(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3638021号
(P3638021)
(45)発行日　平成17年4月13日(2005.4.13)　(24)登録日　平成17年1月21日(2005.1.21)

(51)Int.Cl.[7]　F I
A61B 17/28　A61B 17/28　310
A61B 17/32　A61B 17/32　330

請求項の数 10　(全 10 頁)

(21)出願番号　特願平5-518580
(86)(22)出願日　平成5年4月13日(1993.4.13)
(65)公表番号　特表平7-505801
(43)公表日　平成7年6月29日(1995.6.29)
(86)国際出願番号　PCT/US1993/003496
(87)国際公開番号　WO1993/020760
(87)国際公開日　平成5年10月28日(1993.10.28)
審査請求日　平成12年4月11日(2000.4.11)
(31)優先権主張番号　867,649
(32)優先日　平成4年4月13日(1992.4.13)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　597112324
メドトロニック，インコーポレイテッド
MEDTRONIC，　INC.
アメリカ合衆国，ミネソタ　55432－9924，ミネアポリス，メドトロニック　パークウェイ　ノースイースト　710
7000 CENTRAL AVENUE，N.E.，MINNEAPOLIS，MINNESOTA 55432，UNITED STATES OF AMERICA
(74)代理人　100062144
弁理士　青山　葆
(74)代理人　100086405
弁理士　河宮　治

最終頁に続く

(54)【発明の名称】外科器具

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

（ａ）長手方向に延在する孔を有する筒形ハウジングと、

（ｂ）前記ハウジングの孔を延在していて、近端部と遠端部とを有し、前記遠端部の少なくとも一部が形状記憶合金で構成されており、この遠端部が前記孔から突出すると前記形状記憶合金の記憶している第１形状を採るが、前記孔に引き込まれると前記孔に沿った第２形状を採るようになっている第１長尺部材と、

（ｃ）前記第１長尺部材とほぼ並行に延在して、前記第１長尺部材の前記第１及び第２形状との間での形状変化に伴って前記第１長尺部材と共に折曲自在にして、近端部と遠端部とを有し、第１長尺部材の軸心を中心としてその第１長尺部材に対して回転自在であって、前記遠端部の少なくとも一部が筒形であって、前記第１長尺部材の少なくとも一部を囲繞してなる第２長尺部材と、

（ｄ）（ｉ）前記第１長尺部材が第１形状から第２形状へと形状変化すると前記第２長尺部材と共に移動すると共に、（ii）第１長尺部材の軸心をほぼ中心としてその第１長尺部材に対して第２長尺部材により回転されるように、前記第２長尺部材の遠端部に充分確固に連結した操作ヘッドと

を備えることを特徴とする外科器具。

【請求項２】

請求項１に記載のものであって、第２長尺部材の遠端部の少なくとも一部が可撓性を有してなることを特徴とする外科器具。

【請求項３】
請求項１に記載のものであって、第２長尺部材の近端部が、操作ヘッドを回転させるべくハウジングの近端部に対して回転可能になっていることを特徴とする外科器具。
【請求項４】
請求項１に記載のものであって、第２長尺部材の近端部も筒形であって、この筒形近端部が第２長尺部材の筒形遠端部に連結されてなることを特徴とする外科器具。
【請求項５】
請求項４に記載のものであって、第２長尺部材の筒形近端部がハウジングの端部から突出しており、外科器具の操作者により回転されて操作ヘッドを回転させるように構成されてなることを特徴とする外科器具。
【請求項６】
請求項１に記載のものであって、前記形状記憶合金は、熱を加えなくとも一方の形状から他方の形状に変態することよりなることを特徴とする外科器具。
【請求項７】
請求項１に記載のものであって、前記操作ヘッドが器具を保持する保持手段からなることを特徴とする外科器具。
【請求項８】
請求項7に記載のものであって、前記保持手段は、クランプ用ジョー、ブレード、剪刀、針の群から選ばれた器具を保持することを特徴とする外科器具。
【請求項９】
請求項7に記載のものであって、前記器具を作動させる、長尺の作動手段を設けてなることを特徴とする外科器具。
【請求項１０】
請求項9に記載のものであって、前記作動手段は、前記第２長尺部材を貫通していることを特徴とする外科器具。
【発明の詳細な説明】
発明の分野
本発明は外科器具に関し、詳述すれば、最小侵襲外科療法（LIS療法、生体組織に対する侵襲を最小限にして行う外科療法）で用いる遠隔操作式外科器具に関する。
発明の背景
LIS療法は開放外科療法とは対照をなすものである。LIS療法には、生体内の管を介して行う外科的処置（内視療法）や、外科医が患者の生体に形成する一つかそれ以上の比較的小さな開口を介して行う外科的処置（外科的経皮処置）などがあり、外科的経皮処置の例としては、患者の腹壁に小口を形成する腹腔内視法、関節に小口を形成する関節内視法などがある。開放外科療法に比較した場合、LIS療法には、罹患率が小さいこと、患者の回復期間が短いこと、処置に要するコストが低いなどの利点がある。
LIS療法で用いられる外科器具は遠隔操作されるようになっている。このような外科器具は、患者の生体に挿入した状態で外科器具のハウジングの末端から外方に施術ヘッドを突出される一方、外科器具の近端側から施術者が施術ヘッドを操作するようになっているのが通常である。
従来公知の簡単なLIS外科器具には、チューブの遠端から外方に突出すると弾性的に離間するが、当該チューブに引っ込ませると元通り閉成する、例えばスチール製のフレキシブルワイヤが用いられている。このような外科器具の例は、米国特許第2,114,695号、同第2,137,710号、同第2,670,519号、同第3,404,677号などに開示されている。
形状記憶合金を含む種々の素材を利用したLIS外科器具もよく知られているところである。例えば1990年５月22日にスティス等に付与された米国特許第4,926,860号には、湾曲したカニューレと、通常は直線形になっている形状記憶合金製探針を用いた関節内視療法が開示されている。この場合での湾曲したカニューレは、関節の患部へのアクセスを容易にして、探針が患部を通過する際に当該探針を屈曲させるようになっている。しかし、探針がカニューレの遠端から外方に出る際は、当該探針は通常の直線形になっている。

ジェルヴィスに付与された米国特許第4,665,906号も、ある形状記憶合金の疑似弾性（SIM）特性（pseudoelastic property）を利用した医療器具を開示している。SIM疑似弾性特性とその長所については、本願明細書において後ほどに詳述する。

疑似弾性形状記憶合金を含む弾性材を利用したLIS外科器具についてもよく知られているところであり、その一例が本願出願人が1992年２月28日に出願をなした米国特許出願第843,775号に開示されている。この米国特許出願の一実施例には、骨ないしその他の生体部分の周囲に結紮糸を巻回するか、または、外科器具を広範囲の角度に亙って一掃させる必要なく生体部分を捕捉する器具が開示されている。この器具は、カニューレと、該カニューレ内に設けた疑似弾性部材とで構成されている。この一実施例では、カニューレは直線状になっており、疑似弾性部材は、生体構造部を捕捉すると共に、その生体構造部に対して施術が行えるほどカニューレから伸張されると、湾曲した形状を呈するようになっている。また、同出願の別実施例では、疑似弾性針を用いると共に、アーチ状の挿通路を介して当該疑似弾性針を施術部位に位置決めする方法を開示している。この米国特許出願第843,775号には、この他に、疑似弾性部材をハウジングから伸張させて対象を施術することを含むその他の類似例も開示されている。また、患者の生体における難近接部位に疑似弾性部材をアクセスさせる利点が当業者に明らかとなるその他の例。米国特許出願第843,775号をここに参考として挙げておく。

手術刃を回転させるようになっているLIS外科器具も従来公知である。例えば、ニクソンとモンブライミーに対して1988年２月９日に付与された米国特許第4,723,545号には、関節鏡を用いた手術に適したもので、筒状本体に装着されて当該筒状本体から突出できるようになっていると共に、筒状本体に対して揺動自在となった手術刃からなる外科器具が開示されている。手術刃を揺動させることで、修復すべき組織が強靭であろうとも、また、その組織の切断抵抗が大きくても、その組織の切除処置を容易にしている。また、1980年５月20日にボンネル等に付与された米国特許第4,203,444号には、膝の閉鎖性外科処置に適したものであって、外チューブとそのチューブに内臓した内チューブとからなる外科器具が開示されている。内チューブは刃を構成する剪断エッジが設けられていて、外チューブ内で100～200rpmの速度で回転するようになっている。剪断エッジで切除したものを取り出すのに、真空を利用できるようにしている。

従来のLIS外科器具やその他の外科器具を用いた場合、所望の施術部位に正確にアクセスするに当たり、また、所望の施術部位にアクセスできたとしても、外科器具を所望の方向に移動させるに当たり、当該外科器具を三次元運動をさせるのに問題がある。

1989年11月21日にナリューラに付与された米国特許第4,882,777号には、カテーテルに三次元運動をもたせたものが開示されている。即ち、この米国特許のカテーテルは、細管を介して挿通させるときは直線状に変形するほど充分な弾性を有しているが、平面には収まらない複雑な曲率を有している。カテーテルはその直線部と第１曲部に対して遠端が斜曲することで、当該遠端をカテーテルの近傍に自動的に位置決めするようにしている、当該遠端を所望内部部位の近傍に自動的に位置決めするようにしている。しかし、このような自動的な位置決めは、カテーテルが複雑な曲率で定まる所望の所定位置に対してしか行えない。

本発明は、従来の外科器具、とりわけ従来のLIS外科器具に付随する前述の諸問題点を解消するのを目的としている。

殊に、本発明は、施術者に対して、平面以外に別の角度での動きができるようにした外科器具を提供するのを目的としている。換言すれば、本発明は、外科器具の操作者をして、当該外科器具のヘッドを、どの方向にのびるものであっても良いが、一般に平面において曲がっている第１路に沿って処置部位へ位置決めできるようにすると共に、例えば前記第１路の方向に沿う軸心を中心とする別の方向に前記ヘッドを回転させることのできる外科器具を提供するのを目的としている。

また、横方への出っ張りなどが小さく、従ってLIS療法に適した外科器具を提供するのも、本発明の別の目的である。

発明の要旨

本発明は、
（ａ）長手方向に延在する孔を有する筒形ハウジングと、
（ｂ）前記ハウジングの孔を延在していて、近端部と遠端部とを有し、前記遠端部の少なくとも一部が弾性材（後で定義付けする）で構成されており、この遠端部が前記孔から突出すると第１形状を採るが、前記孔に引き込まれると折曲して第２形状を採るようになっている第１長尺部材とからなる外科器具において、
（ｃ）前記第１長尺部材とほぼ並行に延在して、前記第１長尺部材の前記第１及び第２形状との間での形状変化に伴って前記第１長尺部材と共に折曲自在にして、近端部と遠端部とを有し、第１長尺部材の軸心を中心としてその第１長尺部材に対して回転自在な第２長尺部材を前記第１長尺部材にそれとほぼ平行に延在して設けると共に、
（ｄ）（ｉ）前記第１長尺部材が第１形状から第２形状へと形状変化すると前記第２長尺部材と共に移動すると共に、（ii）第１長尺部材の軸心をほぼ中心として第２長尺部材により回転されるように、操作ヘッドを前記第２長尺部材の遠端部に充分確固に連結したことを特徴とする外科器具を提供するものである。

【図面の簡単な説明】

図１と図２とは、本発明による外科器具の第１及び第２実施例の一部破断部分斜視図をそれぞれ示す。

発明の詳細な説明

本発明では、第１長尺部材の遠端部の少なくとも一部を弾性材で構成するのを必須としている。

本発明の幾つかの実施例では弾性材としてはどの種のものでも良いが、一般に疑似弾性材が望ましい。疑似弾性特性を呈する材料は幾多とあり、どれも本発明の実施例で用いることができる。殊に、疑似弾性形状記憶合金を使うのが望ましい。

本明細書で用いる「弾性材」なる用語は、バネ様特性を有するもの、即ち、応力を加えると変形するが、この応力を除去するともとの形状へ戻るか整復することのできる材料を意味する。このような材料としては、ポリマーや金属、或いはその組合せであっても良い。尤も形状記憶合金の如くの金属材を用いるのが望ましい。疑似弾性、特に超弾性を有する形状記憶合金が特に望ましい。本発明で用いる弾性材は、１％以上、一般に２％以上の弾性変形を奏するようになってる。好ましくは、４％以上、より好ましくは６％以上の弾性変形を奏するようになっている。

この弾性材は、少なくともその一部が疑似弾性材、例えば類似弾性を呈する形状記憶合金からなる。超弾性（一部の文献では、非線形疑似弾性とも言っている）を呈する形状記憶合金が特に望ましい。

ドゥリッグの米国特許第4,935,068号には、形状記憶合金の基本原理が説明されている。マルテンサイト相とオーステナイト相との間で変態する一部の合金は、形状記憶効果を呈することができる。これらの相間での変態作用は、温度変化により惹起されることもある。例えば、マルテンサイト相の形状記憶合金は、その温度がAs点を越えるとオーステナイト相へと変態し、その温度が更にAf点へ上昇すると変態作用が完了する。また、温度がMs点以下へと降下すると順方向変態作用が起こり、更にMf点以下に降下すると順方向変態作用が完了する。温度点Ms、Mf、As、Afは、形状記憶合金の熱変態ヒステリシスループを構成している。

ある条件の下では、形状記憶合金は、温度変化に頼らず形状変化をなし遂げる疑似弾性を呈する。このような疑似弾性合金は、従来の金属の弾性変形の限度より遥かに大きい弾性変形を呈することができる。

本発明の外科器具で利用するのが望ましい、ある形状記憶合金の疑似弾性の特性については、1990年にバダーワース出版社（Butterworth Publishers）から、ドゥリッグ、メルトン、ストエッケル、ウェイマンを編者として刊行された「Engineering Aspects of Shape Memory Alloys（形状記憶合金の機械工学的様相）」の第380頁における、ドゥリッグとザドノによる論文「An Engineer's Perspective of Pseudoelasticity（エンジニアから見た疑似弾性）」において論じられている。そこで論じられているように、一部の合金は

二種の疑似弾性を呈することができる。
「超弾性」は、As点よりも高温で、Md点よりも低温の温度ではオーステナイト相を呈する合金を適当に処理すると発生する。（ここでのAs点は、マルテンサイト相の形状記憶合金を加熱するとオーステナイト相への変態作用が開始する温度を、また、Md点は、応力を加えることによりマルテンサイト相への変態作用が発生する最大温度を意味する。）そこで、合金が完全に再結晶化する温度よりも低い温度で当該合金を焼鈍すると、超弾性が得られるようになる。形状記憶合金に超弾性をもたせる別の方法としては、溶液処理、エージング、合金化などがあるが、これについても前掲の「An Engineer's Perspective of Pseudoelasticity」において論じられている。つまり、ある物を所望の形状に保持して焼鈍するか、溶液処理してエージングすると、当該形状に保形した物が得られる。また、超弾性を呈する合金でできた物は、11%かそれ以上可逆的に変形することができる。それに対して、「線形疑似弾性」は、相変化を伴うものとは思えない。この線形疑似弾性は、冷間加工するか、または、照射によりマルテンサイトを安定化したもので、前述のように焼鈍しなかった形状記憶合金が呈するものである。線形疑似弾性を呈する合金からできた物は、ほぼ４％かそれ以上可逆的に変形するようである。形状記憶合金を処理して疑似弾性をもたせることは、前掲の米国特許台4,935,068号で論じられている。
本発明の外科器具で用いる合金は線形疑似弾性と超弾性（非線形疑似弾性とも言う）、両者の中間の疑似弾性のいずれかを呈するようになっているけれども、超弾性を呈する合金は可塑化を伴わないで大きな変形が得られることから、そのような合金が一般に好ましい。ヤーヴィスの米国特許第4,665,906号には、医療機具に疑似弾性形状記憶合金を用いることが開示されている。
疑似弾性材を選定するに当たっては、それを以て構成する物の所望の特性を考慮する必要がある。形状記憶合金を用いる場合ではNi－Ti合金が望ましく、これには、当該合金の降伏強度や、特定の所望疑似弾性特性が得られる温度に影響を及ぼすような添加剤が含まれていても良い。例えば、このような合金は、ニッケルとチタンとを主成分とする、例えばニッケルを50.8原子％、チタンを49.2%含有する二成分合金であっても良いし、或いは銅、コバルト、バナジウム、クロム、鉄とかの三つ目の元素を含有するものであっても良い。米国特許第4,505,767号に開示されているニッケル、チタン、バナジウムからなる合金は、これも体温に等しい温度辺りで超弾性効果を発揮すること、また、剛性が大きいこととより多くの弾性エネルギーを蓄えることのいずれか一方、または両方の特性を備えていることから、ある用途には望ましいことがある。例えば銅、アルミ、ニッケルからなる合金や、銅、アルミ、亜鉛からなる合金、銅とアルミからなる合金の如くの銅を主成分とする合金も利用できる。
超弾性を呈する物は、11%かそれ以上程度ほぼ可逆的に変形できる。例えば、１メートルの超弾性ワイヤは、1.11メートルまで伸張できるし、その場合、構成合金は相変化を起こして、応力誘導形マルテンサイト（stress－induced martensite）として知られている少なくとも一部がマルテンサイトリッチ相の組織になる。このワイヤは応力を除去するともとの１メートルの長さにほぼ戻るが、それに応じて構成合金もオーステナイトリッチ相の組織にほぼ戻る。それに対して、バネ鋼やその他の従来の金属でできた１メートル長のワイヤの場合、1.01メートルまでしか伸張しない。この従来金属製のワイヤをもっと伸張させると、破断するが、破断しなかったとしても、非弾性（非塑性）変態を起こして、応力を除去しても元の長さに戻らなくなる。直線疑似弾性材や超弾性材は、伸張できるのはもとより、従来金属よりも非常に遥かに曲げたり、捻ったり、圧縮したりすることもできる。
このような超弾性効果は、通常の金属の塑性変形時に見られる転位移動によると言うよりはむしろ、合金それ自体における相変態により醸し出されるものと信じられている。通常の金属の場合では金属疲労を起こすので変形サイクルの数が限られているが、超弾性材は、金属疲労により破断するようなことはなく何回も可逆的に変形させることができる。
形状記憶合金には、本発明の一部の実施例にとって有益な格別特長を有している。つまり、超弾性形状記憶合金は拘束されていない自由形状から漸次変形させることができるから

、その合金のオーステナイト相の一部が応力誘導形マルテンサイトに変化する。このような相変化が起こっている時、応力－歪み曲線には平坦部が発現する。このことは、合金が前述の相変化を起こしているときに、僅かな荷重を加えるだけで大きく変形していることを意味する。従って、超弾性形状記憶合金からなるエレメントには安全機能が内臓されたことになる。即ち、ある量以上の荷重が作用すると、従来の金属に見られるように荷重に対する変形量が僅かで、当該荷重に対して大きな抵抗で対抗するどころか、オーステナイト相から応力誘導形マルテンサイト相への相変化を伴って変形する傾向をもつように当該エレメントを工夫することができる。

荷重をかけると形状記憶合金の応力－歪み曲線に平坦部ができるのと同様に、除荷しても応力－歪み曲線に平坦部ができる。この除荷は、超弾性形状記憶合金でできたエレメントを著しく変形した形状からもとの形状に戻るようにさせるときに行われる。前述の平坦部が応力－歪み曲線にできることから、当該エレメントは完全に除荷される直前までの除荷サイクルの大部分に亙ってほとんど一定の力を維持することができる。

従って、本発明の一実施例においては、As点が周囲温度よりも低い弾性材が選定されているから、第１長尺部材の遠端部を筒形ハウジングの孔から突出させると、元の（以前の、或いは所定の）形状に復帰することができる。例えば、筒形ハウジングは直線状であってもよく、その場合第１部材は一般に筒形ハウジング内で直線状に保たれているが、当該ハウジングの端部から突出すると湾曲した形状になる。

また、本発明の外科器具には第２長尺部材が備わっており、この第２長尺部材は第１長尺部材に対して回転自在であると共に、第１長尺部材を中心として第２長尺部材により回転させられる施術ヘッドがその遠端に装着されている。

施術ヘッドとしては、例えば腹腔鏡検査用ニードルドライバー、剪刀、鉗子、解剖刀、固定鉗子などでも良いし、またはそのための保持手段であっても良い。本発明によれは、施術者は、施術ヘッドを所定路に沿って挿通し、その後回転させることにより施術ヘッドを非常に広範囲にわたって自由に動かすことができる。施術ヘッドのこの広範囲に亙ってあらゆる方向に動かすことのできる融通性と可能性とは、先ず第１長尺部材の弾性挙動、その後の第２長尺部材の回転とにより与えられるものであって、これにより施術ヘッドの動きの自由度が非常に大きくなる。

第２長尺部材が第１長尺部材により変位させられると共に、第１長尺部材を中心として回転させられる構成は、それがどのようであろうとも本発明の範囲に含まれている。一実施例では、第２長尺部材の少なくとも遠端部の少なくとも一部が円筒形で、第１長尺部材の少なくとも一部を囲繞している。好ましくは、囲繞している円筒形の第２部材は撓み自在であるのが望ましい。この構成により、第１長尺部材が第１形状から第２形状に変化するにつれて、第２長尺部材が第１長尺部材と共に動き出して第１長尺部材の形状変化に追従するようになる。好ましくは、第２長尺部材としては、第１長尺部材により移動させられるときに第１長尺部材に対して抵抗とはならない、なるとしてもそれがほとんどないに等しい程度、充分可撓性に富んだものが望ましい。そのための例としては、第２長尺部材の少なくとも遠端部の少なくとも一部が、周方向波形チューブか、ポリマー編組チューブで構成されているのが望ましい。殊に、周方向波形チューブを用いた場合、可撓性が得られる。

第２長尺部材の近端部はその遠端部と連続しているのが望ましく、遠端部と同一か、または異なった形をしていても良い。使用時には、近端部は常時ハウジングの内部に留まっているから、この近端部に可撓性がなくても良いし、或いは必要でもない。特にハウジングが直線状であれば、近端部に可撓性をもたせる必要はない。好ましくは、第２長尺部材の近端部は、ハウジングの近端から外方に延在しているのが望ましい。このようにすれば、外科器具の操作者は、この近端を操作して、外科器具の近端から第２長尺部材を第１長尺部材を中心として回転させることができる。例えばLIS療法に外科器具を用いる場合、患者の生体外における外科器具の近端近傍で操作者が第２長尺部材を回転操作すれば、外科器具の施術ヘッドを回転させることができる。

第２長尺部材の遠端は、使用時には患者の生体内部の組織に侵入する、或いは接触するよ

うになっていても良いが、その場合、当該遠端をポリマー材で構成するのが望ましい。そのための適当なポリマー材は、当業者にはよく知られているところである。
本発明の別実施例では、第２長尺部材の少なくとも遠端部の少なくとも一部は、第１長尺部材の少なくとも遠端部の少なくとも一部内を延在するようにしている。換言すれば、前述の実施例の場合に比べて第１及び第２長尺部材の位置が互いに置き換えられているのである。例えば、第１長尺部材（弾性材からなるもの）の少なくとも遠端部がチューブを構成していても良い。チューブ形であっても良いし、或いはチューブの外周を構成する長尺バーや控え棒であっても良いのである。第１長尺部材が筒形である場合に用いる第２長尺部材は、それもまたチューブ形であっても良いし、或いは例えば速度計などに用いられているのと同種のケーブルの形になっていても良い。ケーブルの形であれば、このケーブルを第１長尺部材に挿通して、外科器具の近端から施術ヘッドを遠隔操作するようにしても良い。この実施例の場合、第１長尺部材の近端部も筒形にする一方、遠端部に固定する、または一体化して両者間の相対回転を阻止するのが望ましい。遠端部は弾性材で構成する。他方、近端部は弾性材で構成しても良いし、そのようにしなくても良い。コストを考えれば、近端部を弾性材で構成しないのが望ましい。
外科器具の施術ヘッドは、その器具の用途に応じて適当な形をすればよい。多機能性（multifunctionability）が求められるのであれば、Ｕ字形鍵部材（clevis）、即ち、クランプないし鉗子のジョーや、縫合用針、例えば剪刀のブレードなどの別の器具を取り付けるようになっている保持手段（Ｕ字形鍵部材の場合、Ｕ字形保持手段）を以て施術ヘッドを構成しても良い。この場合、外科器具の第２長尺部材に当該別の器具を直接取り付けるようになっていても良いし、或いはＵ字形鍵部材などの如くの、第２長尺部材に取り付けられている保持手段に取り付けるようになっていても良い。
施術ヘッドにおける器具を操作させる必要があれば、例えばそれがクランプ、鉗子、剪刀などの一対のジョーないし一対のブレードで構成されているのであれば、長尺操作手段を第１及び第２長尺部材のいずれか外側に臨む部材の内部、もしくはその外側に沿って挿通させても良い。
第１長尺部材の少なくとも遠端部は形状記憶合金、好ましくは疑似弾性材、より好ましくは超弾性合金で構成するのが望ましい。この場合、使用時に第１及び第２長尺部材は、ハウジング内にて周囲温度の下で応力誘導形マルテンサイト相に保持されているのが望ましい。外科器具を生体内に挿入するのであれば、第１及び第２長尺部材をその長手方向に沿ってチューブに対して動かすことで、その遠端部がハウジングの端部から突出するようにする。すると第１長尺部材の遠端部は除荷され、As温度を超えるとオーステナイト相に戻り、それにより元のオーステナイト相形状に戻る。前述したように、このようにして大きな形状変化を得ることができる。一般に、直線状ハウジング内で変形する第１疑似弾性部材は、ハウジングから外に出ると湾曲するようになる。第２長尺部材（前述したように、第１長尺部材の内部を延在するか、またはそれ自体が筒形で第１長尺部材を囲繞している）は、その時第１長尺部材の通路に追従する、或いは、そうすることができるほど可撓性に富んでいるのが望ましい。第２長尺部材は、その後或いは同時に第１長尺部材を中心として回転して施術ヘッドを回転させることができる。
本発明によれば、横寸法が小さい外科器具は、種々の用途に使えるほど汎用性を持つように製作するのが望ましく、そうすることによりLIS療法に特に適したものとすることができる。横寸法としては10ミリ以下、好ましくは７ミリ以下、より好ましくは約５ミリであるハウジング（第１及び第２長尺部材を収納している）を有する外科器具を用いるのが望ましい。このハウジングはほぼ円筒形で、前記横寸法がその外径となっているのが望ましい。
【図面の簡単な説明】
図１は、LIS療法に適した本発明の第１実施例による外科器具の斜視図を示し、図２は、本発明の第２実施例による外科器具の斜視図を示している。
発明を実施するための最良の形態
添付図面を参照するとして、この添付図面には本発明の実施例が、専ら例示を目的として

示されている。
図１において、LIS療法に適した本発明の第１実施例による外科器具を符号１で示す。この外科器具１は、ほぼ直線状の筒形ハウジング３と、該ハウジング３を介して延在する第１及び第２長尺部材５、７とで構成されている。説明を簡単にするために、第１長尺部材５を「折曲げ部材５」、第２長尺部材７を「回転部材７」と称することにする。図示の折曲げ部材５と回転部材７とは、外科器具の遠端から外方に展開している。患者の生体内で展開される状態を示している。折曲げ部材５と回転部材７とは、ハウジング３に対して矢印Ａで示した方向にその長手方向に沿って移動させることで、ハウジング３内に退避させることができる。一般に、患者の生体に挿通させる際にはハウジング内に退避されているのが通常である。
折曲げ部材５は、遠端部5'と近端部5"とを備えている。遠端部5'は、疑似弾性、好ましくは超弾性記憶金属合金の筒で構成されている。この折曲げ部材５の近端部5"も筒形になっている。これは疑似弾性部に連結されているが、それ自体は記憶挙動を行うようなことはない。折曲げ部材５はハウジング３に対して回転しないように、当該ハウジング３に対して固定されている。折曲げ部材５の遠端部5'は、図において矢印Ｂの方向へ操作者が折曲げ部材５をハウジング３へと引き込むと、当該折曲げ部材５の遠端部5'は直線状に変形することができる。逆に、操作者が方向Ｂとは反対方向に移動させてハウジングから図示のようにハウジング３の外方へ展開させると、折曲げ部材５の遠端部5'は「記憶されていた」以前の形状を自動的に採るようになる、即ち、図示の場合では湾曲した形状を採るようになる。このように、図１においては矢印Ｃで示した一つの平面（図面の紙面と平行な平面）において、前述の折曲げ部材５が折曲するのである。
第２長尺部材、即ち、回転部材７も、図示のように遠端部7'と近端部7"とで構成されている。この遠端部7'も近端部7"もポリマー製の筒形で、折曲げ部材５の遠端部と近端部とそれぞれ囲繞している。遠端部７は波形管に加工されて撓みやすくなっているので、ハウジング３から外方に展開されると折曲げ部材５の遠端部5'と共に折曲するようになっている。他方、近端部7"は折曲する必要はないので、波形管に加工されていないが、遠端部7'と９で示した個所にて固定されている。近端部7"は、ハウジング３から外方に突出しているが、この突出端（7'''で示す）は操作者が回転させることができるようになっているので、そのように回転させると波形管形の遠端部7'が同時に回転するようになっている。この回転方向については図１において矢印Ｃにて示すが、折曲げ部材５の軸心を中心とした回転である。回転部材７は折曲げ部材５に対して固定されていないので、折曲げ部材５を中心として回転できるのである。
外科器具の施術ヘッドとしては、Ｕ字形鍵部材11の構成をした保持手段が用いられたものとして示してある。この鍵部材11のＵ字形部には、一対のクランプ用ジョー13が枢支されている。
この鍵部材11は、回転部材７の波形管形の遠端部7'に連結されているので、この回転部材７の突出端7'''を操作者がハウジングの外側であって、患者の体外で回転させると、近端部7"と遠端部7'とを介して鍵部材11にトルクが伝達され、それにより鍵部材11がそれ自体の軸心と折曲げ部材５を中心として回転する。前述のような遠端部7'を介しての鍵部材11への回転トルクの伝達は、折曲げ部材５と回転部材７とが完全、もしくは部分的にハウジングから展開されているか、または展開されていなくとも、即ち、折曲げ部材５と回転部材７とが直線状になっているか、または湾曲しているかどうかに関係なく行われる。
従って、施術時には、折曲げ部材５の作用により鍵部材11を施術部位に正確に位置決めでき、その後操作者が回転部材７を回転することにより、当該鍵部材11を回動させることができるのである。これにより、操作者は外科器具を非常に広範囲にわたって動かすことができ、よって、三次元操作が達成されるのである。
外科器具１には、ジョー13を作動させる操作シャフト15も設けられており、当該操作シャフト15は外科器具１を貫通している。この操作シャフト15としては、従来公知の機械的連繋機構を用いることができる。
ハウジング３としては適当な寸法でよく、好ましくは直径が５ミリ以下の円筒形のものが

望ましい。

図２に別実施例による外科器具を示す。図１に示したのと同一部分には図１において用いたのと同一符号を用いている。この実施例では、第１長尺部材17が折曲げ部材をなしている。この折曲げ部材17は、回転部材19をなす第２長尺部材を囲繞する管の形をしている。回転部材19は、折曲げ部材17を貫通するケーブルからなる。図１に示したのと同様に、折曲げ部材17は、遠端部（17'で示す）と近端部（17''で示す）とからなる。遠端部17'は、ハウジング３から展開されると、応力がかかって直線状になっている形状から、除荷されて湾曲した形状へと形状変化を起こす超弾性記憶合金で構成されている。この場合での回転部材19は、折曲げ部材17の遠端部17'と近端部17''との両方を貫通する一本のケーブルで構成されている。この回転ケーブル19は、鍵部材11に連結されている。（連結されている態様については、図２では鍵部材11に隠れて見えない。）従って、回転ケーブル19は、鍵部材11をそれ自体の軸心を中心として折曲げ部材17に対して回転させるようになっている。よって、例えば図２に示したように、鍵部材11は、折曲げ部材17の表面に沿って円周方向に摺動するようにすることができる。尚、鍵部材11は、図面で21を以て示した個所で折曲部材17に固定されてはいない。

回転ケーブル19は、ジョー13を作動させる操作ケーブルとしても作用する。即ち、回転ケーブル19で、図１に示した実施例での回転部材７と操作ケーブル15との両方の作用をなすようになっている。

図２に示した実施例は、図１の実施例と同様に、図面の紙面と平行な平面（矢印Ｂで示す如く）とそれに直交する平面（矢印Ｃで示す如く）とにおいて外科器具を動かすことができる。

尚、好ましい実施例について本発明を詳述したが、当業者には本発明の範囲や神髄から逸脱しなくとも、外科器具の形状や詳細な点について種々の変形や改変などが容易に考えられる。

【図１】

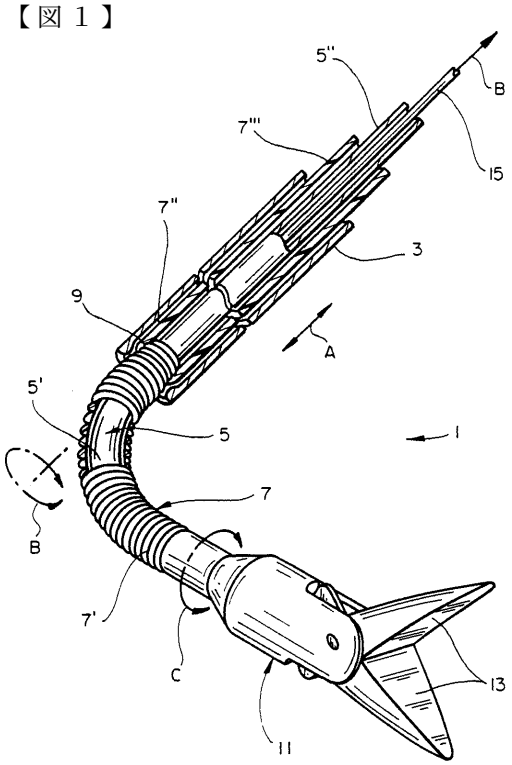


FIG_1

【図２】

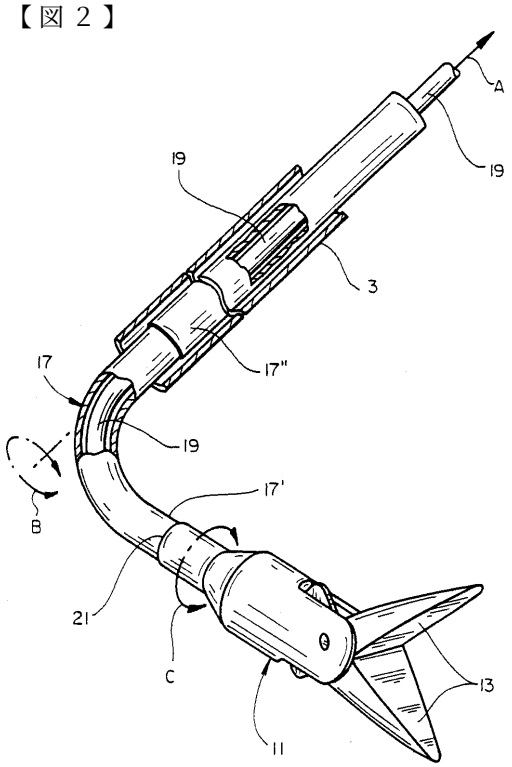


FIG_2

フロントページの続き

(74)代理人 100098280
弁理士 石野 正弘
(72)発明者 ポンセト、フィリップ
アメリカ合衆国 ９４５３８ カリフォルニア、フリーモント、アイル・ロイアル・ストリート４２９１１番
(72)発明者 ヴァン・ダイク、カール
アメリカ合衆国 ９４５３９ カリフォルニア、フリーモント、ランディ・テラス ４６９７８番

審査官 稲村 正義

(56)参考文献 英国特許出願公開第２１５１１４２（GB，A）
特開昭６４－２５８３３（ＪＰ，A）
独国特許出願公開第４０２４６３６（ＤＥ，Ａ１）
特表平２－５０３９９９（ＪＰ，A）
特開平２－１３４７２（ＪＰ，A）
特開昭６３－１１１８３３（ＪＰ，A）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
A61B 17/00 - 18/28
A61M 25/00 - 25/18