

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公 開 特 許 公 報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2012-487
(P2012-487A)

(43) 公開日 平成24年1月5日(2012.1.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/28 (2006.01)	A 6 1 B 17/28 3 1 O	4 C 1 6 O
A 6 1 B 17/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/00 3 2 O	
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39	

審査請求 有 請求項の数 8 O L 外国語出願 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2011-188609 (P2011-188609)	(71) 出願人	506365832
(22) 出願日	平成23年8月31日 (2011. 8. 31)		インテュイティブ サージカル, インコーポレイテッド
(62) 分割の表示	特願2007-558295 (P2007-558295)の分割		アメリカ合衆国 カリフォルニア 94086, サニーベール, カイファー ロード 1266
原出願日	平成18年3月3日 (2006.3.3)	(74) 代理人	100078282
(31) 優先権主張番号	11/071, 480		弁理士 山本 秀策
(32) 優先日	平成17年3月3日 (2005.3.3)	(74) 代理人	100062409
(33) 優先権主張国	米国 (US)		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】 柔軟性手首部を持つ心臓組織アブレーション器具

(57) 【要約】

【課題】安全な配置を容易にし、アブレーションカテテルまたは心臓組織アブレーション (Cardiac Tissue Ablation; CTA) 治療におけるその他のデバイスの視覚的検証を提供するための柔軟性手首部を持つ関節低侵襲手術器具を提供すること。

【解決手段】一実施形態において、当該器具は、細長いシャフトと、当該シャフトの作業端にある柔軟性手首部と、当該柔軟性手首部の先端にある視覚スコープレnzとを有する内視鏡である。当該柔軟性手首部は、所望の関節を提供するために、少なくとも1自由度を有する。当該手首部は、シャフトの遠位端にあるハウジング内に位置する駆動機構によって作動および制御される。

【選択図】 図3 1

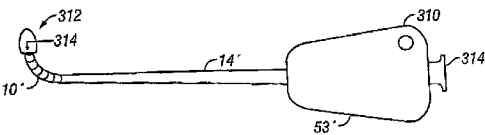


FIG. 31

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

低侵襲関節手術器具であって、
作業端と、近位端と、前記作業端と前記近位端との間のシャフト軸とを有する細長いシ
ャフトであって、前記細長いシャフトは、前記シャフト軸に沿ってルーメンを有し、前記
器具に内視鏡が解放可能に取り付けられるように、前記ルーメンの中に前記内視鏡が取り
外し可能に挿入されている、細長いシャフトと、
遠位端と近位端とを有する柔軟性手首部であって、前記手首部の前記近位端は、前記細
長いシャフトの前記作業端に接続されている、柔軟性手首部と、
前記手首部の前記遠位端におけるエンドエフェクタと、
複数のアクチュエータリンクであって、前記複数のリンクが少なくとも 1 自由度を前記
手首部に提供するように作動可能であるように、前記手首部を前記細長いシャフトの前記
近位端に接続する複数のアクチュエータリンクと
を備える、低侵襲関節手術器具。

10

【請求項 2】

前記シャフトの前記近位端に結合されたハウジングアセンブリをさらに備え、
前記ハウジングアセンブリは、
前記複数のアクチュエータリンクに接続された駆動機構であって、所望の関節動作を前
記手首部に提供するように前記複数のリンクを作動させる駆動機構と、
前記内視鏡をカメラ制御装置に結合するコネクタと
を含む、請求項 1 に記載の低侵襲関節手術器具。

20

【請求項 3】

前記ハウジングアセンブリは、手術ロボットシステムのアームに解放可能に取り付けら
れ、前記手術ロボットシステムは、前記器具および前記内視鏡を駆動および制御する、請
求項 2 に記載の低侵襲関節手術器具。

【請求項 4】

前記カメラ制御装置から取得された取得画像は、補助情報として表示されるように表示
モニタに提供される、請求項 2 に記載の低侵襲関節手術器具。

【請求項 5】

前記ルーメンの中に挿入された内視鏡をさらに備え、前記内視鏡は、前記内視鏡のカメ
ラレンズを覆うための透明な偏向キャップを有している、請求項 2 に記載の低侵襲関節手
術器具。

30

【請求項 6】

前記透明な偏向キャップは、より大きな視野領域を提供するためにオンデマンドでより
大きくされることが可能である、請求項 5 に記載の低侵襲関節手術器具。

【請求項 7】

前記透明な偏向キャップは、膨張することによってより大きくされる、請求項 6 に記載
の低侵襲関節手術器具。

【請求項 8】

手術用途の間、前記内視鏡を覆うための無菌のさやをさらに備える、請求項 5 に記載の
低侵襲関節手術器具。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連する米国出願データ

本出願は、2003年12月2日に提出された第10/726,795号の一部継続であり、該第10/726,795号は、2002年12月6日に提出された仮出願第60/431,636号からの優先権を主張する。本出願は、次の特許および特許出願に関連しており、それらの全開示は、参照により本明細書に援用される：

「Surgical Tool Having Positively Positi

50

onable Tendon - Actuated Multi - Disk Wrist Joint」という名称が付けられ、2004年11月16日に発行された米国特許第6,817,974号；

「Platform Link Wrist Mechanism」という名称が付けられ、2004年3月2日に発行された米国特許第6,699,235号；

「Robotic Apparatus」という名称が付けられ、2004年9月7日に発行された米国特許第6,786,896号；

「Surgical Robotic Tools, Data Architecture, and Use」という名称が付けられ、2001年12月18日に発行された米国特許第6,331,181号；

「Image Shifting Apparatus and Method for a Telerobotic System」という名称が付けられ、2004年9月28日に発行された米国特許第6,799,065号；

「Stereo Imaging System and Method for Use in Telerobotic System」という名称が付けられ、2004年4月13日に発行された米国特許第6,720,988号；

「Master Having Redundant Degrees of Freedom」という名称が付けられ、2004年3月30日に発行された米国特許第6,714,839号；

「Cooperative Minimally Invasive Telesurgery System」という名称が付けられ、2003年12月9日に発行された米国特許第6,659,939号；

「Camera Referenced Control in a Minimally Invasive Surgical Apparatus」という名称が付けられ、2002年7月23日に発行された米国特許第6,424,885号；

「Surgical Tools for Use in Minimally Invasive Telesurgical Applications」という名称が付けられ、2002年5月28日に発行された米国特許第6,394,998号； および

「Endoscopic Surgical Instrument and Method for Use」という名称が付けられ、1998年9月15日に発行された米国特許第5,808,665号；および

「Devices and Methods for Presenting and Regulating Auxiliary Information on An Image Display of a Telesurgical System to Assist an Operator in Performing a Surgical Procedure」という名称が付けられ、2003年2月18日に発行された米国特許第6,522,906号。

【0002】

本発明は、概して手術道具に関し、より具体的には、ロボット手術を実行するための柔軟性手首部を持つ手術道具に関する。

【背景技術】

【0003】

低侵襲手術技術の進歩により、低侵襲的手法で実行される手術の数は劇的に増加し得る。低侵襲医療技術は、診断または外科的処置中に損傷を受ける外部組織の量を低減し、それによって、患者の回復時間、不快感、および有害な副作用を低減することを目的としている。標準的な手術の場合の平均的な入院期間は、低侵襲手術技術を使用して、大幅に短縮され得る。したがって、低侵襲技術の採用を増加させることにより、何百万もの在院日数、および、単独で年間何百万ドルもの病院滞在費を抑えることができる。患者の回復時間、患者の不快感、手術の副作用、および仕事から離れている時間も、低侵襲手術によって低減することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

低侵襲手術の最も一般的な形は、内視鏡検査法であり得る。おそらく、内視鏡検査法の最も一般的な形は、腹腔鏡検査法であり、腹腔鏡検査法は、低侵襲検査であり腹腔内の手術である。標準的な腹腔鏡手術においては、患者の腹部にガスを吹き込み、小さい（約1 / 2 インチ）切開部にカニューレスリーブを通して、腹腔鏡手術器具用の入り口を提供する。腹腔鏡手術器具は、概して（手術野を見るための）腹腔鏡および作業ツールを含む。作業ツールは、各ツールの作業端またはエンドエフェクタが延長チューブによってそのハンドルから隔てられていることを除き、従来の（開腹）手術において使用されるものと同様である。本明細書において使用する場合、「エンドエフェクタ」という用語は手術器具の実際の作業部分を意味し、例えば、クランプ、把持器、剪刀、ステープラー、および持針器を含んでよい。外科的処置を実行するために、執刀医は、カニューレスリーブにこれらの作業ツールまたは器具を通して体内の手術部位に入れ、腹部の外からそれらを操作する。執刀医は、腹腔鏡から撮影した手術部位の画像を表示するモニタを用いて、処置を監視する。同様の内視鏡技術を、例えば、関節鏡検査法、後腹膜鏡検査法、骨盤鏡検査法、腎鏡検査法、膀胱鏡検査法、脳槽鏡検査法、洞房鏡検査法、子宮鏡検査法、尿道鏡検査法等において用いることができる。

10

【 0 0 0 5 】

現在の低侵襲手術（Minimally Invasive Surgical ; MIS）技術に関連して、多くの不利点がある。例えば、既存のMIS器具では、執刀医は開腹手術に見られるようなツール配置の柔軟性が得られない。現在の腹腔鏡ツールのほとんどは剛性シャフトを有するため、小さい切開部を通して作業部位に接近することが困難となる場合がある。また、多くの内視鏡器具の長さおよび構成は、関連ツールのエンドエフェクタ上で組織および器官によっておよぼされた力を感じる執刀医の能力を低下させるものである。内視鏡ツールに器用さおよび感度が欠如していることが、低侵襲手術を展開する上での主な障害である。

20

【 0 0 0 6 】

執刀医が遠隔位置から患者に手術をするのを可能にするためだけでなく、体内の手術部位内において作業する際の執刀医の器用さを増加させるために、低侵襲遠隔手術ロボットシステムが発展しつつある。遠隔手術システムでは、コンピュータ・ワークステーションにおいて執刀医に手術部位の画像が提供される場合が多い。適切なビューワまたはディスプレイ上で手術部位の3次元画像を見ながら、ワークステーションのマスター入力または制御デバイスを操作することにより、執刀医は患者に対し外科的処置を実行する。マスターは、サーボ機構で稼働する手術器具の動作を制御する。外科的処置中、遠隔手術システムは、マスター制御デバイスの操作に応じて、機械的作動と、様々な手術器具または手術道具の制御とを提供することができ、手術器具または手術道具は、エンドエフェクタを有し、該エンドエフェクタは、例えば、針を保持もしくは駆動する、血管を把持する、または組織を解剖する等、執刀医のための様々な機能を実行する、例えば組織把持器、針ドライバ等である。

30

【 0 0 0 7 】

心房細動は、心臓の2つの小さい上の房、つまり心房が、効果的に鼓動せず痙攣を起こしている状態である。結果として、血液はそれらの心房から完全に送り出されず、場合によっては血液を鬱血および凝固させる。心房内の凝血の一部が心臓を出て脳内の動脈で詰まると、脳卒中が起こる。心房細動を発現する可能性は、年齢とともに増加する。内視鏡心臓組織アブレーション（Cardiac Tissue Ablation ; CTA）は、肺静脈を取り囲む左心房において心外膜病変（箱型病変（box lesion）としても知られる）を引き起こす拍動心房細動治療である。箱型病変は、最も標準的なCox - Maze III処置の簡略版である。病変は、リエントリー回路および異所性中枢が生成した電気信号が、心臓の拍動リズムを制御する電氣的刺激の正常な伝導および分布を妨げるのを制限する。現在、心外膜病変を引き起こす、内視鏡と互換性のある方法のほとんどは、心外膜（心臓の外側）および心筋（心臓の筋肉）組織を切除するためのエネルギー

40

50

ー（例えば、マイクロ波、単極および双極ラジオ周波数（RF）、凍結技術、洗浄双極RF、レーザー、超音波他）を供給するために、カテーテル型プローブを利用するものである。

【0008】

低侵襲CTA治療は、手動では困難な処置である。なぜなら、励起されたアブレーションプロセスを開始することができる前に、内部器官、組織、身体構造等の周囲においてアブレーションカテーテルを見えない状態で操縦し、適切な肺静脈に置く必要があるからである。患者の安全を確保するために、操縦プロセスはゆっくり単調なやり方で行われなくてはならない。さらに、到達する必要がある肺静脈は、多くの場合見ることができない生体組織の後方において視界から隠れていることが頻繁にあり、このことによって、アブレーションカテーテルまたはその他のデバイスの安全な配置および目視検証は、極めて手腕を問われるものとなっている。

10

【0009】

低侵襲手術ロボットシステムは、CTA治療をさらに迅速に実行できるようにする上で有益であることが分かっているが、現在低侵襲手術ロボットシステムに利用可能な器具は、アブレーションおよびその他の位置敏感デバイスが生体組織の後方に隠れている場合に、それらのより安全且つ正確な配置のために必要とされる十分な目視検証を提供するものではない。また、心外膜アブレーションカテーテルの位置決め/配置をさらに容易にするためには、低侵襲手術ロボット器具およびCTA治療処置の改良が必要である。

【0010】

20

このように、アブレーションカテーテルまたはCTA治療におけるその他のデバイスの、安全な配置をさらに容易にし、目視検証を提供するための方法および装置の必要性がある。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0011】

したがって、本発明は、アブレーションカテーテルまたはCTA治療におけるその他のデバイスの、安全な配置をさらに容易にし、目視検証を提供するための方法および装置を提供する。

【0012】

30

本発明は、細長いシャフトと、柔軟性手首部と、内視鏡カメラレンズと、複数のアクチュエータリンクとを備える低侵襲関節手術内視鏡によって、上記の必要性を満たすものである。前記細長いシャフトは、作業端と、近位端と、前記作業端と前記近位端との間のシャフト軸とを有する。前記柔軟性手首部は、遠位端および近位端を有する。前記手首部の前記近位端は、前記細長いシャフトの前記作業端に接続されている。前記内視鏡カメラレンズは、前記手首部の前記遠位端に設置されている。前記複数のアクチュエータリンクは、前記リンクが前記手首部に少なくとも1自由度を提供するように作動可能であるように、前記手首部と前記細長いシャフトの前記近位端との間に接続されている。前記低侵襲関節手術内視鏡は、前記内視鏡に手術器具または手術器具ガイドを解放可能に取り付け可能とするために、前記シャフト軸に沿って連結器をさらに含んでよい。あるいは、前記低侵襲関節手術内視鏡は、前記内視鏡に手術器具を解放可能に取り付けられるよう、前記手術器具が取り外し可能に挿入されたルーメンを前記シャフト軸に沿ってさらに含む。

40

【0013】

別の実施形態において、低侵襲関節手術器具は、細長いシャフトと、柔軟性手首部と、エンドエフェクタと、複数のアクチュエータリンクとを備える。前記細長いシャフトは、作業端と、近位端と、前記作業端と前記近位端との間のシャフト軸とを有する。前記細長いシャフトは、前記器具に内視鏡が解放可能に取り付けられるよう、前記内視鏡が取り外し可能に挿入されたルーメンを前記シャフト軸に沿って有する。前記柔軟性手首部は、遠位端および近位端を有する。前記手首部の前記近位端は、前記細長いシャフトの前記作業端に接続されている。前記エンドエフェクタは、前記手首部の前記遠位端に接続されてい

50

る。前記複数のアクチュエータリンクは、前記リンクが前記手首部に少なくとも 1 自由度を提供するように作動可能であるよう、前記手首部と前記細長いシャフトの前記近位端との間を接続している。

例えば、本発明は以下の項目を提供する。

(項目 1)

作業端と、近位端と、該作業端と該近位端との間のシャフト軸とを有する細長いシャフトと、

遠位端と近位端とを有する柔軟性手首部であって、該手首部の該近位端は該細長いシャフトの該作業端に接続されている、柔軟性手首部と、

該手首部の該遠位端に設置された内視鏡カメラレンズと、

複数のアクチュエータリンクであって、該複数のリンクが該手首部に少なくとも 1 自由度を提供するように作動可能であるように、該手首部を該細長いシャフトの該近位端に接続する複数のアクチュエータリンクと

を備える、低侵襲関節手術内視鏡。

(項目 2)

前記内視鏡に手術器具を解放可能に取り付け可能とするように、前記シャフト軸に沿って連結器をさらに備える、項目 1 に記載の低侵襲関節手術内視鏡。

(項目 3)

前記内視鏡に手術器具ガイドを解放可能に取り付け可能とするように、前記シャフト軸に沿って連結器をさらに備え、手術器具は前記柔軟性手首部に誘導される該手術ガイドに挿入される、項目 1 に記載の低侵襲関節手術内視鏡。

(項目 4)

前記内視鏡に手術器具が解放可能に取り付けられるように、該手術器具が取り外し可能に挿入されたルーメンを前記シャフト軸に沿ってさらに備える、項目 1 に記載の低侵襲関節手術内視鏡。

(項目 5)

前記内視鏡の画像センサが前記シャフトの前記近位端に装着され、ファイバ스코ープ実装における光ファイバを介して前記内視鏡カメラレンズに連結されている、項目 1 に記載の低侵襲関節手術内視鏡。

(項目 6)

前記内視鏡の画像センサが、実質的にチップオンスティックスコープ実装における前記内視鏡カメラレンズに装着されている、項目 1 に記載の低侵襲関節手術内視鏡。

(項目 7)

前記内視鏡カメラレンズを覆うための透明偏向キャップをさらに備える、項目 1 に記載の低侵襲関節手術内視鏡。

(項目 8)

前記シャフトの前記近位端に連結されたハウジングアセンブリをさらに備え、前記ハウジングアセンブリは、

前記アクチュエータリンクに接続され、該リンクを作動させて前記手首部に所望の関節動作を提供する駆動機構と、

前記画像センサをカメラ制御装置に連結するコネクタと

を含む、項目 5 に記載の低侵襲関節手術内視鏡。

(項目 9)

前記シャフトの前記近位端に連結されたハウジングアセンブリをさらに備え、前記ハウジングアセンブリは、

前記アクチュエータリンクに接続され、該リンクを作動させて前記手首部に所望の関節動作を提供する駆動機構と、

前記画像センサをカメラ制御装置に連結するコネクタと

を含む、項目 6 に記載の低侵襲関節手術内視鏡。

(項目 10)

10

20

30

40

50

前記ハウジングアセンブリは、手術ロボットシステムのアームに解放可能に取り付けられ、前記手術ロボットシステムは、前記内視鏡を駆動および制御する、項目 8 に記載の低侵襲関節手術内視鏡。

(項目 1 1)

前記ハウジングアセンブリは、手術ロボットシステムのアームに解放可能に取り付けられ、前記手術ロボットシステムは、前記内視鏡を駆動および制御する、項目 9 に記載の低侵襲関節手術内視鏡。

(項目 1 2)

前記アクチュエータリンクは、ケーブルであり、該ケーブルは、エンドエフェクタに接続された遠位部を有し、前記手首部材を介して前記遠位部から前記細長いシャフトの方に向かって、該手首部材をピッチ回転およびヨー回転で屈曲させるように作動可能な近位部まで伸長している、項目 1 0 に記載の低侵襲関節手術内視鏡。

(項目 1 3)

前記アクチュエータリンクは、ケーブルであり、該ケーブルは、エンドエフェクタに接続された遠位部を有し、前記手首部材を介して前記遠位部から前記細長いシャフトの方に向かって、前記手首部材をピッチ回転およびヨー回転で屈曲させるように作動可能な近位部まで伸長している、項目 1 1 に記載の低侵襲関節手術内視鏡。

(項目 1 4)

前記カメラ制御装置から取得された取得画像は、表示モニタに提供され、補助情報として表示される、項目 8 に記載の低侵襲関節手術内視鏡。

(項目 1 5)

前記カメラ制御装置から取得された取得画像は、表示モニタに提供され、補助情報として表示される、項目 9 に記載の低侵襲関節手術内視鏡。

(項目 1 6)

低侵襲関節手術器具であって、

作業端と、近位端と、該作業端と該近位端との間のシャフト軸とを有する細長いシャフトであって、該細長いシャフトは、該器具に内視鏡が解放可能に取り付けられるように、該内視鏡が取り外し可能に挿入されたルーメンを前記シャフト軸に沿って有する、細長いシャフトと、

遠位端および近位端を有する柔軟性手首部であって、該手首部の該近位端は該細長いシャフトの該作業端に接続されている柔軟性手首部と、

該手首部の該遠位端におけるエンドエフェクタと、

複数のアクチュエータリンクであって、該リンクが該手首部に少なくとも 1 自由度を提供するように作動可能であるように、該手首部を該細長いシャフトの該近位端に接続する複数のアクチュエータリンクと

を備える、低侵襲関節手術器具。

(項目 1 7)

前記シャフトの前記近位端に連結されたハウジングアセンブリをさらに備え、該ハウジングアセンブリは、

前記アクチュエータリンクに接続され、該リンクを作動させて前記手首部に所望の関節動作を提供する駆動機構と、

前記内視鏡をカメラ制御装置に連結するコネクタと、を含む、項目 1 6 に記載の低侵襲関節手術器具。

(項目 1 8)

前記ハウジングアセンブリは手術ロボットシステムのアームに解放可能に取り付けられ、該手術ロボットシステムは、前記器具および前記内視鏡を駆動および制御する、項目 1 7 に記載の低侵襲関節手術器具。

(項目 1 9)

前記カメラ制御装置から取得された取得画像は、表示モニタに提供され、補助情報として表示される、項目 1 7 に記載の低侵襲関節手術器具。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 4 】

【図 1】図 1 は、本発明の一実施形態による手術道具の斜視図である。

【図 2】図 2 は、本発明の一実施形態による手首部の断面図である。

【図 3】図 3 は、図 2 の手首部の I I I ~ I I I に沿った断面図である。

【図 4】図 4 は、本発明の別の実施形態による手首部の斜視図である。

【図 4 A】図 4 A および 4 B はそれぞれ、ケーブル配列の詳細を示す、図 4 のものと同様の手首部の一例の遠位部の平面図および立面図である。

【図 4 B】図 4 A および 4 B はそれぞれ、ケーブル配列の詳細を示す、図 4 のものと同様の手首部の一例の遠位部の平面図および立面図である。

10

【図 5】図 5 は、本発明の別の実施形態による手首部の斜視図である。

【図 6】図 6 は、本発明の別の実施形態による手首部の平面図である。

【図 7】図 7 は、本発明の別の実施形態による手首部の断面図である。

【図 8】図 8 は、本発明の別の実施形態による手首部の平面図である。

【図 9】図 9 は、ツールシャフトおよびジンバルプレートを持つ、図 8 の手首部の立面図である。

【図 1 0】図 1 0 は、本発明の別の実施形態による手首部の平面図である。

【図 1 1】図 1 1 は、図 1 0 の手首部の立面図である。

【図 1 2】図 1 2 は、本発明の別の実施形態による手首部の立面図である。

【図 1 3】図 1 3 は、本発明の別の実施形態による手首部の平面図である。

20

【図 1 4】図 1 4 は、本発明の別の実施形態による手首部の一部の断面図である。

【図 1 5】図 1 5 は、図 1 4 の手首部を屈曲させた際の部分断面図である。

【図 1 6】図 1 6 は、本発明の別の実施形態による手首部の斜視図である。

【図 1 7】図 1 7 は、図 1 6 の手首部の平面図である。

【図 1 8】図 1 8 は、本発明の別の実施形態による手首部の一部の断面図である。

【図 1 9】図 1 9 は、本発明の別の実施形態による手首部の斜視図である。

【図 2 0】図 2 0 は、本発明の別の実施形態による手首部の平面図である。

【図 2 1】図 2 1 は、本発明の別の実施形態による手首部の斜視図である。

【図 2 2】図 2 2 は、本発明の別の実施形態による手首部の一部の断面図である。

【図 2 3】図 2 3 および図 2 4 は、図 2 2 の手首部内にあるディスクの平面図である。

30

【図 2 4】図 2 3 および図 2 4 は、図 2 2 の手首部内にあるディスクの平面図である。

【図 2 5】図 2 5 は、図 2 2 の手首部用の外部構成要素の斜視図である、

【図 2 6】図 2 6 は、図 2 5 の外部構成要素の断面図である。

【図 2 7】図 2 7 は、本発明の別の実施形態による手首部の斜視図である。

【図 2 8】図 2 8 は、本発明の一実施形態による手首カバーの断面図である。

【図 2 9】図 2 9 は、本発明の別の実施形態による手首カバーの断面図である。

【図 3 0】図 3 0 は、本発明の別の実施形態による手首カバーの一部の斜視図である。

【図 3 1】図 3 1 は、本発明に従って、ロボット低侵襲手術において使用される関節内視鏡の一実施形態を図示している。

【図 3 2】図 3 2 は、一連の解放可能なクリップ 3 2 0 によって内視鏡 3 1 0 と解放可能に連結されたカテーテル 3 2 1 を図示している。

40

【図 3 3】図 3 3 は、一連の解放可能なクリップ 3 2 0 によって内視鏡 3 1 0 と解放可能に連結されたカテーテルガイド 3 3 1 を図示している。

【図 3 4】図 3 4 は、本発明によるビデオ接続の一実施形態を図示するビデオブロック図である。

【図 3 5】（記載なし）

【図 3 6】（記載なし）

【図 3 7】（記載なし）

【図 3 8】（記載なし）

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 1 5 】

本発明のすべての特徴および利点は、以下の好適な実施形態の詳細な説明から明らかであり、またその実施形態の説明は添付の図面と併せて解釈されるべきである。

【 0 0 1 6 】

本明細書において使用する場合、「エンドエフェクタ」とは、例えば標的組織の所定の治療をもたらすための、医療機能用の手首部材を用いて操作可能な実際の作業遠位部分をいう。例えば、いくつかのエンドエフェクタは、外科用メス、ブレード、または電極等、単一の作業部材を有する。その他のエンドエフェクタは、例えば、鉗子、把持器、剪刀、またはクリップ装着器等、対または複数の作業部材を有する。ある実施形態において、ディスクまたは脊椎は、手首部に沿って長手方向のルーメンまたは空間を集合的に定義する開口部を有し、エンドエフェクタの動作に関連する多数の代替素子または手段のいずれか1つに導管を提供するように構成される。例として、電氣的に作動するエンドエフェクタ用の導体（例えば、電気手術電極；振動子、センサ等）；流体、気体、または固体用の導管（例えば、吸引、吸入、洗浄、治療流体、副導入、生検採取用等）；動いているエンドエフェクタ部材を作動させるための機械要素（例えば、グリップ、鉗子、剪刀を操作するためのケーブル、柔軟要素、または関節要素）；導波管；音響伝導素子；光ファイバ素子等が挙げられる。そのような長手方向の導管には、弾性ポリマー管、螺旋巻線管等の、ライナー、絶縁体、または案内要素が設けられる場合がある。

10

【 0 0 1 7 】

本明細書において使用する場合、「手術器具」、「器具」、「手術道具」、または「ツール」という用語は、患者の空腔内の手術部位に導入される1つ以上のエンドエフェクタを持つ作業端を有し、当該手術部位において標的組織の所望の治療または医療機能をもたらすためのエンドエフェクタを操作するように当該空腔の外側から作動可能である部材を意味する。器具またはツールは一般に、遠位端にエンドエフェクタを持つシャフトを含み、好ましくは、針を保持または駆動する、血管を把持する、および組織を解剖する等の機能を実行するための遠隔手術システムにより、サーボ機構で作動される。

20

【 0 0 1 8 】

本明細書に記載の柔軟性手首部の様々な実施形態は、比較的安価に製造され、焼灼に使用できることを意図したものであるが、焼灼への使用に限定されるものではない。M I S適用では、切開部を小さくできるように、ツールの挿入可能部の直径は小さく、一般に約12 mm以下、好ましくは約5 mm以下である。詳細に記載した例はこのサイズ範囲で図示しているが、実施形態は、より大きい、または小さい器具を含むように拡大縮小できることを理解すべきである。

30

【 0 0 1 9 】

手首部の実施形態のいくつかでは、ピッチおよびヨーで屈曲させる際にヘビ状形態で移動する一連のディスクまたは同様の要素を用いる（図14および22を参照）。これらのディスクは環状ディスクであり、円形の内外径を有し得る。一般に、それらの手首部はそれぞれ一連のディスク、例えば13のディスクを含み、当該ディスクは、厚さ約0.005インチから約0.030インチの、エッチングされたステンレス鋼製ディスクであってよい。中央にはより薄いディスクを使用してよく、一方、端部領域には、エンドディスク周囲で180度転換するケーブルにおいて加えられるもの等のケーブル力を吸収するための補強用により厚いディスクが望ましい。エンドディスクは、ケーブルから負荷を移してセンタースプリングを圧縮するためにセンタースプリングが嵌合するカウンターボア（例えば、深さ約0.015インチ）を含んでよい。当該ディスクは、インナースプリングに螺着してよく、当該スプリングは、チップをそこに保持するために、把持部、焼灼接続、またはテザー等のエンドエフェクタ用のケーブルを牽引するためのルーメンとして作用する。インナースプリングは軸方向剛性も提供するため、把持部またはテザーの力は手首部を歪曲させない。いくつかの実施形態において、ディスクは、インナースプリングによって捕捉される、向かい合って配置されたインナータブまたは舌部の対を含む。インナースプリングは、当該スプリング内に間隙を作成するためのディスクのタブが挿入される場所

40

50

を除けば、密着高さにある（スプリングが偏向していない場合に、連続する螺旋ピッチのワイヤが互いに接触している）。ピッチおよびヨー回転を互い違いにさせるために、ディスクはタブの方向に互い違いになっている。一般的なインナースプリングは直径 0.01 インチのワイヤで作られ、隣接するディスクは、4つのスプリングコイルによって互いに距離をあけて配置されている。スプリングが（スリンキーのような）エッジワウンドフラットワイヤで作られている場合、コイルに互いを乗り越えさせることなく、ケーブルによって高い軸力が加えられ得る。

【0020】

いくつかの実施形態において、各ディスクは、アクチュエータケーブルを受けるための均等に間隔をあけた 12 の穴を有する。手首部をあらゆる所望の方向に屈曲させるには 3 本のケーブルで十分であり、個々のケーブルの張力は、所望の屈曲運動を起こすように調整されている。手首部の直径が小さいこと、および手術の力によって手首部上に生み出されたモーメントによって、3本のケーブルにおける応力は、非常に大きくなる。各ケーブルにおける応力を低減するために、一般に3本を超えるケーブルが使用される（制御目的で、さらなる余分のケーブルを含む）。以下で説明するいくつかの例においては、12本以上のケーブルが使用される（以下の図4に関する考察を参照）。ケーブルを駆動するために、ジンバルプレートまたはロッキングプレートを使用してよい。ジンバルプレートは、ピッチ軸およびヨー軸に対して任意角度に手首部を屈曲させるようケーブルを操作するために、2つの標準的な入力を利用する。

【0021】

いくつかの手首部は、ピッチおよびヨーに屈曲させるのに十分柔軟な管状部材から形成される（例えば、図2および図4）。インナースプリングを含んでもよい。管状部材は、屈曲を容易にするために、構造的剛性を低減させる切り欠きを含んでもよい（例えば、図5および19）。手首部を作製するための1つの手法は、中心穴およびアクチュエータワイヤ穴にワイヤおよびハイポチューブマンドレルを挿入することである。鋳型を作製することができ、当該アセンブリは炉（例えば、約 1650 °C）で硬化させた2部の白金硬化型シリコンゴムでオーバーモールドすることができる。マンドレルは、中心のルーメンおよびケーブルを牽引するための周辺のルーメンを形成するために、成形してチャンネルを作成した後に取り出すことができる。このように、手首部は露出した金属部品を有さない。ゴムはオートクレーブに耐えることができ、一般に約 30% のひずみとなる、手首部屈曲中の延長に耐えることができる。

【0022】

特定の実施形態において、管状部材は、それぞれアクチュエータケーブルを受けるためのルーメンを有する複数の軸方向摺動部材を含む（例えば、図8）。管状部材は、アクチュエータケーブルを受けるためのルーメンを提供するために、隣接するスプリングのコイルと重なるコイルを有する複数の軸スプリングによって形成され得る（例えば、図10）。管状部材は、波形スプリングの束によって形成され得る（例えば、図12）。管状部材内のルーメンは、軸スプリングの内側によって形成され得る（例えば、図16）。管状部材の外側は、ねじり剛性を提供するために編まれている場合がある（例えば、図27）。

【0023】

A. ワイヤラップに支持されたワイヤを有する手首部

図1は、手術道具用の、遠位エンドエフェクタ12と近位ツールシャフトまたは主管14との間に接続された手首部10を示す。図示されているエンドエフェクタ12は、図2で最もよく見えるように、遠位クレビス18に装着されたグリップ16を含む。遠位クレビス18は、ハイポチューブ26の付近に接続する複数のワイヤまたはケーブル24の遠位圧着端子22を格納するサイドアクセススロット20を含み、プラットフォームまたはガイド30およびツールシャフト14の内側を通して伸長している。ガイド30は、ハイポチューブ26およびワイヤアセンブリを正しい位置に置くものであり、器具のツールシャフト14に取り付けられている。ガイド30は、ツールシャフト14が回転して移動される際に、手首部10の転動の開始も行う。サイドアクセススロット20は、クリンプ2

10

20

30

40

50

2を都合よく所定の位置に押し付けさせる。当然ながら、その他の実施形態においては、レーザー溶接等、ワイヤ24を遠位クレビス18に取り付けるその他の手法を用いてよい。

【0024】

図2および3は4本のワイヤ24を示しているが、別の実施形態においては別のワイヤ数を使用してよい。ワイヤ24は、ニチノールまたはその他の適切な材料で作られていてよい。ワイヤ24は、手首部10の結合部を作成し、遠位クレビス18とハイポチューブ26との間にしっかりと取り付けられている。ワイヤラップ34は、コイルスプリングと同様にワイヤ24の周囲に巻き付けられ、遠位クレビス18とハイポチューブ26との間に伸長している。収縮管36は、ワイヤラップ34ならびに遠位クレビス18およびガイド30の部分を覆う。ワイヤラップ34および収縮管36は、手首部をピッチおよびヨーで移動させるためにハイポチューブ26を押し引きする際、互いから固定距離にワイヤ24を保つ。ツールシャフト14によって手首部を回転して動かし、外力に抵抗するために、ねじり剛性および一般的な剛性も手首部10に提供する。ワイヤラップおよび収縮管は、その他の実施形態においては異なる方式で構成されてよい(1つの好適な実施形態を、図27に示し、以下の第J節に記載する)。例えば、ワイヤラップおよび収縮管は、内部部品としてワイヤ24を持つ5つのルーメン押出成形に変換され得る。ワイヤラップおよび同等の構造体の機能は、手首部10が回転して、ピッチで、および/またはヨーで移動する際に、中心線から一定距離にワイヤ24を保つことである。収縮管は、電気絶縁を提供することもできる。

10

20

【0025】

B. アクチュエータケーブルによって屈曲された可撓管を有する手首部

図4は、管42を含む手首部40を示し、管42は、外周の周囲に分布する穴またはルーメン43を有し、アクチュエータケーブルまたはワイヤ44を受け、アクチュエータケーブルまたはワイヤ44は、ニチノールででき得る。管42は、ケーブル44を牽引することにより、ピッチおよびヨーにおいて屈曲できるように柔軟である。手首部40は、好ましくは、(図4Bの代替の実施形態に示すような)剛性遠位末端ディスク41、または、可撓管42にケーブル力を均等に分布させるために、可撓管42よりも実質的に堅いその他の補強材を含む。管42の中空は、グリップケーブル等のエンドエフェクタケーブル用の余地を提供する。一般に、少なくとも4つのルーメンがある。インナースプリング47を設けてもよい。

30

【0026】

図4は、特定の実施形態で、管42の遠位端において180度転換45させる6本のケーブル44を収容するための12のルーメンを示す。使用するケーブル数が高くなると、管42は、ピッチおよびヨーでの同じ屈曲を達成するために、同じケーブル牽引力に対し、より高い剛性を有することが可能になる。例えば、4本のケーブルの代わりに12本のケーブルを使用することは、同じケーブル牽引力に対して管42が3倍堅いことを意味する。あるいは、管42の剛性が同じままである場合、4本のケーブルの代わりに12本のケーブルを使用すれば、3という因数によって必要とされるケーブル牽引力を低減させることになる。材料特性およびケーブル応力のレベルによって、管42の端部を直接圧迫するように180度転換45を可能にすることができるが、管42上にケーブル力をより平坦に分布させるために、補強した遠位末端プレート41を含み得ることに留意されたい。ケーブル44の近位端は、アクチュエータ機構、例えば、ジンバルプレート46を含むアセンブリ等に接続され得、アクチュエータ機構は、2002年6月27日に出願された米国特許出願第10/187,248号において開示されており、その開示全体が参照により本明細書に援用される。この機構は、柔軟性手首部の曲げ角度および方向を制御すること等、屈曲可能または可動な部材の制御用によく調整された手法で、選択された複数のケーブルの作動を容易にするものである。比較的多数の線形アクチュエータを必要とすることなく、柔軟部材のよく調整されたステアリングを提供できるように、出願第10/187,248号のアクチュエータ機構の例を多数の周辺ケーブルを適切な手法で作動させる

40

50

ように適合することができる。あるいは、別々に制御された線形作動機構を使用して、滑車上で輪になり回転型アクチュエータで移動された各ケーブルまたはケーブルの対を引っ張ってもよく、線形アクチュエータを調整することによってステアリングが制御される。

【0027】

管42は、一般に、ピッチおよびヨーにおいて適正な屈曲を可能にするために十分低い弾性率を持つプラスチック材料またはエラストマーででき得て、複数のルーメン、例えば12のルーメンを含むために、多ルーメン押出成形によって製造し得る。管は、S字型屈曲等の望ましくない偏向を制限するように高い曲げ剛性を有するのが望ましいが、これにより、ピッチおよびヨーでの望ましい屈曲のために必要となるケーブル力が増大する。以下で論じるように、十分高いケーブル力を提供して管の高い曲げ剛性を克服するために、

10

【0028】

図4Aおよび4Bは、図4に示すものと同様の手首部の実施形態において、2つの異なるケーブル配列の一例を図式的に示す。一定の総ケーブル断面積では、ケーブルを2本1組で含むこと、および、比例してより小さいケーブルをより多数含むことはいずれも、手首部中心線に対してより大きい横オフセットでケーブルが終端するのを可能にすることに留意されたい。図4Aおよび4Bは、手首部の実施形態の、それぞれ平面図および立面図を示し、図4Aおよび図4Bは、各図の右側は手首部の実施例1を示し、各図の左側は手首部の実施例2を示すというように、図形内線分によって分割されている。各例において

20

【0029】

実施例1において、手首部40.1におけるケーブル44の数は、4に等しく($n_1 = 1$)、各ケーブルは遠位アンカー44.5までで個々に終端処理され、遠位末端プレート41内の皿ボアに入れられ、当該各ケーブルは、遠位末端プレート41内のそれぞれの横ケーブルルーメン43、および可撓管42を通して伸長する。アンカー44.5は、スエージ加工したビードであってもよいし、または、その他の従来のケーブルアンカーであってもよい。

【0030】

実施例2において、手首部40.2におけるケーブル44'の数は、16に等しく($n_2 = 16$)、ケーブルは対称に間隔をあけた、部分の8つの対44'として配列され、各対は、隣接するケーブルルーメン43'間の遠位末端プレート41'を圧迫する遠位「180度転換」エンドループ45によって終端処理されている。ルーメン43'の開口部にある遠位末端プレート41'の縁は、応力集中を低減するために丸められていてよく、ループ45は、部分的または全体的に、遠位末端プレート41に皿穴を開けて埋められていてよい。16本のケーブル44'の直径は4本のケーブル44の直径の1/2であるため、総ケーブル断面積は各例において同じである。

30

【0031】

実施例1と2とを比較すると、末端ループ45を用いることにより、ケーブルアンカー44.5に供される遠位体積がなくなり、ケーブルルーメン43'をケーブルルーメン43よりも管42の半径Rに近づけることが可能になる傾向がある。また、各ケーブル44'の直径が小さいことにより、ケーブル中心線はケーブルルーメン43'の外縁に近づけられる。これらの特性はいずれも、実施例2のケーブルが、管42の中心に対して、実施例1の対応するモーメントアームL1よりも大きいモーメントアームL2の周囲で作用することを可能にするものである。この大きいほうのモーメントアームL2は、管42上の全体的な同じ屈曲モーメントに対する低いケーブル応力(ケーブル寿命を長く、または任意のケーブル材料の範囲を広くすることができる)、あるいは、同じケーブル応力に対するより大きい屈曲モーメント(手首部の位置決め剛性を大きくすることができる)を可能にする。また、より直径の小さいケーブルは、比較的太いケーブルよりもさらに柔軟であり得る。したがって、手首部40の好適な実施形態は、当該3本のケーブルよりも多く、

40

50

好ましくは少なくとも 6 本（例えば、3 対のループケーブル）、より好ましくは 12 本以上のケーブルを含む。

【0032】

遠位末端プレート 41 に示されたアンカーまたは末端点は典型的なものであり、選択された材料の特性が印加された応力に適切なものである場合、ケーブルは管 42 の材料を直接圧迫するように（アンカーまたはループによって）終端処理されてよいことに留意されたい。あるいは、ケーブルは、さらに遠位のエンドエフェクタ部材（図示せず）との接続によって終端処理するように、管 42 および / または遠位末端プレート 41 を超えて遠位に伸長してよく、ケーブル張力は、手首運動の動作可能範囲内の手首部 40 と安全に接続されたエンドエフェクタ部材を維持するのに十分なほど付勢される。

10

【0033】

管の剛性を構造上低減するための 1 つの手法は、図 5 に示すように切り欠きを適用することである。管 50 は、ピッチおよびヨーでの屈曲を容易にするため、それぞれ 2 つの側面に、および、2 つの直行方向に交互に、複数の切り欠き 52 を含む。アクチュエータケーブルを収容するために、複数のルーメン 54 が外周の周囲に分布する。

【0034】

図 6 に図示する別の実施形態において、管 60 は、管 60 のものより高い剛性の材料で形成された内側スプリング 62 の周囲に巻き付けられた外側ブーツとして形成される。管 60 は、アクチュエータケーブルを受けるために、内側スロット 64 を含む。別々に形成された柔軟な管を提供することにより、組み立てを簡略化することができる。そのような管は、ケーブルを通過させるための穴を持つ管よりも、押し出し成形すること、または形成することが容易である。当該管は、あらかじめ形成された末端構造またはアンカーと共にアクチュエータケーブルを使用するのに適している。なぜなら、中心のルーメンから適所へケーブルを入れることができるからであり、その後、ケーブルの間隔および保有を維持するようにケーブル内に挿入されたインナースプリングを入れることができるからである。いくつかの場合において、管 60 は、使い捨て構成要素であり得、無菌であるが必ずしもオートクレーブ可能でなくてもよい。

20

【0035】

図 7 は、図 5 の管 50 内の切り欠き 52 と同様であり得る切り欠き 72 を有する管 70 を示す。管 70 は、プラスチックまたは金属であり得る。外被 74 は、管 50 の周囲に置かれる。外被 74 はカプトンカバー等であってよく、一般に、切り欠き 72 に嵌合する皺を持つ高弾性率材料である。

30

【0036】

C. 軸方向舌部および溝摺動部材を有する手首部

図 8 および 9 は、手首部 80 を示し、該手首部 80 は、複数の柔軟な軸方向摺動部材 82 を有し、該軸方向摺動部材 82 は、管状手首部 80 を形成するように、軸方向の舌部および溝接続 84 によって互いに接続または係合されている。各摺動部材 82 は、管 80 の長手方向断片を形成する。軸方向接続 84 は、手首部の長手方向中心線に対する各部材の横位置を維持しながら、摺動部材 82 が互いに対して軸方向に摺動するのを可能にする。各摺動部材 82 は、アクチュエータケーブルを受けるための穴またはルーメン 86 を含み、該アクチュエータケーブルは、手首部 80 の遠位端付近で終端処理される。図 9 は、摺動部材 82 の摺動運動によって容易になるような、ケーブル 90 のケーブル牽引力を受けている手首部 80 の屈曲を図示している。ケーブル 90 はツールシャフト 92 を通って伸長し、アクチュエーション用のジンバルプレート 94 等、作動機構の付近に接続されている。摺動部材 82 は、手首部 80 の屈曲中に、摺動部材 82 に対する曲率半径の差異に起因する量の違いによって屈曲する。あるいは、軸方向摺動部材を有する手首部の実施形態は、統合ケーブルおよび摺動部材を有してよく、例えば、それによって摺動部材がケーブルの周囲に（例えば、押出成形によって）統合摺動要素として一体的に形成されるか、または、それによって作動機構が摺動部材の近位端と連結し、当該摺動部材は手首部の遠位端に直接的に力を伝える。

40

50

【 0 0 3 7 】

図 1 3 は、一般に柔軟なプラスチック材料で作られている複数の軸部材 1 3 2 を有する手首部 1 3 0 を示す。軸部材 1 3 2 はケーブル 1 3 4 上に同時押し出しされ得るため、ケーブルは金属であってもよいし、隔離されたままであってもよい。軸部材 1 3 2 は、管状手首部 1 3 0 を形成するように、軸方向の舌部および溝接続 1 3 6 によって互いに接続され得る。軸部材 1 3 2 は、ピッチおよびヨーでの手首部 1 3 0 の屈曲中、互いに対して摺動することができる。手首部 1 3 0 は、図 8 の手首部 8 0 と同様であるが、わずかに異なる構成を有し、その構成要素は異なる形状を有する。

【 0 0 3 8 】

D . 重複する軸方向のスプリング部材を有する手首部

10

図 1 0 および 1 1 は、管状手首部 1 0 0 を形成するように外周の周囲に配列された複数の軸スプリング 1 0 2 によって形成された手首部 1 0 0 を示す。スプリング 1 0 2 は、同じ方向に、または、むしろ逆方向に巻かれた、コイルスプリングである。ケーブル 1 0 4 は、図 1 1 でより明らかに分かるように、隣接するスプリング 1 0 2 の各対の重複領域を通して伸長する。手首部がケーブル張力を受けて完全に圧縮されている場合、重複により、手首部 1 0 0 の密着高さは個々のスプリング 1 0 2 の密着高さの 2 倍となるであろう。スプリング 1 0 2 は、一般に、ケーブルが緩まないように、また手首部の安定性を増大させるために、圧縮状態で事前搭載されている。

【 0 0 3 9 】

一代替例において、手首部がニュートラルまたは屈曲していない状態である場合、スプリングは、ケーブル前張力によって完全に圧縮された密着高さの状態に付勢される。手首部の片側において、ケーブル張力またはケーブル解放の低下を制御し調整することにより、屈曲した手首部 1 0 0 の外側半径を形成するために手首部 1 0 0 の片側にあるスプリングが拡大するように、片側を拡大することが可能になる。当該手首部は、外側ケーブル牽引力の再印加時に、直線構成に戻される。

20

【 0 0 4 0 】

別の代替例において、手首部がニュートラルまたは屈曲していない状態である場合、スプリングは、ケーブル前張力によって部分的に圧縮された状態に付勢される。手首部の片側において、ケーブル張力またはケーブル牽引の増大を制御し調整することにより、屈曲した手首部 1 0 0 の内側半径を形成するために手首部 1 0 0 の片側にあるスプリングが短

30

【 0 0 4 1 】

E . 波形スプリング部材を有する手首部

図 1 2 は、複数の波形スプリング断片または構成要素 1 2 2 を有する波形スプリング 1 2 0 の形態の手首部を示し、該複数の波形スプリング断片または構成要素 1 2 2 は、束ねられまたは巻かれて管状の波形スプリング手首部 1 2 0 を形成する。一実施形態において、波形スプリングは、疑似螺旋形態のフラットワイヤの連続する片から形成され且つ巻かれたものであり、波形は 1 つのサイクルの高点が次のサイクルの低点と接触するように、

40

【 0 0 4 2 】

図示されているような波形スプリング断片 1 2 2 は、それぞれ 9 0 度間隔をあけた 2 つの向かい合う高点および 2 つの向かい合う低点を有する。この構成により、ピッチおよびヨーでの屈曲が容易になる。当然ながら、波形スプリング断片 1 2 2 は、手首部 1 2 0 の外周の周囲にさらに高点および低点を持つ、より密度の高い波パターン等、その他の構成

50

を有してもよい。

【0043】

F. 球状結合面を持つディスクを有する手首部

図14は、手首部140のいくつかの断片またはディスク142を示す。内側スプリング144はディスク142の内部空間内に設けられ、一方、複数のケーブルまたはワイヤ145はピッチおよびヨーで手首部140を屈曲させるために使用される。ディスク142は、インナースプリング144に螺着または連結され、当該スプリングは、エンドエフェクタ用のケーブルを牽引するためのルーメンとして作用する。インナースプリング144は軸方向剛性を提供するため、牽引ケーブルを通してエンドエフェクタに加えられる力は、手首部140を歪曲させない。代替の実施形態において、この機能を実現するために、スプリング144の代わりに積み重ねた固体スペーサを使用してもよい。ディスク142はそれぞれ、隣接するディスクの曲線内側結合面148と結合する曲線外側結合面146を含む。図15は、ディスク142間に関連する相対的回転を持つ手首部140の屈曲を図示している。ディスク142は、例えばプラスチックまたはセラミックでできていてよい。球状結合面146、148の間の摩擦は、手首部140の動作を妨げるほど強くないことが好ましい。この潜在的な問題を緩和するための1つの手法は、いくらかの圧縮荷重に耐え得る適切な内側スプリング144を選択し、手首部140を屈曲させるためのケーブル145の作動中に、ディスク142への過重な圧縮荷重を防止することである。内側スプリング144は、シリコンゴム等でできていてよい。さらなるシリコン部材150でアクチュエータケーブルを囲んでもよい。代替の実施形態において、別々のディスク142を一続きの螺旋帯と置換してもよい。

【0044】

代替の実施形態において、手首部160における各ケーブルは、図16および17に示すように巻きスプリング162に格納されていてよい。内側スプリング164も設けられる。ディスク170は、(図14および15のディスク142のように)環状フランジなしでおよびケーブルを受けるための穴なしで作製され得る。巻きスプリング162内の固体マンドレルワイヤ172は、ディスク170の周辺に沿って適所に置くことができる。内側スプリング164を巻くために、中心ワイヤマンドレル174が中央に設けられる。アセンブリをシリコン等の容器に入れた後、マンドレルワイヤ172、174を除去してよい。ディスク170の球状結合面にシリコンが粘着するのを防止するために、いくつかの形態のカバー等を使用することができる。手首部160が屈曲する際、収縮のための余地を提供するためには、小さいマンドレルスプリング172を巻いて(密着高さの代わりに)小さい間隙が残される。シリコンは、望ましくは、ディスク170およびスプリング172、174の結合されたアセンブリにねじり剛性を提供するために、ディスク170と十分しっかりと結合される。絶縁用のシリコン材料は、手首部160を組み込んだ焼灼ツール用の焼灼絶縁体としての役割を果たすことができる。

【0045】

G. エラストマー部材によって隔てられたディスクを有する手首部

図18は、エラストマー部材184によって隔てられた複数のディスク182を有する手首部180を示す。エラストマー部材184は、環状部材であってもよいし、ディスク182の外周の周囲に分布する複数のブロックを含んでもよい。図14の手首部140と同様に、内側スプリング186はディスク182およびエラストマー部材184の内部空間内に設けられ、一方、複数のケーブルまたはワイヤ188はピッチおよびヨーで手首部180を屈曲させるために使用される。ディスク182は、インナースプリング184に螺着または連結され、当該スプリングは、エンドエフェクタ用のケーブルを牽引するためのルーメンとして作用する。インナースプリング184は軸方向剛性を提供するため、牽引ケーブルを通してエンドエフェクタに加えられる力は、手首部180を歪曲させない。この手首部180の構成は、手首部140よりもヒトの脊椎に類似している。エラストマー部材184は、ピッチおよびヨーでの手首部180の屈曲を可能にするために弾性的に変形する。エラストマー部材184を使用することにより、ディスク182間の結合面お

よび関連する摩擦力の必要性がなくなる。

【 0 0 4 6 】

H . ピッチおよびヨーでの屈曲のためにディスクを支持する交互のリブを有する手首部

図 1 9 は、複数のディスク 1 9 2 を含む手首部 1 9 0 を示し、該複数のディスク 1 9 2 は、手首部 1 9 0 のピッチおよびヨーでの屈曲を容易にするために、直行方向に向けられた交互の梁またはリブ 1 9 4、1 9 6 によって支持される。手首部 1 9 0 は、隣接するディスク 1 9 2 間に略直行のリブ 1 9 4、1 9 6 の層を交互に残すように、隣接するディスク 1 9 2 間の切り欠きを除去することによって、管から形成され得る。ディスク 1 9 2 は、アクチュエータケーブルを通すための穴 1 9 8 を有する。ディスク 1 9 2 およびリブ 1 9 4、1 9 6 は、鋼鉄、アルミニウム、ニチノール、またはプラスチック等の様々な材料
10
でできていてよい。図 2 0 に図示するような手首部 2 0 0 の代替の実施形態において、ディスク 2 0 2 は、ケーブルを受けるための穴の代わりにスロット 2 0 4 を含む。そのような管は、ケーブルを通過させるための穴を持つ管よりも、押し出すことが容易である。ケーブルを支持するために、スプリング 2 0 6 をディスク 2 0 2 上で巻く。

【 0 0 4 7 】

図 2 1 において、手首部 2 1 0 は、交互の梁またはリブ 2 1 4、2 1 6 によって支持されるディスク 2 1 2 を含み、交互の梁またはリブ 2 1 4、2 1 6 は、リブ 2 1 4、2 1 6 をディスク 2 1 2 間の間隔よりも長くするように、リブの両側にディスク 2 1 2 への切込みまたはスリット 2 1 7 を有する。この構成により、同じ手首部長さについて、図 1 9 の手首部 1 9 0 よりも小さい曲率半径での屈曲を容易にすることができ、または、より短い
20
手首部を使用して同じ曲率半径を実現することができる。これらの実施形態において、隣接するディスク 2 1 2 間では約 1 5 度の曲げ角度が一般的である。ディスク 2 1 2 は、アクチュエータケーブルを受けるための穴 2 1 8 を有する。

【 0 0 4 8 】

I . コイルスプリングに沿って分布した薄いディスクを用いる手首部

図 2 2 は、コイルスプリング 2 2 2 を含む手首部 2 2 0 の一部を示し、該手首部 2 2 0 の一部は、スプリング 2 2 2 の長さに沿って分布する複数の薄いディスク 2 2 4 を持つ。図 2 2 の手首部分には、図 2 3 および 2 4 に図示するように、互いに直行するタブ 2 2 6 によって正しい位置に置かれた 2 2 4 A および 2 2 4 B を含む 2 つのディスク 2 2 4 のみ見える。スプリング 2 2 2 は、ディスク 2 2 4 をそこに挿入するために設けられた間隙を除き、密着高さでコイル状になる。スプリング 2 2 2 は、ディスク 2 2 4 のインナーエッジおよびタブ 2 2 6 付近のディスク 2 2 4 に接続される。ディスク 2 2 4 は、エッチングによって形成でき、アクチュエータケーブルを受けるための穴 2 2 8 を含むものである。タブ 2 2 6 は、ピッチおよびヨーでの手首部 2 2 0 の屈曲中に、ある点でスプリング 2 2 2 を屈曲できるようにするための支点として作用する。ディスク 2 2 4 は、いくつかの実施形態においては比較的堅くてよいが、その他の実施形態においては、手首部 2 2 0 の屈曲中に屈曲してスプリング要素として作用するのに十分なほど柔軟であってよい。コイルスプリング 2 2 2 およびディスク 2 2 4 の周囲には、誘電性絶縁体としてシリコン外被を設けてよい。また、スプリング 2 2 2 およびディスク 2 2 4 アセンブリは、例えば、図 2 5 および図 2 6 の外片またはアーマー片 2 5 0 から形成された表面構造によって保護する
30
ことができる。各アーマー片 2 5 0 は、外側結合面 2 5 2 および内側結合面 2 5 4 を含む。1 つのアーマー片 2 5 0 の外側結合面 2 5 2 は、隣接するアーマー片 2 5 0 の内側結合面 2 5 4 と結合する。アーマー片 2 5 0 は、スプリング 2 2 2 の長さに沿って積み重ねられ、手首部 2 2 0 の屈曲から回転する際に接触を維持する。
40

【 0 0 4 9 】

J . 外側編組ワイヤを有する手首部

柔軟性手首部の精度は、加えられた負荷に対する様々な材料の剛性によって決まる。すなわち、使用される材料が硬いほど、および / または手首部の長さが短いほど、および / または手首部が有する直径が大きいほど、ある手術の力を受けて手首部に対して生み出される横偏向は少なくなる。牽引ケーブルが有するコンプライアンスがわずかである場合、
50

手首部の端部の角度は正確に決定され得るが、ケーブルでは対抗できない力を受けて遊走または横偏向が起こり得る。例えば、手首部が直線であり、そのような力が及ぼされた場合、手首部はＳ字型偏向を呈し得る。これに対抗するための１つの手法は、十分な剛性の適切な材料および手首部に関して適切なジオメトリを用いることである。もう１つの手法は、米国特許出願第１０／１８７，２４８号に記載されているように、牽引ケーブルの半数を手首部の長さに沿って途中で終端させ、残りのケーブルに関しては半分牽引させることである。Ｓ字型偏向に対する抵抗を大きくすれば、モーメントに耐える能力の費用がかかることになる。Ｓ字型偏向を回避するためのさらに別の手法は、手首部の外側に編組カバーを設けることである。

【００５０】

図２７は、外側ワイヤ２７４に巻き付けられた管２７２を有する手首部２７０を示す。ワイヤ２７４はそれぞれ、管２７２の端部間を覆うように約３６０度回転して巻かれている。手首部２７０のねじり剛性を増大させ、手首部２７０のＳ字型偏向を回避するために、外側ワイヤ２７４を巻いて管２７２上に編組被膜を形成してよい。編組被膜を形成するためには、右回りのセットおよび左回りのセット（すなわち、時計回りのものと反時計回りのもの）を含む２セットのワイヤを織り合わせる。織るまたは編むことにより、時計回りおよび反時計回りのワイヤが互いに放射状に移動することを防止する。ねじり剛性は、例えば、ねじる際に、１セットのワイヤの直径を成長させようとするとは他方のセットが収縮することにより作り出される。編むことにより、１つのセットが他方と異なるのを防止し、ねじり偏向に対し抵抗する。手首部２７０が円弧状に屈曲する際、外側ワイヤ２７４が軸方向に摺動する必要はあるだろうが、編み部分のそれぞれ個々のワイヤが長さを増大しなくてよいように、外側ワイヤ２７４の敷設長さを手首部２７０の長さと等しくすることが望ましい。編み部分は、外側ワイヤ２７４の長さが増大することを必要とするため、手首部２７０のＳ字型偏向に対し抵抗することになる。さらに、編み部分は、アーマーとして作用し、挟まれたり切り込まれたりすることから手首部を保護することもできる。編組カバーが非導電性である場合、当該カバーは最外層とすることができ、また手首部２７０のアーマーとして作用することができる。手首部のねじり剛性の増大およびＳ字型偏向の回避は、左巻によって覆われた右巻から開始し、続いてもう一度右巻となった層状スプリングによって実現することもできる。当該スプリングについては、織り合わせなくてよい。

【００５１】

K．手首カバー

上記では、手首部用のアーマーまたはカバーをいくつか開示している。図２８および２９は、手首カバーのさらなる例を示す。図２８において、手首カバー２８０は、プラスチックまたはセラミック等の非導電材料のフラットスパイラルによって形成されている。手首部が屈曲されると、スパイラルカバー２８０の異なるコイルが、互いの上を摺動する。図２９は、スパイラルの隣接する層間での重複を確実にするために、屈曲された、または渦巻いた縁２９２を含む手首カバー２９０を示す。手首部にねじり剛性を提供するために、手首カバー３００は、手首部の軸に対して平行に向けられた隆線または溝３０２を含み得る。隆線３０２は、１つのスパイラル層から隣のスパイラル層へのスプラインとして作用し、手首部用のねじり安定化装置を構成する。ステントのように構成されたニチノールレーザーカバーについてさらに考察する。

【００５２】

このように、図１～３０は、柔軟性手首部を持つ手術器具の異なる実施形態を図示するものである。ある典型的な実施形態を参照して説明したが、それらの実施形態は本発明の一例にすぎず、本発明の範囲を限定するものとして解釈すべきではない。むしろ、本発明の原理は、数多くの特定のシステムおよび実施形態に適用することが可能である。

【００５３】

図３１～３４は、安全な配置を容易にし、アブレーションカテーテルまたは心臓組織アブレーション（Cardiac Tissue Ablation；CTA）治療におけ

10

20

30

40

50

るその他のデバイスの視覚的検証を提供するために、柔軟性手首部を持つ手術器具（例えば、内視鏡他）の異なる実施形態を図示する。図 3 1 ~ 3 4 に示す本発明のいくつかの部分は、図 1 ~ 3 0 の対応物と同様であり、類似する要素は参照番号にダッシュ記号を付けてそのことが示されている。そのような類似性が存在する場合、図 1 ~ 3 0 の発明と同様であり同様の形態で機能する図 3 1 ~ 3 4 の発明の構造 / 要素について、再度詳細な説明は行わない。本発明は C T A 治療への適用に限定されるものではなく、その他の手術適用も有することを明確にすべきである。さらに、本発明は低侵襲ロボット手術の領域において適用されることが最良と考えられるが、手術ロボットによる補佐なしに本発明を任意の低侵襲手術に使用してもよいことを明確にすべきである。

【 0 0 5 4 】

10

L . 関節内視鏡

ここで、図 3 1 を参照して、図 3 1 は、本発明によるロボット低侵襲手術において使用される内視鏡 3 1 0 の実施形態を図示する。内視鏡 3 1 0 は、細長いシャフト 1 4 ' を含む。柔軟性手首部 1 0 ' は、シャフト 1 4 ' の作業端に位置している。ハウジング 5 3 ' は、手術器具 3 1 0 を、シャフト 1 4 ' の反対端に位置するロボットのアーム（図示せず）と解放可能に連結させるものである。内視鏡カメラレンズは、柔軟性手首部 1 0 ' の遠位端において実装される。ルーメン（図示せず）は、柔軟性手首部 1 0 ' の遠位端をハウジング 5 3 ' と接続するシャフト 1 4 ' の長さに沿って走っている。「ファイバスコープ」実施形態において、シャフト 1 4 ' の長さに沿ってルーメンの内側を走り、実質的に柔軟性手首部 1 0 ' の遠位端で終わる光ファイバを接続することにより、電荷結合素子（C h a r g e C o u p l e d D e v i c e ; C C D）等の内視鏡 3 1 0 の画像センサをハウジング 5 3 ' の内側に装着してよい。続いて C C D は、ハウジング 5 3 ' の端部に位置するコネクタ 3 1 2 を介してカメラ制御装置と連結される。代替の「チップオンスティック」実施形態において、ハウジング 5 3 ' の端部においてコネクタ 3 1 2 に連結されたカメラ制御装置とのハードワイヤまたはワイヤレス電気接続によって、内視鏡 3 1 0 の画像センサを柔軟性手首部 1 0 ' の遠位端に装着してよい。画像センサは、2 次元であってもよいし、3 次元であってもよい。

20

【 0 0 5 5 】

内視鏡 3 1 0 は、柔軟性手首部 1 0 ' の遠位端の先端にある内視鏡レンズ 3 1 4 を覆い、保護するために、半透明キャップ 3 1 2 を有する。キャップ 3 1 2 は、半球形状、円錐形等であってよく、手術部位内 / 付近において、操縦中に器具が組織を離れて偏向することを可能にするものである。柔軟性手首部 1 0 ' は、所望の目的地（例えば、心外膜または心筋組織）に到達するため、内視鏡 3 1 0 が内部体組織、器官等の周囲を容易に関節動作および操縦できるように、少なくとも 1 自由度を有する。柔軟性手首部 1 0 ' は、上記で図 1 ~ 3 0 に関連して説明した実施形態のいずれであってもよい。ハウジング 5 3 ' は、（内視鏡を格納する）柔軟性手首部 1 0 ' の遠位部を関節動作するための駆動機構も格納する。駆動機構は、ケーブル駆動、ギヤ駆動、ベルト駆動、またはその他の種類の機構であってよい。典型的な駆動機構およびハウジング 5 3 ' は、参照することにより組み込まれる米国特許第 6 , 3 9 4 , 9 9 8 号に記載されている。当該典型的な駆動機構は、柔軟性手首部 1 0 ' に 2 自由度を提供し、シャフト 1 4 ' が当該シャフトの長さに沿って軸の周囲を回転することを可能にする。C T A 処置において、関節内視鏡 3 1 0 は、見え難い場所および / または到達し難い場所の視覚画像を取得するために、内部器官、組織等の周囲を操縦および関節動作する。取得画像は、アブレーションカテーテルの所望の心臓組織への配置を支援するために使用される。関節内視鏡は、利用される唯一のスコープであってもよいし、主な内視鏡から取得された主な画像に関して手術部位の代替ビューを提供するために、第二または第三のスコープとして使用されてもよい。

30

40

【 0 0 5 6 】

M . アブレーションカテーテル / デバイスが開放可能に取り付けられた関節内視鏡

上記の関節内視鏡の延長として、アブレーションカテーテルの所望の心臓組織への配置をさらに支援するために、カテーテルを関節内視鏡と解放可能に連結してよい。図 3 2 は

50

、一連の解放可能なクリップ 3 2 0 によって内視鏡 3 1 0 と解放可能に連結されたカテーテル 3 2 1 を図示している。その他の種類の解放可能な連結器（機械的な、またはそうでないもの）を使用してもよく、これは十分に本発明の範囲内である。図 3 2 に示すように、クリップ 3 2 0 は、C T A 処置において所望の手術目的地に到達するために、構造体（例えば、肺血管等）の周囲で駆動、操縦、および関節動作する際、アブレーションデバイス / カテーテル 3 2 1 が内視鏡 3 1 0 に続くように、アブレーションデバイス / カテーテル 3 2 1 を内視鏡 3 1 0 に解放可能に取り付けることができるようにする。関節内視鏡 3 1 0 および取り付けられたアブレーションデバイス / カテーテル 3 2 1 が目的地へ到達すると、カテーテル 3 2 1 は例えばロボットのアームに接続された別の器具によって適所に保持 / 保存され、一方、内視鏡 3 1 0 はアブレーション / カテーテル 3 2 1 から解放され、除去される。その際、操縦中に内視鏡 3 1 0 によって撮影された見え難い場所および / または到達し難い場所の画像を、ガイダンス目的で利用することができる。また、内視鏡の関節により、到達し難い心臓組織におけるアブレーションデバイス / カテーテル 3 2 1 の配置はさらに容易になる。

【 0 0 5 7 】

代替の実施形態において、デバイス / カテーテル自体の代わりに、カテーテルガイド 3 3 1 を内視鏡 3 1 0 に解放可能に取り付けてよい。続いて、図 3 3 に示すのと同様、カテーテルガイド 3 3 1 は、上述したように関節内視鏡 3 1 0 によって最終目的地へ誘導される。関節内視鏡 3 1 0 および取り付けられたカテーテルガイド 3 3 1 が目的地へ到達すると、カテーテルガイド 3 3 1 は例えばロボットのアームに接続された別の器具によって適所に保持 / 保存され、一方、内視鏡 3 1 0 はカテーテルガイド 3 3 1 から解放され、除去される。続いて、アブレーションカテーテル / デバイスを、その近位端 3 3 2 にあるカテーテルガイド 3 3 1 を使用して、所定の位置に摺動することができる。一実施形態において、カテーテルガイド 3 3 1 は、カテーテルを所定の位置に摺動させるために、クリップ 3 2 0 のような解放可能な連結器を利用する。別の実施形態において、カテーテルガイド 3 3 1 は、当該カテーテルガイド 3 3 1 が滑って標的に到達するように誘導されることができる内視鏡 3 1 0 に組み込まれたルーメンを利用する。

【 0 0 5 8 】

N . 内視鏡を誘導するためのルーメンを持つ関節器具

さらに別の実施形態において、関節内視鏡を有する代わりに、所望の関節を持つ器具を提供するためにエンドエフェクタが柔軟性手首部に取り付けられる。この関節器具については、例えば図 1 ~ 2 に関連して上述した。しかしながら、当該関節器具は、外部内視鏡を挿入し柔軟性手首部の先端に向けて誘導することができる器具のシャフトに沿って走るルーメン（例えば、空腔、作業チャネル等）をさらに含む。この実施形態は、上述したような、解放可能に取り付けられたアブレーションカテーテル / デバイスを持つ、または、解放可能に取り付けられたカテーテルガイドを持つ関節内視鏡と、実質的に同じ機能を実現するものである。違いは、アブレーションカテーテル / デバイスが、組み込み型ルーメンへの挿入によって当該アブレーションデバイスに解放可能に取り付けられた内視鏡で駆動および操縦するために使用されることである。組み込み型ルーメンが付いている場合、解放可能な連結器（例えば、クリップ）は排除される。

【 0 0 5 9 】

ここで、本発明によるビデオ接続の実施形態を図示するビデオブロック図を示した図 3 4 を参照する。図 3 4 に示すように、カメラ制御装置 3 4 2 は、ズームイン、ズームアウト、解像度モード、画像キャプチャリング等、関節内視鏡 3 1 0 の動作を制御する。関節内視鏡 3 1 0 によって捕捉された画像は、カメラ制御装置 3 4 2 に提供されて処理された後、主表示モニタ 3 4 3 および / または補助表示モニタ 3 4 4 に供給される。主な内視鏡他等、当該システムにおいて利用可能なその他の内視鏡 3 4 5 も、それらの所有するカメラ制御装置 3 4 6 によって同様に制御される。取得画像は、同様に、主表示モニタ 3 4 3 および / または補助表示モニタ 3 4 4 に供給される。一般に、主モニタ 3 4 3 は、主な内視鏡から取得した画像を表示し、該画像は、3 次元であり得る。関節内視鏡 3 1 0 （また

は、関節器具のルーメンに挿入された内視鏡)から取得した画像を、補助表示モニタ344に表示し得る。あるいは、関節内視鏡310(または、関節器具のルーメンに挿入された内視鏡)から取得した画像を、補助情報として主表示モニタ343に表示することができる(参照することにより本書に組み込まれる米国特許第6,522,906号の詳細な説明を参照)。

【0060】

上述の装置の配列および方法は、本発明の原理を適用した一例にすぎず、特許請求の範囲において定義するような本発明の精神と範囲を逸脱することなく、その他多くの実施形態および変形を成すことができる。したがって、本発明の範囲は、上記の説明を参照して決定すべきものではなく、むしろ、添付の特許請求の範囲をその均等物の完全な範囲とともに参照して決定すべきである。

10

【図1】

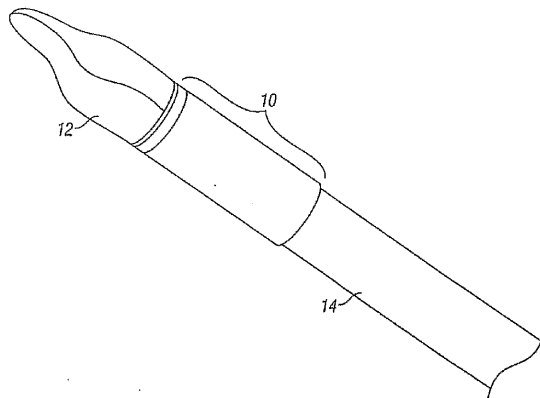


FIG. 1

【図2】

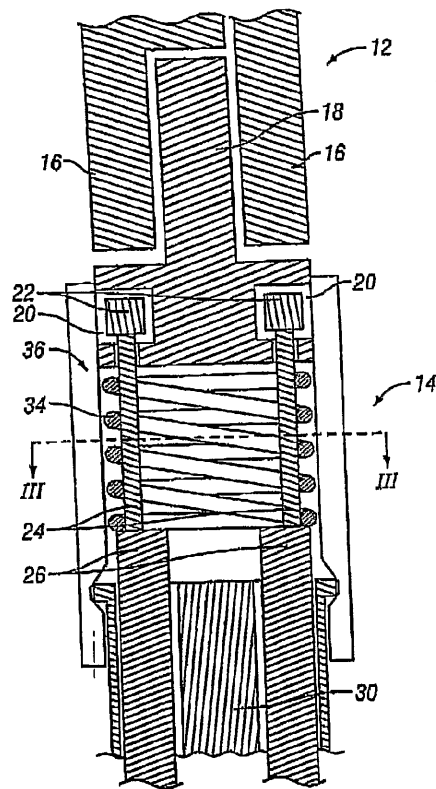


FIG. 2

【 図 3 】

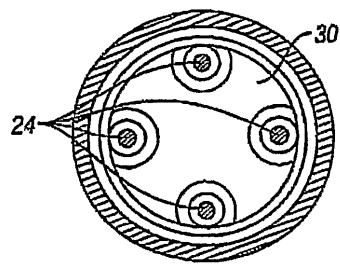


FIG. 3

【 図 4 】

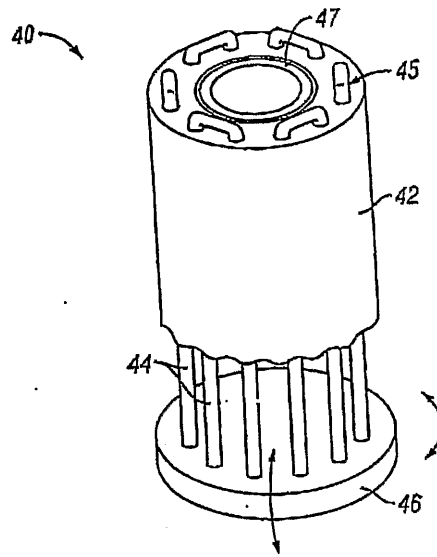
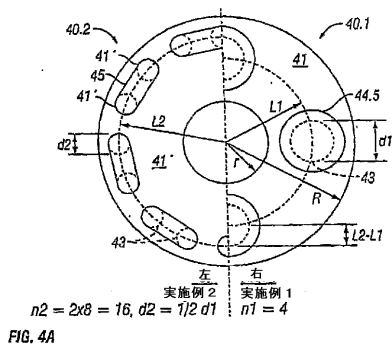
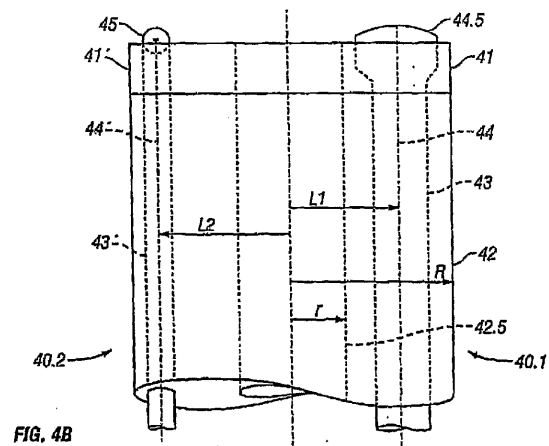


FIG. 4

【 図 4 A 】



【 図 4 B 】



【 図 5 】

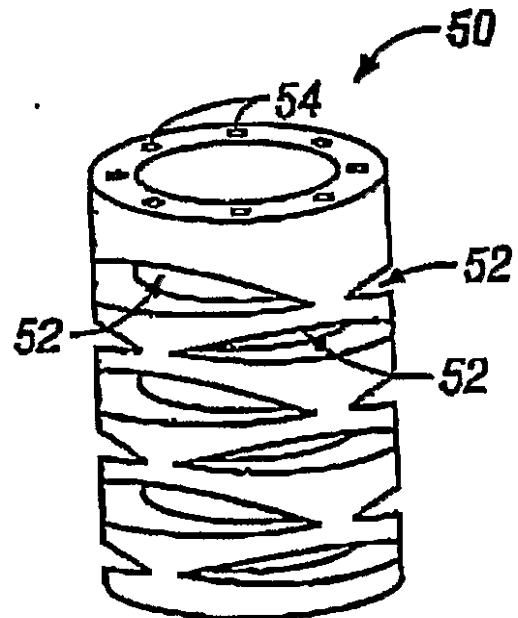
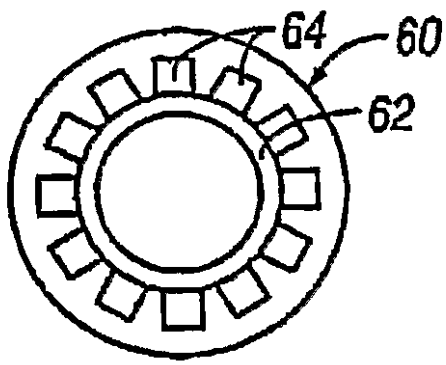
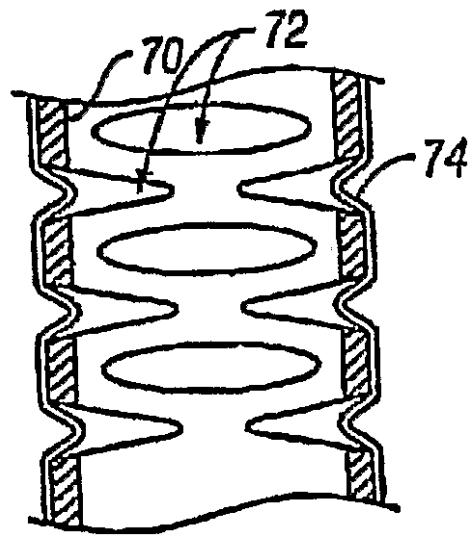


FIG. 5

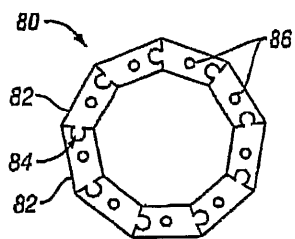
【 図 6 】

**FIG. 6**

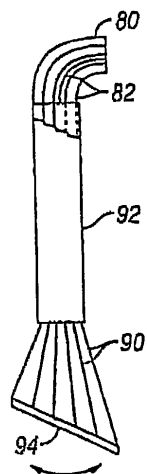
【 図 7 】

**FIG. 7**

【 図 8 】

**FIG. 8**

【 図 9 】

**FIG. 9**

【図 10】

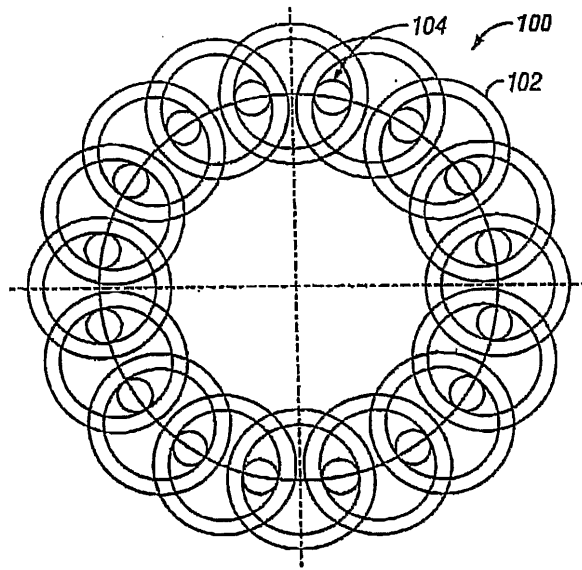


FIG. 10

【図 11】

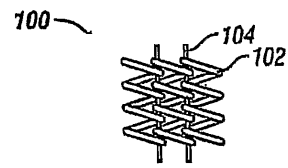


FIG. 11

【図 12】

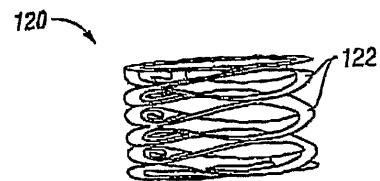


FIG. 12

【図 13】

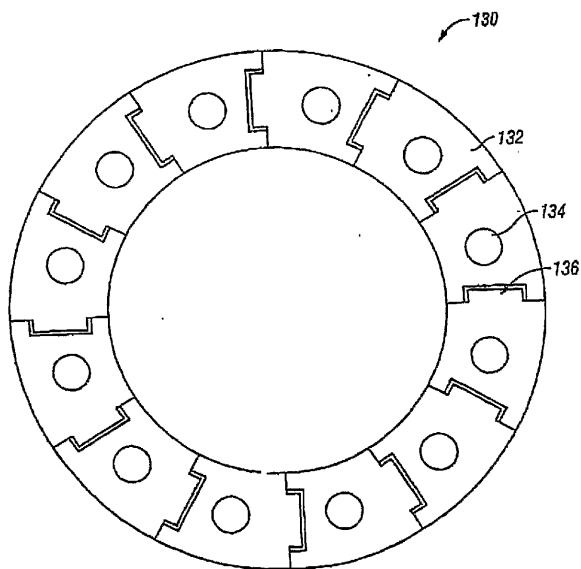


FIG. 13

【図 14】

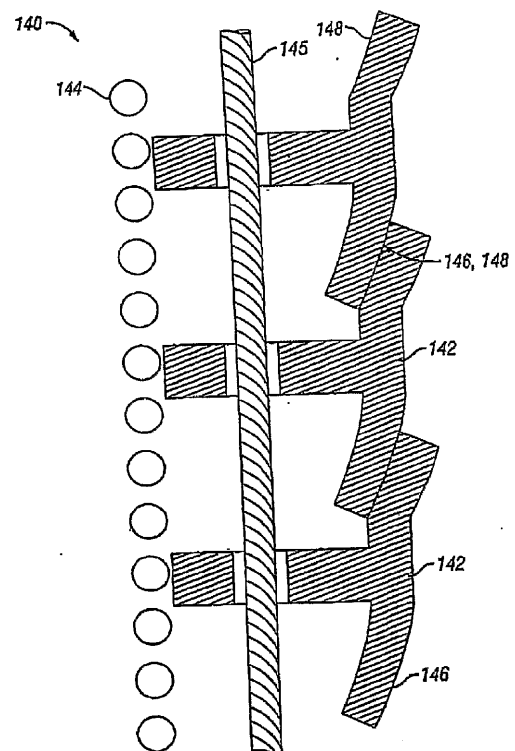


FIG. 14

【図 15】

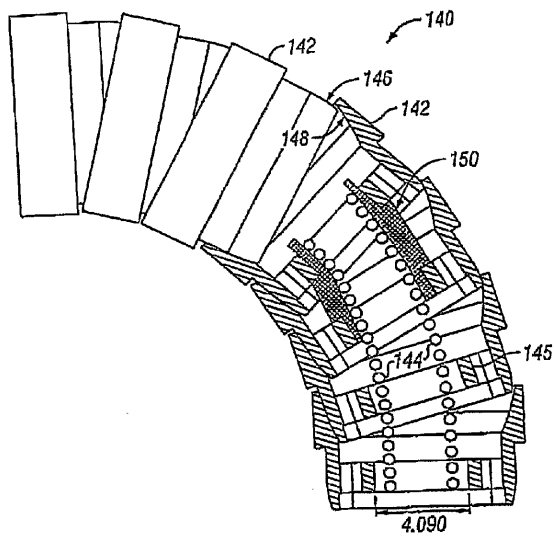


FIG. 15

【図 16】

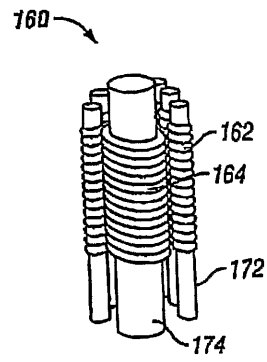


FIG. 16

【図 17】

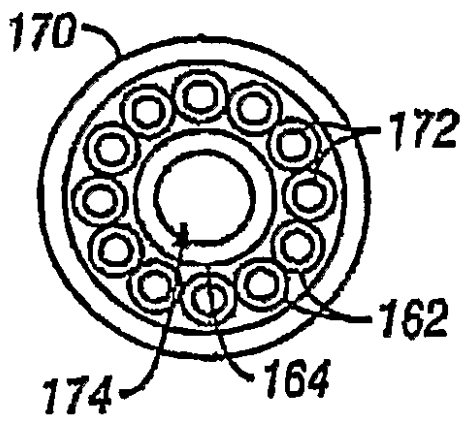


FIG. 17

【図 18】

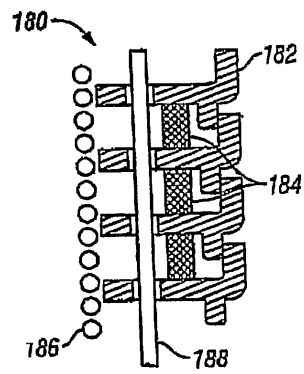


FIG. 18

【 図 1 9 】

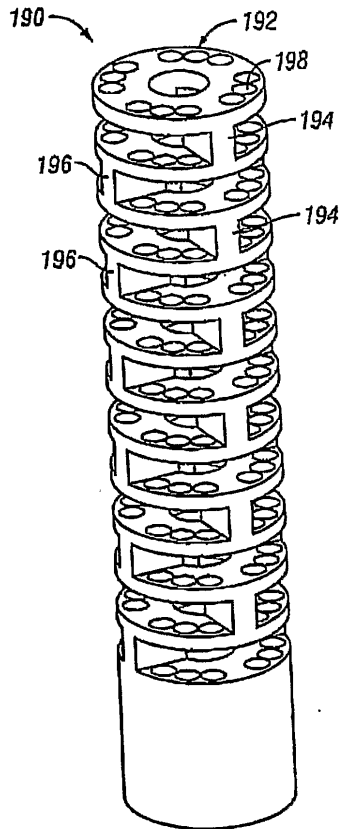


FIG. 19

【 図 2 1 】

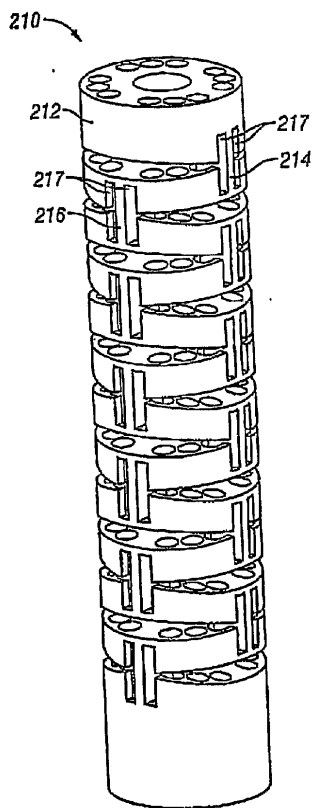


FIG. 21

【 図 2 0 】

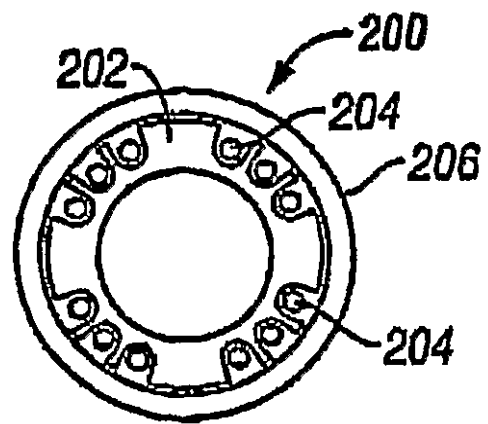


FIG. 20

【 図 2 2 】

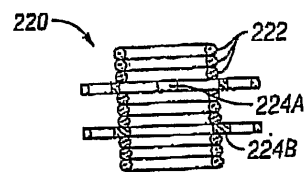


FIG. 22

【 図 2 3 】

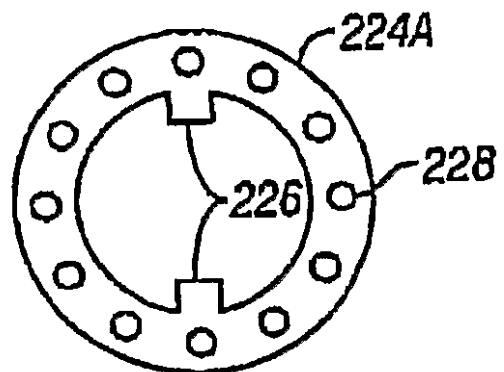


FIG. 23

【図 24】

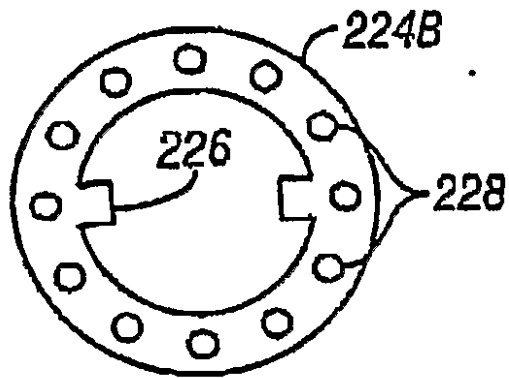


FIG. 24

【図 25】

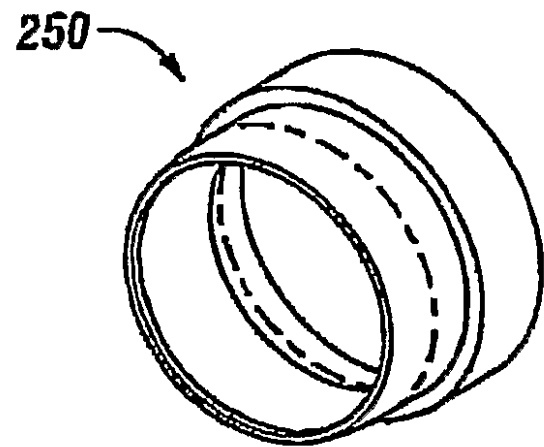


FIG. 25

【図 26】

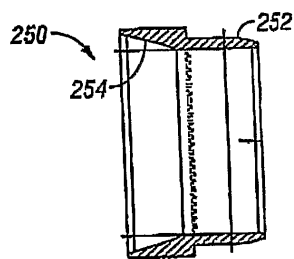


FIG. 26

【図 28】

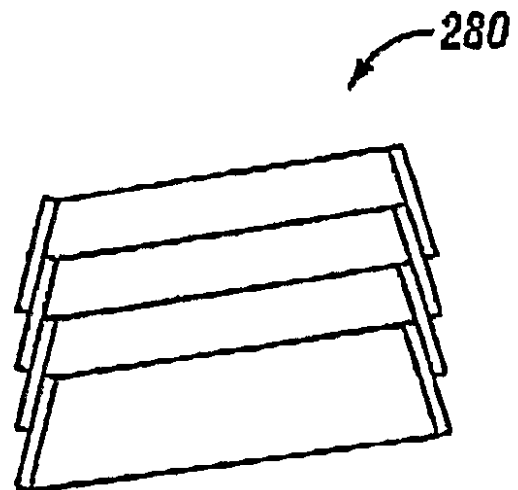


FIG. 28

【図 27】

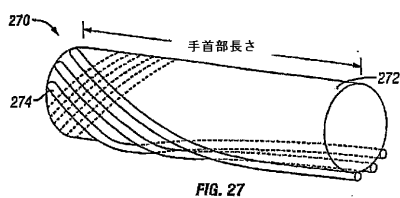


FIG. 27

【図 37】

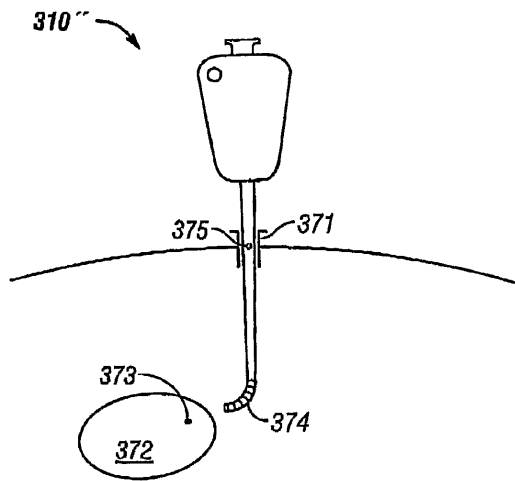


FIG. 37

【図 38】

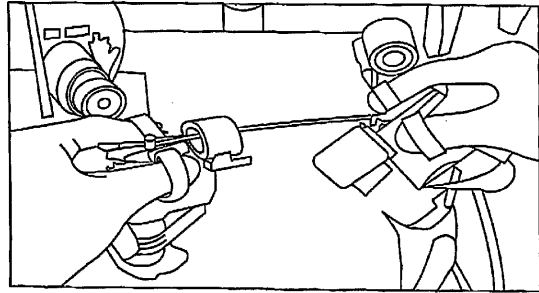


FIG. 38

フロントページの続き

(72)発明者 マイケル イケダ

アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 5 1 3 0 , サン ノゼ , エルムウッド ドライブ 4 9
3 0

(72)発明者 デイビッド ローザ

アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 5 1 2 5 , サン ノゼ , ウィロー グレン ウェイ 9
4 9

(72)発明者 トーマス クーパー

アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 4 0 2 5 , メンロ パーク , コンコード ドライブ 3
0 4

(72)発明者 エス . クリストファー アンダーソン

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 0 1 0 6 0 , ノーサンプトン , プロスペクト ストリー
ト 3 7 1

F ターム(参考) 4C160 GG22 GG29 GG30 GG32 MM38 NN01 NN02 NN07 NN09 NN14

【外国語明細書】

2012000487000001.pdf

专利名称(译)	灵活的心脏组织消融仪器与手腕		
公开(公告)号	JP2012000487A	公开(公告)日	2012-01-05
申请号	JP2011188609	申请日	2011-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	直观外科手术公司		
申请(专利权)人(译)	Intuitive Surgical公司		
[标]发明人	マイケルイケダ デイビッドローザ トーマスクーパー エスクリストファーアンダーソン		
发明人	マイケル イケダ デイビッド ローザ トーマス クーパー エス. クリストファー アンダーソン		
IPC分类号	A61B17/28 A61B17/00 A61B18/12 A61B1/00 A61B1/005 A61B1/008 A61B1/018 A61B17/42 A61B19/00		
CPC分类号	A61B1/008 A61B1/00142 A61B1/00149 A61B1/0055 A61B1/0058 A61B1/018 A61B34/30 A61B34/70 A61B34/71 A61B90/361 A61B2017/00243 A61B2017/00309 A61B2034/305 A61B2034/306		
FI分类号	A61B17/28.310 A61B17/00.320 A61B17/39 A61B17/28 A61B17/29 A61B18/12		
F-TERM分类号	4C160/GG22 4C160/GG29 4C160/GG30 4C160/GG32 4C160/MM38 4C160/NN01 4C160/NN02 4C160/NN07 4C160/NN09 4C160/NN14		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	11/071480 2005-03-03 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种具有柔性手腕的微创手术器械，以便于安全放置并提供消融导管或其他设备在治疗心脏组织消融（CTA）中的视觉验证。要做。在一个实施例中，该仪器是一种内窥镜，其具有细长的轴，在轴的工作端处的柔性腕部，以及在柔性腕部的尖端处的可视镜。。柔性手腕具有至少一个自由度以提供期望的关节。腕部由位于轴远端处的壳体内部的驱动机构致动和控制。[选择图]图31