

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5670572号
(P5670572)

(45) 発行日 平成27年2月18日(2015.2.18)

(24) 登録日 平成26年12月26日(2014.12.26)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 18/04 (2006.01)

A 6 1 B 17/38 3 1 0

請求項の数 9 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2013-527089 (P2013-527089)	(73) 特許権者	511152957
(86) (22) 出願日	平成23年8月15日(2011.8.15)		クック メディカル テクノロジーズ エルエルシー
(65) 公表番号	特表2013-536728 (P2013-536728A)		COOK MEDICAL TECHNOLOGIES LLC
(43) 公表日	平成25年9月26日(2013.9.26)		アメリカ合衆国 47404 インディアナ州, ブルーミントン, ノース ダニエルズ ウェイ 750
(86) 国際出願番号	PCT/US2011/047708		
(87) 国際公開番号	W02012/030508	(74) 代理人	100083895
(87) 国際公開日	平成24年3月8日(2012.3.8)		弁理士 伊藤 茂
審査請求日	平成25年3月21日(2013.3.21)	(72) 発明者	ドゥシャーム, リチャード, ダブリュー,
(31) 優先権主張番号	61/378,732		アメリカ合衆国 27106 ノースカロライナ州, ウィンストン-セーレム, クラウン オーク サークル 317
(32) 優先日	平成22年8月31日(2010.8.31)		最終頁に続く
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
前置審査			

(54) 【発明の名称】 焼灼術用オーバーチューブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

エネルギー供給システムにおいて、

近位部と遠位部を有する本体であって、前記近位部が内視鏡の遠位部の周囲に位置付けられるようになされており、それらの間の少なくとも一部に延びて真空源に動作的に接続可能である内腔をさらに有する本体と、

前記本体の前記遠位部の第一の位置と該第一の位置より近位側の第二の位置との間において前記本体の外表面上に設けられ、前記内腔につながる複数の開口部であって、前記本体の一部に沿って長さ方向に並べて配置された複数の開口部と、

前記本体の前記外表面を覆うように配置された電極であって、前記第一の位置と前記第二の位置との間の長さよりも小さい幅を有し、前記第一の位置と第二の位置との間において前記本体の外表面上の所要位置に位置決め可能とされ、電源に接続可能である電極と、

を有し、

前記電極が前記本体の前記第一の位置と第二の位置との間の所要位置にある状態で、前記複数の開口部に前記真空源を接続して組織を前記本体上に吸引することによって、吸引された前記組織のうちの焼灼の標的となる組織が前記電極に接するようにされた、オーバーチューブを備えるエネルギー供給システム。

【請求項 2】

前記複数の開口部が前記本体の一部に沿って長さ方向に延びる少なくとも2列の開口部

10

20

を含む、請求項 1 に記載のエネルギー供給システム。

【請求項 3】

前記本体の一部の周囲に円周方向に延びる第二の複数の開口部をさらに有する、請求項 1 に記載のエネルギー供給システム。

【請求項 4】

前記第二の複数の開口部が前記複数の開口部より大きい、請求項 3 に記載のエネルギー供給システム。

【請求項 5】

前記本体の遠位端が曲線状の先端を有する、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載のエネルギー供給システム。

10

【請求項 6】

前記システムが、前記電極を移動可能に位置付ける駆動ケーブルをさらに備える、請求項 1 に記載のエネルギー供給システム。

【請求項 7】

内部に前記移動可能な電極の少なくとも一部を受けるシースをさらに備える、請求項 1 に記載のエネルギー供給システム。

【請求項 8】

前記本体が透明材料または半透明材料からなる、請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載のエネルギー供給システム。

【請求項 9】

20

内視鏡をさらに備え、前記本体を前記内視鏡の周囲に位置付けることができる、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載のエネルギー供給システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願

本願は、2010年8月31日出願の米国仮特許出願第61/378,732号の利益を主張するものであり、同出願の全文を参照によって本願に援用する。

【背景技術】

30

【0002】

何百万人もの人々が、進行性の胃食道逆流性疾患（GERD）を患っており、これは、一般に少なくとも毎日という頻度で起こる頻繁な胸焼けの症状を特徴とする。GERDは、適切な治療を行わないと、食道内層のびらんを引き起こすことがあり、これは、胃と食道の連結部にある平滑筋群である食道下部括約筋（LES）が、胃酸の逆流を防止する障壁として機能する能力を徐々に失っていくからである。慢性GERDはまた、正常な扁平上皮部粘膜が円柱粘膜に変化する食道内層の化生の原因にもなりえ、これはバレット食道とも呼ばれる。バレット食道は、治療せずに放置すると、食道癌へと移行する可能性がある。

【0003】

40

バレット食道の内視鏡下治療には、内視鏡的粘膜切除術（EMR）がある。EMRの1つの手法として、表層が死滅するまで加熱することにより粘膜表面の焼灼を行う。その後、壊死組織が除去される。

【0004】

EMRを実施するために、円周方向に配した電極を有し、病変組織を内視鏡下で焼灼するバイポーラ焼灼方式を利用した治療機器が開発されている。一般に、円周方向に配された電極は、膨張させることのできるバルーンに取り付けられる。バルーンは、バイポーラ焼灼機器から病変組織の焼灼に適した量のエネルギーが供給されるように、所定の大きさに膨張させて病変組織と適切に接触させる必要がある。十分な焼灼を実現するための適切な大きさとバルーン圧力を決定するには、まず、サイジングバルーンを内視鏡の中に挿入

50

しなければならない。サイジングバルーンで正しく測定が行われたところで、治療機器を内視鏡下で患者の食道内に挿入できる。膨張させたバルーンを用いる治療機器と処置には、バルーンの大きさを決定するという追加的な工程が必要となり、時間がかかるうえ、治療行為が患者に苦痛を与える可能性が高まる。これに加えて、膨張したバルーンの位置は内視鏡の観察窓の前方にあたるため、標的となる組織を直接見る際の妨げとなり、場合によっては、健康な組織を焼灼してしまったり、病変組織を完全に焼灼しきれなかったりすることにつながる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

10

当業界で求められているのは、使いやすく、治療行為の工程数になるべく少なく、内視鏡直視下で治療できる焼灼治療機器である。

【課題を解決するための手段】

【0006】

したがって、本発明の目的は、上記の欠点の1つまたはいくつかを解決または改良する特徴を備える機器と方法を提供することである。

【0007】

本発明の1つの態様においては、エネルギー供給システムが提供される。このエネルギー供給システムは、オーバーチューブを含む。オーバーチューブは、近位部、遠位部およびそれらの間の少なくとも一部に延びる内腔を有する本体を含む。近位部は、内視鏡の遠位部の周囲に位置付けられるようになされる。本体はまた、本体に形成され、内腔につながる複数の開口部と、本体に動作的に接続され、本体の表面の少なくとも一部にわたって延びる電極を含む。内腔は真空源に動作的に接続可能であり、電極は電源に動作的に接続可能である。

20

【0008】

本発明の他の態様においては、患者の管腔内の組織部位にエネルギーを供給する方法が提供される。この方法は、エネルギー供給システムを患者の管腔内に位置付けるステップを含む。エネルギー供給システムはオーバーチューブを含み、これは、近位端、遠位端およびその間の少なくとも一部に延びる内腔を含む本体を有する。オーバーチューブはまた、本体に形成され、内腔につながる複数の開口部と、本体に動作的に接続され、本体の表面の少なくとも一部にわたって延びる電極を含む。この方法はさらに、複数の開口部に吸引力をかけるステップと、吸引力を利用して治療対象の組織部位を本体に引き付けるステップと、組織部位にエネルギーを印加するステップと、を含む。

30

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明のある実施形態による焼灼術用オーバーチューブの側面図である。

【図2A】内視鏡の周囲に設置された、図1の焼灼術用オーバーチューブの一部断面図である。

【図2B】図2AのB-B断面図である。

【図3】本発明のある実施形態による電極の部分図である。

40

【図4A】可動部材が第一の位置にある、ある実施形態による焼灼術用オーバーチューブの側面図である。

【図4B】可動部材が第二の位置にある、図4Aの実施形態による焼灼術用オーバーチューブの側面図である。

【図4C】図4AのC-C断面図である。

【図5A】本発明の他の実施形態による焼灼術用オーバーチューブの断面図である。

【図5B】図5Aの実施形態の断面図である。

【図6】焼灼術用オーバーチューブと内視鏡のある実施形態の図である。

【図7A-7B】焼灼術用オーバーチューブの動作を示す。

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 1 0 】

図面を参照しながら本発明を説明するが、図中、同様の要素には同様の番号が付与されている。本発明のさまざまな要素の関係と機能は、以下の詳細な説明からよりよく理解される。しかしながら、本発明の実施形態は、図に示された実施形態に限定されない。当然のことながら、図面は正確な縮尺で描かれておらず、場合により、従来の製造や組立等、本発明の理解に不必要な細部は割愛されている。

【 0 0 1 1 】

本明細書で使用される場合、近位と遠位という用語は、焼灼術用オーバーチューブを患者に挿入する医師の観点からと理解するべきである。したがって、「遠位」という用語は、焼灼術用オーバーチューブの中の、医師から最も遠い部分を意味し、「近位」という用語は、焼灼術用オーバーチューブの中の、医師に最も近い部分を意味する。

10

【 0 0 1 2 】

図 1 は、本発明のある実施形態による焼灼術用オーバーチューブ 1 0 を示す。図 2 A に示すように、焼灼術用オーバーチューブ 1 0 は、内部に形成された内腔 1 4 を有する管状の本体 1 2 を含む。本体 1 2 の内腔 1 4 は、従来の内視鏡 2 0 の遠位端 1 8 の周囲に適合する大きさである。内視鏡 2 0 とオーバーチューブ 1 0 の断面図を図 2 B に示す。オーバーチューブ 1 0 の長さは、所望の標的となる組織に到達するのに適しているが、一般に内視鏡 2 0 の有効長さより短い。図 2 B に示すように、内視鏡 2 0 は、内部に形成された複数の内腔 2 6 を含み、これらは、ワーキングチャンネル、観察器材用のビューイングポート、フラッシュポート、ワイヤガイドポート等として使用してよい。

20

【 0 0 1 3 】

オーバーチューブ 1 0 の遠位端部 3 2 が図 1 に示されており、これは曲線状の遠位端 3 4 を含む。遠位端 3 4 は、患者の管腔の中を傷付けずに搬送できる形状であり、ドーム型、円錐型、楕円型等であってよい。複数の開口部 3 6 も遠位端部 3 2 に設けられる。開口部 3 6 は、組織を焼灼術用オーバーチューブ 1 0 の付近に吸引するために使用する。開口部 3 6 は流体供給用にしてもよく、あるいは焼灼中に流体を組織に供給するための追加の開口部を設けてもよい。複数の開口部 3 6 は、少なくとも 1 つの第一の開口部 3 8 と少なくとも 1 つの第二の開口部 4 2 を含んでいてもよい。図 1 に示すように、第一の開口部 3 8 は第二の開口部 4 2 より大きい。いくつかの実施形態において、開口部 3 6 はすべて同様の大きさであってもよく、あるいは第一の開口部 3 8 が第二の開口部 4 2 より小さくてもよい。第一の開口部 3 8 の第一の群 4 8 は、オーバーチューブ 1 0 の遠位部 3 2 の周囲に円周方向に配置してよい。非限定的な例として、第一の開口部 3 8 の第一の群 4 8 は、本体 1 2 の上に配置され、180°、90°または他の任意の適当な間隔で離間された開口部 3 8 を含んでいてもよい。開口部 3 8 の第一の群 4 8 のために他の位置を使用してもよく、オーバーチューブ 1 0 の周囲に非対称にも対称にも配置できる。2 つ、3 つまたはそれ以上の第一の開口部 3 8 を第一の群 4 8 に含めてもよい。

30

【 0 0 1 4 】

第一の開口部 3 8 の第二の群 5 2 もオーバーチューブ 1 0 の遠位部 3 2 に含め、第一の開口部 3 8 の第一の群 4 8 の近位側に配置してもよい。第一の開口部 3 8 の第二の群 5 2 の位置は、第一の群 4 8 と同じであってもよく、または数、間隔またはその両方において異なってもよい。図 1 に示すように、非限定的な例として、第二の開口部 4 2 は、オーバーチューブ 1 0 の遠位部 3 2 に 1 本の列 5 4 として縦方向に延びる。第二の開口部 4 2 の長さ方向の複数の列 5 4 を、遠位部 3 2 の周囲に円周方向に配置してもよい。図 1 に示すように、第二の開口部 4 2 の列 5 4 のペアを相互に隣り合わせに設置してもよい。いくつかの実施形態において、列 5 4 は、180°、90°または他の任意の適当な間隔で離間させてよい。第二の開口部 4 2 はまた、遠位部 3 2 の周囲のらせん状の、ジグザグパターンの、またはオーバーチューブ 1 0 の遠位部 3 2 の上の別のパターンの列として延びていてもよい。焼灼術用オーバーチューブ 1 0 の開口部 3 6 は、オーバーチューブ 1 0 に引き付け、焼灼すべき組織の量に応じて、場所ごとに独立して作動させることができる。

40

50

【0015】

焼灼術用オーバーチューブ10の遠位部32はまた、少なくとも1つの電極44または、図1に示すように複数の電極44を含む。電極44は、図中、焼灼術用オーバーチューブ10の遠位部32を実質的に取り囲む、円周方向に延びる複数の帯46として示されている。いくつかの実施形態において、電極44は、オーバーチューブ10の遠位部32に沿って、長さ方向に約3mm～約90mmにわたって延びてもよい。図1に示すように、電極44は、第一の開口部38の第一と第二の群48、52の間に延びる。電極44のパターンは、近位側の開口部52と遠位側の開口部48の間に延び、斜めまたはらせんパターン、円形パターン、または標的の組織の焼灼に適した他の任意のパターンの、相互に隣接する複数の帯を有する、実質的に円周方向の帯と、複数の長さ方向に延びるストリップを含んでいてもよい。非限定的な例として、電極44が焼灼術用オーバーチューブの周囲約360°の範囲をカバーする場合、180°の区画を残りの180°の電極区画とは別に通電させてもよい。あるいは、電極は、焼灼術用オーバーチューブ10の45°、90°、180°または他の大きさの区画をカバーするように設置してもよい。

10

【0016】

図1と3に示すように、電極44はペアとして設置して、バイポーラ方式のデリバリデバイスを形成してもよい。ペアの一方の電極44は正電極であり、ペアのもう一方の電極44は負電極である。正と負の電極44は、図3に示す交互のパターンである。電極44間の距離47は、標的となる組織の焼灼深度を制御するように最適化してもよい。正と負の電極44間の距離47は、約0.05mm～約5mmであってよいが、これらの距離に限定されない。いくつかの実施形態において、電極44は焼灼術用オーバーチューブ10の一部をカバーするか、あるいは焼灼術用オーバーチューブの中の治療対象の組織と接触する部分だけが作動するように選択的に通電させてもよい。非限定的な例として、電極44は、オーバーチューブ10の周囲の360°に及ぶ部分で選択的に通電させてもよく、長さ約1～100mmにわたって延びてもよいが、これより長くてもよい。選択的に作動させる箇所の非限定的な例として、通電可能な部分に、オーバーチューブ10の周囲の360°に及び、長さ方向に約6cmにわたる部分、または360°に及び、長さ方向に約1cm、10cm、20cm等にわたる部分、または約90°に及び、長さ方向に約1、2、10、20または50cmにわたる部分を含めてもよい。それ以外にも、電極の一部を選択的に通電させるため作動方法も可能であり、標的となる組織、病変の深さ、エネルギーの種類、組織にエネルギーを印加する長さ等により異なる。

20

30

【0017】

いくつかの実施形態において、1つまたは複数の電極44をモノポーラ方式のデリバリデバイスとなるように設置してもよく、接地パッドまたはインピーダンス回路（図示せず）を含んでいてもよい。図1に示すように、第二の開口部42を電極44と同じ位置に設置して、組織が焼灼のために電極上へと吸引されるようにしてもよい。電極44は、図6に示す電源310に接続され、これは、開口部36に吸引力がかけられて組織が焼灼術用オーバーチューブ10へと引き付けられると、電極44に組織を焼灼するためのエネルギーを供給する。電源は、外科手術のための電源を供給するのに適当などのような電源であってもよい。電源310は、ラジオ波源であってもよい。しかしながら、電極44へのエネルギー供給には、他のタイプの電源も使用できる。非限定的な例として、他の使用可能なエネルギー源としては、マイクロ波、紫外線およびレーザーエネルギーがある。

40

【0018】

図4Aと4Bは、本発明による他の実施形態の焼灼術用オーバーチューブ100を示す。焼灼術用オーバーチューブ100は、内部に形成された内腔114を有する管状の本体112を含む。前述の焼灼術用オーバーチューブ10と同様に、本体112の内腔114は、従来の内視鏡20の遠位端18の周囲に適合する大きさである。オーバーチューブ100の遠位端部132は図4Aと4Bに示され、曲線状の遠位端134を含む。遠位端134は、患者の管腔の中を傷付けずに搬送できる形状であり、ドーム型、円錐型、楕円型等であってよい。複数の開口部136も遠位端部132に設けられる。開口部136は、

50

組織を焼灼術用オーバーチューブ100の付近に吸引するために使用する。開口部136は流体供給用に使用してもよく、あるいは焼灼中に流体を組織に供給するための追加の開口部を設けてもよい。複数の開口部136は、少なくとも1つの第一の開口部138と少なくとも1つの第二の開口部142を含んでいてもよい。図4Aに示すように、第一の開口部138は第二の開口部142より大きい。いくつかの実施形態において、開口部136はすべて同様の大きさであってもよく、あるいは第一の開口部138が第二の開口部142より小さくてもよい。第一の開口部138の第一の群148は、オーバーチューブ100の遠位部132の周囲に円周方向に配置してよい。非限定的な例として、第一の開口部138の第一の群148は、本体112の上に配置され、180°、90°または他の任意の適当な間隔で離間された開口部138を含んでいてもよい。開口部138の第一の群148のために他の位置を使用してもよく、非対称にも対称にも配置できる。2つ、3つまたはそれ以上の第一の開口部138を第一の群148に含めてもよい。

【0019】

第一の開口部138の第二の群152もオーバーチューブ100の遠位部132に含めて、第一の開口部138の第一の群148の近位側に配置してもよい。第一の開口部138の第二の群152の位置は、第一の群148と同じであってもよく、または数、間隔またはその両方において異なってもよい。図4Aと4Bに示すように、非限定的な例として、第二の開口部142は、オーバーチューブ100の遠位部132に1本の列154として縦方向に延びる。第二の開口部142の長さ方向の複数の列154を、遠位部132の周囲に円周方向に配置してもよく、非限定的な例として、列154は180°、90°または他の任意の適当な間隔で離間させてよい。第二の開口部142はまた、遠位部132の周囲のらせん状の、ジグザグパターンの、またはオーバーチューブ100の遠位部132の上の別のパターンの列として延びていてもよい。

【0020】

焼灼術用オーバーチューブ100の遠位部132はまた、少なくとも1つの電極164または複数の電極164を含む。電極164は、電極44に関して上述したように、バイポーラ方式の機器用にはペアで、モノポーラ方式の機器用には個々に設置してもよい。図4Aと4Bに示すように、電極164は可動部材166の上に設置される。可動部材166は、オーバーチューブ100の遠位部132に摺動可能に設置できる。可動部材166は、遠位部132に沿って近位方向および遠位方向に移動してもよく、それによって電極164が近位方向および遠位方向に移動される。焼灼術用オーバーチューブ100はさらに、1本または複数の駆動ケーブル168を含んでいてもよく、これは可動部材166に接続され、近位方向に延びて、術者が可動部材166の移動を制御できるようになっている。1本または複数のガイドワイヤ170も設置し、可動部材166に接続してもよい。ガイドワイヤ170は近位方向に延び、それによって術者は、可動部材166が望まない場合に回転しないように、可動部材166の移動を制御しやすい。駆動ケーブル168および/またはガイドワイヤ170は、図6に示すように、内視鏡20に接続された、組織を焼灼するためのエネルギーを電極164に供給する電源310に接続してもよい。電極164は、可動部材166を実質的に取り囲む複数の円周方向の帯として示している。前述の電極44と同様に、電極164のパターンは、焼灼に適したどのようなパターンでもよく、帯は非限定的な例として示される。いくつかの実施形態において、電極164は可動部材166に沿って長さ方向に約3mm~約30mmだけ延びていてもよいが、これらの距離に限定されない。前述の電極44と同様に、電極164は、電極164の一部が作動し、電極164の一部が通電しないように選択的に作動可能であってもよい。図4Aに示すように、可動部材166と電極164は、オーバーチューブ100の遠位部132の第一の位置172にある。図4Bは、オーバーチューブ100の遠位部132の、第一の位置172より近位側の第二の位置174にある可動部材166と電極164を示している。可動部材166と電極164は、焼灼術用オーバーチューブ100の遠位部132に沿ったどの位置にも移動できるため、医師は標的の組織に正確な焼灼エネルギーを供給し、電極164を第一の部位に直接隣接する、またはそれに近い別の部位へと位置を変える

ことができ、これについての詳細は後述する。いくつかの実施形態において、可動部材 166 は第一の開口部 138 の第一と第二の群 148、152 の間に延びる。第二の開口部 142 は、可動部材 166 の経路に沿って設けてもよく、それによって、可動部材 166 がどの位置にあっても、組織を本体 112 の遠位部 132 と電極 164 へと吸引できる。図 4A と 4B に示すように、可動部材は遠位端 134 より先までは延びない。

【0021】

オーバーチューブ 100 はさらに、本体 112 の周囲に設置され、その内部に可動部材 166 を受けることのできる大きさや形状の 1 つまたは複数のシース 178 を含んでいてもよい。図 4B に示すように、シース 178 は、遠位側の位置 180 および / または近位側の位置 182 に、可動部材 166 と電極 164 がシース 178 とオーバーチューブ 100 の本体 112 の間に摺動可能に設置されようとして設置してもよい。シース 178 は、その内部に駆動ケーブル 168 とガイドワイヤ 170 を受けるような大きさとしてもよい。シース 178 はまた、可動部材 166 の周囲に密接に適合して、組織の焼灼後に可動部材 166 をシース 178 の中に摺動的に移動させることにより、可動部材 166 の上に付着した組織残留物を除去できる大きさであってもよい。

【0022】

組織と電極 164 を洗浄するために、フラッシュポート 184 も本体 112 に設けてよい。フラッシュポート 184 は、焼灼術用オーバーチューブ 100 に組織を吸引するために設けられる開口部 136 と交互としてもよい。いくつかの実施形態において、本体 112 には、フラッシュポート 184 と開口部 136 につながる別の内腔を設けてもよい。オーバーチューブ 100 の断面図を図 4C に示す。本体 112 は、内視鏡 20 を受ける内腔 114 を含む (図 2A に示す構成と同様)。いくつかの実施形態において、内腔 114 は遠位端 134 に延びてもよく、それによってワイヤガイド (図示せず) をその中に延ばし、焼灼術用オーバーチューブ 100 を挿入しやすくしてもよい。フラッシュポート 184 と流体源に接続されるように、1 つまたは複数のフラッシュ用内腔 186 を設置する。開口部 136 と、ポート 312 (図 6 参照) で内視鏡 20 に接続可能な吸引力源に接続されるように、1 つまたは複数の吸引用内腔 188 を設ける。駆動ケーブル 168 とガイドワイヤ 170 も示されている。

【0023】

図 5A と 5B は、本発明による別の実施形態の焼灼術用オーバーチューブ 200 を示す。焼灼術用オーバーチューブ 200 は、その中に形成される内腔 214 を有する管状の本体 212 を含む。前述の焼灼術用オーバーチューブ 100 と同様に、本体 212 の内腔 214 は従来の内視鏡 20 の遠位端 18 の周囲に適合するような大きさである。オーバーチューブ 200 の遠位端部 232 が図 5A と 5B に示されている。遠位端 234 は、図のように開放していても、閉じていても、および / または曲線状でもよい。複数の開口部 236 を遠位端部 232 に設けてもよい。前述の開口部 36 と同様に、開口部 236 は、組織を焼灼術用オーバーチューブ 200 の付近に吸引するために使用する。開口部 236 はまた、流体供給のために使用してもよく、または焼灼中に組織に流体を供給するための追加的な別の開口部を設けてもよい。開口部 236 は、前述のように、異なる大きさと異なるパターンで設けてもよい。焼灼術用オーバーチューブ 200 の遠位部 232 はまた、少なくとも 1 つの電極 265 または複数の電極 265 を含む。図 5A と 5B に示すように、電極 265 が本体 212 の遠位部 232 に設置される。電極 265 は、本体 212 にどのようなパターンで設置してもよく、たとえば複数のリング、らせんまたは幾何学パターンが含まれる。前述の電極 44 と同様に、電極 265 は、電極 265 の一部が作動し、電極 265 の一部が通電するように、選択的に作動させてもよい。

【0024】

焼灼術用オーバーチューブ 200 はまた、オーバーチューブ 200 の本体 212 の内腔 214 の中に摺動可能に設置できる可動部材 267 を含んでいてもよい。可動部材 267 は、内腔 214 の中で近位方向と遠位方向に移動してもよい。可動部材 267 には、組織を焼灼するためのエネルギーを電気 265 に伝達するためのエネルギー源 269 を設けて

もよい。たとえば、エネルギー源 269 は、医師が作動させることのできる磁石であってもよい。磁石は、固定軸の周囲で回転して、電極 265 にエネルギーを供給するための電流を誘導できる。他の非限定的な例として、エネルギー源 269 は、組織を焼灼するために電極 265 に伝送可能な熱エネルギーを供給するように作動させてよい。エネルギー源 269 をシールドし、エネルギー源 269 からのエネルギーの散逸を標的の組織だけに限定するためのシールド部材 274 を設置してもよい。エネルギー源 269 とシールド 274 は、1 つまたは複数の駆動ケーブル 268 に接続してもよく、これらはオーバーチューブ 200 の内腔 214 を通って、および内視鏡 20 を通って延び、それによって使用者はエネルギー源 269 の近位方向と遠位方向への移動を制御し、また電源 300 に接続できる。

10

【0025】

図 5 A では、可動部材 267 はオーバーチューブ 200 の遠位部 232 の中の第一の位置 272 に示されている。可動部材 267 が第一の位置 272 にある時にエネルギー源 269 により作動可能な電極 265 が、本体 212 の第一の領域 273 で示されている。図 5 B は、第一の位置 272 の近位の第二の位置にある可動部材 267 を示している。

【0026】

内視鏡 20 が図 6 に示され、焼灼術用オーバーチューブ 10 が内視鏡 20 の遠位端 18 の周囲に設置されている。オーバーチューブ 10 は、非限定的な例として示されており、焼灼術用オーバーチューブの他の実施形態も同様に内視鏡 20 の遠位端 18 の周囲に設置できる。内視鏡 20 は、組織を焼灼術用オーバーチューブ 10 に引き付けるように吸引力を供給する吸引力源に接続される吸引ポート 312 を含んでいてもよい。内視鏡 20 はまた、フラッシュポート 314、ワーキングチャンネル 316、ビデオ制御部 318 を含んでいてもよい。

20

【0027】

いくつかの実施形態において、焼灼術用オーバーチューブは主として、ポリテトラフルオロエチレン (PTFE) 等の、実質的に透明または半透明のポリマで作製される。その他の使用可能な材料には、これらに限定されないが、ポリエチレンエーテルケトン (PEEK)、フッ素化エチレンプロピレン (FEP)、パーフルオロアルコキシポリマ樹脂 (PFA)、ポリアミド、ポリウレタン、高密度または低密度ポリエチレン、ナイロンがある。いくつかの実施形態において、焼灼術用オーバーチューブまたは、焼灼術用オーバーチューブの遠位部は、PTFE 等の滑らかな材料から形成し、患者の管腔内で治療部位へと搬送する際に滑りやすくする。焼灼術用オーバーチューブまたはその一部にはまた、所望の特性を持たせるために、他の化合物や材料をコーティングし、または浸透させてもよい。コーティングや添加物の例としては、これらに限定されないが、パリレン、ガラス充填剤、シリコン高分子ヒドロゲル、親水性コーティングがある。

30

【0028】

電極は、当業者の間で周知のどの方法で焼灼術用オーバーチューブの本体に固定してもよい。非限定的な例として、電極は、糊付け、ボンディング、テープ、電極裏の接着剤、クリンプ、製造時に電極を直接本体に取り付ける方法等によって固定してもよい。

【0029】

たとえば焼灼術用オーバーチューブ 10 を使用した焼灼器の動作を、図 7 A ~ 7 C を参照しながら説明する。図 7 A は、患者の食道 80、食道下部括約筋 (LES) 81、および胃 82 を示す。食道 80 の中の病変組織 84 の領域も示している。病変組織 84 は円柱粘膜 (バレット食道) であってもよく、これを焼灼術用オーバーチューブ 10 で焼灼する。図 7 B は、内視鏡 20 の周囲に取り付けられた焼灼術用オーバーチューブ 10 の遠位端 34 を示しており、オーバーチューブ 10 と内視鏡 20 は患者の食道 80 に挿入されている。焼灼術用オーバーチューブ 10 を食道 80 の中の、治療対象の病変組織 84 の部分の付近に位置付ける。焼灼術用オーバーチューブ 10 を挿入する様子を内視鏡のビューイングポートから観察して、オーバーチューブ 10 を病変組織に位置付けやすくしてもよい。図 7 C に示すように、病変組織 84 は、焼灼術用オーバーチューブ 10 の開口部 36 の 1 つ

40

50

または複数を通じてかけられる真空を利用して、焼灼術用オーバーチューブ１０に引き付けられている。病変組織は電極４４または、開口部３６の１つまたは複数を通じて注入された導電性流体と接触している。電源３１０は、病変組織８４を焼灼するのに十分な時間にわたり、通電させる。真空を解除し、焼灼術用オーバーチューブを組織８４から移動させる。オーバーチューブ１０は、開口部３６からすすいで、付着した組織を除去してもよい。焼灼術用オーバーチューブ１０を、病変組織８４の他の治療すべき部分の付近に移動させ、上記のステップを必要な回数だけ繰り返してよい。手順は、焼灼術用オーバーチューブを使って食道内の病変組織を焼灼することに関して説明したが、治療箇所は食道に限定されない。非限定的な例として、胃の一部や胃腸管も、焼灼術用オーバーチューブ１０を使って治療できる。

10

【００３０】

上記の図と開示は例示を目的としており、網羅的ではない。この説明は、当業者に対し、さまざまな変形版や代替形を示唆するであろう。このような変形版や代替形のすべてが、付属の特許請求の範囲に包含されるものとする。当業者であれば、本明細書に記載の具体的な実施形態の他の均等物を着想できるかもしれず、これらの均等物も付属の特許請求の範囲により包含されるものとする。

【図１】

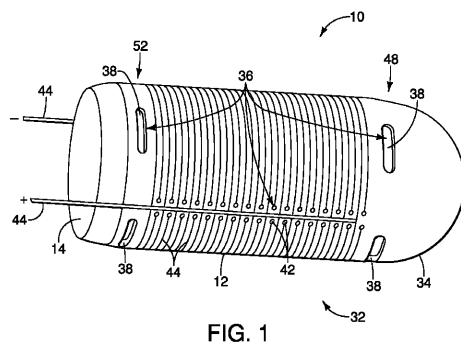


FIG. 1

【図２Ｂ】

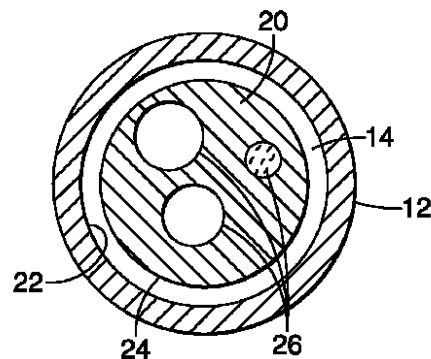


FIG. 2B

【図２Ａ】

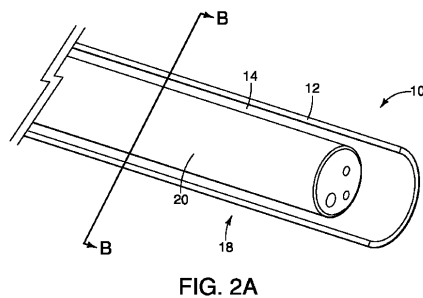


FIG. 2A

【図３】

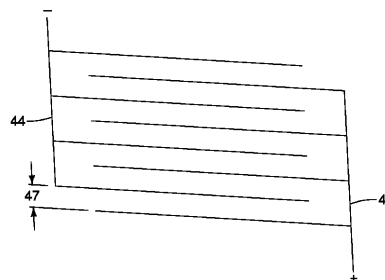


FIG. 3

【図 4 A】

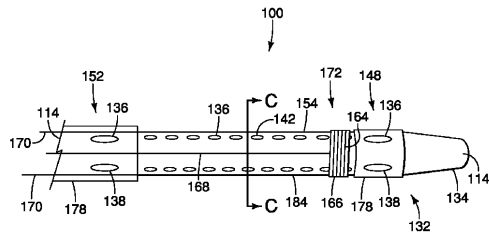


FIG. 4A

【図 4 B】

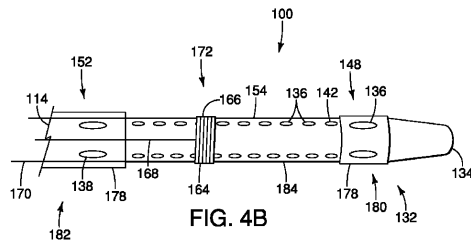


FIG. 4B

【図 4 C】

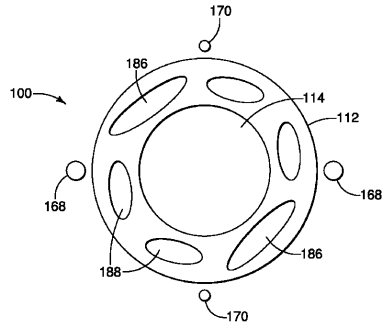


FIG. 4C

【図 5 A】

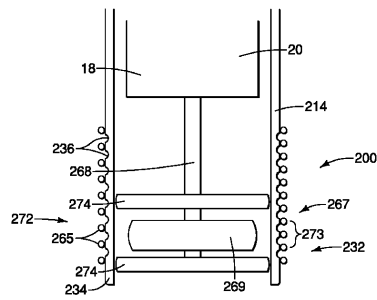


FIG. 5A

【図 5 B】

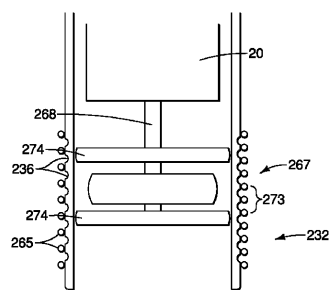


FIG. 5B

【図 6】

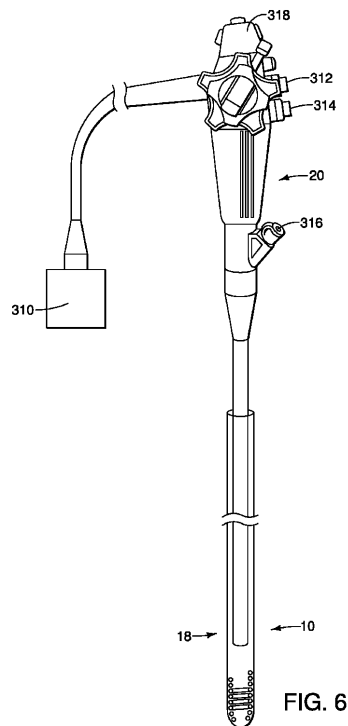


FIG. 6

【図 7 A】

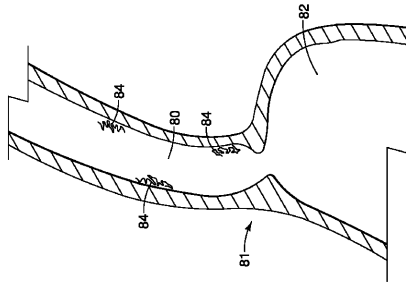


FIG. 7A

【図 7 B】

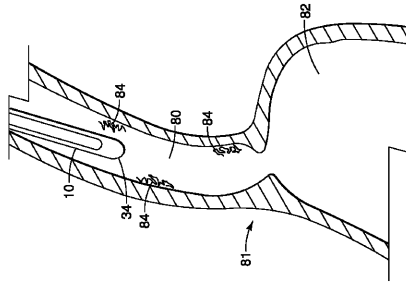


FIG. 7B

【図 7 C】

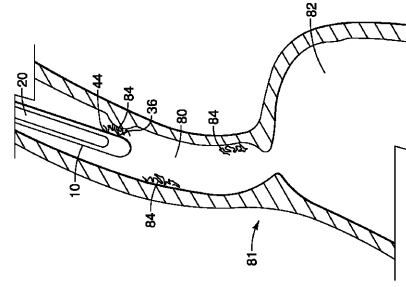


FIG. 7C

フロントページの続き

- (72)発明者 マクローホーン, タイラー, イー.
アメリカ合衆国 27106 ノースカロライナ州, ウィンストン - セーレム, ティンバーラ
イン リッジ レーン 632
- (72)発明者 サーティ, ヴィルー, シー.
アメリカ合衆国 27104 ノースカロライナ州, ウィンストン - セーレム, チェスウィク
レーン 103

審査官 木村 立人

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2002/0193851(US, A1)
特開2004-261581(JP, A)
特表2003-502094(JP, A)
特開2005-103268(JP, A)
特開2005-103269(JP, A)
特開2005-103270(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/04 — 18/28

专利名称(译)	巡航天花板		
公开(公告)号	JP5670572B2	公开(公告)日	2015-02-18
申请号	JP2013527089	申请日	2011-08-15
[标]申请(专利权)人(译)	库克医学技术有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	库克医疗技术有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	库克医疗技术有限责任公司		
[标]发明人	ドゥシャームリチャードダブリュー マクローホーンタイラーイー サーティヴィルシー		
发明人	ドゥシャーム, リチャード, ダブリュー, マクローホーン, タイラー, イー, サーティ, ヴィル, シー.		
IPC分类号	A61B18/04		
CPC分类号	A61B1/00135 A61B1/012 A61B1/2736 A61B18/1492 A61B2018/00196 A61B2018/00291 A61B2018/1437 A61B2018/1495 A61B18/1206 A61B2018/00577 A61B2018/126 A61B2018/1472 A61B2018/1475		
FI分类号	A61B17/38.310		
代理人(译)	伊藤 茂		
优先权	61/378732 2010-08-31 US		
其他公开文献	JP2013536728A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种能量输送系统和一种向组织输送能量的方法。能量输送系统包括外套管。外套管包括具有近端部分，远端部分和至少部分地穿过其延伸的内腔的主体。近端部分适于定位在内窥镜的远端部分上。主体还包括形成在主体中并连接到内腔的第一多个开口和可操作地连接到主体并在主体的至少一部分表面上延伸的电极。内腔可操作地连接到真空源，并且电极可操作地连接到电源。

【 图 2 B 】

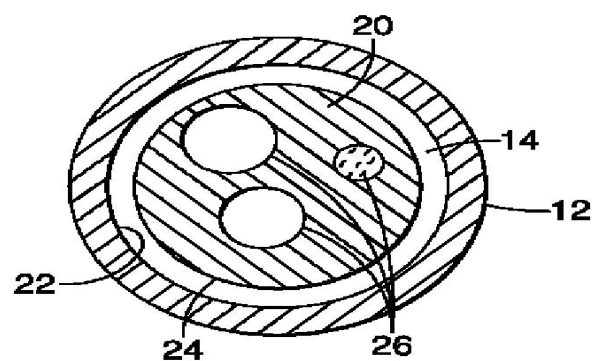


FIG. 2B