

(19)日本国特許庁(JP)

## (12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7195622号

(P7195622)

(45)発行日 令和4年12月26日(2022.12.26)

(24)登録日 令和4年12月16日(2022.12.16)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B	18/14	(2006.01)	A 6 1 B	18/14	
A 6 1 B	18/18	(2006.01)	A 6 1 B	18/18	1 0 0
A 6 1 B	18/08	(2006.01)	A 6 1 B	18/08	
A 6 1 B	1/018	(2006.01)	A 6 1 B	1/018	5 1 5

請求項の数 21 (全19頁)

(21)出願番号 特願2019-566926(P2019-566926)  
 (86)(22)出願日 平成30年7月3日(2018.7.3)  
 (65)公表番号 特表2020-525072(P2020-525072 A)  
 (43)公表日 令和2年8月27日(2020.8.27)  
 (86)国際出願番号 PCT/EP2018/067992  
 (87)国際公開番号 WO2019/007981  
 (87)国際公開日 平成31年1月10日(2019.1.10)  
 審査請求日 令和3年6月30日(2021.6.30)  
 (31)優先権主張番号 1710701.2  
 (32)優先日 平成29年7月4日(2017.7.4)  
 (33)優先権主張国・地域又は機関 英国(GB)

(73)特許権者 512008495  
 クレオ・メディカル・リミテッド  
 CREO MEDICAL LIMITED  
 イギリス、エヌ・ピー・16 5・ユー  
 ・エイチ モンマスシャー、チェプスト  
 ー、ビューフォート・パーク・ウェイ、  
 ビューフォート・パーク、クレオ・ハウ  
 ス・ユニット・2  
 (74)代理人 110001195  
 弁理士法人深見特許事務所  
 (72)発明者 ハンコック、クリストファー・ポール  
 イギリス、ピー・エイ・1 4・エル・  
 エヌ バス・アンド・ノース・イースト  
 ・サマセット、バス、ネビア・ロード、  
 3 7

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電気手術器具および電気手術システム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生物組織に高周波（RF）エネルギー及び／またはマイクロ波EMエネルギーを印加する  
 ための電気手術器具であって、前記電気手術器具が、

前記RF EMエネルギー及び／または前記マイクロ波EMエネルギーを伝送するための  
 同軸ケーブルと、

前記RF EMエネルギー及び／または前記マイクロ波EMエネルギーを受信して、治療  
 部位の前記生物組織内にそれを送達させるために、前記同軸ケーブルの遠位端に接続され  
 る器具先端部と、

前記同軸ケーブルを運搬するための管腔を画定する細長い軸であって、前記器具先端部が  
 前記細長い軸の遠位端から突出している、前記細長い軸と、

前記器具先端部を回転させるための制御機構であって、前記制御機構が、

形状記憶効果材料から形成されるアクチュエータと、

前記アクチュエータに接続して、エネルギーを供給して、前記形状記憶効果材料の温度  
 変化を引き起こす、エネルギー送達構造と、を備え、

前記アクチュエータが、前記形状記憶効果材料が限界温度に達することに反応して、そ  
 の近位端と遠位端の間にトルクを呈示するように構成され、

前記アクチュエータの前記近位端が前記細長い軸に取り付けられて、前記アクチュエータ  
 の前記遠位端が前記器具先端部に取り付けられる、電気手術器具。

【請求項 2】

10

20

前記形状記憶効果材料が螺旋構造を備える、請求項 1 に記載の電気手術器具。

【請求項 3】

前記形状記憶効果材料が、限界温度に達している前記形状記憶効果材料の温度で、ほどけるように構成される、請求項 2 に記載の電気手術器具。

【請求項 4】

前記形状記憶効果材料が、一对の協働する螺旋構造を備える、請求項 1 に記載の電気手術器具。

【請求項 5】

エネルギー送出構造に接続された電源を含む、請求項 1 に記載の電気手術器具。

【請求項 6】

前記エネルギー送達構造が、電流を前記アクチュエータに通すための導電要素を備える、請求項 1 に記載の電気手術器具。

【請求項 7】

前記エネルギー送達構造が、前記アクチュエータに熱的に接続するヒーターを備える、請求項 1 に記載の電気手術器具。

【請求項 8】

前記アクチュエータから熱エネルギーを抽出するように構成した、冷却剤送達構造を含む、請求項 1 に記載の電気手術器具。

【請求項 9】

前記冷却剤送達構造が、前記アクチュエータに熱的に接続する冷却回路を備える、請求項 8 に記載の電気手術器具。

【請求項 10】

前記冷却剤送達構造が、選択的に作動可能である、請求項 8 に記載の電気手術器具。

【請求項 11】

前記形状記憶効果材料が形状記憶合金である、請求項 1 に記載の電気手術器具。

【請求項 12】

前記形状記憶効果材料がニチノールである、請求項 1 に記載の電気手術器具。

【請求項 13】

前記形状記憶効果材料が、2 方向の回転制御を提供する、2 方向の形状記憶効果を示す、請求項 1 に記載の電気手術器具。

【請求項 14】

前記形状記憶効果材料が、前記細長い軸の遠位部周囲にスリーブを形成する、請求項 1 に記載の電気手術器具。

【請求項 15】

前記細長い軸の外面の周囲に巻かれた螺旋構造を備える、請求項 14 に記載の電気手術器具。

【請求項 16】

前記細長い軸と前記アクチュエータの間の相対回転を阻止するように構成される、前記細長い軸と前記アクチュエータの近位端の間の接続の係合機構を含む、請求項 1 に記載の電気手術器具。

【請求項 17】

前記係合機構が、前記細長い軸及び前記アクチュエータの協働する相互係合可能な要素を含む、請求項 16 に記載の電気手術器具。

【請求項 18】

前記器具先端部と前記アクチュエータの間の相対回転を阻止するように構成される、前記器具先端部と前記アクチュエータの遠位端の間の接続の係合機能を含む、請求項 1 に記載の電気手術器具。

【請求項 19】

前記係合機構が、前記細長い軸及び前記アクチュエータの協働する相互係合可能な要素を含む、請求項 18 に記載の電気手術器具。

10

20

30

40

50

**【請求項 20】**

前記アクチュエータの前記近位端が、溶接によって前記細長い軸に取り付けられる、請求項 1 に記載の電気手術器具。

**【請求項 21】**

電気手術システムであって、前記電気手術システムが、  
高周波（RF）電磁エネルギー（EM）及び／またはマイクロ波 EM エネルギーを発生させるためのジェネレータと、  
前記ジェネレータに接続した、請求項 1 に記載の電気手術器具と、  
中を通して延在する器具チャネルを備える操作可能な器具コードを有する、外科用スコープ装置と、を含み、  
前記電気手術器具が、前記器具チャネルを通過するように必要な大きさにされる、前記電気手術システム。

10

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、高周波（RF）エネルギー及び／またはマイクロ波エネルギーを生体組織に印加するように構成される、電気手術器具を制御するための装置に関する。特に、本発明は、電気手術器具の遠位先端部を回転させるための制御機構または作動機構に関する。作動機構は、治療部位に対して器具の配向が遠隔制御されるのを可能にできる。

**【背景技術】**

20

**【0002】**

電気手術器具は、生体組織を切除する、または血液を凝固させるなどの目的のために、高周波及び／またはマイクロ波エネルギーを生体組織に供給するために使用される器具である。高周波及び／またはマイクロ波エネルギーは、伝送線（例えば、同軸ケーブル、導波路、マイクロストリップ線など）を用いて、電気手術器具に供給される。

**【0003】**

同軸ケーブルを使用して、器具チャネルの遠位端で、電気手術器具に外科用スコープ装置の器具チャネルに沿って、マイクロ波及び／または高周波エネルギーを供給することは公知である。このような同軸給電ケーブルは一般的に、中実または可撓性円筒状内部導体と、内部導体周囲の管状誘電体材料層と、誘電体材料周囲の管状外部導体と、を備える。誘電体及び／または外部導体は、多層構造であり得る。

30

**【0004】**

電気接続は通常、導体（例えば、ワイヤまたはフォイルの一部）を内部及び外部導体に及び対応する導体要素にはんだ付けすることにより、同軸給電ケーブルの内部／外部導体と器具先端の対応する導体素子の間に形成される。したがって、高周波エネルギー及び／またはマイクロ波エネルギーは、同軸給電ケーブルから、生体組織内への給電のための器具先端部へ伝達されることができる。

**【0005】**

電気手術器具は、例えば、胃腸（GI）管の組織のほんの一部を切断または切除するために、内視鏡と連動して使用されている。これに関連して、電気手術器具は、内視鏡の器具チャネルを通過し、その結果、器具先端部は、それが GI 管と接触できる、内視鏡の遠位端から突出する。

40

**【0006】**

場合によっては、治療部位に対して特定の方法で器具先端部を配向するために、器具先端部を回転させることが望ましい。回転は、器具の残りの部分に対して先端部を回転させることによって（例えば、器具の遠位端に適切な回転力を適用することによって）実行され得る。器具先端部と同軸給電ケーブルの間の回転可能な接続を提供することができる、いくつかの例で、それは、器具先端部が回転するとき、器具先端部と同軸給電ケーブルの間の電気接続を維持する。国際特許出願第 WO 2016 / 059228 号は、このような接続の例を開示している。機械式作動機構は、同軸給電ケーブルに対する器具先端部の回

50

転を調節するように提供されることができる。

【 0 0 0 7 】

器具先端部を回転させる他の機構も、公知である。いくつかの電気手術器具で、同軸給電ケーブルは可撓軸内に含まれて、器具先端部は可撓軸の遠位端から突出する。ユーザが可撓軸を回転させるとき、器具先端も回転するように、器具先端部は可撓軸に強固に接続している。これにより、ユーザは可撓軸の近位端を回転させることによって、器具先端部の回転を制御できる。しかし、このような方法は、器具先端部の位置の良好な制御を提供しない。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

10

【 0 0 0 8 】

最も概括的には、本発明は、電気手術器具の回転を遂行するために、特に、外科用スコープ装置の器具チャネルの遠位端の器具先端部の回転を制御するために、アクチュエータに形状記憶効果（SME）材料（例えば、ニチノールなどの形状記憶合金）の使用を提案する。例えば、アクチュエータは、それが外科用スコープ装置（例えば、内視鏡、気管支鏡、腹腔鏡、胃内視鏡など）の器具チャネルに沿って運ばれるので、器具の構成要素を包む可撓軸に対して、電気手術器具の先端部を回転させるための制御機構の一部でもよい。

【 0 0 0 9 】

それが温度変化を経験した場合に、器具先端部を回転させる形でその形状がで変わるように、アクチュエータのSME材料を構成できる。温度変化を制御することによって（例えば、SME材料に対するエネルギーの供給及び/または除去による）、器具先端部の相対回転は、正確に制御されることができる。

20

【 0 0 1 0 】

SMEの温度変化は、材料を加熱するために供給されたエネルギーによって生じ得る。エネルギーは、例えば、電流を材料に通すことと、ジュール効果を介してそれを加熱させることと、によって直接供給されることができる。あるいは、SME材料は、SME材料と熱的接触するヒーターを使用して、加熱させることができる。電気手術装置は、外科用スコープ装置（例えば、内視鏡）の器具チャネルを通して供給されるように構成されることができ、その結果、それは低侵襲の外科的処置を行うために使用できる。

【 0 0 1 1 】

30

本発明の電気手術器具は、可動制御ワイヤの代わりに電流を使用して、器具先端部の回転を調整する。これは、電気手術器具の可動部分の数を減らし、それは、器具の信頼度、及び器具先端部が回転できる精度を増加させることができる。特に、制御ワイヤと器具の他の部分の間の摩擦が、がたがたとスティックスリップにそれを動かすので、可動制御ワイヤを使用して、円滑かつ正確な制御を得ることは困難であり得ると、発明者は理解している。いくつかの屈曲が外科用スコープ装置の器具チャネルにあるとき（例えば、外科用スコープ装置が消化管であるので）、この作用は特に顕著であり得る。

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、外科用スコープ装置の器具チャネルの遠位端に位置する器具先端部を回転させるための制御機構が提供されており、前記制御機構は、形状記憶効果材料から形成されるアクチュエータと、アクチュエータに接続して、エネルギーを供給して、形状記憶効果材料の温度変化を引き起こす、エネルギー送出構造と、を備え、そこで、アクチュエータは、形状記憶効果材料が限界温度に達することに反応して、その近位端と遠位端の間にトルクを呈示するように構成される。したがって本発明は、その温度が特定の閾値を超えると、形状記憶効果材料の性質を利用して、最初の形状に戻る。元の形状への復帰が、器具先端部とその周囲の間にトルクを付与するために使用できる、回転またはねじる運動を含むように、アクチュエータは成形される。

40

【 0 0 1 3 】

形状記憶効果材料は、変形するとき、それが転移温度を超えて加熱されるとき、その最初の（すなわち、変形前の）形状に戻る材料である。形状記憶効果材料が加熱されるとき

50

、器具先端部の回転が生じるために、形状記憶効果材料の形状は、それを電気手術器具に取り付ける前のその製造の間、適当な方法（例えば、ねじること、及び加熱処理すること）で操作することができる。次に、アクチュエータが加熱されるとき、それは変形して（例えば、ねじりを戻す）、器具先端部を回転させる。

【0014】

場合によっては、形状記憶効果材料は、2方向の形状記憶効果を示すことができる。2方向の形状記憶効果を示す材料は、それら熱的に循環させることにより、2つの所定の形状の間を繰り返し循環できるように、操作できる。このような2方向の形状記憶効果材料の使用は、器具先端部の回転が、材料の温度を制御することにより、時計回り及び反時計回りの方向に調節されるのを可能にする。好適な形状記憶効果材料は、これらに限定されないが、形状記憶合金（例えば、ニッケルチタン（NiTi）、鉄系及び銅系SME合金）を含んで、形状記憶効果ポリマーを成形する。いくつかの好ましい実施形態で、アクチュエータは、NiTiから製造されており、それは、45%のTi及び55%のNiから形成される。NiTiの利点は、それが転移温度を上回って加熱されるとき（NiTiの転移温度は約40である）、大きな力及びトルク、ならびに大きい変形を生じるために使用できる。

【0015】

一例で、形状記憶効果材料は、螺旋構造を備えることができ、それは、有用なトルクを印加するために、効果的な物理的形状を提供できる。螺旋構造は、巻いたワイヤまたはシートまたは材料でもよい。形状記憶効果材料は、出発形状よりきつく巻かれていない、最初の形状を有する（限界温度を超えて）。したがって、形状記憶効果材料は、限界温度に達している形状記憶効果材料の温度で、ほどけるように構成されることができる。限界温度は、例えば、治療部位などでエネルギーの供給を通して起きる、体温または熱によって引き起こされる、偶発的な回転を回避するように選択されることができる。例えば、限界温度は40以上でもよい。

【0016】

一例で、形状記憶効果材料は、一对の協働する螺旋構造を含むことができる。この構造は、多くのトルクを印加することができて、破損に強い。

【0017】

制御機構は、エネルギー送出構造に接続された電源を含むことができる。任意の好適な種類のエネルギーを、アクチュエータの温度に影響を及ぼすために使用できる。例えば、エネルギー送達構造は、電流をアクチュエータに通すための導電要素（例えば、ケーブル）を備えることができる。エネルギー送達構造は、完全な電流路を提供するために、アクチュエータの各先端から移動する一对の導電要素を提供できる。この例の電源は、直流電流源などでもよい。電源は、所望のエネルギー量をアクチュエータに供給するために制御可能でもよい。電源は、エネルギーを連続的に、またはパルス化された方法で供給できる。

【0018】

制御機構は、アクチュエータの温度を検出するように構成した、温度センサを備えることができる。温度センサから出る出力は、電源の動作を制御するためのフィードバックとして使用できる。

【0019】

他の例で、エネルギー送達構造は、熱的にアクチュエータに接続しているヒーターを含むことができる。ヒーターは、抵抗加熱器（例えば、直流電源に接続している）でもよい。

【0020】

制御機構は、アクチュエータから熱エネルギーを抽出するように構成した、冷却剤送達構造を含むことができる。これは、アクチュエータの温度のより精密な制御を可能にすることができ、器具先端部の位置に更なる精度を付与する。冷却剤送達構造は、アクチュエータと熱連通する（例えば、熱交換器などを介して）冷却回路を備えることができる。冷却剤送達構造は、選択的に作動可能でもよく、すなわち、必要な場合にだけ、冷却効果が切り替えられることが可能である。あるいは、冷却効果は常に存在してもよく、その場合

10

20

30

40

50

、アクチュエータを加熱するためのエネルギーが、形状記憶効果材料の温度を制御する可調方法で送達される。

【 0 0 2 1 】

別の態様では、本発明は、高周波（ R F ）電磁エネルギー（ E M ）及び／またはマイクロ波 E M エネルギーを生体組織に印加するための、電気手術器具を提供し、前記器具は、 R F E M エネルギー及び／またはマイクロ波 E M エネルギーを伝えるための同軸ケーブルと、 R F E M エネルギー及び／またはマイクロ波 E M エネルギーを受信して、治療部位の生体組織内にそれを送達するために、同軸ケーブルの遠位端に接続される器具先端部と、同軸ケーブルを運搬するための管腔を画定する細長い軸であって、器具先端部が可撓軸の遠位端から突出している、細長い軸と、上で画定される構造のいずれかを有する制御機構と、を備えており、アクチュエータの近位端が軸に取り付けられて、アクチュエータの遠位端が器具先端部に取り付けられる。

10

【 0 0 2 2 】

形状記憶効果材料は、軸の遠位部周囲にスリーブ（例えば、螺旋スリーブ）を形成できる。軸は、適切な可撓性材料から作成した中空管を含むことができる。同軸ケーブルは、電気手術器具の任意の配線及び流体導管と共に、軸内に含有されることができ、軸の遠位端で器具先端部に接続できる。軸は、外科用スコープ装置（例えば、内視鏡、気管支鏡、胃内視鏡など）の器具（または、作業）チャンネルの全長を通して挿入可能でもよい。

【 0 0 2 3 】

同軸ケーブルは、内部導体、内部導体と同軸の外部導体、及び内部導体及び外部導体を分離する第 1 の誘電体材料を含む。同軸給電ケーブルは、外部導体を保護し、かつそれを絶縁するために、外側保護シースを含むこともできる。いくつかの例で、内部導体は導電材料から作成した中空管から形成されることができ、ワイヤ及び／または流体導管は、内部導体を通して供給されることができ（例えば、流体を器具先端部に送達するために）。

20

【 0 0 2 4 】

器具先端部は、同軸給電ケーブルの内部及び外部導体に電氣的に接続した 1 つ以上の電極を含むことができ、その結果、それは、 R F E M 及び／またはマイクロ波 E M エネルギーを生体組織に供給できる。多くの異なる器具先端部の構成が、可能である。例えば、器具先端部は、第 2 の誘電体材料によって空間的に第 2 電極から分離される、第 1 電極を備える、バイポーラ放出構造を含むことができる。第 1 及び第 2 電極はそれぞれ、高周波エネルギーを伝送するための作動電極及び戻り電極として、またはマイクロ波エネルギーを放射するためのアンテナとして、作用するように配置され得る。

30

【 0 0 2 5 】

いくつかの実施形態で、アクチュエータは、可撓軸に第 1 端で固定されて、器具先端部に第 2 端で固定されることができる。このように、器具先端部は、アクチュエータが加熱されるとき、可撓軸の遠位端に対してアクチュエータによって回転できる。アクチュエータは、いかなる適切な固定手段（例えば、接着剤、機械的締結具及び／または溶接）を使用して、可撓軸及び器具先端部に固定できる。

【 0 0 2 6 】

一例にて、器具は、軸とアクチュエータの近位端の間の接続の係合機能を含むことができる。係合機能は、軸とアクチュエータの間の相対回転を阻止するように構成されることができる。例えば係合機能は、軸及びアクチュエータで協働する相互係合可能な素子を含むことができる。

40

【 0 0 2 7 】

同様に、器具先端部とアクチュエータの間の相対回転を阻止するように構成される、器具先端部とアクチュエータの遠位端の間の接続の係合機能（例えば、協働する相互係合可能な素子）があり得る。

【 0 0 2 8 】

軸は、可撓軸が回転するのを防ぐために、電気手術器具の近位端でそれ自体を固定でき

50

る。可撓軸がねじられる可能性がある可撓軸の代わりに、これは、アクチュエータが加熱されるとき、アクチュエータによって生成される任意のトルクを器具先端部に送信するのを確実にする。そのうえ、軸はねじれる動作を阻止する材料から作成されて、アクチュエータによって生成される任意のトルクが器具先端部に送信されるのを更に確実にすることができる。

【 0 0 2 9 】

器具先端部（例えば、流体導管、ワイヤ）に取り付けられる同軸ケーブル及び他の任意の構造は、器具先端部が回転するとき、器具軸内で回転するのを可能にされ得る。これは、同軸給電ケーブルと器具先端部の間の境界面での応力の蓄積を防ぎ、それは、同軸給電ケーブルと器具先端部の間の接続を妨害できる。

10

【 0 0 3 0 】

別の態様では、本発明は、電気手術システムを提供する。高周波（ R F ）電磁エネルギー（ E M ）及び／またはマイクロ波 E M エネルギーを発生させるためのジェネレータと、ジェネレータに接続した、上で画定される特徴のいずれかを有する電気手術器具と、それを通して延在する器具チャネルを備える操作可能な器具コードを有する、外科用スコープ装置と、を含み、そこで、電気手術器具は、器具チャネルを通過するように必要な大きさにされる。

【 0 0 3 1 】

本明細書で「近位」及び「遠位」という用語は、それぞれ治療領域から遠い及びそれに近い構造（例えば、電気手術器具、同軸給電ケーブルなど）を意味する。したがって、使用中、構造の近位端はユーザによって手が届くが、遠位端は治療部位（すなわち、患者）に近い。

20

【 0 0 3 2 】

「導電性」という用語は、文脈で明らかにそうではなことを記載する場合を除いて、電気伝導性を意味するために本明細書で使われる。

【 0 0 3 3 】

下で使用する「長手方向」という用語は、同軸伝送線の軸に平行な器具チャネルに沿った方向を指す。「横方向」という用語は、長手方向に対して垂直である方向を意味する。「内部」という用語は、器具チャネルの中心（例えば、軸）に半径方向に近いことを意味する。「外部」という用語は、器具チャネルの中心（軸）から半径方向に遠いことを意味する。

30

【 0 0 3 4 】

「電気手術」という用語は、手術中に使用されて、マイクロ波電磁（ E M ）エネルギー及び／または高周波 E M エネルギーを利用する、器具、装置またはツールに関連して使用する。本明細書で、マイクロ波 E M エネルギーは、 3 0 0 M H z ~ 1 0 0 G H z の範囲（好ましくは、 1 G H z ~ 6 0 G H z の範囲）で安定した一定の周波数を有する、電磁エネルギーを意味し得る。マイクロ波 E M エネルギーの好適なスポット周波数は、 9 1 5 M H z 、 2 . 4 5 G H z 、 5 . 8 G H z 、 1 4 . 5 G H z 、 2 4 G H z を含む。 5 . 8 G H z が好ましくてもよい。本明細書で、高周波 E M エネルギーは、 1 0 k H z ~ 3 0 0 M H z の範囲の安定した一定の周波数を有する、電磁エネルギーを意味し得る。

40

【 0 0 3 5 】

本発明の例を添付の図面を参照して以下に論じる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 6 】

【図 1】本発明が使用され得る、電気手術システムの概略図である。

【図 2】本発明の実施形態である、電気手術器具の概略図である。

【図 3】本発明の電気手術器具で利用できる、アクチュエータの概略図である。

【図 4 A】図 3 のアクチュエータの遠位端の概略図である。

【図 4 B】図 3 のアクチュエータの近位端の概略図である。

【図 5】本発明による電気手術器具の可撓軸の概略断面図である。

50

## 【発明を実施するための形態】

## 【0037】

## 更なるオプション及び初期設定

図1は、本発明の実施形態である、電気手術システム100の概略図である。前記システムは、器具先端部からの高周波(RF)エネルギー及び/またはマイクロ波エネルギーを使用して、生体組織(例えば、腫瘍、病変または筋腫)を治療するように構成される。システム100は、RFエネルギー及び/またはマイクロ波エネルギーを制御可能に供給するための、ジェネレータ102を備える。この目的のための適切なジェネレータは、国際特許出願第WO2012/076844号に記載されており、それは参照により本明細書に組み込まれる。ジェネレータ102は、インターフェースケーブル104によってインターフェースジョイント106に接続される。インターフェースジョイント106は、流体送達装置108(例えば、シリンジ)から流体供給107を受け入れるためにも接続され得る。必要であれば、インターフェースジョイント106は、トリガ110を摺動させることによって操作可能である、器具移動機構を収容できる。インターフェースジョイント106の機能は、ジェネレータ102、流体送達装置108及び器具制御機構からの入力を、インターフェースジョイント106の遠位端から延在する1つの可撓軸112内に必要とされ得る任意の他の入力と結合することである。

10

## 【0038】

可撓軸112は、内視鏡114の器具(作業)導管の全長を通して挿入できる。可撓軸112は、内視鏡114の器具導管を通過し、内視鏡の管の遠位端で突出する(例えば、患者の内部で)ように形成される、遠位先端部118を有する。遠位末アセンブリは、生体組織内にRF EMエネルギー及び/またはマイクロ波EMエネルギーを送達するための作動先端部と、流体を送達するための格納可能な皮下注射針と、を含む。

20

## 【0039】

遠位アセンブリ118の構造は、作業チャネルを通過するのに好適な最大外径を有するように配置され得る。通常、外科用スコープ装置(例えば、内視鏡)の作業チャネルの直径は、4.0mm未満(例えば、2.8mm、3.2mm、3.7mm、3.8mmのうちの任意の1つ)である。可撓軸の長さ112は、1.2m以上(例えば、2m以上)であり得る。他の例で、器具先端部118は、作業チャネルを通過して軸が挿入された後(そして、器具コードが患者内に導入される前)、可撓軸112の遠位端に載置され得る。あるいは可撓軸112は、その近位接続を行う前に、遠位端から作業チャネルに挿入されることができる。これらの配置で、遠位端アセンブリ118は、外科用スコープ装置114の作業チャネルより大きい寸法を有するのが可能になる。

30

## 【0040】

上述のシステムは、器具を患者内に導入する1つの方法である。他の技術も可能である。例えば、器具は、カテーテルを使用して挿入され得る。

## 【0041】

本発明は、RFエネルギー及び/またはマイクロ波エネルギーを生体組織に印加するための器具を提供し、そこで、器具先端部118は、可撓軸112に対して回転できる。器具先端部118の回転は、形状記憶効果(SME)材料から形成されて、器具先端部118の近くの可撓軸112上に位置する、アクチュエータ(図示せず)により可能になる。以下に詳細に説明するように、加熱されるとき、それが、器具先端部118を可撓軸112に対して回転させるような形状に変わるように、アクチュエータは構成される。アクチュエータは、電流をそれに通すことによって、またはアクチュエータに熱的に接続しているヒーターを使用して、直接加熱され得る。制御した方法でアクチュエータを加熱するために、システム100は、ケーブル122を介してインターフェースジョイント106と接続する電源120を更に含む。電源120は、電流をアクチュエータに流す及び/またはアクチュエータに熱的に接続するヒーターを作動させるために使用できる。電源120により供給される電流を制御することによって、器具シャフト112に対して器具先端部118の回転角度を正確に調節するために、アクチュエータの温度変化を制御できる。

40

50



## 【 0 0 4 2 】

電源 1 2 0 が図 1 の別の構成要素として示されるが、それは、ジェネレータ内に組み込まれることができる（例えば、そこからの直流出力として、またはスコープ装置 1 1 4 の一部として（例えば、その上に取り付けられる、またはその上に一体化して形成される）と理解され得る。

## 【 0 0 4 3 】

図 2 は、本発明の実施形態である制御機構を備える、電気手術器具 2 0 0 の概略図を示す。電気手術器具 2 0 0 は、軸 2 0 2（例えば、上述の軸 1 1 2 に対応する）を含み、それは、外科用スコープ装置の器具チャンネル内に適合するために必要な大きさにされ得る、細長い管状構造である。軸 2 0 2 は、その長さの全部または一部に沿った可撓性材料でもよく、その結果、それが所定の位置で操作されるので、それは器具チャンネルの形状または構成に適應することができる。

10

## 【 0 0 4 4 】

高周波数及び／またはマイクロ波エネルギーを生体組織に供給するように構成される、器具先端部 2 0 4 は、軸 2 0 2 の遠位端から突出する。好適な先端構造は、国際特許出願第 W O 2 0 1 4 / 0 0 6 3 6 9 号に開示されているが、本発明は、先端構造のいかなる細部によっても制限される必要はない。

## 【 0 0 4 5 】

器具先端部 2 0 4 は、同軸給電ケーブル 2 0 8 に電氣的に接続しており、それは、器具先端部 2 0 4 に R F E M エネルギー及び／またはマイクロ波 E M エネルギー（例えば、ジェネレータ 1 0 2 から）を伝送されるように構成される。同軸給電ケーブル 2 0 8 は、可撓軸 2 0 2 により形成される管腔 2 0 5 内で長手方向に延在する。同軸ケーブル 2 0 8 は内部導体 2 1 0 を備え、それは第 1 の誘電体材料 2 1 4 によって外部導体 2 1 2 から分離される。同軸給電ケーブル 2 0 8 は、マイクロ波エネルギーで低損失でもよい。チョーク（図示せず）は、器具先端部 2 0 4 から反射するマイクロ波エネルギーの逆伝搬を阻害し、そうして装置に沿った逆加熱を制限するために、同軸給電ケーブル 2 0 8 に提供されることができる。

20

## 【 0 0 4 6 】

電気手術器具 2 0 0 の他の要素（図示せず）も、電気手術器具 2 0 0 の特定の構成に応じて、軸 2 0 2 の管腔 2 0 5 内に含有され得る。例えば、流体導管（例えば、流体供給源 1 0 7）、制御ワイヤ（例えば、トリガ 1 1 0 機構）、及び電気配線（例えば、器具先端部の近くに位置する 1 つ以上のセンサ用）は、可撓軸 2 0 2 内に含有されることができる。いくつかの実施形態で、可撓軸 2 0 2 は多腔構造を含むことができ、そこで、電気手術器具 2 0 0 の異なる素子は、多腔構造の対応する管腔内に含有される。内部導体 2 1 0 自体は中空でもよく、その結果、それは、器具先端部 2 0 4 へ及びそれから器具または他の材料（例えば、生理食塩水などの液体）を運ぶための輸送チャンネルとして使用してよい。

30

## 【 0 0 4 7 】

電気手術器具 2 0 0 は、軸 2 0 2 の遠位端に位置する、S M E 材料（例えば、ニチロール、N i T i）から作成されるアクチュエータ 2 1 6 を更に含む。この例で、アクチュエータ 2 1 6 は、可撓軸 2 0 2 に第 1 端部 2 1 8 で固定されて、器具先端部 2 0 4 に第 2 端部 2 2 0 で固定される。アクチュエータ 2 1 8 は、任意の好適な手段（例えば、接着剤、機械的締結具または溶接）を使用して、その端に固定できる。図 2 に示される例で、アクチュエータ 2 1 6 は、可撓軸 2 0 2 の遠位部周囲に巻きつけた S M E 材料から作成されるワイヤであり、すなわち、可撓軸 2 0 2 は、アクチュエータ 2 1 6 のコイルを通過する。説明の便宜上、アクチュエータ 2 1 6 が可撓軸 2 0 2 の外側に巻かれて示され、一方で可撓軸 2 0 2 及び同軸給電ケーブル 2 0 8 は断面図で表された。実際には、可撓軸 2 0 2 の内部が見えるわけではない。この実施形態でアクチュエータは軸 2 0 2 の外側に巻かれるが、他の例で、それは、軸 2 0 2 内に載置されることができる（例えば、軸 2 0 2 の内面に第 1 端部で固定される）。

40

## 【 0 0 4 8 】

50

遠位部は、軸 2 0 2 の遠位端から 2 0 c m 以下（好ましくは、1 0 c m）の距離だけ延在することができる。したがって、アクチュエータは、外科用スコープ装置の器具チャンネル内で大きな曲がりを受けない、軸部分に位置できる。

【 0 0 4 9 】

その温度が増加するように、アクチュエータは配置されて、それは、矢印 2 2 2 により示されるように、器具先端部 2 0 4 に可撓軸に対して回転するように変形する。図 2 の例で、その温度が増加するとき、アクチュエータ 2 1 6 のコイルは、ほどけるように構成される。アクチュエータ 2 1 6 がその第 1 端部 2 1 8 で可撓軸 2 0 2 に対する固定したまま保持されるので、コイルをほどくことは、器具先端部 2 0 4 を可撓軸 2 0 2 に対して回転させる。この作用を得るために、アクチュエータは、最初にその転移温度を超える温度で、第 1 の「ほどけた」構成に形成される。転移温度以下の温度に冷却した後、アクチュエータは、それが器具先端部及び軸に載置されることができる、第 2 の「巻いた」構成に変形する。アクチュエータの温度が転移温度まで上昇する際、それは、第 1 形状に戻って変形し、それにより、器具先端部を回転させる。

10

【 0 0 5 0 】

可撓軸 2 0 2 は、それが回転するのを防ぐために、電気手術器具の近位端（例えば、インターフェースジョイント 1 0 6）に固定したまま保持されることができる。これによって、アクチュエータの変形による、可撓軸 2 0 2 のいかなる不必要な回転またはねじれを生じさせないことを確実にする。そのうえ、可撓軸 2 0 2 は、その長さに沿ってねじれるのを妨げる、または防ぐ構造を含むことができる。このような構造により、先端部の回転が、アクチュエータによって付与されるトルクに最少の抵抗を示すので、アクチュエータ 2 1 6 の変形が、軸に対して器具先端部を回転させるために優先して作用することが確実になり得る。

20

【 0 0 5 1 】

可撓軸 2 0 2 は、半径方向の内側ポリマー層と半径方向の外側ポリマー層の間に載置される、編組ワイヤ（例えば、ステンレス鋼）スリーブを有する編組管から形成されることができる。器具先端部 2 0 4 への高周波数及び／またはマイクロ波エネルギーの供給を、編組ワイヤが干渉するのを回避するために、器具先端部 2 0 4 に隣接する可撓軸 2 0 2 の遠位部（例えば、アクチュエータが巻かれる遠位部）は、ポリマー層だけから（すなわち、内部の編組組なしで）作成されてもよい。

30

【 0 0 5 2 】

アクチュエータ 2 1 6 の温度変化を生じさせるために、電流は、それに通して流されることができる。図 2 に示す例で、第 1 ワイヤ 2 2 4 は、アクチュエータ 2 1 6 の第 1 端部 2 1 8 に接続しており、第 2 ワイヤ 2 2 6 は、アクチュエータ 2 1 6 の第 2 端部 2 2 0 に接続している。電源（例えば、電源 1 2 0）は、ワイヤ 2 2 4 及び 2 2 6 に接続して、直流電流をアクチュエータ 2 1 6 に流すことができ、それは、アクチュエータ 2 1 6 を、ジュール効果を介して加熱させ得る。この例では、第 1 ワイヤ 2 2 4 は軸 2 0 2 の外面に沿って伸びて、第 2 ワイヤ 2 2 6 が管腔 2 0 5 内に配置されている。他の配線構成も可能である。例えば、両方のワイヤは、可撓軸 2 0 2 の内部を通り抜けて、その遠位端で可撓軸 2 0 2 を出て、アクチュエータ 2 1 6 の端部に接続できる。

40

【 0 0 5 3 】

アクチュエータ 2 1 6 の温度は、アクチュエータ 2 1 6 上に、またはその近くに位置する温度センサ（図示せず）を使用して監視され得る。アクチュエータ 2 1 6 は、例えば、適切な絶縁コーティング（例えば、パリレンなど）によって電氣的に絶縁されることができる。

【 0 0 5 4 】

あるいは、ヒーター（図示せず）は、アクチュエータ 2 1 6 の温度を上昇させるために使用できる。ヒーターはアクチュエータ 2 1 6 に直接載置されることができる、または、それはアクチュエータ 2 1 6 の近くに載置されることができ、その場合、熱リンクがヒーターとアクチュエータの間に提供される。ヒーターは、電流がそれに通されるとき、熱を

50

生じる抵抗チップでもよい。低電流が、アクチュエータ 216 に電流を直接通すことと比較して、アクチュエータ 216 の温度に所望の温度変化を生じさせるために必要であるということが、ヒーターを使用する利点であり得る（例えば、SME 材料が低い抵抗率を有し得るので）。

#### 【0055】

同軸給電ケーブル 208 及び器具先端部に接続している他の任意の構成要素は、器具先端部 204 の回転を容易にするために、可撓軸 202 内部で自由に回転できてよい。同軸給電ケーブル 208 が、その回転を防ぐように電気手術器具 200 の近位端に固定される場合、器具先端部 204 が回転するとき、それがねじられ得るように、同軸給電ケーブル 208 を構成できる。液密封止 228 は、流体が可撓軸 202 に入る、またはそれから出るのを防ぐために、可撓軸 202 の遠位端に提供されることができる。液密封止 228 は、器具先端部 204 が突出して、可撓軸 202 に対して器具先端部 204 の回転を可能にする、通路を有することができる。通路は、液密封止を同軸給電ケーブル 208 及び / または器具先端部 204 に形成するように、成形されることが可能である。他の通路は、封止 228（例えば、ワイヤ 226 用）に提供されてもよい。器具先端部 204 が、例えば、可撓軸 202 に対する器具先端部 204 の長手方向及び / または横方向の動きを防ぐことによって、回転するとき、封止 228 は、可撓軸 202 に対して固定した器具先端部 204 の位置を保持するために役立つことができる。

#### 【0056】

他の実施形態で、器具先端部 204 が回転するとき、同軸給電ケーブル 208 の回転及び / またはねじれを生じさせないことが望ましい場合がある。これは、同軸給電ケーブル 208 と器具先端部 204 の間の可撓性のある及び / または回転可能な接続を提供することにより可能になり得る。回転可能な接続は、器具先端部 204 が回転する間、同軸給電ケーブル 208 と器具先端部 204 の間の電気接続を維持するように配置される。

#### 【0057】

所定の転移温度に達するとき、アクチュエータ 216 は、変形するように構成されることができる。例えば、NiTi から作成したアクチュエータは、約 40 の転移温度で変形するように構成されることができる。アクチュエータ 216 の温度を制御することにより、可撓軸 202 に対する器具先端部 204 の回転を調整できる。例えば、アクチュエータ 216 は、電流パルスを適用することにより（アクチュエータにまたはヒーターに直接）加熱されることができ、その結果、アクチュエータの温度は制御された方法で増大できる。あるいは、直流を印加できる。温度センサを使用してアクチュエータ 216 の温度を監視することによって、電流は、アクチュエータ 216 を転移温度まで加熱するために、印加されることができ、そこで、アクチュエータは変形し始めて、器具先端部 204 を可撓軸 202 に対して回転させる。器具先端部 204 の回転を停止させるために、アクチュエータ 216 の温度は、転移温度以下に低下するのが可能になる（例えば、電流の印加を停止させることによって）。第 1 の「ほどけた」構成に戻る場合、2 つ以上の 360 度回転により器具先端部を回転させることができるように、アクチュエータを構成できる。

#### 【0058】

アクチュエータの SME 材料は、1 方向の形状記憶効果を示すことができる。したがって、アクチュエータは、単回使用の製品でもよい、またはその次の使用のために、第 2 の「巻いた」構成に手動で再設定できる。

#### 【0059】

しかし、いくつかの実施形態で、アクチュエータは「2 方向」の SME 材料により形成されることができる。2 方向の SME 効果を示す材料は、それら熱的に循環させることにより、2 つの所定の形状の間を繰り返し循環できるように、操作される。したがって、アクチュエータ 216 がこのような材料を使用して製造されるとき、アクチュエータ 216 を加熱することは、一方向への器具先端部 204 の回転に生じさせることができ、一方でアクチュエータ 216 の冷却を可能にすることが、反対方向への器具先端部 204 の回転を生じさせる。

## 【 0 0 6 0 】

場合によっては、アクチュエータ 2 1 6 の温度制御の精度を改善するために、使用中、アクチュエータ 2 1 6 を積極的に冷却するための機構を備える器具 2 0 0 を提供することも望ましくてもよい。例えば、器具 2 0 0 は冷却回路（図示せず）を含むことができ、そこで、冷却剤（例えば水、食塩水など）を、アクチュエータに選択的に適用することができる。一例で、アクチュエータは、冷却液が選択的に循環できる熱交換器と、熱連通してもよい。あるいは、冷却液は、熱交換器と接続して連続的に循環でき、それによって、冷却回路により提供される冷却力と印加電流により提供される火力の間のバランスは、アクチュエータの温度を正確に制御するために、調整可能であり得る。このような調整力は、自動的に実施されることができる（例えば、P I D 制御などを使用して）。

10

## 【 0 0 6 1 】

他の例で、冷却機構は、温度を低下させるために、直接アクチュエータ上に冷却剤を噴霧するように構成した、ノズルを含むことができる。

## 【 0 0 6 2 】

アクチュエータ 2 1 6 の異なる形状及び構成は、可能である。例えば、アクチュエータは、図 2 で示すワイヤの代わりに、可撓軸の遠位部が含まれる S M E 材料から作成されるスリーブでもよい。あるいは、アクチュエータは、S M E 材料から作成される、2 つ以上の協働コイルから形成されることができる。このように、個々の各コイル上のトルク荷重は低減されることができる。これは、アクチュエータによって器具先端部に印加されることができるトルクの総量を増加させる、及びコイルのうちの 1 つの破損の危険性を低下させるのに役立つことができる。

20

## 【 0 0 6 3 】

図 3 は、本発明による電気手術器具で使用する、アクチュエータ 3 0 0 の概略図を示す。アクチュエータ 3 0 0 は、S M E 材料（好ましくは、N i T i ）から作成した 2 つの協働する螺旋（第 1 螺旋 3 0 2 及び第 2 螺旋 3 0 4 ）から形成される。アクチュエータ 3 0 0 が転移温度を超えて上がるとき、螺旋をほどくことにより、アクチュエータ 3 0 0 は、5 4 0 度（すなわち 1 . 5 回転）で器具先端部を回転させるために使用できる。

## 【 0 0 6 4 】

2 つの螺旋 3 0 2 及び 3 0 4 は、ほぼ矩形の断面を有するワイヤから形成される。2 つの螺旋 3 0 2 及び 3 0 4 は、アクチュエータ 3 0 0 の遠位端 3 0 6 で接合されており、その結果、2 つの螺旋は遠位端 3 0 6 で電氣的に接続される。第 1 螺旋 3 0 2 は、アクチュエータ 3 0 0 の近位端 3 0 9 で第 1 電気端子 3 0 8 を有し、第 2 螺旋 3 0 4 は、近位端 3 0 9 で第 2 電気端子 3 1 0 を有する。したがって、第 1 螺旋 3 0 2 及び第 2 螺旋 3 0 4 は連続する電流路を形成して、電流は、アクチュエータ 3 0 0 を通して供給されて、第 1 電気端子 3 0 8 及び第 2 電気端子 3 1 0 を使用して、それを加熱できる。アクチュエータ 3 0 0 は、単一材料から一体化して形成されることができる。

30

## 【 0 0 6 5 】

協働する螺旋 3 0 2 及び 3 0 4 は、電気手術器具の可撓軸が通過できる、スリーブを形成する。コネクタ 3 1 2 は、アクチュエータ 3 0 0 を器具先端部に取り付けるために、アクチュエータ 3 0 0 の遠位端で形成される。コネクタ 3 1 2 は、一連の超音波溶接機構を含むことができ、それは、器具先端部をコネクタ 3 1 2 に超音波で溶接するために使用できる。図 3 で示す例で、超音波溶接機構は、アクチュエータ 3 0 0 と器具先端部の間の強い接続を提供するために、器具先端部の補完的な超音波溶接構造（例えば、穴に適合する突起）を受容するように構成される、一連の穴である。類似の超音波溶接機構は、アクチュエータの近位端 3 0 9 で螺旋 3 0 2 及び 3 0 4 に提供されており、それは、アクチュエータ 3 0 0 が、可撓軸の補完的な超音波溶接機構を介して、その近位端 3 0 9 で可撓軸に溶接されるのを可能にする。補完的な超音波溶接機構の使用は、トルクが、アクチュエータ 3 0 0 から器具先端部まで効率的に伝導されるのを可能にすることができて、アクチュエータ 3 0 0 が、可撓軸及び / または器具先端部に対して滑るのを防ぐことができる。有利には、アクチュエータ 3 0 0 の超音波溶接機構は、製造工程の一部としてアクチュエー

40

50

タを熱処理するとき、所定の位置にアクチュエータを保持するためにも使用できる。

【 0 0 6 6 】

図 4 A 及び図 4 B は、アクチュエータ 3 0 0 の遠位端 3 0 6 及び近位端 3 0 9 それぞれの詳細な図を示す。図 4 A でわかるように、2 つの螺旋 3 0 2 及び 3 0 4 は、コネクタ 3 1 2 と一体化して形成されており、それは、それらを機械的かつ電氣的に接続する。コネクタ 3 1 2 は、上述のとおり、超音波溶接機構として役立つ、一連の穴 4 0 2 を含む。図 4 B に示すように、アクチュエータの近位端 3 0 9 の電気端子 3 0 8 及び 3 1 0 は、その内部に形成される穴 4 0 4 を有して、それは、上述のとおり、超音波溶接機構として使用できる。螺旋 3 0 2 及び 3 0 4 はそれぞれ、電気端子 3 1 0 及び 3 0 8 の近位縁から約 1 0 mm で始まることができる。

10

【 0 0 6 7 】

図 5 は、本発明による電気手術器具の可撓軸 5 0 0 の概略断面図を示す。同軸給電ケーブル、及び可撓軸 5 0 0 内に含有され得る任意の他の構成要素は、図 5 に示されていない。複数の固定突起部 5 0 2 は、可撓軸 5 0 0 の外面に配置されている。固定突起部 5 0 2 は、アクチュエータ（図示せず）の近位端の補完的な係合機能（例えば、穴 4 0 4 ）によって係合するように構成されており、その結果、アクチュエータ及び可撓軸は、互いに対して回転可能に係止される。固定突起部 5 0 2 は、可撓軸 5 0 0 と同じ材料から形成されることができて、可撓軸 5 0 0 と一体化して形成されることができ、その結果、固定突起部は、超音波溶接機能であり得て、その結果、それらは、2 つの構成要素の間に強い結合を提供するために、可撓軸 5 0 0 をアクチュエータに超音波溶接するために使用できる。類似の固定突起部を、器具先端部にも提供することができて、その結果、それは、アクチュエータに対して回転可能に固定されることができ、そうして、トルクは、アクチュエータから器具先端部まで効率的に伝導されることができ、

20

【 0 0 6 8 】

本発明の電気手術器具で使用するアクチュエータの機械的要件がどのくらいかを推定し得ることを示す、例示の計算をここで設定する。

【 0 0 6 9 】

実験で、発明者は、ケーブルが 1 7 0 度反転する（すなわち、ケーブルが 1 7 0 度の角度で曲げられる）とき、器具ケーブル（例えば、高周波及び / またはマイクロ波エネルギーを伝達するための同軸給電ケーブル）を 1 8 0 度回転させるために、約  $56 \times 10^{-3}$  N m のトルクを提供する必要があることがわかった。電気手術器具が内視鏡の器具チャネルを通り抜けるために、発明者は、電気手術器具の可撓軸の遠位部周囲に配置されるアクチュエータの最大外径として、3 . 1 0 mm を選んだ。発明者は、可撓軸に対して、器具先端部の 5 4 0 度の回転範囲を選んだ。したがって、アクチュエータの設計について発明者により設定される要件は、以下のとおりだった。

30

【 0 0 7 0 】

トルク :  $56 \times 10^{-3}$  N m

器具先端部の回転範囲 : 5 4 0 度

アクチュエータの最大外形 : 3 . 1 0 mm

以下の式は、アクチュエータの種々のプロパティを計算するために使用できる。そこで、使用する記号を表 1 でまとめる。

40

【 0 0 7 1 】

【 数 1 】

$$(1) \quad M = \frac{Ed^4T}{10.8N_tD}$$

【 0 0 7 2 】

【 数 2 】

$$(2) \quad S = \frac{32M}{\pi d^3}$$

50

【 0 0 7 3 】

【数 3】

$$(3) \quad M = \frac{Ebt^3T}{6.6N_tD}$$

【 0 0 7 4 】

【数 4】

$$(4) \quad S = \frac{6M}{bt^2}$$

10

【 0 0 7 5 】

【数 5】

$$(5) \quad E = 83000 \text{ MPa}$$

【 0 0 7 6 】

【数 6】

$$(6) \quad S = 895 \text{ MPa}$$

20

【 0 0 7 7 】

【表 1】

文字	説明	単位
D	平均コイル直径	mm
d	円形断面を備える、円形ワイヤの直径	mm
$N_t$	コイルの巻き数	-
E	ヤング率	MPa
T	たわみ、ばねの回転数	回転
S	曲げ応力	MPa
M	モーメントまたはトルク	N・mm
b	矩形の断面を備える、ワイヤの幅	mm
t	矩形の断面を備える、ワイヤの厚さ	mm

30

表 1：パラメータの定義

40

【 0 0 7 8 】

式 (1) 及び式 (2) を使用して、円形断面を有するワイヤから形成される螺旋コイルを記述することができ、一方で、式 (3) 及び式 (4) を使用して、矩形断面を有するワイヤから形成される螺旋コイルを記述することができる。(5) 及び (6) の与えられる値は、この計算用に発明者によって使用された NiTi (「ニチノール」) に関するものである。コイルのトルク要件は、2つの協働する螺旋コイルを使用して半減され得る。したがって、2つの協働コイルのうちの1つのトルク要件は、 $M = 28 \times 10^{-3} \text{ Nm}$  である。

【 0 0 7 9 】

電気手術器具の可撓軸の中で外径は、2.66 mm でもよい。アクチュエータのコイル

50

が可撓軸と同軸で、最大外径が 3 . 1 0 mm である場合、厚み  $t$  は、 $t = 0 . 2 2 \text{ mm}$  として取られ得る。発明者は、ばね設計の一般的な方法のように、( 6 ) の値の 7 5 % を使用した。 $b$  を得るために、式 ( 4 ) を変形する。

【 0 0 8 0 】

【数 7】

$$(7) \quad b = \frac{6M}{5t^2}$$

【 0 0 8 1 】

前述の値を使用して、 $b = 5 . 1 8 \text{ mm}$  を得た。したがって、螺旋状ワイヤの断面は、 $t = 0 . 2 2 \text{ mm}$  及び  $b = 5 . 1 8 \text{ mm}$  によって得られる。次の計算は、どれくらいのばねの回転数が、5 4 0 度に必要な回転 ( $T = 1 . 5$  回転) に適応するために必要なのかを決定することを含有する。螺旋ワイヤは、2 . 6 6 mm の可撓軸の直径に適合しなければならず、そこで、 $D = 2 . 6 6 \text{ mm} + 0 . 2 2 \text{ mm} = 2 . 8 8 \text{ mm}$  である。螺旋ワイヤがほどけている状態で作動する場合 (すなわち、加熱されるとき、それはほどける)、ほどけるにつれて、その直径は増大する。1 . 5 回転の全たわみに対応するのに必要なコイルの巻き数を得るために、式 ( 3 ) を変形して、以下を得た。

【 0 0 8 2 】

【数 8】

$$(8) \quad N_t = \frac{Ebt^3T}{6.6MD}$$

【 0 0 8 3 】

前述の値を使用して、( 8 ) より  $N_t = 13$  がわかった。それから、1 . 5 回転の全たわみでの直径の増加を計算できる。以下の式を使用して、全たわみでの螺旋コイルの内径を概算する。

【 0 0 8 4 】

【数 9】

$$(9) \quad ID_t = ID * \frac{N_t}{N_t + T}$$

【 0 0 8 5 】

この式の逆数を、螺旋コイルがほどける場合に使用する。

【 0 0 8 6 】

【数 10】

$$(10) \quad ID_t = ID * \frac{N_t + T}{N_t}$$

【 0 0 8 7 】

以下のパラメータ  $ID = 2 . 6 6 \text{ mm}$ 、 $N_t = 13 \text{ mm}$  及び  $T = 1 . 5$  を使用して、式 ( 10 ) から  $ID_t = 2 . 9 7 \text{ mm}$  を得て、これにより、螺旋コイルの外径  $OD$  が 3 . 4 1 mm であることがわかった。

【 0 0 8 8 】

上で計算した寸法は、立体の体積  $V = 2 . 9 1 8 2 \times 10^{-7} \text{ m}^3$  を計算するために、協働する螺旋構造を有するアクチュエータの CAD モデル ( 図 3 に示すような ) を作成するために使用した。ニチノールの密度は、 $6 4 5 0 \text{ kg} / \text{m}^3$  である。これにより、アクチュエータの質量が 1 . 8 8 g だとわかる。ニチノールの比熱容量は、 $c = 8 3 7 . 3 6 \text{ J} / \text{kg} / \text{K}$  である。ニチノールの転移温度は 4 0 °C なので、室温を起点として、 $\Delta T = 1 9$  °C の温度変化は、アクチュエータを転移温度に近づけるのに必要である。アクチュエータの温度を変化させるのに必要な総エネルギーは、( 11 ) によって得られる。

【 0 0 8 9 】

【数 1 1】

$$(11) \quad H = mass * c * \theta$$

【 0 0 9 0 】

式 ( 1 1 ) 及び上述の量を使用して、 $H = 29.91$  ジュールの総エネルギーを必要とする。CADモデルは、螺旋コイルのそれぞれの長さ (  $200.2 \text{ mm}$  ) を算出するためにも使用した。ニチノールの抵抗率は、 $p_{nitinol} = 9.72 \times 10^{-7} \text{ m}$  である。したがって、アクチュエータの電気抵抗 ( 両方の螺旋コイルの長さを考慮に入れる ) は、約  $0.34$  である。電力方程式 ( 1 2 ) を使用して、

10

【 0 0 9 1 】

【数 1 2】

$$(12) \quad P = I^2 R$$

【 0 0 9 2 】

電力  $I = 9.38 \text{ A}$  は、周期 1 秒でアクチュエータを通過して、所望の温度上昇を生じさせることができる。あるいは、必要な電力は、より短い期間でより高い振幅電流パルスにより供給されることができ、例えば、 $29.91$  ジュールは、 $100$  ミリ秒当たり  $299.1 \text{ W}$  の電力を有するパルスとして送達されることができる。

20

30

40

50



【図面】  
【図 1】

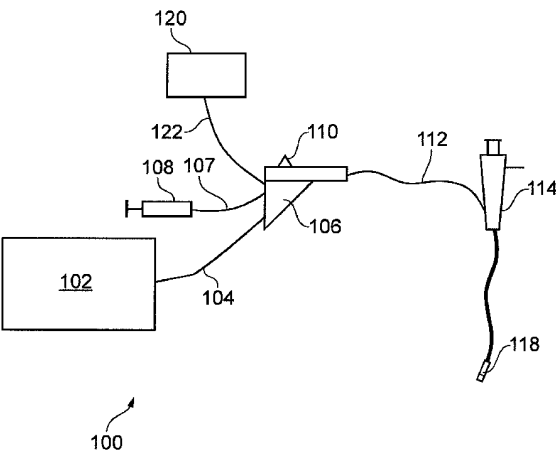


FIG. 1

【図 2】

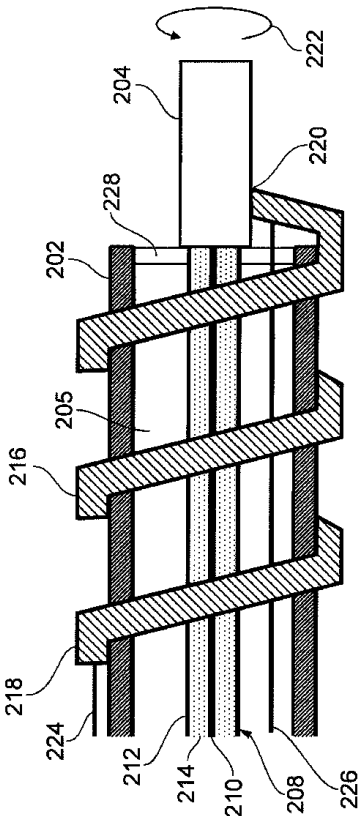


FIG. 2

10

20

30

40

50

【図 3】

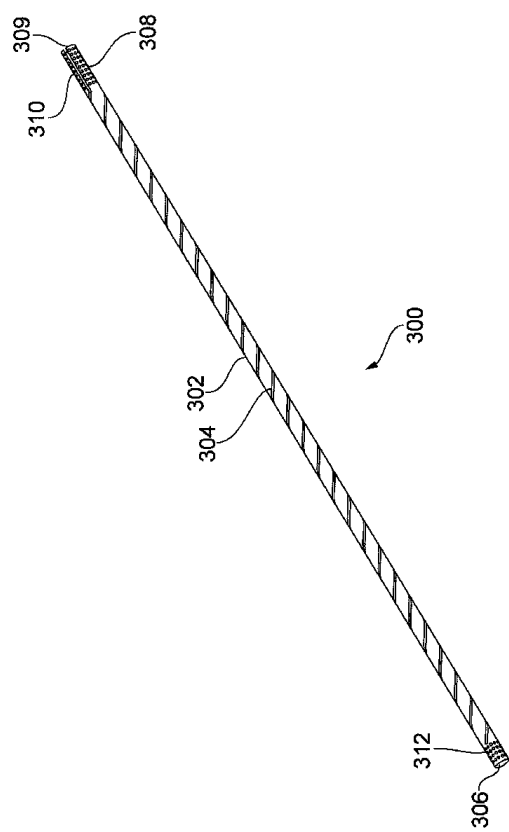


FIG. 3

【図 4 A】

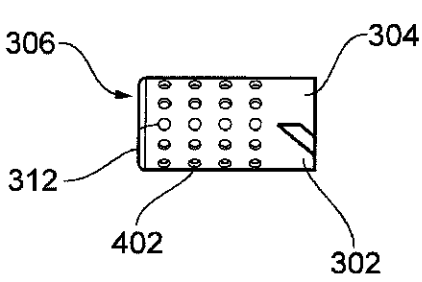


FIG. 4A

【図 4 B】

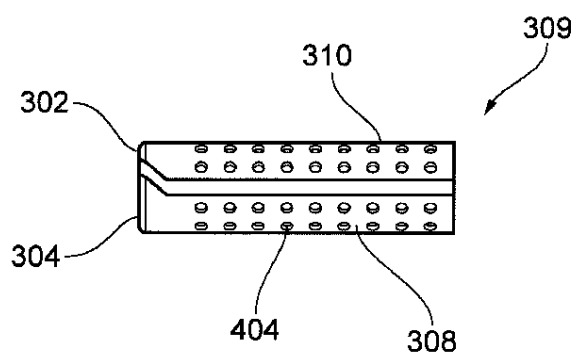


FIG. 4B

【図 5】

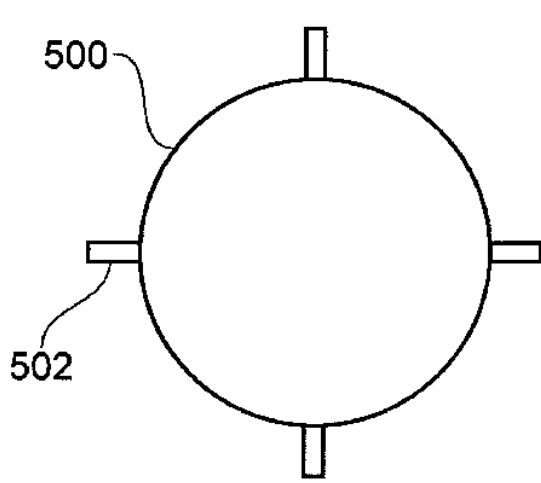


FIG. 5

10

20

30

40

50

---

フロントページの続き

(72)発明者   ターナー，ルイス

イギリス、エヌ・ピー・１６５・ユー・エイチ モンマスシャー、チェブスター、ビューフォート・パーク・ウェイ、ビューフォート・パーク、クレオ・ハウス・ユニット・２、クレオ・メディカル・リミテッド内

審査官   石川 薫

(56)参考文献   特開昭６３－２５５０５１（ＪＰ，Ａ）

特開２００４－２８３９２５（ＪＰ，Ａ）

米国特許出願公開第２０１１／００９８７５９（ＵＳ，Ａ１）

特表２００６－５１３７９８（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野   (Int.Cl.，ＤＢ名)

A 6 1 B    1 3 / 0 0 - 1 8 / 1 8