

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2019-518496

(P2019-518496A)

(43) 公表日 令和1年7月4日(2019.7.4)

(51) Int.Cl.
A61B 18/14 (2006.01)F1
A61B 18/14テーマコード (参考)
4C160

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 34 頁)

(21) 出願番号 特願2018-555496 (P2018-555496)
 (86) (22) 出願日 平成29年5月30日 (2017.5.30)
 (85) 翻訳文提出日 平成30年10月22日 (2018.10.22)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2017/062975
 (87) 国際公開番号 WO2017/207531
 (87) 国際公開日 平成29年12月7日 (2017.12.7)
 (31) 優先権主張番号 1609537.4
 (32) 優先日 平成28年5月31日 (2016.5.31)
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(71) 出願人 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
 特許業務法人深見特許事務所
 (72) 発明者
 メドウクロフト、サイモン
 イギリス、エヌ・エヌ・14 8・イー・
 キュー ウィルトシャー、コラーン、バス
 ・ロード、11

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気手術装置及び方法

(57) 【要約】

消化管の熱治療を（例えば、十二指腸の粘膜組織を切除するために）実行するための電気手術装置及び方法である。前記装置は、可撓ケーブルを有する器具と、胃内視鏡と共に使用するのに適したアプリータと、を含み、それは標的化またはそれ以外の制御可能な方法でエネルギーを送達するために患者内に配置されることができる。前記アプリータは放射によってマイクロ波エネルギーを送達できる。直接かつ深さ制限した前記マイクロ波エネルギーの性質は、熱伝導に依存する治療よりそれを効果的にする。前記アプリータは、前記治療領域の十二指腸の粘膜組織と接触した箇所内にマイクロ波エネルギー送達構造を移動させるために配置した径方向に拡張可能な部分を含み得る。前記アプリータは、バルーン、双極式ラジエータ、移動可能なパドル及び回転可能なローラー要素のいずれかを含み得る。

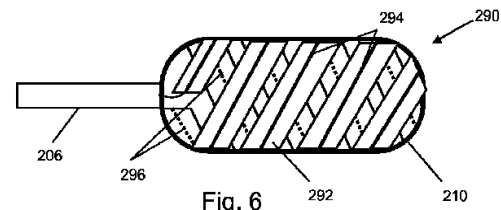


Fig. 6

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

十二指腸の粘膜組織を切除するように構成される電気手術器具であって、前記器具が、患者に対して外部に位置するジェネレーターから前記患者の十二指腸内に位置する治療部位にマイクロ波エネルギーを伝送するための可撓性同軸ケーブルと、

前記可撓性同軸ケーブルの遠位端に位置するアプリケーションタであって、前記アプリケーションタが、前記同軸ケーブルから前記マイクロ波エネルギーを受け取って、前記治療部位の生体組織内に受け取った前記マイクロ波エネルギーを送達するために接続されるエネルギー送達構造を有する、前記アプリケーションタと、を備え、

前記アプリケーションタが、前記治療領域の十二指腸の粘膜組織と接触した箇所内に前記エネルギー送達構造を移動させるために配置した径方向に拡張可能な部分を含む、前記電気手術器具。

10

【請求項 2】

前記アプリケーションタがバルーンを備える、請求項 1 に記載の電気手術器具。

【請求項 3】

前記可撓性同軸ケーブルが、膨張媒質を前記バルーンによって囲まれる容積内に送達するように配置される膨張チャンネルを含む、請求項 2 に記載の電気手術器具。

【請求項 4】

前記エネルギー送達構造が、前記バルーンによって囲まれる前記容積内に突出して、前記マイクロ波エネルギーを前記治療部位の生体組織内に放出するための単極アンテナを形成する、前記可撓性同軸ケーブルの内部導体の一部を備える、請求項 3 に記載の電気手術器具。

20

【請求項 5】

外部導電構造が前記バルーンの外側表面上に形成され、前記外部導電構造が前記可撓性同軸ケーブルの外部導体に電氣的に接続する、請求項 2 または 3 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、前記外部導電構造と、前記バルーンによって囲まれる前記容積内に位置する内部導電要素と、によって形成される、双極放出構造を備え、前記内部導電要素が前記同軸ケーブルの内部導体に電氣的に接続している、請求項 5 に記載の電気手術器具。

30

【請求項 7】

前記外部導電構造がその内部に形成した複数の放射用溝を有する、請求項 6 に記載の電気手術器具。

【請求項 8】

前記内部導電要素が前記バルーンの遠位端で前記外部導電構造に電氣的に接続する、請求項 6 または 7 に記載の電気手術器具。

【請求項 9】

前記内部導電要素が前記バルーンの内側表面上に形成した導電層である、請求項 6 または 7 に記載の電気手術器具。

【請求項 10】

前記内部導電要素が、前記バルーンによって囲まれる前記容積内に位置する補助的な膨張可能バルーンの外側表面上に形成される導電層である、請求項 6 または 7 に記載の電気手術器具。

40

【請求項 11】

前記アプリケーションタが、パドルと、径方向に前記パドルを動かすように構成される移動機構と、を含み、前記エネルギー送達構造が前記パドル上に載置される双極アンテナを含む、請求項 1 に記載の電気手術器具。

【請求項 12】

前記アプリケーションタが、互いに角度の付いた状態でオフセットして半径方向に移動するように配置される複数のパドルを含む、請求項 11 に記載の電気手術器具。

50

【請求項 13】

前記エネルギー送達構造が、
その第1表面上に形成される導電層であって、前記同軸ケーブルの内部導体に電氣的に接続する前記導電層と、
その第2表面上に形成される複数の導電要素と、を有する可撓性誘電体基板を備え、
前記複数の導電要素が電氣的に接地され、前記エネルギー送達構造によって受け取られる前記マイクロ波エネルギーの放射素子として作用するために特定の寸法にされる、請求項1に記載の電気手術器具。

【請求項 14】

前記可撓性誘電体基板がシート形状であり、前記複数の導電要素が前記シート上の2次元の配列に配置される、請求項13に記載の電気手術器具。

10

【請求項 15】

前記可撓性誘電体基板が細片形状であり、前記複数の導電要素が前記細片に沿って並んで配置される、請求項13に記載の電気手術器具。

【請求項 16】

十二指腸の粘膜組織を切除するための電気手術装置であって、前記装置が、
患者の十二指腸内に位置する治療部位に前記患者へ挿入するための器具コードを有する外科用スコープ装置と、
マイクロ波エネルギーを供給するためのジェネレーターと、
先行請求項のいずれか一項に記載の電気手術器具と、を含み、
前記可撓性同軸ケーブルがその近位端で前記ジェネレーターに接続され、
前記可撓性同軸ケーブル及び前記アプリケーションが前記治療部位に前記器具コードと共に挿入可能である、前記電気手術装置。

20

【請求項 17】

前記器具コードがそれを通して伸びる長手方向の器具チャンネルを有し、前記可撓性同軸ケーブル及び前記アプリケーションが前記器具チャンネルに摺動可能に載置されるために特定の寸法にされる、請求項16に記載の電気手術装置。

【請求項 18】

患者の胃腸管の生体組織の表面を直すためのエネルギーを送達するための電気手術器具であって、前記器具が、
前記患者に対して外部に位置するジェネレーターから前記患者の胃腸管内に位置する治療部位にマイクロ波エネルギーを伝送するための可撓性同軸ケーブルと、
前記可撓性同軸ケーブルの遠位端に位置するアプリケーションであって、前記アプリケーションが、前記同軸ケーブルから前記マイクロ波エネルギーを受け取って、前記治療部位の生体組織内に受け取った前記マイクロ波エネルギーを送達するために接続されるエネルギー送達構造を有する、前記アプリケーションと、を備え、
前記アプリケーションが前記治療部位で前記生体組織に沿って回転可能な放射構造を備える、前記器具。

30

【請求項 19】

前記アプリケーションが前記同軸ケーブルを取り囲むプローブハウジングを備え、前記放射構造が前記プローブハウジングの遠位端に回転可能に載置される、請求項18に記載の電気手術器具。

40

【請求項 20】

前記放射構造が横方向に配向された回転軸を有する円筒形状である、請求項18または19に記載の電気手術器具。

【請求項 21】

前記放射構造が、
前記同軸ケーブルの内部導体に電氣的に接続する内部導電性リングと、
前記放射構造の円周周辺で前記内部導電性リングを覆うために載置される環状誘電素子と、

50

前記環状素子の外側表面上に形成された複数の接地した導電性パッチと、を備える、請求項 20 に記載の電気手術器具。

【請求項 22】

患者の胃腸管の生体組織の表面を直すためのエネルギーを送達するための電気手術器具であって、前記器具が、

前記患者に対して外部に位置するジェネレーターから前記患者の胃腸管内に位置する治療部位にマイクロ波エネルギーを伝送するための可撓性同軸ケーブルと、

前記可撓性同軸ケーブルの遠位端に位置するアプリケーションタであって、前記アプリケーションタが前記同軸ケーブルから前記マイクロ波エネルギーを受け取るために接続されるエネルギー送達構造を有する、前記アプリケーションタと、

前記患者に対して外部に位置するガス供給から前記アプリケーションタにガスを輸送するように配置されるガス供給部と、を備え、

前記アプリケーションタが、前記治療部位の生体組織に送達するためのプラズマと衝突するまたは維持するために、前記アプリケーションタで受け取る前記ガス内に受けた前記マイクロ波エネルギーを送達するように配置される、前記電気手術器具。

【請求項 23】

前記アプリケーションタが前記同軸ケーブルを取り囲み、前記ガス供給部に接続したガス流路を画定するプローブハウジングを備え、前記プローブハウジングがその遠位端に 1 つ以上のガス出口孔を有する、請求項 22 に記載の電気手術器具。

【請求項 24】

前記プローブハウジングが前記同軸ケーブルの外部導体に電氣的に接続され、前記エネルギー送達構造が、前記同軸ケーブルの遠位端から離れた前記プローブハウジング内に延在し、前記同軸ケーブルの内部導体に電氣的に接続する導電要素を備え、前記導電要素が前記プローブハウジングの遠位端に電氣的に接続する、請求項 23 に記載の電気手術器具。

【請求項 25】

患者の胃腸管の表面にエネルギーを送達するための手術用器具であって、前記器具が、前記患者に対して外部に位置するエネルギー源から治療部位に前記エネルギーを輸送するための可撓性エネルギー供給ケーブルと、

前記可撓性エネルギー供給ケーブルの遠位端に位置するアプリケーションタと、を含み、

前記可撓性エネルギー供給ケーブルがグラフェンケーブルの束を含み、

前記アプリケーションタが前記治療部位の生体組織内に熱エネルギーを送達するための前記グラフェンケーブル終端の配列を備える、前記手術用器具。

【請求項 26】

患者の胃腸管の表面にエネルギーを送達するための手術用器具であって、前記器具が、前記患者に対して外部に位置するエネルギー源から治療部位に前記エネルギーを輸送するための可撓性エネルギー供給ケーブルと、

前記可撓性エネルギー供給ケーブルの遠位端に位置するアプリケーションタと、を含み、

前記アプリケーションタが、前記治療部位に温度勾配を導入するように配置され、それによって前記治療部位の生体組織内に熱エネルギーを送達する熱電装置を備える、前記手術用器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、マイクロ波エネルギーによって生体組織を治療するための電気手術装置及び方法に関する。特に本発明は、胃腸管、特に十二指腸の生体組織にマイクロ波エネルギーを送達することに関する。一例で、本発明は、十二指腸壁を切除する、またはその表面を直すために、制御可能にマイクロ波エネルギーを送達するのに適している電気手術器具を提供する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

2 型 (T 2) 糖尿病の治療可能性に対する多くの関心がある。これは、肥満及びより座りがちな生活スタイルが故に、ほとんどの先進諸国で急増する課題である。それは著しい医療保険費の一因にもなっている。N H S 予算のほぼ 2 0 % は糖尿病及びその併存症に費やされる。

【 0 0 0 3 】

現時点で、糖尿病は一般的に確認されて管理されるだけである。主要な消化管の再建手術以外、治療法がない。

【 0 0 0 4 】

しかし、この分野のより最近の研究は、熱エネルギーを十二指腸壁に加えることによって、十二指腸の表面を直すことについて検討している。熱エネルギーは、消化管の適切な位置に挿入したバルーンに温水を送達することによって加えられる。熱エネルギーは十二指腸の粘膜を切除するために作用する。このように粘膜の再生を引き起こすことは、代謝の状態を回復させることができる、特にインスリン抵抗性を消失させる、糖への身体反応の方法を変えることができることを初期の成績は示す。[1] この技術は 2 型糖尿病の治療になる可能性を表す。

【 発明の概要 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 5 】

最も概括的には、本発明は、胃腸 (G I) 管の効果的かつ有効な熱治療のための電気手術装置及び方法を示す。特に本発明は、胃内視鏡などと共に使用するのに適したアプリケーションを有する電気手術装置を提供し、それは標的化またはそれ以外の制御可能な方法でエネルギーを送達するために患者内に配置されることができる。

【 0 0 0 6 】

いくつかの例では、アプリケーションは、例えば放射線によってマイクロ波エネルギーを送達するように配置されており、それは生体組織によって直接受け取られる。マイクロ波エネルギーを使用する利点は、それが組織内に浸透する深さが浅いということであり、それは G I 管の表面だけが影響を受けるのを確実にすることができる。直接かつ深さ制限したマイクロ波エネルギーの性質は、熱伝導に依存する治療よりそれを効果的にする。

【 0 0 0 7 】

一態様によれば、本発明は、十二指腸の粘膜組織を切除するように構成される電気手術器具を提供し得、前記器具は、患者に対して外部に位置するジェネレーターから患者の十二指腸内に位置する治療部位にマイクロ波エネルギーを伝送するための可撓性同軸ケーブルと、可撓性同軸ケーブルの遠位端に位置するアプリケーションと、を含み、アプリケーションは、同軸ケーブルからマイクロ波エネルギーを受け取って、治療部位の生体組織内に受け取ったマイクロ波エネルギーを送達するために接続されるエネルギー送達構造を有し、アプリケーションは、治療領域の十二指腸の粘膜組織と接触した箇所内にエネルギー送達構造を移動させるために配置した、径方向に拡張可能な部分を含む。十二指腸の粘膜組織をマイクロ波エネルギーで (例えばこのような器具を使用して) 治療する方法は、本発明の独立した態様であり得る。マイクロ波エネルギーの適用は、表面下で組織を治療する (例えば、1 つ以上の粘膜下層の組織変質または変性させることを実行する) ためにも使用してよい。

【 0 0 0 8 】

アプリケーションは、バルーン、例えば弾性的に変形可能な (例えば伸縮性がある) 誘電体材料から形成したバルーンを含んでよい。バルーンは、例えばガスまたは液体であり得る膨張媒質をそれに充填することによって膨張可能であり得る。膨張チャネルは、膨張媒質を送達するために同軸ケーブル内にまたはそれに沿って延在してよい。膨張媒質の特性 (例えば比誘電率など) は、マイクロ波エネルギーの送達を促進するように選択され得る。

【 0 0 0 9 】

バルーンはエネルギー送達構造であり得る、またはそれを保有し得る。例えばエネルギ

10

20

30

40

50

ー送達構造は、バルーンによって囲まれている容積内に突出して、マイクロ波エネルギーを治療部位の生体組織内に放出するための単極アンテナを形成する、可撓性同軸ケーブルの内部導体の一部を備え得る。単極アンテナにより発される場合は、バルーン表面上に導電性材料を提供することによって成形され得る。

【 0 0 1 0 】

あるいはバルーンは、双極式マイクロ波エネルギー送達構造の一部を形成し得る、またはそれを保有し得る。例えば、外部導電構造はバルーンの外側表面上に形成され得る。外部導電構造を、例えば可撓性同軸ケーブルの外部導体に電氣的に接続することによって接地し得る。

【 0 0 1 1 】

エネルギー送達構造は、外部導電構造と、バルーンによって囲まれている容積内に位置する内部導電要素と、によって形成される、双極マイクロ波放出構造を備え得、内部導電要素は同軸ケーブルの内部導体に電氣的に接続している。内部導電要素は同軸ケーブルの内部導体の延長でもよい、または膨張した構成のとき、それはバルーンの形状に適合するように配置した導電ループでもよい。あるいは、内部導電要素は、バルーンの内側表面上に形成される導電層でもよく、それによってバルーンスキンは双極放射構造の誘電材料である。別の例では、内部導電要素は、バルーンによって囲まれる容積内に位置する補助的な膨張可能バルーンの外側表面上に形成される導電層でもよい。誘電材料（例えば低密度 P F T E または他の低損失材料）は、補助バルーンの外側表面と（主）バルーンの内側表面の間の容積に封入されてもよい。

【 0 0 1 2 】

双極マイクロ波放出構造は、例えば外部導電構造に複数の放射用溝を提供することによって溝付きラジエータとして機能し得る。

【 0 0 1 3 】

導電構造は、バルーンスキン上に形成された金属被覆層（例えば、A g、A u、P t、C u または A g メッキした C u の）でもよい。

【 0 0 1 4 】

いくつかの例で、バルーン材料は双極マイクロ波放出構造の一部を形成するが、この必要性は重要ではない。例えばバルーンは、治療される組織にごく接近してまたはそれに接触してその上に載置される、エネルギー送達構造を移動させるための輸送機構として機能し得る。一例にて、可撓性誘電材料を用いて作成される放射構造（下でより詳細に述べられる）は、バルーンの外側表面上に載置され得る。

【 0 0 1 5 】

別の例でアプリケータは、パドルと、径方向にパドルを動かすように構成される移動機構と、を含み得、エネルギー送達構造はパドル上に載置される双極アンテナを含む。パドルは、G I 管（特に十二指腸）壁に沿って、例えば接触して位置するように配置される、平坦なまたは可撓性の細長い構造でもよい。前記構造は鉗子の半分側に似ていてもよく、双極アンテナが径方向に外向きに広がるように配置される。双極式アンテナは、国際特許出願第 W O 2 0 1 5 / 0 9 7 4 7 2 号または同第 W O 2 0 1 5 / 0 5 2 5 0 2 号に記載されている、電気手術鉗子で使用するものと類似の構造を備えてもよい。

【 0 0 1 6 】

互いに角度の付いた状態でオフセットして半径方向に移動するように配置される、複数のパドルがあり得る。例えば、互いに 9 0 度の方向に移動する 4 つのパドルがあり得る。複数のパドルの 1 つ以上は作動していなくてもよい、すなわち、その上に形成されるまたはそれと関連づけられるエネルギー送達構造を有しない。あるいは複数のパドルのそれぞれは独立して作動可能でもよく、その結果、方向性のある治療が可能である。十二指腸の組織表面の回旋性は、アプリケータが膨張して、治療表面領域を平坦化するために横方向の力を加えるのを望ましくし得る。作動していないパドルを、この目的のために使用することができる。これは、領域（例えば胆管の主 / 副乳頭）内及びその周囲での治療に対して特に有用であり得る。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

移動機構は、同軸ケーブルに沿って延在する制御ロッドまたは引張りワイヤによって制御し得る。移動機構は、例えばパンタグラフなどの形状の蝶番機構を備え得、それは長手方向の引張り力をパドル（複数可）の径方向外向きの移動に変える。

【 0 0 1 8 】

エネルギー送達構造は、その第 1 表面上に形成される導電層と、同軸ケーブルの内部導体に電氣的に接続する導電層と、その第 2 表面上に形成される複数の導電要素と、を有する可撓性誘電体基板を含み得、複数の導電要素は電氣的に接地され、エネルギー送達構造によって受け取られるマイクロ波エネルギーの放射素子として作用するために特定の寸法にされる。複数の導電要素は、リーキーフィーダーとしてまたは放射状パッチアンテナとして構成され得る（例えば、特定の寸法にされ得る）。

10

【 0 0 1 9 】

可撓性誘電体基板はシート形状でもよく、複数の導電要素はシート上の 2 次元の配列に配置される。シートは円筒形状に巻かれてもよい。

【 0 0 2 0 】

あるいは、可撓性誘電体基板は 1 つ以上の細片の形状でもよく、複数の導電要素は各細片に沿って一列に配置される。アプリケーションは、様々な方法でこれらの細片のうちの 1 つ以上を展開するように配置され得る。例えば細片は、伸縮自在なループまたは螺旋コイルの形状をとってもよい。別の例では、複数の長手方向に配置された可撓性細片は、展開力を適用する際、径方向に外向きに屈曲するように配置され得る。

20

【 0 0 2 1 】

別の態様にて、本発明は、十二指腸の粘膜組織を切除するための電気手術装置を提供し得、前記装置は、患者の十二指腸内に位置する治療部位に患者へ挿入するための器具コードを有する外科用スコープ装置（例えば胃内視鏡）と、マイクロ波エネルギーを供給するためのジェネレーターと、上述のような電気手術器具と、を備え、可撓性同軸ケーブルはその近位端でジェネレーターに接続され、可撓性同軸ケーブル及びアプリケーションは、治療部位に器具コードと共に挿入可能である。器具コードは、それを通して伸びる長手方向の器具チャンネルを有する。好ましい構成では、可撓性同軸ケーブル及びアプリケーションは、器具チャンネルに摺動可能に載置されるために特定の寸法にされ得る。しかし他の例で、アプリケーションは、治療前に器具チャンネルを通過して移動することができない。搬送部は、アプリケーションを保持するための器具コードの遠位端でまたはそれに隣接して提供され得る。同様に、可撓性同軸ケーブル及びアプリケーションによって必要とされる他の任意のフィーダーは、器具チャンネルを通して移動してもよく、または移動しなくてもよい。

30

【 0 0 2 2 】

別の態様にて、本発明は、患者の胃腸管の生体組織の表面を直すためのエネルギーを送達するための電気手術器具を提供し得、前記器具は、患者に対して外部に位置するジェネレーターから患者の胃腸管内に位置する治療部位にマイクロ波エネルギーを伝送するための可撓性同軸ケーブルと、可撓性同軸ケーブルの遠位端に位置するアプリケーションと、を含み、アプリケーションは、同軸ケーブルからマイクロ波エネルギーを受け取って、治療部位の生体組織内に受け取ったマイクロ波エネルギーを送達するために接続されるエネルギー送達構造を有し、アプリケーションは治療部位で生体組織に沿って回転可能な放射構造を備える。

40

【 0 0 2 3 】

アプリケーションは同軸ケーブルを取り囲むプローブハウジングを備えてもよく、放射構造はプローブハウジングの遠位端に回転可能に載置される。放射構造は、横方向に配向された回転軸を有する円筒またはボール形状でもよい。

【 0 0 2 4 】

放射構造は、同軸ケーブルの内部導体に電氣的に接続する内部導電性リングと、放射構造の円周周辺で内部導電性リングを覆うために載置される環状誘電素子と、環状素子の外側表面上に形成された複数の接地した導電性パッチと、を備える。導電性パッチは、放射

50

状アンテナとしてまたはリーキーフィーダーとして機能し得る。

【0025】

別の態様にて、本発明は、患者の胃腸管の生体組織の表面を直すためのエネルギーを送達するための電気手術器具を提供し得、前記器具は、患者に対して外部に位置するジェネレーターから患者の胃腸管内に位置する治療部位にマイクロ波エネルギーを伝送するための可撓性同軸ケーブルと、可撓性同軸ケーブルの遠位端に位置するアプリケーションタと、を備え、アプリケーションタは、同軸ケーブルからマイクロ波エネルギーを受け取るために接続されるエネルギー送達構造と、患者に対して外部に位置するガス供給からアプリケーションタにガスを輸送するように配置されるガス供給部と、を有し、アプリケーションタは、治療部位の生体組織に送達するためのプラズマと衝突するまたは維持するために、アプリケーションタで受け取るガス内に受けたマイクロ波エネルギーを送達するように配置される。

10

【0026】

アプリケーションタは、同軸ケーブルを取り囲み、ガス供給部に接続したガス流路を画定するプローブハウジングを備えてもよく、プローブハウジングはその遠位端に1つ以上のガス出口孔を有する。電界はプローブハウジング内に誘発され、ガス出口孔でプラズマと衝突し得る。例えばプローブハウジングは同軸ケーブルの外部導体に電氣的に接続し得、エネルギー送達構造は、同軸ケーブルの遠位端から離れたプローブハウジング内に延在し、同軸ケーブルの内部導体に電氣的に接続している導電要素を備え得る。導電要素はプローブハウジングの遠位端に電氣的に接続して、電界が遠位端の接点から所定の距離で最大値を示す短絡状態を設定し得る。ガス出口孔は電界最大値に位置して、プラズマが衝突され得るようにする。

20

【0027】

本発明の他の態様は、異なるエネルギー源を使用してよい。例えば一態様では、本発明は、患者の胃腸管の表面にエネルギーを送達するための手術用器具を提供し得、前記器具は、患者に対して外部に位置するエネルギー源から治療部位にエネルギーを輸送するための可撓性エネルギー供給ケーブルと、可撓性エネルギー供給ケーブルの遠位端に位置するアプリケーションタと、を備え、可撓性エネルギー供給ケーブルはグラフェンケーブルの束を含み、アプリケーションタは、治療部位の生体組織内に熱エネルギーを送達するためのグラフェンケーブル終端の配列を備える。

【0028】

別の態様で、本発明は、患者の胃腸管の表面にエネルギーを送達するための手術用器具を提供し得、前記器具は、患者に対して外部に位置するエネルギー源から治療部位にエネルギーを輸送するための可撓性エネルギー供給ケーブルと、可撓性エネルギー供給ケーブルの遠位端に位置するアプリケーションタと、を備え、アプリケーションタは、治療部位に温度勾配を導入するように配置され、それによって治療部位の生体組織内に熱エネルギーを送達する、熱電装置を備える。

30

【0029】

本明細書の開示は、手術用装置（例えば、本明細書で示すアプリケーションタ）を外科用スコープ装置の器具コードの遠位端に固定する搬送構造についても述べる。搬送構造は、器具コードの遠位端に固定した、及びそこから離れて突出するまたはその周囲にある、可撓性または変形可能な支持体（例えば、カップ状または凹所のあるハウジング）を含んでよい。搬送構造は、例えば環状リングを使用して器具コード上に留められ得る。他の例で、搬送構造は器具コードに付着し得る、またはそれと一体に形成され得る。

40

【0030】

搬送構造は器具コードの長さに沿って延在し得る。例えばそれは、器具コードの全長と並んで延在し、その長さに沿って間隔をおいてそれに固定される（例えば留められた）スリーブでもよい。あるいは搬送構造は、器具コードを取り囲む（すなわち、搬送のための管腔を画定する）スリーブでもよい。

【0031】

本明細書で、「マイクロ波」は概して、400 MHz ~ 100 GHz の周波数範囲、し

50

かし好ましくは1GHz～60GHzの範囲を示すために使用してよい。考慮される特定の周波数は、915MHz、2.45GHz、3.3GHz、5.8GHz、10GHz、14.5GHz及び24GHzである。周波数14.5GHzは、消化管の、特に十二指腸の壁の生体組織内への浸透の深さに起因して、好ましくなり得る。

【0032】

本明細書で「導電性」材料または「導体」の意味は、文脈で明らかに別の意味を示さない限り、電気伝導率を指す。

【0033】

本発明の実施形態は、添付の図面を参照して以下で説明される。

【図面の簡単な説明】

10

【0034】

【図1】本発明の一実施形態で使用するための電気手術システムを示す概略図である。

【図2A】それぞれ格納及び展開配置で、図1で示す電気手術システムの遠位端アセンブリの概略断面図である。

【図2B】それぞれ格納及び展開配置で、図1で示す電気手術システムの遠位端アセンブリの概略断面図である。

【図3】本発明の実施形態である電気手術器具の使用に適している膨張型バルーンアプリケーションの構造を示す。

【図4】本発明の別の実施形態である電気手術器具の使用に適している膨張型バルーンアプリケーションの構造を示す。

20

【図5】本発明の実施形態である電気手術器具の使用に適している別の膨張型バルーンアプリケーションの構造の概略図を示す。

【図6】本発明の実施形態である電気手術器具の使用に適している別の膨張型バルーンアプリケーションを示す。

【図7】本発明の実施形態である電気手術器具の使用に適している別の膨張型バルーンアプリケーションの構造を示す。

【図8A】本発明の別の実施形態である電気手術器具の遠位端アセンブリの概略側面図を示す。

【図8B】本発明の別の実施形態である電気手術器具の遠位端アセンブリの概略側面図を示す。

30

【図8C】図8A及び図8Bに示す遠位端アセンブリの使用に適している回転部材の概略側面図及び正面図を示す。

【図9A】本発明の別の実施形態である径方向に拡張可能なパドル構造を有する、遠位端アセンブリの概略側面図である。

【図9B】本発明の別の実施形態である径方向に拡張可能なパドル構造を有する、遠位端アセンブリの概略側面図である。

【図10A】複数の径方向に拡張可能なパドルを有する電気手術器具の遠位端アセンブリの概略図である。

【図10B】複数の径方向に拡張可能なパドルを有する電気手術器具の遠位端アセンブリの概略図である。

40

【図11】本発明の別の実施形態である回転可能な可撓性基板を含む、電気手術器具の遠位端アセンブリの概略側面図である。

【図12A】本発明の別の実施形態である電気手術器具の使用に適する可撓性基板を有する遠位端アセンブリの概略側面図を示す。

【図12B】本発明の別の実施形態である電気手術器具の使用に適する可撓性基板を有する遠位端アセンブリの概略側面図を示す。

【図12C】本発明の別の実施形態である電気手術器具の使用に適する可撓性基板を有する遠位端アセンブリの概略側面図を示す。

【図13A】本発明の実施形態である電気手術器具で利用できる、可撓性基板細片及びその上に形成される放射素子を含む、遠位端アプリケーションの概略側面図である。

50

【図 1 3 B】本発明の実施形態である電気手術器具で利用できる、可撓性基板細片及びその上に形成される放射素子を含む、遠位端アプリータの概略側面図である。

【図 1 3 C】本発明の実施形態である電気手術器具で利用できる、可撓性基板細片及びその上に形成される放射素子を含む、遠位端アプリータの概略側面図である。

【図 1 3 D】本発明の実施形態である電気手術器具で利用できる、可撓性基板細片及びその上に形成される放射素子を含む、遠位端アプリータの概略側面図である。

【図 1 4】プラズマが生体組織内へエネルギーを送達するために使用される、電気手術器具の遠位端アセンブリの概略側面図である。

【図 1 5】複数のグラフェンケーブルから形成される遠位端アセンブリの概略側面図である。

【図 1 6】熱電冷却装置を組み込む電気手術器具の遠位端アセンブリの概略図である。

【図 1 7】本発明と共に使用可能な遠位に載置したアセンブリの概略側面図である。

【図 1 8】本発明と共に使用可能な別の遠位に載置したアセンブリの概略側面図である。

【図 1 9】本発明と共に使用可能な搬送スリーブの概略図である。

【図 2 0】本発明と共に使用可能な別の搬送スリーブの概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0035】

図 1 は、電気手術器具の遠位端に電磁エネルギー（例えば、マイクロ波エネルギー）を供給することが可能な完全な電気手術システム 100 の概略図である。システム 100 は、エネルギー（マイクロ波エネルギー、熱エネルギー（例えば赤外線）または電気エネルギー（例えば直流電流）のうちの任意の 1 つ以上であり得る）を制御可能に供給するジェネレーター 102 を備える。一例にて、ジェネレーター 102 は国際特許出願第 W O 2 0 1 2 / 0 7 6 8 4 4 号に記載されている形状を取り得、それはマイクロ波エネルギーを供給するように配置される。器具に伝達される適切な信号を測定するために、電気手術器具から返された反射信号（すなわち反射電力）を監視するように、ジェネレーター 102 を配置し得る。

【0036】

ジェネレーター 102 は、インターフェイスクーブル 104 によってインターフェイスジョイント 106 に接続される。インターフェイスジョイント 106 は、例えば後述するように液体またはガス（例えば空気）を使用して拡張可能なアプリータを膨らませるための注射器などの流体送達装置 108 から流体供給 107 を受け取るためにも接続され得る。必要であれば、インターフェイスジョイント 106 は、トリガー 110 を摺動させることによって操作可能である器具制御機構を収容して、例えば 1 つ以上の制御ワイヤまたはプッシュロッド（図示せず）の長手方向の動き（前後）を制御できる。複数の制御ワイヤがある場合、完全な制御を提供するためにインターフェイスジョイント上に複数の摺動トリガーがあってもよい。インターフェイスジョイント 106 の機能は、ジェネレーター 102、流体送達装置 108 及び器具制御機構からの入力を、インターフェイスジョイント 106 の遠位端から延在する単一の可撓軸 112 内に結合することである。

【0037】

可撓軸 112 は外科用スコープ装置 114（例えば、内視鏡、胃内視鏡、腹腔鏡など）の機器（作業）チャンネルの全長を通して挿入可能である。本明細書で企図される十二指腸の治療において、胃内視鏡が好ましい場合がある。

【0038】

外科用スコープ装置 114 は、そこから器具コード 120 が延在する多くの入力ポート及び出力ポートを有する本体 116 を備える。器具コード 120 は複数の管腔を取り囲む外側ジャケットを備える。複数の管腔は、本体 116 から器具コード 120 の遠位端まで様々なものを運搬する。複数の管腔のうちの 1 つは上述の器具チャンネルである。他の管腔は、例えば遠位端に照明を提供するまたは遠位端から画像を収集するために、光放射を伝送するチャンネルを含んでもよい。本体 116 は遠位端を見るための接眼部 122 を含んでもよい。遠位端に照明を提供するために、光源 124（例えば L E D など）は照明入力ポー

10

20

30

40

50

ト 1 2 6 によって本体 1 1 6 と接続し得る。

【 0 0 3 9 】

可撓軸 1 1 2 は、外科用スコープ装置 1 1 4 の器具チャンネルを通して、その遠位端で（例えば、患者内部に）突出するように成形した、遠位アセンブリ 1 1 8（図 1 で縮尺どおりには示されていない）を有する。遠位端アセンブリは、ジェネレーター 1 0 2 からのエネルギーを生体組織内に送達するための手段を含む。

【 0 0 4 0 】

遠位アセンブリ 1 1 8 の構造は、器具チャンネルを通過するのに適している最大外径を有するように配置され得る。通常、胃内視鏡の器具チャンネルの直径は、4 . 0 mm 未満（例えば 2 . 8 mm、3 . 2 mm、3 . 7 mm、3 . 8 mm のうちの任意の 1 つ）である。可撓軸の長さは 1 . 2 m 以上（例えば 2 m 以上）であり得る。他の例にて、遠位アセンブリ 1 1 8 は、器具チャン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 1 1 2 の遠位端に載置され得る。あるいは可撓軸 1 1 2 は、その近位接続をする前に、遠位端から器具チャン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 1 1 8 は、外科用スコープ装置 1 1 4 の器具チャンネルより大きい寸法を有するのが可能になる。

【 0 0 4 1 】

ジェネレーター 1 0 2 からのエネルギーがマイクロ波エネルギーである場合、本体 1 1 6 は可撓軸に接続するための電源入力ポート 1 2 8 を含み、それは、ジェネレーター 1 0 2 からのマイクロ波エネルギーを遠位アセンブリ 1 1 8 へ伝送するのが可能な同軸ケーブル（例えば従来の同軸ケーブル）を備える。

【 0 0 4 2 】

少なくとも器具コード 1 2 0 の遠位端の位置を制御することが望ましい場合がある。本体 1 1 6 は、器具コード 1 2 0 を通って延在する 1 つ以上の制御ワイヤ（図示せず）によって器具コード 1 2 0 の遠位端に機械的に連結する、制御アクチュエータ 1 3 0 を含んでもよい。制御ワイヤは、器具チャンネル内またはそれ自身の専用チャンネル内を移動し得る。制御アクチュエータ 1 3 0 は、レバーもしくは回転ノブ、または他の任意の周知のカテテル操作装置でもよい。器具コード 1 2 0 の操作は、例えばコンピュータ断層撮影（CT）画像から組み立てたバーチャル 3 次元マップを使用する、ソフトウェア支援によってもよい。

【 0 0 4 3 】

以下の説明で、多くの異なる構成が上述の遠位アセンブリ 1 1 8 に関して記載されている。本明細書で遠位アセンブリ 1 1 8 は、遠位端アセンブリまたはアプリケーションと呼ばれてもよい。その機能は、生体組織内にエネルギー（例えばマイクロ波エネルギー、熱エネルギーなど）を送達することである。

【 0 0 4 4 】

後述する例は、マイクロ波エネルギーを送達するように配置されるアプリケーションと、熱エネルギー（例えば赤外線）を送達するまたは生体組織の他の熱的效果を励起するように配置されるアプリケーションと、に分けることができる。マイクロ波エネルギーを利用するアプリケーション構造に関する議論から開始し、それは図 2 ~ 図 1 4 に記載されている。

【 0 0 4 5 】

図 2 ~ 図 7 は、器具チャンネルの遠位端で膨張型バルーンを利用する多くのアプリケーション構造を示す。図 2 A に示すように、この種類のアプリケーション構造 2 0 0 は、スコープ装置の器具チャンネル内に置かれるスリーブ 2 0 2 を有し得、それは、それを通してアプリケーションの種々の要素が運ばれる管腔 2 0 4 を画定する。図 2 A（及び次の図面）は、スリーブ 2 0 2 の短い遠位区域だけを示す。スリーブ 2 0 2 は器具チャンネルの全長で延在し得ることが理解できる。図 2 A に示す例で、管腔 2 0 4 は同軸ケーブル 2 0 6 及び膨張管 2 0 8 を運ぶ。膨張管は、同軸ケーブル 2 0 6 内に組み込まれ得る（例えば、同軸ケーブル 2 0 6 の内部導体の中心を通過する中空路として）。膨張チャンネル 2 0 8 の近位端は、流体（液体またはガス）供給に接続している。

【 0 0 4 6 】

可撓性バルーン構造は、同軸ケーブル 2 0 6 の遠位端上に載置される。可撓性バルーン構造は、同軸ケーブル 2 0 6 の遠位端の囲まれた容積を画定する、変形可能な（例えば弾性）スキン 2 1 0 を備える。同軸ケーブルの内部導体 2 1 2 は、スキン 2 1 0 によって画定される容積内に延在する。膨張チャネル 2 0 8 は、囲まれた容積に流体連通を提供する、その遠位端の開孔を有する。流体は、バルーンを拡張する（膨らませる）またはそれを格納する（縮小する）ために、膨張チャネル 2 0 8 を通して送達され得る。アプリケーション 2 0 0 は、同軸ケーブル 2 0 8 及びバルーンがスリーブ 2 0 2 に対して移動可能であるように配置し得る。例えばスリーブ 2 0 2 は、同軸ケーブルに対して伸縮自在で、バルーンを露出させ得る。

10

【 0 0 4 7 】

図 2 B は拡張形状のアプリケーション 2 0 0 を示し、スリーブ 2 0 2 はバルーンを露出させるために同軸ケーブル 2 0 6 に対して近位に移動する。膨張媒質は膨張チャネル 2 0 8 を通して供給されて、バルーンを拡張させる。この例で、同軸ケーブル 2 0 6 はマイクロ波エネルギーを伝送するように配置される。同軸ケーブルの遠位端の内部導体 2 1 2 の露出部は、単極アンテナとして作用する。膨張媒質 2 1 4 は、バルーン 2 1 0 のスキンにマイクロ波エネルギーの効果的な移動を促進するように配置される低損失材料でもよい。

【 0 0 4 8 】

使用中、アプリケーション 2 0 0 は、図 2 A に示す格納位置のとき、G I 管（例えば十二指腸）内に配置され得る。適切な位置にあると、アプリケーション 2 0 0 は図 2 B に示す拡張構成に変え得る。拡張構成へ移動する際、バルーンは、G I 管の壁と接触するために径方向に外向きに延在し得る。良好な接触がバルーンと生体組織の間に形成されるように、スキン 2 1 0 は伸び得る。このように、アプリケーション 2 0 0 は、バルーン円周の周辺にマイクロ波エネルギーの均一用量を送達して、その周囲の生体組織を切除する、またはその表面を直すことができる。

20

【 0 0 4 9 】

低損失材料 2 1 4 は、空気、または低密度 P T F E、または泡状物質でもよい。低損失材料を提供することは、膨張媒質 2 1 4 内へのマイクロ波エネルギーの喪失によって膨張媒質の不必要な加熱が生じないことを確実にする。

【 0 0 5 0 】

膨張可能バルーンは任意の形状になり得る。選択される形状は所望の治療の種類に依存し得る。例えば、G I 管の一部に沿った周囲の治療が要求される場合、バルーンは細長い円筒形状を有し得る。他の実施形態にて、バルーンは、治療の長手方向の長さを制限するために短くてもよい（例えば球状）。

30

【 0 0 5 1 】

図 3 は、膨張可能バルーンを組み込む別のアプリケーション 2 5 0 の概略図及び部分断面図である。図 2 A 及び図 2 B に示される装置と共通した特徴は同じ参照番号が付与され、再度説明しない。スリーブ及び膨張チャネルは見やすさを考えて省略した。アプリケーション 2 5 0 は「溝付き」ラジエータとして構成される。複数の導電要素 2 5 2 はバルーンスキン 2 1 0 上に作成される。例えば導電要素 2 5 2 は、バルーンの外側の金属被覆領域または断片でもよい。導電要素 2 5 2 は、同軸ケーブル 2 0 6 の外部導体に電氣的に接続し得る。導電要素 2 5 2 は、マイクロ波エネルギーの供給を制限するのに役立つ。図 3 に示す実施形態で、マイクロ波エネルギーは導電要素 2 5 2 の間の間隙（溝）から送達される。このように治療の所望のパターンは、導電要素 2 5 2 の形状及び位置を適切に構成することによって得ることができる。例えばバルーンの片側は、マイクロ波エネルギーから G I 管側面を遮蔽するために金属被覆され得る。金属被覆した部分は、それが膨張する際バルーンと共に拡張することができる。例えば導電要素 2 5 2 は、金属被覆した可撓性ポリマー層から形成されてよい。

40

【 0 0 5 2 】

本明細書にて開示したバルーン型アプリケーション構造のいずれかで、膨張可能バルーンの

50

形状及び構成は、同軸ケーブル 206 から生体組織内へのマイクロ波エネルギーの効果的な結合を補助するインピーダンス変成器として機能するように配置され得る。

【0053】

整合した状態で、インピーダンスは以下の関係を満たす。

【0054】

【数1】

$$Z_t = \frac{Z_0^2}{Z_a} \quad (1)$$

【0055】

10

式中、 Z_t は組織インピーダンスであり、 Z_0 は同軸ケーブルの特性インピーダンスであり、 Z_a はアプリケーションのインピーダンスである。図3に示すアプリケーション構造に関して、 Z_a は以下として表される。

【0056】

【数2】

$$Z_a = \frac{138}{\sqrt{\epsilon_r}} \log_{10} \frac{D_2}{D_1} \quad (2)$$

【0057】

20

式中、 ϵ_r はバルーンの材料の比誘電率であり、 D_1 は内部導体の外径であり、 D_2 はバルーン表面上に載置された導電要素の内側表面の直径空隙である。したがって、バルーン形状及びバルーンを膨らませる材料の適切な選択によって、アプリケーション構造 250 は生体組織内にマイクロ波エネルギーを効率的に送達するように配置されることができる。

【0058】

図4は、本発明で利用できる別のアプリケーション 260 の概略図及び部分断面図である。更に上述のアプリケーションと共通する特徴には同じ参照番号が付与され、再説明しない。スリーブ及び膨張チャネルは見やすさを考えて図4でも省略した。

【0059】

30

図4のアプリケーション 260 は、導電構造 262 がバルーンスキン 210 の表面に提供されるという点で、図3に示すものと類似の構造を有する。しかし、この実施形態では、同軸ケーブル 206 の内部導体 212 は、エネルギーをバルーンスキン 210 により画定した容積内に放出しない。その代わりに、導電性コネクタ（この例でワイヤループ 264）は、同軸ケーブル 206 の遠位端を越えて伸びて、内部導体を同軸ケーブル 206 の遠位端に接続し、それにより、同軸ケーブル 206 の外部導体に接続する近位端を有する。これは短絡状態を作成する。溝 266 は、短絡状態の結果として発生した電界最大値に対応する位置で、導電構造 262 に提供される。したがって最初の溝は、ワイヤループ 264 と外部導電構造 262 の間の接続点から波長の 1/4 で離間配置される。次の溝 266 は半分の波長で隔置される。この場合、波長は膨張媒質の誘電特性に依存する。したがって、膨張媒質及び溝の基部の適切な選択によって、図4に示す構造はマイクロ波エネルギーを効率的に放射できる。

40

【0060】

図5は、本発明の別の実施形態で利用できるアプリケーション 280 の概略側面図を示す。上述のとおり、これまでの例と共通の特徴には同じ参照番号が付与され、再説明しない。アプリケーション 280 は図3に示す例と類似している。同軸ケーブル 206 の内部導体 212 は、膨張可能なスキン 210 により形成される膨張可能なバルーン内に突出する。バルーンを膨らませるための膨張チャネルは見やすさを考えて省略する。

【0061】

この例で、折り畳み構成を有する導電構造 282 は膨張可能なスキン 210 の外側表面に形成される、またはその上に載置される。導電構造 282 は、バルーンの周囲に巻かれた 2 セットの導電バンドを備える。各セットは長手方向に隔置した複数の平行バンドを備

50

える。第 1 セットのバンドは十字に交差した第 2 セットのバンド上にある。バンドの幅は選択され、その結果バルーンを膨らませる際、間隙 284 はバンドが交差する接合部に隣接して現れる。前記例で間隙 284 はひし形の形状を有する。拡張可能なスキン 210 は間隙で露出し、それは、それを通してマイクロ波エネルギーが送達できる放射孔を示す。器具チャネルを通った引き抜きまたはスリーブ（図示せず）内への後退を補助するために収縮した（引き戻された）構成のとき、バンドの十字交差の性質は十分な可撓性をバルーンに提供する。

【0062】

図 5 に示す例で、導電性材料 282 のバンドは同軸給電ケーブル 206 の外部導体に接続し得る。リーキーフィーダー型エネルギー送達構造として作動する図 5 に示す構造のために、導電性バンドの幅はマイクロ波エネルギーの波長の半分に設定され得るが、一方で間隙 284 は波長の 1/8 以下の最大寸法を有し得る。上述のように、マイクロ波エネルギーの波長は膨張性スキン 210 内に含有される膨張媒質に依存する。したがって、膨らむとき、バルーン表面に現れる導電性バンド及び間隙のサイズに関連して膨張媒質を選択することによって、図 5 で示す構造はリーキーフィーダーとして作動するように作成できる。

10

【0063】

図 6 は、本発明の実施形態による電気手術器具で利用できる別のアプリケーション 290 の概略側面図を示す。上述のとおり、これまでの実施形態と共通の特徴には同じ参照番号が付与され、再説明しない。スリーブ及び膨張チャネルは見やすさを考えて省略した。

20

【0064】

図 6 に示すアプリケーション 290 は、膨張性スキン 210 の外側表面上に形成された一連の十字に交差した円周バンドを含むという点で図 5 のアプリケーション 280 と類似している。しかし、この実施形態では、同軸ケーブル 206 の内部導体 212 はマイクロ波エネルギーをバルーンの内部容積に放出するように配置されない。その代わりに、十字に交差したバンドは、その上に形成される細い導電性細片を有する誘電（絶縁）材料 292 の細片から形成される。十字に交差した細片は、バルーン周囲の一方向に巻かれた上面細片と、反対方向へ巻かれた底面細片と、を備える。これらのバンドのそれぞれ上の導電性細片は、同軸ケーブル 206 の異なる導体に接続している。したがって示される実施例にて、上面バンド上の導電性細片 294 は内部導体に接続し、底面バンド上の導電性細片 296 は外部導体に接続している。この構成で、放射状マイクロストリップ型構造は、最上層が最下層を通過する接合部で形成される。したがってこれらの接合部は、マイクロ波エネルギーを周囲の組織内に放射できる。

30

【0065】

図 7 は、本発明の別の実施形態による電気手術器具で利用できるアプリケーション 300 の概略部分断面図を示す。上述のとおり、これまでの例と共通の特徴には同じ参照番号が付与され、再説明しない。スリーブ及び膨張チャネルは見やすさを考えて省略した。この例で同軸ケーブル 206 の内部導体 212 は、膨張性容積 303 を画定する拡張可能な内側表面 304 上の導電性被覆に接続している。内側表面 303 は、誘電体材料層 302 によって外側表面 305 から分離される。外側層 305 は、その上に形成される 1 つ以上の導電要素 306 を有し得る。これらの導電要素 306 は、放射状アンテナ（例えば放射状パッチなど）として作用するために特定の寸法にされ得る。

40

【0066】

誘電体材料層 302 はそれ自体上述した膨張性スキン 201 でもよく、すなわち内側表面 304 及び外側表面 305 は単に拡張可能な材料の同じ部分の反対面にある。しかし、別の実施形態では、内側表面 304 及び外側表面 305 は、間に挟んだ導電体 302 を有する材料の別個の層に提供され得る。この例で前記構造は、バルーン内のバルーンに似ている可能性がある（すなわち、表面 305 によって形成される外側バルーン内に入れ子になった表面 304 によって形成される膨張可能バルーン）。誘電体材料 302 は流体でもよい。それは一定の容積を有し得る、または例えば内側導電性表面 304 と外側導電要素

50

306の間の距離を制御するために、それは別々に膨張可能でもよい。

【0067】

上述した例はすべて、膨張型バルーンがエネルギー送達構造の一部として使用されるアプリケーションに関する。しかし本発明は、膨張可能バルーンの使用に限定する必要はない。マイクロ波エネルギーを送達するための代わりの構造は、ここで図8～図13に関連して述べられる。

【0068】

図8A及び図8Bは、本発明の実施形態の電気手術器具の使用に適しているアプリケーション320による概略部分断面図を示す。膨張可能バルーンを使用する代わりに、アプリケーション320は、外科用スコープ装置の器具チャンネル内に載置されるスリーブ202から延在して、格納されることができる回転可能な放射回転盤324を有する。図8Aは、放射回転盤がスリーブ202内にある格納した構成のアプリケーション320を示す。図8Bは、放射回転盤324がスリーブ202の外にあって、生体組織に隣接して接触できる延出した配置のアプリケーション320を示す。放射回転盤324は、スリーブ202内に摺動自在なハウジング322に回転可能に載置される。ハウジング322は、そこから放射回転盤324が突出するその末端に開孔323を有する。この例で開孔323はハウジング322の遠位端の一方にある。しかし、それは他の位置にあることができる。

10

【0069】

放射回転盤324は任意の好適な形状を有してもよい。それは球体、円筒または他の回転対称なものでもよい。放射回転盤324の回転軸はエネルギー伝送構造の一部でもよい。例えば回転軸は、ハウジング322を通して運搬される同軸ケーブル206の内部導体212に接続されてよい。あるいは別個の軸はハウジング322に載置され得、同軸ケーブルに連結した異なる手段が使用できる。

20

【0070】

図8Cは一例の放射回転盤用の適切な構造を概略的に示す。図8Cは適切な放射回転盤構造324の概略側面図及び正面図を示す。この例で回転盤構造は、ハブがハウジング322に対して回転できるように、軸を受けるための孔328を有する内側ハブ326を有するシリンダまたはディスクを有する。ハブ326の外側表面はその上に形成される導電性材料330の層を有し、それは回転盤の片面または両面上の導電リング330として露出する。同軸ケーブル206の内部導体212は、導電リング330に接触するように成形される。回転盤324が回転する際、回転盤が同軸ケーブルに対して回転する場合でもリング330と内部導体の間の接点が残る。誘電材料332の環状部分は導電リング330の上部に提供される。誘電環状部分322の外側表面に複数の導電性パッチ334があり、それは接地され得る。パッチ334が同軸ケーブルにより送達されるマイクロ波エネルギーを放散するように、誘電体層332の厚み及びパッチ334の寸法は選択される。

30

【0071】

マイクロ波エネルギーが同軸ケーブルにより供給されると共に、図8A、図8B及び図8Cに示す装置は、スリーブ202に対してハウジング332の長手方向の移動を生じさせることによってGI管生体組織の長手方向片を切除するのに好適であり得る。他の例では、例えば組織の周囲片の治療を可能にするために、放射回転盤の回転軸は異なることができる。

40

【0072】

図9A及び図9Bは、本発明の実施形態の電気手術器具で使えるアプリケーション350の概略側面図を示す。この例でアプリケーションは、外科用スコープ装置の器具チャンネル（またはスリーブ202）を通過して長手方向に移動できるパドル構造を含む。器具チャンネルまたはスリーブ202内に適合できる輪郭を有する平坦な配置（図9Aに示す）と、器具コードの遠位端周囲の生体組織と接触できる径方向に延出した配置（図9Bに示す）との間にパドルは径方向に移動可能であり得る。

【0073】

図9Bに示すようにアプリケーション350はパドル352を備え、それは、その上へ放射

50

構造 3 5 4 を載置したまたは作成した剛性誘電体材料の細片であることができる。放射構造 3 5 4 は、誘電体材料によって分離される一対の平行の導電性細片を有する双極構造でもよい。導電性細片は、スリーブ 2 0 2 内で載置した同軸ケーブル 2 0 6 の内部及び外部導体に、適切な導電配線（図示せず）によって電氣的に接続され得る。平坦配置と径方向に延出した配置の間にパドル 3 5 2 を移動するために、パンタグラフ型ヒンジ機構 3 5 6 が同軸ケーブルとパドル 3 5 2 の間に提供される。パンタグラフ構造は一対の協働ヒンジ要素から形成され得る（それは、適切な剛性材料（例えばステンレス鋼）から形成したりビングヒンジであり得る）。前記構造は、スリーブを通して延在する引き棒 3 5 8 によって操作できる。

【 0 0 7 4 】

10

図 1 0 A 及び図 1 0 B は、図 9 A 及び図 9 B に示すものと同じ形状で動作するアプリケーション構造 3 6 0 を示す。この 2 つの例で共通の特徴には同じ参照符号が与えられており、その説明は繰り返さない。図 1 0 A 及び図 1 0 B で、図 1 0 B で示す装置の正面図に示すように、互いに角度 9 0 度で離間する方向に径方向に延在するように配置される 4 つのパドルがある。平坦構成のときのアプリケーション構造 3 6 0 の形状を図 1 0 A 及び図 1 0 B に点線 3 6 2 で示す。

【 0 0 7 5 】

上述のパドルの例は、例えばパドル 3 5 2 上に載置され、固定した放射構造 3 5 4 を有する、膨張可能バルーンを含むように構成され得る。追加の圧力を治療領域に加えるのを可能にするために、バルーンの膨張は径方向への移動機構とは独立して制御され得る。

20

【 0 0 7 6 】

図 1 1、図 1 2 及び図 1 3 は、可撓性基板上に作成される 1 つ以上の放射素子からマイクロ波エネルギーが送達されるアプリケーション構造に関する。放射素子は例えばパッチアンテナでもよい。一例で可撓性基板は誘電層を表し、それは、片側の同軸ケーブルの内部導体と、反対側上に形成される 1 つ以上の導電性パッチ（それは接地される、または電氣的に浮いている）と接続する導電層（例えば金属被覆層から形成される）を有する。導電性パッチは、可撓性基板上に形成される（基板表面上のまたはその下方の接続配線と共に）別個の金属被覆部分でもよい。導電性材料のパッチの寸法は、それが同軸ケーブルにより送達されるマイクロ波エネルギーを放散するように選択される。

【 0 0 7 7 】

30

可撓性基板は、外科用スコープ装置の器具チャネルによる挿入に好適な格納配置と、G I 管壁を形成する生体組織内にマイクロ波エネルギーを送達するのに好適な展開配置との間に移動可能であり得る。

【 0 0 7 8 】

図 1 1 は、可撓性基板を使用するアプリケーション構造 3 8 0 の一例を示す。アプリケーション構造は、外科用スコープ装置（例えば胃内視鏡）の器具チャネル内の長手方向に摺動可能に載置されるカテーテル 3 8 2 を備える。カテーテル 3 8 2 は、器具チャネルを通して延在するスリーブ 2 0 2 に摺動可能に載置されてよい、または単独で器具チャネルに載置されてよい。マイクロ波エネルギーを伝送する同軸ケーブル 2 0 6 は、カテーテルの長さに沿って延在する。同軸ケーブルの遠位端は可撓性誘電体材料シート 3 8 4（例えば、R o g e r s C o r p o r a t i o n 製 R f l e x（登録商標））で終端する。長手方向溝 3 8 5 はカテーテル 3 8 2 の側面に形成される。溝がカテーテル 3 8 2 の外側に露出するように、可撓性誘電体シート 3 8 4 がそれを通して通過できるように、溝は特定の寸法にされる。可撓性誘電体シート 3 8 4 は、カテーテル 3 8 2 内で含まれるコイル状構成と、溝 3 8 5 を通過してカテーテル 3 8 2 の円周の一部または全体の周囲に位置する展開（または広げた）構成との間のカテーテル軸周囲を回転可能であり得る。

40

【 0 0 7 9 】

可撓性誘電体シート 3 8 4 は曲がった形状に予め成形されてもよく、その結果、広げた構成のとき、それはカテーテル 3 8 2 の本体周囲に優先的に巻きつく。

【 0 0 8 0 】

50

可撓性誘電体シート 384 の 1 つの表面は、その上の規則的間隔の配列で形成した複数の導電性パッチ 386 を有する。前記パッチは誘電体表面の金属被覆領域でもよい。可撓性誘電体シート 384 の反対側（図 11 に示されない）で、導電性材料の完全な層（例えば金属被覆）は導電要素 306 の配列の後ろに形成される。完全な導電層は同軸ケーブル 206 の内部導体に電氣的に接続する。導電性パッチ 386 は、同軸ケーブルにより送達されるマイクロ波エネルギーの放射素子として機能するために特定の寸法にされる。放射素子は、格納していない構成のとき、可撓性誘電体シート 384 の外向きに面する表面に配置される。

【0081】

図 12A は、可撓性基板 384 の異なる展開メカニズムを有するアプリケーション 400 の概略図を示す。この例で可撓性基板 384 は同軸ケーブルの遠位端に取り付けられる。スリーブ 402 は同軸ケーブル 206 周囲に載置される。可撓性基板 384 がスリーブ 402 の遠位口 406 を通過するように、スリーブ 402 及び同軸ケーブル 206 は互いに対して摺動可能である。可撓性シート 384 は、図 12C で示す可撓性シートに巻いた構成を取らせる方法で口 406 と係合する近位に向く湾曲面 404 を有する。巻いた部分の直径は、可撓性シートがどのくらいスリーブ 402 内に位置するかに依存し得る。

10

【0082】

図 12B は可撓性シート 304 の代替形状を示す。この例で可撓性シートは、長手方向に延在する 1 つの平坦端と、図 12C で示す可撓性シートに巻いた構成を取らせるスリーブ 402 の口 406 と係合するように配置される近位に向く 1 つの曲線縁 408 と、を有する。

20

【0083】

上述の可撓性アプリケーションに関して、例えば特定の位置（例えば治療する組織に対向する）をとらせるために、可撓性シートの形状または配置を制御する手段を含むことも望ましい場合がある。したがってこのアプリケーションはシート形状制御メカニズムを含み得る。これは任意の好適な形状を取り得る。例えばそれは、可撓性シートを外側に付勢するのに適している放射状コイルパネを備え得る。制御ロッドは、例えばスリーブを通過して挿入する間、パネが引き戻されるのを可能にするために提供され得る。別の例でシート形状制御メカニズムは、例えば可撓性シートの後面に適用される 1 つ以上のバイメタル要素を含んでよい。第 3 の例でシート形状制御メカニズムは、膨張する際に広がるのに適しているコイル状バルーンを含んでよい。可撓性シートは、それがバルーン膨張の際に必要な位置をとるように、バルーンに固着され得る。

30

【0084】

上述の例で放射素子は、可撓性誘電体材料のシート表面上の配列に作成された。他の例で可撓性基板材料は、そこに沿って形成した一連の放射素子を有する 1 つ以上の細片として提供され得る。図 13A はこの着想の概略図を示す。図 13A に、可撓性誘電体材料により形成された 3 つの細片 410 がある。各細片はその裏面（図示せず）上に形成される一連の導電性材料を有し、それは適切なワイヤまたは配線 414 によって同軸ケーブル 206 の内部導体に接続している。各細片 410 の前面に、一連の導電性パッチ 412 は形成される。導電性パッチ 412 は、上述のものと類似のやり方で放射素子として機能するように構成される。

40

【0085】

本発明による電気手術器具での使用に適するアプリケーション構造にて、このような可撓性細片のうちの 1 つ以上を後述するように使用し得る。

【0086】

図 13B は、本発明の実施形態の電気手術器具での使用に適しているアプリケーション構造 420 を示す。アプリケーション構造 420 は、図 13A に関連して上述したように可撓性基板片 410 を利用する。この例でアプリケーション構造は、外科用スコープ装置の器具チャンネル内に摺動可能に載置される細長いプローブハウジング 422 を備える。プローブハウジング 422 は、それが位置に挿入されるとき損傷が生じるのを防ぐために、丸い遠位先端

50

を有する。プローブハウジング 4 2 2 は器具チャンネル内に存在するスリーブ 2 0 2 に載置されて、それに対して摺動可能であり得る、またはそれは任意の周囲の支持なしに器具チャンネルに直接挿入され得る。

【 0 0 8 7 】

図 1 3 B に示す例で複数の長手方向溝 4 2 4 は、プローブハウジング 4 2 2 の遠位部に形成される。その上に形成される複数の放射素子 4 1 2 を有する可撓性細片 4 1 0 が貫通してそこから径方向に突出できるように、長手方向溝 4 2 4 はサイズ設定される。

【 0 0 8 8 】

可撓性細片 4 1 0 は、プローブハウジング 4 2 2 の本体内に位置する平坦な構成と、例えば生体組織に接触してマイクロ波エネルギーをそれに送達するためにそれらが長手方向溝 4 2 4 の外側に突出する展開した構成（図 1 3 B に示す）との間に移動可能である。これらの 2 つの位置の間に移動するために、可撓性細片 4 1 0 は、プローブハウジング内に取り付け可能な摺動可能制御ロッドにその近位端で取り付けられる。一例で摺動可能な制御ロッドは、放射構造にマイクロ波エネルギーを供給した同軸ケーブル 2 0 6 である。

【 0 0 8 9 】

図 1 3 C は、本発明の実施形態の電気手術器具での使用に適しているアプリケーション構造 4 3 0 の概略側面図を示す。アプリケーション構造 4 3 0 は、装置の長手方向軸周囲の螺旋コイル構成に巻いた上述の可撓性細片 4 1 0 を使用する。放射素子（図 1 3 C に図示せず）は、螺旋コイルから径方向外向きに面するように配置される。この例で可撓性基体を使用される材料は、螺旋コイルが使用中にその形状を保持するのに十分な剛性を有するのを確実にするように選択されてもよい。コイル構造は、外科用スコープ装置の器具チャンネルを通して延在するスリーブ 2 0 2 に摺動可能に載置され得る。一例でコイル構造の直径は、例えばコイル構造の遠位端 4 3 4 とコイル構造の近位端 4 3 6 の間の距離を制御することによって可変であり得る。近位端 4 3 6 は、コイル構造が同軸ケーブル 2 0 6 の遠位端と接続する（例えば、取り付けられる）ところでもよい。コイル構造の遠位端 4 3 4 は、近位端 4 3 6 に対して摺動可能な制御ロッド 4 3 2 に取り付けられてよい。コイル構造の両端を近づくように動かすことで、コイルの回転に直径を増加させる場合がある。したがってコイル構造が展開した配置、すなわち器具チャンネル及び / またはスリーブ 2 0 2 の外側にあるとき、制御ロッド 4 3 2 は治療する放射構造を、生体組織の近くにするために使用できる。

【 0 0 9 0 】

図 1 3 D は、本発明の実施形態の電気手術器具で利用できるアプリケーション構造 4 4 0 を示す。アプリケーション構造 4 4 0 は上述の可撓性細片 4 1 0 を使用する。この例で可撓性細片 4 1 0 は、プローブハウジング 4 4 2 から延在しかつ引き戻されることが出来るループを形成する。プローブハウジング 4 4 2 は、上述した例と同様にして外科用スコープ装置の器具チャンネルに摺動可能に載置され得る。プローブハウジングは、ループの両端が通過するその遠位面に一对の開孔を有し得る。可撓性細片 4 1 0 は、プローブハウジング 4 4 2 内に載置される摺動可能な制御ロッドの操作によってこの開孔を通してハウジング内に引き入れられることができる。一例で制御ロッドは同軸ケーブル 2 0 6 であることができる。

【 0 0 9 1 】

図 1 4 は、本発明の実施形態の電気手術器具で利用できるアプリケーション 4 6 0 の概略側面図を示す。この例でエネルギーは、器具の遠位端で衝突されることが出来るプラズマによって生体組織に送達される。前記アプリケーションは、外科用スコープ装置の器具チャンネル内に摺動可能に載置されるプローブハウジング 4 4 2 （例えば単独でまたはガイドスリーブ 2 0 2 と共に）を備える。プローブハウジングは、同軸ケーブル 2 0 6 を運んでガス流路 4 4 5 を形成する内部管腔を画定する。プローブハウジング 4 4 2 の近位端は、ガス（例えばアルゴンなど）供給に接続している。プローブハウジング 4 4 2 の遠位端で、1 つ以上の溝 4 4 4 または開孔はガスが流出するのを可能にするために側壁に形成され得る。同軸ケーブル 2 0 6 は、マイクロ波エネルギーをプローブハウジング 4 4 2 の遠位部に伝

10

20

30

40

50

送するように配置される。同軸ケーブルの外部導体は、１つ以上のコネクタ４４６によってプローブハウジング４４２に電氣的に接続している。同軸ケーブルの内部導体２１２は外部導体の遠位端を越えて突出し、プローブハウジング４４２の遠位端に電氣的に接続している。この配置によって、プローブハウジング４４２内で電界を設定する短絡状態が生じる。プラズマがガス流路４４５に沿って供給されるガスと衝突することができるように、溝４４４は予想される電界最大値に位置する。

【００９２】

上述のアプリケーション構造は組織内マイクロ波エネルギーを送達する方法に関する。図１５及び図１６は異なる形態のエネルギーを使用できるアプリケーション構造を示す。

【００９３】

図１５は本発明と共に使用するのに適しているアプリケーション５００の概略側面図である。アプリケーション５００はグラフェンケーブルの束５０２を備える。ケーブル束５０２は、外科用スコープ装置の器具チャネルを通過するのに好適な長さを有し得る。例えばそれは長さ２メートル以上でもよい。グラフェンケーブルが非常に効率的に熱エネルギーを伝動することは周知である。したがってケーブル束５０２の近位端は熱源（図示せず）と熱的連通関係にある。熱源からの熱エネルギーはごくわずかな損失で器具チャネルを通過してケーブル束によって伝送でき、それによって不必要な腔内加熱の危険性を制限するまたは最小限度に抑える。

【００９４】

ケーブル束５０２の遠位端で、個々のグラフェンケーブル５０４は、生体組織内にケーブル５０２通って移送する熱を方向づけるために操作されることができブラシ構造内に分離される。

【００９５】

図１６は本発明で使用するアプリケーション構造５１０の概略側面図を示す。アプリケーション５１０は熱電冷却効果を利用して、遠位先端の両側に熱を移して生体組織の冷却及び／または加熱効果を誘導する。アプリケーション５１０は、外科用スコープ装置の器具チャネル内に摺動可能に載置されるプローブ５１２を備える。プローブ５１２は器具チャネルに直接載置されてよい、または適したスリーブ２０２内に保持され得る。プローブ５１２は、プローブが位置内に移動するとき組織の損傷を防ぐために丸い遠位先端５１４を有する。熱電装置５１６はプローブ５１２の遠位部に載置される。熱電装置５１６は、プローブ５１２の両側に配置される一対の熱伝導プレート５１８、５２０を有する。熱伝導プレート５１８、５２０は、ペルチェ効果を使用してその電流の印加の際にプレート５１８、５２０の間に熱流を作成するのに適している半導体構造によって分離される。電流は、ケーブル５２２を介して装置の近位端で適切なＤＣ電源から提供される。

【００９６】

内視鏡の器具チャネルによる挿入に適しているサイズで既に述べたようなアプリケーション構造を製造し得ると共に、場合によっては、アプリケーション構造はより大きいことが望ましい場合がある。実際にいくつかの構造のレイアップ構造、複雑さ及びそれに伴う大きさを考慮すると、その近位端から一般的なＧＩ可撓性ビデオ内視鏡の器具チャネルを通してそれらを供給することは可能でない場合がある。本明細書の開示は、このようなアプリケーション構造の導入及び制御の多くの代替手段を想到する。このような構造の例は図１７～図２０に関連して後述する。これらの着想が任意のＧＩ経口法または経直腸法の適用可能性を見だし得、そこで可撓性内視鏡及び視覚化が必要とされ、遠位アプリケーション構造は可撓性ＧＩ内視鏡の器具（または操作）チャネルによる導入を防ぐためであることを理解すべきである。

【００９７】

図１７及び図１８は、患者への挿入前に器具コードの遠位端で載置できるアプリケーション（例えば上述のアプリケーションのいずれか）用の搬送構造に関する。

【００９８】

図１７は、外科用スコープ装置（例えば内視鏡または胃内視鏡）の器具コード６００の

10

20

30

40

50

遠位端による概略断面図である。器具コードは、治療領域へ及びそこから光信号を伝送するための１つ以上の視覚化管腔６０２と、治療領域にプローブ６０６を運搬するための器具チャンネル６０４（また、本明細書では操作チャンネルとも称す）と、を備える。

【００９９】

図１７にて、アプリケーション６１２用の搬送部６０８は、器具コード６００の遠位端上にもまたはその周囲に載置できる適合クリップ式アタッチメントという形態をとる。アプリケーション６１２（本明細書で記載の遠位アプリケーションアセンブリのしぼんだバルーン及び他の任意のものでもよい）が入れ子になる凹部を形成するために前方へ突出するカップ部６１０を、搬送部６０８は有する。カップ部は、導入の際、滑らかに外側にカーブした適合形状を患者に示す。折り畳まれた／しぼんだアプリケーション６１２は、導入の間、良好な視性を確保するために視覚化管腔（複数可）６０２を暗くするのを避けるような方法で、カップ部６１０の内面に対して配置される及び／またはそれに留められることができる。

10

【０１００】

カップ部６１０は、クリップ６１４によって器具コード６００の遠位端に固着する。器具コード６００が患者内に挿入される前に、プローブ６０６は操作チャンネル６０４により挿入される。これは、遠位端から操作チャンネル６０４に後退するプローブ６０６（それは上述のようなマルチ管腔軸を備える）を入れることによって行われてよい。この後プローブの近位接続が行われ得、器具コード６００が患者内に導入される前に、搬送部６０８は器具コード６００の遠位端に取り付けられる。提供される代替例で、アプリケーション６１２はプローブ６０６の遠位端に取り付けてよい（例えば搬送部６０８を取り付けるのと同時に）。

20

【０１０１】

一旦治療部位でアプリケーション６１２は展開して、カップ部６１０のすぐ前の位置で使用できる、またはカップ部を越えて後退でき、そこでカップ部は治療の遮蔽板として機能できる。

【０１０２】

患者からの装置の回収は、器具コード６００及び*in situ*アプリケーション６１２の両方を患者から同時に引き出す前に、格納構成または低容積構成（例えばバルーンをしぼませることによって）内にアプリケーション６１２を切替えることによって実行される。

【０１０３】

30

図１８は、外科用スコープ装置（例えば内視鏡または胃内視鏡）の器具コード６００の遠位端による概略断面図である。図１７と共通の特徴には同じ参照番号が付けられ、再度説明しない。

【０１０４】

図１８で、搬送部６１６は器具コード６００の遠位端にもまたはその周囲に提供され、その結果、その最遠位端は器具コードの端と事実上ぴったり重なる。搬送部６１６は、アプリケーション６１２を保持するポケット６１８を画定するために器具コード６００の外側上に載置した壁である。ポケット６１８は、器具コード６００周辺の全部またはその一部の周囲に延在し得る。ポケットの外側形状は、導入を補助するために滑らか及び整合であり得る。アプリケーション６１２はポケット６１６内に置かれて、近位接続のために操作チャンネル６０４を通して後退するように入れられるプローブ６０６に接続した。アプリケーションの操作及び回収は図１７に関する上述のものと同じである。

40

【０１０５】

図１９は本発明と共に使用するのに適している搬送システム６５０の概略部分断面図である。前記システムは、そこから延在する可撓性器具コード６５４を備える本体６５２を有する外科用スコープ装置を備える。この例で搬送システム６５０は、同軸にまたは偏心的に器具コードの全長上適合する可撓スリーブ６５６を提供する。

【０１０６】

スリーブ６５６は、１つ以上の必要とされる供給物（例えば膨張媒質、同軸ケーブル、制御ワイヤなど）を遠位アプリケーション６６０に運搬するためのカスタムメイドの外部導管

50

を提供する。アプリケーション 660 を、図 17 または図 18 に関連して上述した搬送構造の 1 つを使用するスリーブ 656 の遠位端に載置し得る。スリーブ 656 はアプリケーション 660 の一体部分または別の要素でもよい。

【0107】

使用中、しばんだアプリケーション 660 を備えるスリーブ 656（例えば搬送部内に載置した）は、患者内への挿入前に、可撓性器具コード 654 上に最初に供給される。

【0108】

この配置で、アプリケーションの供給は器具コードの操作チャンネル内にあるように制約されない。これによって、大幅に小さい直径の可撓性ビデオスコープと共に装置が使用されることを可能にし得る。例えばスリーブを、操作チャンネルを有しないスコープ装置と共に使用してもよい。あるいは操作チャンネルを有するスコープ装置と共に使用する場合、操作チャンネルは別個の（追加の）器具の導入のために使用してよい。

【0109】

図 20 は本発明と共に使用するのに適している搬送システム 670 の概略部分断面図である。図 19 と共通の特徴には同じ参照番号が付けられ、再度説明されない。

【0110】

この例で、アプリケーション 660 に供給物を運搬する搬送スリーブ 672 は、外科用スコープ装置の器具コード 654 に固定される（例えば留められる）。搬送スリーブ 672 は、理想的にはロープロファイルレイアウトの多腔型軸管を備え得る。それは、その長さに沿って間隔をおいて複数のクリップ 674 によって器具コードに固着する。図 17 及び図 18 に関連して上述したものと類似の搬送部（図示せず）は、搬送スリーブ 672 の遠位端に載置され得、器具コード 654 の遠位端に留められ得る。

【0111】

上述のように、導入の間、操作者の良好な可視性を確実にしつつ、搬送部及び搬送スリーブ 672 は患者内に組み合わせた器具コード 654 及びアプリケーション 660 を導入するために小さな位置を提供し得る。ロープロファイル及び滑らかな適合した外側形状を提供することによって、搬送アセンブリ及びクリップは、導入の間、患者への不快さを、確実に、最小限度にできる。

【0112】

図 19 に示すシステムと同様に搬送システム 670 はスコープ操作チャンネルを利用せず、それは、より小さな直径のスコープ（操作チャンネルなし）を使用できる、または操作チャンネルは異なる目的（例えば器具の分離）もしくは他の種類の供給（例えば流体）のために使用できることを意味する。

【0113】

別の例で本発明の装置は、アプリケーションを治療部位へ運ぶための患者内の挿入用の可撓性イントロデューサーを備え得る。可撓性イントロデューサーは、別個の可撓性内視鏡に対する要件を不要にし得る。可撓性イントロデューサーは、同軸ケーブルを囲むことができるスリーブを備え得る。あるいは可撓性イントロデューサーは、アプリケーションに付随する供給ラインが取り付けられることできる可撓性ロッドまたは針を備え得る。可撓性イントロデューサーは操作可能であり得、例えばその長さに沿って延在する 1 つ以上の制御ワイヤを有し得る。イントロデューサーは、アプリケーションとは別にまたはそれと一体化して形成され得る。

【0114】

イントロデューサーは、光放射を治療部位に伝送するための内部光チャンネルを含んでよい。例えばイントロデューサーまたはアプリケーションは、装置の遠位端に載置したカメラを含んでよい。光チャンネルは、カメラからの照明信号及び画像信号を伝送するための光ファイバーを含んでよい。

【0115】

アプリケーションにカスタムメイドのイントロデューサーを提供することは、より大きな直径の操作チャンネルがアプリケーションと付随する供給ラインを運搬するために提供されるのを

可能にし得る。イントロデューサーは使い捨てまたは低容量リポーザブルであり得る。

【 0 1 1 6 】

装置は、治療領域の直接の視覚化を提供するスコープ装置と共に使用する必要はない。例えば装置は、超音波スキャナまたは類似の種類の外部の視覚化手段と共に使用してもよい。このような例で使用する可撓性イントロデューサーまたはカニューレは、その近位及び遠位領域のその長さに沿った目盛りを備え得る。遠位の標識は、走査画像の可視性を改善するために放射線不透過性でもよい。したがって標識は治療の位置参照として使用できる。

【 0 1 1 7 】

参考文献

[1] Cherrington, et al. 13th World Congress on Insulin Resistance, Diabetes & Cardiovascular Disease. Los Angeles, Calif., USA, December 2015.

10

【 図 1 】

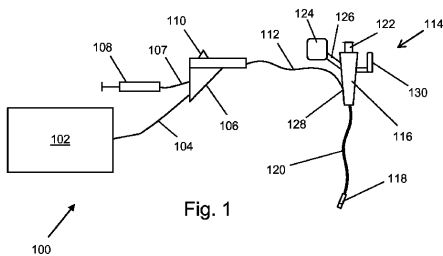


Fig. 1

【 図 2 A 】

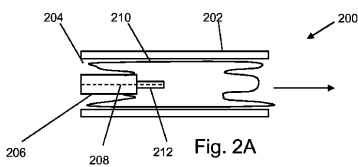


Fig. 2A

【 図 2 B 】

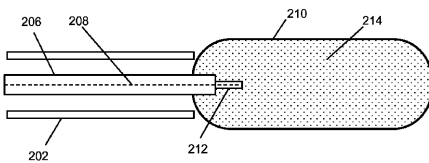


Fig. 2B

【 図 3 】

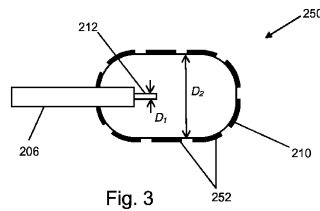


Fig. 3

【 図 4 】

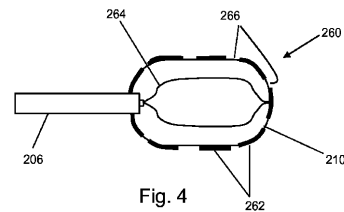


Fig. 4

【 図 5 】

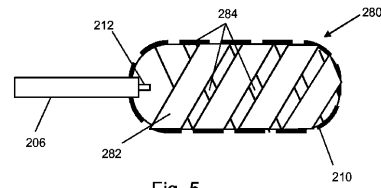
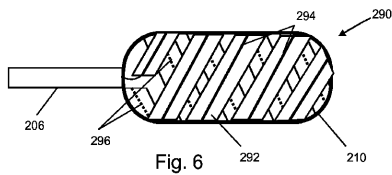
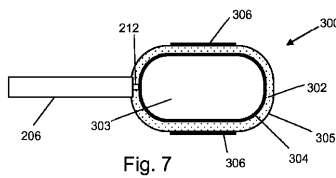


Fig. 5

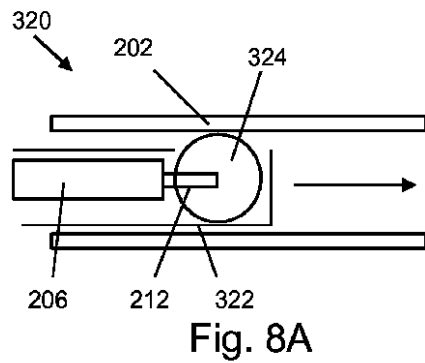
【図 6】



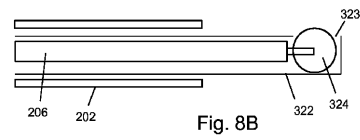
【図 7】



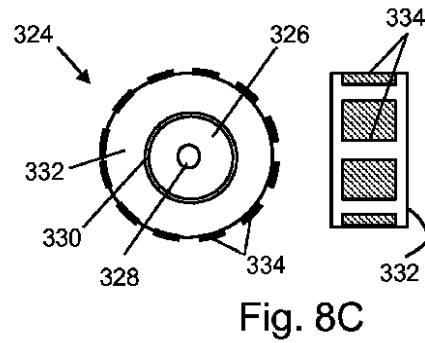
【図 8 A】



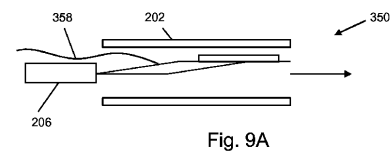
【図 8 B】



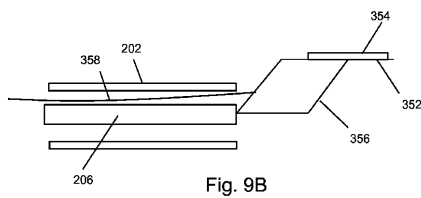
【図 8 C】



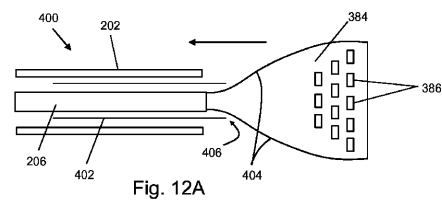
【図 9 A】



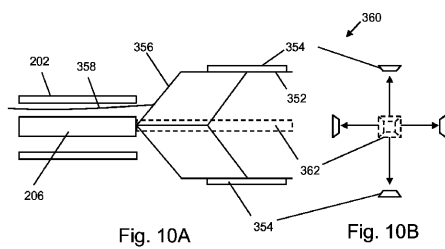
【図 9 B】



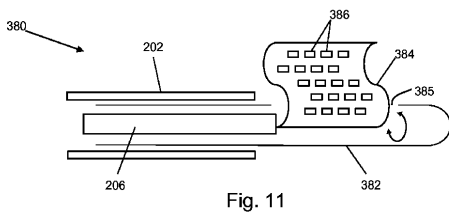
【図 1 2 A】



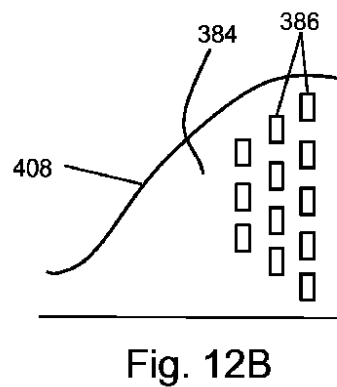
【図 1 0 A - 1 0 B】



【図 1 1】



【図 1 2 B】



【図 1 2 C】

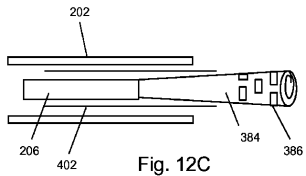


Fig. 12C

【図 1 3 A】

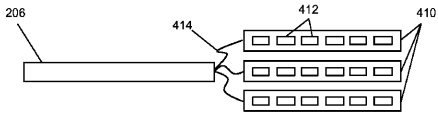


Fig. 13A

【図 1 3 B】

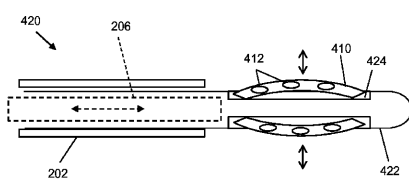


Fig. 13B

【図 1 6】

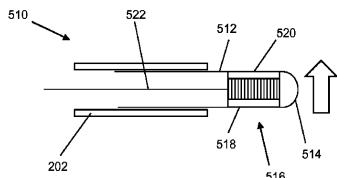


Fig. 16

【図 1 7】

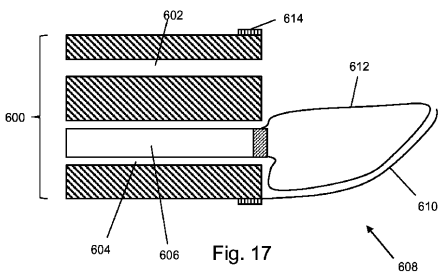


Fig. 17

【図 1 3 C】

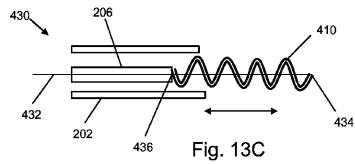


Fig. 13C

【図 1 3 D】

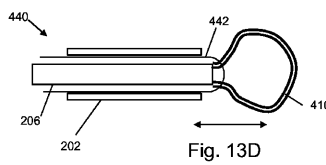


Fig. 13D

【図 1 4】

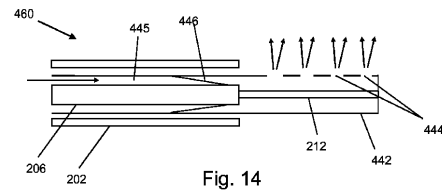


Fig. 14

【図 1 5】

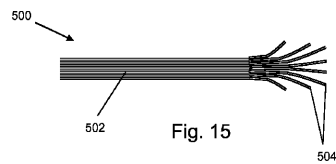


Fig. 15

【図 1 8】

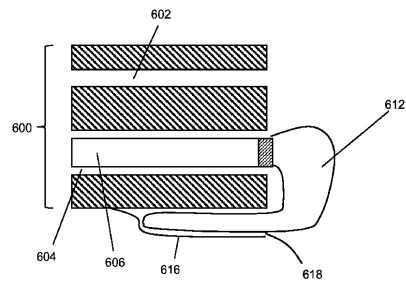


Fig. 18

【図 1 9】

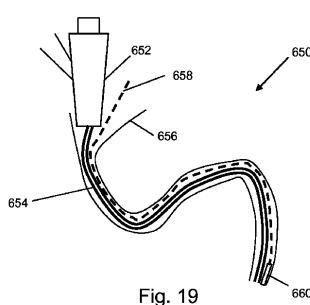
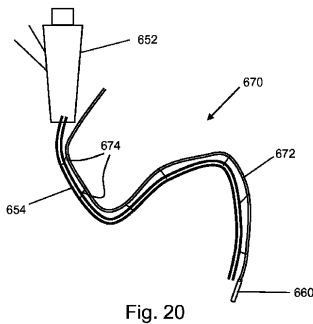


Fig. 19

【図 20】



【手続補正書】

【提出日】平成30年3月29日(2018.3.29)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

十二指腸の粘膜組織を切除するように構成される電気手術器具であって、前記器具が、患者に対して外部に位置するジェネレーターから前記患者の十二指腸内に位置する治療部位にマイクロ波エネルギーを伝送するための可撓性同軸ケーブルと、

前記可撓性同軸ケーブルの遠位端に位置するアプリケーションタであって、前記アプリケーションタが、前記同軸ケーブルから前記マイクロ波エネルギーを受け取って、前記治療部位の生体組織内に受け取った前記マイクロ波エネルギーを送達するために接続されるエネルギー送達構造を有する、前記アプリケーションタと、を備え、

前記アプリケーションタが、前記治療領域の十二指腸の粘膜組織と接触した箇所内に前記エネルギー送達構造を移動させるために配置した径方向に拡張可能なバルーンを含み、

前記エネルギー送達構造が、

前記バルーンによって囲まれる容積内に配置された内部導電要素であって、前記内部導電要素が前記可撓性同軸ケーブルの内部導体に電氣的に接続して、前記治療部位の前記生体組織内に前記マイクロ波エネルギーを放出する前記内部導電要素と、

前記バルーンの外側表面上に形成される外部導電構造であって、前記外部導電構造が前記可撓性同軸ケーブルの外部導体に電氣的に接続する、前記外部導電構造と、を備える、
前記電気手術器具。

【請求項 2】

前記可撓性同軸ケーブルが、膨張媒質を前記バルーンによって囲まれる容積内に送達するように配置される膨張チャンネルを含む、請求項1に記載の電気手術器具。

【請求項 3】

前記内部導電要素が、前記バルーンによって囲まれる前記容積内に突出して、前記マイクロ波エネルギーを前記治療部位の生体組織内に放出するための単極アンテナを形成する、前記可撓性同軸ケーブルの内部導体の一部を備える、請求項2に記載の電気手術器具。

【請求項 4】

前記エネルギー送達構造が、前記外部導電構造と前記内部導電要素とによって形成される、双極波放出構造を備える、請求項1に記載の電気手術器具。

【請求項 5】

前記外部導電構造がその内部に形成した複数の放射用溝を有する、請求項4に記載の電気手術器具。

【請求項 6】

前記内部導電要素が前記バルーンの遠位端で前記外部導電構造に電氣的に接続する、請求項4または5に記載の電気手術器具。

【請求項 7】

前記内部導電要素が前記バルーンの内側表面上に形成した導電層である、請求項4または5に記載の電気手術器具。

【請求項 8】

前記内部導電要素が、前記バルーンによって囲まれる前記容積内に位置する補助的な膨張可能バルーンの外側表面上に形成される導電層である、請求項4または5に記載の電気手術器具。

【請求項 9】

十二指腸の粘膜組織を切除するための電気手術装置であって、前記装置が、
患者の十二指腸内に位置する治療部位に前記患者へ挿入するための器具コードを有する外科用スコープ装置と、
マイクロ波エネルギーを供給するためのジェネレーターと、
先行請求項のいずれか一項に記載の電気手術器具と、を含み、
前記可撓性同軸ケーブルがその近位端で前記ジェネレーターに接続され、
前記可撓性同軸ケーブル及び前記アプリータが前記治療部位に前記器具コードと共に挿入可能である、前記電気手術装置。

【請求項 10】

前記器具コードがそれを通して伸びる長手方向の器具チャンネルを有し、前記可撓性同軸ケーブル及び前記アプリータが前記器具チャンネルに摺動可能に載置されるように特定の寸法にされる、請求項9に記載の電気手術装置。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2017/062975

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B18/18 A61B18/14 A61B18/00 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2013/211176 A1 (HABIB NAGY [GB]) 15 August 2013 (2013-08-15) abstract; figure 1 paragraphs [0105], [0123] -----	1-26
X	US 2008/275445 A1 (KELLY DOUGLAS [US] ET AL) 6 November 2008 (2008-11-06) abstract; figures 1-24 paragraphs [0088] - [0210] -----	1-8, 10, 16, 17
X	US 2012/259326 A1 (BRANNAN JOSEPH D [US] ET AL) 11 October 2012 (2012-10-11) abstract; figures 1-41 paragraphs [0124] - [0366] -----	1-4, 16-18
X	US 2015/305809 A1 (PRAKASH MANI N [US] ET AL) 29 October 2015 (2015-10-29) the whole document -----	1, 11-17
-/-		
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
9 November 2017		01/12/2017
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer
		Lins, Stephanie

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2017/062975

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2013/178844 A1 (LEE ANTHONY C [US] ET AL) 11 July 2013 (2013-07-11) the whole document	1,16,17
X	US 2010/004650 A1 (ORMSBY THEODORE C [US] ET AL) 7 January 2010 (2010-01-07) the whole document	1,2,6, 8-10,16, 17
X	US 2013/197555 A1 (SCHAER ALAN [US]) 1 August 2013 (2013-08-01) abstract; figures 25-41 paragraphs [0098] - [0243]	1,10
X	US 2002/032441 A1 (INGLE FRANK W [US] ET AL) 14 March 2002 (2002-03-14) abstract; figure 14 paragraphs [0016] - [0150]	18,20 19,21
X	WO 2014/102857 A1 (TERUMO CORP [JP]) 3 July 2014 (2014-07-03) the whole document	18
X	GB 2 487 199 A (CREO MEDICAL LTD [GB]) 18 July 2012 (2012-07-18) abstract; figures 6,23,24 pages 28-39	22 18-21
X	US 2013/267943 A1 (HANCOCK CHRISTOPHER PAUL [GB]) 10 October 2013 (2013-10-10) abstract; figures 1-19 paragraphs [0039], [0107] - [0196]	22-24
X	WO 2013/160772 A2 (BEN-EZRA OMRY [IL]; AVNERI ITZHAK [IL]) 31 October 2013 (2013-10-31) abstract; figures 1,2 paragraphs [0021], [0022], [0023], [0069] - [0089], [0126]	25
X	US 2009/012513 A1 (UTLEY DAVID S [US] ET AL) 8 January 2009 (2009-01-08) abstract; figures 1-24 paragraphs [0164] - [0174]	26
X	US 2002/019627 A1 (MAGUIRE MARK A [US] ET AL) 14 February 2002 (2002-02-14) abstract; figures 4,19 paragraphs [0089] - [0108], [0133] - [0142]	26
X	US 2012/197245 A1 (BURNETT DANIEL ROGERS [US] ET AL) 2 August 2012 (2012-08-02) abstract; figure 10 paragraphs [0129] - [0133]	26

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/EP2017/062975**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☒ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ EP2017/ 062975

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-17

Electrosurgical instrument with radially extendable energy delivery structure

2. claims: 18-21

Electrosurgical instrument with rotatable radiating structure for rolling along tissue

3. claims: 22-24

Electrosurgical instrument including generation of plasma

4. claim: 25

Surgical instrument for delivery of thermal energy including graphene cables

5. claim: 26

Surgical instrument for delivery of thermal energy through thermoelectric device

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/062975

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
US 2013211176	A1	15-08-2013	CN	103025261 A		03-04-2013
			EP	2584987 A1		01-05-2013
			US	2013211176 A1		15-08-2013
			WO	2011161474 A1		29-12-2011

US 2008275445	A1	06-11-2008	US	2008275445 A1		06-11-2008
			US	2014088581 A1		27-03-2014
			WO	2008137757 A1		13-11-2008

US 2012259326	A1	11-10-2012	AU	2012239878 A1		31-10-2013
			AU	2012364792 A1		21-11-2013
			AU	2012364793 A1		31-10-2013
			AU	2012364794 A1		21-11-2013
			AU	2015243789 A1		05-11-2015
			AU	2016256746 A1		01-12-2016
			CA	2832586 A1		18-07-2013
			CA	2832593 A1		18-07-2012
			CA	2832595 A1		11-10-2012
			CA	2845795 A1		18-07-2013
			CN	103717166 A		09-04-2014
			CN	103732171 A		16-04-2014
			CN	103841913 A		04-06-2014
			CN	104840249 A		19-08-2015
			CN	105496552 A		20-04-2016
			EP	2693969 A2		12-02-2014
			EP	2693970 A2		12-02-2014
			EP	2693971 A2		12-02-2014
			EP	3001971 A1		06-04-2016
			EP	3095407 A2		23-11-2016
			JP	5593467 B2		24-09-2014
			JP	5763263 B2		12-08-2015
			JP	6080181 B2		15-02-2017
			JP	2014514071 A		19-06-2014
			JP	2014516614 A		17-07-2014
			JP	2014516615 A		17-07-2014
			JP	2014516616 A		17-07-2014
			JP	2015186594 A		29-10-2015
			JP	2017099906 A		08-06-2017
			US	2012259326 A1		11-10-2012
			US	2014031811 A1		30-01-2014
			US	2014031812 A1		30-01-2014
			US	2014039487 A1		06-02-2014
			US	2014052125 A1		20-02-2014
			US	2016135885 A1		19-05-2016
			US	2016278859 A1		29-09-2016
			US	2016302864 A1		20-10-2016
			WO	2012139135 A2		11-10-2012
			WO	2013106052 A2		18-07-2013
			WO	2013106053 A2		18-07-2013
			WO	2013106054 A2		18-07-2013

US 2015305809	A1	29-10-2015	EP	2364663 A1		14-09-2011
			JP	2011183158 A		22-09-2011
			US	2011218527 A1		08-09-2011
			US	2015305809 A1		29-10-2015
			US	2017042617 A1		16-02-2017

US 2013178844	A1	11-07-2013	US	2013178844 A1		11-07-2013

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/062975

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		US 2015320496 A1	12-11-2015
		US 2017281303 A1	05-10-2017
US 2010004650	A1	07-01-2010	EP 2303173 A2
			ES 2458166 T3
			US 2010004650 A1
			WO 2010002888 A2
US 2013197555	A1	01-08-2013	NONE
US 2002032441	A1	14-03-2002	AT 273663 T
			AU 735863 B2
			CA 2267556 A1
			DE 69730353 D1
			DE 69730353 T2
			EP 0964652 A1
			ES 2227724 T3
			JP 2001523987 A
			US 6091995 A
			US 6587731 B1
			US 6772013 B1
			US 2002032441 A1
			US 2003195593 A1
			US 2003195604 A1
			US 2004034400 A1
			US 2004236393 A1
			US 2004260368 A1
			WO 9819613 A1
WO 2014102857	A1	03-07-2014	NONE
GB 2487199	A	18-07-2012	CA 2860671 A1
			CN 103329347 A
			DK 2664026 T3
			EP 2664026 A1
			ES 2606787 T3
			GB 2487199 A
			JP 2014511190 A
			PT 2664026 T
			SG 191284 A1
			US 2013289557 A1
			US 2017189114 A1
			WO 2012095653 A1
US 2013267943	A1	10-10-2013	AU 2011340307 A1
			CA 2858297 A1
			CN 103347455 A
			DK 2648636 T3
			EP 2648636 A1
			ES 2529669 T3
			GB 2486343 A
			JP 5768140 B2
			JP 2014507175 A
			PT 2648636 E
			US 2013267943 A1
			WO 2012076844 A1
WO 2013160772	A2	31-10-2013	CN 104379212 A

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/062975

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		EP 2841154 A2	04-03-2015
		JP 2015516853 A	18-06-2015
		WO 2013160772 A2	31-10-2013

US 2009012513 A1	08-01-2009	AU 2008275316 A1	15-01-2009
		BR P10813579 A2	30-12-2014
		CA 2692669 A1	15-01-2009
		CN 101778605 A	14-07-2010
		CN 102688092 A	26-09-2012
		EP 2170202 A1	07-04-2010
		HK 1176539 A1	18-03-2016
		JP 5835895 B2	24-12-2015
		JP 2010532702 A	14-10-2010
		JP 2014208303 A	06-11-2014
		KR 20100058465 A	03-06-2010
		KR 20140116228 A	01-10-2014
		TW 200916048 A	16-04-2009
		US 2009012513 A1	08-01-2009
		US 2013226173 A1	29-08-2013
		WO 2009009444 A1	15-01-2009

US 2002019627 A1	14-02-2002	AT 290827 T	15-04-2005
		AU 6682401 A	24-12-2001
		AU 2001266824 B2	12-05-2005
		CA 2411938 A1	20-12-2001
		DE 60109444 D1	21-04-2005
		DE 60109444 T2	13-04-2006
		EP 1289439 A1	12-03-2003
		ES 2240470 T3	16-10-2005
		JP 5089844 B2	05-12-2012
		JP 2004503290 A	05-02-2004
		US 2002019627 A1	14-02-2002
		US 2003181901 A1	25-09-2003
		WO 0195820 A1	20-12-2001

US 2012197245 A1	02-08-2012	AU 2012212492 B2	12-05-2016
		CA 2825033 A1	09-08-2012
		EP 2670328 A2	11-12-2013
		MX 341823 B	05-09-2016
		US 2012197245 A1	02-08-2012
		US 2013296837 A1	07-11-2013
		US 2014005648 A1	02-01-2014
		US 2014005649 A1	02-01-2014
		US 2014005650 A1	02-01-2014
		US 2014012156 A1	09-01-2014
		US 2014012243 A1	09-01-2014
		US 2014012244 A1	09-01-2014
		US 2014025055 A1	23-01-2014
		US 2014074081 A1	13-03-2014
		US 2014088579 A1	27-03-2014
		US 2015045780 A1	12-02-2015
		US 2016183997 A1	30-06-2016
		US 2016183999 A1	30-06-2016
		WO 2012106260 A2	09-08-2012

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ

(72)発明者 ハンコック, クリストファー・ポール
イギリス、ピィ・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

(72)発明者 ウルリヒ, ジョージ
イギリス、エル・エル・５ ７ ４・ディ・ピィ 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

(72)発明者 ウェップ, デイビッド
イギリス、エル・エル・５ ７ ４・ディ・ピィ 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

(72)発明者 ターナー, ルイス
イギリス、エヌ・ピィ・１ ６ ５・ユー・エイチ モンマスシャー、チェプストー、ピューフォート・パーク、リバーサイド・コート、クレオ・メディカル・リミテッド内

(72)発明者 エバット, ジュリアン・マーク
イギリス、エイチ・アール・９ ６・ピィ・ピィ ヘレフォードシャー、ロス・オン・ワイ、グルーストーン、ローワー・ダッファルーク、ブラムリー・ロード

Fターム(参考) 4C160 KK03 KK12 KK36 MM43

专利名称(译)	电外科设备和方法		
公开(公告)号	JP2019518496A	公开(公告)日	2019-07-04
申请号	JP2018555496	申请日	2017-05-30
[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		
[标]发明人	ハンコッククリストファーポール ウルリヒジョージ ウェッブデイビッド ターナルイス		
发明人	メドウクロフト,サイモン ハンコック,クリストファー・ポール ウルリヒ,ジョージ ウェッブ,デイビッド ターナー,ルイス エバット,ジュリアン・マーク		
IPC分类号	A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B18/1815 A61B2018/00214 A61B2018/0022 A61B2018/0025 A61B2018/00494 A61B2018/00577 A61B2018/00785 A61B2018/183 A61B18/042 A61B18/149 A61B2018/00047 A61B2018/00071 A61B2018/00089 A61B2018/00125 A61B2018/0016 A61B2018/00202 A61B2018/ /0237 A61B2018/1853 A61B2018/1861		
FI分类号	A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/KK03 4C160/KK12 4C160/KK36 4C160/MM43		
优先权	2016009537 2016-05-31 GB		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于对消化道进行热处理（例如，消融十二指肠粘膜组织）的电外科设备和方法。该装置包括具有挠性电缆的仪器和适用于胃镜的敷料器，该敷料器在患者体内用于以靶向或其他可控制的方式输送能量。可以位于。施加器可以通过辐射传递微波能量。微波能量的直接和深度限制性质使其比依靠热传导的治疗更有效。施加器可包括径向可扩张部分，该径向可扩张部分定位成在与十二指肠的粘膜组织接触的范围内在治疗区域内移动微波能量输送结构。施加器可包括气球，双极辐射器，可动桨和可旋转的辊子元件中的任何一个。

