え、

当該近位部分の少なくとも1つの可撓セグメントが少なくとも1つのリンクおよび少なくとも1つの可撓ヒンジを含み、そして当該可撓セグメントの隣接するリンクが可撓ヒンジによって接続され、そして

各可撓ヒンジが、当該可撓ヒンジによって接続されたそれぞれのリンクの間の所定の位置で屈曲し、当該所定の位置が、当該それぞれのリンクが当該それぞれの可撓ヒンジの周りで関節運動するとき、当該少なくとも1つのケーブル・セットに対し、減少したケーブル引っ張りから生じる負のケーブル引っ張り付勢または増加したケーブル引っ張りから生じる正のケーブル引っ張り付勢をもたらすカテーテル。

【請求項34】

20

前記近位部分がさらにハンドルを有しており、前記複数のリンクが該ハンドルから延伸している、請求項33に記載のカテーテル。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願)

30

この出願は、2004年6月7日に出願された米国特許仮出願第60/577,757号の利益を主張し、その内容は、本明細書中に参考として援用されたものとする。

【背景技術】

【0002】

(発明の背景)

本発明は、器具および工具の遠方からの操向、案内、および/または操作など、関節運動機構およびその用途に関する。

【0003】

器具および工具を容易に遠方から操向、案内、および/または操作するための能力は、とくには手による手作業の案内が容易ではなく、あるいは他にリスクまたは危険を呈しうる作業空間へと器具または工具を案内することが望まれる種々さまざまな産業および用途において、関心の対象となっている。それらには、例えば或る特定の外科的処置あるいは機械装置の製造または修理など、工具または器具を適用しようとする目標部位がアクセス困難である状況が挙げられ、さらには手による目標部位へのアクセスが制約され、あるいは不可能である商業および家庭の用途が挙げられる。他の状況としては、例えば危険な化学物質にさらされた作業空間など、作業環境がユーザにとって危険である産業用途を例えば挙げることができる。さらに他の環境としては、危険でありあるいは敵対的である場所への工具または器具の配置など、ユーザがリスクにさらされる可能性がある警察または軍事の用途を例えば挙げることができる。

【0004】

40

50

外科的処置を説明用の例として使用すると、内視鏡検査および腹腔鏡検査などといった処置が、典型的には、目標とする器官または組織において操縦され、あるいは体外の位置から目標とする器官または組織へと操縦される器具を使用している。内視鏡的処置の例としては、S字結腸鏡検査法、結腸内視術、食道胃十二指腸内視鏡検査法、および気管支鏡検査法が挙げられる。伝統的には、内視鏡の挿入チューブが、前方へと押すことによって進められ、後方へと引くことによって引き込まれる。チューブの先端を、ねじりならびに全体的な上下および左右の動きによって案内することができる。このように運動の範囲が限られているため、急角度の操縦（例えば、直腸S字結腸において）は困難であることが多く、患者の不快を引き起こし、周囲の組織を傷つける恐れを大きくしている。腹腔鏡検査は、解剖学的目印に従ったトロカール・ポートの設置を必要とする。ポートの数は、通常は、意図される処置に応じ、さらには満足できる組織の可動化および手術野の露出を達成するために必要とされる器具の数に応じ、さまざまである。例えば、術後の苦痛が少なく、早期に運動が可能であり、付着の形成が少ないなど、腹腔鏡手術には多数の利点が存在するが、器官の最適な引き込みおよび従来からの器具の操縦を腹腔鏡ポートを通じて行うことは、困難であることが多い。場合によっては、これらの欠点が、手術時間の増大やホチキスおよび縫合糸などといった要素の不正確な配置につながる可能性がある。操向可能なカテーテルも、診断および治療の両用途においてよく知られている。内視鏡と同様、そのようなカテーテルの先端も、患者の脈管構造を移動するための運動について、大まかに限られた範囲でしか案内することができない。

#### 【0005】

操縦性を向上させた内視鏡およびカテーテルを設計する試みが、すでに存在している。例えば、Satōの特許文献1、Ailingерらの特許文献2、Alottらの特許文献3、およびSakaiの特許文献4が、1組のワイヤを操作することによって湾曲させることができる1つ以上の可撓部位を備える内視鏡器具を説明している。ワイヤは、回転ピニオン（Satō）、操作ノブ（Ailingerら）、操縦アーム（Alottら）、またはブーリ機構（Satō）によって、器具の近位端から操作される。Bouryらの特許文献5は、カテーテルの壁体内を延びる4本のワイヤを有する操縦可能なカテーテルを開示している。各ワイヤは、カテーテルの種々の部位を終端としている。ワイヤの近位端が、カテーテルから緩く突き出しており、医師がワイヤの近位端を引っ張ることができる。医師は、ワイヤを選択的に引っ張り下に置くことによってカテーテルを形作ることができ、したがってカテーテルを操縦することができる。

#### 【0006】

上述の装置のそれぞれは、遠方から操縦が可能であるけれども、運動の範囲がおおむね限定的である。また、操縦のための機構が、カテーテルを形付けるべく各ワイヤを別個に引っ張らなければならないBouryらのカテーテルなどのように、使用に苦労すると考えられる。さらには、例えばノブおよびブーリ機構を使用する内視鏡または操縦可能なカテーテルの場合には、患者の体内を通っての装置の操縦に熟練するために、かなりの量の訓練が必要である。

【特許文献1】米国特許第3,557,780号明細書

【特許文献2】米国特許第5,271,381号明細書

【特許文献3】米国特許第5,916,146号明細書

【特許文献4】米国特許第6,270,453号明細書

【特許文献5】米国特許第5,916,147号明細書

#### 【発明の開示】

##### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0007】

したがって、複雑な形状を良好な制御性にて移動できるように優れた遠隔操縦性を備えている装置であれば、より効率的かつ正確に器具および工具を前進させて配置することができるであろう。また、そのような装置に、そのような優れた操縦性を達成するために、より直観的かつ手軽なユーザ・インターフェイスを備えれば、好都合であると考えられる。

10

20

30

40

50

そのような装置は、多数の産業にまたがり、器具および工具の案内、操縦、および／または操作において、幅広い用途を有すると考えられる。さらには、そのような装置は、それ自身、余興的、娛樂的、および教育的価値を有するものと考えられる。

【課題を解決するための手段】

【0008】

(発明の要旨)

本発明は、これらに限られるわけではないが器具および工具の遠隔操作などといった種々の目的に有用な関節運動機構およびその構成要素を提供する。そのような器具および工具としては、これらに限られるわけではないが内視鏡、光源、カテーテル、ドップラー流量計、マイクロホン、プローブ、鉤 (retractor)、ディセクター (dissector)、ホチキス、クランプ、把持具、はさみまたはカッター、ならびにアブレーションまたは焼灼用の要素など、外科用または診断用の器具または工具を挙げができる。非外科用の用途における他の器具または工具としては、これらに限られるわけではないが把持具、ドライバー、動力工具、溶接機、磁石、光学レンズおよびビューア、光源、電気工具、聴覚／視覚ツール、レーザ、モニタ、などが挙げられる。用途に応じ、本発明の関節運動機構および構成要素を、数々の器具および工具の組み込みまたは数々の器具および工具への適合に対応するため、容易に拡大縮小できると考えられる。関節運動機構を、これらの器具または工具を所望の目標部位へと操向するために使用することができ、さらにはそのような器具および工具を操作し、あるいは操作を容易にするために使用することができる。

10

20

【0009】

本発明の一変種においては、複数の可撓セグメント・ペアを備える関節運動機構であって、各ペアのそれぞれの可撓セグメントが、当該ペアの他方の可撓セグメントに対して離間した関係に維持されている関節運動機構が提供される。可撓セグメントは、少なくとも1つのリンクと少なくとも1つの可撓ヒンジとからなるユニットを有しており、当該機構において隣接する可撓セグメントが、可撓ヒンジによって接続されている。この機構は、さらに、少なくとも1つのペアの可撓セグメントを互いに接続する少なくとも1つのケーブル・セットを備えており、接続されたペアの一方の可撓セグメントを動かすことによって、当該ペアの他方の可撓セグメントに対応する相対運動が生じる。さらなる変種においては、さらなるペアの可撓セグメントを接続するさらなるケーブル・セットが設けられる。可撓セグメントが、当該機構の近位端部および遠位端部を形成でき、関節運動機構の近位端部の動きが、遠位端部の対応する相対運動をもたらす。二次元における運動のために、可撓ヒンジが平行に整列する。三次元における運動のために、当該機構の少なくとも1つの可撓ヒンジが、当該機構の少なくとも1つの他の可撓ヒンジに対して鋭角に向けられる。三次元における最大範囲の運動のために、少なくとも1つの可撓ヒンジが、少なくとも1つの他の可撓ヒンジに対して直角に向けられる。

30

【0010】

本発明の他の変種においては、関節運動機構において使用するための可撓部材が提供される。可撓部材は、一体に接続される1つ以上の可撓セグメントを含む。可撓部材を、任意の数の可撓セグメントで形成でき、部材を縦の様相で一体に軸方向に接続するための相互手段をさらに設けることができる。可撓部材を、本発明による関節運動機構を形成するために使用することができ、あるいは他の機構または装置に取り入れることができる。一変種においては、可撓部材が、平行に向けられた可撓ヒンジを備えている。他の変種においては、可撓部材が、少なくとも1つの他の可撓ヒンジに対して鋭角に向けられた少なくとも1つの可撓ヒンジを備えている。さらなる変種においては、少なくとも1つの可撓ヒンジが、少なくとも1つの他の可撓ヒンジに対して直角に向けられている。

40

【0011】

本発明のさらなる変種においては、本発明による可撓部材または関節運動機構を形成することができ、あるいは本発明による可撓部材または関節運動機構に取り入れることができ、可撓セグメントが提供される。可撓セグメントは、少なくとも1つのリンクと少なく

50

とも 1 つの可撓ヒンジとからなるユニットを含んでいる。或る変種においては、これらの可撓セグメントが、特定の所定の位置にて曲がりまたは屈曲を生じる可撓ヒンジを備えて設計され、その位置が、セグメントを通って延びるケーブルに対して特有の効果を有している。詳しくは、それら所定の位置が、可撓セグメントを通過するケーブルの相対的な張り具合に影響を及ぼす。この影響は、ケーブル引っ張りバイアスとも称されるが、負、中立、または正であってよい。一態様においては、前記所定の屈曲位置が、当該機構が曲げられ、すなわち関節運動を生じたときに、隣接する可撓セグメントを通過する 1 本以上のケーブルにたるみを生む負のケーブル引っ張りバイアスをもたらす。他の態様においては、前記所定の屈曲位置が、当該機構が曲げられ、すなわち関節運動を生じたときに、ケーブルのたるみが低減または除去される中立のケーブル引っ張りバイアスをもたらす。さらに他の態様においては、前記所定の屈曲位置が、当該機構が曲げられ、すなわち関節運動を生じたときに、可撓セグメントに組み合わせられた 1 本以上のケーブルの張力が増加する正のケーブル引っ張りバイアスをもたらす。これらの構成のそれぞれが、眼前の特定の用途に応じた利点を有すると考えられる。

#### 【0012】

本発明のさらなる態様においては、工具または器具を、関節運動機構の遠位端に取り付け、あるいは関節運動機構の遠位端から延伸させることができ、あるいは関節運動機構を、他のやり方でそのような器具または工具へと取り入れることができる。外科用の用途の場合には、外科用または診断用の交互の例として、これらに限られるわけではないが内視鏡、光源、カテーテル、ドップラー流量計、マイクロホン、プローブ、鉤、ディセクター、ホチキス、クランプ、把持具、はさみまたはカッター、ならびにアブレーションまたは焼灼用の要素を挙げることができる。他の用途については、これらに限られるわけではないが、例えば把持具、ドライバー、動力工具、溶接機、磁石、光学レンズおよびビューア、光源、電気工具、聴覚／視覚ツール、レーザ、光源、モニタ、など、数々の工具または器具を同様に想定することができる。工具または器具の種類、取り付けの方法および位置、ならびに用途および用法としては、これらに限られるわけではないが、本件出願と所有者が同一であって同時に係属中であり、その全体が本明細書中に参考として援用されたものとする米国特許出願第 10 / 444,769 号および第 10 / 928,479 号に記載のものを挙げることができる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0013】

##### （発明の詳細な説明）

本発明による関節運動機構は、広くには、複数の可撓セグメント・ペアおよび少なくとも個々の 1 つの可撓セグメント・ペアを接続している少なくとも 1 つのケーブル・セットを含んでいる。或るいくつかの実施の形態においては、関節運動機構を、可撓セグメントで作られ、さまざまな数のリンクを有することができる可撓部材で構成することができる。本明細書において使用されるとき、用語「リンク」は、当該機構、可撓部材、または可撓セグメントの個別の一部分であって、当該機構、可撓部材、または可撓セグメントの他の個別の一部分に対して相対運動できる一部分を指す。リンクは、必須ではないが典型的には、円筒形である。リンクは、当該機構、可撓部材、または可撓セグメントの長手軸に沿っておおむね整列している。当該機構、可撓部材、または可撓セグメントの隣接するリンクが、可撓ヒンジによって接続される。さらに、当該関節運動機構、可撓部材、または可撓セグメントの端部のリンクを、当該機構の他の態様または当該機構に取り付けられた工具へと固定することができ、あるいは当該機構の他の態様または当該機構に取り付けられた工具へと組み込むことができる。用語「可撓ヒンジ」とは、リンクから延びており、曲がることができる個々の部位を指す。可撓ヒンジは、必須ではないが典型的には、当該機構、可撓部材、または可撓セグメントの長手軸に対して直角に配向している。リンクおよび可撓ヒンジは、必須ではないが典型的には、まとめて一体に形成されている。「可撓セグメント」は、通常は、可撓ヒンジによって接続された隣り合う 1 つ以上のリンクを含む。単一の自由度にて二次元に運動できる可撓セグメントは、2 つのリンクを接続するた

10

20

30

40

50

だ1つの可撓ヒンジを有することができる。2つの自由度にて三次元に運動できる可撓セグメントは、互いにに対して鋭角に配されて3つのリンクを接続する2つの可撓ヒンジを有することができる。最大の三次元の運動範囲のためには、上記角度が直角である。可撓セグメントは、可撓部材または関節運動機構の構成部品片をもたらすことができる。「可撓セグメント・ペア」は、当該機構の一端に位置する可撓セグメントであって、当該機構の他端に位置する他の可撓セグメントに対応する可撓セグメントを指す。本発明による関節運動機構は、別個のペアの構成員である複数の可撓セグメントを備えることができる。可撓セグメントは、一般的には、近位端および遠位端を形成すべく配置され、各ペアの一方の可撓セグメントが近位端に位置し、他方の可撓セグメントが遠位端に位置する。三次元において最大限に自由な運動を達成するため、当該機構の少なくとも1つの可撓ヒンジが、当該機構の少なくとも1つの他のヒンジに対して直角に配置される。しかしながら、本発明は、可撓ヒンジが平行に配置される構成、または任意の鋭角でずらされている構成も想定している。

【0014】

ケーブル・セットが、個々のペアの可撓セグメントを、ペアのうちの一方の可撓セグメントを動かすことによって当該ペアの他方の可撓セグメントに対応する運動が生じるよう、互いに接続することができる。本明細書において使用されるとき、用語「アクティブ可撓セグメント」または「アクティブ可撓セグメント・ペア」は、ケーブル・セットによって互いに直接接続された可撓セグメントを指す。用語「スペーサ可撓セグメント」または「スペーサ可撓セグメント・ペア」は、ケーブル・セットによって直接接続されてはいない可撓セグメントを指す。しかしながら、スペーサ可撓セグメントをアクティブ可撓セグメントの間に配置して、アクティブ可撓セグメントを接続するケーブル・セットを通過させることができる。アクティブ可撓セグメント・ペアを操作できることで、さらに詳しく後述するように、容易に当該機構に複雑な三次元の立体配置および形状を形成させることができる。リンクを接続されることなく通過するケーブル・セットまたはワイヤに依存している従来の関節運動装置においては、このような複雑な形状を得ることが困難である。なぜならば、そのような装置は、典型的には操向用のケーブルまたはワイヤが各リンクを通過して最も遠位側のリンクで終わるように設計されているためである。すなわち、すべてのセグメントが、典型的には湾曲したアーチ状の様相で、ワイヤまたはケーブル・セットの動きに揃って応答して一緒に曲がるためである。

【0015】

複雑な形状の形成の他にも、本発明によれば、操作したアクティブ可撓セグメントを拘束し、それらセグメントが側方から加わる力による運動に抗することができるようすることによって、当該機構の剛性を高めることができる。所与の可撓セグメント・ペアについて、当該セグメント・ペアを所望の形状を達成すべく操作し、当該ペアの一方のセグメントを当該所望の形状に固定したときに、当該ペアの他方のセグメントが荷重に耐えて荷重が加えられていないときの所望の形状を維持できるならば、完全に拘束されているとみなすことができる。2つのリンクと1つの可撓ヒンジとを有する1自由度の可撓セグメントを完全に拘束するためには、少なくとも2本のケーブルが必要とされる。3つのリンクと2つの可撓ヒンジ（互いにに対して鋭角または直角に向けられている）とを有する2自由度の可撓セグメントについては、当該セグメントを完全に拘束するために少なくとも3本のケーブルが必要とされる。従来の関節運動装置には、これは常には当てはまらない。スペーサ可撓セグメントはこのように拘束されず、このような拘束されないスペーサ可撓セグメントを備えることは、動作させた機構の一部分をあまり剛でないようにしたい多数の状況において、好都合でありうる。

【0016】

用語「器具」および「工具」は、本明細書において交換可能に使用され、特定の目的を達成するために通常はユーザによって取り扱われる装置を指す。あくまで説明のみを目的として、本発明の関節運動機構を、遠方からアクセスされる体の領域において外科用または診断用の工具および器具を遠方から案内し、操作し、さらには／あるいは動作させるた

10

20

30

40

50

めの用法の文脈において説明する。すでに述べたように、外科および診断の用途以外の関節運動機構の他の用途も想定することができ、当業者にとって明らかである。広くには、そのような用途は、手による手作業の案内が容易ではなく、あるいは他にリスクまたは危険を呈しうる作業空間へと器具または工具を案内することが望まれるあらゆる状況を含む。それらには、これらに限られるわけではないが、狭い空間への工具、プローブ、センサ等の案内、あるいは例えば機械類の組み立てまたは修理のための遠方からの工具の精密な操作などといった工業上の用途が挙げられる。さらに、それらには、工具または器具を適用しようとする目標部位がアクセス困難である商業および家庭の状況が挙げられる。他の状況としては、例えば危険な化学物質にさらされた作業空間など、作業環境がユーザにとって危険である工業の用途を例えば挙げることができる。さらに他の状況としては、危険でありあるいは敵対的である場所への工具または器具の配置など、ユーザがリスクにさらされる可能性がある警察または軍事の用途を例えば挙げることができる。さらに他の用法として、単純に複雑な形状の遠隔操作が望まれる用途が挙げられる。それらには、玩具またはゲームなど余興または娯楽における使用、例えば操り人形、人形、小立像 (figurine) などの遠隔操作のための使用が挙げられる。

#### 【0017】

図1A～1Dに示した実施の形態に目を向けると、関節運動機構100が、近位端121および遠位端122を形成する複数の可撓セグメントを備えている。可撓セグメント111および112、113および114、115および116、117および118、ならびに119および120がそれぞれ、個々のペアの各構成員であり、ペアのうちの一方の可撓セグメント(111、113、115、117、または119)が近位端121に位置し、他方(112、114、116、118、または120)が遠位端122に位置している。図示のとおり、近位端121の可撓セグメント111は、互いに直角に向けられた可撓ヒンジ107および109によって接続されたリンク101、103、および105で形成されている。ケーブル・セットの通過および接続を可能にするため、ケーブル通路123が各リンクの周囲に位置して各リンクを貫いている。さらに可撓セグメントは、当該機構とともに使用される所望の工具または器具に関係するさらなるケーブル、ワイヤ、光ファイバ、または他の同様の要素を収容するため、可撓セグメントの長手軸を通って延びる中央通路124を備えている。ペアをなす遠位端122の可撓セグメント112も同様に、互いに直角に向けられた可撓ヒンジ108および110によって接続されたリンク102、104、および106で形成され、やはり同様のケーブル通路および中央通路を備えている。近位端および遠位端の両者の残りの可撓セグメント(113、115、117、および119、ならびに114、116、118、および120)は、或る1つのセグメントの最後のリンクを次のセグメントの最初のリンクとしても機能させつつ、同じ構成を有している。さらに、図示のとおり、それぞれの可撓ヒンジは、隣のヒンジに対して直角に配向されている。すでに述べたように、このような構成の可撓セグメントは、2つの自由度に運動することができ、三次元に運動可能である。近位側の可撓セグメント(111、113、115、および119)は、遠位側の可撓セグメント(112、114、116、および120)へと、それぞれケーブル131、133、135、および139のセットによって接続されている。したがって、これらの可撓セグメント・ペアは、アクティブ可撓セグメントである。可撓セグメント117および118は、ケーブル・セットによって直接接続されてはおらず、したがってスペーサ・セグメントとして機能する。この機構は、近位側の可撓セグメントと遠位側の可撓セグメントとの間にさらなる離間をもたらすため、スペーサ要素125を近位端121と遠位端122との間に配置してさらに備えている。スペーサ要素は任意であり、意図する用途に適した任意の長さであってよい。スペーサ要素は、可撓セグメント・ペアを接続しているすべてのケーブル、ならびに当該機構とともに使用される所望の工具または器具に関係するさらなるケーブル、ワイヤ、光ファイバ、または他の同様の要素を収容するように構成されている。

#### 【0018】

関節運動機構の近位端のアクティブ可撓セグメントのそれぞれは、対応する遠位端のア

10

20

30

40

50

クティブ可撓セグメントへと、2本以上のケーブルによって接続されている。ケーブル・セットのそれぞれを、少なくとも2本のケーブルで構成することができる。すでに述べたように、或る1つのアクティブ可撓セグメント・ペアの運動を、対応するケーブル・セットによって、他のあらゆる可撓セグメント・ペアとは独立に制御することができる。例えば、或る変種においては、ケーブル・セットが120°ずつ離間した3本のケーブルを備える。少なくとも1つの可撓ヒンジを少なくとも1つの他の可撓ヒンジに対して直角に配置して有しているアクティブ可撓セグメントを接続するために、3本のケーブルからなるセットを使用することで、アクティブ可撓セグメント・ペアのそれを、他のいずれのアクティブ・ペアとも独立に、3つの自由度に操作または運動させることができる。これら3つの自由度は、上下の運動、左右の運動、および回転または「横転」運動を含んでいる。複数のアクティブ可撓セグメントを組み合わせることによって、多数の自由度が達成され、関節運動機構を種々の複雑な形状に形付けることが可能になる。例えば、図1A～1Dに示した変種は、それぞれが3本のケーブルからなるセットによって別個独立に接続されている合計4つのアクティブ可撓セグメント・ペアを有しており、12の自由度における運動を可能にしている。このような多数の自由度は、機構のリンクを操作するためにただ1組のケーブルしか使用されていない典型的な従来の機構においては、得ることが不可能である。

#### 【0019】

すでに述べたように、さらに可撓セグメントは、図示のとおり、アクティブ可撓セグメント・ペアを接続するケーブルを通すための通路を備えている。所望であれば、さらにケーブル、ワイヤ、光ファイバ、および可撓内視鏡などを、可撓セグメントに設けられた中央通路を通して延伸させることができる。流体送入チューブを通すことができるよう、通路を設けることも可能である。さらに可撓セグメントを、例えばエネルギー源（アブレーション用またはコアギュレーション用）または光ファイバといった他の要素あるいは可撓内視鏡を関節運動機構の遠位端に取り付けるため、可撓セグメントの外側につながる接続チャネルを備えて設計することができる。接続チャネルを当該機構の遠位端から近位端まで延伸させるよう、2つ以上の可撓セグメントに接続チャネルを備えることができる。

#### 【0020】

図1Aを参照すると、近位側のアクティブ可撓セグメントへと固定されたケーブルが、スペーサ125を通過して、当該ペアの対応する遠位側のアクティブ可撓セグメントにつながっている。図1Bおよび1Cに示されているように、近位側のアクティブ可撓セグメントを動かすと、遠位側のアクティブ可撓セグメントに反対の相互運動が生じる。他の変種においては、遠位端122の相互運動が鏡像であるよう、スペーサ125を通じて伸びる際に、ケーブルに180°のねじりまたは回転を加えることができる。本発明の関節運動機構を、360°の範囲の相互運動をもたらすべく、0°～360°の間の任意の量でねじられたケーブルを備えるように構成することができる。

#### 【0021】

関節運動機構が、スペーサ可撓セグメント、すなわち個々のケーブル・セットによって接続されていない可撓セグメント（例えば、図1A～1Dの117および118）を含んでもよい。これらの可撓セグメントは、近位端または遠位端のいずれか、あるいは両者において、アクティブ可撓セグメントの間に挿入することができ、個々に動作させることはできないが、隣接するアクティブ可撓セグメントへのケーブル・セットの通過を許容する可撓セグメントとして機能する。スペーサ可撓セグメントは、当該機構の近位端および/または遠位端に追加の長さをもたらすために望まれる可能性がある。当該機構の一端にスペーサ可撓セグメントを追加して備える（あるいは、相手方よりも多数のスペーサ可撓セグメントを備える）ことで、対応する他端の移動または運動の比例拡大を可能にすることができる。例えば、近位端にスペーサ可撓セグメントを備える（あるいは、相手方よりも多数のスペーサ可撓セグメントを備える）と、遠位端において所望の運動を達成するために、ユーザは近位端においてより大きな動きを行わなければならないであろう。これは、例えば、このような遠位端の移動または運動の比例拡大なしではユーザが所望の処置を実

10

20

30

40

50

行するために必要な器用さを有していない恐れがある状況など、細かく繊細に制御された運動が望まれる状況において、好都合であろう。あるいは、遠位端にスペーサ可撓セグメントを設け（あるいは、相手方よりも多数のスペーサ可撓セグメントを設け）てもよく、その場合には、遠位端の移動の程度が、近位端の移動の程度に比例しつつ近位端の移動の程度よりも大きくなり、これも特定の用途において望ましいと考えられる。上述のほかにも、移動または運動の比例拡大を、近位端または遠位端のいずれかにおいて、アクティブ可撓セグメントまたはスペーサ可撓セグメントのケーブル通路パターンの半径を増減させることによって達成することができるが、これについては後でさらに詳しく説明する。

#### 【0022】

上述のように、上方、下方、右方、左方、斜め、および回転の運動を含む複雑な運動を、別個のケーブル・セットによって接続されたアクティブ可撓セグメントのペアを形成することによって達成できる。例えば、図1Bに示した変種においては、遠位端の最も遠位側のアクティブ可撓セグメント112を、他のすべての可撓セグメントを動かすようにしたままで、近位端の最も近位側の可撓セグメント111を操作することによって動かすことができる。さらには、最も遠位側の可撓セグメント112が当該機構の長手軸Z1を中心とする直円錐を描くように、近位側のセグメント111を操作することができ、そのような直円錐のベース直径は、可撓ヒンジの長さ大きくすること、ケーブルの可撓性を大にすること、および可撓セグメント112と隣接する次のアクティブ可撓セグメントとの間にスペーサ可撓セグメントを追加すること、などといった要因によって大きくなる。少なくとも同程度に重要なことに、近位側のセグメント111を、図1BにZ3で示されているように、自身の軸を中心として回転または「横転」させることができ、結果として当該機構を通って遠位側のセグメント112へと伝えられるトルクが、図1BにZ2で示されているようにセグメント112をセグメント112の軸を中心として回転させる。

10

20

#### 【0023】

図1Cに示されているように、遠位端の最も近位側のアクティブ可撓セグメント120が、他のすべての可撓セグメントを動かすようにしたままで、近位端の最も遠位側のアクティブ可撓セグメント、すなわち可撓セグメント119のみを操作することによって駆動される。この構成において近位端を操作することによって、駆動されたセグメントよりも遠位のセグメントの数が多くなるため、遠位端が、図1Bに関して上述した直円錐よりも大きなベース直径の直円錐を描くことができる。やはり、近位端を自身の軸を中心として回転または「横転」させることができ、結果としてトルクが、当該機構を通って遠位端へと伝えられる。

30

#### 【0024】

いくつかのセグメントの運動が、図1B～1Dに描かれているが、上方、下方、右方、左方、斜め、および回転の運動を含む他の複雑な三次元の運動を達成することも可能である。例えば、図1Dには、それぞれが互いに独立した方向を向いている複数の曲率を長さに沿って有している関節運動機構100の遠位端122を示している。すでに述べたように、図1A～1Dの関節運動機構100は、4つのアクティブ可撓セグメント・ペアを有しており、そのそれぞれが3本のケーブルを有するケーブル・セットによって接続され、12自由度の運動をもたらしているが、他の構成の可撓セグメント・ペアおよびケーブル・セットも、同様の複雑な運動および形状を容易に達成できる。異なる方向へと同時に曲がることができ、アクティブかつ複雑な構成を生み出すことができるという当該機構の能力は、それぞれのアクティブ可撓セグメント・ペアを対応するケーブル・セットによって別個独立に制御して駆動することによってもたらされている。

40

#### 【0025】

図2A～2Cに目を向けると、可撓部材200が、それぞれ可撓ヒンジ231、232、233、234、235、および236によって接続された一連のリンク202、204、206、208、210、212、および214によって形成された可撓セグメント216、218、および220を備えている。可撓部材の両端は、リンク202および214で終わっている。終端のリンク202は、終端リンク214から離れる方を向いた円

50

筒形の凹所 223 および六角形のボス 225 を備えている。一方で、終端リンク 214 は、終端リンク 202 から離れる方を向いた六角形のソケット 224 を備えている。図示のとおり、可撓ヒンジ 231、233、および 235 は、可撓ヒンジ 232、234、および 236 に対して直角に向けられている。図示のとおり、リンクはさらに、リンクを制御する個々のケーブル・セットを収容する通路 228 を備えている。この部材は、ケーブルが、リンクのケーブル通路を通過して、可撓セグメント 216 の終端のリンク 202 を終端とし、この終端リンク 202 に取り付けられるように設計されている。具体的には、ケーブルを、出口点 229 において通路 228 から出し、リンク 202 の凹所 223 へと固定することができる。これにより、可撓セグメント 216 が、残りの可撓セグメントをスペーサ可撓セグメントとしつつ、アクティブ可撓セグメントとして機能することができる。あるいは、ケーブル・セットが、他の可撓セグメントのうちの任意の 1 つを終端として、他の任意の可撓セグメントをアクティブ可撓セグメントとすることができます。また、ケーブル通路 228 が、円形のパターンに配置されて示されているが、各通路を当該部材において任意の半径方向の位置に配置することができるため、そのようなパターンは重要ではない。中央通路 227 が、可撓部材または可撓部材を備える関節運動機構に組み合わせられる任意の工具または器具のさらなる要素を収容するため、可撓部材を軸方向に貫いて延びている。あるいは、同様の通路を、周辺領域を含む当該部材の他の任意の半径方向の位置に設けてもよい。可撓部材を、本発明による関節運動機構の近位端および遠位端のすべてまたは一部に取り入れることができ、あるいは可撓部材が、本発明による関節運動機構の近位端および遠位端のすべてまたは一部を構成することができる。

10

20

#### 【0026】

可撓ヒンジ・システムは、種々の重要な利点を有している。1つは、可撓セグメント、可撓部材、または関節運動機構、あるいはこれら的一部を、複数のリンクを可撓ヒンジによって接続して有するただ 1 つの連続片として製造することができるため、製造および組み立てが容易である点にある。さらに、複数の可撓セグメントあるいは同一または異なる構成の部材を、幅広くさまざまな関節運動機構を生み出すべく容易に一体に接続することができ、そのような関節運動機構の特性は、部分的には、構成要素として使用される可撓セグメントまたは部材によって決まる。図 2A ~ 2C に示した実施の形態においては、相互のボス 225 およびソケット 224 によって、複数の可撓部材を互いに接続することができるが、当業者であれば、同じ目的を達成することができる種々の相互構造が存在することを、理解できるであろう。可撓ヒンジ・システムによってたらされるさらなる利点は、当該機構に沿ったトルク伝達能力の向上である。個々のリンクをケーブル・セットのみによって接続して有する機構では、加えられた力によってケーブルに或る程度のねじりが生じるため、トルクの伝達が容易ではない。さらに、可撓ヒンジ・システムによれば、動作を損なうことなく機構に沿った軸方向の荷重を加えることが可能である。軸方向の荷重のもとでも、機構の関節運動は、依然として滑らかかつ容易である。これは、個々のリンクが互いに摩擦接触しており、軸方向の荷重によってリンク間の摩擦力が大きくなつて運動が制限され、あるいは場合によってはリンクが完全に「固定」されてしまう他のいくつかの機構には当てはまらない。

30

#### 【0027】

最大限に自由な運動を実現するため、当該機構、可撓部材、または可撓セグメントの少なくとも 1 つの可撓ヒンジは、他の可撓ヒンジのうちの少なくとも 1 つに対して直角に向けられている。しかしながら、運動の自由がより制限されていてもよい用途においては、可撓ヒンジが必ずしも直交している必要はない。図 1 および 2 に示した実施の形態においては、連続するヒンジが互いに直交しているが、本発明は、連続する 2 つ以上のヒンジが互いに平行に向けられており、あるいは  $0^\circ$  ~  $90^\circ$  のどこかで互いにずらされている構成など、他の構成も想定している。

40

#### 【0028】

図 3 ~ 5 に目を向けると、可撓ヒンジが接続された隣接のリンクに対して所定の位置で湾曲またはたわみを生じる可撓セグメントの実施の形態が示されている。リンクは、その

50

他の点では、同じ全体直径、ケーブル通路間の同じ直径または距離、およびリンク間の同じすき間を有している。関節運動機構に組み込まれたとき、リンク間の所定のたわみ位置が、リンクを通過するケーブルの相対的な張り具合に対して、正、中立、または負の影響または付勢を有することができる。さらに詳しくは、可撓セグメントが、当該セグメントのリンクの片側に沿ってケーブルによって加えられる操作力ゆえに湾曲するとき、リンクの反対側を通過するケーブルの相対的な張り具合を、正、負、または中立の様相で左右することができる。この作用、すなわち付勢を、「ケーブル引っ張りバイアス」と称することも可能である。セグメントのリンクを関節運動させたときにケーブルに引っ張りが生じ、あるいはケーブルの引っ張りが大きくなる可撓セグメントを、「正のバイアス」を有していると称することができる。一方で、セグメントのリンクを関節運動させたときにケーブルの引っ張りが減少し、あるいはケーブルがたるむ可撓セグメントを、「負のバイアス」を有していると称することができる。ケーブルの引っ張りおよびケーブルのたるみが最小限となる可撓セグメントを、「中立のバイアス」を有していると称することができる。用途に応じ、このような正、中立、または負の作用が好都合でありうる。正、中立、または負のケーブル引っ張りバイアスを達成するための特定の所定のたわみ位置は、ケーブル通路パターンの直径、ケーブルが露出されるリンク間のすき間、およびリンクの最大たわみ角など、所与のリンク・ペアおよび接続ヒンジの特定の寸法によって決まる。これらの特定の所定のたわみ位置は、ケーブルがケーブル通路から現れ、あるいはケーブル通路から出るリンク表面に対する特定のオフセット（正または負）として測定することができる。動作時、可撓セグメントのリンクが所望の位置または構成へと操作されるとき、所与の2つのリンクの間の可撓ヒンジがたわみ、あるいは湾曲し、2つのリンクがヒンジを中心にして互いに向かい、あるいは互いから遠ざかるようにたわみ、あるいは湾曲する。中立バイアスの構成のもとでは、或る1つのリンク上の所与のケーブル通路出口点が他方のリンク上の対応するケーブル通路出口点に向かって移動する距離が、リンクの反対側の対向するケーブル通路出口点が他方のリンク上の対応するケーブル通路出口点から離れるように移動する距離に等しい。しかしながら、ケーブル通路出口点の2つのそれぞれの組の間の組み合わせの距離は、セグメントがたわんだか否かにかかわらず一定のままであり、これが中立のケーブル・バイアスを保つために重要である。そのような組み合わせの距離が等しくない場合、ケーブルのたるみまたは引っ張りの増加が生じうる。詳しくは、リンクをたわませたとき、対向する通路出口点の組の間の組み合わせの距離が、真っ直ぐな曲げられていない位置における組み合わせの距離よりも大きい場合、ケーブルの引っ張りが生じうる。一方で、たわみまたは曲げの際に、対向する通路出口点の組の間の組み合わせの距離が、真っ直ぐな曲げられていない位置に比べて短くなる場合、ケーブルにたるみが生じうる。

### 【 0 0 2 9 】

図3A～3Cに示した実施の形態においては、可撓セグメント240が、リンク244および245を接続する可撓ヒンジ246を備えている。リンクはさらに、ケーブル通路248を備えている。リンクは、ケーブル通路パターン直径Dを有し、ケーブルが露出するリンク間のすき間Gによって隔てられている。リンクは、ヒンジ246を中心とする最大たわみ角Tを有している。DがGの5倍であって、Tが20°である状況において、中立のケーブル引っ張りバイアスのための所望の所定のたわみ位置は、 $1/100 \times D$ のオフセット $O_1$ であり、これは事実上は、ケーブルがケーブル通路から現れ、すなわちケーブル通路から出るリンク245の表面247であり、あるいは表面247の付近である。換言すると、この状況においては、たわみ位置が、ケーブルが出現し、あるいはケーブルが出るリンク245の表面部分に整列し、あるいはほぼ整列している。この特定の構成においては、セグメントの運動の範囲にわたって、ケーブルのたるみが最小限にされる。ケーブルのたるみを最小限にすることによって、当該機構は、運動の範囲にわたって自身の形状を維持することができ、当該機構に加わって形状精度を損なうとする反作用力に耐えることができる。これは、大部分の用途において有用であろう。ケーブルのたるみを最小限にする可撓ヒンジの構成を、「中立のバイアス」を有していると称することができる

。

## 【0030】

図4A～4Cの実施の形態においては、可撓セグメント260が、所定のたわみ位置を隣接する2つのリンク264および265の間に位置させて備える可撓ヒンジ266を有している。リンク264および265が、ケーブル通路268を有している。この構成において、可撓ヒンジは、リンク265の表面267に対して正のオフセット $O_2$ を有している。上述のような寸法D、G、およびTの状況において、このたわみ位置は、負のケーブル引っ張りバイアスをもたらす。すなわち、リンクの片側に沿ってケーブルによって加えられる操作力ゆえにセグメントがこれらのリンクにおいて湾曲するとき、典型的には、リンクの反対側に沿ったケーブルにたるみが生み出される。いくつかの用途においては、このようなたるみの生成が、当該領域において装置の剛性を低下させ、当該領域に沿って分布する反作用力に対する抵抗を制限するため、好ましいと考えられる。これが望ましいと考えられる例として、敏感または脆弱な体構造を通り、あるいは敏感または脆弱な体構造の周囲で、当該機構を移動させる場合が挙げられる。或る程度のケーブルのたわみを許容する可撓ヒンジを、「負のバイアス」を有していると称することができる。10

## 【0031】

図5A～5Cにおいては、可撓セグメント280が、リンク284および285を接続する可撓ヒンジ286を備えている。やはりリンク284および285は、ケーブル通路288を備えている。この構成において、たわみ位置は、リンク285の表面287に対して負のオフセット $O_3$ を有している。すなわち、たわみ位置が、ケーブルが現れ、あるいはケーブルが出ているリンク285の表面部よりも下方にある。上述のような寸法D、G、およびTの状況において、このたわみ位置は、正のケーブル引っ張りバイアスをもたらす。すなわち、リンクの片側に沿ってケーブルによって加えられる操作力ゆえにセグメントがこれらのリンクにおいて湾曲するとき、典型的には、リンクの反対側に沿ったケーブルに張力が生み出される。いくつかの用途においては、このような張力の生成が、当該領域において装置の剛性を高めて、加えられる反作用力に抵抗するため、好ましいと考えられる。さらに、このような張力は、当該機構のさらなる曲げに対して抵抗をもたらし、ユーザにフィードバックを提供することができる。これが望ましいと考えられる例として、当該機構の曲げ過ぎ、すなわち「曲げ過剰」に対して、保護が重要である用途を挙げることができる。ケーブルに追加の張力を生み出すこの構成を有している可撓ヒンジを、「正のバイアス」を有していると称することができる。20

## 【0032】

図6は、本発明の他の実施の形態を示しており、関節運動機構300が、近位端321および遠位端322、ならびに両者の間に配置されたスペーサ要素325を備えている。遠位端322が、一連のリンク302、304、306、308、310、および312をそれぞれ可撓ヒンジ317、319、321、323、および325によって接続して形成した可撓セグメント316、318、320、322、および324を備えている。近位端321は、リンク301および303を可撓ヒンジ315によって接続して形成した可撓セグメント314を備えている。図示のとおり、可撓ヒンジがすべて、未作動の機構の長手軸（軸Zによって表わされているとおり）に沿って互いに平行に向けられている。このやり方では、機構が、三次元の運動ではなく、二次元の運動をもたらすことができる。さらにリンクは、当該機構の動作を制御するケーブル・セットを構成しているケーブル331および332を収容する通路を含んでいる。上述のとおり、機構は、ケーブルがリンクのケーブル通路を通過するように設計されている。ケーブルは、可撓セグメント316の遠位側の終端リンク302および可撓セグメント314の近位側の終端リンク301に固定されている。したがって、可撓セグメント316および314が、アクティブ可撓セグメント・ペアとして機能し、残りの可撓セグメントは、スペーサ可撓セグメントである。40

## 【0033】

図6は、駆動され、すなわち操作された状態の関節運動機構300を示している。見て50

取れるように、近位端 321 の近位側の可撓セグメント 314 が、角度 W だけ曲げられている。遠位端 322 にスペーサ・セグメントが追加されているため、全体として遠位端は同じ角度 W だけ曲がるが、累積の角度が角度 W に一致するよう、それぞれの可撓セグメント間の角度がより小さくなっている。一方で、当該機構の当初の軸線 Z に対する遠位端 322 の移動距離 Y は、軸 Z に対する遠位端 321 の移動距離 X に比例し、かつ移動距離 X よりも大きい。これは、スペーサ・セグメントの追加（または、除去）が、いかにして同じ全体としての曲げ角度を達成しつつ、より大きな（または、より小さな）横変位をもたらすのかを説明している。

#### 【0034】

図 7 は、本発明のさらなる実施の形態を示しており、関節運動機構 350 が、近位端 371 および遠位端 372 をスペーサ要素 375 によって隔てて有している。遠位端 372 は、リンク 352 および 354 を可撓ヒンジ 356 によって接続して形成した可撓セグメント 362 を備えている。近位端 371 は、リンク 351 および 353 を可撓ヒンジ 355 によって接続して形成した可撓セグメント 361 を備えている。やはり、可撓ヒンジがすべて、未作動の機構の長手軸（図示せず）に沿って互いに平行に向けられており、やはり三次元の運動ではなく、二次元の運動をもたらしている。さらにリンクは、当該機構の動作を制御するケーブル・セットを構成しているケーブル 381 および 382 を収容する通路を備えている。やはりこの機構も、ケーブルがリンクのケーブル通路を通過するように設計されている。ケーブルは、可撓セグメント 362 の遠位側の終端リンク 352 および可撓セグメント 361 の近位側の終端リンク 351 に固定されている。したがって、可撓セグメント 362 および 361 が、アクティブ可撓セグメント・ペアとして機能する。図示のとおり、近位端におけるリンク 351 および 353 のケーブル通路間の直径 K は、遠位端における対応するリンク 352 および 354 の直径 J よりも大きい。

#### 【0035】

図示のとおり、関節運動機構 350 は、駆動され、すなわち操作された状態にある。見て取れるように、近位端 371 の近位側の可撓セグメント 361 が、角度 H だけ曲げられている。しかしながら、遠位側の可撓セグメント 362 は、より大きな角度 P で曲がっている。これは、近位側のリンクと遠位側のリンクとの間で、ケーブル通路間の直径が異なっているためである。曲がりの角度の変化は、直径の相違にほぼ比例し、角度 P は、角度 H を 2 つの直径の比で乗算した角度に比例する（すなわち、 $P = H \times (K / J)$ ）。したがって、任意の 2 つのリンク・ペアについて、この相違を、リンクを未回転の状態に対して操作したときに生じる結果としての首振り角度に関して表現することができる。すなわち、それぞれリンクの中心軸から異なるケーブル通路位置半径  $R_1$  および  $R_2$  を有しており、かつ  $R_2 > R_1$  である所与のリンク・ペア  $L_1$  および  $L_2$  において、 $L_1$  を角度  $A_1$  まで首振りさせた場合、対応するリンク  $L_2$  は、結果として、 $A_2 = A_1 \times \sin^{-1}(R_1 / R_2)$  の首振り角度を有することになる。これは、ケーブル通路パターンの直径または半径を増加または減少させることによって、どのように当該機構の曲げまたはたわみの角度を比例的に増加または減少させることができるのかを説明している。これは、ユーザが操作する近位端における小さな曲げ角度が、遠位端において大きな曲げ角度または屈曲をもたらすことができ、外科用の工具または器具を配置および/または操作すべく遠位端の運動を拡大または増大させることができる外科手術の用途など、重要な人間工学的用途を有しうる。他の用途においては、ユーザが操作する近位端が遠位端に比べてより大きな曲げ角度を有することが、望ましいかもしれない。

#### 【0036】

さらにリンクは、上述の検討と矛盾しない範囲で、目的に応じた任意の寸法および形状であってよい。外科の用途においては、リンクの寸法および形状が、通常は、患者の年齢、対象とする領域の体構造、意図される用途、および医師の好みなどといった要因によって決まる。リンクは、必須ではないが通常は円筒形であり、すでに述べたように、可撓セグメント・ペアを接続するケーブルを通すための通路を備え、さらに当該機構とともに使用される所望の工具または器具に関係するさらなるケーブル、ワイヤ、光ファイバ、また

10

20

30

40

50

は他の同様の要素を通すための通路を備えている。通路の直径は、通常はケーブルの直径よりもわずかに大きく、滑り適合を生み出している。さらにリンクは、取り付け可能な外科用器具または診断工具の要素を収容し、あるいはそれらを動作させるケーブルを通過させるため、1つ以上のチャネルを備えることができる。リンクは、典型的には、用途に応じて約0.5mm～約15mm以上の直径を有することができる。内視鏡用途においては、小型の内視鏡器具のために、代表的な直径が約2mm～約3mmの範囲にあってよく、中程度の寸法の内視鏡器具のために、約5mm～約7mmの範囲にあってよく、大型の内視鏡器具のために、約10mm～約15mmの範囲にあってよい。カテーテル用としては、直径が約1mm～約5mmの範囲にあってよい。リンクの全長は、通常はリンク間に望まれる曲げ半径によって決まり、さまざまである。

10

#### 【0037】

関節運動機構、可撓部材、および可撓セグメントは、この技術分野において知られおり、用途に応じてさまざまであってよいいくつかの材料によって形成できる。製造を容易にするため、例えばポリエチレンまたはその共重合体、ポリエチレン・テレフタレートまたはその共重合体、ナイロン、シリコーン、ポリウレタン、フッ素重合体、ポリ塩化ビニル、ならびにこれらの組み合わせ、あるいはこの技術分野において公知の他の適切な材料など、射出成型可能なポリマーを使用することができる。

#### 【0038】

外科の用途においては、関節運動機構の前進を容易にするために、所望であればリンクまたはセグメントへと潤滑性のコーティングを配置することができる。潤滑性のコーティングとしては、ポリビニルピロリドンなどの親水性ポリマー、テトラフルオロエチレンなどのフッ素重合体、またはシリコーンを挙げることができる。放射線不透過性のマーカーを、放射線写真による画像化によって関節運動機構の位置を知らせるため、1つ以上のセグメントに備えてもよい。通常は、マーカーが蛍光透視によって検出される。

20

#### 【0039】

ケーブルの直径は、用途に応じてさまざまである。外科用途全般においては、ケーブルの直径は、約0.15mm～約3mmの範囲であってよい。カテーテル用途においては、代表的な直径が、約0.15mm～約0.75mmの範囲であってよい。内視鏡の用途においては、代表的な直径が、約0.5mm～約3mmの範囲であってよい。

#### 【0040】

30

ケーブルの柔軟性は、例えばケーブル材料の種類および編み方によって、あるいは物理的または化学的処理によって、さまざまでありうる。通常は、ケーブルの剛性または柔軟性は、関節運動機構の意図する用途によって求められる剛性または柔軟性に従って調節される。ケーブルは、これらに限られるわけではないが、ニッケル-チタニウム合金、ステンレス鋼またはその任意の合金、超弾性合金、カーボンファイバー、例えばポリ塩化ビニル、ポリオキシエチレン、ポリエチレン・テレフタレートおよび他のポリエステル、ポリオレフィン、ポリプロピレン、ならびにこれらの共重合体といったポリマー類、ナイロン、絹、さらにはこれらの組み合わせなどの生体適合性材料、またはこの技術分野において公知の他の適切な材料から作られる単線または多線縫りのワイヤであってよい。

#### 【0041】

40

ケーブルは、本件出願と所有者が同一であって同時に係属中であり、その全体が本明細書中に参考として援用されたものとする米国特許出願第10/444,769号および第10/928,479号に記載の方法など、接着剤の使用、ろう付け、はんだ付け、溶接などといったこの技術分野において公知のやり方に従って、アクティブ・ペアの可撓セグメントへと取り付けることができる。

#### 【0042】

添付の図面に示されている多数の関節運動機構および可撓部材は、或る特定の数の可撓セグメントおよび可撓セグメント・ペアを有しているが、これは単に、個々の機構または可撓セグメント構成要素の互いの関係を示すという説明の目的のためのものである。関節運動機構の意図する用途および所望の長さなどといった要因に応じて、任意の数の可撓セ

50

グメントおよび可撓セグメント・ペアを使用することが可能である。

【0043】

関節運動機構、可撓部材、または可撓セグメントの自然の構成は、通常は直線状であるが、所望であれば当該機構、可撓部材、または可撓セグメントを、あらかじめ形成された曲げを有するように製造することができる。関節運動機構の遠位端において、特定の曲率または他の複雑な構成を維持する望まれる場合には、例えば本件出願と所有者が同一であって同時に係属中であり、その全体が本明細書中に参考として援用されたものとする米国特許出願第10/444,769号および第10/928,479号に記載のやり方に従って、当該機構を所定の位置に「固定」することができる。例えば、近位側のセグメントを覆って滑らせることができる可鍛性のチューブを、近位側のセグメントを保持するように形作ることができ、したがって対応する遠位側のセグメントを、特定の構成に保持することができる。これは、例えば、ユーザが当該機構を所望の目標位置まで移動させ、当該機構をその位置に「固定」しつつ、例えば当該機構に組み合わせられた工具を操作し、あるいはまったく別個の手順に従事する場合に、好都合であると考えられる。「可鍛性」という用語は、チューブが、成形が可能であるように充分に柔軟でありながら、成形後の形態を維持できるように充分に剛であることを意味する。他の変種においては、関節運動機構の近位側および遠位側のセグメントを所定の位置に「固定」するため、可撓セグメントまたはセグメントを通じて伸びる1つ以上の接続チャネルへと、固定ロッドを挿入することができる。固定ロッドは、近位側および遠位側のセグメントを特定の構成に設定するため、成形して接続チャネルへと挿入することができる可鍛性の金属棒であってよく、あるいは固定ロッドに、前もって形作られた形態を与えてよい。さらなる変種においては、可撓セグメントまたは部材そのものを、所望の構成へと操作された後に自身の形状を保持する可鍛性の材料で形成することができる。

【0044】

すでに述べたように、本発明の関節運動機構を、患者の体外の位置から、自然の直線状の構成にて、あるいは近位端に種々の操作を加えた後に、外科用または診断用の器具工具を患者の体領域内で案内し、あるいは患者の体領域内の目標部位へと案内するために、使用することができる。適切に挿入した後、当該機構の近位端を動かすと、遠位端に相互の運動が生じる。さらには、遠位端に生じる方向性の運動を、遠位端に対する近位端の回転の度合いに応じて、反対にすることができる、鏡像対称とすることができ、あるいはそれ以外とすることができる。また、近位端が、遠位端の操向および操縦を制御するためのユーザ・インターフェイスであって、例えばワイヤの操向を制御するためにブーリまたはノブに依存している他の従来からの操向機構に比べて、好都合かつ使用が容易なユーザ・インターフェイスを提供する。このユーザ・インターフェイスは、例えば患者の体内に位置している当該機構の遠位端の形状および方向性の運動を、外部に位置する近位端のユーザ・インターフェイスの操作後の形状にもとづいて、例えばユーザが容易に視覚的に把握できるようにする。さらなる変種においては、可撓セグメントまたは部材そのものを、所望の構成へと操作されたのちに自身の形状を保持する可鍛性の材料で形成してもよい。

【0045】

関節運動機構を、これらに限られるわけではないが血管（頭蓋内血管、大血管、末梢血管、冠動脈、動脈瘤など）、心臓、食道、胃、腸、膀胱、尿管、卵管、胆管などの管、ならびに大小の気道など、中空または房状の器官および/または組織への外科用の器具、診断用の工具、種々のカテーテル、などの遠隔操作のために使用することができる。さらには、関節運動機構を、これらに限られるわけではないが皮膚、筋肉、脂肪、脳、肝臓、脾臓、および良性または悪性の腫瘍など、中実の器官および/または組織へと外科用の器具、診断用の工具、種々のカテーテル、などを遠方から案内するために使用することができる。関節運動機構は、ヒトを含む哺乳類の被験体において使用することができる（哺乳類は、これらに限られるわけではないが靈長類、家畜、スポーツ動物、猫、犬、ウサギ、マウス、およびラットを含む）。

【0046】

10

20

30

40

50

図8～12に目を向けると、可撓セグメントを備える関節運動機構を外科用の器具に取り入れてなる本発明の実施の形態が示されている。図8Aは、近位側の可撓部材406と遠位側の可撓部材407とを隔てる細長い軸405を備えている外科用把持器具400を示している。可撓部材は上述のとおりであり、近位端の動きが遠位端の対応する動きをもたらすように、複数のケーブルを個々の可撓セグメントに組み合わせて備えている。操作ハンドル402が、近位側の可撓部材406の近位端に位置しており、互いに向かって枢動可能であり、かつ互いから離れるように枢動可能である枢動アーム403および404を備える標準的なラチェット・ハンドルのインターフェイスを有している。アーム403の遠位端が、近位側の可撓部材406の近位端にしっかりと取り付けられている。把持工具410が、遠位側の可撓部材407の遠位端に取り付けられている。図8Bにさらに明白に示されているように、把持工具410は、顎ハウジング416へと接続された上側および下側の顎412および414を備えており、ハウジング416の基部418が、遠位側の可撓部材407の遠位端にしっかりと固定されている。

#### 【0047】

さらに詳しくは、顎ハウジング416が、対向して平行に延びる壁体420および422を備えており、顎412および414の近位端が、壁体の間に位置している。図8B～11Bに最もはっきりと見て取れるように、それぞれの顎が、2つの壁体間の空間を渡るピンを収容するスロットを備えている。具体的には、上側の顎412が、ピン423および424をそれぞれ収容するスロット452および456を備えている。下側の顎414は、ピン425および426を収容するスロット454および458を備えている。それぞれの顎のスロットは、顎の遠位側の把持部に対して或る角度に向けられており、それぞれのスロットの全長の大部分にわたって、互いにほぼ平行である。しかしながら、とくに図10Bおよび11Bに関して見て取れるように、両方のスロット452および454が、それぞれスロット456および458との平行からそれる近位端部453および455をそれぞれ有している。これは、さらに詳しく後述されるように、顎の動きに重要な影響を有している。さらに顎412および414は、切り欠き457および459を備えており、切り欠き457が、顎412においてスロット452および456の間に位置し、切り欠き459が、顎414においてスロット454および458の間に位置している。これらの切り欠き457および459が、顎が閉じられた位置にあるときに、それぞれピン424および426を収容する（図9Bを参照）。さらに顎412および414は、それぞれリンク・アーム436および438に枢動可能に接続されており、次いでリンク・アーム436および438の他端が、やはり壁体420および422の間でハウジング416内に位置するケーブル終端子430に接続されている。操作ケーブル432が、ケーブル終端子430に接続されてケーブル終端子430を終端とし、ケーブル432自身は、顎ハウジング416を通過し、さらに可撓部材407および細長い軸405を貫いて延びる中央通路（図示されていない）を通過して近位方向へと延び、他端においてハンドル402のアーム404を終端としている。付勢ばね434が、その軸をケーブル432に一致させて、ケーブル終端子430と顎ハウジング415の基部418との間に配置されている。顎412および414自身は、それぞれ対向する顎表面442および444を備えている。顎表面のそれには、例えば組織のアブレーションに適したエネルギー源を収容できる溝446および448が、それぞれ設けられている。

#### 【0048】

顎の構成および顎ハウジングの接続が、運動の最初の範囲において顎の平行運動を可能にしつつ、運動の第2の範囲において非平行な様相での顎の広がりを可能にするため、重要な利点をもたらしている。この運動の全範囲を、図9～11を参照することによって観察でき、顎が閉じた位置（図9Aおよび9B）から第1の開放位置（図10Aおよび10B）へと、このような動きの間中ずっと互いの平行を保ちつつ、運動することができる。次いで、顎は、この第1の開放位置から第2の開放位置（図11Aおよび11B）まで、非平行な様相で運動することができる。この第2の開放位置において、顎の遠位端が顎の近位端に比べて互いからより大きく広がっており、単一の枢支点によって接続された顎に

10

20

30

40

50

おいて生じる開口と同様に、先端において頸の間により大きな開口を生み出している。このより大きな開口は、目標とする組織または体構造の付近での頸の移動を容易にするため、好都合である。同時に、第1の開放位置(図10Aおよび10B)から閉鎖位置(図9Aおよび9B)へと閉じる際に、頸が互いに対する平行運動を保ち、これは目標とする組織へと閉じられるときに頸全体にわたって均一に力が分布するなど、種々の利点をもたらす。さらに、例えばアブレーションのために頸へとエネルギー源が取り付けられる場合に、頸が平行移動することによって、頸の長さにわたって組織へのエネルギーの伝達をより均一にすることができ、より均一かつ一貫したアブレーションをもたらすことができる。

#### 【0049】

この運動の全範囲は、以下のように達成される。見て取ることができるとおり、付勢ばね434が、頸を開放位置において互いに離すように継続的に付勢すべく位置している。ケーブル432およびケーブルに接続されたケーブル終端子430を器具の近位端に向かって平行移動させるべく、ハンドル402を動かすことによってばねの付勢に打ち勝ち、頸を図9Aおよび9Bに示されている閉鎖位置まで動かすことができる。ケーブルの張力が解放されると、頸が付勢によって閉鎖位置から第1の開放位置(図10Aおよび10B)へと開くが、スロット452、456および454、458がそれぞれピン423、424および425、426に対して平行移動するため、上側および下側の頸412および414がそれぞれスロット452、456および454、458と平行な方向に平行移動し、したがって頸は平行なままである。この範囲の運動の際には、ケーブル終端子430へと接続されたリンク・アーム436および438の終端も平行移動するが、リンク・アームによって加えられて非平行な運動を引き起こしうる力は、平行なスロット452、456および454、458にそれぞれ保持されているピン423、424および425、426の拘束力によって克服される。しかしながら、頸がさらに付勢によって開放するとき、ピン423および425がそれぞれ、それぞれのスロット456および458に対して平行からそれているスロット452および454の終端部453および455へと、相対的に平行移動する。ピンがこれらの非平行の部位へと相対移動することによって、リンク・アーム436および438が枢動ならびに平行移動でき、頸が第2の開放位置(図11Aおよび11B)へと移動するときに、頸412および414の互いに対する広がり運動がもたらされる。

#### 【0050】

またさらなる変種においては、本発明の関節運動機構および可撓セグメントを、カテーテルに組み合わせて、カテーテルを案内するために使用することができる。図16Aおよび16Bに示されているように、カテーテル700が関節運動機構を、機構の遠位端702をカテーテルの遠位端と一体にし、可撓部材704で形成された近位端をハンドル706から延伸させて取り入れている。近位端の可撓部材704は、本明細書において説明した可撓セグメントと同様の可撓セグメント711、713、および715で形成されている。遠位端の部位712、714、および716は、カテーテルの遠位端702の一体に形成された部位である。前進時のカテーテル700を案内するため、ケーブル・セット(図示せず)が遠位端の部位712、714、および716を近位端のセグメント711、713、および715へと、近位端の可撓部材704を操作することによって遠位端702を遠隔操作できるように接続している。図16Bによりはっきりと見られるように、カテーテル700の遠位端は、中央管腔724を備えるカテーテル・チューブであって、さらにカテーテルの全長にわたって延伸して、遠位側および近位側のセグメントを接続するケーブル・セット(図示されていない)を収容できる複数のケーブル通路728を備えるカテーテル・チューブを備えている。中央の管腔は、カテーテル先端へと例えばワイヤ、エネルギー源、または他の制御要素の通過をもたらすことができ、流体の通過のための貫通腔として機能することができ、あるいは他の方法でカテーテル管腔の公知の機能を提供することができる。ケーブルは、本件出願と所有者が同一であって同時に係属中であり、その全体が本明細書中に参考として援用されたものとする米国特許出願第10/444,769号に記載のように、所望の位置でカテーテル・チューブ内に固定することができる

10

20

30

40

50

。カテーテルの遠位端の各セグメントは、カテーテルを操作するときにさらなるレベルの制御を提供することができるよう、種々のデュロメータ (durometer) を有する材料で形成することができ、さらには / あるいはさまざまな長さであってよい。例えば、最も遠位側の部位が、最も近位側の部位に比べてより低いデュロメータであるならば、最も遠位端の部位を関節運動させるために必要とされるケーブル力が、最も近位側の部位を関節運動させるために必要とされる力に比べて小さくなるため、遠位端の制御性が向上する。他の実施の形態においては、遠位端のセグメントを、互いに当接するカテーテル・チューブ材料の個々の部位で形成し、当該部位内にケーブル・セットを通過させて固定することによって、互いに対する位置を維持することができる。さらに、カテーテル 700 が、本明細書に記載の可撓セグメントで形成された近位端の可撓部材 704 を備えているが、代案として近位端を、ケーブル・セットによって遠位端へと同様に接続される幅広くさまざまな関節運動リンク・システムで形成することも、さらに考えられる。そのような関節運動リンク・システムとしては、これらに限られるわけではないが、本件出願と所有者が同一であって同時に係属中であり、その全体が本明細書中に参考として援用されたものとする米国特許出願第 10 / 444,769 号および第 10 / 928,479 号に記載のシステムが挙げられる。

#### 【0051】

図 12 および 13 は、本発明の他の実施の形態による可撓セグメントを示している。図 12 に示されているように、可撓セグメント 500 は、リンク 502 および 504 を接続する 2 つの課盗品費 506 および 508 を備えており、それ以外では、すでに説明した可撓セグメントの多数の特徴を共有している。ケーブル通路 512 が、セグメント自身または他のセグメントを制御するためケーブルを受け入れて通過させるべく設けられている。さらに、中央通路 510 も設けられている。図 13 にさらに詳しく示されているように、可撓セグメント 500 は、内側コア 520 および外側カバー 540 という 2 つの構成部品で形成されている。可撓セグメントを、内側コアおよび外側カバーという構成部品で形成することで、さらに詳しく後述するとおり、製造状の利点がもたらされる。内側コア 520 が、外側カバー 540 の内側に軸方向に収容されるように構成されている。内側コア 520 は、それぞれおおむね円筒形であるリンク部 522 および 524 を備えている。可撓ヒンジ部 526 および 528 が、各リンク部を翼部 534 および 536 へと接続しており、翼部 534 および 536 が一体となって、2 つのリンク部に整列して 2 つのリンク部の間に位置するもう 1 つのおおむね円筒形の部位を形成し、これがリンク部と組み合わされて、形成後の可撓セグメント 500 の中央通路 510 をもたらしている。さらに内側コアは、コアの外表面に沿って長手方向に延びる整列フランジ 530 および 532 を備えている。同様に、外側カバー 540 も、やはりおおむね円筒形のリンク部 542 および 544 を有している。可撓ヒンジ部 546 および 548 が、各リンク部を、2 つのリンク部に整列して 2 つのリンク部の間に配置されたステム部 554 および 556 へと接続している。一連のケーブル溝 558 が、外側カバーの内表面 549 に沿って長手方向に延びている。さらに外側カバー 540 は、カバーの内表面に沿って長手方向に延びる整列溝 550 および 552 を備えており、溝 550 が、とくにステム部 554 および 556 に沿って延びている。これらの溝が、内側コアと外側カバーとが一体に組み立てられたときに、内側コアおよび外側カバーのそれぞれのリンク部および可撓ヒンジ部が互いに整列して成形後の可撓セグメント 500 のリンクおよび可撓ヒンジならびにケーブル通路 512 を形成するよう、それぞれ内側コア 520 の整列フランジ 530 および 532 を受け入れる。具体的には、リンク部 522 および 542 がリンク 502 を形成し、可撓ヒンジ部 526 および 546 が可撓ヒンジ 506 を形成し、可撓ヒンジ部 528 および 548 が可撓ヒンジ 508 を形成し、リンク部 524 および 544 がリンク 504 を形成する。内側コア 520 の外表面が外側カバー 540 の内表面に当接し、ケーブル溝 558 を長手方向に封じてケーブル通路 512 を形成している。

#### 【0052】

成型プロセスによって形成される可撓セグメントおよび可撓部材において、内側コアお

10

20

30

40

50

より外側カバーといった構成部品の製造は、可撓セグメントまたは可撓部材を単一の構成部品として製造するよりも、より簡単かつより経済的なプロセスであることができる。例えば、ケーブル通路を有する可撓セグメントをただ1つの構成部品として成型するためには、成型プロセスの一部として、部品の全長にわたって延びる多数の小さなコアピンを使用する必要がある。ケーブル溝を備える外側カバーという構成部品を成型することは、金型の空洞そのものが溝をもたらすため、より簡単なプロセスである。さらには、図12および13に描かれた実施の形態は、二重または二連の曲げヒンジ・リンク・セグメントであるが、これらに限られるわけではないが本明細書において説明した他のリンク、セグメント、および部材など、幅広くさまざまな可撓ヒンジ・リンク、セグメント、および可撓部材を、内側コアおよび外側カバーという構成部品から形成できることを、容易に理解できるであろう。さらには、他のリンクおよびリンク・システムを、同様に内側コアおよび外側カバーという構成部品で形成することができる。

#### 【0053】

この可撓セグメント500の特有の構成は、他の利点も達成する。とくには、可撓セグメント500の二重ヒンジの構成が、本件出願と所有者が同一であって同時に係属中であり、その全体が本明細書中に参考として援用されたものとする米国特許出願第10/928,479号に記載の中立ケーブル・バイアス二重枢動リンク・システムによってもたらされる様相と同様に、中立のケーブル・バイアスをもたらす。図12を参照すると、可撓ヒンジ506および508が、各リンク502および504の対向面におおむね一致する位置、すなわち操作ケーブルがそれぞれのリンクから出るケーブル通路出口点に一致する位置において、たわみまたは曲げを生じることを、理解できるであろう。可撓セグメントが、所望の位置または構成へと操作されるとき、それぞれの可撓ヒンジが、2つのリンクが二重ヒンジを中心として互いに向かい、あるいは互いに離れるように、たわみまたは曲げを生じる。さらには、このような二重ヒンジの曲げ作用の結果として、上述の中立ケーブル・バイアスの可撓セグメントと同様に、1つのリンクの所与のケーブル通路出口点が他方のリンクの対応するケーブル通路出口点に向かって移動する距離が、リンクの反対側の対向するケーブル通路出口点が他方のリンクの対応するケーブル通路出口点から離れるように移動する距離と等しい。しかしながら、ケーブル通路出口点の2つのそれぞれの組の間の組み合わせの距離は、セグメントがたわんだか否かにかかわらず一定のままであり、これが中立のケーブル・バイアスを保つために重要である。そのような組み合わせの距離が等しくない場合、ケーブルのたるみまたは引っ張りの増加が生じうる。詳しくは、リンクをたわませたとき、対向する通路出口点の組の間の組み合わせの距離が、真っ直ぐな曲げられていない位置における組み合わせの距離よりも大きい場合、ケーブルの引っ張りが生じうる。一方で、たわみまたは曲げの際に、対向する通路出口点の組の間の組み合わせの距離が、真っ直ぐな曲げられていない位置に比べて短くなる場合、ケーブルにたるみが生じうる。

#### 【0054】

可撓セグメント500の構成によって提供される他の利点としては、ヒンジ領域の過剰な曲げを防止するため、ストッパとして機能できる翼部536および534が挙げられる。可撓セグメント500が曲げまたはたわみを生じるとき、リンク502および504の対向面が、一方または他方の翼部に接触してさらなる曲げ運動が規制されるまで、互いに向かって動く。したがって、例えば60°の最大総曲げ角度となるように設計される可撓セグメントにおいては、翼部が、それぞれの可撓ヒンジを最大30°までに制限するように構成される。これが、可撓セグメント500に類似しているが單一ユニットからなる構成である可撓セグメント600を描いた図14および15を参照して、より明白に説明される。可撓セグメント500と同様、可撓セグメント600は、可撓ヒンジ606および608によって接続された2つのリンク602および604を備えている。ケーブルを受け入れて通過させるため、ケーブル通路612が設けられており、さらに中央通路610が設けられている。さらに具体的には、可撓ヒンジ606および608が、それぞれリンク602および604を、2つのリンクの間に配置されて2つのリンクに整列した翼部6

10

20

30

40

50

24および626へと接続している。さらに、翼部から長手方向に延びるステム部614および616が、リンク602および604に整列して、リンク602および604に接続されている。図15Bに最も明白に示されているように、翼部624が、可撓セグメント600のさらなる曲げを制限するためのストップとして機能している。

#### 【0055】

さらに本発明は、種々の関節運動機構および関連の付属品を提供するためのキットを想定している。例えば、種々の長さ、種々のセグメント直径、および／または種々の種類の工具または器具を有している関節運動機構を含んでいるキットを、提供することができる。キットは、随意により、さまざまな種類の固定ロッドまたは可塑性のカバーを含んでもよい。さらにキットを、特定の用途に合わせてあつらえることができる。例えば、外科の用途のためのキットを、例えば内視鏡検査、吸い戻し、またはカテーテルの配置のために構成することができ、さらには／あるいは例えば小児または成人といった特定の患者集団にあわせて構成することができる。

#### 【0056】

本明細書において引用されたすべての刊行物、特許、および特許出願は、あらゆる目的のため、あたかも個々の刊行物、特許、および特許出願のそれぞれが具体的かつ個別に本明細書中に参考として援用されるものと示されたのと同じ範囲において、その全体が本明細書中に参考として援用されたものとする。本発明を、理解を容易にする目的のための例証または例示として或る程度詳しく説明したが、本発明の教示に照らし、添付の特許請求の範囲の技術的思想および技術的範囲から離れることなく、いくつかの変更および変形が可能であることを、当業者であれば容易に理解できるであろう。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0057】

【図1】図1A～1Dは、本発明の一実施の形態による関節運動機構の斜視図を示しており、対応するケーブル・セットによって接続され、可撓ヒンジを互いに直角に向けて有している可撓セグメント・ペアを備えている。図1Aは、当該機構を、自然な操作されていない構成で示している。図1B～1Dは、当該機構を、種々の操作の状態について示している。

【図2A】図2Aは、本発明の他の実施の形態による可撓部材の斜視図であり、可撓ヒンジを互いに対して直角に向けて有している可撓セグメントを備えている。

#### 【図2B】図2Bは、図2Aの可撓セグメントの側面図である。

【図2C】図2Cは、図2Bに示した可撓セグメントについて、線A-Aによって指定される平面に沿って得た断面図である。

【図3A】図3Aおよび図3Bは、それぞれ本発明のさらに他の実施の形態による可撓部材の斜視図および側面図である。

【図3B】図3Aおよび図3Bは、それぞれ本発明のさらに他の実施の形態による可撓部材の斜視図および側面図である。

【図3C】図3Cは、図3Aの可撓部材について、線B-Bによって指定される平面に沿って得た断面図である。

【図4A】図4Aおよび図4Bは、それぞれ本発明のさらなる実施の形態による可撓セグメントの斜視図および側面図である。

【図4B】図4Aおよび図4Bは、それぞれ本発明のさらなる実施の形態による可撓セグメントの斜視図および側面図である。

【図4C】図4Cは、図4Aの可撓セグメントについて、線C-Cによって指定される平面に沿って得た断面図である。

【図5A】図5Aおよび図5Bは、それぞれ本発明のさらに他の実施の形態による可撓セグメントの斜視図および側面図である。

【図5B】図5Aおよび図5Bは、それぞれ本発明のさらに他の実施の形態による可撓セグメントの斜視図および側面図である。

【図5C】図5Aの可撓セグメントについて、線D-Dによって指定される平面に沿って

10

20

30

40

50

得た断面図である。

【図6】図6は、本発明の他の実施の形態による関節運動機構の側面断面図であり、近位端と遠位端との間の運動の拡大縮小を示している。

【図7】図7は、本発明のまた別の実施の形態による関節運動機構の側面断面図であり、近位端と遠位端との間の運動の別の拡大縮小を示している。

【図8A】図8Aは、本発明の一実施の形態による把持用工具および関節運動機構を取り入れた外科用器具の斜視図である。

【図8B】図8Bは、図8Aの器具の遠位端の拡大図であり、把持用工具をさらに詳細に示している。

【図9】図9Aおよび9Bは、それぞれ図8Bに示した把持用工具の閉鎖位置における端部の図および断面図であり、図9Bの断面図は、図9Aの線9B-9Bによって指定される平面に沿って得られている。

10

【図10】図10Aおよび10Bは、それぞれ図8Bに示した把持用工具の第1の開放位置（頸が平行なままである）における端部の図および断面図であり、図10Bの断面図は、図9Aの線10B-10Bによって指定される平面に沿って得られている。

【図11】図11Aおよび11Bは、それぞれ図8Bに示した把持用工具の第2の開放位置（頸が、非平行な位置へと動いている）における端部の図および断面図であり、図10Bの断面図は、図9Aの線10B-10Bによって指定される平面に沿って得られている。

【図12】図12は、本発明のさらに他の実施の形態の可撓セグメントの斜視図である。

20

【図13】図13は、図12の可撓セグメントの分解図であり、図12の可撓セグメントを形成する内側コアおよび外側カバーを示している。

【図14】図14Aおよび14Bは、それぞれ本発明のさらなる実施の形態による可撓セグメントの真っ直ぐな曲げられていない構成における側面図および断面図である。図14Bの断面図は、図14Aの14B-14Bによって指定される線に沿って得られている。

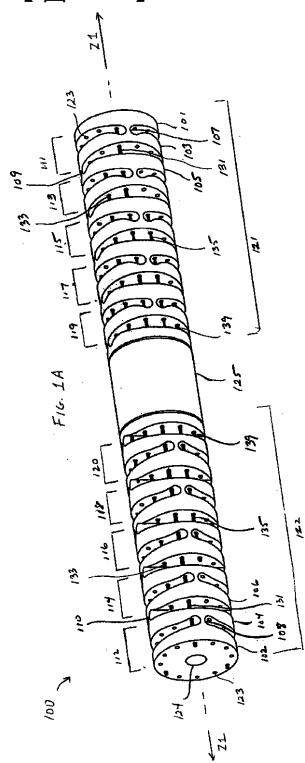
【図15】図15Aおよび15Bは、それぞれ図14Aおよび14Bの可撓セグメントの曲げられた構成における側面図および断面図である。図15Bの断面図は、図15Aの15B-15Bによって指定される線に沿って得られている。

【図16A】図16Aは、本発明の一実施の形態による関節運動機構を取り入れているカテーテルの斜視図である。

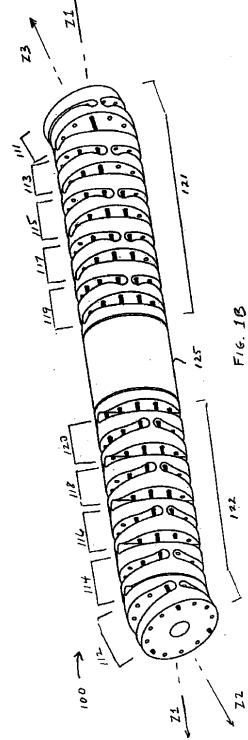
30

【図16B】図16Bは、図16Aのカテーテルの遠位端の拡大図である。

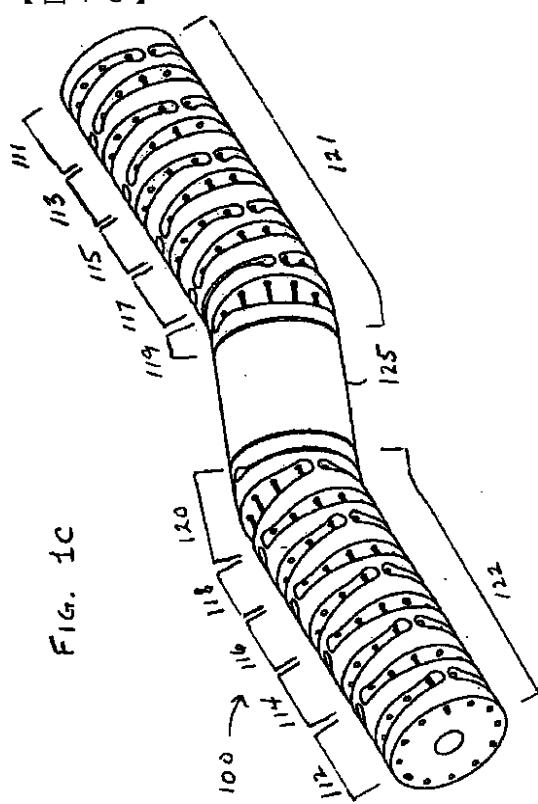
### 【図 1 A】



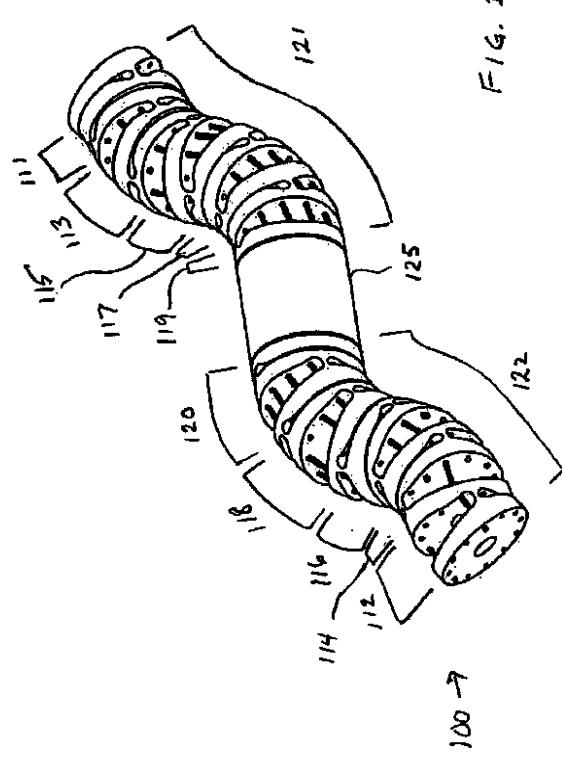
【図1B】



### 【図1C】



【 図 1 D 】



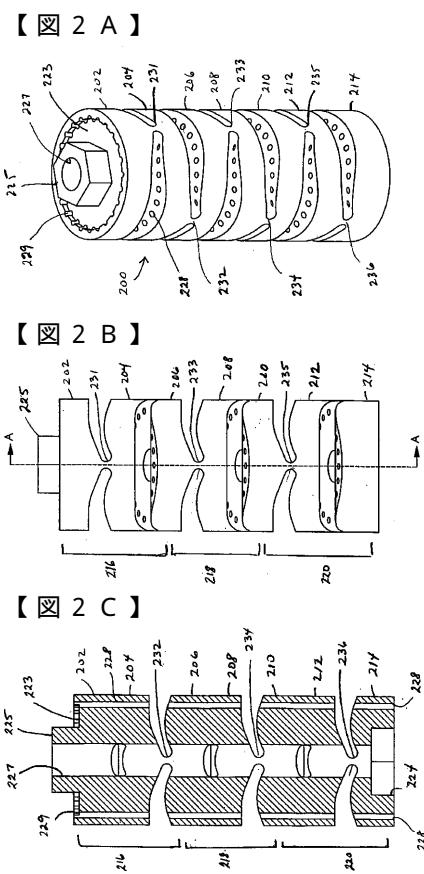
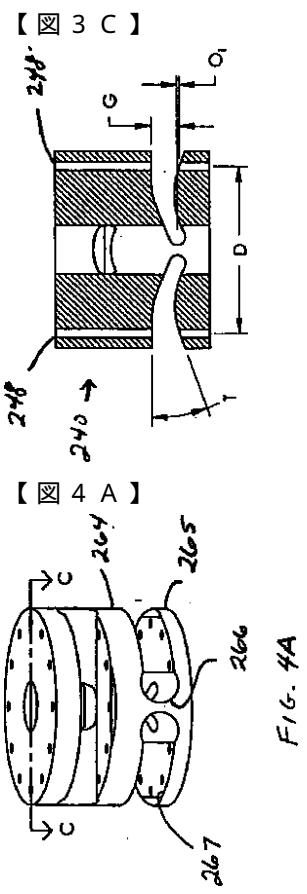


FIG. 2A

FIGURE 2B

70



Etc. 3c

FIG. 4A

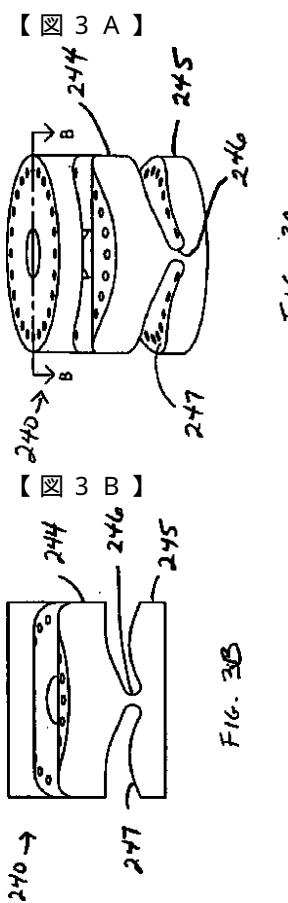
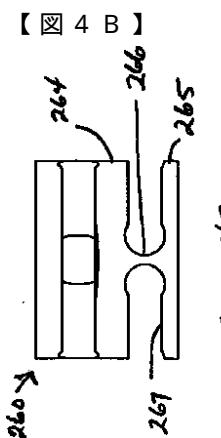


Fig. 3B

FIG. 34



F 16-4B

Fig. 3B

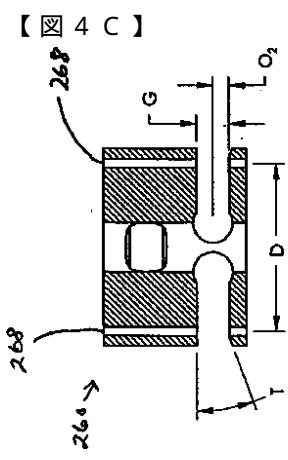
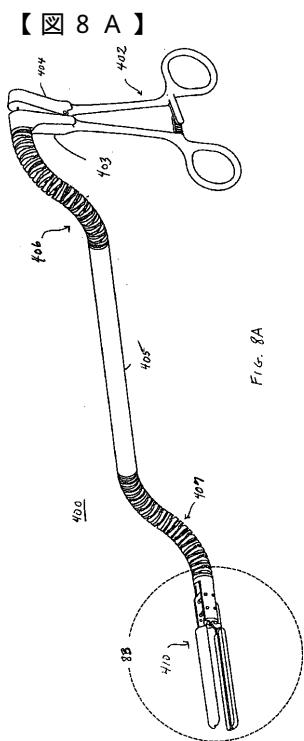
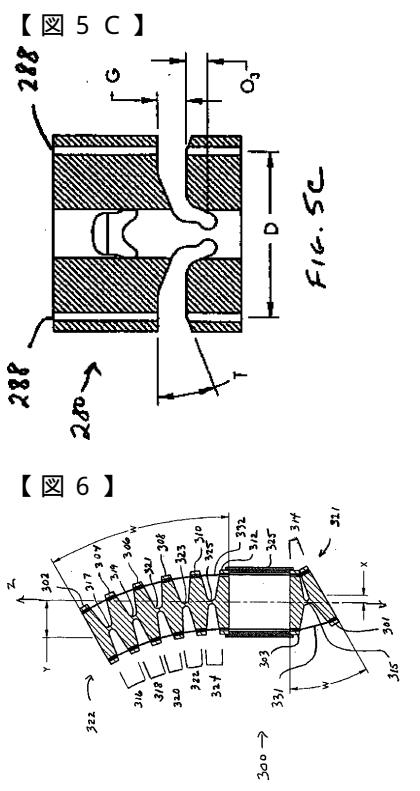
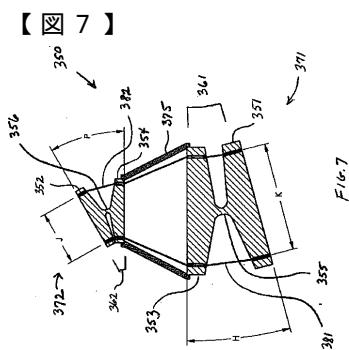
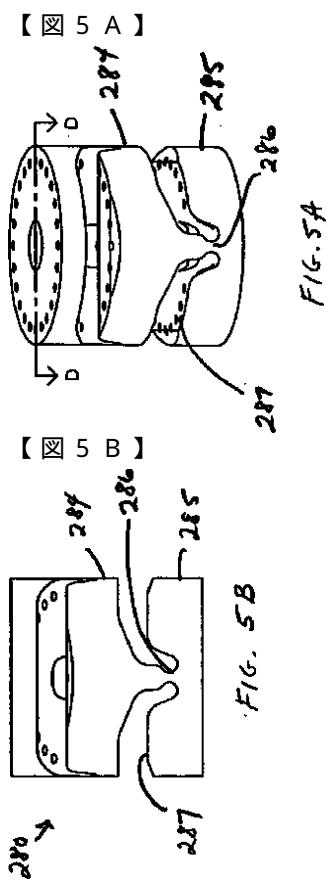


FIG. 4C



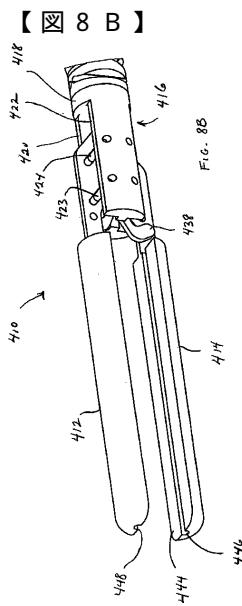


Fig. 6. 94

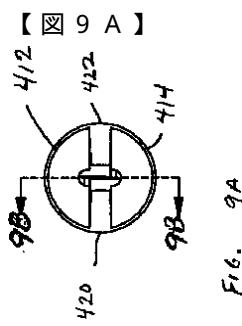


Fig. 6. 94

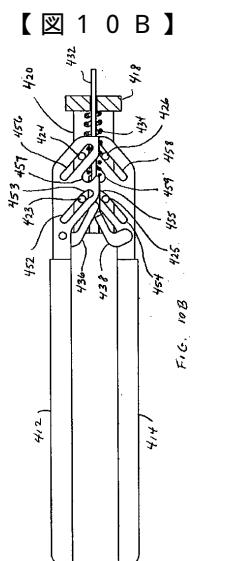
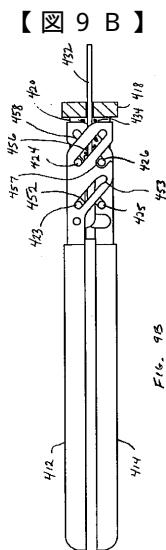


FIG. 11A



卷之三

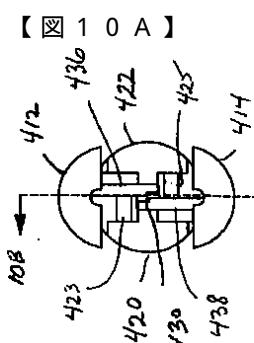
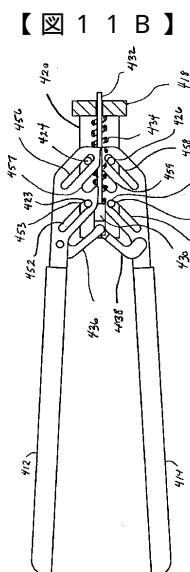


FIG. 104



【 义 1 2 】

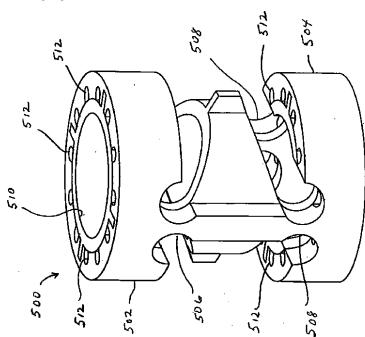
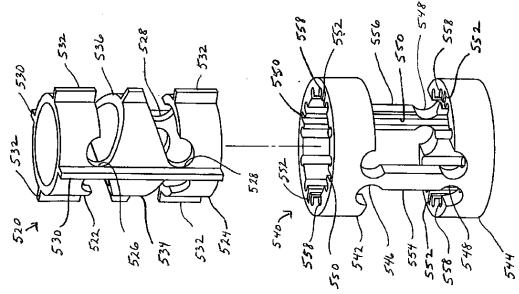


FIG. 12

【図13】



【図14A】

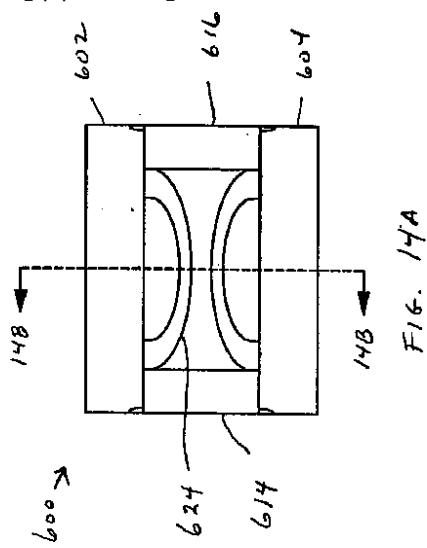


FIG. 14A

FIG. 13

【図14B】

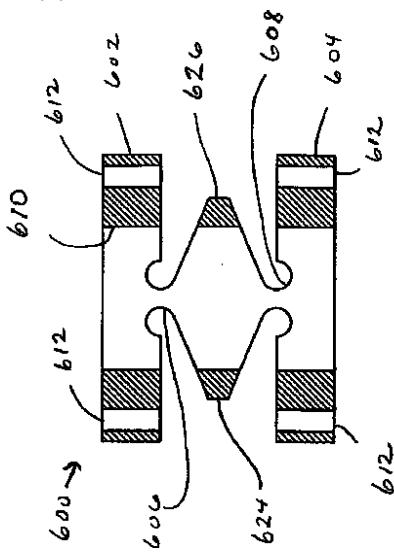


FIG. 14B

【図15A】

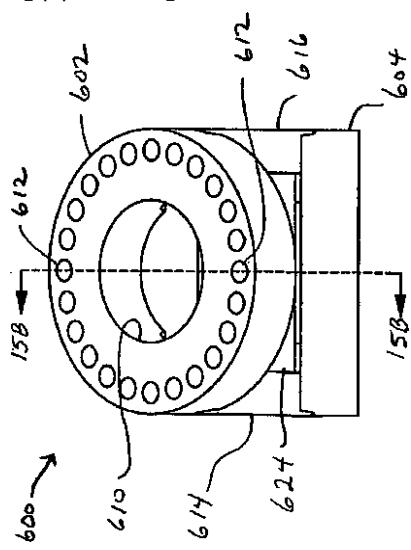


FIG. 15A

【図15B】

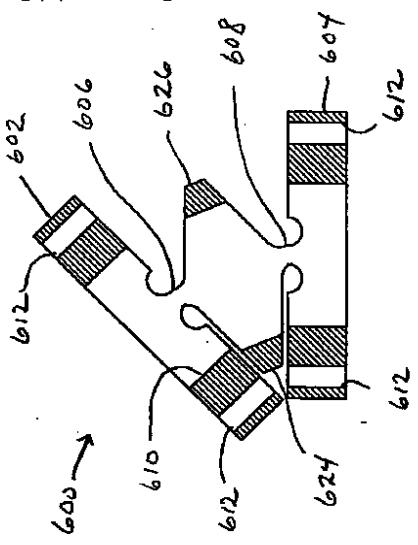
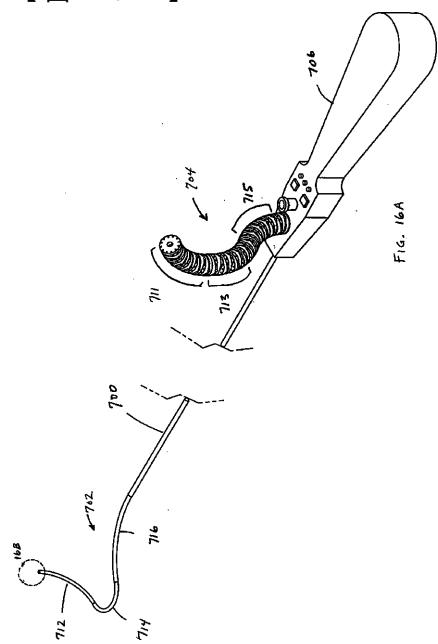
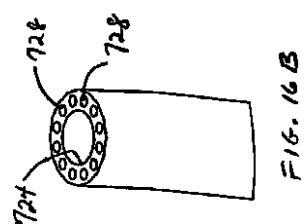


FIG. 15B

【図16A】



【図16B】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ヒンマン, キャメロン デール  
アメリカ合衆国 ノースカロライナ 28683, サーモンド, ロアリング ギャップ ロード 500

(72)発明者 ダニッツ, デイビッド ジェイ.  
アメリカ合衆国 カリフォルニア 95136, サンノゼ, ニュー トリアー アベニュー 5030

審査官 安田 明央

(56)参考文献 米国特許第05325845(US, A)  
国際公開第02/013682(WO, A1)  
特開昭61-171985(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 1/00-1/32