

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7261492号

(P7261492)

(45)発行日 令和5年4月20日(2023.4.20)

(24)登録日 令和5年4月12日(2023.4.12)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 18/18 (2006.01)

A 6 1 B

18/18

1 0 0

A 6 1 B 18/14 (2006.01)

A 6 1 B

18/14

請求項の数 16 (全31頁)

(21)出願番号 特願2020-514258(P2020-514258)
(86)(22)出願日 平成30年10月12日(2018.10.12)
(65)公表番号 特表2020-536596(P2020-536596
A)
(43)公表日 令和2年12月17日(2020.12.17)
(86)国際出願番号 PCT/EP2018/077879
(87)国際公開番号 WO2019/073036
(87)国際公開日 平成31年4月18日(2019.4.18)
審査請求日 令和3年9月27日(2021.9.27)
(31)優先権主張番号 1716778.4
(32)優先日 平成29年10月13日(2017.10.13)
(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・165・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・14・エル・
エヌ バース・アンド・ノース・イース
ト・サマセット、バース、ネピア・ロード、37

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電気外科装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

管腔を画定する可撓性シャフトと、
前記可撓性シャフトの前記管腔内に配置された、マイクロウェーブエネルギーを搬送するための同軸ケーブルと、
前記可撓性シャフトの遠位端に取り付けられた剛性ブラケットと、
前記剛性ブラケットに旋回可能に取り付けられた一対の顎部であって、前記一対の顎部が、前記一対の顎部の対向する内側表面間の隙間を開閉するように、互いに対して移動可能である、前記一対の顎部と、
前記可撓性シャフトの前記管腔内に配置され、前記管腔から前記剛性ブラケットを通して延びて、前記一対の顎部と操作可能に係合する作動要素と、を備え、
前記一対の顎部が、内側表面に取り付けられたエネルギー搬送構造を有する第1の顎部を備え、それにより、前記エネルギー搬送構造が、上に形成された第1の電極及び第2の電極を有するフレキシブル誘電体基板を備えており、
前記エネルギー搬送構造が、前記同軸ケーブルから前記マイクロウェーブエネルギーを受領するように接続されており、
前記第1の電極及び前記第2の電極が、前記エネルギー搬送構造によって受領された前記マイクロウェーブエネルギーを前記一対の顎部間の前記隙間に放出するように配置されている、電気外科鉗子器具。

【請求項2】

10

20

前記一对の顎部が、共通の軸周りに旋回可能に取り付けられている、請求項 1 に記載の電気外科鉗子器具。

【請求項 3】

前記一对の顎部が、第 1 の顎部及び第 2 の顎部を備え、前記作動要素が、前記第 1 の顎部に接続された第 1 の制御ワイヤ、及び、前記第 2 の顎部に接続された第 2 の制御ワイヤを備え、前記第 1 の制御ワイヤ及び前記第 2 の制御ワイヤが、前記一对の顎部の開閉に影響するように、前記剛性ブラケットに対して長手方向に移動可能である、請求項 1 または請求項 2 に記載の電気外科鉗子器具。

【請求項 4】

前記作動要素が、前記可撓性シャフトの前記管腔を通して延びるメイン制御ワイヤを備え、前記メイン制御ワイヤが、前記メイン制御ワイヤの遠位端で分岐して、前記第 1 の制御ワイヤと前記第 2 の制御ワイヤとを形成する、請求項 3 に記載の電気外科鉗子器具。

10

【請求項 5】

前記管腔の近位部に取り付けられた保持フレームを含み、前記保持フレームが、前記同軸ケーブルのための第 1 の取付け領域と、前記作動要素のための第 2 の取付け領域とを有し、それにより、前記保持フレームが、前記同軸ケーブルと前記作動要素とを、互いに対して決まった向きで保持するように配置されている、請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の電気外科鉗子器具。

【請求項 6】

前記可撓性シャフトの前記管腔内で、前記保持フレーム、前記同軸ケーブル、及び、前記作動要素の周りに形成されたスリーブを含む、請求項 5 に記載の電気外科鉗子器具。

20

【請求項 7】

前記保持フレームが、前記剛性ブラケットから長手方向に離間した遠位端を有している、請求項 5 または請求項 6 に記載の電気外科鉗子器具。

【請求項 8】

前記フレキシブル誘電体基板が、前記同軸ケーブルの遠位端と、前記内側表面の近位端との間に延びる近位部を備え、前記近位部が、前記一对の顎部が開閉した際に変形可能である、請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の電気外科鉗子器具。

【請求項 9】

前記フレキシブル誘電体基板が、前記同軸ケーブルから前記第 1 の電極及び前記第 2 の電極にマイクロウェーブエネルギーを搬送するための、前記フレキシブル誘電体基板上に形成された一对の導電体トラックを有する、請求項 1 から請求項 8 のいずれか一項に記載の電気外科鉗子器具。

30

【請求項 10】

前記一对の導電体トラックが、前記同軸ケーブルの内側導電体に電気的に接続された第 1 の導電体トラックと、前記同軸ケーブルの外側導電体に電気的に接続された第 2 の導電体トラックとを備えている、請求項 9 に記載の電気外科鉗子器具。

【請求項 11】

前記フレキシブル誘電体基板が、前記第 1 の電極及び前記第 2 の電極を提供するように、導電体層が上に形成された絶縁材料のリボンである、請求項 1 から請求項 10 のいずれか一項に記載の電気外科鉗子器具。

40

【請求項 12】

前記第 1 の顎部が、内部に形成された長手方向のスロットを有し、前記電気外科鉗子器具が、

前記第 1 の顎部上の前記長手方向のスロット内にスライド可能に取り付けられたブレードと、

前記管腔内に配置されるとともに、前記管腔から延びて、前記ブレードと操作可能に係合するブレード制御ワイヤと、

をさらに備えている、請求項 1 から請求項 11 のいずれか一項に記載の電気外科鉗子器具。

50

【請求項 1 3】

前記第 1 の顎部が、前記第 1 の顎部の遠位端にカバー部を備え、前記カバー部が、後退位置にある前記ブレードを保持するようなサイズである、請求項 1 2 に記載の電気外科鉗子器具。

【請求項 1 4】

前記ブレードが、前記後退位置に付勢されている、請求項 1 3 に記載の電気外科鉗子器具。

【請求項 1 5】

前記ブレード制御ワイヤが、前記後退位置から離れる前記ブレードの移動が、前記一对の顎部を閉じた位置に向けて付勢するように、前記作動要素に操作可能に結合されている、請求項 1 3 または請求項 1 4 に記載の電気外科鉗子器具。

10

【請求項 1 6】

前記一对の顎部が、外科検査デバイスの器具チャンネル内にフィットするような寸法である、請求項 1 から請求項 1 5 のいずれか一項に記載の電気外科鉗子器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、生体組織を把持するため、及び、マイクロウェーブエネルギーを把持された組織に送って、その組織を凝固させるか、焼灼するか、封止するための、電気外科鉗子に関する。具体的には、鉗子は、電磁放射（好ましくは、マイクロウェーブエネルギー）を印加して、血管（複数可）をシールする前に、1 つまたは複数の血管を閉じるように、圧力を印加するために使用される場合がある。鉗子は、凝固または封止の後に、たとえば無線周波数（R F）エネルギー、または、ブレードなどの機械式切除要素を使用して、組織を切除するように配置されている場合もある。本発明は、内視鏡、胃カメラ、または気管支鏡の器具チャンネルに挿入することができる鉗子に適用される場合があるか、腹腔鏡手術または切開手術で使用される場合がある。

20

【背景技術】

【0 0 0 2】

電気外科器具は、生体組織を切除するか、血管を凝固させるなどの目的のために、無線周波数エネルギー及び／またはマイクロウェーブ周波数エネルギーを、生体組織に搬送するために使用される器具である。無線周波数エネルギー及び／またはマイクロウェーブ周波数エネルギーは、同軸ケーブル、導波管、マイクロストリップラインなどの伝達線を使用して、電気外科器具に供給される。

30

【0 0 0 3】

いくつかのケースでは、電気外科器具は、鉗子を含む場合がある。この鉗子は、熱エネルギーを、鉗子の顎部間に把持された生体組織に搬送することが可能である。たとえば、無線周波数（R F）エネルギーは、鉗子の顎部の双極電極配置から搬送される場合がある。R F エネルギーは、管壁内の細胞外マトリックス蛋白質（たとえば、コラーゲン）の熱変性により、管をシールするために使用される場合がある。熱エネルギーによっても、把持された組織が焼灼され、凝固が促進される場合がある。代替的には、顎部は、1 つまたは複数のマイクロウェーブ放出構造を含む場合がある。この構造は、組織を封止するために、顎部間に把持された生体組織にマイクロウェーブ E M エネルギーを放射するように配置されている。

40

【0 0 0 4】

そのようなデバイスは、通常、侵襲性が最小の外科腹腔鏡検査ツールの端部に用途が見出されるが、婦人科、泌尿器内視鏡、胃腸外科手術、E N T 手術などの、他の臨床上の処置のエリアにおいて、等しく用途を見出すことができる。用途の文脈に応じて、これらデバイスは、様々な物理的構造、サイズ、スケール、及び複雑さを有し得る。

【0 0 0 5】

止血と同時に体組織を切断することが可能である、侵襲性が最小のデバイスの現在の実施例には、C o v i d i e n によって製造された L i g a S u r e 管シール技術、及び、

50

OlympusからのThunderbeatプラットフォームが含まれる。Ligasureシステムは、圧力が印加されている間に組織をシールするように電流が搬送される、双極鉗子配置である。Thunderbeatプラットフォームは、超音波源を使用して発生された熱エネルギーと、双極電気エネルギーとを同時に搬送する。

【0006】

US6,585,735には、内視鏡検査用の双極鉗子が記載されている。この中では、鉗子の顎部が、顎部間に保持された組織を通して双極性エネルギーを伝達するように配置されている。

【0007】

EP2233098には、組織を封止するためのマイクロウェーブ鉗子が記載されている。この中では、顎部のシール表面は、鉗子の顎部間に把持された組織内にマイクロウェーブエネルギーを放射するための、1つまたは複数のマイクロウェーブアンテナを含んでいる。

10

【0008】

WO2015/097472には、電気外科鉗子が記載されている。この中では、1つまたは複数の対の非共振性のアンバランスな損失の多い伝達線構造が、一对の顎部の内側表面上に配置されている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

20

もっとも概略的には、本開示は、電気外科装置、特に、電気外科鉗子器具の制御のための様々な向上を提供する。一態様では、本開示は、強固な顎部開放機構をマイクロウェーブエネルギー搬送機構と合わせる、電気外科鉗子器具を提供する。別の態様では、本開示は、電気外科器具の回転制御を、電力供給と、エンドエフェクタの作動（たとえば、顎部の閉鎖、ブレードの後退など）との両方と合わせるハンドピースを提供する。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の第1の態様によれば、管腔を画定する可撓性シャフトと、可撓性シャフトの管腔内に配置された、マイクロウェーブエネルギーを搬送するための同軸ケーブルと、可撓性シャフトの遠位端に取り付けられた剛性ブラケットと、剛性ブラケットに旋回可能に取り付けられた一对の顎部であって、一对の顎部が、一对の顎部の対向する内側表面間の隙間を開閉するように、互いに対して移動可能である、一对の顎部と、可撓性シャフトの管腔内に配置され、管腔から剛性ブラケットを通して延びて、一对の顎部と操作可能に係合する作動要素と、を備え、一对の顎部が、内側表面に取り付けられたエネルギー搬送構造を有する第1の顎部を備え、それにより、エネルギー搬送構造が、上に形成された第1の電極及び第2の電極を有するフレキシブル誘電体基板を備えており、エネルギー搬送構造が、同軸ケーブルからマイクロウェーブエネルギーを受領するように接続されており、第1の電極及び第2の電極が、エネルギー搬送構造によって受領されたマイクロウェーブエネルギーを一对の顎部間の隙間に放出するように配置されている、電気外科鉗子器具が提供される。この構造は、剛性の顎部開放機構を提供することができ、この構造では、一对の顎部が、この顎部が、たとえば使用中に一方側に反れるリスクを低減するか除去する方式で、シャフトの遠位部に対してしっかりと取り付けられている。顎部自体は、たとえば、ステンレス鋼などの生体親和性金属から、剛性の鉤爪状の構造として形成されている場合がある。顎部は、エネルギー搬送構造を保護するように作用する場合があり、こうして、マイクロウェーブ出力の搬送に影響することなく、顎部が互いに対して移動する際に、その構造が変形することを可能にする柔軟性を構造が保持することを可能にする。

30

40

【0011】

使用時には、一对の顎部は、生体組織、たとえば血管を把持するように配置されており、顎部の内側表面間の隙間の両側にマイクロウェーブエネルギーを印加して、管内に包含された組織、すなわち、生体組織内のコラーゲン、エラスチン、脂肪、もしくは血液、また

50

はそれらの組み合わせを凝固させ、したがって、グリップされた管を封止する場合がある。封止した後に、管は、たとえば、ブレード、または、マイクロウェーブエネルギーを搬送する電極と同じ電極から搬送されるRFエネルギーを使用して、切られる場合がある。可動ブレードは、鉗子に組み込まれている場合がある。

【0012】

電極が、顎部の一方にのみ設けられている場合があるが、電極は、マイクロウェーブエネルギーの凝固作用が、より良好に封止するとされる、一様な方式で印加されるように、両方の顎部に設けることが望ましい。このため、一对の顎部は、第1の顎部と対向して配置された第2の顎部を備える場合があり、この第2の顎部は、第1の顎部と同一の構造を有している。このため、一对の顎部は、内側表面に取り付けられたエネルギー搬送構造を有する第2の顎部を備えている場合があり、それにより、エネルギー搬送構造が、上に形成された第1の電極及び第2の電極を有するフレキシブル誘電体基板を備えており、エネルギー搬送構造が、同軸ケーブルからマイクロウェーブエネルギーを受領するように接続されており、第1の電極及び第2の電極が、エネルギー搬送構造によって受領されたマイクロウェーブエネルギーを一对の顎部間の隙間に放出するように配置されている。他の実施例では、両方の顎部は、単一の電極を各々が有する、フレキシブル誘電体基板を有する場合がある。マイクロウェーブエネルギーは、次いで、両方の顎部の電極から形成された伝達線構造によって搬送される場合がある。

10

【0013】

剛性ブラケットは、可撓性シャフトの遠位端に取り付けられている、たとえば固定されている、又状であるか、U形状の構造である場合がある。アクスルまたは旋回ピンが、又、または、U形状の構造の脚部間に取り付けられている場合がある。一对の顎部は、この同じ軸周りに、旋回可能に取り付けられている場合がある。すなわち、一对の顎部は、共通の軸周りに旋回する場合がある。

20

【0014】

一对の顎部は、軸に関して対称的な方式で移動する場合がある。一実施例では、一对の顎部は、第1の顎部及び第2の顎部を備えている場合があり、作動要素は、第1の顎部に接続された第1の制御ワイヤ、及び、第2の顎部に接続された第2の制御ワイヤを備えている場合がある。第1の制御ワイヤ及び第2の制御ワイヤは、一对の顎部の開閉に影響するように、ブラケットに対して長手方向に移動可能である場合がある。各制御ワイヤは、そのそれぞれの顎部の近位部に、固定されている、たとえば、接着されているか、引っ掛けられている場合がある。制御ワイヤは、押圧力と引張力との両方を、一对の顎部に伝達することを可能にするために、剛性である場合がある。

30

【0015】

作動要素は、可撓性シャフトの管腔を通して延びるメイン制御ワイヤを備えている場合がある。メイン制御ワイヤは、メイン制御ワイヤの遠位端で分岐して、第1の制御ワイヤと第2の制御ワイヤとを形成する場合がある。

【0016】

保持フレームは、同軸ケーブルと作動要素とを、互いに対して決まった向きで保持するように、管腔の近位部内に取り付けられている場合がある。保持フレームは、同軸ケーブルを受領し、保持するような形状の第1の取付け領域と、作動要素を受領し、保持するような形状の第2の取付け領域とを有する場合がある。スリーブが、保持フレーム、同軸ケーブル、及び、可撓性シャフトの管腔内の作動要素の周りに形成されている場合がある。この配置は、可撓性シャフトが操作された際の摩擦を低減する場合があり、また、作動要素と同軸ケーブルとの間の相対的なスライドを補助する場合がある。

40

【0017】

保持フレームは、剛性ブラケットから長手方向に離間した遠位端を有している場合がある。この配置では、剛性ブラケットに隣接する可撓性シャフトの遠位部が、より空の管腔を有し、したがって、さらなる柔軟性を示すことができる。これにより、器具を扱いにくい位置に配置することが促される。

50

【 0 0 1 8 】

第 1 の電極及び第 2 の電極は、顎部内のフレキシブル誘電体基板に形成された細長い導電要素である場合がある。これら電極は、平行な伝達線である場合があり、また、内側表面上の同一平面のライン構造を形成する場合がある。同一平面のラインまたは平行な伝達線間の離間距離は、R F 切断機能を与えるように選択される場合がある。すなわち、R F エネルギーが印加された際に生成される E 場を、組織の切断、または、解剖 / 切除を行うのに十分な高さにすることを可能にする。平行な伝達電極は、顎部間の隙間の両側で対向する電極が、逆極性であるように、すなわち、一方のラインの正電荷が、対向するラインの負電荷に対面するように、配置されている場合がある。組織の切断動作は、顎部が密に隣接している、たとえば、間が 1 mm 以下、好ましくは、間が 0 . 5 mm 以下である場合に、2 つの対向する面上の逆向きの E 場によって増大される場合がある。顎部上の第 1 の電極と第 2 の電極との間の間隔は、0 . 5 mm 以下である場合がある。

10

【 0 0 1 9 】

フレキシブル誘電体基板は、同軸ケーブルの遠位端と、内側表面の近位端との間に延びる近位部を備えている場合があり、近位部が、一對の顎部が開閉した際に変形可能である。近位部は、剛性ブラケットを通っている場合がある。同軸ケーブルは、このため、可撓性シャフトの管腔内で終端している場合がある。

【 0 0 2 0 】

フレキシブル誘電体基板は、同軸ケーブルから第 1 の電極及び第 2 の電極にマイクロウェーブエネルギーを搬送するための、フレキシブル誘電体基板上に形成された一對の導電体トラックを有する。一對の導電体トラックは、フレキシブル誘電体基板の両側に形成されている場合がある。たとえば、一對の導電体トラックは、同軸ケーブルの内側導電体に電氣的に接続された第 1 の導電体トラックと、同軸ケーブルの外側導電体に電氣的に接続された第 2 の導電体トラックとを備えている場合がある。

20

【 0 0 2 1 】

第 1 の導電体トラックは、第 1 の電極に電氣的に接続されている場合があり、第 2 の導電体トラックは、第 2 の電極に電氣的に接続されている。これら接続は、顎部の内側表面の交差部において生じる場合がある。

【 0 0 2 2 】

フレキシブル誘電体基板は、第 1 の電極及び第 2 の電極を提供するように、導電性材料が上に形成された絶縁材料のリボンである場合がある。リボンは、一對の導電体トラックの幅より大である幅を有する場合がある。内側顎部要素に取り付けられた追加の誘電材料（たとえば、セラミックか、P T F E か、セラミックが含まれる P T F E ）のピースが存在する場合がある。フレキシブル誘電体基板における出力の損失を最小にするため、及び、R F 切断に関連する電圧、すなわち、4 0 0 V 以上にまでなるピーク電圧に、材料が耐えることができることを確実にするために、材料は、好ましくは、低い消散係数または損失係数、すなわち、0 . 0 0 1 以下を有するとともに、高い絶縁耐力または絶縁破壊電圧、すなわち、1 0 0 k V / mm 以上にまでなる電圧を有する。ポリイミドまたは類似の材料を使用することができる。

30

【 0 0 2 3 】

第 1 の顎部（または、両方もしくは一對の顎部）は、カッティングブレードの通過を可能にするために、内部に形成された長手スロットを有する場合がある。カッティングブレードは、第 1 の顎部上にスライド可能に設けられている場合がある。ブレードは、管腔内に配置されるとともに、管腔から延びて、ブレードと操作可能に係合するブレード制御ワイヤを使用して、操作可能である場合がある。第 1 の顎部は、たとえばその遠位端にカバー部を備えている。カバー部は、ブレードを後退位置に保持するようなサイズである場合がある。ブレードは、後退位置に向けて付勢されている場合がある。代替的または追加的に、ブレード制御ワイヤは、後退位置から離れるブレードの移動が、一對の顎部を閉じた位置に向けて付勢するように、作動要素に操作可能に結合されている場合がある。これら特徴は、ブレードが誤って露出することを防止するために、別々に、または組み合わせて

40

50

使用される場合がある。

【 0 0 2 4 】

一対の顎部は、たとえば内視鏡、胃カメラ、気管支鏡などの、外科検査デバイスの器具チャンネル内にフィットするような寸法である場合がある。

【 0 0 2 5 】

別の態様では、本発明は、電気外科器具を制御するためのハンドピースであって、ハンドピースが、本体と、本体の近位端から延びる可撓性シャフトと、可撓性シャフトによって画定された管腔を通して延びる同軸ケーブルであって、同軸ケーブルが、可撓性シャフトの遠位端に配置可能な電気外科器具に接続するためのものである、同軸ケーブルと、管腔を通して延びる制御ロッドであって、制御ロッドが、可撓性シャフトの遠位端に配置可能な電気外科器具に接続するためのものである、制御ロッドと、本体にスライド可能に取り付けられた作動要素と、本体に回転可能に取り付けられたローテータと、を備え、同軸ケーブル及び可撓性シャフトが、作動要素とともに、本体に対してスライドするように、かつ、ローテータとともに、本体に対して回転するように、取り付けられており、制御ロッドが、本体に対して長手方向の決まった位置に取り付けられた近位部を有する、ハンドピースを提供する場合がある。使用時には、ハンドピースは、（制御ロッドを介しての）長手方向（軸方向）の力と、（可撓性シャフトを介しての）回転方向の力との両方と組み合わせて、可撓性シャフトの遠位端において、電気外科器具に電力を搬送することができる。長手方向の力は、器具上のエンドエフェクタ、たとえば、上述の鉗子器具の一対の顎部、または、スライディングブレード、またはニードルを制御するために使用される場合がある。回転力は、器具の向きを制御するために使用される場合がある。

【 0 0 2 6 】

ハンドピース内の構成要素間の接続は、可撓性シャフト及び同軸ケーブルが、制御ロッドに対してスライド可能であるような接続である。換言すると、制御ロッドの位置は、可撓性シャフトに対して変更することができ、これにより、器具を操作するために、制御ロッドの遠位端を物理的に移動させることができる。

【 0 0 2 7 】

本体は、本体から離れるように延びるように、可撓性シャフトと整列された軸上にある、バレルタイプのハウジングである場合がある。ローテータの回転軸は、本体の軸と整列しているか、本体の軸内で同軸である場合がある。ローテータは、本体の外側表面上に取り付けられた襟部またはリングである場合がある。ローテータは、本体上に、長手方向（軸方向）に保持されている場合がある。たとえば、本体は、周方向の凹部を有する場合があり、この凹部内に、ローテータが着座されている。

【 0 0 2 8 】

制御ロッドは、本体に対して回転可能である場合がある。このことは、ローテータが回転すると、可撓性シャフト、制御ロッド、及び同軸ケーブルのすべてが、本体に対して回転することを意味している。このことは、可撓性シャフト内で構成要素がねじれることを防止することができる。一実施例では、制御ロッドの近位部は、ローテータに取り付けられている場合がある。ローテータが本体に対して軸方向に固定されている場合、この取付けは、制御ロッドが、ローテータとともに回転するが、本体に対してスライドしないことを意味している。近位部は、ローテータに接続するために、可撓性シャフトを通る径方向の延長部を含む場合がある。

【 0 0 2 9 】

ハンドピースは、可撓性シャフトの近位部を収容する内部シャフトを備えている場合がある。内部シャフトは、ローテータとともに回転するように、ローテータに結合されている場合がある。内部シャフトは、ローテータ内に形成されたトラックに沿って軸方向にスライド可能である場合がある。

【 0 0 3 0 】

作動要素は、ハウジング内で長手方向（すなわち、上述の軸方向）にスライドするように取り付けられたシャフトを備えている場合がある。作動要素または本体は、デバイスを

10

20

30

40

50

操作する間にユーザが保持するための、グリップ要素、たとえば、フィンガリングなどを有する場合がある。

【 0 0 3 1 】

ハンドピースは、作動要素上に電力入力ポートを備えている場合がある。電力入力ポートは、Q M Aコネクタなどである場合がある。電力入力ポートは、電力入力ポート内で受領した電力を同軸ケーブルに送信するように接続されている場合がある。このため、同軸ケーブルの近位端は、電力入力ポートから電力を受領するように、作動要素に接続されている場合がある。同軸ケーブルの近位端は、この近位端と作動要素との間の相対的な回転を可能にするように、回転可能なカップリングを介して作動要素に接続されている場合がある。

10

【 0 0 3 2 】

電力入力ポートは、たとえば電気外科ジェネレータからの、外部の同軸ケーブルに接続されている場合がある。電力入力ポートへの接続方向は、作動要素が本体に対してスライド可能である方向に対して垂直に延びている場合がある。たとえば、電力入力ポートは、作動要素の下側にある場合がある。

【 0 0 3 3 】

本発明の別の態様では、エネルギーの望ましくない周波数をブロックするためのフィルタが、ハンドピースに組み込まれている場合がある。フィルタは、フィルタが、同軸ケーブルとともに移動するように、作動要素内に位置する場合がある。一実施例では、フィルタは、電力入力ポートと同軸ケーブルとの間で、作動要素に取り付けられたR Fブロック回路である。電気外科ジェネレータが、R Fエネルギーとマイクロウェーブエネルギーとの両方を搬送することが可能であるが、電気外科器具が、マイクロウェーブエネルギーを使用するためにのみ設計されている場合、R Fブロック回路は、誤った使用を防止するために、安全機構を提供する。本発明のこの態様は、上述の特徴のいずれか1つまたは複数を共有する場合がある。

20

【 0 0 3 4 】

上述のハンドピースは、マイクロウェーブエネルギーを供給するための電気外科ジェネレータと、患者の身体に挿入するための器具コードを有する外科検査デバイスであって、器具コードが、器具コードを通して延びる器具チャンネルを有する、外科検査デバイスと、を備えた電気外科装置で使用される場合がある。ハンドピースは、マイクロウェーブエネルギーを電気外科ジェネレータから受領するように接続されている場合がある。ハンドピースの可撓性シャフトが、外科検査デバイスの器具チャンネルを通る場合がある。たとえば本明細書に論じるような器具などの、電気外科鉗子器具は、ハンドピースの可撓性シャフトの遠位端に接続されている場合がある。ハンドピースの作動要素（器具の作動要素でもある）は、電気外科鉗子器具の開閉を制御するように接続されている。ローテータは、器具チャンネルに対する電気外科鉗子器具の回転を制御するように作動する。

30

【 0 0 3 5 】

「外科検査デバイス（surgical scoping device）」との用語は、本明細書では、侵襲性の処置の間、患者の身体内に導入される、剛性であるか柔軟な（たとえば、操縦可能な）導管である、挿入チューブが設けられた任意の外科デバイスを意味するために使用される場合がある。挿入チューブには、器具チャンネル、ならびに、（たとえば、挿入チューブの遠位端において、処置場所を照らす、及び／または、処置場所の画像を取得する光を伝達するための）光学チャンネルが含まれる場合がある。器具チャンネルは、侵襲性の外科ツールを受領するために適切な直径を有する場合がある。器具チャンネルの直径は、5 mm以下である場合がある。

40

【 0 0 3 6 】

本明細書では、「内側（inner）」との用語は、器具チャンネル及び／または同軸ケーブルの中心（たとえば軸）に、径方向により近いことを意味している。「外側（outer）」との用語は、器具チャンネル及び／または同軸ケーブルの中心（軸）から、径方向に離れていることを意味している。

50

【 0 0 3 7 】

「導電性 (c o n d u c t i v e) 」との用語は、本明細書では、文脈に別様に示されていない限り、電氣的に伝導性であることを意味するために使用される。

【 0 0 3 8 】

本明細書では、「近位 (p r o x i m a l) 」及び「遠位 (d i s t a l) 」との用語は、細長いプローブの端部に関する。使用時には、近位端は、ＲＦエネルギー及び／またはマイクロウェーブエネルギーを提供するためのジェネレータにより近く、一方、遠位端は、ジェネレータから離れている。

【 0 0 3 9 】

本明細書では、「マイクロウェーブ」は、４００ＭＨｚから１００ＧＨｚの周波数領域を示すために概して使用され得るが、１ＧＨｚから６０ＧＨｚが好ましい。検討した特定の周波数は、９１５ＭＨｚ、２．４５ＧＨｚ、３．３ＧＨｚ、５．８ＧＨｚ、１０ＧＨｚ、１４．５ＧＨｚ、及び２４ＧＨｚである。対照的に、本明細書では、大きさが少なくとも３桁少ない周波数領域、たとえば、３００ＭＨｚ以下、好ましくは、１０ｋＨｚから１ＭＨｚ、もっとも好ましくは、４００ｋＨｚの周波数領域を示すために、「無線周波数」または「ＲＦ」を使用する。

10

【 0 0 4 0 】

実施例としてのみ、本開示の各実施形態が、ここで、添付図面を参照して論じられる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 1 】

20

【図 1】図 1 は、本発明の実施形態である電気外科システムの概略図である。

【図 2 a】図 2 a は、本発明の実施形態である、電気外科鉗子器具の器具先端の斜視図である。

【図 2 b】図 2 b は、本発明の実施形態である、電気外科鉗子器具の器具先端の斜視図である。

【図 2 c】図 2 c は、本発明の実施形態である、電気外科鉗子器具の器具先端の斜視図である。

【図 3 a】図 3 a は、本発明の別の実施形態である、電気外科鉗子器具の器具先端の斜視図である。

【図 3 b】図 3 b は、本発明の別の実施形態である、電気外科鉗子器具の器具先端の斜視図である。

30

【図 3 c】図 3 c は、図 3 a 及び図 3 b の器具先端の顎部の斜視図である。

【図 4 a】図 4 a は、図 3 a 及び図 3 b の器具先端のスライドブレードを作動させるために使用することができる、安全機構を示す概略図である。

【図 4 b】図 4 b は、図 3 a 及び図 3 b の器具先端のスライドブレードを作動させるために使用することができる、安全機構を示す概略図である。

【図 4 c】図 4 c は、図 3 a 及び図 3 b の器具先端のスライドブレードを作動させるために使用することができる、安全機構を示す概略図である。

【図 5】図 5 は、本発明の別の実施形態である、電気外科鉗子器具の器具先端の斜視図である。

40

【図 6 a】図 6 a は、本発明の実施形態である電気外科装置のハンドピースの斜視図である。

【図 6 b】図 6 b は、図 6 a のハンドピースの部分破断図であり、ハンドピースの内部構造の部品を示している。

【図 7 a】図 7 a は、本発明の実施形態である電気外科装置のハンドピース内に取り付けることができる回路基板の上面図である。

【図 7 b】図 7 b は、図 7 a の回路基板の斜視図である。

【図 7 c】図 7 c は、図 7 a の回路基板の斜視図である。

【図 8 A】図 8 A は、本発明の実施形態である電気外科鉗子器具で使用することができるエネルギー搬送構造の概略側面図であり、エネルギー搬送構造の電極ストリップを通る拡大断

50

面図を示す差込図を含んでいる。

【図 8 B】図 8 B は、組織内にある際、及び、生理食塩水に浸された際の、図 8 A のエネルギー搬送構造に関する反射減衰量を示すグラフである。

【図 9 A】図 9 A は、図 8 A のエネルギー搬送構造で使用するのに適切である例示的な電極ストリップの上面図である。

【図 9 B】図 9 B は、図 8 A のエネルギー搬送構造で使用するのに適切である例示的な電極ストリップの底面図である。

【図 9 C】図 9 C は、図 9 A 及び図 9 B の電極ストリップで使用される、ストリップライントタイプの伝達線を通る、拡大断面図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 4 2 】

図 1 は、本発明の実施形態である、完全な電気外科システム 1 0 0 の概略図である。本システムは、器具先端からのマイクロウェーブ周波数エネルギーを使用して、生体組織（たとえば、腫瘍、障害、または線維腫）を処置するために配置されている。システム 1 0 0 は、マイクロウェーブ E M エネルギーを制御可能に供給するためのジェネレータ 1 0 2 を備えている。いくつかのケースでは、ジェネレータ 1 0 2 は、R F 電磁（E M）エネルギーを供給することも可能である場合がある。この目的のために適切なジェネレータが、W O 2 0 1 2 / 0 7 6 8 4 4 に記載されている。この文献は、参照することにより、本明細書に組み込まれる。ジェネレータ 1 0 2 は、インターフェースケーブル 1 0 4 によってハンドピース 1 0 6 に接続されている。ハンドピース 1 0 6 は、注入器などの流体搬送デバイス 1 0 8 からの流体供給部 1 0 7 を受領するようにも接続されている場合があるが、このことは必須ではない。必要である場合は、ハンドピース 1 0 6 は、アクチュエータ 1 0 9、たとえば、親指で操作されるスライダまたはプランジャによって操作可能である器具作動機構を収容する場合がある。たとえば、器具作動機構は、本明細書に論じるように、鉗子器具の顎部を操作するために使用される場合がある。他の機構も、ハンドピース内に含まれる場合がある。たとえば、ブレード及び／またはニードルの移動機構が、器具において、カッティングブレードを移動させるか、ニードルを配置するために、設けられる場合がある（ハンドピースの適切なトリガによって操作可能である）。ハンドピース 1 0 6 の機能は、ジェネレータ 1 0 2 からの入力、流体搬送デバイス 1 0 8 からの入力、及び器具作動機構からの入力を、必要とされる場合がある任意の他の入力とともに、単一の可撓性シャフト 1 1 2 に合わせることである。この可撓性シャフト 1 1 2 は、ハンドピース 1 0 6 の遠位端から延びている。

【 0 0 4 3 】

可撓性シャフト 1 1 2 は、外科検査デバイス 1 1 4 の器具（作動）チャンネルの長さ全体を通して挿入可能である。可撓性シャフト 1 1 2 は、外科検査デバイス 1 1 4 の器具チャンネルを貫通し、内視鏡のチューブの遠位端において（たとえば、患者の内側で）突出するような形状である、器具先端 1 1 8 を有している。器具先端 1 1 8 は、生体組織を把持するための一対の顎部と、ジェネレータ 1 0 2 から搬送されるマイクロウェーブ E M エネルギーを放出するように配置されたエネルギー搬送構造とを含んでいる。任意選択的には、器具先端 1 1 8 は、生体組織をカットするための可動ブレード、及び／または、流体搬送デバイス 1 0 8 から搬送された流体を送るための、後退可能な皮下注射用ニードルとをも含む場合がある。以下により詳細に記載するように、ハンドピース 1 0 6 は、器具先端 1 1 8 の顎部を開閉するための作動機構を含んでいる。ハンドピース 1 0 6 は、外科検査デバイス 1 1 4 の器具チャンネルに対して器具先端 1 1 8 を回転させるための回転機構をも含んでいる。

【 0 0 4 4 】

器具先端 1 1 8 の構造は、作動チャンネルを通過するのに適切な最大外径を有するように配置されている場合がある。通常は、内視鏡などの外科検査デバイス内の作動チャンネルの直径は、4 . 0 mm 未満、たとえば、2 . 8 mm、3 . 2 mm、3 . 7 mm、3 . 8 mm のいずれかである。可撓性シャフト 1 1 2 の長さは、1 . 2 m 以上、たとえば、2 m 以上

10

20

30

40

50

とすることができる。他の実施例では、器具先端 118 は、シャフトが作動チャネルを通して挿入された後（かつ、器具コードが患者内に導入される前）に、可撓性シャフト 112 の遠位端に取り付けられる場合がある。代替的には、可撓性シャフト 112 は、このシャフトの近位の接続を行う前に、遠位端から作動チャネル内に挿入することができる。これら配置では、遠位端アセンブリ 118 は、外科検査デバイス 114 の作動チャネルより大である寸法を有することが許容され得る。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。他の技術が可能である。たとえば、器具は、カテーテルを使用して挿入される場合もある。

【0045】

器具先端構造

図 2a は、本発明の実施形態である、電気外科鉗子器具の器具先端 200 の斜視図を示す概略図である。器具先端 200 は、第 1 の顎部 202 及び第 2 の顎部 204 を含んでおり、第 1 の顎部 202 と第 2 の顎部 204 との各々は、これら顎部間の隙間を開閉するために、これら顎部が互いに対して移動可能であるように、アクスル 206 上に旋回可能に取り付けられている。顎部は、金属、たとえば、ステンレス鋼または他の生体親和性金属で形成されている場合がある。アクスル 206 は、器具シャフト 210 の遠位端から突出する剛性ブラケット 208 上に取り付けられている。ブラケット 208 は、器具シャフト 210 の遠位端内に延びる様な形状であるとともに、この遠位端を閉じる取付け部 212 を含んでいる。ブラケット 208 は、接着剤または他の適切な手段（たとえば、超音波溶接）で、器具シャフト 210 に固定されている場合がある。この方式で、器具シャフト 210 に印加されるあらゆるトルクが、器具先端 200 に伝達され得る。器具シャフト 210 は、任意の適切な材料、たとえば PTFE で形成された中空チューブを備えている場合がある。

【0046】

第 1 の顎部 202 は、生体組織を把持するためのグリップ部 214 と、顎部 202 をアクスル 206 周りに旋回させるための作動部 216 とを含んでいる。グリップ部 214 と作動部 216 とは、顎部 202 の両端の、アクスル 206 の両側に配置されている。グリップ部 214 は、器具先端 200 の遠位端に配置されており、一方、作動部 216 は、器具シャフト 210 の近位に位置している。同様に、第 2 の顎部 204 は、アクスル 206 の両側に位置するグリップ部 218 と作動部 220 とを含んでいる。グリップ部 214 と 218 とは、各々が、生体組織のグリップを容易にするために、鋸歯状の縁部を含む場合がある。顎部 202 と 204 とは、顎部のグリップ部 214 と 218 との間の隙間を変化させることができる（すなわち、隙間を開閉させることができる）ように、アクスル 206 に旋回可能に取り付けられている。使用時には、このことは、生体組織を、顎部 202 のグリップ部 214 と、顎部 204 のグリップ部 218 との間に把持することを可能にする。

【0047】

第 1 の制御ワイヤ 222 は、第 1 の顎部 202 の作動部 216 に接続されており、第 2 の制御ワイヤ 224 は、第 2 の顎部 204 の作動部 220 に接続されている。第 1 の制御ワイヤ 222 及び第 2 の制御ワイヤ 224 は、ブラケット 208 を通って器具シャフト 210 内を通り、器具シャフト 210 の長さ全体に沿って延びている。第 1 の制御ワイヤ 222 及び第 2 の制御ワイヤ 224 は、電気外科器具の近位端において、ハンドピース（以下により詳細に論じる）に接続されており、このことは、制御ワイヤを、器具シャフト 210 に沿って前後に移動するために使用され得る。制御ワイヤ 222、224 は、ブラケット 208 の取付け部 212 の穴を介して、ブラケット 208 を通る場合がある。流体が、取付け部 212 の穴を介して器具シャフト 210 内に入ることを防止するために、制御ワイヤ周りの水密シールを形成するように配置された、適切な材料（たとえばポリイミド）で形成されたチューブは、穴の内側に置かれる場合がある。そのようなチューブは、接着剤（たとえば、製造の間に、ブラケット 208 を器具シャフト 210 に接着するために使用される）が、誤って制御ワイヤ 222、224 上に落ち、制御ワイヤ 222、224

10

20

30

40

50

を接着させることを防止する役割も果たす場合がある。

【 0 0 4 8 】

図示の実施例では、グリップ部 2 1 6 と 2 2 0 とは、各々が、第 1 の制御ワイヤ 2 2 2 と第 2 の制御ワイヤ 2 2 4 とをそれぞれ受領するための穴を含んでいる。第 1 の制御ワイヤ 2 2 2 と第 2 の制御ワイヤ 2 2 4 とは、各々が、その遠位端に、作動部 2 1 6 と作動部 2 2 0 とのそれぞれの穴と機械的に係合するためのホックを含んでいる。制御ワイヤ 2 2 2、2 2 4 をグリップ部 2 1 6、2 2 0 に固定する他の方式も、可能である。たとえば、制御ワイヤは、グリップ部に接着されるか、はんだ付けされるか、溶接される場合がある。

【 0 0 4 9 】

器具シャフト 2 1 0 に沿う第 1 の制御ワイヤ 2 2 2 及び第 2 の制御ワイヤ 2 2 4 の長手方向の移動は、顎部 2 0 2、2 0 4 を、アクスル 2 0 6 周りに回転させ、顎部のグリップ部 2 1 4 と 2 1 8 との間の隙間を変化させる。たとえば、第 1 の制御ワイヤ 2 2 2 及び第 2 の制御ワイヤ 2 2 4 が器具シャフト 2 1 0 に沿って押された場合（すなわち、第 1 の制御ワイヤ 2 2 2 及び第 2 の制御ワイヤ 2 2 4 が器具先端 2 0 0 に向かって押された場合）、顎部 2 0 2、2 0 4 は、それらのグリップ部 2 1 4 と 2 1 8 とが、互いから離れるように移動し、こうして、グリップ部 2 1 4 と 2 1 8 との間の隙間を開くように、回転する。逆に、第 1 の制御ワイヤ 2 2 2 及び第 2 の制御ワイヤ 2 2 4 が器具シャフト 2 1 0 に沿って引っ張られた場合（すなわち、器具先端 2 0 0 から離れるように後退された場合）、顎部 2 0 2、2 0 4 は、それらのグリップ部 2 1 4 と 2 1 8 とが、互いに向かって移動し、こうして、グリップ部 2 1 4 と 2 1 8 との間の隙間を閉じるように、回転する。

【 0 0 5 0 】

第 1 の制御ワイヤ 2 2 2 と第 2 の制御ワイヤ 2 2 4 とは、ともに、器具シャフト 2 1 0 に沿って移動される場合があるか、第 1 の制御ワイヤ 2 2 2 と第 2 の制御ワイヤ 2 2 4 とは、互いに対して独立して移動される場合がある。制御ワイヤをともに移動することにより、顎部を、器具シャフト 2 1 0 の長手軸に関して対称的に移動させる場合がある。このことは、顎部間の生体組織のグリップを容易にする場合がある。他の実施例では、顎部の一方が、ブラケット 2 0 8 に対して固定されている場合があり（すなわち、顎部の一方がアクスルに対して回転しない）、顎部の一方のみが、アクスルに回転可能に取り付けられている場合がある。そのような実施例では、回転可能に取り付けられた顎部に接続された単一の制御ワイヤのみが存在する場合がある。

【 0 0 5 1 】

図 2 b は、器具先端 2 0 0 の異なる斜視図を示す概略図である。特徴が図 2 a を参照してすでに上述されている場合、同一の参照符号が使用されている。

【 0 0 5 2 】

同軸伝達線 2 2 6 は、器具シャフト 2 1 0 を通っている。同軸伝達線 2 2 6 は、無線周波数（R F）電磁（E M）エネルギー、及び／または、マイクロウェーブ E M エネルギーは、ジェネレータ（たとえば、ジェネレータ 1 0 2）から器具先端 2 0 0 に搬送する役割を果たす。同軸伝達線 2 2 6 は、従来のフレキシブル同軸ケーブルである場合があり、誘電材料によって外側導電体から分離された内側導電体を含んでいる。同軸伝達線 2 2 6 は、保護用外側誘電体層をも含む場合がある。同軸伝達線 2 2 6 は、器具シャフト 2 1 0 の内側に位置する（たとえば、固定されているか、別様に留められている）コネクタ 2 2 8 において終端している。第 1 の制御ワイヤ 2 2 2 及び第 2 の制御ワイヤ 2 2 4 は、器具シャフト 2 1 0 の内側の同軸伝達線 2 2 6 に沿って通っており、コネクタ 2 2 8 の開口を通して延び、それにより、第 1 の制御ワイヤ 2 2 2 と第 2 の制御ワイヤ 2 2 4 とが、上述の方式で、顎部 2 0 2 と顎部 2 0 4 とに接続され得るようになっている。

【 0 0 5 3 】

第 1 のフレキシブルマイクロウェーブ基板 2 3 0 と第 2 のフレキシブルマイクロウェーブ基板 2 3 2 とが、たとえば接着剤を使用して、コネクタ 2 2 8 に固定されている。図示の実施例では、コネクタ 2 2 8 は、長手方向に延びる一対のレッジを含んでおり、このレッジに、フレキシブルマイクロウェーブ基板が固定されている。フレキシブルマイクロウ

エーブ基板 230、232（電極ストリップとも呼ばれる場合がある）は、任意の適切な、柔軟な誘電材料で形成されている場合がある。たとえば、フレキシブルマイクロウェーブ基板 230、232 は、Rogers Corporation からの、RFlex のマイクロウェーブ基板である場合がある。

【0054】

第 1 のフレキシブルマイクロウェーブ基板 230 は、コネクタ 228 から延び、ブラケット 208 の取付け部 212 のアパーチャを通過する。第 1 のフレキシブルマイクロウェーブ基板 230 の遠位部は、第 1 の顎部 202 の内側表面 234 に固定されている。同様に、第 2 のフレキシブルマイクロウェーブ基板 232 は、コネクタ 228 から延び、ステップ 208 の取付け部 212 のアパーチャを通過し、第 2 の顎部 204 の内側表面 236 に遠位部で固定されている。説明の目的のために、第 1 のフレキシブルマイクロウェーブ基板 230 と第 2 のフレキシブルマイクロウェーブ基板 232 とが、顎部 202 の内側表面と顎部 204 の内側表面とに固定されているものとしては示されていないが、第 1 のフレキシブルマイクロウェーブ基板 230 と第 2 のフレキシブルマイクロウェーブ基板 232 とが、顎部 202 の内側表面と顎部 204 の内側表面とに固定される前の状態を示していることに留意されたい。フレキシブルマイクロウェーブ基板は、顎部 202、204 の内側表面に、任意の適切な接着方法または固定方法を使用して固定される場合がある。たとえば、これらは、接着剤によって取り付けられる場合がある。代替的には、フレキシブルマイクロウェーブ基板は、それらのそれぞれの内側表面に、はんだを使用して固定されている場合がある。図 2b は、第 2 のフレキシブルマイクロウェーブ基板 232 の下側に添付されたはんだパッチ 238 を示している。はんだフラックス（図示せず）が、顎部 204 の内側表面 236 に添付されている。このため、第 2 のフレキシブルマイクロウェーブ基板 232 は、第 2 のフレキシブルマイクロウェーブ基板 232 を内側表面 236 上に押圧し、顎部 204 を（たとえば、はんだごての先端で）加熱し、これにより、はんだを流し、はんだ自体を第 2 のフレキシブルマイクロウェーブ基板 232 と内側表面 236 との間に均一に分布させることにより、内側表面 236 に接着され得る。説明の目的のために、フレキシブルマイクロウェーブ基板 230、232 は、図 2a には図示されていないことに留意されたい。

【0055】

マイクロウェーブ放出構造は、フレキシブルマイクロウェーブ基板 230、232 の各々の遠位部に形成されている。図 2b は、たとえば、フレキシブルマイクロウェーブ基板 230 の遠位部のマイクロウェーブ放出構造 240 を示している。各マイクロウェーブ放出構造は、同軸伝達線から、フレキシブルマイクロウェーブ基板上の導電パスを介してマイクロウェーブ EM エネルギーを受領するように接続されている。各マイクロウェーブ放出構造は、顎部 202 と 204 との間にグリッパされた生体組織内にマイクロウェーブ EM エネルギーを放出するように構成されている場合がある。たとえば、マイクロウェーブ放出構造の一方または両方が、アクティブストリップ及びグラウンドストリップを有する、同一平面のマイクロストリップアンテナである場合がある。そのようなケースでは、フレキシブルマイクロウェーブ基板は、同軸伝達線 226 の内側導電体をアクティブストリップに接続する第 1 の導電パスと、同軸伝達線 226 の外側導電体をグラウンドストリップに接続する第 2 の導電パスとの、2 つの導電パスを含む場合がある。マイクロウェーブ放出構造の他のタイプも可能である。

【0056】

いくつかのケースでは、器具先端 200 は、2 つの顎部 202 と 204 との間で分かれた単一のマイクロウェーブ放出構造を含む場合がある。たとえば、同軸伝達線 226 の内側導電体に接続されたアクティブストリップは、第 1 のフレキシブルマイクロウェーブ基板 230 の遠位部に形成されている場合があり、同軸伝達線 226 の外側導電体に接続されたグラウンドストリップは、第 2 のフレキシブルマイクロウェーブ基板 232 の遠位部に形成されている場合がある。他の実施例では、器具先端 200 は、単一の顎部に形成された単一のマイクロウェーブ放出構造を含む場合がある。そのようなケースでは、単一の

フレキシブルマイクロウェーブ基板を提供することのみが必要である場合がある。

【 0 0 5 7 】

フレキシブルマイクロウェーブ基板上のマイクロウェーブ放出構造及び導電バスは、フレキシブルマイクロウェーブ基板上に配置された導電材料で形成されている場合がある。たとえば、放出構造及び導電バスは、フレキシブルマイクロウェーブ基板上にプリントされた金属で形成されている場合がある。したがって、フレキシブルマイクロウェーブ基板は、マイクロウェーブ放出構造の支持を提供することと、マイクロウェーブ放出構造を同軸伝達線 2 2 6 に接続することとの、両方の役割を果たす。

【 0 0 5 8 】

フレキシブルマイクロウェーブ基板が柔軟であることから、これら基板は、顎部 2 0 2、2 0 4 が開閉される際に曲がり、こうして、マイクロウェーブ放出構造と同軸伝達線 2 2 6 との間の接続を維持しつつ、顎部の移動を可能にする。フレキシブルマイクロウェーブ基板 2 3 0、2 3 2 の曲げは、顎部 2 0 2、2 0 4 に固定されたフレキシブルマイクロウェーブ基板の遠位部の近位で主に生じる場合がある。これにより、コネクタ 2 2 8 とフレキシブルマイクロウェーブ基板 2 3 0、2 3 2 との間の接続部に大きい機械的応力が生じることを避ける。このことは、顎部 2 0 2、2 0 4 の開閉が繰り返し行われた後にさえも、マイクロウェーブ放出構造と、同軸伝達ケーブルとの間で電気接続が維持されることを確実にする。さらに、フレキシブルマイクロウェーブ基板 2 3 0、2 3 2 が内部を通る、ブラケット 2 0 8 の取付け部 2 1 2 のアパーチャは、フレキシブルマイクロウェーブ基板 2 3 0、2 3 2 の曲げに起因して、コネクタ 2 2 8 に生じる機械的応力を低減するために、器具シャフトに対するフレキシブルマイクロウェーブ基板 2 3 0、2 3 2 の移動を制限するように配置されている場合がある。

【 0 0 5 9 】

器具先端 2 0 0 は、こうして、マイクロウェーブ放出構造で生体組織にマイクロウェーブ E M エネルギーを印加することにより、顎部 2 0 2 と 2 0 4 との間の保持される生体組織（たとえば、血管）を封止するために使用される場合がある。

【 0 0 6 0 】

図 2 c は、器具シャフト 2 1 0 の長さとともに、器具先端 2 0 0 の斜視図を示す概略図である。特徴が図 2 a 及び図 2 b を参照してすでに上述されている場合、同一の参照符号が使用されている。

【 0 0 6 1 】

図 2 c に示すように、第 1 の制御ワイヤ 2 2 2 及び第 2 の制御ワイヤ 2 2 4 は、器具シャフト 2 1 0 に沿う途中で単一のメイン制御ワイヤ 2 4 2 に接続されている。第 1 の制御ワイヤ 2 2 2 及び第 2 の制御ワイヤ 2 2 4 は、たとえば、メイン制御ワイヤ 2 4 2 に接着されているか、溶接されているか、はんだ付けされている場合がある。この方式で、メイン制御ワイヤ 2 4 2 の、器具シャフト 2 1 0 に沿う長手方向の移動が、第 1 の制御ワイヤ 2 2 2 及び第 2 の制御ワイヤ 2 2 4 に伝達され得、顎部 2 0 2、2 0 4 を移動させる。メイン制御ワイヤ 2 4 2 は、第 1 の制御ワイヤ 2 2 2 及び第 2 の制御ワイヤ 2 2 4 と、ハンドピース（以下により詳細に論じる）との間に、器具シャフト 2 1 0 に沿って延びている。第 1 の制御ワイヤ 2 2 2 及び第 2 の制御ワイヤ 2 2 4 は、器具シャフト 2 1 0 の遠位端の近位でメイン制御ワイヤ 2 4 2 に接続されており、それにより、単一の制御ワイヤ（すなわち、メイン制御ワイヤ 2 4 2）のみが、器具シャフト 2 1 0 の長さのほとんどに沿って延びているようになっている。このことは、電気外科器具の構成を簡略化する場合がある。

【 0 0 6 2 】

器具シャフト 2 1 0 に沿う途中では、同軸伝達線 2 2 6 及びメイン制御ワイヤ 2 4 2 は、同軸伝達線 2 2 6 の一部が包含された第 1 の通路と、メイン制御ワイヤ 2 4 2 の一部が包含された第 2 の通路とを有する、ワイヤホルダ 2 4 4 に入る。ワイヤホルダ 2 4 4 は、メイン制御ワイヤ 2 4 2 が器具シャフト 2 1 0 に沿って長手方向に移動することを可能にしつつ、同軸伝達線 2 2 6 の横方向の位置と、メイン制御ワイヤ 2 4 2 の横方向の位置と

10

20

30

40

50

を、互いに対して固定する役割を果たす。したがって、ワイヤホルダ 244 は、同軸伝達線 226 とメイン制御ワイヤ 242 とが、器具シャフト 210 の内側で絡まるか、ねじれることを防止する。このことは、顎部の開閉を制御できる正確さに影響し得る。他のワイヤ（たとえば、ブレード制御ワイヤ）または導管（たとえば、流体導管）が使用されるケースでは、ワイヤホルダ 244 は、追加のワイヤ及び／または導管を保持するためのさらなる通路をも含む場合がある。ワイヤホルダは、プラスチックで形成される場合があり、たとえば、ポリエーテルエーテルケトン（PEEK）で形成された押出し成形品である場合がある。

【0063】

ワイヤホルダ 244 は、それ自体が、チューブ 246 内に包含されている場合がある（たとえば、PEEKチューブ）。チューブ 246 は、ワイヤホルダをチューブ 246 に挿入することを容易にするために、その長さに沿って割れ目 248 を有する場合がある。チューブ 246 は、ワイヤホルダ 244 が器具シャフト 210 の内側で移動することを防止するために、ワイヤホルダ 244 と、器具シャフト 210 の内側表面との間の詰め物として作用する場合がある。このことは、メイン制御ワイヤ 242 を押すか引くかして、顎部 202、204 を移動させる場合の遅れを避けることを補助する場合がある。

【0064】

ワイヤホルダ 244 の遠位端及びチューブ 246 の遠位端は、所定の距離だけ、器具先端 200 から離れている。したがって、器具シャフト 210 は、器具先端 200 と、ワイヤホルダの遠位端及びチューブ 246 の遠位端との間に、ワイヤホルダ 244 またはチューブ 246 が存在しない遠位部 250 を含んでいる。ワイヤホルダ 244 及びチューブ 246 は、その遠位端とハンドピースとの間の長さのほとんどかすべてで、器具シャフト 210 に沿って延びる場合がある。したがって、器具シャフト 210 の遠位部 250 は、器具シャフト 210 の残りの部分に比べ、柔軟性が向上している場合がある。このことは、この柔軟性がタイトに曲げられた通路を通して遠位部 250 をガイドすることを可能にする場合があることから、器具シャフト 210 の可動性を向上させる場合がある。遠位部 250 にワイヤホルダ 244 及びチューブ 246 が欠けていることは、第 1 の制御ワイヤ 222 及び第 2 の制御ワイヤ 224 と、メイン制御ワイヤ 242 との間の接続部のための空間を提供する役割も果たす。いくつかの実施形態では、器具シャフト 210 の遠位部 250 の長さは、150 mm である場合がある。

【0065】

図 3a 及び図 3b は、本発明による電気外科器具の別の器具先端 300 の斜視図を示している。器具先端 300 は、アクスル 305 に旋回可能に取り付けられた第 1 の顎部 302 及び第 2 の顎部 304 を含んでいる。第 1 の顎部 302 と第 2 の顎部 304 とは、グリップ部 306 とグリップ部 308 とをそれぞれ含んでいる。グリップ部 306 とグリップ部 308 とは、それらの間に生体組織を把持するためのものである。上述の器具先端 200 と同様に、顎部 302、304 は、顎部を開閉するために、制御ワイヤ（図示せず）が取り付けられた作動部をも含んでいる。

【0066】

第 1 の顎部 302 は、顎部 302 において長手方向に延びるスロット 308 に沿って移動可能であるブレード 306 を含んでいる。ブレードは、ブレード 306 に取り付けられ、器具シャフトを通してハンドピースに延びる制御ワイヤ（図示せず）により、スロット 308 に沿って前後に移動される場合がある。第 1 の顎部 302 は、その遠位端にカバー 310 をさらに含み、ブレード 306 は、ブレードが露出しないように、このカバー 310 内に後退することができる。このため、ブレード 306 が使用されない場合、意図せずに組織を切ることを避けるために、カバー 310 内に後退される場合がある。ブレード 306 は、後退位置に向かって付勢されている場合がある。この後退位置では、ブレード 306 はカバー 310 によって隠されている。

【0067】

第 2 の顎部 304 は、器具先端 200 に関して上述した方式と同様の方式で、フレキシ

10

20

30

40

50

ブルマイクロウェーブ基板 314 に配置されたマイクロウェーブ放出構造 312 を含んでいる。マイクロウェーブ放出構造 312 は、顎部 302 と 304 との間にグリップされた組織内にマイクロウェーブ E M エネルギーを放出するように配置されている場合がある。第 2 の顎部 304 は、ブレード 306 を受領するためのスロット 316 をさらに含んでいる。スロット 316 は、図 3 c に示すように、作動電極 315 が 2 つの叉に分かれるように、マイクロウェーブ放出構造 312 及びフレキシブルマイクロウェーブ基板 314 の一部を通して延びている。図 3 c は、第 2 の顎部 304 の概略図を示している。第 2 の顎部 304 のスロット 316 は、第 1 の顎部のスロット 308 と整列しており、それにより、顎部が一体にされると、ブレード 306 が、第 2 の顎部 304 のスロット 316 内に受領され得、また、スロット 316 に沿って前後に移動され得ようになっている。スロット 308 とスロット 316 との両方は、長手方向に向けられている（すなわち、器具シャフトの軸に沿う）。ブレード 306 は、内側に、アクスル 305 に向いたカッティングエッジ 318 を含んでいる。この方式で、顎部 302 と 304 との間に保持された生体組織は、ブレードをスロット 308 に沿って、アクスル 305 に向かって引くことにより、切られる場合がある。器具先端 300 で達成することができる切断の最大の長さは、顎部 302 、 304 の長さ、ならびに、スロット 308 及び 316 の長さによって判定される。この理由は、これらがブレード 306 の移動の範囲を判定するためである。より長いスロット 308 、 316 は、より長い切断が実施されることを可能にする場合がある。

【0068】

器具先端 300 の例示的用途をここで記載する。最初に、ブレード 306 は、ブレード 306 がカバー 310 によって隠れるように、後退した（もっとも遠位の）位置に配置されている。次いで、顎部 302 、 304 が、制御ワイヤを使用して開かれる。切断されることになる生体組織が、次いで、顎部 302 と 304 との間に配置され、顎部間に生体組織がグリップされるように、顎部が閉じられる。次いで、マイクロウェーブ放出構造 312 を使用して、マイクロウェーブ E M エネルギーが、生体組織を焼灼するために、生体組織に印加される。この後に、ブレード 306 が、顎部 302 と 304 との間に保持された生体組織を切断するために、スロット 308 に沿って、アクスル 305 に向かって引かれる場合がある。生体組織が切断される前に、この生体組織が焼灼されることから、出血が避けられる場合がある。

【0069】

図 4 a、図 4 b、及び図 4 c は、器具先端 300 内のスロット 308 に沿ってブレード 306 を移動するために使用される場合がある安全機構 400 を示す概略図である。機構 400 は、ブレード 306 がカバー 310 によって隠れている後退位置に向かって、ブレード 306 が付勢されるように、押圧力がブレード 306 に常に印加されることを確実にしている。安全機構 400 は、器具先端が接続された器具シャフトの遠位端の近くで、器具シャフトの内側に配置されている場合がある。説明の目的のために、器具シャフトは、図 4 a、図 4 b、及び図 4 c では示されていない。

【0070】

図 4 a、図 4 b、及び図 4 c は、マイクロウェーブ E M エネルギーを器具先端に搬送するための、電気外科器具の同軸伝達線 402 を示している。上述のような、器具先端の顎部を開閉するための第 1 の制御ワイヤ 404 及び第 2 の制御ワイヤ 406 も、同様に示されている。第 3 の制御ワイヤ 408 は、ブレード 306 をスロット 308 に沿って前後に移動させるために、器具シャフト内に延びている。第 3 の制御ワイヤ 408 を長手方向に、器具シャフトに沿って移動させることにより、ブレード 306 をスロット 308 に沿って移動させる。安全機構 400 は、らせんバネ 414 によって離間した近位リング 410 と遠位リング 412 とを含んでいる。同軸伝達線 402 は、近位リング 410 及び遠位リング 412、ならびに、らせんバネ 414 を通っている。遠位リング 412 は、近位リング 410 よりも器具先端の近くに位置している。近位リング 410 と遠位リング 412 との両方は、3 つの溝を有している。これら 3 つの溝の内、1 つは第 1 の制御ワイヤ 404 を受領するためのものであり、1 つは第 2 の制御ワイヤ 406 を受領するためのものであり

10

20

30

40

50

、１つは第３の制御ワイヤ４０８を受領するためのものである。図４ｂと図４ｃとは、近位リング４１０と遠位リング４１２とをそれぞれ示す拡大図である。

【００７１】

第１の制御ワイヤ４０４及び第２の制御ワイヤ４０６は、これら第１の制御ワイヤ４０４及び第２の制御ワイヤ４０６が、近位リング４１０に対して固定されている（すなわち、第１の制御ワイヤ４０４及び第２の制御ワイヤ４０６が、近位リングに対してそれらのそれぞれの溝内をスライド可能ではない）ように、近位リング４１０に固定されている。たとえば、第１の制御ワイヤ４０４及び第２の制御ワイヤ４０６は、近位リング４１０に接着されているか、はんだ付けされている場合がある。しかし、第１の制御ワイヤ４０４及び第２の制御ワイヤ４０６は、第１の制御ワイヤ４０４及び第２の制御ワイヤ４０６が、遠位リング４１２に対してそれらの溝内をスライド可能であるように、遠位リング４１２に対しては固定されていない。逆に、第３の制御ワイヤ４０８は、近位リング４１０に対して固定されておらず、それにより、制御ワイヤ４０８が、近位リング４１０に対し、その溝内でスライド可能であるようになっている。しかし、第３の制御ワイヤ４０８は、遠位リング４１２に対して固定されており、それにより、制御ワイヤ４０８が、遠位リングに対し、その溝内でスライド可能ではないようになっている。近位リング４１０及び遠位リング４１２は、同軸伝達線４０２に対して固定されておらず、また、同軸伝達線４０２に対してスライドできる。

10

【００７２】

安全機構４００は、バネ４１４が近位リング４１０と遠位リング４１２とを離間させる付勢力を提供するように、配置されている場合がある。近位方向における近位リング４１０の長手方向の移動は、顎部によって制限されている。顎部が閉じられている場合、近位リング４１０は、シャフトに沿って戻るようにさらに移動することができない。この理由は、近位リング４１０が、第１の制御ワイヤ４０４及び第２の制御ワイヤ４０６に対して固定されているためである。第３の制御ワイヤ４０８に外力が生じていない場合、バネによって判定される近位リング４１０と遠位リング４１２との分離は、近位リング４１０がこの位置にある際に、ブレードが依然としてカバー内に保持されたままであるようになっている場合がある。こうして、ブレードは、遠位リング４１２を近位リング４１０により近付くように移動させるように、バネを圧縮する力を第３の制御ワイヤ４０８に印加することにより、移動され得る。

20

30

【００７３】

同様に、遠位方向における遠位リング４１２の長手方向の移動は、カバーによって制限されている場合がある。このカバーは、ブレードの遠位方向の移動に対する物理的なブロックを提供する。ブレードがカバー内に保持されている場合、遠位リング４１２は、シャフトに沿ってさらに前方には移動することはできない。この理由は、遠位リング４１２が、第３の制御ワイヤ４０８に対して固定されているためである。このシナリオでは、顎部は、近位リング４１０を遠位リング４１２により近付くように移動させるように、バネを圧縮する力を第１の制御ワイヤ４０４及び第２の制御ワイヤ４０６に印加することにより、依然として開かれている場合がある。

【００７４】

40

ブレード及び／または顎部の位置を付勢するための代替的な安全機構が使用される場合があることに留意されたい。たとえば、ブレード３０６の位置を付勢するのみである安全機構のケースでは、近位リング４１０は、同軸伝達線４０２に対して固定されている場合があり、第１の制御ワイヤ４０４及び第２の制御ワイヤ４０６は、近位リング４１０に対してスライド可能である場合がある。遠位リング４１２は、安全機構４００に関して上述したように構成されている場合がある。このため、バネ４１４の圧縮は、ブレード３０６を後退位置に向けて付勢するように、上述したように作用するが、顎部３０２、３０４の位置を付勢するように、第１の制御ワイヤ４０４及び第２の制御ワイヤ４０６に任意の力を加える。

【００７５】

50

本発明の電気外科器具の器具先端は、管の封止に追加される機能を実施するように構成されている場合がある。たとえば、器具先端は、その器具先端の遠位端に取り付けられた、補助的な無線周波数（ＲＦ）解剖要素を有する場合がある。図５は、本発明に係る器具先端５００の実施例を示しており、一对の顎部５０２、５０４と、顎部５０２の遠位端に取り付けられたＲＦ解剖要素５０６とを有している。ＲＦ解剖要素５０６は、セラミックチューブ５０８に取り付けられた作動電極と、セラミックチューブ５０８の近位において、顎部５０２上に形成されているか、顎部５０２と一体である場合があるリターン電極とを備えている、双極構造である。溝は、セラミックチューブ５０８を受領するように、顎部５０２の上側表面上に設けられている。解剖要素５０６は、器具シャフト５１２を通して延び、電気外科器具の近位端に位置するＲＦＥＭエネルギージェネレータからＲＦＥＭエネルギーを搬送するように構成された、ＲＦ伝達ワイヤ５１０に接続されている。たとえば、ＲＦ伝達ワイヤ５１０は、ＰＴＦＥジャケット内に包含された銅ワイヤである場合がある。

10

【００７６】

ＲＦ解剖要素５０６は、良好な、流血のない組織の切除及び組織の解剖のために使用することができる。図５に示す構成では、ＲＦ解剖要素５０６は、顎部５０２の遠位端に突き出る前縁部を示す。この位置は、側部での解剖と前面での解剖との両方を実施することを可能にすることができる。乾燥した場での処置のシナリオ（すなわち、生理食塩水または他の導電性流体がない）では、リターン電極が、ＲＦ解剖要素５０６上にある作動電極のすぐ近くにあることが望ましい。電極のエリアに接している、露出した組織の割合も、ＲＦ解剖要素５０６の前縁部上で最大の電流密度が生じる所望の方式で、電流が発生することを確実にするためには、重要である。

20

【００７７】

ＲＦ解剖要素５０６が、図５では顎部５０２の遠位端に示されているが、ＲＦ解剖要素５０６は、遠位端アセンブリ上の様々な向き及び位置、たとえば、垂直、水平、ある角度で、一方側、及び一方の顎部に、取り付けることができる。

【００７８】

ハンドピースの構造

図６ａは、本発明の実施形態である、電気外科装置の一部として使用される場合があるハンドピース６００を示している。ハンドピース６００は、本体６０２と、作動部６０４とを含んでいる。本体６０２は、中空バレル６０６を含んでいる。中空バレル６０６内には、作動部６０４のシャフト６０８がスライド可能に係合している。本体６０２は、バレル６０６に回転可能に接続されたローテータ６１０をも含んでいる。作動部６０４は、バレル６０６及びローテータ６１０を通して延び、ローテータ６１０の遠位端から突出する内部シャフト６２８に接続されている。内部シャフト６２８は、シャフト６０８とともに長手方向に移動するが、シャフト６０８に対して回転可能である。器具シャフト６１２は、内部シャフト６２８の遠位端から、ハンドピース６００を出る。たとえば、器具シャフト６１２は、その遠位端において器具先端に接続された、上述の器具シャフト２１０である場合がある。器具シャフト６１２は、内部シャフト６２８とともに回転するように接続されている。

30

40

【００７９】

作動部６０４は、本体６０２に対し、そのシャフト６０８に沿って、シャフト６０８のある長さがバレル６０６内に包含された閉じた位置と、シャフト６０８のこの長さがバレル６０６の外側にある開いた位置との、２つの位置間で、長手方向にスライド可能である。図６ａは、作動部６０４が開いた位置にあるハンドピース６００を示している。本体６０２に対する作動部６０４の動きの全体の範囲は、約３５ｍｍである場合がある。本体６０２に対する作動部６０４の動きの長手方向は、内部シャフト６２８の外に通過するように、器具シャフト６１２の長手軸に整列している。シャフト６０８は、作動部６０４が本体６０２に対して回転することを防止するために、バレル６０６の内側で突起（図示せず）と係合する１つまたは複数の溝６１４を含む場合がある。本体６０２は、一对のフィン

50

ガリング 6 1 4、6 1 6 を含んでおり、作動部 6 0 4 は、親指リング 6 1 8 を含んでおり、これらリングは、作動部 6 0 4 を本体 6 0 2 に対して移動する際に、ユーザが把持することを容易にするために使用される場合がある。作動部は、ハンドピース 6 0 0 をジェネレータ（たとえば、ジェネレータ 1 0 2）に接続するインターフェースケーブル（たとえば、インターフェースケーブル 1 0 4）を接続するために、入力コネクタ 6 2 0 をさらに含んでいる。入力コネクタ 6 2 0 は、たとえば、QMA コネクタであるか、ジェネレータと相互作用するための任意の他の適切なコネクタである場合がある。

【0080】

図 6 b は、ハンドピースの内部構造を示すために、特定の部品が示されていない、ハンドピース 6 0 0 の破断図である。特徴が図 6 a を参照してすでに上述されている場合、同一の参照符号が使用されている。

10

【0081】

入力コネクタ 6 2 0 は、作動部 6 0 4 のシャフト 6 0 8 内に包含される回路基板 6 2 2 に電氣的に接続されている。入力コネクタ 6 2 0 は、回路基板 6 2 2 と、実質的に直角を形成しており、それにより、作動部と本体 6 0 2 との間の相対移動の方向に対して実質的に垂直である方向に反って向けられているようになっている。この方式で、入力コネクタ 6 2 0 に接続されているケーブルは、ユーザの通路には入らない場合がある。出力コネクタ 6 2 4 は、回路基板 6 2 2 の縁部において取り付けられている。回路基板 6 2 2 は、入力コネクタ 6 2 0 内への RFEM エネルギーの入力をブロックするように構成された回路を包含し、コネクタ 6 2 0 へのあらゆるマイクロウェーブ EM エネルギーの入力を、出力コネクタ 6 2 4 へ送信する。出力コネクタ 6 2 4 は、同軸伝達線 6 2 6 の嵌合コネクタ 6 2 7 を介して、同軸伝達線 6 2 6 に電氣的に接続されている。同軸伝達線 6 2 6 は、ハンドピース 6 0 0 を通って延び、ハンドピース 6 0 0 の遠位端において、器具シャフト 6 1 2 に入る。同軸伝達線 6 2 6 は、たとえば、上述の同軸線 2 2 6 に対応する場合があります、マイクロウェーブ EM エネルギーを器具先端に搬送する役割を果たす。したがって、回路基板 6 2 2 は、RFEM エネルギーが、意図せずに同軸伝達線 6 2 6 に搬送されることを防止する安全機構を提供する。回路基板 6 2 2 は、以下にさらに詳細に記載される。

20

【0082】

出力コネクタ 6 2 4 と同軸伝達線 6 2 6 との間の電気接続部は、回転可能である。すなわち、この接続部は、同軸伝達線が、その軸周りに、出力コネクタ 6 2 4 に対して回転することを可能にする。回転可能な電気接続部を可能にする適切なコネクタには、QMA コネクタ、マイクロ同軸 (MCX) コネクタ、及び、マイクロミニチュア同軸 (MMCX) コネクタが含まれる。

30

【0083】

図 6 b に示すように、内部シャフト 6 2 8 は、本体 6 0 2 のバレル 6 0 6 とローテータ 6 1 0 との両方を通して延びるとともに、両方に対して長手方向にスライド可能である。内部シャフト 6 2 8 の遠位端は、ローテータ 6 1 0 から突出している。突出部分の長さは、作動部 6 0 4 のシャフト 6 0 8 の位置に依存する。内部シャフト 6 2 8 は、内部シャフト 6 2 8 の外側表面周りの周方向の凹部 6 3 0 により、作動部 6 0 4 のシャフト 6 0 8 に、近位端で接続されている。周方向の凹部 6 3 0 には、シャフト 6 0 8 の内側表面の径方向の突起 6 3 2 が係合する。シャフト 6 0 8 と内部シャフト 6 2 8 との間の接続により、内部シャフト 6 2 8 が、シャフト 6 0 8 に対して長手方向に移動することが防止されるが、内部シャフト 6 2 8 が、その軸周りに、シャフト 6 0 8 に対して回転することを可能にしている。したがって、内部シャフト 6 2 8 は、作動部 6 0 4 を本体 6 0 2 に対して移動することにより、本体 6 0 2 に対して長手方向に前後に移動される場合がある。

40

【0084】

内部シャフト 6 2 8 は、同軸伝達線 6 2 6 のコネクタ 6 2 7 を、コネクタ 6 2 7 が、回路基板 6 2 2 の出力コネクタ 6 2 4 にしっかりと接続されたままであることを確実にする位置に保持するためのキャビティを有する近位部 6 3 1 を含む場合がある。さらに、同軸伝達線 6 2 6 のコネクタ 6 2 7 は、突起 6 3 3 を含む場合がある。突起 6 3 3 は、内部シ

50

シャフト 6 2 8 の近位部 6 3 0 のスロットと係合して、コネクタ 6 2 7 が、内部シャフト 6 2 8 に対して移動することを防止するように構成されている。たとえば、突起 6 3 3 は、コネクタ 6 2 7 の一部であるか、コネクタ 6 2 7 に（たとえば、はんだ付けによって）取り付けられたナットである場合がある。突起 6 2 7 は、内部シャフト 6 2 8 の回転が、コネクタ 6 2 7 を回転させるように、コネクタ 6 2 7 を内部シャフト 6 2 8 に対して回転をロックするようにも構成されている場合がある。

【 0 0 8 5 】

同軸伝達線 6 2 6 は、内部シャフト 6 2 8 を通り、ここで、内部シャフト 6 2 8 の遠位端において、同軸伝達線 6 2 6 が器具シャフト 6 1 2 に入る。器具シャフト 6 1 2 のある長さは、内部シャフト 6 2 8 の遠位部 6 3 4 内に包含されており、ここでは、器具シャフト 6 1 2 は、内部シャフト 6 2 8 に固定されている。この方式で、内部シャフト 6 2 8 の長手方向の動きと回転方向の動きとの両方が、器具シャフト 6 1 2 に伝達される場合がある。たとえば、器具シャフト 6 1 2 は、エポキシ樹脂を使用して、内部シャフト 6 2 8 の遠位部 6 3 4 に接着される場合がある。器具シャフト 6 1 2 と内部シャフト 6 2 8 との間の接着は、エポキシ樹脂を添付する前に、器具シャフト 6 1 2 の表面を粗くすることにより、向上される場合がある。いくつかのケースでは、遠位部 6 3 4 に包含される器具シャフト 6 1 2 の長さは、良好な接着を確実にするために、約 2 2 mm である場合がある。

【 0 0 8 6 】

ローテータ 6 1 0 は、バレル 6 0 6 に接続されており、それにより、ローテータ 6 1 0 が、バレルに対し、ハンドピース 6 0 0 の長手軸周りに回転可能であるようになっている。図示の実施例では、ローテータ 6 1 0 は、バレル 6 0 6 上の、径方向内側に延びる突起 6 4 6 を受領する、周方向の凹状のチャネル 6 4 4 を有する近位部 6 4 2 を有している。

【 0 0 8 7 】

内部シャフト 6 2 8 は、ローテータ 6 1 0 を通るとともに、ローテータ 6 1 0 と係合しており、それにより、内部シャフト 6 2 8 が、その長さに沿ってローテータ 6 1 0 に対してスライド可能であるが、ローテータ 6 1 0 に対して回転可能ではない（すなわち、ローテータ 6 1 0 と内部シャフト 6 2 8 とが、互いに対して回転がロックされている）ようになっている。このことは、回転移動を伝達する任意の種類の内部の係合によって達成され得る。たとえば、内部シャフト 6 2 8 の外側表面と、ローテータ 6 1 0 の内側表面とに形成された、1 つまたは複数の長手方向に向けられた、協同する係合要素（たとえば、溝と歯）が存在する場合がある。係合要素は、ローテータ 6 1 0 がバレル 6 0 6 上で回転されると、それぞれ、互いに係合して、内部シャフト 6 2 8 を回転させる。このことは、次いで、内部シャフト 6 2 8 に固定されている器具シャフト 6 1 2 を回転させ、それにより、器具シャフト 6 1 2 の遠位端において接続された器具先端も回転させられ得るようになっている。しかし、内部シャフト 6 2 8 が、作動部 6 0 4 に回転可能には結合されていないことから、作動部 6 0 4 は、ローテータ 6 1 0 の回転によっては回転されない。バレル 6 0 6 に対するローテータ 6 1 0 の回転軸は、内部シャフト 6 2 8 の長手軸に対して整列している場合があり、それにより、ローテータ 6 1 0 の回転が、内部シャフト 6 2 8 を、その長手軸周りに回転させるようになっている。

【 0 0 8 8 】

メイン制御ワイヤ 6 3 6 のある長さが、内部シャフト 6 2 8 に包含されており、また、器具シャフト 6 1 2 を通ってハンドピースを出る。メイン制御ワイヤ 6 3 6 は、器具シャフト 6 1 2 の遠位端において接続されている、器具先端の顎部を開閉するために使用される場合がある。たとえば、メイン制御ワイヤ 6 3 6 は、上述のメイン制御ワイヤ 2 4 2 に対応している場合がある。メイン制御ワイヤ 6 3 6 の近位端は、ハンドピース 6 0 0 の本体 6 0 2 に対して固定された状態で保持されている。したがって、作動部 6 0 4 に対する本体 6 0 2 の移動が、メイン制御ワイヤ 6 3 6 を、器具シャフト 6 1 2 に沿って長手方向に移動させる場合がある。この理由は、器具シャフト 6 1 2 の長手方向の位置が、（一方の端部で作動部 6 0 4 に接続され、別の端部で器具シャフト 6 1 2 に接続されている内部シャフト 6 2 8 によって）作動部 6 0 4 に対して固定された状態で保持されており、一方

10

20

30

40

50

、メイン制御ワイヤ 636 が、本体 602 とともに、作動部 604 に対して、そしてひいては、器具シャフト 612 に対して移動可能であるためである。

【0089】

このため、ユーザは、メイン制御ワイヤ 636 を、器具シャフト 612 に対して前後に移動させ、また、器具シャフト 612 の遠位端において接続された、器具先端の顎部の開閉を制御するために、本体 602 に対して作動部 604 を移動させる場合がある。

【0090】

メイン制御ワイヤ 636 の近位端を、ハンドピース 600 の本体 602 に対して固定された状態で保持するための、いくつかの可能な方法が存在する。図示の実施例では、ブロック 638 が、メイン制御ワイヤ 636 の近位端に取り付けられている。ブロック 638 は、たとえば、メイン制御ワイヤ 638 の近位端にはんだ付けされたか溶接された金属片である場合がある。ブロック 638 は、ローテータ 610 に強固に接続されたホルダ（図示せず）内にフィットするように構成されている場合があり、それにより、作動部 604 に対する本体 602 の長手方向の移動が、ホルダを介してブロック 638（そしてひいては、メイン制御ワイヤ 636）に伝達されるようになっている。ホルダは、内部シャフト 628 の側壁の開口を通して、ローテータ 610 に接続されている場合がある。

10

【0091】

内部シャフト 628 内のメイン制御ワイヤ 636 の一部は、保護チューブ 640 内に包含されている場合がある。保護チューブは、任意の適切な材料（たとえば、PTFE）で形成されている場合があり、また、ハンドピース 600 が開かれた際に、メイン制御ワイヤ 636 が曲がることを防止する役割を果たす場合がある。代替的には、金属チューブが、メイン制御ワイヤ 636 にはんだ付けされるか溶接されて、同じ効果を達成する場合がある。

20

【0092】

作動部 604 と本体 602 との間の相対的な線形移動により、器具シャフト 612 に対するメイン制御ワイヤ 636 の線形移動が直接制御される。このことは、ユーザが、器具シャフト 612 の遠位端において、器具先端の顎部の開閉を正確に制御することを可能にする場合がある。さらに、ハンドピース 600 の構成により、ユーザが、片手でハンドピース 600 を快適に保持し、また、（片手の指をフィンガリング 614、616、618 に配置することにより）片手で顎部の開閉を制御することを可能にする。ユーザは、器具先端を回転させるために、他方の手で、ローテータ 610 を同時に回転させる場合もある。入力コネクタ 620 の向きは、入力コネクタ 620 に接続された任意のケーブルが、ユーザのハンドピース 600 の操作を妨げないことを確実にする場合がある。この方式で、ユーザは、ケーブルに順応するために、ハンドピース 600 を不便な位置で保持することが強要されない。不便な位置での保持は、ユーザの手首にストレスを生じる場合がある。

30

【0093】

RF ブロック回路基板

図 7a は、本発明の実施形態である電気外科器具のハンドピース内に包含されている場合がある、回路基板 700 の上側表面の上面図の概略図を示している。たとえば、回路基板 700 は、ハンドピース 600 に関して上述した回路基板 622 に対応する場合がある。図 7b は、回路基板 700 の下側表面の斜視図を示しており、一方、図 7c は、回路基板 700 の上側表面の斜視図を示している。

40

【0094】

回路基板 700 は、その下側表面に取り付けられた入力コネクタ 702 と、回路基板 700 の縁部の近くに取り付けられた出力コネクタ 704 とを含んでいる。回路基板 700 は、その上側表面に RF ブロック回路を包含している。この RF ブロック回路は、入力コネクタ 702 から出力コネクタ 704 に、マイクロウェーブ EM エネルギーを伝達するように構成されており、一方、あらゆる RF EM エネルギーが、入力コネクタ 702 から出力コネクタ 704 に伝達されることをブロックする。

【0095】

50

図 7 a に示すように、回路基板 700 上の RF ブロック回路は、メインストリップライン 706 を含んでいる。入力コネクタ 704 の内側（アクティブな）導電体は、接続ポイント 708 において、メインストリップライン 706 に電氣的に接続されている。回路基板 700 を通る穴が、入力コネクタ 704 の内側導電体を、メインストリップライン 706 に電氣的に接続できるように、設けられている場合がある。メインストリップライン 706 は、遠位端において、出力コネクタ 704 の内側導電体 710 に接続されている。メインストリップライン 706 には破断部があり、メインストリップライン 706 を、第 1 の部分 712 と第 2 の部分 714 とに分割している。メインストリップライン 706 の第 1 の部分 712 と第 2 の部分 714 とは、RF ブロックコンデンサ 716 によって接続されている。この RF ブロックコンデンサ 716 は、RF EM エネルギーが、メインストリップライン 706 に沿って、出力コネクタ 704 に伝達されることをブロックする。たとえば、RF ブロックコンデンサ 716 は、約 3.3 pF の静電容量を有する場合がある。

【0096】

回路基板 700 の上側表面と下側表面とは、各々が、それぞれ接地平面 718 と接地平面 720 とを含んでいる。接地平面 718 と 720 とは、たとえば、それぞれ上側表面と下側表面とのほとんどをカバーする金属層である場合がある。メインストリップライン 706 は、メインストリップライン 706 を囲む絶縁バリア 722 によって接地平面 718 から絶縁されている。下側表面上の接地平面 720 は、入力コネクタ 702 の外側シェルに電氣的に接続されている。出力コネクタ 704 は、出力コネクタ 704 の外側シェルが、接地平面 718 と 720 との両方に電氣的に接続されているように、回路基板 700 上に取り付けられている。入力コネクタ 702 の外側シェルは、ジェネレータ（たとえば、インターフェースケーブル 104 を介するジェネレータ 102）の接地に接続されるように構成されている場合がある。この方式で、接地平面 718、720、及び、出力コネクタ 704 の外側シェルが、入力コネクタ 702 に接続されたジェネレータを通して接地されている場合がある。

【0097】

上側表面の RF ブロック回路は、RF ブロックコンデンサ 716 の前にメインストリップライン 706 から分枝したスタブ 724 をさらに含んでいる場合がある。マイクロウェーブ短絡コンデンサ 726 は、メインストリップライン 706 から、（使用されるマイクロウェーブ EM エネルギーの波長に関して）約 4 分の 1 波長離れて、スタブ 724 上に位置している場合がある。マイクロウェーブ短絡コンデンサ 726 は、スタブ 724 と接地平面 718 との間に接続されており、また、マイクロウェーブ EM エネルギーのための、接地への短絡として作用する。この方式で、スタブは、メインストリップライン 706 におけるマイクロウェーブ開回路のように見られる。マイクロウェーブ短絡コンデンサ 726 は、RF ブロックコンデンサ 716 と同様の静電容量を有する場合がある。マイクロウェーブ短絡コンデンサ 726 の後には、スタブ 724 と接地平面 718 との間に接続された負荷抵抗器 728 が存在する。RF ブロック回路に供給される任意の RF EM エネルギーは、負荷抵抗器 728 に通さなければならず、この負荷抵抗器 728 では、RF EM エネルギーが、RF ブロックコンデンサ 716 により、メインストリップライン 706 に沿って通過することがブロックされることから、この RF EM エネルギーが消散させられる場合がある。負荷抵抗器 728 の抵抗は、RF EM エネルギーが RF ブロック回路に誤って供給された場合に、この抵抗が、回路基板 700 に接続されたジェネレータに、エラー信号を生成させるように、選択される場合がある。負荷抵抗器 728 は、たとえば、約 9.1 オームの抵抗を有する場合がある。

【0098】

RF ブロックコンデンサ 716 及びマイクロウェーブ短絡コンデンサ 726 の静電容量値は、これら値が、マイクロウェーブの周波数（たとえば、5.8 GHz）において、合理的に低いインピーダンスを生成し、また、RF 周波数（たとえば、400 kHz）において、合理的に高いインピーダンスを生成するように、選択される場合がある。換言すると、コンデンサ 716 及び 726 は、マイクロウェーブ周波数においては、短絡に近く、

10

20

30

40

50

R F 周波数においては、開回路に近いように、見られるものとする。R F ブロック回路は、このため、出力 7 0 4 へのマイクロウェーブエネルギーの良好なマッチを提供する場合がある。回路基板 7 0 0 は、任意の適切な回路基板材料で形成されている場合がある。たとえば、回路基板は、R o g e r s C o r p o r a t i o n からの R O 3 0 0 6 ラミネートで形成されている場合がある。この材料は、約 6 の誘電率を有し、回路基板 7 0 0 の設計を小型化することを可能にする。

【 0 0 9 9 】

回路基板 7 0 0 は、迷放射線によって生じる干渉を低減するために、メインストリップライン 7 0 6 及びスタブ 7 2 4 に沿って配置された一連のバイア 7 3 0 をさらに含む場合がある。バイア 7 3 0 は、回路基板の貫通穴である場合がある。迷放射線をさらに低減するために、（たとえば、金属で形成された）シールドエンクロージャが、回路基板 7 0 0 の上側表面上に配置されている場合がある。回路基板 7 0 0 は、シールドエンクロージャ内に完全に包含されている場合もある。回路基板 7 0 0 がハンドピース（たとえば、ハンドピース 6 0 0 ）内に包含されている場合、回路基板 7 0 0 がハンドピース内に取り付けられた際に、回路基板 7 0 0 が部分的または全体的に、金属コーティングによって囲まれるように、ハンドピースの内側表面に金属コーティングを添付することにより、回路基板 7 0 0 をシールドすることが可能である場合がある。

【 0 1 0 0 】

回路基板 7 0 0 は、R F E M エネルギーが誤って電気外科器具内に供給されることがないことを確実にするための、追加の安全機構としての役割を果たす。回路基板 7 0 0 は、望ましくない R F E M エネルギーが、患者に損傷を生じ得る場合、R F E M エネルギーが、ジェネレータから器具先端に伝達されることを防止する。回路基板が、電気外科器具のハンドピースに直接組み込まれていることから、ユーザが、電気外科器具を誤用している状況（たとえば、ユーザが、間違ったジェネレータをハンドピースに接続した場合）でさえも、このことは有効である。回路基板 7 0 0 が、実施例としてのみ示されており、代替的構成を有する回路基板も、同じ効果を達成するために使用される場合があることに留意されたい。

【 0 1 0 1 】

図 8 A は、上で説明されたタイプの電気外科鉗子器具で 사용할 ことができる、エネルギー搬送構造 8 0 0 の一実施例の概略側面図であり、ここでは、両方の顎部 8 0 2 が、間にグリッパされた組織内にエネルギーを送るように配置されている。各顎部は、同軸ケーブル 8 0 8 から、上述の方式で遠位のブラケット（図示せず）を通して延びることができる、それぞれのフレキシブル電極ストリップ 8 0 4 を介して、エネルギーを受領する。

【 0 1 0 2 】

この実施例では、フレキシブル電極ストリップ 8 0 4 は、ストリップラインタイプの伝達線構造を使用して、長手方向にエネルギーを搬送する。この構造の断面が、図 8 A に差し込まれた拡大図に示されている。ストリップラインは、中心導電体層 8 2 2 を備えた、柔軟で平らな構造を有している。この中心導電体層 8 2 2 は、その両側の一对の接地平面層 8 1 8、8 2 6 から、一对のフレキシブル誘電体層 8 2 0、8 2 4 によって分離されている。接地平面層は、それぞれの誘電（絶縁）カバー層 8 1 6、8 2 8 により、そのもっとも外側の表面（すなわち、中心導電体層 8 2 2 から外側に向いた表面）がカバーされている。

【 0 1 0 3 】

各フレキシブル電極ストリップ 8 0 4 の近位端は、コネクタ 8 0 6 において、同軸ケーブル 8 0 8 の遠位端に接続されている。コネクタ 8 0 6 は、フレキシブル電極ストリップ 8 0 4 と同軸ケーブル 8 0 8 との間の重なっている領域を覆って配置された、スリーブまたはチューブである場合がある。同軸ケーブル 8 0 8 は、誘電材料 8 1 1 によって外側導電体 8 1 2 から分離されている内側導電体 8 1 0 を備えている。

【 0 1 0 4 】

内側導電体 8 1 0 及び誘電材料 8 1 1 は、外側導電体 8 1 2 の遠位端を越えて突出して

10

20

30

40

50

いる。内側導電体 8 1 0 は、導電コンタクトブロック 8 1 4 に電氣的に接続されている。導電コンタクトブロック 8 1 4 は、次いで、各フレキシブル電極ストリップ 8 0 4 内の中心導電体 8 2 2 の露出部分に電氣的に接続されている。中心導電体は、第 1 のカバー層 8 1 6、下側の接地平面層 8 1 8、及び、第 1 のフレキシブル誘電体層 8 2 0 のセクションを、導電コンタクトブロック 8 1 4 と接触する領域において、切除するか、エッチングするか、別様に除去することにより、露出される場合がある。

【 0 1 0 5 】

その間に、たとえば上側接地層 8 2 6 の遠位部を露出させ、この遠位部を外側導電体 8 1 2 と、たとえばコネクタ 8 0 6 の内側表面上の導電体層を介して電氣的に接触させることにより、外側導電体 8 1 2 が、接地平面層の 1 つに電氣的に接続される。接地平面層 8 1 8、8 2 6 は、中心導電体が存在しないストリップラインの側部領域において、フレキシブル誘電体層 8 2 0、8 2 4 を通して延びる、導電材料で充填された、1 つまたは複数のバリア（図示せず）により、互いに対して電氣的に接続されている場合がある。たとえば、中心導電体層 8 2 2 の幅は、ストリップラインの長さに沿って、接地平面層 8 2 0、8 2 4 の幅より小である場合がある。このことは、接地平面層 8 2 0、8 2 4 が、中心導電体層上で、その一方側か両側で側縁部を越えて幅方向に延びていることを意味する。バリアは、この側部ゾーンでは、接地平面層 8 2 0 と 8 2 4 との間に形成されている場合がある。

10

【 0 1 0 6 】

ストリップラインの遠位端においては、中心導電体層 8 2 2、及び、接地平面層の一方または両方が、上述の電極を形成するように、露出されている場合がある。

20

【 0 1 0 7 】

電極ストリップのストリップラインを使用することにより、上述のマイクロストリップの配置よりも絶縁されたエネルギー搬送構造が提供される。ストリップラインにより、エネルギーは、信号が外側表面に発せられないように、2 つの接地平面層 8 2 0、8 2 4 間にほとんど完全に包含される。この配置の利点は、器具の遠位端周りの生理食塩水または他の導電流体の存在が、エネルギーの搬送に不利に影響しないことである。この利点は、図 8 B に示すグラフによって証明されている。図 8 B のグラフでは、線 8 3 0 が、生理食塩水が存在する中での反射減衰量が、組織内の反射減衰量を示す線 8 3 2 に非常に類似していることを示している。このことは、各シナリオの電力吸収のブレイクダウンによってさらに

30

【 0 1 0 8 】

【表 1】

モデル	組織内で吸収される電力	生理食塩水内で吸収される電力
生理食塩水が存在しない	66.0%	—
生理食塩水が存在する	61.8%	0.56%

表 1：生理食塩水が存在する場合と存在しない場合における電力の吸収

40

【 0 1 0 9 】

図 9 A 及び図 9 B は、図 8 A のエネルギー搬送構造で使用するのに適切である例示的電極ストリップ 9 0 0 の上面図及び底面図である。電極ストリップ 9 0 0 は、遠位端及び近位端が整形された、細長い平らなストリップライン 9 0 4 を備えている。この遠位端と近位端とでは、ストリップライン 9 0 4 が、それぞれの顎部と同軸ケーブルとに、それぞれ接続されている。

【 0 1 1 0 】

図 9 C は、ストリップライン 9 0 4 を通る、拡大断面図である。伝達線構造自体は、一対の柔軟なラミネートされた誘電体基板 9 1 5、9 1 6 で形成されている。ラミネートされた誘電体基板の各々は、フレキシブル誘電体（たとえば、ポリイミド）層を備えている

50

。フレキシブル誘電体層は、導電材料、たとえば銅が、その一方または両方の表面上にラミネートされている。ラミネートされた導電材料には、エッチングなどにより、基板上で所望の形状が与えられ得る。

【0111】

この実施例では、上側ラミネート基板 915 が、第 1 の誘電体層 918 と、上側接地平面層 916 とを備えている。下側ラミネート基板 919 は、第 2 の誘電体層 922 と、中心導電体層 920 と、下側接地平面層 924 とを備えている。上側ラミネート基板 915 と下側ラミネート基板とは、中心導電体層 920 が、第 1 の誘電体層 918 と第 2 の誘電体層 922 との間に挟まれるように、たとえば（非導電性）接着剤 928 を使用して、ともに取り付けられている。中心導電体層 920 は、ストリップラインに関し、上側接地平面層 916 及び下側接地平面層 924 よりも小さい幅を有している。上側ラミネート基板 915 は、一方側がラミネートされている場合があるか、導電体表面の 1 つを完全にエッチングすることにより、両側のラミネートで形成されている場合がある。

10

【0112】

伝達線は、ポリイミドなどの柔軟な絶縁材料で形成された、一対の外側カバー層 914 と 926 との間に挟まれている。カバー層 914、926 は、ストリップラインの隣接する表面に接着されている場合がある。図 9C には示されていないが、上側接地平面層 916 と下側接地平面層 924 とは、中心導電体層 920 から、幅方向に離間した領域において、電極ストリップの近位端及び遠位端に形成された一連のバイア 930 によって電氣的に接続されている。バイアは、上側接地平面層 916 と下側接地平面層 924 との間で、第 1 の誘電体層 918 及び第 2 の誘電体層 922 を通って延び、電気接続を形成するために導電材料を保持している。

20

【0113】

電極ストリップの近位端は、導電体層が同軸ケーブルに接続されることを可能にするように適合されている。（図 9A に示す）電極ストリップ 900 の頂部表面では、上側カバー層 914 が、上側接地平面層 916 の一部 906 を露出させるように、除去されている。この一部 906 は、次いで、たとえば図 8A に関して上述した方式と同様の方式で、同軸ケーブルの外側導電体に電氣的に接続される。（図 9B に示す）電極ストリップ 900 の底部表面では、下側カバー層 926、下側接地平面層 924、及び第 2 の誘電体層 922 が、中心導電体層 920 の一部 908 を露出させるように、除去されている。この一部 908 は、次いで、たとえば図 8A に関して上述した方式と同様の方式で、同軸ケーブルの内側導電体に電氣的に接続される。実際には、チャンネル 910 が、同軸ケーブルの遠位端から突出した内側導電体のある長さを受領するために、上述した 3 つの層から除去される。中心導電体層 920 は、この交差部におけるエネルギーの損失を低減するか最小化するために、電極ストリップ 900 の近位端には延びていない。

30

【0114】

電極ストリップ 900 の遠位端は、それぞれの顎部において、エネルギー搬送電極を提供するように適合されている。（図 9A に示す）電極ストリップ 900 の頂部表面では、上側カバー層 914 が、上側接地平面層 916 の一部 902 を露出させるように、遠位端の前に終端している。この一部 906 は、次いで、そのそれぞれの顎部に電氣的に接続される。（図 9B に示す）電極ストリップ 900 の底部表面では、下側カバー層 926、下側接地平面層 924、及び第 2 の誘電体層 922 が、中心導電体層 920 の一部 912 を露出させるように、遠位端の前に終端する。この一部 912 から、エネルギーが搬送される。露出部分は、放射される場の形状を制御するために、第 1 の誘電体層 918 の縁部から後退している。

40

【図面】

【図 1】

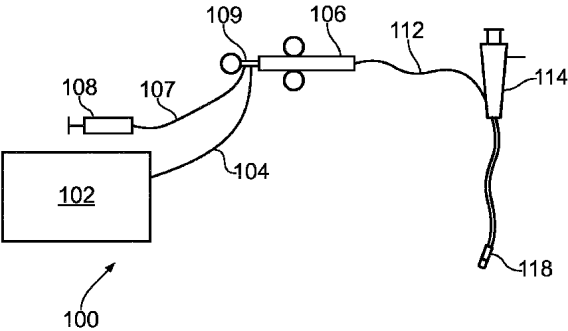


FIG. 1

【図 2 a】

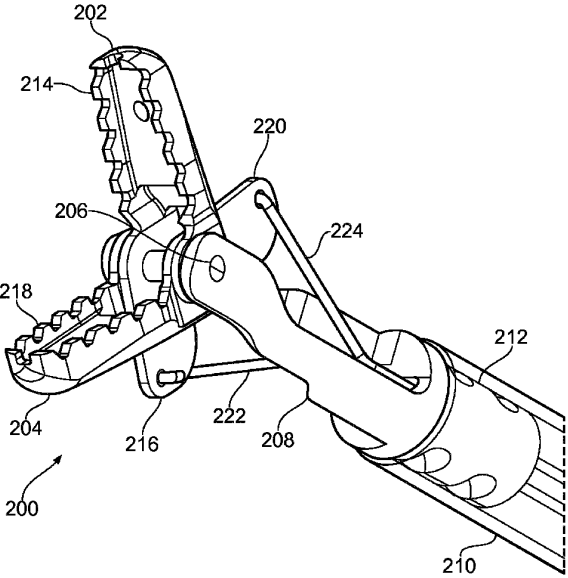


FIG. 2a

【図 2 b】

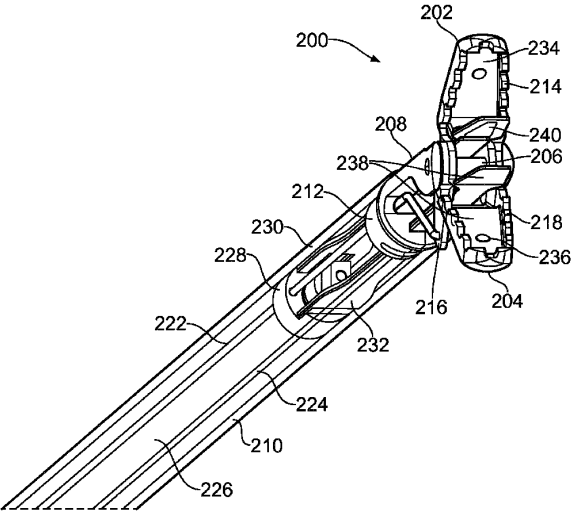


FIG. 2b

【図 2 c】

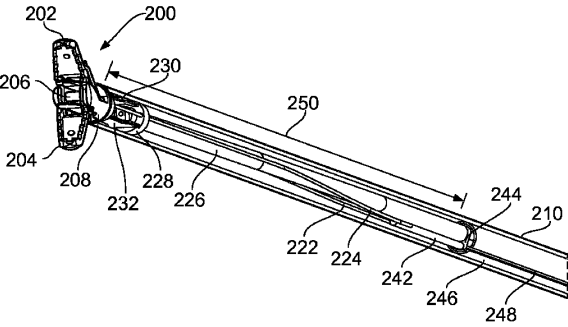


FIG. 2c

10

20

30

40

50

【図 3 a】

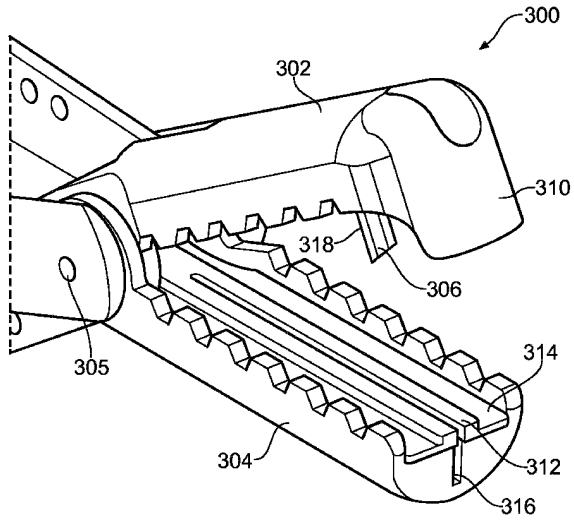


FIG. 3a

【図 3 b】

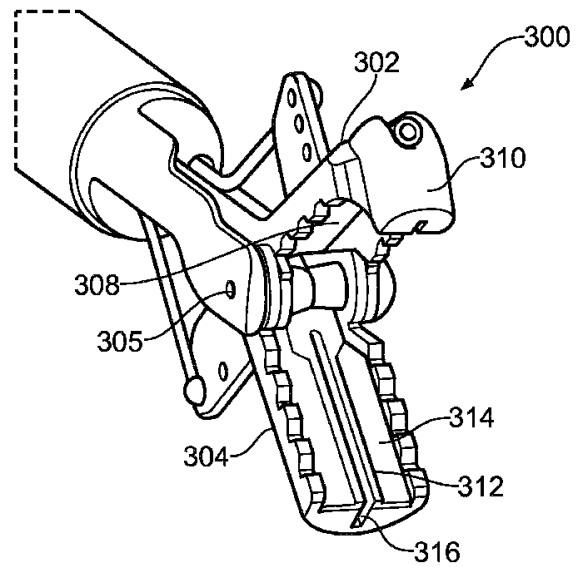


FIG. 3b

【図 3 c】

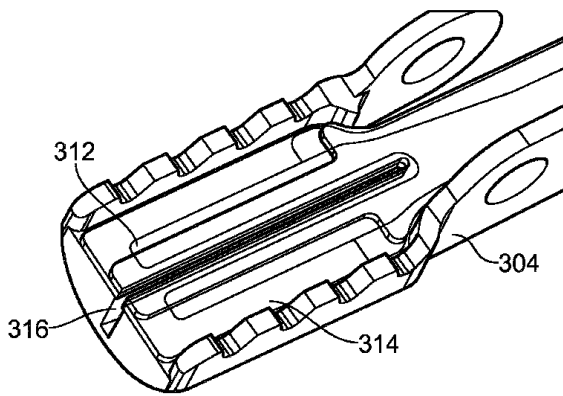


FIG. 3c

【図 4 a】

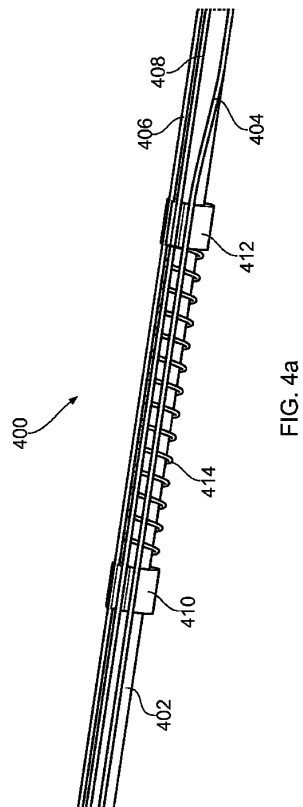


FIG. 4a

10

20

30

40

50

【図 4 b】

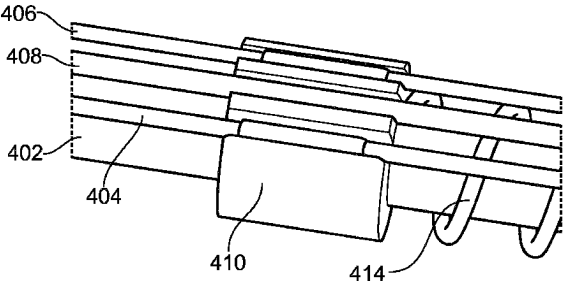


FIG. 4b

【図 4 c】

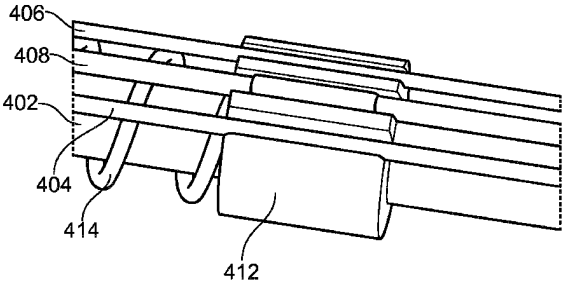


FIG. 4c

10

【図 5】

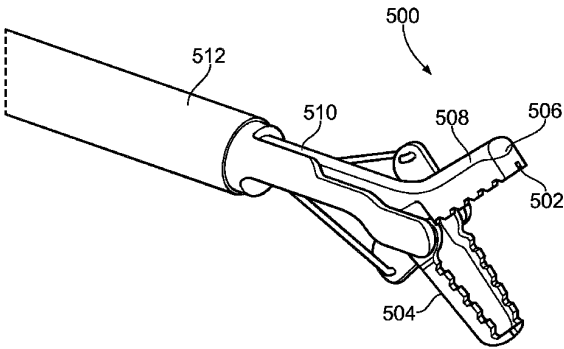


FIG. 5

【図 6 a】

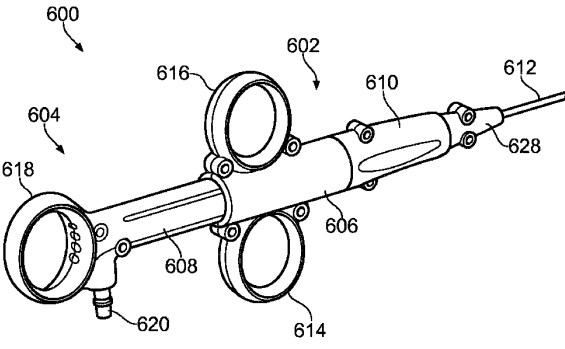


FIG. 6a

20

【図 7 a】

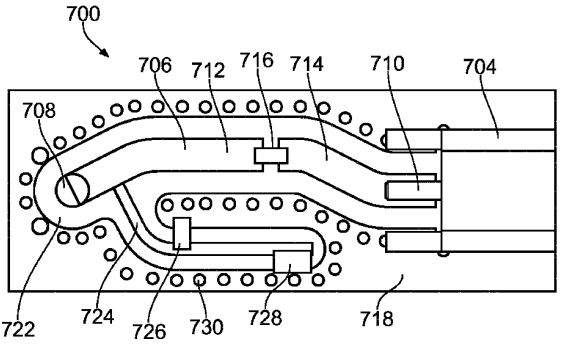


FIG. 7a

【図 7 b】

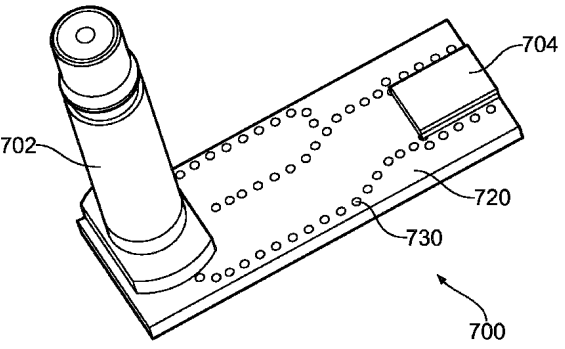


FIG. 7b

30

40

50

【図 7 c】

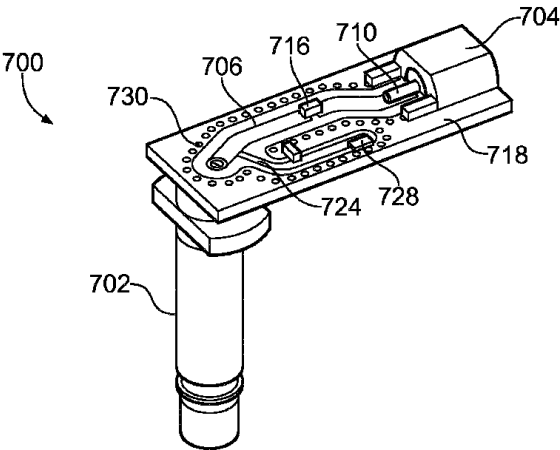


FIG. 7c

【図 8 A】

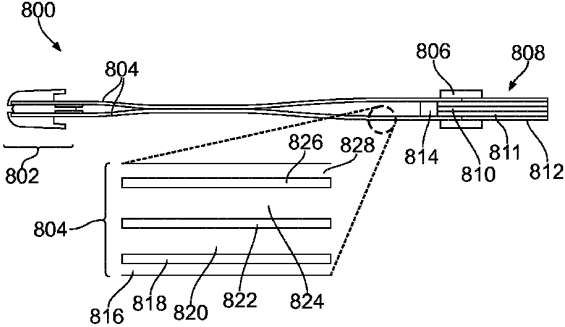
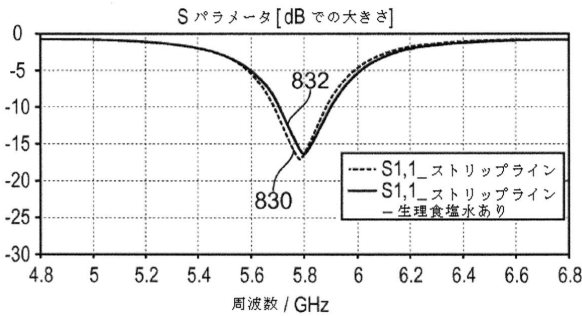


FIG. 8A

【図 8 B】



【図 9 A】

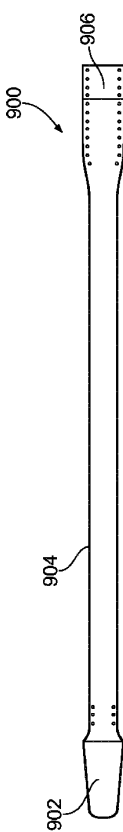


FIG. 9A

10

20

30

40

50

【 図 9 B 】

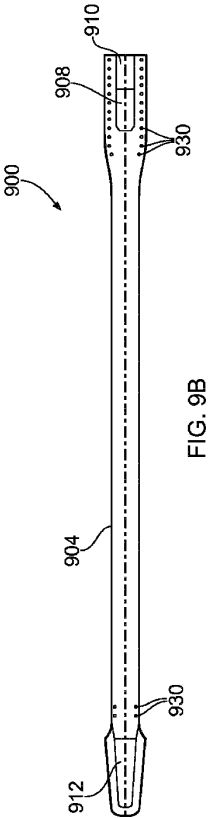


FIG. 9B

【 図 9 C 】

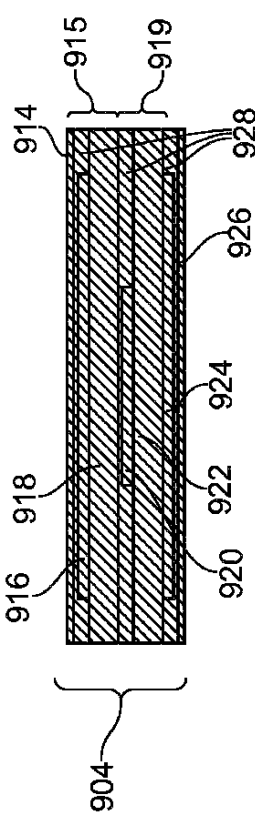


FIG. 9C

【 図 6 b 】

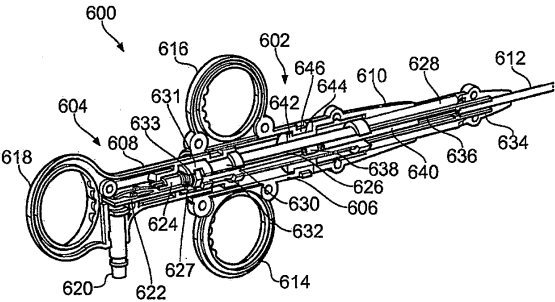


FIG. 6b

10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (72)発明者 ウルリヒ, ジョージ・クリスチャン
イギリス、エル・エル・５７４・ディ・ビィ グウィネズ、バンガー、カーナーフォン・ロード、
ペン・ワイ・ボンク、２、ユー・ダブリュ・デザインズ・リミテッド内
- (72)発明者 ウェッブ, デイビッド・エドワード
イギリス、エル・エル・５７４・ディ・ビィ グウィネズ、バンガー、カーナーフォン・ロード、
ペン・ワイ・ボンク、２、ユー・ダブリュ・デザインズ・リミテッド内
- (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、クレオ・メディカ
ル・リミテッド内
- (72)発明者 メドウクロフト, サイモン
イギリス、エヌ・ピー・１６５・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、クレオ・メディカ
ル・リミテッド内
- (72)発明者 ジョンソン, ジェシ
アメリカ合衆国、９４０８７ カリフォルニア州、サニーベール、ケッタ・アベニュー、７１５、ユ
ニット・エイ
- (72)発明者 タイミスト, ミリアム
アメリカ合衆国、９５１２１ カリフォルニア州、サン・ノゼ、ビルボ・ドライブ、３０６５
- 審査官 羽月 竜治
- (56)参考文献 特表２０１４－５１１１９１（ＪＰ，Ａ）
米国特許出願公開第２０１４／０３５８１４０（ＵＳ，Ａ１）
米国特許出願公開第２００５／０１３７５８５（ＵＳ，Ａ１）
特開２０１２－１２５３３９（ＪＰ，Ａ）
国際公開第２０１６／０６３３７６（ＷＯ，Ａ１）
国際公開第２０１７／０５５５９５（ＷＯ，Ａ２）
国際公開第２０１０／１３４２７３（ＷＯ，Ａ１）
特開２００７－１９５９８２（ＪＰ，Ａ）
- (58)調査した分野 (Int.Cl., ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ