

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6775355号
(P6775355)

(45) 発行日 令和2年10月28日(2020.10.28)

(24) 登録日 令和2年10月8日(2020.10.8)

(51) Int.Cl.		F I
A 6 1 B 18/12	(2006.01)	A 6 1 B 18/12
H 0 5 H 1/30	(2006.01)	H 0 5 H 1/30
H 0 5 H 1/34	(2006.01)	H 0 5 H 1/34
H 0 5 H 1/44	(2006.01)	H 0 5 H 1/44

請求項の数 20 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2016-164899 (P2016-164899)	(73) 特許権者	592245823
(22) 出願日	平成28年8月25日 (2016. 8. 25)		エルベ エレクトロメディジン ゲーエム ベーハー
(65) 公開番号	特開2017-51612 (P2017-51612A)		Erbe Elektromedizin GmbH
(43) 公開日	平成29年3月16日 (2017. 3. 16)		ドイツ国 72072 テュービンゲン ワルドホルンレストラーセ 17
審査請求日	平成31年4月1日 (2019. 4. 1)	(74) 代理人	100109210
(31) 優先権主張番号	15184689.6		弁理士 新居 広守
(32) 優先日	平成27年9月10日 (2015. 9. 10)	(72) 発明者	マルクス・エンデルレ
(33) 優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁 (EP)		ドイツ連邦共和国 72070 テュービ ンゲン ブルグシュトラーセ 18
		(72) 発明者	クラウス・フィッシャー
			ドイツ連邦共和国 72202 ナゴルト インメンガッセ 1

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生物組織の広範囲表面凝固のための切除システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

特に広範囲粘膜切除のための切除システム(10)であって、
互いに隣接するように配置された少なくとも2つの類似する単極電極であるスパーク
プラズマ電極(31、32)からなるプラズマ切除プローブ(12、12a)と、
前記スパークプラズマ電極(31、32)からの電流を戻すための中性電極(41)と

、
高周波電圧用の単一の電源(38)と、
前記スパークプラズマ電極(31、32)につながる互いに平行に配置された少なくと
も2つの電気配線(33、34)と、
前記2つの電気配線(33、34)を前記電源(38)に交互に接続するために前記電
源(38)と前記2つの電気配線(33、34)との間に配置されたスイッチ装置(40
)

と、
ガス源(53)と、前記ガス源(53)から類似する前記スパークプラズマ電極(31
、32)に通じる少なくとも1つの流体線(20)と、を備え、
前記スイッチ装置(40)が切り替わる周波数は、1ヘルツから20ヘルツの間であり

、
前記スパークプラズマ電極(31、32)は、交互に点火して非円形の断面を有する2
つのプラズマビーム(47、48)を生成し、

前記2つのプラズマビーム(47、48)は、交互に励起されて、組織(14)上で互

いに隣り合って前記組織(14)に入射する

切除システム(10)。

【請求項2】

前記スパークプラズマ電極(31、32)は、末端方向において開口する鋭角()で互いに遠ざかるように配置されていることを特徴とする

請求項1に記載の切除システム。

【請求項3】

前記切除プローブ(12、12a)は、2つの隣接するガス排出ノズル(26、27)からなり、

前記スパークプラズマ電極(31、32)のそれぞれは、対応するガス排出ノズル(26、27)の中に配置されていることを特徴とする

請求項1または2に記載の切除システム。

【請求項4】

前記切除プローブ(12、12a)は、2つの隣接するガス排出ノズル(26、27)からなり、

前記スパークプラズマ電極(31、32)のそれぞれは、対応するガス排出ノズル(26、27)の中に配置され、

前記ガス排出ノズル(26、27)は、末端方向において開口する鋭角()で互いに遠ざかるように配置されていることを特徴とする

請求項1に記載の切除システム。

【請求項5】

前記切除プローブ(12、12a)は、2つの隣接するガス排出ノズル(26、27)からなり、

前記スパークプラズマ電極(31、32)のそれぞれは、対応するガス排出ノズル(26、27)の中に配置され、

前記ガス排出ノズル(26、27)は、末端方向において開口する前記鋭角()で互いに遠ざかるように配置されていることを特徴とする

請求項2に記載の切除システム。

【請求項6】

単一の流体線(20)が前記切除プローブ(12a)へのガス供給のために備えられ、前記電気配線(33、34)が前記流体線(20)を通過してガイドされていることを特徴とする

請求項1～5のいずれか1項に記載の切除システム。

【請求項7】

2つの流体線(20a、20b)が切除プローブ(12)へのガス供給のために備えられ、

各電気配線(33、34)がそれぞれ対応する流体線(20a、20b)の中に配置されていることを特徴とする

請求項1～5のいずれか1項に記載の切除システム。

【請求項8】

前記2つの電気配線(33、34)は、互いに電氣的に結合されるように配置されていることを特徴とする

請求項1～7のいずれか1項に記載の切除システム。

【請求項9】

前記2つの電気配線(33、34)は、互いに容量結合されるように配置されていることを特徴とする

請求項1～8のいずれか1項に記載の切除システム。

【請求項10】

前記スイッチ装置(40)は、2つのメイク接点(42、43)からなり、そのうちの少なくとも1つは常時閉じられていることを特徴とする

	10
	20
	30
	40
	50

請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の切除システム。

【請求項 1 1】

前記スイッチ装置 (4 0) が切り替わる周波数は、5 ヘルツであることを特徴とする
請求項 1 ~ 1 0 のいずれか 1 項に記載の切除システム。

【請求項 1 2】

前記電源 (3 8) は、1 0 0 キロヘルツから 1 メガヘルツの周波数の電力を供給するように構成されていることを特徴とする

請求項 1 ~ 1 1 のいずれか 1 項に記載の切除システム。

【請求項 1 3】

内視鏡 (1 1) が切除プローブ (1 2) をガイドするために備えられていることを特徴とする 10

請求項 1 ~ 1 2 のいずれか 1 項に記載の切除システム。

【請求項 1 4】

前記内視鏡 (1 1) は、少なくとも 1 のルーメン (2 5) を備え、

前記切除プローブ (1 2) は、前記内視鏡の前記ルーメン (2 5) の外の前記内視鏡 (1 1) 上でガイドされていることを特徴とする

請求項 1 3 に記載の切除システム。

【請求項 1 5】

前記切除プローブ (1 2) は、アダプタ (1 9) によって前記内視鏡 (1 1) 上で保持されていることを特徴とする 20

請求項 1 3 または 1 4 に記載の切除システム。

【請求項 1 6】

前記内視鏡 (1 1) および前記切除プローブ (1 2) は、チューブスリーブ (2 1) の異なるルーメン (2 2 、 2 3) に配置されることを特徴とする

請求項 1 3 ~ 1 5 のいずれか 1 項に記載の切除システム。

【請求項 1 7】

前記 2 つ のプラズマビーム (4 7 、 4 8) は、前記組織 (1 4) 上でガイドされることを特徴とする

請求項 1 ~ 1 6 のいずれか 1 項に記載の切除システム。

【請求項 1 8】 30

前記 2 つ のプラズマビーム (4 7 、 4 8) は、それらのエッジに沿って接触する 2 つの部分ビームからなることを特徴とする

請求項 1 7 に記載の切除システム。

【請求項 1 9】

前記切除プローブ (1 2 、 1 2 a) は、前記スパークプラズマ電極 (3 1 、 3 2) が切除経路を横切る線上に保持されている向きにおける前記切除経路に沿ってガイドされることを特徴とする

請求項 1 7 または 1 8 に記載の切除システム。

【請求項 2 0】 40

前記 2 つ のプラズマビームの印加前又は印加中に、粘膜 (1 4) を貫通および/または通過する目的、かつ、前記粘膜内または前記粘膜下に流体クッションを形成する目的、および/または前記粘膜を粘膜下組織 (5 1) から剥がす目的で、流体を流体排出ノズル (3 7) に導くためかつ前記流体をジェットとして前記粘膜 (1 4) へ導くために流体チャネル (3 6) を備えることを特徴とする

請求項 1 7 ~ 1 9 のいずれか 1 項に記載の切除システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、特に広範囲粘膜切除のための切除システムに関する。

【背景技術】 50

【0002】

特に胃粘膜の治療処置のため、たとえば、腫瘍切除のため、または患者の食習慣や体重を変化させるために、粘膜および粘膜下組織の鮮明に区切られた領域を広範囲に切除および/または凝固する必要が生じる場合がある。そのような場合、処置された領域における凝固の深さは、筋層が破壊されないように可能な限り均一であるべきである。典型的には、粘膜切除治療は、内視鏡を用いておこなわれ、切除のために特別なプローブを用いることができる。

【0003】

たとえば、文献国際公開第2011/022069号は、粘膜上に置かれるエンドキャップを備えた内視鏡と、その内部でアルゴンプラズマ凝固がおこなわれることを開示している。このキャップは、アルゴンプラズマ凝固の有効領域を制限するためのものである。

10

【0004】

文献米国特許第8641711号明細書は、電極を備えた電氣的にアクティブなヘッドからなる、空洞臓器の組織層を切除するための器具を開示している。このヘッドは、定義された方法で反対側に位置する組織壁に対しこのヘッドを位置決めするための伸縮可能な要素を備える。

【0005】

文献米国特許出願公開第2004/0215180号明細書は、プローブの末端から突出するいくつかの別個のワイヤ状の電極を備えた切除プローブを開示しているが、この電極は、電気導体に共に接続されるとともに、後者経由で電力生成器から電流を供給されており、この電流が切除を有効にする。

20

【0006】

文献米国特許出願公開第2003/0181900号明細書は、組織に対する操作中に特定の回路図と整合する高周波生成器に経時的に順次接続されるいくつかの電極を用いた接触凝固のためのプローブを示す。

【0007】

いくつかのプラズマスパークプローブを用いた生物組織の同時外科処置のため、文献独国特許出願公開第102005007769号明細書は、高電圧スイッチを経由した単一の高周波生成器に接続されたいくつかの単極器具からなるシステムを記載しているが、この場合、スイッチは、個々の器具が高周波電流を断続的に受けられるように交互に閉じられる。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は、広範囲粘膜凝固または粘膜切除の概念を提案することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

この目的は、請求項1にかかる切除システムによって達成される。

【0010】

本発明に係る切除システムは、互いに固定の距離で配置される少なくとも2つのスパークプラズマ電極を備えたプラズマ切除プローブからなる。それらは、単一の電源によって高周波電圧を供給される。このことは、スパークプラズマ電極に対し互いに平行に配置された2つの電気配線と、スパークプラズマ電極に対し交互に高周波電圧を供給するために電源とこれらの電気配線との間に備えられたスイッチ装置とによって達成される。さらに、切除システムは、ガス源と、ガス源からスパークプラズマ電極に通じる少なくとも1つの流体線とからなる。

40

【0011】

本発明の切除システムを参照すると、少なくとも2つのプラズマジェットは切除プローブによって放出され、このジェットは処置される組織上で互いに直接隣り合って入射して

50

いる。このプラズマジェットは、交互に通電される（励起される）、つまり、この2つのスパークプラズマ電極は交互に点火される。この2つのプラズマジェットは、平らにされた楕円形の断面や紐状の断面等を有するビームを形成するために組み合わせられることができる。このプラズマビームが組織の切断面を横切る方向に進行したとき、組織は広い紐状に凝固する。この2つのスパークプラズマ電極上でのスパークの断続的な点火により、高電圧・高電流で、よって瞬時に動作することができる一方、他方で、切除の深さが所望の寸法に限定され、かつ下にある組織のダメージが限定されるように、平均出力を制限することができる、または処置される空洞臓器の貫通さえも防ぐことができる。

【0012】

上述の効果は、スパークプラズマ電極が末端方向に開口する鋭角で互いに遠ざかるように配置されたときに特に顕著である。そのようにすることで、処置幅が最大化される。その場合、プラズマ切除プローブの外寸は可能な限り小さく保たれ、いかなる場合も、匹敵する処置幅を生成するであろう平行に配置されたスパークプラズマ電極よりも小さい。

【0013】

さらに、特に好ましい実施の形態では、切除プローブは2つのガス排出ノズルからなり、各ガス排出ノズルは1つのスパークプラズマ電極を含む。好ましくは、ガス排出ノズルは、生成されたプラズマジェットがわずかに分散するように、末端方向で開口する鋭角で互いに遠ざかるように配置される。このことに関し、これら2つのスパークプラズマ電極を、単一のガス排出ノズルの中に配置することもできる。このノズルは、たとえば非円形であってもよく、たとえばファン形状のプラズマビームを生成するためにスリットノズルの形で細長く構成されてもよい。それとは別に、切除プローブは、ガスを供給するための単一の流体線またはそれぞれガスを供給するために配置された2つの別個の流体線を備えてもよい。そのようにすると、幾何学的に異なる構造の概念を実現することができる。

【0014】

これら2つのスパークプラズマ電極は、好ましくはそれらが互いに電氣的に結合するように配置された2つの電気配線によって電圧を供給される。たとえば、この結合は容量性であってもよい。このことは、両配線（つまり、電圧を運ぶ配線と電位がかからない配線）間で少なくとも数ピコファラド（pF）有利には10 pFから100 pF好ましくは45 pF（40 pF～50 pF）のキャパシタンスが測定されるように、この2つの電気配線が近い距離で互いに平行に配置される場合に考えられる。これら2つの配線を共に電氣的に結合することによって、それぞれスイッチオフされた電極の正面においてプラズマは完全に再結合し、よってスイッチ装置の高速切替を伴う切除手続中は、再点火中の電極上の電圧がピークに達するのを回避することができる。これにより、切除プローブの操作を均一化して安定させ、凝固結果を改善する。

【0015】

スイッチ装置は、両スパークプラズマ電極が高周波電源に交互に接続されるように、1～20ヘルツ好ましくは5ヘルツの周波数で継続的に切り替わることができる。そうすることにより、一方の配線は高周波電源に接続され、他方の配線はノー電圧（電位フリー）に切り替えられる。スイッチ装置は、好ましくは生成器に備えられる。これら2つの配線を（容量）結合した結果、低キャパシタンス電流が、スイッチオフされたスパークプラズマ電源経路でそれぞれのスイッチオフフェーズにおいて流れ、この電流は短い操作フェーズ中にプラズマが完全に再結合することを回避させる。

【0016】

スイッチ装置が切り替えられている間、2つのスパークプラズマ電極は、高周波電源に短時間接続されてもよい。これまで不活性である電極上でプラズマの前期イオン化をおこなうことは、他の電極の操作によって比較的低い電圧であるにもかかわらず、以前短時間アクティブでなかったスパークプラズマ電極の操作をこの短時間フェーズ中に再開することを容易にする。しかしながら、もし最小のギャップつまりいずれの電極も高周波電極に接続されていない瞬時に切替が起こったときは、高すぎる電圧ピークを生む高周波電源なしに、以前アクティブでなかった電極がわずかに点火することとなる。このようにして、

10

20

30

40

50

望まない組織ダメージにつながりかねないスパークによる絶縁破壊は回避される。

【 0 0 1 7 】

典型的には、切除プローブは内視鏡的に用いられる。そのために、切除プローブは好ましくは内視鏡のルーメン外で内視鏡に取り付けられ、アダプタによってルーメンの末端に保持される。

【 0 0 1 8 】

内視鏡および切除プローブは、プラスチックフォイルチューブの異なるルーメンに配置されてもよい。内視鏡は、別の機能のために、つまり他の器具のため、流体の供給のため、視覚検査のため、および/または術野を照らすためにも利用可能である。

【 0 0 1 9 】

本発明の有利な実施の形態の詳細は、以降の明細書、請求項、および図面の主題である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 0 】

【図 1】図 1 は、使用中の内視鏡の切除プローブからなる、本発明に係る切除システムの概略図である。

【図 2】図 2 は、切除プローブが取り付けられた、図 1 における内視鏡の末端の切断側面図である。

【図 3】図 3 は、図 2 における切除プローブを備えた内視鏡の透視図である。

【図 4】図 4 は、図 2 および 3 における切除プローブを備えた内視鏡の正面図である。

【図 5】図 5 は、切除プローブの細部の断面図である。

【図 6】図 6 は、切除プローブの変形例の、粘膜に対する操作中の長手方向における切断面の概略図である。

【図 7】図 7 は、切除システムの電気回路図である。

【図 8】図 8 は、切除システムを電氣的に表現した概略図である。

【図 9】図 9 は、図 7 および 8 における切除システムのスイッチ装置の操作を時間に依存して概略的に示すための図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 1 】

図 1 は、切除プローブ 1 2 を備えた内視鏡 1 1 と、切除プローブ 1 2 に対しメディアと動力源とを提供するための装置 1 3 と、任意の追加的な器具とからなる切除システム 1 0 を示す。切除プローブ 1 2 は、特に胃 1 5 の粘膜 1 4 などの空洞臓器の内皮の、特に凝固および/または切除における処置のために配置される。これを達成するために、内視鏡 1 1 の末端 1 6 は、切除プローブ 1 2 の特に末端に備えられたヘッド 1 8 が、上記粘膜 1 4 に対し垂直に所望の距離を置いて有利に配置され、当該粘膜 1 4 に沿って動かされるように、制御要素 1 7 によってガイドされて曲げられる。

【 0 0 2 2 】

内視鏡 1 1 の末端 1 6 と切除プローブ 1 2 とは、図 2 に別々に示される。内視鏡 1 1 は、制御要素 1 7 によって意図したように曲げられる単一のルーメンまたは複数のルーメンとして具現化される。切除プローブ 1 2 と対応付けられたアダプタ 1 9 は、チューブの末端 1 6 に保持される。さらに、図 2 において双方向の矢で示されるように、切除プローブ 1 2 と対応付けられているのは、内視鏡 1 1 の端 1 6 の長手方向に動かすことができるヘッド 1 8 や、たとえばヘッド 1 8 に強固に接続されて内視鏡 1 1 に対し平行に延びた流体線 2 0 のような、引張強度と圧縮強度とを示すチューブ 2 0 である。図 1 から推察されるように、チューブ 2 0 は装置 1 3 に導かれる。内視鏡 1 1 とチューブ 2 0 とは、チューブスリーブ 2 1 に収容されることができ、その場合、切除プローブ 1 2 はチューブスリーブ 2 1 の第 1 ルーメン 2 2 を通じて延び、内視鏡 1 1 はチューブスリーブ 2 1 の第 2 ルーメン 2 3 を通じて延びる。その結果、内視鏡 1 1 からなる装置全体と、切除プローブ 1 2 と、チューブスリーブ 2 1 とは、通常の内視鏡の場合とまさに同じように、患者の胃 1 5 に食道 2 4 を通って挿入され、その中で動きが制御されることができ。

10

20

30

40

50

【0023】

図3は、上述した内視鏡11の端16を、今回は透視図として示す。明らかであるように、内視鏡11は、1以上のルーメン25と、画像送信手段および照明装置などを備えてもよい。図3に示されるように、アダプタ19は、内視鏡11の端16に対し適切なクランプ手段またはファスナー手段で取り付けられてもよい。図4は、ヘッド18が非円形の断面を有してもよいとの推論を許容する。この場合、ヘッド18は2つのガス排出ノズル26、27を備えてもよい。それらは、たとえばセラミックインレイで構成されてもよい。ヘッド18の少なくとも末端28上で、ガス排出ノズル26、27は、図5に示されるように、好ましくは鋭角を有する開口軸29、30を有する。鋭角は、好ましくは10~60度、さらに好ましくは10~30度、特に本質的に25度である。

10

【0024】

たとえば針形状またはピン形状のタングステン本体あるいは導体であって熱的に安定している要素として構成されてもよいスパークプラズマ電極31、32が、排出軸29、30に対し同心円的に配置される。ガス排出ノズルの中心にあるスパークプラズマ電極31、32も、好ましくは10~60度、好ましくは10~30度、特に25度の鋭角で、好ましくは配置される。スパークプラズマ電極31と32との間の距離は、好ましくは5mm~10mm、好ましくは7.5mmである。図5に示されるように、スパークプラズマ電極31および32は、ガス排出ノズル26および27の中に完全に配置されてもよく、そこから部分的に突出してもよい。

20

【0025】

スパークプラズマ電極31および32は、電気配線33および34にそれぞれ接続され、それらの導体は電気絶縁性を有し、つまり誘電体である。両方の配線33および34は、ガス排出ノズル26および27にガスを供給するためのヘッド18の基部方向の端35に接続されたチューブ20のルーメンを通して互いに隣り合って延びている。これらの配線は共に捻られてもよく、チューブ20の中でストリップ配線としてまたは緩く隣り合うように構成されてもよい。

【0026】

さらに、チューブ20の中には、ヘッド18の末端28に位置する流体排出ノズル37へ、たとえば水(塩化ナトリウム溶液)のような流体を供給するために配置された流体線36が備えられてもよい。代替的に、流体線36は、チューブ20の外側にその外側に沿ってガイドされてもよい。流体排出ノズル37は、粘膜の下にある組織特に粘膜下組織51から粘膜を剥がすために、特に塩化ナトリウム溶液のような流体を粘膜14の下に注入するために用いられてもよい。これを達成するために、1つ以上のバブル状の流体デボが粘膜14の下に生成されてもよい。このことは、たとえば高周波電流を印加する前になされてもよい。たとえば粘膜14の熱切除に先立って、流体のクッションが所望の切除部位の下に有利に形成されるように、流体が排出開口37を通して胃壁に導入されることができ。

30

【0027】

図6は、切除プローブ12の変形例、すなわち切除プローブ12aを示す。本変形例は、引張強度と圧縮強度とを示す別々のチューブ20a、20bによってガスが供給されるガス排出ノズル26、27を有するヘッド18aを備える。スパークプラズマ電極31および32は、あるいはガス排出ノズル26、27から突出してもよく、または示されるようにそこで窪みとなってもよい。スパークプラズマ電極31、32に接続された電気配線33および34は、絶縁されることができ、または示されるように、内視鏡11に沿って互いに隣り合って平行に配置されてルーメン22を介して延びたチューブ20a、20bを通して、露出した導体としてガイドされる(図3)。このことを除いて、図1~5に関連してなされた説明と共に、切除プローブ12の説明が当てはまる。

40

【0028】

図7において詳細に示される装置13は、切除プローブ12を供給するために用いられる。装置13は、電源38、たとえば、典型的には100kHz~1MHzの周波数、た

50

例えば好ましくは300kHz~400kHz特に350kHzの周波数で振動する高周波生成器38からなる。これは、電源および制御部39から電力を受ける。

【0029】

高周波生成器38から分離された高周波AC電圧は、スイッチ装置40を經由して配線33、34へ交互に出力され、よってスパークプラズマ電極31、32へ交互に出力される。スイッチ装置40は、装置13の一部として、または装置13と配線33、34とに接続された別個の中間モジュールに収容されてもよい。

【0030】

配線33、34に交互に印加された高周波電圧は、スパークプラズマ電極31、32上でスパークを点火することができるように、好ましくは数千ボルト（たとえば5000ボルト）のピーク値を有し、このスパークは、たとえば粘膜14などの反対側に位置する生物組織へ飛び散る（図6）。中性電極41は、電流を戻すために備えられる。この電極は、装置13に接続され、広範囲にわたって患者に固定される。

10

【0031】

スイッチ装置40は、高周波生成器38に配線33を接続することができる第1スイッチ42と、高周波生成器38に配線34を接続することができる第2スイッチ43とからなる。これらのスイッチまたはメイク接点42、43は、たとえば、1つの中継器の一部または逆に切り替わる2つ別個の中継器である。活性化のために、電源および制御部39とからクロック信号Tが生じる。信号Tは、スイッチ42、43を動かすドライブを反対側に活性化させるための増幅器とインバータブロック44とによって用いられる。

20

【0032】

第1スイッチ42と第2スイッチ43とは、スイッチ43が閉じているときにはスイッチ42が開くように、またはその逆となるように、交互に機能する。反転ポイントI、II（図9）では、操作においてギャップがあるときは、2つのスイッチ42、43は、両方共短時間閉じてもよく、または両方共短時間開いてもよい。重複して閉（共に閉）またはスイッチングギャップ（いずれも閉でない）の時間は、各パルスの合計閉時間と比較すると短い。スイッチングは、1~20Hz、好ましくは5Hzで生じる。電気配線33、34は、装置13からヘッド18へチューブ20（または代替的に図6に係る2つのチューブ20a、20b）のルーメンを通して密に隣接して延びる。

【0033】

その電氣的な状態は、図8に示される。この平行に導かれた配線33、34は、典型的には、明らかに1mよりも長い（たとえば、2m~5mである）。したがって、2つの配線33、34は、図8において破線で示されたキャパシタによって示される1pFよりも大きいキャパシタンスと結合する。これらは分離した部品ではないが、2つの配線33、34間に存在する結合キャパシタンスを象徴するものである。典型的には、これらは、1~200pFの範囲内であり、切除プローブ12の操作に影響する。存在する結合キャパシタンス45は、たとえばオーミックレジスタやキャパシタ等のような追加的な結合要素が2つの配線33、34間に配置されることを除外しない。

30

【0034】

切除プローブ12の操作を示すため、図8および9を参照する。そうすると、まず、ヘッド18は、チューブ20を介してガス源53からアルゴンなどのガスを供給される、と考えられる。ガス源53は装置13の一部であってもよく、または装置13とは別個であってもよい。

40

【0035】

さらに、たとえば5Hzの周波数で交互に切り替わるスイッチ装置40は、上述したフェーズで高周波生成器38と配線34との間の接続を確立する。その結果、高周波電圧は、スパークプラズマ電極32に印加される。そこには、スパークプラズマ電極32の正面に、ガス排出ノズル27の正面でわずかに広がって粘膜14に突き当たるプラズマビーム47が形成される。図9において、このことは、電圧U32と電流I32とによって象徴される。これらは両方ともゼロとは異なり、明らかに100ワットを超える相当な電力と

50

なる。

【0036】

スイッチングポイントIで、スイッチ装置40は変化する。このとき、生成器38の電圧は、配線33に印加され、よってスパークプラズマ電極31に印加されている。これにより、ガス排出ノズル26の正面で今度はプラズマビーム48が形成され、このビームは、次にたとえば粘膜14などの生物組織の上に突き当たる。電圧U31は、スパークプラズマ電極31に印加され、電流I32が流れる。しかしながら、容量結合によって、電流I32は正確にはゼロまで落ちない。むしろ、配線33に流れる凝固電流のうちのごく一部が配線32へ結合キャパシタ45を横切って流れ、結果的にスパークプラズマ電極32の近傍で残存している点火は維持されることができ、スイッチ装置40が再度切り替えられた場合は、時間IIでスパークプラズマ電極32上での新たな点火が容易になる。したがって、スパーク絶縁破壊のための絶縁破壊電圧を印加するために、生成器38がまず増加電圧を確立しなければならないことが回避され、少なくともそのような電圧増加の要求が最小限となる。これにより、2つのプラズマジェット47、48におけるエネルギー出力を等しくすることを達成することができ、その結果、ユーザは処置の間中よりよく2つのプラズマジェット47、48を管理できる。

10

【0037】

図6から推察することができるように、粘膜14の異なる層49、50を確実に凝固させることができ、ここでは特に筋層である下に位置する層を傷つけずに済む。さらに、ヘッド18、18aが粘膜14に沿って(図6において突出面に垂直である)スパークプラズマ電極31、32を接続する線を横切るようにガイドされている場合、プラズマジェット47、48が共に10~18mm幅の凝固軌跡52を残すように、各プラズマジェット47、48において比較的均一に電力が分配される。

20

【0038】

本発明に係る切除システム10は、2つの交互に機能するスパークプラズマ電極31、32からなる切除プローブ12、12aと機能する。それらは非円形の断面を有するプラズマビーム47、48を生成し、このビームは、特に粘膜14において、楕円形の断面の長い長手方向軸を横切るように切除される組織上でガイドされる。そのようにすることで、確実にかつ容易に制御可能な手段により広範囲な組織領域を処置することができる。

30

【符号の説明】

【0039】

- 10 切除システム
- 11 内視鏡
- 12、12a 切除プローブ
- 13 装置
- 14 生物組織、粘膜
- 15 胃
- 16 内視鏡11の末端
- 17 内視鏡11の制御要素
- 18、18a ヘッド
- 19 アダプタ
- 20、20a、20b 引張強度および圧縮強度を示すチューブ、流体線
- 21 チューブスリーブ
- 22 チューブスリーブ21の第1ルーメン
- 23 チューブスリーブ21の第2ルーメン
- 24 食道
- 25 内視鏡11のルーメン
- 26、27 ガス排出ノズル
- 28 ヘッド18の末端
- 29、30 開口軸

40

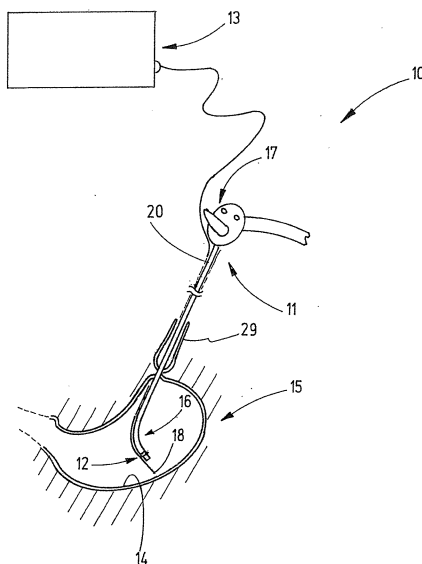
50

- 開口軸 30、31間の角度
- 31、32 スパークプラズマ電極
- 33、34 配線
- 35 ヘッド18の基部方向端
- 36 流体線
- 37 流体排出ノズル
- 38 電源、高周波生成器
- 39 電源および制御部
- 40 スイッチ装置
- 41 中性電極
- 42 第1スイッチ、メイク接点
- 43 第2スイッチ、メイク接点
- 44 インバータおよび増幅器モジュール
- T クロックパルス
- 45 結合キャパシタンス
- 47、48 プラズマビーム
- 49、50 粘膜層（粘膜固有層、粘膜筋板）
- 51 粘膜の下にある組織（粘膜下組織）
- 52 凝固軌跡
- 53 ガス源

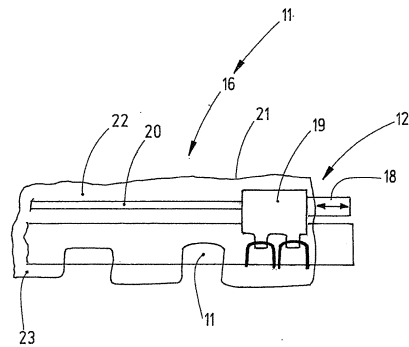
10

20

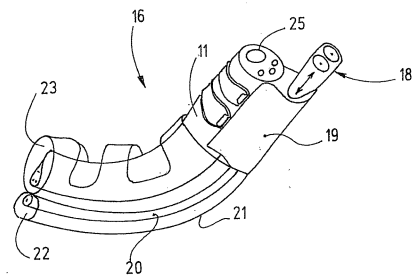
【図1】



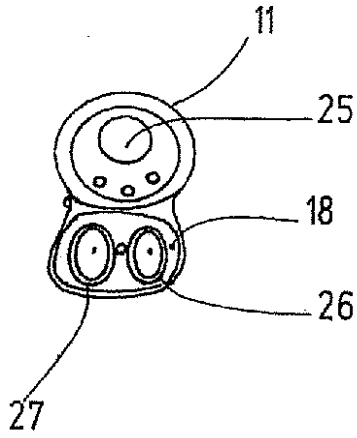
【図2】



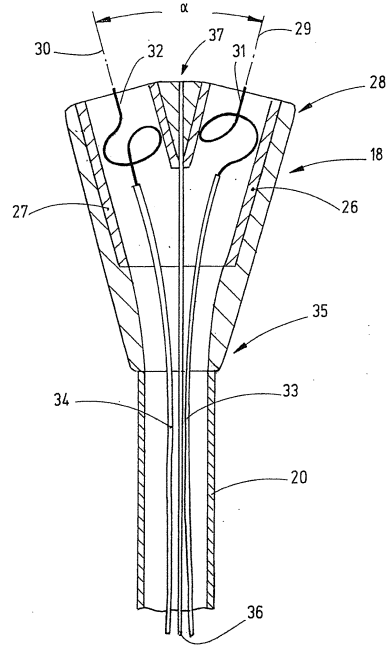
【図3】



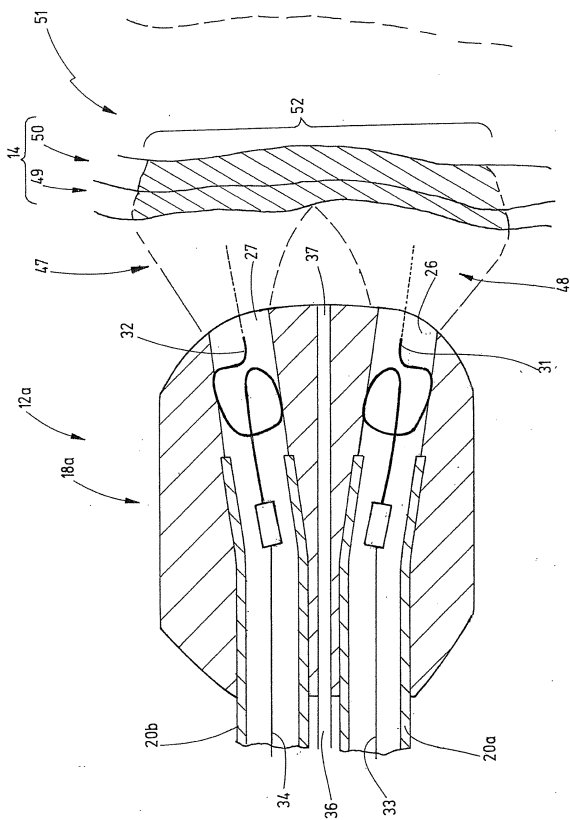
【図4】



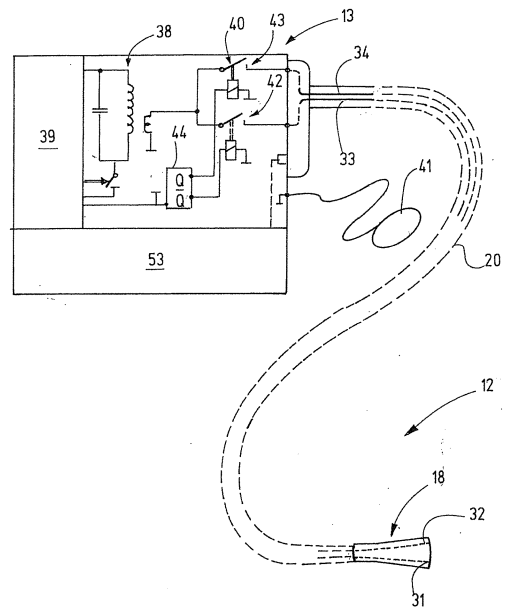
【図5】



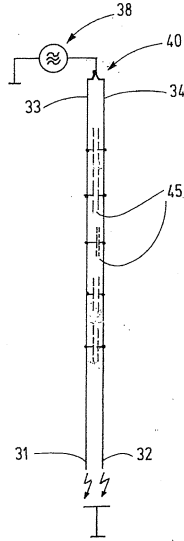
【図6】



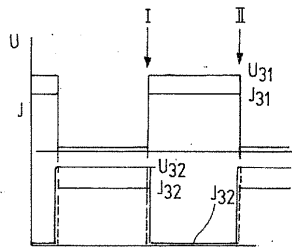
【図7】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 トーマス・スタブラー

ドイツ連邦共和国 72070 テューピングエン ツヴァーヘンブルシュトラッセ 42

審査官 山口 賢一

(56)参考文献 米国特許出願公開第2011/0184408(US, A1)

特表2015-516853(JP, A)

特開2001-145633(JP, A)

特開2012-000463(JP, A)

特表2006-519080(JP, A)

特開2004-261581(JP, A)

特開2009-136330(JP, A)

特表2005-528737(JP, A)

米国特許出願公開第2013/0090644(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12

A61B 1/00

H05H 1/30

H05H 1/34

H05H 1/44