

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-166245
(P2019-166245A)

(43) 公開日 令和1年10月3日(2019.10.3)

(51) Int.Cl.		F I	テーマコード (参考)	
A 6 1 B	18/00	(2006.01)	A 6 1 B 18/00	2 G 0 8 4
A 6 1 B	1/018	(2006.01)	A 6 1 B 1/018	5 1 5
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B 1/00	6 2 0
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	G 0 2 B 23/24	A
H 0 5 H	1/26	(2006.01)	H 0 5 H 1/26	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 14 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2018-57947 (P2018-57947)
(22) 出願日 平成30年3月26日 (2018. 3. 26)

(出願人による申告) 平成28年度、国立研究開発法人科学技術振興機構、研究成果展開事業大学発新産業創出プログラム (S T A R T)、プロジェクト支援型、「マルチガス温度制御プラズマを用いたプラズマ内視鏡治療装置の開発」、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

(71) 出願人 304021417
国立大学法人東京工業大学
東京都目黒区大岡山2丁目12番1号
(71) 出願人 504150450
国立大学法人神戸大学
兵庫県神戸市灘区六甲台町1-1
(74) 代理人 100078282
弁理士 山本 秀策
(74) 代理人 100113413
弁理士 森下 夏樹
(74) 代理人 100181674
弁理士 飯田 貴敏
(74) 代理人 100181641
弁理士 石川 大輔

最終頁に続く

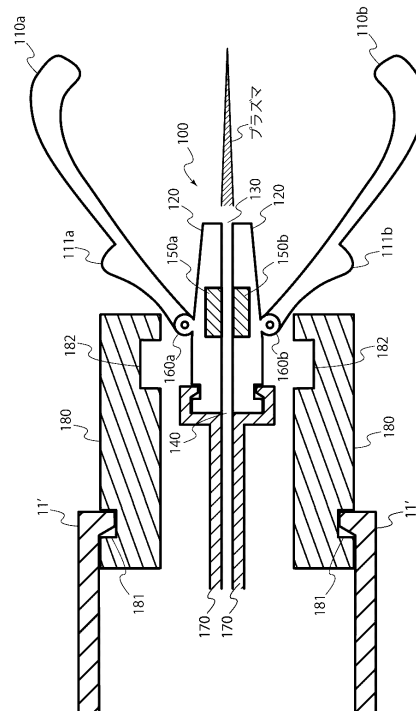
(54) 【発明の名称】 組織の把持と組織へのプラズマ照射とを可能にするエンドエフェクタおよびそのエンドエフェクタを備える内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 組織の把持と組織へのプラズマ照射とを可能にするエンドエフェクタの提供。

【解決手段】 本発明のエンドエフェクタは、組織を把持するための把持部材と、プラズマを生成することが可能なプラズマ生成機構とを備える。プラズマ生成機構には牽引手段が接続されており、接続された牽引手段が作動することにより、把持部材による組織の把持が達成される。プラズマ生成機構は、把持部材が組織を把持する位置にプラズマを照射可能なように構成されている。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

組織を把持するための把持部材と、
プラズマを生成することが可能なプラズマ生成機構と
を備えるエンドエフェクタ。

【請求項 2】

ヒンジ部をさらに備え、
前記把持部材および前記プラズマ生成機構は、前記ヒンジ部において相互に連結されて
おり、

前記把持部材は、前記ヒンジ部を中心にして回転可能なように構成されている、請求項
1 に記載のエンドエフェクタ。

10

【請求項 3】

前記プラズマ生成機構を牽引することが可能な牽引手段と接続可能な接続部をさらに備
え、

接続された前記牽引手段が作動することにより、前記把持部材による前記組織の把持が
達成される、請求項 1 または請求項 2 に記載のエンドエフェクタ。

【請求項 4】

前記接続部は、前記牽引手段を着脱自在なように構成されている、請求項 3 に記載のエ
ンドエフェクタ。

【請求項 5】

前記把持部材は、電気的に制御されることが可能なように構成されている、請求項 1 ま
たは請求項 2 に記載のエンドエフェクタ。

20

【請求項 6】

前記プラズマ生成機構は、前記把持部材が前記組織を把持する位置に前記プラズマを照
射可能なように構成されている、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載のエンドエフェクタ
。

【請求項 7】

前記把持部材は、複数の把持片を備える、請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載のエンド
エフェクタ。

【請求項 8】

前記プラズマ生成機構は、中空部を有する筐体形状を有し、
前記筐体は、第 1 の電極と、前記第 1 の電極とは異なる第 2 の電極とを含み、
前記プラズマ生成機構は、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間の放電によって、前
記中空部の中を通るガスをプラズマ化する、請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載のエンド
エフェクタ。

30

【請求項 9】

請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載のエンドエフェクタを備える内視鏡システム。

【請求項 10】

前記プラズマ生成機構によってプラズマ化されるガスを供給することが可能なガス供給
源であって、前記ガス供給源は、1 種類以上のガスを供給することが可能である、ガス供
給源と、

40

複数のモード間で切り替え可能な電源と、

前記エンドエフェクタの前記接続部に接続可能な牽引手段と

をさらに備える、請求項 9 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記複数のモードは、低温プラズマモード、APC（アルゴンプラズマ凝固法）モード
、高周波凝固モードのうち少なくとも 2 つを含む、請求項 10 に記載の内視鏡システム
。

【請求項 12】

プラズマ化されるガスを前記中空部にパルス状に供給可能にするためのパルスガスシス

50

テムをさらに備える、請求項 9 ~ 11 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、組織の把持と組織へのプラズマ照射とを可能にするエンドエフェクタおよびそのエンドエフェクタを備える内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、低温プラズマ発生装置が知られている（例えば、非特許文献 1 を参照）。低温プラズマは、表面処理のほか、医療分野では殺菌、血液凝固（止血）、創傷治癒などの効果を得ることができる。特に、低温プラズマは、組織に損傷を与えることなく短時間で血液を凝固できるため、止血への応用が期待される。

10

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0003】

【非特許文献 1】株式会社マイナビ、“東工大など、-90 ~ +150 で温度を精密制御可能な大気圧プラズマ装置を開発”、[online]、[平成 30 年 1 月 31 日検索]、インターネット<URL:https://news.mynavi.jp/article/20111026-a080/>

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0004】

しかしながら、低温プラズマは、露出血管や噴出性出血に対しては止血効果が限られていた。

【0005】

本発明は、上述した課題に鑑みてなされたものであり、改善された止血用エンドエフェクタおよびそのエンドエフェクタを備える内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の 1 つの局面において、本発明のエンドエフェクタは、組織を把持するための把持部材と、プラズマを生成することが可能なプラズマ生成機構とを備える。

30

【0007】

本発明の 1 つの実施形態では、前記エンドエフェクタは、ヒンジ部をさらに備え、前記把持部材および前記プラズマ生成機構は、前記ヒンジ部において相互に連結されており、前記把持部材は、前記ヒンジ部を中心にして回動可能なように構成されていてもよい。

【0008】

本発明の 1 つの実施形態では、前記エンドエフェクタは、前記プラズマ生成機構を牽引することが可能な牽引手段と接続可能な接続部をさらに備え、接続された前記牽引手段が作動することにより、前記把持部材による前記組織の把持が達成されてもよい。

【0009】

本発明の 1 つの実施形態では、前記接続部は、前記牽引手段を着脱自在なように構成されていてもよい。

40

【0010】

本発明の 1 つの実施形態では、前記把持部材は、電氣的に制御されることが可能なように構成されていてもよい。

【0011】

本発明の 1 つの実施形態では、前記プラズマ生成機構は、前記把持部材が前記組織を把持する位置に前記プラズマを照射可能なように構成されていてもよい。

【0012】

本発明の 1 つの実施形態では、前記把持部材は、複数の把持片を備えてもよい。

【0013】

50

本発明の1つの実施形態では、前記プラズマ生成機構は、中空部を有する筐体形状を有し、前記筐体は、第1の電極と、前記第1の電極とは異なる第2の電極とを含み、前記プラズマ生成機構は、前記第1の電極と前記第2の電極との間の放電によって、前記中空部の中を通るガスをプラズマ化してもよい。

【0014】

本発明の1つの局面において、本発明の内視鏡システムは、請求項1～8のいずれか一項に記載のエンドエフェクタを備える。

【0015】

本発明の1つの実施形態では、前記内視鏡システムは、前記プラズマ生成機構によってプラズマ化されるガスを供給することが可能なガス供給源であって、前記ガス供給源は、1種類以上のガスを供給することが可能である、ガス供給源と、複数のモード間で切り替え可能な電源と、前記エンドエフェクタの前記接続部に接続可能な牽引手段とをさらに備えてもよい。

10

【0016】

本発明の1つの実施形態では、前記複数のモードは、低温プラズマモード、APC（アルゴンプラズマ凝固法）モード、高周波凝固モードのうち少なくとも2つを含んでいてもよい。

【0017】

本発明の1つの実施形態では、前記内視鏡システムは、プラズマ化されるガスを前記中空部にパルス状に供給可能にするためのパルスガスシステムをさらに備えてもよい。

20

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、改善された止血用エンドエフェクタおよびそのエンドエフェクタを備える内視鏡システムを提供することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】図1は、本発明のエンドエフェクタを備える内視鏡システム10の一例の概略図を示す。

【図2】図2は、本発明のエンドエフェクタ100の構成の一例を示す断面図である。

【図3】図3は、図2のエンドエフェクタ100の変化した状態を示す断面図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0020】

本明細書において、「遠位」という用語は、ユーザ（操作者）からより遠い部分を指し、「近位」という用語は、ユーザからより近い部分を指す。本明細書において、「約」とは、後に続く数字の±10%の範囲内をいう。

【0021】

以下、図面を参照しながら、本発明の実施の形態を説明する。なお、本明細書全体を通して、同一の構成要素には同一の参照数字を使用している。

【0022】

本発明は、組織の把持と組織へのプラズマ照射とを可能にするエンドエフェクタ、および、そのエンドエフェクタと操作部とを備える内視鏡システムを特徴とする。エンドエフェクタの動作（例えば、組織の把持、組織へのプラズマ照射）は、操作部によって制御されることが可能である。

40

【0023】

操作部には、必要に応じて、1つ以上のモードを有する電源と、供給物を供給するための供給源とが接続され得る。好ましい実施形態において、電源は複数のモードを有し得る典型的には、この複数のモードは、低温プラズマモード、APC（アルゴンプラズマ凝固法）モード、高周波凝固モードのうち2つ、好ましくは3つを含み得るが、本発明はこれに限定されない。供給源の一例は、プラズマ化されるガスを供給するためのガス供給源である。ガスは、ガス供給源から操作部を通してエンドエフェクタへ供給される。供給さ

50

れるガスの種類は、電源の1つ以上のモードに応じて異ならせることができる。エンドエフェクタに供給されたガスは、エンドエフェクタにおいてプラズマ化され、組織に照射される。これにより、組織に対する処置（例えば、止血、殺菌）がなされる。好ましい実施形態において、ガス供給源は、ガスをパルス状に供給可能にするためのパルスガスシステムを備え得る。パルスガスシステムは、ガスをパルス状に発射することにより、止血対象を明確にすることができる。さらに、エンドエフェクタが組織を把持することにより、組織に対する処置（例えば、止血、結紮）がなされる。

【0024】

以下、本発明のエンドエフェクタおよび内視鏡システムの好ましい実施形態についての説明がなされる。

【0025】

図1は、本発明のエンドエフェクタを備える内視鏡システム10の一例の概略図を示す。

【0026】

内視鏡システム10は、挿入部11と、挿入部11の近位端部に接続された操作部12と、操作部12に接続された電源13およびガス供給源14とを備える。

【0027】

ガス供給源14は、プラズマ化されるためのガスを供給するためのものである。ガス供給源14は、図1に示されるように、操作部12に相互に接続され、これにより、ガスを操作部12にひいては挿入部11に供給する。ガス供給源14は、ガスを貯蔵するためのガス貯蔵部14aと、ガスをパルス状に供給可能にするためのパルスガスシステム14bとを備える。

【0028】

ガス貯蔵部14aは、複数種類のガスを貯蔵することと、貯蔵されているガスを抽出することとが可能ないように構成されている。なお、複数種類のガスの貯蔵の態様は任意である。例えば、一種類のガスを貯蔵することが可能なガスタンクを複数個備えることにより複数種類のガスを貯蔵するようにしていてもよいし、仕切られた複数の空間を内部に有する筐体の各内部空間内に各種のガスを貯蔵するようにしていてもよいし、複数種類のガスが混在した状態で、必要に応じて各種のガスをそれぞれ抽出することが可能なように複数種類のガスを貯蔵するようにしてもよい。また、ガス貯蔵部14aに貯蔵されているガスは、例えば、アルゴン、二酸化炭素、酸素、窒素、ヘリウム、空気であるが、これらに限定されない。

【0029】

パルスガスシステム14bは、ガス供給源14から操作部12ないし挿入部11に供給されるプラズマ化されるガスをパルス状に供給可能にするためのものである。パルスガスシステム14bは、一定の時間間隔で所定の圧力の高速度気流をプラズマ化されるガスに付与することが可能なように構成されており、これにより、操作部12ないし挿入部11へのパルス状ガスの供給を可能にする。パルスガスシステム14bは、高速度気流をプラズマ化されるガスに付加することが可能なように構成されている。パルスガスシステム14bによって付加される気流の圧力、付加間隔および照射回数は、組織の処置に求められる条件などに応じて適宜調節することが可能である。気流の圧力は例えば、約0.3～約0.9MPa程度である。また、付加間隔は例えば、約0.1～約5秒程度である。また、照射回数は例えば、約5～約20回程度である。一実施形態においては、0.1秒間隔で0.3MPaの圧力の高速度気流という条件下で、高速度気流を5回、10回、20回付加してもよい。他の実施形態においては、0.1秒間隔で0.6MPaの圧力の高速度気流という条件下で、高速度気流を5回、10回、20回付加してもよい。さらに他の実施形態においては、0.1秒間隔で0.9MPaの圧力の高速度気流という条件下で、高速度気流を5回、10回、20回付加してもよい。しかしながら、本発明はこれらに限定されない。このように、プラズマ化されるガスをパルス状にしてプラズマを患部に照射することにより、高速度気流が邪魔な血液や異物などを吹き飛ばしつつ、パルス状のプラズマが患部を処置する

10

20

30

40

50

ことが可能であり、それ故、パルス状ガスの照射は、患部の視認性改善と高速止血とに寄与する。

【0030】

なお、図1に示される例では、ガス供給源14の数は1つであるが、本発明はこれに限定されない。ガス供給源14の数は、1以上の任意の数である。例えば、二酸化炭素のみを貯蔵および供給するための二酸化炭素供給源と、アルゴンのみを貯蔵および供給するためのアルゴン供給源とが、操作部12に相互に接続されていてもよい。

【0031】

なお、ガス以外の供給物を供給するための供給源(図示せず)が、操作部12にさらに接続されていてもよい。その供給源(図示せず)から供給される供給物は、例えば、治療部位や検査部位周辺を照らす照明光であってもよいし、エンドエフェクタから照射されるプラズマの照射位置をガイドするためのレーザー光源であってもよいし、治療部位の洗浄または内視鏡などを冷却する冷却水であってもよい。

【0032】

電源13は、必要な電力を操作部12にひいては挿入部11に内蔵されるデバイスに供給するためのものである。電源13は、複数のモード間で切り替え可能なように構成されている。図1に示される例では、電源13は、低温プラズマモード13aと、APC(アルゴンプラズマ凝固法)モード13bと、高周波凝固モード13cとの間で切り替え可能であるが、本発明はこれに限定されない。例えば、低温プラズマモード13aと、APC(アルゴンプラズマ凝固法)モード13bとの間での切り替えであってもよいし、低温プラズマモード13aと、高周波凝固モード13cとの間での切り替えであってもよいし、APC(アルゴンプラズマ凝固法)モード13bと、高周波凝固モード13cとの間での切り替えであってもよい。

【0033】

低温プラズマモード13aは、低温(例えば、約-90~約160、より好ましくは、約40~約100)でプラズマ照射を行うためのモードである。40~100のプラズマの使用は、化学的な血液凝固効果に加えて、熱損傷を低減しながら熱による血液等の脱水を行うことができる点で好ましい。電源13を低温プラズマモード13aに切り替えておくことにより、後述されるようにエンドエフェクタ100は、ガス供給源14から供給されるガスを低温でプラズマ化し、低温でプラズマを患部に照射することができる。低温でプラズマ化されるガスの一例は、ガス貯蔵部14aに貯蔵されているガスの例として先に挙げられたとおりである。低温プラズマは、安全性は高い。また、湧出性出血に対して高い止血効果が得られる。しかしながら、噴出性出血や露出血管などの止血に対する効果は限られている。

【0034】

APCモード13bは、APCによる患部の処置を実現するためのモードである。電源13をAPCモード13bに切り替えておくことにより、電源13は、ガス供給源14から供給されるアルゴンに高周波電流を印加する。これにより、APCによる患部の処置が可能になる。APCは湧出性出血に対して高い止血効果が得られる。なぜなら、APCは、焼灼表面積が小さい局所的な焼灼ではなく、プラズマガスによる焼灼表面積が大きく広い範囲を焼灼することによって湧出性出血を処置するからである。しかしながら、APCは、血管の出血部を熱変性により封止することができるような把持構造を有していないため、噴出性出血や露出血管に対する止血効果は低い。

【0035】

高周波凝固モード13cは、高周波電流を用いて患部の焼灼を実現するためのモードである。電源13を高周波凝固モード13cに切り替えておくことにより、高周波電流がエンドエフェクタ100に印加されて患部に流れ、高周波電流による熱で患部を凝固させることができる。高周波凝固モード13cにおいて印加される高周波の周波数は、例えば、10kHz~5MHz、好ましくは、10kHz~1MHz、より好ましくは、10kHz~500kHzであり得る。高周波凝固は噴出性出血など様々な状態の出血に対して高

10

20

30

40

50

い止血効果が得られる。しかしながら、組織への損傷を引き起こす恐れがある。

【0036】

操作部12は、挿入部11と、挿入部11に内蔵されるデバイスとを操作するためのものである。操作部12は、図1に示されるように、供給源13に相互に接続され、操作部12から供給される供給物の供給量を制御することが可能なように構成されている。また、操作部12は、図1に示されるように、電源13に相互に接続され、電源13の複数のモード間の切り替えを制御することが可能なように構成されている。

【0037】

挿入部11は、体内に挿入される部分である。挿入部11は、操作部12によって制御され、操作部12における入力に応じて挿入部11の向きを変えるように湾曲することが可能なように構成されている。挿入部11は、挿入部11の遠位端部11'から突出可能なエンドエフェクタ100を備える。挿入部11の直径の大きさは、任意の大きさであり得る。微小な空間内（例えば、腸内や消化器官内）でも動作可能なように可能な限り小さいのが好ましい。例えば内視鏡10が大腸用の内視鏡である場合、約13mmであるが、本発明はこれに限定されない。また、エンドエフェクタの直径の大きさは、任意の大きさであり得る。微小な空間内（例えば、腸内や消化器官内）でも動作可能なように可能な限り小さいのが好ましい。例えばエンドエフェクタが大腸用の内視鏡の鉗子チャンネル内に設けられる場合、約3mmであるが、本発明はこれに限定されない。

10

【0038】

挿入部11は、鉗子用チャンネルを備え、エンドエフェクタ100は、状況に応じて鉗子用チャンネルを通り、挿入部11の遠位端部11'上の鉗子用チャンネルの開放端部から突出可能なように構成されている。例えば、エンドエフェクタにより治療部位に対する治療を行う際は突出し、内視鏡10自体を移動させる場合などでは挿入部11内に収納される。

20

【0039】

挿入部11に内蔵されるデバイスは、エンドエフェクタ100に加えて、例えば、撮像ユニット（例えば、カメラレンズ）、照明用デバイス（例えば、ライト）を含み得る。挿入部11に内蔵されるデバイスは、1つであってもよいし、複数であってもよい。さらに、供給源13からの供給物を放出するためのノズルが、挿入部11に設けられ得る。

【0040】

図2は、本発明のエンドエフェクタ100の構成の一例を示す断面図である。

30

【0041】

本発明のエンドエフェクタ100は、組織を把持するための把持部材110と、プラズマを生成することが可能なプラズマ生成機構120とを備える。

【0042】

図2に示される例では、把持部材110は、第1の把持片110aと、第2の把持片110bとを含む。図2に示される把持部材110は、開放状態である。第1の把持片110aと第2の把持片110bとが協働することにより、組織の把持が達成される。把持部材110の一例は、医療用クリップであるが、これに限定されない。

【0043】

図2に示される好ましい例では、把持部材110は、第1の把持片110a上に突出部111aを備え、第2の把持片110b上に突出部111bを備え得る。突出部111aおよび突出部111bは、より詳細に後述されるように、把持部材110の閉鎖状態を維持するために使用される。また、突出部111aおよび突出部111bは、エンドエフェクタ100が挿入部11の内部に過度に引き込まれないようにストッパ機構としての役目を奏する。

40

【0044】

プラズマ生成機構120は、中空部を有する筐体形状を有する。中空部は、プラズマ生成機構120の遠位端部上にある放出孔130と、プラズマ生成機構120の近位端部上にある流入孔140との間において画定される。ガス供給源14から供給されるガスは、流入孔140から中空部に入り込み、中空部を通過して、放出孔130から放出される。な

50

お、筐体や把持部材がプラズマに触れると高周波が発生することがあるので、高周波が流れることを意図しない部分は絶縁性である（例えば、絶縁性部材で構成してもよいし、樹脂またはセラミックなどの絶縁性部材でコーティングしてもよい）ことが好ましい。

【0045】

プラズマ生成機構120は、プラズマを生成するための手段として、第1の電極150aおよび第2の電極150bを備える。第1の電極150aおよび第2の電極150bは、例えば、中空部の内壁に沿って、ガスの流れの妨げにならないように配置されている。図2に示される例では、第1の電極150aおよび第2の電極150bは、中空部の内壁に沿って、プラズマ生成機構120に埋没させられている。例えば、第1の電極150aは、アースされた電極であり、第2の電極150bは、第1の電極150aより高い電圧を有する高電圧電極である。あるいは、第1の電極150aは、第2の電極150bより低い電圧を有する電極であってもよい。

10

【0046】

第1の電極150aと第2の電極150bとの間に電源（図示せず）により電圧を印加すると、第1の電極150aと第2の電極150bとの間で放電が発生する。従って、流入孔140を通して入り込んだガスは、エンドエフェクタ100の中空部を通り、第1の電極150aと第2の電極150bとの間での放電によって第1の電極150aと第2の電極150bとの間でプラズマ化され、放出孔130から放出される。これにより、プラズマが放出孔130から噴射され、プラズマを照射対象（例えば、出血部位）に照射することによって、血液凝固および殺菌効果もたらされる。第1の電極150aと第2の電極150bとの間での放電によって生成されるプラズマの流量は、約0超～約15L/分であり、より好ましくは、約0超～約3L/分である。約0超～約3L/分のような低用量だと、粘膜下気腫の発生が低減される点で好ましくあり得る。なお、流入孔140および放出孔130は、プラズマが通過することが可能である限り、任意の形状を有する。例えば、流入孔140および放出孔130の形状は、円形であってもよいし、四角形であってもよいし、多角形であってもよい。第1の電極150aと第2の電極150bとを、低温プラズマモード、APCモード、および高周波凝固モードとで併用してもよいし、それぞれのモードで異なる電極を用いるようにしてもよい。

20

【0047】

なお、図2においては、アースされた第1の電極とより高い電圧を有する第2の電極との間に発生する放電によりプラズマを生成する構成を例示したが、本発明はこれに限定されない。例えば、一对の電極（すなわち、第1の電極および第2の電極）に高電圧を印加する一方でプラズマ生成機構をアースするかまたは低電圧を印加することによりプラズマを生成するバイポーラタイプの構成を実現するようにしてもよいし、一对の電極のみに高周波をかける一方でプラズマ生成機構を回路に接続されない状態にすることにより、対極板を用いるモノポーラタイプの構成を実現するようにしてもよい。さらに、プラズマ生成機構をアースまたは低電圧状態にするか回路に接続されない状態にするかを切り替え可能にすることにより、バイポーラタイプの構成とモノポーラタイプの構成とを切り替え可能に構成してもよい。

30

【0048】

エンドエフェクタ100は、ヒンジ部160をさらに備える。図3に示される例では、ヒンジ部160は、プラズマ生成機構120に設けられており、ヒンジ部160は、把持片110aをプラズマ生成機構120に連結するためのヒンジ部160aと、把持片110bをプラズマ生成機構120に連結するためのヒンジ部160bとを含む。把持片110aは、ヒンジ部160aを中心にして回動可能なように構成されており、把持片110bは、ヒンジ部160bを中心にして回動可能なように構成されている。従って、把持部材110は、ヒンジ部160を中心とした回動運動により、把持部材110の開閉を達成することが可能である。

40

【0049】

内視鏡システム10は、プラズマ生成機構120を牽引することが可能な牽引手段17

50

0をさらに備え、牽引手段170およびエンドエフェクタ100は、相互に接続可能なように構成されている。すなわち、エンドエフェクタ100は、牽引手段170との接続部の役割を果たす。さらに、エンドエフェクタ100は、牽引手段170と着脱自在なように構成されている。図2に示される好ましい例では、牽引手段170は、牽引手段170の遠位端部に凸部を備え、その凸部とエンドエフェクタ100が備える凹部とが嵌合することにより、エンドエフェクタ100に接続されている。牽引手段170の凸部とエンドエフェクタの凹部との嵌合強度は、後述するロック機構180の凹部181と把持部材110の突出部111a、111bとの嵌合強度よりも低く設定されている。

【0050】

牽引手段170は、牽引手段170の凸部とエンドエフェクタ100の凹部との嵌合強度以上の力でエンドエフェクタ100を挿入部11の内部に引き込まれる方向に引き込むことにより、牽引手段170の凸部とエンドエフェクタ100の凹部との嵌合が外れてエンドエフェクタ100から脱離することが可能なように構成されている。

10

【0051】

図2に示される好ましい例では、内視鏡システム10は、ロック機構180をさらに備える。ロック機構180は、挿入部11の遠位端部11'に接続されており、図2に示される例では、ロック機構180は、凹部181を備え、凹部181が挿入部11の遠位端部11'に配置される凸部と嵌合することにより、挿入部11の遠位端部11'に接続されている。挿入部の遠位端部11'の凸部とロック機構180の凹部181との嵌合強度は、後述されるロック機構180の凹部182と把持部材110の突出部111a、111bとの嵌合強度よりも低く、牽引手段170の凸部とエンドエフェクタ100の凹部との嵌合強度とほぼ同じ程度に設定されている。

20

【0052】

挿入部11は、挿入部の遠位端部11'の凸部とロック機構180の凹部181との嵌合強度以上の力で挿入部を挿入部11の内部に引き込まれる方向に引き込むことにより、凸部と凹部との嵌合が外れ挿入部11はロック機構180から脱離することが可能なように構成されている。

【0053】

ロック機構180は、把持部材110の閉鎖状態を維持することが可能なように構成されている。図2に示される例では、ロック機構180は、ロック機構180の内表面上に凹部182を備え、突出部111aおよび突出部111bが凹部182に係止することにより、把持部材110の回動動作が固定され、把持部材110の閉鎖状態が維持されるようになっている。

30

【0054】

把持部材110は、引張パネ(図示せず)などの力により、通常状態において図2に示されるように開放状態になっている。その開放状態において、エンドエフェクタ100を挿入部11の内部に引き込む方向に牽引手段170を引っ張ると、エンドエフェクタ100は、挿入部11の内部に向かって移動し始め、牽引手段170を同一方向に引っ張り続けると、把持部材110が、挿入部11の遠位端部11'に物理的に接触する。牽引手段170を同一方向にさらに引っ張ると、把持部材110は、ヒンジ部160を中心にして回動し、開放状態から閉鎖状態へ移行することで組織を把持することが可能となる。

40

【0055】

本実施形態において、把持部材110はパネなどにより通常状態において開放し、牽引手段の動きにより、把持部材110を閉鎖する場合について説示したが、本発明はこれに限定されない。例えば、圧縮パネなどの力により通常状態において、把持部材110を閉鎖し、牽引手段の動きにより把持部材110を開放するようによい。

【0056】

把持部材110により直接血管や粘膜などを把持しながら、プラズマでの止血処理を行うことができるため、従来プラズマでは止血効果が限定的であった噴出性出血や露出血管に対しても効果的に止血することができる。また、把持部材110により直接血管などを

50

把持するため、組織損傷が少なく安全な止血を行うことが可能となる。さらに、把持部材 110 を備えるエンドエフェクタ 100 を牽引手段 170 に対して着脱可能とすることにより、エンドエフェクタ 100 を止血クリップと同様に扱うことが可能となり、長時間にわたり確実な止血効果を得ることが可能となる。特に血圧の高い処置部の止血をこのように把持部材 110 により把持しながらプラズマで行う場合、APCモード 13B または高周波凝固モード 13C を用いることが好ましくあり得る。

【0057】

図3は、図2のエンドエフェクタ100の変化した状態を示す断面図である。

【0058】

図3は、エンドエフェクタ100を挿入部11の内部に引き込む方向に操作者が牽引手段170を引っ張ったことによりエンドエフェクタ100が開放状態から閉鎖状態へ移行した後の状態を示す。図3に示されるように、把持部材110の閉鎖状態において、突出部111aおよび突出部111bが凹部182に係止している。これにより、エンドエフェクタ100は、図3に示される位置よりも挿入部11の内部側に引き込まれず、かつ、把持部材110は、開放状態へ移行しない。エンドエフェクタ100を挿入部11の内部に引き込む方向に操作者が牽引手段170を図3に示される状態からさらに引っ張ると、突出部111a、111bと凹部182との嵌合強度よりも、牽引手段170の凸部とエンドエフェクタ100の凹部との嵌合強度および挿入部11の遠位端部11'の凸部とロック機構180の凹部181との嵌合強度の方が低いため、牽引手段170がエンドエフェクタ100から脱離し、かつ、挿入部11の遠位端部11'がロック機構180から脱離する。これにより、ロック機構180によって閉鎖状態が維持されたエンドエフェクタ100を単体で使用することが可能となり、従って、上述したように、エンドエフェクタ100は、止血クリップと同様に扱うことが可能となる。

【0059】

図3に示されるように、プラズマ生成機構120は、把持部材110が組織を把持する位置（すなわち、第1の把持片110aの遠位端部と第2の把持片110bの遠位端部とが相互に接近する位置）にプラズマを照射することが可能なように構成されている。すなわち、エンドエフェクタ100は、把持部材110を用いて組織を把持した状態で、プラズマ生成機構120によってプラズマをその組織に照射し、その組織に対して処置することが可能である。また、把持部材110が組織を把持する位置に向けてプラズマを照射するように放出孔130の位置を設定することにより、把持部材110はプラズマの照射方向を指し示すガイド機構の役目を奏する。これにより、プラズマの照射位置を正確に位置決めすることが可能となる。さらに、プラズマの照射方向および照射位置を指し示すためのレーザー光源をエンドエフェクタ100もしくは内視鏡システム10に設けることにより、プラズマの照射位置を可視化でき、プラズマの照射位置をより正確に位置決めすることが可能となる。

【0060】

なお、図2、図3に示す実施例では、牽引手段170の遠位端部がエンドエフェクタ100の近位端部と嵌合する接続の態様の場合について説明したが、本発明はこれに限定されない。エンドエフェクタ100と牽引手段170との間の接続の態様は、相互に着脱自在である限りにおいて、任意である。例えば、エンドエフェクタ100の近位端部および牽引手段170のそれぞれには、対応するねじ山が切られていてもよいし、エンドエフェクタ100と牽引手段170とが着脱自在に接続可能にする磁石が設けられていてもよい。また、図2、図3に示す実施例では、挿入部11の遠位端部11'がロック機構180の近位端部と嵌合する接続の態様が説明されたが、本発明はこれに限定されない。挿入部11の遠位端部11'とロック機構180との間の接続の態様もまた、相互に着脱自在である限りにおいて、任意である。例えば、挿入部11の遠位端部11'およびロック機構180のそれぞれには、対応するねじ山が切られていてもよいし、遠位端部11'とロック機構180とが着脱自在に接続可能にする磁石が設けられていてもよい。

【0061】

10

20

30

40

50

また、図2、図3に示す実施例では、突出部111aおよび突出部111bと凹部182とによって把持部材110の閉鎖状態を維持することが説明されたが、本発明はこれに限定されない。把持部材110の閉鎖状態を維持することが可能である任意の手段によって把持部材110の閉鎖状態が維持されてもよい。例えば、把持片110aおよび110bが磁石(図示せず)を備え、その磁石の力により把持片110aおよび110bが所定範囲内で閉鎖状態となるとその閉鎖状態が維持されるような構成としてもよい。

【0062】

また、図2および図3に示される例では、把持片の数は2つであるが、本発明はこれに限定されない。把持片の数は、2以上の任意の数である。例えば、把持部材110は、3つの把持片を含んでいてもよいし、4つの把持片を含んでいてもよい。

10

【0063】

また、図2および図3に示される例では、把持部材110は物理的な接触により開閉させられているが、把持部材110の構成はこれに限定されない。例えば、把持部材110は、操作部12によって把持部材110の開閉を電気的に制御されることが可能なように構成されていてもよい。これにより、操作者は、把持部材110の開閉のためにエンドエフェクタ100を引っ張ることなく、把持部材110の開閉を行うことが可能である。

【0064】

このように、本発明の内視鏡システム10によれば、組織へのプラズマ照射、把持部材110による組織の把持、低温プラズマモードとAPCモードと高周波凝固モードとの間の切り替え、パルス状ガスの照射のいずれもが、本発明の一つのエンドエフェクタによって実現可能になる。従来は、出血の状況に応じてその都度、内視鏡の挿入部に挿入する止血器具(例えば、把持部材、APC装置、高周波凝固装置、低温プラズマ装置)の入れ替える必要があったため、治療に時間がかかり患者への負担が大きかった。

20

【0065】

それに対して、本発明のエンドエフェクタ100を備えた内視鏡システム10によれば、わざわざ止血器具の入れ替えを行うことなく、状況に応じてモードなどを切り替えることにより、様々な止血方法を選択してあるいは組み合わせることで治療できるため、安全安心で早期の治療を正確に行うことができる点で有意である。

【0066】

例えば、従来低温プラズマでは行えなかった湧出性出血に対して、低温プラズマとパルス状ガスの照射または把持部材との組み合わせによって湧出性出血を組織の損傷なしに高速で止血することが可能になる。また、従来低温プラズマでは行えなかった噴出性出血にして、把持部材110による組織の把持とAPCまたは高周波凝固との組み合わせによって噴出性出血の止血も行うことが可能になる。さらに、高周波凝固を利用することによって露出血管の止血も行うことが可能である。

30

【0067】

そして、低温プラズマの照射および把持部材による組織の把持はどちらも高い安全性を有するという点で、低温プラズマおよび把持部材110を扱うことが可能な本発明の内視鏡システム10は有意であると言える。

【0068】

以上のように、本発明の好ましい実施形態を用いて本発明を例示してきたが、本発明は、この実施形態に限定して解釈されるべきものではない。本発明は、特許請求の範囲によってのみその範囲が解釈されるべきであることが理解される。当業者は、本発明の具体的な好ましい実施形態の記載から、本発明の記載および技術常識に基づいて等価な範囲を実施することができるということが理解される。

40

【産業上の利用可能性】

【0069】

本発明は、改善された止血用エンドエフェクタおよびそのエンドエフェクタを備える内視鏡システム等を提供するものとして有用である。

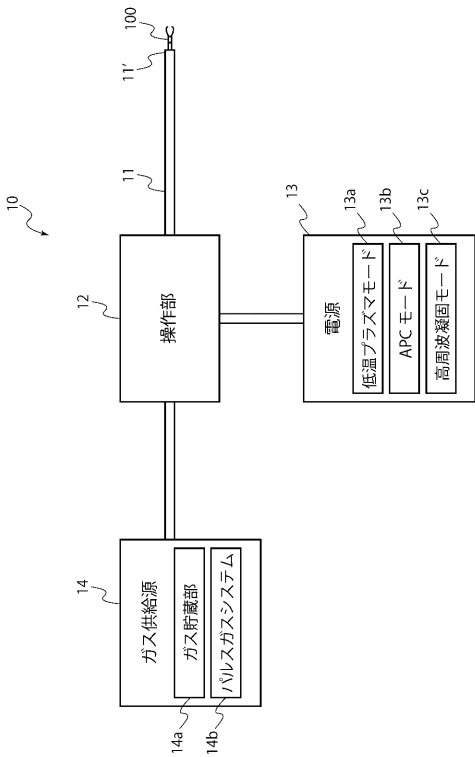
【符号の説明】

50

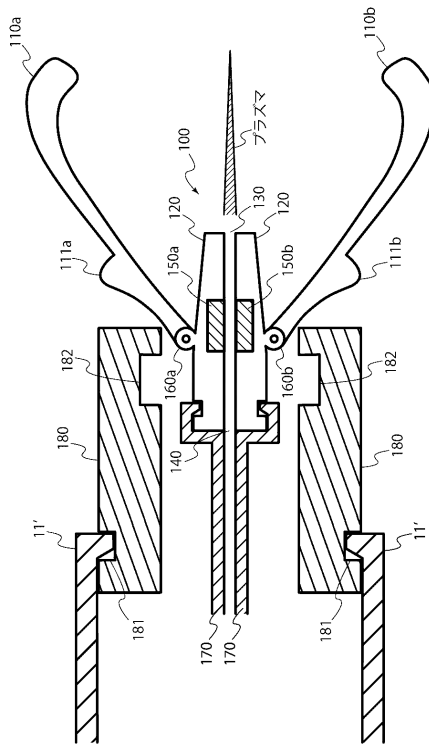
【 0 0 7 0 】

- 1 0 内 視 鏡 シ ス テ ム
- 1 0 0 エ ン ド エ フ ェ ク タ
- 1 1 0 把 持 部 材
- 1 2 0 プ ラ ズ マ 生 成 機 構
- 1 3 0 放 出 孔
- 1 4 0 流 入 孔
- 1 5 0 電 極
- 1 6 0 ヒ ン ジ 部

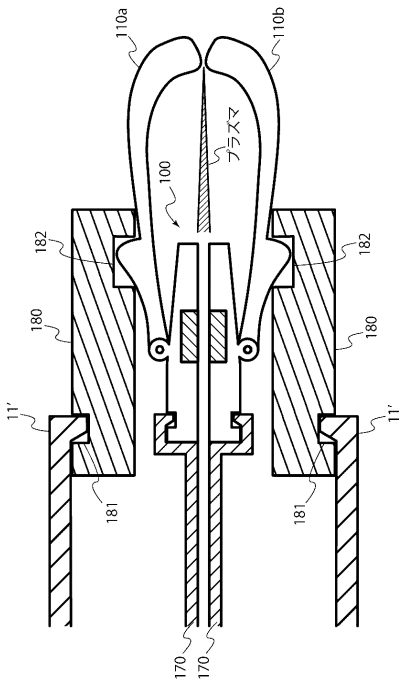
【 図 1 】



【 図 2 】



【図 3】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 17/29 (2006.01)	A 6 1 B 17/29	
(74)代理人 230113332 弁護士 山本 健策		
(72)発明者 沖野 晃俊 東京都目黒区大岡山 2 丁目 1 2 番 1 号 国立大学法人東京工業大学内		
(72)発明者 宮原 秀一 東京都目黒区大岡山 2 丁目 1 2 番 1 号 国立大学法人東京工業大学内		
(72)発明者 川野 浩明 東京都目黒区大岡山 2 丁目 1 2 番 1 号 国立大学法人東京工業大学内		
(72)発明者 林 悠太 東京都目黒区大岡山 2 丁目 1 2 番 1 号 国立大学法人東京工業大学内		
(72)発明者 末永 祐磨 東京都目黒区大岡山 2 丁目 1 2 番 1 号 国立大学法人東京工業大学内		
(72)発明者 高松 利寛 兵庫県神戸市灘区六甲台町 1 - 1 国立大学法人神戸大学内		
(72)発明者 黒澤 学 兵庫県神戸市灘区六甲台町 1 - 1 国立大学法人神戸大学内		
F ターム(参考) 2G084 AA24 BB03 CC34 DD15 FF02 FF13 GG02 2H040 DA56 4C160 KK70 MM32 4C161 GG15 HH56		

专利名称(译)	末端执行器，可抓握组织和组织对血浆的辐射，以及具有末端执行器的内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2019166245A	公开(公告)日	2019-10-03
申请号	JP2018057947	申请日	2018-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京工业大学 国立大学法人神戸大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京工业大学 国立大学法人神戸大学		
[标]发明人	冲野晃俊 宫原秀一 川野浩明 林悠太 高松利寛		
发明人	冲野 晃俊 宫原 秀一 川野 浩明 林 悠太 末永 祐磨 高松 利寛 黒澤 学		
IPC分类号	A61B18/00 A61B1/018 A61B1/00 G02B23/24 H05H1/26 A61B17/29		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/018 A61B17/29 A61B18/00 G02B23/24 H05H1/26		
FI分类号	A61B18/00 A61B1/018.515 A61B1/00.620 G02B23/24.A H05H1/26 A61B17/29		
F-TERM分类号	2G084/AA24 2G084/BB03 2G084/CC34 2G084/DD15 2G084/FF02 2G084/FF13 2G084/GG02 2H040 /DA56 4C160/KK70 4C160/MM32 4C161/GG15 4C161/HH56		
代理人(译)	夏木森下 饭田TakashiSatoshi 石川大介 山本健作		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了提供一种末端执行器，该末端执行器允许抓握组织和对组织的等离子体照射。解决方案：本发明的末端执行器包括用于抓握组织的抓握构件和能够产生血浆的等离子体产生机构。牵引装置连接到等离子体产生机构，并且所连接的牵引装置的致动通过抓握构件实现对组织的抓握。等离子体产生机构被构造能够用等离子体照射抓握构件抓取组织的位置。图2

