(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第6628797号
(P6628797)
(45)発行日　令和2年1月15日(2020.1.15)　(24)登録日　令和1年12月13日(2019.12.13)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 18/14 (2006.01)　A61B 18/14

請求項の数 21　(全 18 頁)

(21)出願番号　特願2017-520453(P2017-520453)
(86)(22)出願日　平成27年10月16日(2015.10.16)
(65)公表番号　特表2017-531511(P2017-531511A)
(43)公表日　平成29年10月26日(2017.10.26)
(86)国際出願番号　PCT/EP2015/074001
(87)国際公開番号　WO2016/059209
(87)国際公開日　平成28年4月21日(2016.4.21)
審査請求日　平成30年9月14日(2018.9.14)
(31)優先権主張番号　1418474.1
(32)優先日　平成26年10月17日(2014.10.17)
(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・ピィ・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
特許業務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、ビィ・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、ネピア・ロード、３７
最終頁に続く

(54)【発明の名称】ＲＦ及び／またはマイクロ波エネルギー移送構造、及びそれに組み込まれた侵襲的電気外科用スコープ装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
最内絶縁層（１４２）と、
前記最内絶縁層上に形成された内側導電層（１４０）と、
前記内側導電層と同軸に形成された外側導電層（１３６）と、
前記内側導電層と前記外側導電層とを隔てる誘電層（１３８）と、を有する同軸層状構造を含む侵襲的電気外科用のエネルギー移送構造であって、
前記内側導電層、前記外側導電層及び前記誘電層は、高周波（ＲＦ）及び／またはマイクロ波エネルギーを移送する伝送路を形成し、
前記同軸層状構造が、侵襲的外科用スコープ装置の可撓性挿入チューブ（１０４）内に挿入可能であり、
前記最内絶縁層が中空であり、前記侵襲的外科用スコープ装置用の器具チャネル（１３０）を形成し、
前記エネルギー移送構造が、
前記内側導電層に電気的に接続され、前記最内絶縁層を通って前記器具チャネル内に延びる第１の端子（１６０）と、
前記外側導電層に電気的に接続され、前記誘電層及び前記最内絶縁層を通って前記器具チャネル内に延びる第２の端子（１６２）と
を含むことを特徴とする前記エネルギー移送構造。
【請求項２】

前記器具チャネルが、１ｍｍ～５ｍｍの直径を有する、請求項１に記載のエネルギー移送構造。

【請求項３】

前記第１の端子が、前記第２の端子から近位に配置されている、請求項１に記載のエネルギー移送構造。

【請求項４】

電気外科装置であって、

請求項１～３のいずれかに記載のエネルギー移送構造、及び

前記エネルギー移送構造の前記器具チャネル内に据え付けられた電気外科用器具（１１２）であって、

前記第１の端子（１６０）に電気的に接続可能な第１の接点（１５６）と、

前記第２の端子（１６２）に電気的に接続された第２の接点（１５８）と、

前記ＲＦ及び／またはマイクロ波エネルギーを生体組織に送達するために、前記第１の接点及び前記第２の接点に電気的に接続される遠位のバイポーラ伝送構造と

を含む前記電気外科用器具を含む前記電気外科装置。

【請求項５】

前記遠位のバイポーラ伝送構造は、前記第１の接点に電気的に接続された第１の導電性要素（１６６）と、前記第１の接点に電気的に接続された第２の導電性要素（１６８）とを含む、請求項４に記載の電気外科用装置。

【請求項６】

前記第１の接点及び前記第２の接点が、前記バイポーラ伝送構造の近位に配置された接続カラー（１５２）に形成される、請求項５に記載の電気外科用装置。

【請求項７】

制御ワイヤ（１７８）及び／または流体供給物を前記電気外科用器具に移送するためのカテーテル（１１０）を含み、前記カテーテルが前記器具チャネル内に摺動可能に据え付けられる、請求項４～６のいずれか１項に記載の電気外科用装置。

【請求項８】

前記電気外科用器具に制御ワイヤ及び／または流体供給物を移送するためのカテーテルを含み、前記カテーテルが前記器具チャネル内に摺動可能に取り付けられ、前記接続カラーが、前記カテーテルの外面に据え付けられている、請求項６に記載の電気外科用装置。

【請求項９】

前記接続カラーが、前記器具チャネルの遠位端の突起（１７０）に当接する肩部を含む、請求項６に記載の電気外科用装置。

【請求項１０】

前記電気外科用器具の遠位端において、前記接続カラーから前記バイポーラ伝送構造に向かって軸方向に延びる延長スリーブ（１５４）を含む、請求項６に記載の電気外科用装置。

【請求項１１】

前記延長スリーブは、管状の誘電体材料を含み、前記第１の接点と第１の導電性要素との間、及び前記第２の接点と第２の導電性要素との間の電気的接続を提供する導電性構造を保持する、請求項１０に記載の電気外科用装置。

【請求項１２】

前記電気外科用器具と前記エネルギー移送構造との間の相互接続の幾何学的形状は、前記電気外科用器具と前記エネルギー移送構造との間のインピーダンス整合を、前記エネルギー移送構造によって移送されるマイクロ波エネルギーの周波数で作り出すように構成される、請求項４～１１のいずれか１項に記載の電気外科用装置。

【請求項１３】

前記エネルギー移送構造が、ＲＦエネルギーのみを移送するように構成され、前記誘電層が、ポリイミドから形成される、請求項４～１１のいずれか１項に記載の電気外科用装置。

【請求項１４】
前記エネルギー移送構造が、ＲＦを送るバイポーラ伝送路の第１の極を形成する追加の導体を備え、前記内側導電層及び前記外側導電層が、前記ＲＦを送るバイポーラ伝送路の第２の極を形成する、請求項４から１１のいずれか１項に記載の電気外科用装置。
【請求項１５】
前記追加の導体が、前記器具チャネル内に保持された導電性ワイヤである、請求項１４に記載の電気外科用装置。
【請求項１６】
侵襲的電気外科スコープ装置であって、
貫通して形成された長手方向ボアを有する可撓性挿入チューブと、
前記長手方向ボアに挿入された請求項４～１５のいずれか１項に記載の電気外科用装置と、を含む前記侵襲的電気外科スコープ装置。
【請求項１７】
前記可撓性挿入チューブが、遠位端にストップフランジを含み、前記ストップフランジが、前記器具チャネルへの入口に張り出した突起を有する、請求項１６に記載の侵襲的電気外科用スコープ装置。
【請求項１８】
前記可撓性挿入チューブが、前記器具チャネルへの入口の上に据え付けられた弾性シール（１７２）を含む、請求項１６または１７に記載の侵襲的電気外科スコープ装置。
【請求項１９】
本体（１０２）を含み、そこから延びる可撓性挿入チューブ（１０４）を有する侵襲的外科用スコープ装置（１００）であって、前記可撓性挿入チューブは、
貫通して形成された長手方向ボアと、
前記長手方向ボアの壁のエネルギー移送構造であって、
最内絶縁層（１４２）と、
前記最内絶縁層上に形成された内側導電層（１４０）と、
前記内側導電層と同軸に形成された外側導電層（１３６）と、
前記内側導電層と前記外側導電層とを隔てる誘電層（１３８）と
を有する同軸層状構造を含み、
前記内側導電層、前記外側導電層及び前記誘電層は、高周波（ＲＦ）及び／またはマイクロ波エネルギーを移送する伝送路を形成し、
前記最内絶縁層が中空であり、前記侵襲的外科用スコープ装置用の器具チャネル（１３０）を形成する前記エネルギー移送構造
を含む前記侵襲的外科用スコープ装置。
【請求項２０】
前記エネルギー移送構造が、前記長手方向ボアの前記壁に一体的に形成されている、請求項１９に記載の侵襲的外科スコープ装置。
【請求項２１】
前記外側導電層、及び前記誘電層の第１の部分は、前記長手方向ボアの前記壁に一体的に形成され、前記最内絶縁層、前記内側導電層、及び前記誘電層の第２の部分は、前記長手方向ボアに取外し可能に据え付けることができるライナを形成する請求項１９に記載の侵襲的外科用スコープ装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、高周波（ＲＦ）及び／またはマイクロ波エネルギーを電気外科用発生器から電気外科用器具に送るためのエネルギー移送構造（例えば、導波管またはケーブル）に関する。特に、本発明は、例えば内視鏡、腹腔鏡などの器具チャネルを介して導入される、侵襲処置において使用される電気外科用器具に関する。例えば、本発明は、自然開口部越経管腔的内視鏡手術（ＮＯＴＥＳ）で、特定の用途を見出すことができる。

【背景技術】
【０００２】
電気外科用器具は、生体組織の切断や血液凝固などの目的で、高周波及び／またはマイクロ波周波数エネルギーを生体組織に送達するために使用される器具である。高周波及び／またはマイクロ波周波数エネルギーは、典型的には、ケーブルを使用して電気外科用器具に供給される。この目的のために使用される通例のケーブルは、中実またはマルチワイヤの円筒状内部導体と、内側導体の周りにある誘電体材料の管状層と、誘電体材料の周囲にある管状外部導体とを含む同軸伝送路構造を有する。
【０００３】
多くの電気外科用器具を操作する場合、電気外科用器具に、液体または気体の供給物、液体（複数）または気体（複数）、あるいは電気外科用器具の部分（複数可）を操作（例えば、開閉、回転、または伸長／収縮）するためのガイドワイヤまたはプルワイヤなどの追加の供給物または構成要素（例えば制御手段）を設ける必要があることが一般的である。
【０００４】
これらの追加の供給物または構成要素を電気外科用器具に設けるために、通例のケーブルと共に、通例のケーブルに隣接する追加用チューブといった追加の構造が提供されてきた。例えば、通例のケーブルの横に電気外科用器具用のプルワイヤを収容する追加用チューブを設け、通例のケーブルとプルワイヤを収容するチューブとを、単一の保護ジャケット／ケーシング内に収容することが知られている。
【０００５】
典型的には、スコープ装置（例えば、内視鏡または腹腔鏡）の器具チャネルの直径は、３ｍｍ未満、例えば２．８ｍｍである。可撓性を維持しつつ電力損失を許容可能な（すなわち安全な）レベルに制限しながら、十分な電力と、上述した追加の供給物または構成要素との両方を、器具チャネル内に嵌まるように十分コンパクトに提供することは、現在の課題である。
ＷＯ　００／３５３６３は　中空同軸構造を含むＲＦアブレーション用のカテーテルシステムを開示している。
ＵＳ　６，２３０、０６０は、中空同軸構造体を含んだバルーンカテーテルシステムを開示している。
ＵＳ　２００３／００８８２４２は、マイクロ波アンテナアセンブリを開示している。

【発明の概要】
【課題を解決するための手段】
【０００６】
極めて全般的に、本発明は、外科用スコープ装置（例えば、内視鏡、腹腔鏡など）の挿入チューブ内に電気外科用器具のエネルギー移送構造を組み込むことを提案する。挿入チューブは、侵襲処置中に患者の体内に導入される可撓性コンジットである。典型的には、これは、器具チャネルと、（挿入チューブの遠位端で処置部位を照射及び／または処置部位の画像をキャプチャするよう光を透過させるための）光チャネルとを含む。器具チャネルは、侵襲的外科用器具を収容するのにふさわしい直径を有することができる。直径は、通例の外科用スコープ装置で見られるのと同じ、例えば１ｍｍ以上、好ましくは１．４ｍｍ以上、好ましくは２．８ｍｍ以上、好ましくは３．２ｍｍ以上であってもよい。直径は、好ましくは５ｍｍ以下、例えば１～５ｍｍの範囲、または１．４～５ｍｍ、または２．８～５ｍｍ、または３．２ｍｍ～５ｍｍである。
【０００７】
したがって、本発明は、器具チャネルを通って電気外科用器具へと至る任意の制御ラインまたは供給ラインと独立して、挿入チューブを介して電気外科用器具にエネルギーを移送することができる。そのため、本発明は、電気外科用器具と共に用いる追加の供給物（例えば流体供給物）または構成要素（例えば制御ワイヤ）が利用できるスペースを増加さ

せることができる。さらに、本発明は、そのような追加の供給物または構成要素が、移送されるエネルギーに及ぼす影響を、低減または排除することができる。

【０００８】

本発明は、挿入チューブ自体の壁内の器具チャネルの周りに、または器具チャネルのためのライナ（例えば、取り外し可能なカバー）として、またはその２つの組み合わせとして、エネルギー移送構造を提供することができる。

【０００９】

本発明は、エネルギー移送構造を器具チャネルの外側に設けることによって、より直径の長い導電性（例えば、同軸）の構造を使用することが可能になる。これらの構造は、通例のより直径の短いケーブルと比べて損失が少ない可能性があり、それによって、ひいてはより多くの電力を電気外科用器具に安全に送達することが可能になり得る。

【００１０】

本発明の一態様によると、侵襲的電気外科用のエネルギー移送構造が提供され、最内絶縁層と、最内絶縁層上に形成された内側導電層と、内側導電層と同軸に形成された外側導電層と、内側導電層と外側導電層とを隔てる誘電層とを有する同軸層状構造を含むエネルギー移送構造であって、内側導電層、外側導電層及び誘電層は、高周波（ＲＦ）及び／またはマイクロ波エネルギーを移送する伝送路を形成し、同軸層状構造が、侵襲的外科用スコープ装置（例えば内視鏡、腹腔鏡など）の可撓性挿入チューブ内に挿入可能であり、最内絶縁層が中空であり、侵襲的外科用スコープ装置用の器具チャネルを形成するエネルギー移送構造が提供されている。

【００１１】

最内絶縁層に形成された器具チャネルの直径は、好ましくは３ｍｍ以下、例えば２．８ｍｍである。

【００１２】

エネルギー移送構造は、内側導電層に電気的に接続され、最内絶縁層を通って器具チャネル内に延びる第１の端子と、外側導電層に電気的に接続され、誘電層及び最内絶縁層を通って器具チャネル内に延びる第２の端子とを、例えばその遠位端に含むことができる。第１の端子と第２の端子は、器具チャネルに挿入可能な電気外科用器具に形成された接点に対応した電気的接続を形成する（例えば、物理的に係合する）ように構成することができる。第１の端子は内側導電層の遠位端に、第２の端子は外側導電層の遠位端に、各々形成し得る。外側導電層は、内側導電層よりも遠位方向に、さらに長手方向に延在してもよく、それによって、第１の端子は、第２の端子から近位に配置される。

【００１３】

本明細書では、「内側」という用語は、器具チャネルの中心（例えば、軸）に対して半径方向でより近くにあることを意味する。「外側」という用語は、器具チャネルの中心（軸）から半径方向でより遠くにあることを意味する。

【００１４】

本明細書では、「導電」という用語は、文脈上別段に指示されない限り、電気を伝えることを意味するために使用される。

【００１５】

本明細書では、「近位」という用語は、処置部位からより遠くにあるエネルギー移送構造の端部を示し、「遠位」という用語は、処置部位のより近くにあるエネルギー移送構造の端部を示す。したがって、使用時には、近位端は、ＲＦ及び／またはマイクロ波エネルギーを供給するための発生器により近く、対して遠位端は処置部位、すなわち患者により近い。

【００１６】

電気外科用器具は、手術中に使用され、ＲＦまたはマイクロ波エネルギーを利用する任意の器具またはツールであってよい。本明細書では、高周波（ＲＦ）は、１０ｋＨｚ～３００ＭＨｚの範囲内の安定した固定周波数を意味し、マイクロ波エネルギーは、３００ＭＨｚ～１００ＧＨｚの範囲内の安定した固定周波数を有する電磁エネルギーを意味し得る

。ＲＦエネルギーは、エネルギーが神経刺激を引き起こさないように十分に高い周波数を有し、かつエネルギーが組織の老化、または不必要な熱的マージンまたは組織構造への損傷を引き起こさないように十分に低い周波数を有するべきである。ＲＦエネルギーの好ましいスポット周波数は、１００ｋＨｚ、２５０ｋＨｚ、４００ｋＨｚ、５００ｋＨｚ、１ＭＨｚ、５ＭＨｚのうちの任意の１つ以上を含む。マイクロ波エネルギーの好ましいスポット周波数には、９１５ＭＨｚ、２．４５ＧＨｚ、５．８ＧＨｚ、１４．５ＧＨｚ、２４ＧＨｚが含まれる。

【００１７】

最内絶縁層によって形成される器具チャネルは、通例の器具チャネルとして機能することができ、例えば、その遠位端に電気外科用器具を移送するカテーテルを受け入れる。カテーテルは、気体または液体供給物、またはプルワイヤなどの制御手段といった、電気外科用器具を使用するのに必要な他の構成要素を送るための中空のチューブであってもよく、カテーテルの内部を通して供給することができる。本発明は、器具チャネルの壁にエネルギー移送構造を設けることにより、これらの構成要素のために利用できる空間を最大にすることができる。

【００１８】

同軸層状構造は、外科用スコープ装置の可撓性挿入チューブ内に収容可能なライナを形成することができる。一実施形態で、外側導電層及び誘電層の一部は、可撓性挿入チューブの長手方向ボアの内面に直接（例えば、永続的に）形成することがある。この場合、ライナは、最内層、内側導電層、及び誘電層の別の部分を含む同軸構造を含むことができる。ライナは、中に形成された誘電層の部分にぴったりと嵌まるように、長手方向ボアに挿入可能にし得る。熱の作用を利用してライナを収縮及び拡張させ、エアギャップのないぴったりとした嵌め合いを作り出すことができる。

【００１９】

上で論じたライナは、単一使用または複数使用が可能である。部分的には可撓性挿入チューブに、部分的にはライナとして、エネルギー移送構造を形成する利点は、特に、両方の導電層が組み立て中に覆われる（保護される）場合に、製造及び組み立てを容易にするということである。

【００２０】

本発明の別の態様で、エネルギー移送構造は、可撓性挿入チューブの一体部分、すなわち外科スコープ装置の永続的な構成要素として製造することがある。

【００２１】

可撓性挿入チューブは、遠位端にストップフランジを含むことができ、ストップフランジは、電気外科用器具が遠位端から押し出され得る程度を制限するために、器具チャネルの入口を覆う突出部を有する。また、可撓性挿入チューブは、器具チャネルへの入口の上に据え付けられる弾性シールを有してもよい。弾性シールは、電気外科用器具が器具チャネルから出られるようにするが、処置部位から器具チャネル内に戻る物質の進入を防ぐように変形可能である環状の膜を含むことができる。

【００２２】

電気外科用器具は、遠位端に第１の導電性要素と第２の導電性要素を含むことができ、これらは処置部位でＲＦ及び／またはマイクロ波エネルギーを生体組織に送達するためのバイポーラ伝送構造の場合に一緒になる。上述したように、ＲＦ及び／またはマイクロ波エネルギーをバイポーラ伝送構造に移送するために、エネルギー移送構造を電気外科用器具に接続することが望ましい場合がある。この接続を達成するために、電気外科用器具は、第１の端子に接続するための第１の接点と、第２の端子に接続するための第２の接点とを有する接続カラーを含むことができる。第１の接点は第１の導電性要素に、そして第２の接点は第２の導電性要素に、各々電気的に接続し得る。

【００２３】

電気外科用器具は、器具チャネルを通って供給されるカテーテルを介して、器具チャネルの遠位端に導入できる。接続カラーは、カテーテルに据え付けられてもよく、カテーテ

ルの直径よりも長い直径を有する円筒状の本体を備えていてもよい。第１の接点と第１の端子との間、及び第２の接点と第２の端子との間の確りとした係合を確実にするために、円筒状の本体の外面は、エネルギー移送構造の最内層の近位にある（例えば接触している）ようにすることができる。第１の端子及び第２の端子は、最内層からわずかに内側に突出していてもよい。接続カラーは、カラーを定位置に確りと位置付けるために、ストップフランジに当接する肩部を含むことができる。

【００２４】

電気外科用器具は、電気外科用器具の遠位端で、バイポーラ伝送構造に向かって接続カラーから軸方向に離れて延びている延長スリーブを含むことができる。したがって、使用時に、延長スリーブは、器具チャネルの端部から突出し得る。延長スリーブは、管状の誘電体材料を含むことができ、第１の接点と第１の導電性要素との間、及び第２の接点と第２の導電性要素との間の電気的接続をそれぞれ提供する導電性構造（例えば、導電性ロッドなど）を保持することができる。導電性構造は、短い長さの通例の同軸ケーブルを含むことができる。

【００２５】

電気外科用器具がエネルギー移送構造からマイクロ波エネルギーを受け取るように構成されている場合、電気外科用器具は、エネルギー移送構造のインピーダンスを、マイクロ波エネルギーの周波数の電気外科用器具のインピーダンスと整合させるように構成することが望ましい場合がある。これは、例えばマイクロ波場のシミュレーション、実験的測定などに基づいて、第１及び第２の端子の幾何学的形状（例えば、サイズ及び／または形状）、接続カラー、及び延長スリーブの導電性構造とバイポーラ伝送構造との間の接続を選択することによって達成することができる。インピーダンス整合をもたらすことで、エネルギー移送経路の異なる幾何学的形状間の遷移点における電力反射が低減または排除され、したがって、電力をより効率的に電気外科用器具に送達することが可能になり得る。延長スリーブの導電性構造は、マイクロ波エネルギーの半波長の整数倍の電気長を有し、それを任意のインピーダンス整合する幾何学的形状において効果的に不可視にすることができるようにする。

【００２６】

電気外科用器具がエネルギー移送構造からＲＦエネルギーを受け取るように構成されている場合、内側導電層と外側導電層との間に電圧破壊が発生するのを防止することが望ましい場合がある。これは、誘電層として高い破壊閾値を有する材料（例えば、Ｋａｐｔｏｎ（登録商標）ポリイミドテープ）を使用することによって達成し得る。あるいは、電気外科用器具がエネルギー移送構造からＲＦエネルギーとマイクロ波エネルギーの両方を受け取るように構成されている場合、マイクロ波エネルギーの伝播を支持するのに適した低損失の誘電体材料が、ＲＦエネルギーを送る導体を安全に絶縁するのに十分高い破壊閾値を持たない場合があるため、ＲＦエネルギー及びマイクロ波エネルギーのための別個の経路を作り出すことが望ましい場合がある。したがって、エネルギー移送構造は、ＲＦを送るバイポーラ伝送路の第１の極を形成する追加の導体を含むことができ、内側導電層と外側導電層は、ＲＦを送るバイポーラ伝送路の第２の極を形成する。例えば、追加の導体は、器具チャネル内に保持された導電性ワイヤであってもよい。この構成では、最内絶縁層は、要求される破壊特性を有する材料（例えば、ポリイミド）で形成することができる。ＲＦエネルギーを送るために追加の導体が設けられている場合、エネルギー移送構造の内側導電層と外側導電層は、その近位端で電気的に接続（短絡）されていてもよい。

【００２７】

器具チャネル内に配置された追加の導体は、この目的のために特に使用される導電性のロッドまたはチューブであってもよい。あるいは、器具チャネルを通る追加の構成要素は、追加の導電体として機能することができる。例えば、液体または気体を電気外科用器具に供給するために使用されるチューブ、ガイドワイヤまたはプルワイヤのためのハウジングは、導電性材料で形成されるか、または導電性材料でコーティングし、追加の導体として作用し得る。次いで、内側導電層と外側導電層に入力されるマイクロ波周波数信号とは

別個に、外側導電層（または内側導電層）及び追加の導体を使用して、ケーブルに高周波信号を入力するために発生器を使用することができる。電気外科用器具は、追加の導体に電気的に接続するための専用の接点またはポートを含むことができる。

【００２８】

このような構成では、より高い電圧の高周波信号が、内側導電層及び外側導電層に沿って戻るのを防止するため、及び／またはマイクロ波信号が追加の導体に沿って戻るのを防止するために、エネルギー移送構造の遠位端にダイプレクサなどの構成を設ける必要がある場合がある。

【００２９】

誘電層は、中実管状の誘電体材料、または多孔構造を有する管状の誘電体材料を含むことができる。中実管状の誘電体材料であることは、誘電体材料が実質的に均質であることを意味し得る。多孔構造を有することは、誘電体材料が実質的に不均一であり、相当の数または量のエアポケットまたは空隙を有することを意味し得る。例えば、多孔構造は、ハニカム構造、メッシュ構造、または発泡構造を意味し得る。誘電体材料は、ＰＴＦＥまたは別の低損失のマイクロ波誘電体を含むことができる。誘電体材料は、少なくとも０．２ｍｍ、好ましくは少なくとも０．３ｍｍ、より好ましくは少なくとも０．４ｍｍ、例えば０．３～０．６ｍｍの間の壁の厚さを有するチューブを含むことができる。

【００３０】

内側導電層及び／または外側導電層は、管状の材料の内側または外側の金属コーティングと、管状の材料の内側または外側に配置された金属の中実管、または管状の材料に埋め込まれた編組導電材料の層を含み得る。内側導電層及び／または外側導電層は、銀のコーティングを含むことができる。内側導電層及び／または外側導電層は、約０．０１ｍｍの厚さを有することができる。

【００３１】

突出部の代わりに、第１の端子と第２の端子の一方または両方は、例えば最内絶縁層に形成されている凹部を含んでもよい。例えば、ケーブルの端面に形成され、電気外科用器具の端面の対応する導電性の突起を受け入れるための接続カラー（上述）。

【００３２】

１つの構成では、エネルギー移送構造は、複数の層、例えば中空の内側管状層（最内層）と、中空の内側管状層（内側導電層）の外面の導電性材料の層と、導電性材料の外面の管状の誘電体材料誘電層と、管状の誘電体材料の外面の導電性材料の層（外側導電層）として製造することができる。構造は、これらの層の一部またはすべての間にエアギャップを含んでも、含まなくてもよい。エアギャップを避ける利点は、ケーブルにおける損失が最低限に抑えられることである。１つの例では、この構造は、先行する（内側の）層の上に順次後続の各層を覆うことによって、製造することができる。あるいは、この構造は、第１の部分として１つ以上の層を、第２の部分として１つ以上の層を形成し、次いで他方の内側に一部分を摺動させることによって、作ることができる。中空の内側管状層は、好ましくはポリイミドを含むが、ＰＴＦＥまたは他の適切な絶縁材料であってもよい。中空の内側管状層は、０．１ｍｍの厚さを有することができる。

【００３３】

侵襲的外科スコープ装置の器具チャネルの壁の内側にエネルギー移送構造を設けることにより、本発明は、電気外科用器具と非電気外科用器具の両方を実現することができる。言い換えれば、侵襲的外科スコープ装置は、従来型の（非電気外科的）様式で動作可能であり得る。

【００３４】

本発明の例は、添付の図面を参照して以下に詳細に説明される。

【図面の簡単な説明】

【００３５】

【図１】本発明によるエネルギー移送構造を使用することができる、侵襲処置のための電気外科システムの概略図である。

【図２】本発明の実施形態である内視鏡の挿入チューブの断面図である。
【図３Ａ】器具チャネル内に電気外科用器具を備える、本発明の実施形態である内視鏡の遠位先端部の断面図である。
【図３Ｂ】図３Ａに示す電気外科用器具のみの断面図である。
【図３Ｃ】図３Ａに示す内視鏡の遠位先端部のみの断面図である。
【図４Ａ】本発明の実施形態である、内視鏡用のエネルギー移送ライナを示す概略図である。
【図４Ｂ】本発明の実施形態である、内視鏡用の別のエネルギー移送ライナを示す概略図である。
【図５】内部に同軸エネルギー移送構造が一体的に形成された、内視鏡挿入チューブの概略的な断面図である。
【図６】同軸エネルギー移送構造に沿う１ｍ当たりの損失が、同軸の内側導体と外側導体とを隔てる誘電壁の厚さによっていかに異なるかを示すグラフである。
【図７】中空の同軸エネルギー移送構造内の使用可能領域が、様々な値の１ｍ当たりの損失に対する外径の関数で、いかに多様であるかを示すグラフである。
【図８Ａ】各々が、内視鏡の器具チャネル内に据え付けるのに適した、本発明による３つのエネルギー移送ライナの幾何学的形状の概略的な断面図を示す。
【図８Ｂ】各々が、内視鏡の器具チャネル内に据え付けるのに適した、本発明による３つのエネルギー移送ライナの幾何学的形状の概略的な断面図を示す。
【図８Ｃ】各々が、内視鏡の器具チャネル内に据え付けるのに適した、本発明による３つのエネルギー移送ライナの幾何学的形状の概略的な断面図を示す。
【発明を実施するための形態】
【００３６】
図１は、本発明を使用することができる侵襲的電気外科システム１００の概略図である。システム１００は、本体１０２と、処置部位にアクセスするよう体内へ挿入するのに適した本体１０２から延びる可撓性挿入チューブ１０４とを有する内視鏡を備える。挿入チューブ１０４は、様々なチャネルを、例えば器具チャネルと観察チャネルを収容する。観察チャネルは、処置部位の画像を観察ポート１０６に送達するのに適した光学機器を保持することができる。器具チャネル１０４は、高周波（ＲＦ）及び／またはマイクロ波エネルギーを移送する手段を含むことができる。電気外科用発生器１１８は、ＲＦ及び／またはマイクロ波エネルギーを本体１０２に送り、器具チャネル内のエネルギー移送手段に電気的に接続されるケーブル１２０を介して、本体１０２に接続される。この電気的接続は、発生器から出る同軸ケーブルとエネルギー移送構造の伝送路との間の「Ｔ字」接続によって提供し得る。好ましくは、「Ｔ字」接合部と発生器の器具ポートとの間にフィルタまたはチョークがあり、器具ポートへのマイクロ波の漏れを防止する。これは、「Ｔ字」接合部が高いリターンロスを有するようにするために、「Ｔ字」接合部からのマイクロ波周波数で半波長で配置されなければならない、すなわち発生器にマイクロ波エネルギーの相当の部分を反射して返さない。ＲＦエネルギーを伝送する場合、エネルギー移送構造内の伝送路の近位端は、ＲＦ電圧を短絡させないように開回路である。また、これがＲＦ電圧に対して壊れる、または操作者を高いＲＦ電圧に曝さないように、絶縁され保護される。
【００３７】
本体１０２は、電気外科用器具を器具チャネル内に収容するための器具ポート１０８を含む。電気外科用器具は可撓性カテーテル１１０を備え、これは可撓性挿入チューブ１０４内のエネルギー移送手段からＲＦ及び／またはマイクロ波エネルギーを受け取るように構成された器具先端１１２を遠位端に有する。器具先端１１２は、例えば、切断や凝固などの処置を助けるために、受け取ったＲＦ及び／またはマイクロ波エネルギーを生体組織に送達するためのエネルギー送達部分を含む。
【００３８】
カテーテル１１０は、近位端で、カテーテル（したがって器具先端１１２も）を器具チャネルに対して回転させるように作用する回転子１１４に接続される。カテーテル１１０

は、１つ以上の制御ワイヤを含むことができ、例えばプル／プッシュロッドなどを含む。制御ワイヤはカテーテルの近位端から出て、スライダ１１６に係合することができる。これは、制御ワイヤを伸長及び収縮させて器具先端で作用するよう作動する。

【００３９】

この実施形態では、カテーテル１１０は、流体送達機構１２４（例えば、手動または自動で操作することができるシリンジまたはポンプ）に接続された可撓性流体供給管１２２を収容するようにさらに構成される。可撓性流体供給管１２２は、例えば、可撓性挿入チューブ１０４の器具チャネルを通って、例えばカテーテル１１０内またはカテーテル１１０の横に延在することができる。器具先端１１２は、流体送達口（図示せず）、例えば格納式ニードルを含み得、可撓性流体供給管１２２と流体連通する。流体送達口は、流体（例えば生理食塩水）を処置部位に送達するように動作可能であり得、例えば領域を洗い流すか洗浄する、または組織に注入し、例えばポリープの処置の予備段階として、固着したポリープをふくらませる。

【００４０】

流体供給管１２２は、カテーテル１１０の近位端の密封された接合部で終端することができる。この構成では、カテーテル１１０自体が、近位端と器具先端１１２との間に流体のための流体用流路を設けることができる。この構成で、器具先端は、カテーテル１１０の遠位端に、密封された接合部を提供することができ、流体送達口は、カテーテル１１０の内部と流体連通する近位の入口（操作者が開閉できる）を含むことができ、処置部位へ至る流体用流路を形成する。

【００４１】

本発明によれば、可撓性挿入チューブ１０４内、例えば器具チャネルの壁にエネルギー移送構造があり、ＲＦ及び／またはマイクロ波エネルギーを器具先端１１２に送る。この構成には２つの利点がある。第１に、カテーテル１１０がケーブルまたは他のエネルギー移送手段を保持する必要がないことを意味する。その結果、制御ワイヤ、流体等を器具先端１１２に送るための空間がより多くなり、さらに制御ワイヤが存在することにより、流体はＲＦ及び／またはマイクロ波エネルギーに影響を及ぼさない。第２に、この構成は、エネルギー移送構造がカテーテル内に収まる場合に必要とされる、大き目のサイズを有することを可能にする。その結果、エネルギー移送構造は、通例の電気外科システムよりも損失を小さくでき、ひいてはより多くの電力を器具先端１１２に安全に送達することが可能になる。

【００４２】

図２は、図１に示された可撓性挿入チューブ１０４の短い部分の概略的な断面図である。図面のいくつかの機構の尺度は、明確にするために誇張されている。可撓性挿入チューブ１０４は、弾性で変形可能な円筒状部材１２６から形成され、この可撓性挿入チューブ１０４は、貫通して形成された少なくとも２つの長手方向の通路を有する。第１の通路は、光ファイババンドルが通過して光を送達し、及び／またはキャプチャされた画像を戻すことができる観察チャネル１２８を形成する。第２の通路は、上述のカテーテル１１０が通る器具チャネル１３０を形成する。器具チャネル１３０は、３ｍｍ以下、例えば２．８ｍｍの直径１３２を有していてもよい。

【００４３】

通例のスコープ装置では、弾性の変形可能な円筒状部材１２６によって器具チャネルの内面が形成されていた。しかし、本発明によれば、可撓性挿入チューブ１０４は、器具チャネル１３０の周りに壁１３４を含み、この壁１３４は、エネルギー移送構造、この例では同軸エネルギー移送構造として作用する複数の層で形成される。

【００４４】

壁１３４は、外側導電層１３６、誘電層１３８、内側導電層１４０、及び絶縁最内層１４２を含み、外側導電層１３６は、例えば銀または銀メッキされた銅から形成され、誘電層１３８（例えば、ＰＴＦＥまたは他の適切な可撓性低損失材料から形成される）は、外側導電層１３６の内面と接触し、内側導電層１４０は、例えば銀または銀メッキされた銅

から形成され、誘電層１３８の内面と接触し、絶縁最内層１４２は、例えばポリイミドまたはＰＥＥＫから形成され、内側導電層１４０の内面と接触する。

【００４５】

外側導電層１３６と内側導電層１４０は、それらが移送するマイクロ波エネルギーの浸透厚さよりも厚いが、依然として挿入チューブ１０４が撓むのに十分なほど薄い厚さを有する。例えば、外側導電層１３６及び内側導電層１４０は、箔または編組材料から形成することができる。

【００４６】

外側導電層１３６、内側導電層１４０、及びそれらを互いに隔てる誘電層１３８は、ＲＦ及び／またはマイクロ波エネルギーを移送するのに適した同軸構造を形成する。いくつかの実施形態では、エネルギー伝送構造は、ＲＦエネルギーを移送するためだけで使用してもよい。そのような構成では、外側導電層１３６と内側導電層１４０との間の電圧破壊を防止することが望ましい。このようなＲＦのみの例では、誘電層１３８は、好ましくは、高い破壊強度を有する誘電体で形成することができる。例えば、サブミリの厚さの範囲内にある１１８ｋＶｍｍ$^{-1}$の破壊強度としてＫａｐｔｏｎ（登録商標）ポリイミドフィルムを使用することができる。

【００４７】

マイクロ波エネルギーが送達される場合、誘電層１３８はマイクロ波エネルギーの周波数で低損失を示すことが望ましい。例えば、５．８ＧＨｚでは、ＰＴＦＥが適切な低損失の誘電体である。

【００４８】

図３Ａは、図２に示す可撓性挿入チューブ１０４の遠位端の概略図である。今は、カテーテル１１０及び器具先端１１２が器具チャネル１３０に挿入された状態である。

【００４９】

図３Ｂに単独で示されている器具先端１１２は、カテーテル１１０の遠位端に取り付けられた接続カラー１５２と、接続カラー１５２から遠位に延びる延長スリーブ１５４と、延長スリーブ１５４の遠位端に接続された切除器具とを含む。切除器具は、上面１４６及び下面１４８に導電性コーティング（図示せず）を有した硬質誘電体の部分１４４、及び下面１４８の下に形成された平滑なテーパ誘電体１５０から形成される。

【００５０】

接続カラー１５２は、外面が、器具チャネル１３０（すなわち壁１３４の内面）を画定する表面と物理的に接触するように、器具チャネルにぴったりと嵌まるように選択された直径を有する短い剛性の円筒状部分を含む。接続カラー１５２は、カテーテル１１０よりも長い直径を有することができる。

【００５１】

一対の接点１５６、１５８が接続カラー１５２の外面に形成されている。接点１５６、１５８は、外面の全部または一部の周りに延びることができる。この実施形態では、後方（すなわち近位）の接点１５６が器具チャネル１３０の壁１３４にあるエネルギー移送構造の内側導電層１４０に電気的に接続するように構成され、前方（すなわち遠位）の環状の接点１５８が、器具チャネル１３０の壁１３４内にあるエネルギー移送構造の外側導電層１３６に電気的に接続するように構成される。

【００５２】

これらの電気的接続を達成するために、壁１３４は、図３Ｃに示すように、器具チャネル１３０の遠位端において、最内層１４２を突出する一対の長手方向に離間した端子１６０、１６２を有する。端子１６０、１６２は、器具チャネル１３０の内面の全部または一部にわたり延びることができる。この実施形態では、後方（すなわち、近位）の端子１６０は、内側導電層１４０の遠位端から最内層１４２を通って延び、前方（すなわち、遠位）の端子１６２は、外側導電層１３６の遠位端から誘電層１３８と最内層１４２の両方を通って延びる。

【００５３】

外側導電層１３６は、内側導電層１４０の遠位端を越えて長手方向に延在する。したがって、内側導電層１４０は、後方の端子１６０で終端する。すなわち、内側導電層１４０の遠位端を越えて前方の端子１６２の前に配置される間隙１６４（例えば、エアギャップまたは他の絶縁材料）がある。

【００５４】

導電性ロッド１６６が、後方の接点１５６から延長スリーブ１５４を通って延びて、硬質誘電体の部分１４４の上面１４６の導電性コーティングに対し電気的接続をもたらす。したがって、上面１４６は、器具チャネル１３０の壁１３４内にあるエネルギー移送構造の内側導電層１４０に電気的に接続されている。同様に、導電性ロッド１６８が前方の接点１５８から延長スリーブ１５４を通って延びて、硬質誘電体の部分１４４の下面１４８の導電性コーティング用の電気的接続をもたらす。したがって、下面１４８は、器具チャネル１３０の壁１３４にあるエネルギー移送構造の外側導電層１３６に電気的に接続されている。

【００５５】

延長スリーブ１５４は、導電性ロッド１６６、１６８の保護と電気的な絶縁双方用の誘電体材料の剛性の管であってもよい。延長スリーブ１５４の長さは、器具が器具チャネル１３０の遠位端から有用な距離を突出することを可能にするよう選択し得る。延長スリーブ１５４は、延長スリーブ１５４が移送するマイクロ波エネルギーの半波長に対応する電気長を有することができる。導電性ロッド１６６、１６８は、誘電体、例えば接着剤、プラスチックまたは他の何らかの絶縁材によって別個に封入され（例えば、コーティングされる、そうでなければ覆われる）、特に両者が密接している場所での破壊を防ぐ。

【００５６】

接続カラー１５２の遠位端は、器具チャネル１３０の遠位端に形成されたストップフランジ１７０に当接することができる。したがって、器具先端１１２は、接点１５６、１５８と端子１６０、１６２との間の電気的接続によって、例えばカテーテル１１０に押す力を維持することにより定位置に固定できる。この実施形態では、接続カラー１５２は、電気的接続及び物理的停止という２重の機能を果たすが、これらの機能を別々の機構によって実行することが可能であり、その場合、接続カラー１５２は、器具チャネル１３０のさらに後方に位置してもよく、延長スリーブ１５４はもっと長くてもよい。

【００５７】

材料が処置部位から器具チャネル内へと後方に外れるのを防止するために、器具チャネル１３０の入口の上にシール１７２を形成することができる。シール１７２は、器具を押すことができるが、器具を取り外すときに流体の堅固な覆いを形成するように閉じることができる、弾性フラップを備えることができる（図３Ｃに示されるように）。

【００５８】

カテーテル１１０は、制御ラインまたは流体供給部１７８を器具に移送するための中空のチューブであってもよい。この実施形態では、流体ラインが、まさに器具の遠位端まで、例えば処置部位に生理食塩水を送達するように延びる。

【００５９】

実際には、可撓性挿入チューブ１０４とは別個に壁１３４を形成することが望ましい場合がある。例えば、別個の組み立て工程で可撓性挿入チューブ１０４に導入することができる、単数または複数で使用する挿入可能なライナとしての場合がある。

【００６０】

図４Ａは、そのようなライナ１７４が可撓性挿入チューブ１０４に挿入される第１の例を示す概略的な断面図である。この例では、ライナ１７４は、上述の壁１３４と同じ構造を有する。特に、ライナ１７４を通る内部チャネルは、器具チャネルの必要な寸法（例えば、２．８ｍｍの直径）を有する。ライナは、最内層１４２を押出し、その外面を導電性材料で被覆して内側導電層１４０を形成し、誘電層１３８を内側導電層１４０の外面に押し出すかその他の方法で形成し、最終的にその外面を導電性材料で被覆して外側導電層１３６を形成することによって、形成できる。ライナ１７４は、例えば熱効果を利用してラ

イナ１７４を膨張させて利用可能な空間内にしっかりと嵌めることによって、締まり嵌めにより可撓性挿入チューブに固定してもよい。

【００６１】

図４Ｂは、可撓性挿入チューブ１０４に挿入されているライナ１７６の第２の例を示す概略的な断面図である。この例では、壁１３４の一部が挿入チューブ１０４内に（例えば、永続的に）形成され、一部がライナ１７６として挿入される。したがって、可撓性挿入チューブ１０４内の長手方向通路の内面は、導電性材料で被覆されて、外側導電層１３６を形成してもよい。誘電層１３７は、例えば、外側導電層１３６の内面に押し出されて形成し得る。別個に、最内層１４２を押し出し、その外面を導電性材料で被覆して内側導電層１４０を形成し、誘電層１３９を内側誘電層１４０の外面に押し出すか他の方法で形成することによって、ライナ１７６を形成することができる。ライナ１７６が可撓性挿入チューブ１０４内に挿入されると、誘電層１３６、１３７は物理的に互いに係合し、上記の誘電層１３８と同じ機能を果たす単一の誘電層を形成する。この例は、組み立て中に導電層が露出することを回避し、したがって損傷のリスクを低減することができるので、望ましい場合がある。

【００６２】

図５は、本発明の別の実施形態を示している。内視鏡の挿入チューブの外層に、同軸エネルギー伝送構造、例えば同軸伝送構造が組み込まれている。図５は、内視鏡挿入チューブ２００の断面図である。挿入チューブ２００は、器具チャネル２０４と、２つの照射チャネル２０６と、光チャネル２０８と、流体チャネル２１０とが形成される主要管状体２０２を含む。同軸伝送路は、主要管状体２０２の外面に形成される。同軸伝送路は、主要管状体２０２の外面に形成される内側導体２１２と、内側導体２１２の誘電体材料２１４の層と、誘電体材料２１４の外側導体２１６とを含む。この情報は、この用途での使用に適したより直径が長いスーパーケーブルの設計及び開発に関係する。外側導体２１６は、その上に保護層を形成することができる。

【００６３】

したがって、この実施形態における同軸伝送路の外径は、挿入チューブの典型的な外径に対応することができる。様々なタイプのスコープ装置が、異なる外径を有することができる。スコープ装置のタイプに応じて、同軸伝送路の外径は、５ｍｍから２０ｍｍの範囲であってもよい。以下に説明するように、誘電体材料の厚さは、最適な（すなわち、最小限の）損失を達成するために外径に基づいて決定してもよい。挿入チューブは２．３５ｍまでの長さを有することができる。

【００６４】

図５は、同軸伝送路を、器具チャネル２０４に据え付けられたツールに電気的に接続し得る方法を概略的に示す。内側導体２１２は、（内側導体のための）第１のパッド２２２に電気的に取り付けられる装置に進んでいる半径方向のコネクタ部２１８を、外側導体２１６は、（外側導体のための）第２のパッド２２４に電気的に取り付けられる装置に進んでいる半径方向のコネクタ部２２０を各々有し、第１のパッド２２２と第２のパッド２２４は器具チャネル２０４に曝されている。

【００６５】

ツールは、その後、器具チャネル２０４に取り付けられ、第１のパッド２２２及び第２のパッド２２４を介してエネルギーを提供し得る。ツールが電力を必要としない場合、器具チャネルは、通常の内視鏡のように依然として使用できる。導体の短絡を回避するために、第１のパッド及び第２のパッドは、上述したように、器具チャネルに沿って様々な軸方向位置にあってもよい。好ましくは、それらは互いに電気的に絶縁されている。それは、例えば第１及び第２のパッドの間にある器具チャネルの内面に絶縁材料を提供することによってなされる。幾何学的形状によっては、絶縁材料は誘電体材料２１４と同じであってもよい。より高強度の材料が必要な場合は、Ｋａｐｔｏｎ（登録商標）の材料を使用できる。

【００６６】

図６は、図５を参照して説明した同軸伝送路構造における１ｍ当たりの損失のグラフを示す。これは、誘電体材料２１４の厚さの関数として示されている。これは、所与の外径に対して、最初は厚さが増加するにつれて導体損失が減少するが、最終的には限界まで平らになることを示している。このデータの場合、外側導体の内径は１０ｍｍであり、厚さ０．５ｍｍの導体と厚さ１ｍｍの保護ジャケットとを含むとき、直径約１０．３ｍｍの装置を与えると仮定している。また、誘電体材料は、５．８ＧＨｚで２．１の誘電定数及び０．０００２のタンデルタを有する低密度ＰＴＦＥであると仮定されている。

【００６７】

一般に、全損失は伝送路の幾何学的形状に基づいて判定することができる。導体が大きくなると、抵抗によって挿入損失が減少するはずである。同様に、より多くの誘電体材料が使用されると、損失は減少する。導体間の距離が大きいほど、インピーダンスは高くなる。誘電体の厚さが増加するにつれて、導体の幾何学的構造及び誘電体により強度があることから損失が少なくなり、インピーダンスが高くなる（すなわち、構造は破壊前に、より高い電圧に耐えることができる）。

【００６８】

図７は、あるレベルの損失性能を達成しつつ、挿入チューブの他の構成要素またはチャネルに利用可能な、上述のタイプの同軸伝送路内部の断面積を示すグラフである。これは、損失の幾何学的形状が与える影響の重要な結果を示している。すなわち、所与の外径に対して、同軸伝送路の内部容積の相当の部分が、非常に低い損失に対してさえ利用可能である。特に、図６及び図７は、伝送路用の誘電層を薄くしすぎないことの重要性を示している。これは、この層を、損失を制限するのに十分な厚さにしながら、他の層のための余地を残すのに十分な薄さにすること、または必要なレベルの可撓性を提供することの間で、バランスをとる必要があることを意味する。

【００６９】

損失に関する同様の原理は、スコープ装置の計器チャネルに据え付けることができるライナ型構造に適用される。図８Ａ、図８Ｂ及び図８Ｃは、３つの可能な幾何学的形状を示す。図８Ａは、電気外科用器具（図示せず）を収容するために貫通している中空通路３０２を有する第１のライナ型同軸伝送路３００の断面図を示す。同軸伝送路は、誘電体材料３０８の層によって外側導体３１０から隔てられた内側導体３０６を含む。内側導体３０６の内面に内部保護層３０２が形成され、これにより中空通路の表面が提供される。外部保護層３１２は、外側導体３１０の外面に形成され、器具チャネルの内面と係合する。

【００７０】

図８Ｂは、第２のライナ型同軸伝送路３１４を通る断面図を示している。これは図８Ａと同じ構造を有するため、同じ参照番号が使用されている。

【００７１】

図８Ｃは、第３のライナ型同軸伝送路３１６を通る断面図を示す。これも図８Ａと同じ構造を有するため、同じ参照番号が使用されている。

【００７２】

以下の表は、図８Ａ、図８Ｂ及び図８Ｃに示す構造の幾何学的形状を説明している。１ｍ当たりの損失、インピーダンス、典型的なケーブルの長さである２．３５ｍにおける損失、及びそのようなケーブルを介して送達される電力に関する対応する値を列挙している（６０Ｗ　ＣＷ入力電力を仮定している）。

【００７３】

【表１】

層	図８Ａ		図８Ｂ		図８Ｃ	
	厚さ（ｍｍ）	直径（ｍｍ）	厚さ（ｍｍ）	直径（ｍｍ）	厚さ（ｍｍ）	直径（ｍｍ）
３０２	－	４	－	６	－	７．８
３０４	１	６	１	８	１	９．８
３０６	０．５	７	０．５	９	０．５	１０．８
３０８	２	１１	４	１７	０．６	１２
３１０	０．５	１２	０．５	１８	０．５	１３
３１２	１	１４	１	２０	１	１５
インピーダンス（Ω）	１８．７１４		２６．３３２		４．３６２	
１ｍ当たりの損失（ｄＢ／ｍ）	０．４３６		０．２８０		１．１５６	
損失*（ｄＢ）	１．０２５		０．６５８		２．７１７	
電力（Ｗ）	４７．３９０		５１．５６５		３２．０９９	

表１　ライナ型同軸伝送路構造の特性

【図１】

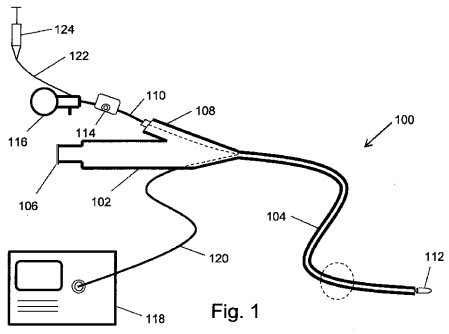


Fig. 1

【図２】

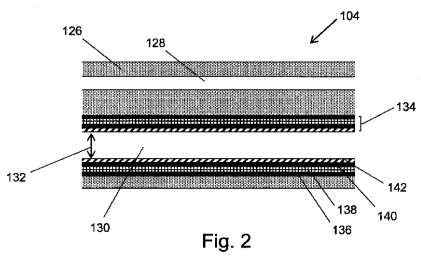


Fig. 2

【図３Ａ】

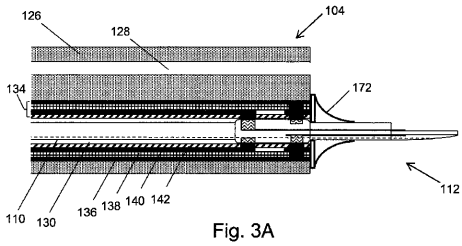


Fig. 3A

【図３Ｂ】

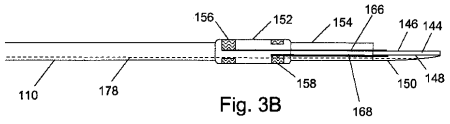


Fig. 3B

【図３Ｃ】

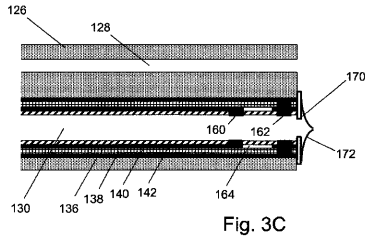


Fig. 3C

【図４Ａ】

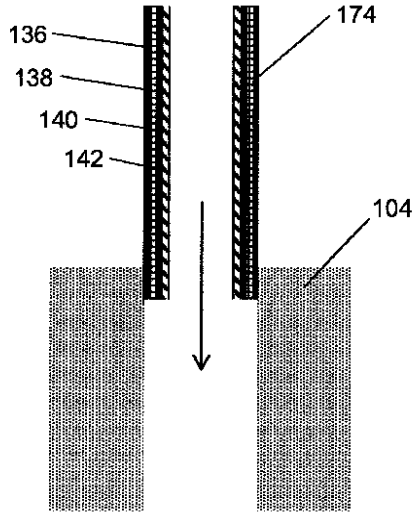


Fig. 4A

【図４Ｂ】

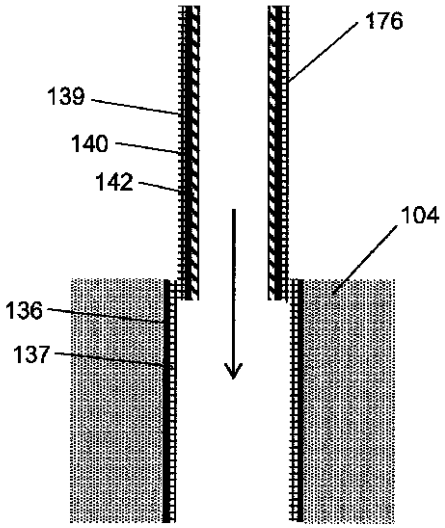
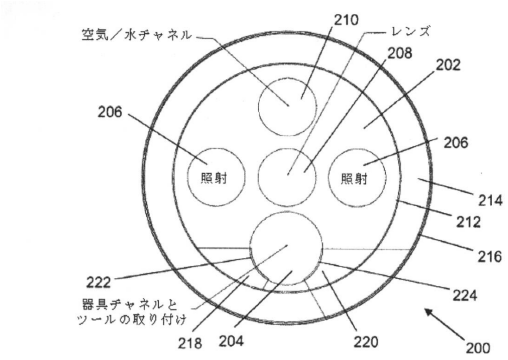
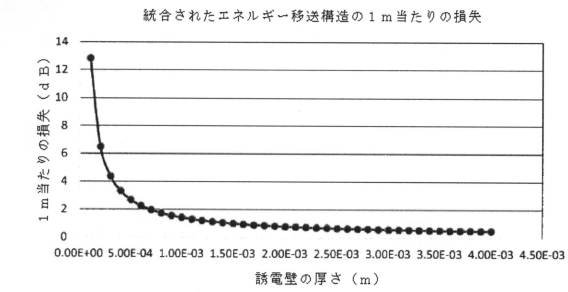


Fig. 4B

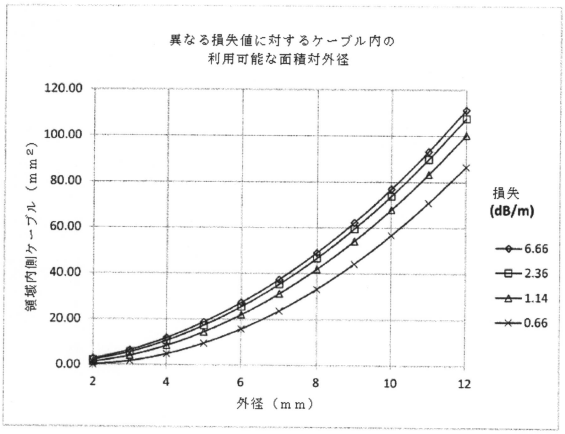
【図５】



【図６】



【図７】



【図８Ａ】

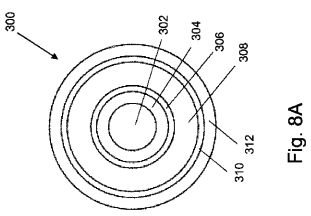


Fig. 8A

【図８Ｂ】

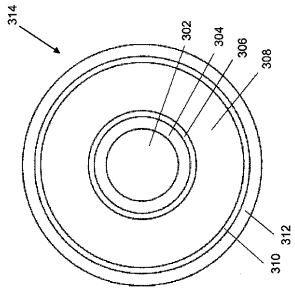


Fig. 8B

【図８Ｃ】

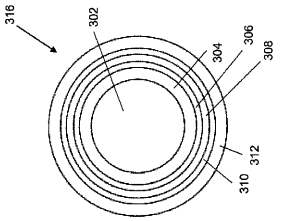


Fig. 8C

フロントページの続き

(72)発明者　ホワイト，マルコルム
イギリス、エヌ・ピィ・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、リバーサイド・コート、クレオ・メディカル・リミテッド
(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・５７　４・ディ・ビィ　グウィネズ、バンガー、カーナーフォン・ロード、２・ペン・ワイ・ボンク、ユー・ダブリュ・デザインズ・リミテッド
(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・５７　４・ディ・ビィ　グウィネズ、バンガー、カーナーフォン・ロード、２・ペン・ワイ・ボンク、ユー・ダブリュ・デザインズ・リミテッド
(72)発明者　プレストン，ショーン
イギリス、エヌ・ピィ・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、リバーサイド・コート、クレオ・メディカル・リミテッド
(72)発明者　モリス，スティーブン
イギリス、エヌ・ピィ・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、リバーサイド・コート、クレオ・メディカル・リミテッド

審査官　菊地　康彦

(56)参考文献　特開平１１－１２８２４２（ＪＰ，Ａ）
特開昭６０－０８３６３３（ＪＰ，Ａ）
特開２００５－１１０９５９（ＪＰ，Ａ）
実開平０３－０５４６０５（ＪＰ，Ｕ）
特表２００２－５３２１３２（ＪＰ，Ａ）
特表２０１０－５４００２９（ＪＰ，Ａ）
米国特許出願公開第２０１０／０００４６５０（ＵＳ，Ａ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　１８／００－１８／１８
Ａ６１Ｂ　１／０１８

专利名称(译)	RF和/或微波能量转移结构以及结合在其中的侵入性电外科镜装置		
公开(公告)号	JP6628797B2	公开(公告)日	2020-01-15
申请号	JP2017520453	申请日	2015-10-16
[标]申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
申请(专利权)人(译)	克莱奥医药有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	克莱奥医药有限公司		
[标]发明人	ハンコッククリストファーポール ホワイトマルコルム ウルリヒジョージクリスチャン ウェッブデイビッドエドワード プレストンショーン モリススティーブン		
发明人	ハンコック,クリストファー·ポール ホワイト,マルコルム ウルリヒ,ジョージ·クリスチャン ウェッブ,デイビッド·エドワード プレストン,ショーン モリス,スティーブン		
IPC分类号	A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B18/1815 A61B2018/00178 A61B2018/00196 A61B2018/126 A61B2018/1838 A61B2018/1861 A61B2018/1892 H01R24/58 H01R2201/12 A61B2017/0034 A61B2017/00477 A61B2017/00929 A61B1/018 A61B17/00234 A61B18/1206 A61B2018/00077 A61B2018/00083 H01R24/38 H01R2103/00		
FI分类号	A61B18/14		
审查员(译)	菊池康彦		
优先权	2014018474 2014-10-17 GB		
其他公开文献	JP2017531511A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的实施例提供了一种用于将RF和/或微波能量输送到电外科器械的能量输送结构，其中该能量输送结构被结合到外科手术观察装置（例如内窥镜，腹腔镜等）的插入管中。 插入管是柔性导管，其在侵入性过程期间被引入患者体内，并且可以包括仪器通道和光学通道。 能量输送结构可以是分层的同轴结构，该分层的同轴结构形成了适合于范围界定装置（例如，探查装置）的衬里。在仪器通道内。 替代地，能量输送结构可以是整体形成为柔性导管的一部分的同轴结构。

(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第6628797号
(P6628797)
(45)発行日　令和2年1月15日(2020.1.15)　(24)登録日　令和1年12月13日(2019.12.13)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 18/14 (2006.01)　A61B 18/14

請求項の数 21　(全 18 頁)

(21)出願番号　特願2017-520453(P2017-520453)
(86)(22)出願日　平成27年10月16日(2015.10.16)
(65)公表番号　特表2017-531511(P2017-531511A)
(43)公表日　平成29年10月26日(2017.10.26)
(86)国際出願番号　PCT/EP2015/074001
(87)国際公開番号　WO2016/059209
(87)国際公開日　平成28年4月21日(2016.4.21)
審査請求日　平成30年9月14日(2018.9.14)
(31)優先権主張番号　1418474.1
(32)優先日　平成26年10月17日(2014.10.17)
(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・ビィ・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
特許業務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、ビィ・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、３７
最終頁に続く

(54)【発明の名称】ＲＦ及び／またはマイクロ波エネルギー移送構造、及びそれに組み込まれた侵襲的電気外科用スコープ装置