

(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2005-103269

(P2005-103269A)

(43) 公開日 平成17年4月21日(2005.4.21)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 17/32

A61B 1/00

A61B 10/00

A61B 18/12

F I

A61B 17/32

330

A61B 1/00

300D

A61B 1/00

334D

A61B 10/00

103D

A61B 17/39

310

テーマコード (参考)

4C060

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L 外国語出願 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2004-282295 (P2004-282295)

(22) 出願日 平成16年9月28日 (2004.9.28)

(31) 優先権主張番号 673928

(32) 優先日 平成15年9月29日 (2003.9.29)

(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 595057890

エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド

Ethicon Endo-Surgery, Inc.

アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545

(74) 代理人 100066474

弁理士 田澤 博昭

(74) 代理人 100088605

弁理士 加藤 公延

(74) 代理人 100123434

弁理士 田澤 英昭

最終頁に続く

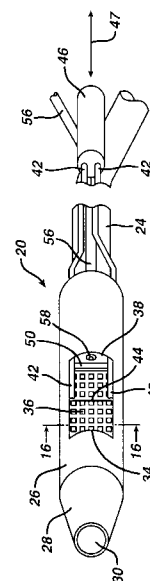
(54) 【発明の名称】 オーバーチューブを備えた内視鏡的粘膜切除装置及びその使用方法

(57) 【要約】

【課題】 粘膜組織に係合して切除するために吸引を利用した、側面に開口を備えた医療装置を提供すること。

【解決手段】 側面開口の内側に配設された高周波組織切断装置を含む、胃腸管から組織を切除するために有用な医療装置。組織ストッパーを用いて、切除する組織の深さを制御することができ、組織ストッパーは、側面開口内に組織を吸引するために開口を含むことができる。組織ストッパーは、高周波組織切断装置に対して電氣的に接地することができ、組織ストッパーは、高周波電気回路の1つの極を提供することができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療装置であって、
内部を通る組織を受容するための側面開口を備えた、内部に内視鏡を受容するためのオーバーチューブと、

前記側面開口内に延在する組織から組織サンプルを切断するために前記側面開口の長さに亘って横断できるように適合された組織カッターを含む、前記オーバーチューブ内に配置された組織採取装置とを含むことを特徴とする医療装置。

【請求項 2】

前記組織採取装置が、前記側面開口の内側に配置された組織ストッパーを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置。 10

【請求項 3】

前記組織ストッパーが変形可能であることを特徴とする請求項 2 に記載の医療装置。

【請求項 4】

前記組織ストッパーが、内視鏡が通過できる第 1 の位置から、前記組織開口内に吸引された組織塊を受容し支持する第 2 の位置に変形可能であることを特徴とする請求項 3 に記載の医療装置。

【請求項 5】

前記組織ストッパーが、前記組織開口内の組織を吸引するために真空源から真空を伝える少なくとも 1 つの開口を含むことを特徴とする請求項 2 に記載の医療装置。 20

【請求項 6】

前記組織ストッパーが真空を伝えるための複数の貫通開口を含むことを特徴とする請求項 5 に記載の医療装置。

【請求項 7】

前記組織カッターが組織を切断するために高周波エネルギーを受け取るように適合されていることを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置。

【請求項 8】

前記オーバーチューブが内視鏡が通過できるように適合された先端開口を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置。

【請求項 9】

前記開口の内側に配置された組織ストッパーを更に含み、前記組織ストッパーが高周波回路の接地極を提供することを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置。 30

【請求項 10】

医療装置であって、
内部を通る組織を受容するための側面開口を有する外面、先端開口、及び内視鏡を受容するための通路を備えた本体と、

前記側面開口を介して延在する組織を切断するために前記側面開口の長さに亘って横断できるように適合されたカッターとを含むことを特徴とする医療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は内視鏡に関し、詳細には内視鏡的粘膜切除に関する。

【背景技術】

【0002】

胃腸管の癌性病変すなわち悪性病変は、胃や腸の粘膜層から始まる場合が多い。改良された診断法やスクリーニング法では、このような病変は、胃や腸の壁部に拡大する前に検出することができる。残念ながら、決定的な治療では、従来から病変及び近傍の腸を侵襲的に外科的に切除する。このような初期病変は、体の開口部を利用して粘膜を局所的に切除する治療ができかなり低侵襲性である。

【0003】

現在の局所粘膜切除法には、様々な内視鏡器具が用いられている。現在の方法は、「吸引切除 (suck and cut)」または「リフト切除 (lift and cut)」と呼ぶことができる。吸引切除法では、内視鏡の端部に取り付けられたチャンバを病変近傍に配置し、次いでチャンバ内に病変を吸引し、次いでチャンバ内の電気外科スネアを作動させて捉えた組織を切除する。これを繰り返して、病変組織を完全に切除する。リフト切除法では、2つの通路を有する内視鏡が用いられる。内視鏡の1つの通路に、病変組織を持ち上げるために捕捉器具を挿入する。他方の内視鏡通路に挿入された電気外科スネアを捕捉器具のシャフトの周りに配置し、持ち上げられた組織を取り囲むように前進させる。次いで、スネアを作動させて組織を切断する。いずれの方法でも、粘膜壁部に穴が開かないように、生理食塩水などの溶液を粘膜の下側に注入して病変を持ち上げて粘膜壁部から離間させる。この粘膜は、当分野では「プレブ」として知られている。 10

【0004】

言及することを以って本明細書の一部とするアップルヤード (Appleyard) 及びスウェイン (Swain) による英国特許出願第 G B 2 3 6 5 3 4 0 A 号に、容量可変のキャビティで組織を切除する組織切除装置が開示されている。

【0005】

組織を切除する他の装置及び方法も提案されている。それでも、科学者及び技術者は、胃腸管の組織を切除する改良された方法を求め続けている。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0006】

本発明は、吸引を利用して粘膜組織に係合して切除する装置を提供する。内視鏡的粘膜切除のために吸引を利用する既存の装置とは対照的に、本装置の吸引チャンバは、横方向に開口させ、内視鏡の長軸に一致する装置の側面に設けることができる。従って、本発明は、内視鏡の長軸に概ね平行に延在する吸引開口を用いることができる。装置の先端部に開口を有する既存の装置は、内視鏡の長軸に実質的に垂直な吸引開口の平面を有する。

【0007】

組織が切除チャンバ内に吸引されたら、電気外科用電線を用いて切断することができる。既存の装置に用いられる可撓性の電気外科スネアとは対照的に、本発明は、捕捉した組織を切断するためにチャンバに亘って前進または後退する、装置内に配置された比較的硬質の電線を利用することができる。この電線は、チャンバ開口に露出された絶縁されていない部分のみが電氣的に活性である。本発明はまた、切除のために吸引チャンバ内に進入できる組織の深さを制限する機能を果たす導電性の可撓性組織ストッパーを含むこともできる。このような組織ストッパーにより、消化管が穿孔されるリスク及び単極接地パッドによる患者の火傷のリスクを低減してより安全に切断を行うことができる。組織ストッパーはまた、真空を伝えるために穿孔することができる。 30

【課題を解決するための手段】

【0008】

一実施形態では、本発明は、内部を通る組織を受容するための側面開口を備えた外面を有する本体と、組織を切断するためにエネルギーを受け取るように適合され、かつ側面開口を介して延在する組織を切断するために側面開口の長さを横断するように適合された、側面開口の内側に配設されカッターと、側面開口及びカッターの内側に配置された、側面開口を介して組織を吸引するために真空を伝える少なくとも1つの開口を有する組織ストッパーとを含む医療装置を提供する。組織ストッパーは、真空を伝えるための複数の貫通開口を含むことができる。 40

【0009】

別の実施形態では、本発明は、真空源を用意するステップと、胃腸管に有孔組織ストッパーを配置するステップと、胃腸管の有孔組織ストッパーに対して組織を吸引するステップと、有孔組織ストッパーに対して吸引された組織から組織サンプルを切除するステップとを含む方法を提供する。 50

【0010】

別の実施形態では、本発明は、内部を通る組織を受容するための側面開口を備えた、内部に内視鏡を受容するためのオーバーチューブと、側面開口内に延在する組織から組織サンプルを切断するために、側面開口の長さに亘って横断できるように適合された組織カッターを含む、オーバーチューブ内に配置された組織採取装置とを含む医療装置を提供する。

【0011】

別の実施形態では、本発明は、内視鏡を用意するステップと、側面開口及び組織カッターを備えたオーバーチューブを用意するステップと、患者の体内に内視鏡と共にオーバーチューブを挿入するステップと、オーバーチューブの側面開口内に組織を受容するステップと、側面開口内に延在する組織を組織カッターで切断するステップとを含む組織サンプルを採取する方法を提供する。

10

【0012】

別の実施形態では、本発明は、内部を通る組織を受容するための側面開口を備えた外面と、組織を切断するために高周波エネルギーを受け取るように適合され、かつ側面開口を介して延在する組織を切断するために側面開口の長さに亘って横断できるように適合された、側面開口の内側に支持されカッターと、カッターの内側に配置された組織ストッパーとを含み、組織ストッパーが高周波回路の極を構成している医療装置を提供する。

【0013】

別の実施形態では、本発明は、患者の胃腸管に高周波切断装置を配置するステップと、胃腸管に組織ストッパーを配置するステップと、組織ストッパーに対して組織塊を配置するステップと、高周波切断装置にエネルギーを加えるステップと、組織ストッパーを接地するステップと、組織から組織サンプルを切除するステップとを含む組織を切断する方法を提供する。

20

【発明の効果】

【0014】

吸引を利用して粘膜組織に係合して切除する、側面に開口を備えた、組織ストッパーで切除する組織の深さを制御できる医療装置が提供される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

図1、図2、図7、及び図8を参照すると、市販の内視鏡の先端部22に取り付けられた本発明の切断装置20の一実施形態が示されている。内視鏡24は、オリンパス光学工業(Olympus Optical)によって製造された外径が約5.08mm~17.78mm(約0.2インチ~0.7インチ)の内視鏡とすることができる。切断装置20は、硬質または半硬質の円筒状の切断支持体26を有することができる。切断支持体26は、シュリンクラップ、接着剤、スナップフィット、プレスフィット、ねじ係合、または当分野で周知の概ね中空の部材をその長軸に沿って平行に別の部材に接続するための好適な手段を用いて内視鏡の外周に取り付けられている。

30

【0016】

内視鏡24の先端部22は、切断支持体26の一端に配置することができる。可撓性円錐部材28を反対側の切断支持体26の先端部に取り付けることができる。円錐部材28を用いることで、患者の消化管内に切断装置20をスムーズに挿入することができる。円錐部材28は、直径が約7.62mm(約0.3インチ)の開口した先端部30を有することができる。開口した先端部32に、内視鏡24の処置用通路32から器具(不図示)を通して、患者の消化管の内部の遮られていないカメラ映像を見ることができる。円錐部材28は、内視鏡24の先端部が通過可能な開口した先端部30を有することができる。

40

【0017】

円錐部材28は、ポリ塩化ビニル(PVC)、ポリエチレンテレフタレート(PET)、または他の好適な柔軟な材料などの柔軟なポリマーから形成することもできる。円錐部材28は、ねじ込み、ポリマー溶接、プレスフィット、スナップフィット、または当分野

50

で周知の他の手段で切断支持体 26 に取り付けることができる。円錐部材 28 は切断支持体 26 と同軸上に配置することができ、内視鏡 24 の長軸は切断支持体 26 の長軸からずらすことができる。

【0018】

切断支持体 26 は、概ね円筒状とし、外径が約 12.7 mm ~ 19.05 mm (約 0.50 インチ ~ 0.75 インチ)、軸長が約 25.4 mm ~ 約 38.1 mm (約 1.0 インチ ~ 1.50 インチ) とすることができる。一実施形態では、切断支持体 26 は、約 15.24 mm (約 0.60 インチ) の外径、約 31.75 mm (約 1.25 インチ) の軸長を有することができる。切断支持体 26 は、ポリカーボネートや PVC などの透明なポリマーから形成することができる。

10

【0019】

切断支持体 26 はまた、横方向の組織受容開口 34 を採用することができる。開口 34 は、任意の好適な形状にすることができるが、図示されている実施形態では、正面から見ると概ね矩形で、切断支持体 26 の一側に沿って配置されている。横方向の組織受容開口 34 は、長さが約 15.24 mm ~ 25.4 mm (約 0.60 インチ ~ 1.00 インチ) (切断支持体 26 の長軸に平行に測定)、幅が約 7.62 mm ~ 12.7 mm (約 0.30 インチ ~ 0.50 インチ) (切断支持体 26 の外面の外周に沿って測定) とすることができる。

【0020】

有孔組織ストッパープレート 36 を、組織受容開口 34 の内側に位置するように、組織受容開口 34 から径方向内側に配置することができる。組織ストッパープレート 36 は、切断支持体 26 の内壁に射出成形によって形成することができる。別法では、別に形成して切断支持体 26 の内壁に他の方法で取り付けることができる。ストッパープレート 36 は、半硬質とし、変形可能とすることができる。一実施形態では、ストッパープレート 36 は、第 1 の構造 (外向きに曲がった通常は弧状の構造など) 及び第 2 の構造をとることができるように形成し、切断支持体 26 に取り付けることができる。第 2 の構造では、組織ストッパープレートの少なくとも一部が吸引 (真空などで) または他の方法で内側に変形または撓んで、組織を開口 34 内に受容することができる。ストッパープレート 36 は、全体または一部が透明とし、導電材料から形成するか或いは導電材料を含むことができる。例えば、ストッパープレート 36 は、導電性のポリマーまたは生体適合金属、または導電性のインクが設けられたポリマーから形成することができ、グリッドパターンなどの形態の貫通開口を有する導電外側層を備えた概ね透明な基層を含むことができる。

20

30

【0021】

図 1 に、複数の貫通開口を有するストッパープレート 36 が示されている。ストッパープレート 36 の孔を利用して、ストッパープレート 36 の厚みに亘る開口を提供し、真空源を用いて吸引して組織を組織受容開口 34 内に導入することができる。一実施形態では、ストッパープレート 36 の各孔は、直径が約 0.762 mm ~ 約 2.54 mm (約 0.03 インチ ~ 0.10 インチ) とし、約 2.54 mm ~ 7.62 mm (約 0.10 インチ ~ 0.30 インチ) 離間している。円形の孔が図示されているが、長方形、正方形、楕円形、または卵型を含む他の好適な形状にすることもできる。

40

【0022】

切断支持体 26 は、内部に成形された支持構造 38 を有することができる。支持構造 38 は、開口 34 の両側の長い縁に平行に配置することができる矩形電線ガイドスロット 40 (図 2) を含む。ガイドスロット 40 は、ストッパープレート 36 に対して外側、開口 34 に対して内側に配置することができる。電線ガイドスロット 40 は、その内部を電線絶縁スリーブ 42 が長手方向にスライドできる大きさである。絶縁スリーブ 42 は、熱源から円錐部材 28 の近傍のスロット 40 の先端部まで延び、加熱可能な (例えば、高周波エネルギーによって) 切断要素 44 に取り付けられた 2 本の電線を覆っている。切断要素 44 は、スリーブ 42 から延び、開口 34 に亘っている。電線及びスリーブ 42 が、スロット 40 内を切断支持体 26 の長軸に平行に移動すると、切断要素 44 が開口 34 を横断

50

して、開口 3 4 内に吸引されている組織を切断する。

【 0 0 2 3 】

切断要素 4 4 は、直径が約 0 . 2 5 4 m m ~ 約 1 . 0 1 6 m m (約 0 . 0 1 インチ ~ 0 . 0 4 インチ) の真直な電線フィラメント、厚みが約 0 . 2 5 4 m m (約 0 . 0 1 インチ) で深さが約 0 . 7 6 2 m m (約 0 . 0 3 インチ) の平坦なブレード、直径が約 0 . 2 5 4 m m ~ 約 1 . 0 1 6 m m (約 0 . 0 1 インチ ~ 0 . 0 4 インチ) の編組線、または他の好適な組織切断装置の形態とすることができる。このような切断要素の構造は、開口 3 4 に跨るように約 1 2 . 7 m m (約 0 . 5 0 インチ) の幅とし、高周波エネルギーなどによって加熱できる材料から形成することができる。高周波エネルギーを用いる場合、切断要素 4 4 に好適な材料として、限定するものではないが、鋼、合金鋼、チタン、またはチタン合金を含む導電材料を挙げることができる。

10

【 0 0 2 4 】

切断要素 4 4 は、内視鏡的切断の分野でよく知られている伝導及び高周波加熱を含む様々な加熱手段で加熱することができる。電線スリーブ 4 2 は、テフロン (登録商標) などの電気絶縁材料から形成し、直径を約 0 . 7 6 2 m m (約 0 . 0 3 インチ) とすることができる。導電線及びそのスリーブ 4 2 は、内視鏡 2 4 の外側に沿って絶縁スライドブロック 4 6 まで延ばすことができる。ブロック 4 6 は、内視鏡操作ハンドルに沿って配置されたハンドルにスライド可能に取り付けることができる。スリーブ 4 2 は、内視鏡 2 4 の長さに沿って複数ヶ所でスライド可能に取り付けることができる。スライドブロック 4 6 は、図 1 の矢印 4 7 に沿って長軸方向に移動できるように支持して、スリーブ 4 2 を内視鏡 2 4 に沿って電線ガイドスロット 4 0 内を前後に移動できるようにし、切断要素 4 4 が開口 3 4 の全長に亘って移動できるようにすることができる。ブロック 4 6 が先端方向に移動すると、切断要素 4 4 が開口 3 4 の長さの全長に亘って先端方向に移動し、ブロック 4 6 が基端方向に移動すると、切断要素が開口 3 4 の長さの全長に亘って基端方向に移動する。

20

【 0 0 2 5 】

高周波加熱の実施形態では、高周波発生器を切断要素に取り付けられた電線に接続し、加熱が必要な場合はいつでも、スイッチ機構を介して約 3 0 0 K H z ~ 3 M H z の周波数などの好適な周波数で約 1 0 W ~ 1 5 0 W の範囲の電力を供給して、切断要素を約 6 0 ~ 約 1 2 0 の温度に急激に加熱することができる。一実施形態では、エルベ 3 0 0 (E r b e 3 0 0) 発生器は、単極または双極モードでピュアカット、4 0 W に設定して用いることができる。

30

【 0 0 2 6 】

高周波加熱の実施形態では、高周波接地プレートまたはパッドが、通常は患者の体の外部に配置される。しかしながら、本発明では、例えば、金属または金属化電気接地平面として組織ストッパープレート 3 6 に導体を堆積させて、または組織ストッパープレート 3 6 を導電材料から形成して、高周波接地プレートを切断装置 2 0 内に配置することができる。図 2 に、ストッパープレート 3 6 の縁に取り付けられた接地線 4 8 が示されている。接地線 4 8 は、内視鏡 2 4 の側面に沿って、高周波発生器に取り付けられた接地 (不図示) まで延びている。従って、切断装置 2 0 は、切断要素 4 4 が一方の電極となり、組織ストッパープレート 3 6 が他方の電極となる電気構造を得ることができる。

40

【 0 0 2 7 】

電線スロット 4 0 の支持構造 3 8 はまた、電線スロットの一端または両端に切断要素剪断スロット 5 0 を含むこともできる。切断要素 4 4 がこの剪断スロット 5 0 内に移動して、切断ストロークの最後で切断要素から組織を除去することができる。剪断スロット 5 0 が開口 3 4 の両端に位置する場合 (図 7 に例示) 、切断要素 4 4 を組織内を押しまたは引いて、何れかの方向で切断することができる。剪断スロット 5 0 及び切断要素 4 4 の大きさは、切断要素 4 4 のワイピング動作によって除去した組織が切断要素 4 4 に付着しないように選択することができる。例えば、約 0 . 1 2 7 m m (約 0 . 0 0 5 インチ) の隙間で剪断スロット 5 0 内に受容される直径が約 0 . 5 0 8 m m (約 0 . 0 2 0 インチ) の切断要素 4 4 が適している。

50

【0028】

図3に、尖端部分54を含む代替の切断要素52の可能な構造の1つが示されている。1または複数の尖端を用いて、組織に噛むまたは接触して、組織が切断要素の通路から外れないで切断し始めることができる。また、傾斜したまたは尖った切断要素を用いて、切断の抵抗を減らすように開口34に平行な組織を徐々に切断することができる。切断要素44はまた、サンドブラスト、ビードブラスト、及び/または機械加工により、切断する組織に食い込んで切断効率を上げるのに有用な粗い形状に表面を改変することができる。

【0029】

図22A - 図22Fに、様々な電線カッター構造が示されている。図22Aには、初めから電線の全幅に亘って切断する矩形の電線が例示されている。図22Bには、初めに電線の角部で切断を開始し、開口34の長さに沿ってカッター電線が前進すると、徐々により多くの組織に係合する傾斜したカッター電線が例示されている。図22Cには、複数の点で組織と接触する複数の尖端を備えた電線が例示されている。図22Dには、組織に初めに係合する時に、一点で接触する1つの尖端すなわちノッチが例示されている。図22Eには、初めに比較的電流密度が高く、機械的に刺入し易い比較的尖った1つの先端カッターが例示されている。図22Fには、高周波エネルギーを用いてまたは用いないで組織を切断するための尖ったエッジ及び尖端を有することができる平坦な(円形の断面ではない)ブレードを有する電線カッターが例示されている。

【0030】

組織受容開口の外周に沿って鋸歯状の縁を設けることができる。鋸歯状の開口の縁によって得られる突き出た外面で、切断中に組織を容易に保持することができる。図21に、鋸歯状の縁を有する組織受容開口が例示されている。

【0031】

外部で検査するために患者の消化管から粘膜層組織を切除するべく、粘膜層と粘膜下層の間に生理食塩水を注入してそれらの層を互いに分離する。これは、内視鏡24の処置用通路32内に注入針を通して標的組織に刺入して達成することができる。

【0032】

一実施形態では、本発明は、生理食塩水を注入するための改良された装置及び方法を提供することができる。図1、図2、及び図7 - 図14に示されている実施形態では、支持構造38の内部に、注入針58用の可撓性シース56が設けられている。シース56は、注入針58に接続された中空のケーブルを介して生理食塩水を供給するために操作ハンドル(不図示)まで内視鏡24に沿って延ばすことができる。針58がシース56の固定端から延出して開口34に近接した粘膜組織に係合できるように、中空ケーブルがシース56内をスライドできる。切断支持体26に取り付けることができるシース56は、切断支持体26に支持された針ガイドとして機能する。シース56により、注入針の操作者が、内視鏡の処置用通路を介して針とシースを操作する場合よりも正確に注入針を配置でき、粘膜組織への刺入を避けることができる。

【0033】

図10 - 図13に示されているように、注入針58を粘膜組織62及び粘膜下組織64のみに通して生理食塩水60を注入することができる。生理食塩水60が導入されると、これらの軟組織が硬い筋層組織66から分離される。注入したら、針を組織から抜く。図2に示されているように、針58及びシース56は、開口34に対して傾斜し、支持構造38の内部に延在して収納され、開口34を2分する平面上で、電線スロット40間の概ね中央に位置している。

【0034】

組織は、患者の体内にある真空源(不図示)からの真空手段によって開口34内に吸引される。好適な真空源は、約50 mm hg ~ 250 mm hgの真空を提供することができる。内視鏡24の処置用通路32を介して吸引することができる。患者の消化管から空気が抜き取られ、これにより消化管が切断支持体26の周りに近接し、組織が開口34に係合する組織支持体26の側面に組織層62が接触する。内視鏡24の処置用通路32及

10

20

30

40

50

びストッパープレート 36 の開口を介して真空源と接続され、空気がストッパープレート 36 の開口を介して内視鏡 24 の先端部 22 が位置するストッパープレート 36 の反対側に流れ、これにより組織層 62 がストッパープレート 36 に対して吸引される。

【0035】

図 2 に、断面が円形の切断支持体 26 が示されているが、より多くの組織サンプルを切断するために、開口の幅を広くすることができる平坦な楕円形または他の形状にすることもできる。同様に、開口 34 は、円筒面上の概ね矩形の開口として示されているが、限定するものではないが、楕円形、円形、及び多角形などを含む他の形状の開口にすることもできる。

【0036】

図 4 - 図 6 に、本発明の切断装置 80 の代替の実施形態が例示されている。図 4 - 図 6 では、内視鏡が切断装置 80 に固定されていない。代わりに、切断装置 80 はオーバーチューブ 86 を含むことができる。オーバーチューブは、内視鏡に沿ってスライドし、その内視鏡の周りを回転することができる。このような実施形態により、内視鏡組織の切断の前または切断の後に、検査及び/または手技のために内視鏡の先端部を標的組織により近接させることができる。別法では、切断装置及びオーバーチューブは、内視鏡とは別に用いることができるように、内部真空ライン及び映像化手段（例えば、CCD カメラ）を備えることができる。

【0037】

図 4 では、市販の内視鏡 84 の先端部 82 が切断装置 80 から突き出ている。内視鏡 24 は、オリンパス光学工業（Olympus Optical）によって製造された外径が約 5.08 mm ~ 17.78 mm（約 0.2 インチ ~ 0.7 インチ）の内視鏡とすることができる。切断装置 80 は、内視鏡の長軸に平行に内視鏡の外面の長さに沿ってスライド可能に配設された円筒状可撓性オーバーチューブ 86 を有する。オーバーチューブ 86 は、比較的短く硬質とし、可撓性内視鏡 84 の曲げに十分に対応するべく可撓性を有するようにできる。オーバーチューブ 86 はその先端部に、患者の消化管内への切断装置 80 の進入を容易にする可撓性円錐部材 88 を有することができる。円錐部材 88 は、PVC や PET などの柔軟なポリマーから形成することができ、直径が約 7.62 mm（約 0.3 インチ）の開口した外側端部 90 を有する。外側端部の開口は、力が加わると拡張するため、内視鏡 84 がその中を通ることができる。円錐部材 88 はまた、柔軟なポリマーから、オーバーチューブ 86 と一体に形成することもできるし、また、オーバーチューブ 86 へのねじ込み、ポリマー溶接、スナップフィット、または他の手段によってオーバーチューブ 86 に取り付けることもできる。円錐部材 88 は、オーバーチューブ 86 と同軸上にすることができ、内視鏡 84 の長軸は、図 2 に示されているようにオーバーチューブ 86 の長軸からずらすことができる。円錐部材 88 の柔軟性により、内視鏡装置の前進でその開口が変形して、内視鏡が部材 88 の開口端部を通過することができる。

【0038】

オーバーチューブ 86 は、平滑な外径が約 10.16 mm ~ 20.32 mm（約 0.4 インチ ~ 0.8 インチ）、長さが約 17.78 mm ~ 50.8 mm（約 0.7 インチ ~ 2.0 インチ）とすることができる。オーバーチューブ 86 は、細長い可撓性チューブまたはスリーブの先端部に配置することができる。図 4 では、オーバーチューブ 86 の基端部は、貫通する内視鏡を受容する可撓性スリーブに成形または他の方法で接続されている。可撓性スリーブは、細長い波型チューブ部分 92 の形態とすることができる。別法では、管状部分 92 は概ね平滑とすることができる。管状部分 92 は、内部を通る内視鏡を受容できる大きさの内径を有することができる。管状部分 92 は、少なくとも患者に挿入する内視鏡部分の長さを有することができる。波型部分 92 は、オーバーチューブ 86 と概ね同じ外径を有することができる。波型部分 92 は、円錐部材と同様にオーバーチューブに接続し、シュリンクラップ材料を接合部に付加して波型部分とオーバーチューブをシールすることができる。一実施形態では、細長い可撓性の波型部分 92 は、約 82.29 cm ~ 121.920 cm（約 2.7 フィート ~ 4.0 フィート）の範囲の長さを有す

10

20

30

40

50

ることができる。一実施形態では、管状部分 9 2 の内径は、約 3 . 8 1 m m ~ 2 1 . 5 9 m m (約 0 . 1 5 インチ ~ 0 . 8 5 インチ) の範囲とすることができ、より具体的には約 7 . 6 2 m m ~ 約 1 9 . 0 5 m m (約 0 . 3 0 インチ ~ 0 . 7 5 インチ) とすることができる。

【 0 0 3 9 】

オーバーチューブ 8 6 は一側に、長さが約 2 0 . 3 2 m m (約 0 . 8 0 インチ) 、幅が約 1 0 . 1 6 m m (約 0 . 4 0 インチ) の矩形の組織受容開口 9 4 を有する。可撓性ストッパプレート 9 6 を、開口 9 4 の内部に配設することができる。ストッパプレート 9 6 は、2 つの異なった構造に切り替えできる (または他の方法で形態を変える) ように、オーバーチューブ 8 6 の内壁に固定することもできるし、他の方法で開口 8 4 内に配設することもできる。ストッパプレート 9 6 の両側の縁は、その全長に亘って直接または間接的にオーバーチューブ 8 6 に結合することができ、ストッパプレートの両端の縁は、ストッパプレートの構造が切り替わり易いように装置の他の部分に結合されず、自由な状態に維持することができる。一実施形態では、ストッパプレート 9 6 は、開口 9 4 に対して向かう向きまたは離れる向きに概ね弧状に曲がるように、そのストッパプレート 9 6 が取り付けられているオーバーチューブの弦長よりも広い幅を有するようにすることができる。一実施形態では、可撓性ストッパプレート 9 6 は、より内視鏡 8 4 がその反対側を通過できるように、開口 9 4 に向かって曲がるように付勢されている。このような実施形態では、ストッパプレート 9 6 は、P V C、P E T、または他の柔軟なポリマーなどの薄い柔軟な材料から形成することができる。ストッパプレート 9 6 は、厚みが約 1 . 2 7 m m (約 0 . 0 5 インチ) とし、開口 9 4 の両端を越えて長手方向に延在させることができる。

【 0 0 4 0 】

外側に面したストッパプレート 9 6 の外面は、電氣的切断回路の接地または他の極として機能するように導電性部分を含むことができる。一実施形態では、ストッパプレート 9 6 は、切断装置 2 0 で説明したように切断要素の高周波加熱のための接地プレートとして機能するように、一表面 (例えば、外側に面した外面) に設けられた導電インクを有する。別法では、導電性の表面をストッパプレート 9 6 に共押し出しすることもできるし、ストッパプレートを薄い生体適合性金属から形成することもできる。

【 0 0 4 1 】

オーバーチューブ 8 6 は、ストッパプレート 9 6 と開口 9 4 との間に矩形の電線ガイドスロット 1 0 0 を含む支持構造 9 8 を内部に成形することができる。電線ガイドスロット 1 0 0 は、開口 9 4 の幅のすぐ外側を絶縁スリーブ 1 0 2 が長手方向にスライドできる大きさである。絶縁スリーブ 1 0 2 は、高周波加熱源 (不図示) から円錐部材 8 8 に近接したスロット 1 0 0 の先端部まで延び、そこで加熱可能な切断要素 1 0 4 に取り付けられている 2 本の電線を覆っている。切断要素 1 0 4 は、スリーブ 1 0 2 から延びて開口 9 4 に亘っている。電線及びスリーブ 1 0 2 がオーバーチューブ 8 6 の長軸に平行にスロット 1 0 0 内をスライドすると、切断装置 2 0 の動作と同様に、切断要素 1 0 4 が開口 9 4 を横断して開口 9 4 内に吸引された患者の組織を切断する。切断要素 1 0 4 は、上記した切断要素 4 4 または切断要素 5 2 と同じにすることができる。

【 0 0 4 2 】

切断要素 1 0 4 は、内視鏡的切除の分野でよく知られている伝導及び高周波加熱を含む様々な加熱手段によって加熱することができる。電線スリーブ 1 0 2 は、絶縁スリーブ 4 2 と同様に、テフロン (登録商標) などの絶縁材料から形成することができ、内視鏡 8 4 の外側に沿って絶縁されたスライドブロック (不図示) まで延びている。スライドブロック 4 6 に類似したこのスライドブロックを、内視鏡操作ハンドルに沿って配置されたハンドルにスライド可能に取り付けて、このサイドブロックにより、内視鏡 8 4 に沿って電線ガイドスロット 1 0 0 内を長手方向に移動してスリーブ 1 0 2 を前進または後退させ、切断要素 1 0 4 をオーバーチューブ 8 6 の開口 9 4 の全長に亘って移動させることができる。

【 0 0 4 3 】

切断要素 1 0 4 の加熱は、切断要素 4 4 と類似または同様にすることができる。高周波加熱の実施形態では、例えば、導電性組織ストッパープレート 9 6 を用いて、高周波接地表面を切断装置 8 0 内に配置することができる。別法では、内視鏡がオーバーチューブ内を自由に移動できるように、ストッパープレート 9 6 とは別の接地プレートを内視鏡 8 4 の通路の外側に配置することができる。接地線は、別の接地プレートまたはストッパープレートに取り付けることができ、接地線は患者の外部で接地されている。

【 0 0 4 4 】

支持構造 9 8 はまた、電線スロット 1 0 0 の両端に切断要素剪断スロット 1 1 0 を有することができる。切断要素 1 0 4 は、切断ストロークの最後で剪断スロット 1 1 0 内に移動して組織から分離することができる。このような剪断スロット 1 1 0 は、切断装置 2 0 のスロット 5 0 と類似または同様とすることができ、切断は、組織を介して切断要素を先端側に押して、または切断要素 1 0 4 を基端側に引いて、両方向で行うことができる。

10

【 0 0 4 5 】

図 4 - 図 6 に、支持構造 9 8 に固定されたオーバーチューブ 8 6 及び注入針 1 1 8 のための可撓性シース 1 1 6 が示されている。シース 1 1 6 は、シース 5 6 及び針 5 8 と同様の要領で、注入針 5 8 に接続された中空ケーブルを介して生理食塩水を供給し、開口 9 4 に近接した粘膜組織に係合するように、波形部分 9 2 の内側の内視鏡 8 4 の側面に沿って延びている。図 4 及び図 5 に示されているように、針 1 1 8 及びシース 1 1 6 は、開口 9 4 に対して傾斜し、支持構造 9 8 の内部に延在して収納され、開口 9 4 の中央の平面上で

20

【 0 0 4 6 】

図 6 に示されているように、内視鏡 8 4 がストッパープレート 9 6 の切り替わりを邪魔しない位置まで切断装置 8 0 が内視鏡 8 4 に沿ってスライドすると、患者の体外の真空源（不図示）からの真空手段により組織を開口 9 4 内に吸引することができる。吸引は、内視鏡 8 4 の処置用通路 1 1 2 を介して行うことができる。患者の消化管から空気が抜き取られ、これにより消化管がオーバーチューブ 8 6 の周りに近接し、組織が開口 9 4 に係合するオーバーチューブ 8 6 の側面に組織 1 1 4 が接触する。ストッパープレート 9 6 に対して組織 1 1 4 が吸引され、これによりストッパープレート 9 6 が開口 9 4 から離れる向きに切り替わる、または他の方法で開口 9 4 から離れる向きに撓むまたは変形する。

30

【 0 0 4 7 】

図 5 及び図 6 には断面が円形のオーバーチューブ 8 6 が示されているが、平坦な楕円形または他の形状を用いて、より多くの組織サンプルを切除できるように幅の広い開口を有することができる。

【 0 0 4 8 】

切断装置 2 0 及び 8 0 は、組織サンプルを切除するために同様の方法で動作する。図 1 0 - 図 1 4 に、切断装置 2 0 の使用方法が示されている。図 1 0 に、消化管組織に対する切断装置の配置または内視鏡処置用通路を介した低レベルの吸引によって切断支持体 2 6 に対して消化管壁が近接し、筋層 6 6 の上にある粘膜下層 6 4 の上層を成す粘膜層 6 2 が開口 3 4 に接触した一般的な消化管組織が示されている。この位置では、後述するようにシース内を中空ケーブルが押されて、針 5 8 がシース 5 6 から延出している。次いで、生理食塩水 6 0 を、内視鏡的粘膜組織切除の分野で一般に知られているように、好ましくは粘膜下組織と筋層とが分離する深さに、針を組織内に注入する。層 6 6 を切断することなく層 6 2 及び層 6 4 を切断するように十分に分離できる量の生理食塩水 6 0 を注入する。

40

【 0 0 4 9 】

図 1 1 に示されているように、針 5 8 が、組織から引き抜かれ、開口 3 4 内の組織及びストッパープレート 3 6 を高いレベルで吸引する。この方法では、図示されているように、切断要素 4 4 が剪断スロット 5 0 まで延出している。ここで、高周波エネルギー経路の接地として導電性ストッパープレート 3 6 を用いて、絶縁スリーブ 4 2 によって覆われた電線を介して高周波エネルギーを切断要素 4 4 に供給する。電線 4 8 により、ストッパー

50

プレート 36 が外部の接地（不図示）に接続されている。高周波エネルギーのレベルを調節して所望の温度に切断要素 44 を急速に加熱し、切断の準備ができる。

【0050】

図 12 に、スライドブロック 46 が矢印 120 に沿って移動し、切断要素 44 が組織層 62 及び 64 並びに生理食塩水 60 を介して引き戻されているのが示されている。吸引によって生理食塩水 60 が抜き出されると共に、組織層 62 及び 64 の切断された部分がストッパプレート 36 に保持される。

【0051】

図 13 に、スライドブロック 46 が矢印 120 に沿って更に移動し、切断要素 46 が先端スロット 50 内に引き戻され、切断要素 44 により組織が完全に切断及び剪断されているのが示されている。ストッパプレートの反対側に配置された内視鏡 24 からの吸引により、切断された組織層 62 及び 64 が有孔ストッパプレート 36 に保持され続ける。次いで、高周波エネルギーを停止することができる。図 12 及び図 13 には、変形しないストッパプレート 36 が示されているが、ストッパプレート 36 は上記したように変形可能に形成できることを理解されたい。

10

【0052】

図 14 に、切除された組織サンプルを検査するために、切断装置を患者から引き戻すべく、残りの組織層から引き離された切断装置が示されている。比較的低レベルの吸引で、切除された組織をストッパプレートに保持することができる。吸引が停止されても重力によってストッパプレートに組織サンプルを保持するべく、内視鏡及び切断装置を回動させることができる。別法では、内視鏡及び組織支持体 26 を患者から抜き取るために操作する際、切断要素（高周波エネルギーが加えられてない）を図 12 と同様の位置に前進させて、切除された組織をストッパプレートに保持することができる。別の実施形態では、切除された組織をストッパプレートから解放して、開口から出るようにすることができる。次いで、グリッパーが内視鏡の処置用通路を通して開口した先端部 30 から延出して切除された組織サンプルを把持できる位置まで、内視鏡及び切断装置を部分的に引き戻すことができる。

20

【0053】

図 15 に、本発明の一実施形態の単極構造が示されている。電気焼灼発生器 200 が、患者の皮膚にある接地パッド 203 に接続された接地を介して高周波エネルギーが供給される。高周波エネルギー経路 205 が、高周波切断要素 44 / 104 に接続されている。真空ポンプ 201 が、内視鏡 84 と一体にすることができる吸気路 204 を介してカッター支持体 26 / オーバーチューブ 86 に接続されている。

30

【0054】

図 16 に、本発明の別の実施形態の双極構造が示されている。電気焼灼発生器 200 が、エネルギー経路 200 を介して高周波エネルギーを供給する。高周波エネルギー経路 205 の一方の極が高周波切断要素 44 / 104 に接続され、他方の極がストッパプレート 36 / 96 に接続されている。真空ポンプ 201 が、内視鏡 84 と一体とすることができる吸気路 204 を介して支持体 26 / オーバーチューブ 86 に接続されている。

【0055】

40

図 17 及び図 18 に、本発明の一実施形態が例示されている。この実施形態では、オーバーチューブ 86 及び細長い部分 92 を透明とし、組織ストッパプレート 96 を薄い透明な柔軟なポリマー材料から形成し、組織受容開口 94 に面した組織ストッパ 96 の表面に導電グリッド 97 を設けることができる。グリッド 97 は、図 17 及び図 18 では概ね矩形であるグリッド開口 99 を画定することができる。所望に応じて、吸引のために 1 または複数の開口 99 を穿孔することができる。グリッド 97 は、導電性金属フォイルなどの好適な導電性材料から形成することもできるし、グリッド 97 上に導電性インクまたはコーティングを塗布またはプリントすることもできる。グリッド 97 の導電面積は、カッター 104 の導電面積の 2 倍～10 倍の範囲とすることができ、一実施形態では、グリッド 97 の導電面積は、カッター 104 の導電面積の約 4 倍とすることができ、

50

【 0 0 5 6 】

図 1 7 及び図 1 8 の組織ストッパー 9 6 は、内視鏡が通過できる図 1 7 の第 1 の構造と、内視鏡 8 4 を介して吸引され開口 9 4 内に吸引される組織の量が限定された図 1 8 の第 2 の構造をとることができる。長手方向に延在する組織ストッパー 9 6 の側面 9 5 をオーバーチューブ 8 6 に結合するなどして固定することができる。組織ストッパー 9 6 の基端部及び先端部は、自由に変形することができるように固定しない。第 1 の構造及び第 2 の構造は、図 1 7 及び図 1 8 に示されているように概ね弧状にすることができる。一実施形態では、組織ストッパー 9 6 は、第 1 の構造及び第 2 の構造をとるために伸長しないが、代わりに切り替え式またはスナップ式に構造を変化させる。

【 0 0 5 7 】

好適な組織ストッパー 9 6 は、透明な P E T 血管形成術用バルーンの一部から形成することができる。組織ストッパー 9 6 は、P E T から形成された概ね円筒状の血管形成術用バルーンから切り出した弧状部分とすることができる。この弧状部分は、直径が約 1 0 m m ~ 1 6 m m 、壁部の厚みが約 0 . 0 2 5 4 m m ~ 約 0 . 0 5 0 8 m m (約 0 . 0 0 1 イ ン チ ~ 0 . 0 0 2 イ ン チ) の血管形成術用バルーンシリンダーから切り出すことができる。組織ストッパー 9 6 を形成するのに好適な血管形成術用バルーンは、米国ニューハンプシャー州セーラムに所在のアドバンスト・ポリマー社 (Advanced Polymers of Salem, NH.) が販売する直径が 1 0 m m 、厚みが約 0 . 0 5 m m (0 . 0 0 2 イ ン チ) の血管形成術用バルーンから形成することができる。弧状部分は、透明な組織ストッパー 9 6 を形成するために血管形成術用バルーンから切り出すことができる。厚みが約 0 . 0 2 5 4 m m (約 0 . 0 0 1 イ ン チ) のスチールフォイルなどの厚みが約 0 . 1 2 7 m m (約 0 . 0 0 5 イ ン チ) 以下の薄い金属フォイルを、接着剤などで組織受容開口 9 4 に面したストッパー 9 6 の表面に取り付けることができる。フォイルをストッパー 9 6 に取り付ける前に、図 1 7 及び図 1 8 に示されているグリッド 9 7 を得るために一連の貫通開口をフォイルに形成することができる。

【 0 0 5 8 】

図 1 9 に、組織受容開口 9 4 が形成された概ね平坦な外面部分を備えた、非円形断面を有するオーバーチューブ 8 6 の断面図が例示されている。図示されているように、内視鏡 8 4 はオーバーチューブ 8 6 内に配置されている。概ね平坦な外面部分は、図 1 9 に示されているようにオーバーチューブ 8 6 の下半分に位置する。概ね平坦な表面部分を有する組織受容開口 9 4 は、切除する組織に対して開口 9 4 を配置する際に有用である。図 1 9 には、組織ストッパー 9 6 の第 1 の構造及び点線で示された第 2 の構造も示されている。一実施形態では、オーバーチューブ 8 6 は、概ね半円の上半分と非円形の下半分などの 2 つのシェル部分から形成することができる。組織ストッパー 9 6 は、薄いポリマーフィルム材料の非平面の弧状部分 (上記した血管形成術用バルーンの一部など) から形成することができ、上半分とした半分が接着剤または外の好適な手段によって互いに結合する時に、弧状組織ストッパーの両側の縁を、オーバーチューブの上半分と下半分との間に挟んで固定することができる。組織ストッパー 9 6 の基端部及び先端部は、第 1 の構造から第 2 の構造に組織ストッパーがスナップ式、切り替え式、または他の方法で変形できるように固定しないで自由のままにすることができる。

【 0 0 5 9 】

図 2 0 に、透明なオーバーチューブ 8 6 及び透明な細長いスリーブ部分 9 2 を有する本発明の一実施形態が例示されている。組織ストッパー 9 6 は概ね平面であって、概ね円形の吸引開口を備えている。図 2 1 に、本発明の一実施形態が例示されている。この実施形態では、オーバーチューブ 8 6 が、切断要素 1 0 4 が把持及び切断し易いように鋸歯状の側縁 9 3 を有する組織受容開口を含む。図 2 1 では、開口 9 4 の側縁を明確に例示するために組織ストッパー 9 6 を省略した。

【 0 0 6 0 】

本発明はいくつかの実施形態を用いて例示したが、出願者はそのような細部に添付の特許請求の範囲及び概念が限定されることを意図していない。例えば、限定するものではな

10

20

30

40

50

いが、例示された実施形態では、組織切断方法として高周波エネルギーを用いたが、超音波エネルギー方式、機械式切断、及び他の方法などの他の組織切断方式を本発明の様々な実施形態に用いることができることを理解できよう。当業者であれば、本発明の範囲から逸脱することなく、様々な他の変更形態及び置換形態に想到するであろう。更に、本発明に関連したそれぞれの要素の構造は、その要素による機能を提供するための手段として説明することもできる。従って、本発明は、添付の特許請求項の範囲及び概念によってのみ規定される。

【 0 0 6 1 】

本発明の実施態様は以下の通りである。

(1) 組織サンプルを採取する方法であって、内視鏡を用意するステップと、側面開口及び組織カッターを備えたオーバーチューブを用意するステップと、患者の体内に内視鏡と共に前記オーバーチューブを挿入するステップと、前記オーバーチューブの前記側面開口内に組織を受容するステップと、前記側面開口内に延在する組織を前記組織カッターで切断するステップとを含むことを特徴とする方法。

10

(2) 更に、真空を利用して前記側面開口内に組織を吸引するステップを含むことを特徴とする実施態様 (1) に記載の方法。

(3) 前記真空が前記内視鏡を介して真空源に接続されていることを特徴とする実施態様 (2) に記載の方法。

(4) 前記オーバーチューブが前記内視鏡に対して回動可能であることを特徴とする実施態様 (2) に記載の方法。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 2 】

【 図 1 】 内視鏡の先端部に取り付けられたカッター支持体及びそのカッター支持体の内部の構造を示す切断装置の斜視図である。

【 図 2 】 カッター支持体の円形の実施形態及びその内部構造を示す、図 1 の線 1 6 - 1 6 に沿って見たカッター支持体の断面図である。

【 図 3 】 代替の切断要素の平面図である。

【 図 4 】 内視鏡に沿ってスライドし内視鏡の周りを回動可能な可撓性オーバーチューブを示す、代替の切断装置の斜視図である。

【 図 5 】 カッター支持体の円形の実施形態及びその内部構造を示す、図 4 の線 1 8 - 1 8 に沿って見た可撓性オーバーチューブの断面図である。

30

【 図 6 】 オーバーチューブの開口内に吸引された組織ブレブによって異なった位置にある内部構造を示す、図 5 に類似した断面図である。

【 図 7 】 カッター支持体の開口から前方に延出した切断機構を示す、図 2 の線 1 7 - 1 7 に沿って見た、図 1 のカッター支持体の上方からの断面図である。

【 図 8 】 図 7 の図面に対して垂直な、カッター支持体の長軸を通る図 1 のカッター支持体の側断面図である。

【 図 9 】 剪断スロットの開口の後方に引き戻された切断機構を示す、図 8 に類似の側断面図である。

【 図 1 0 】 開口に近接した組織及び延出して組織に進入してブレブを形成する生理食塩水注入針が追加された、図 8 に類似の側断面図である。

40

【 図 1 1 】 開口内にストッパープレートに対して吸引された組織ブレブ及び引き戻された注入針を示す、図 1 0 に類似した側断面図である。

【 図 1 2 】 切断要素が引き戻されてブレブの第 1 の部分が切断され、粘膜組織及び粘膜下組織が筋層組織から切断されているのを示す、図 1 1 に類似の側断面図である。

【 図 1 3 】 切断が完了し、粘膜組織及び粘膜下組織が吸引によりストッパーブレードの下側に保持されているのを示す、図 1 2 に類似の側断面図である。

【 図 1 4 】 切断が完了した後、筋層組織から引き離されたカッター支持体を示す、図 1 3 に類似の側断面図である。

【 図 1 5 】 本発明の単極構造を示す模式図である。

50

【図 1 6】本発明の双極構造を示す模式図である。

【図 1 7】概ね弧状の外向きに曲がった組織ストッパーを示す、矩形の開口を備えたフォイル導体を有する組織ストッパーを含む本発明の装置の模式的な斜視図である。

【図 1 8】組織を受容するため及び内視鏡が通過できるようにするために、吸引などにより第 2 の構造に移した組織ストッパーを示す、図 1 7 の装置の模式的な斜視図である。

【図 1 9】組織ストッパープレートの第 1 の構造と点線で示されている第 2 の構造を示す、平坦または楕円形の非円形の断面を有するオーバーチューブを含む本発明の装置の一実施形態の模式的な端面図である。

【図 2 0】透明なオーバーチューブ、透明なスリーブ、及び有孔ストッパープレートを含む本発明の装置の一実施形態の模式的な斜視図である。

10

【図 2 1】鋸歯状の側縁を有する組織受容開口を含む本発明の装置の一実施形態の模式的な斜視図である。

【図 2 2】(A) ~ (F) は、ワイヤカッター構造を示す平面図である。

【符号の説明】

【0063】

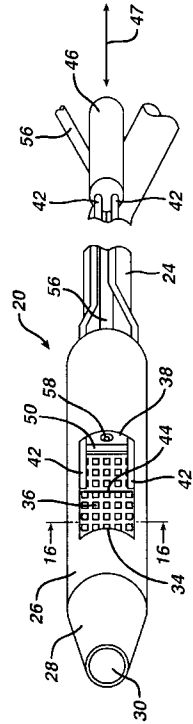
20、80	切断装置
22、82	内視鏡先端部
24、84	内視鏡
26、86	切断支持体
28、88	円錐部材
30、90	開口した先端部
32、112	処置用通路
34、94	組織受容開口
36、96	組織ストッパープレート
38、98	支持構造
40、100	ガイドスロット
42、102	絶縁スリーブ
44、104	切断要素
46	スライドブロック
48	接地線
50、110	剪断スロット
52	代替切断要素
54	尖端部分
56、116	シース
58、118	注入針
86	オーバーチューブ
92	波形部分
97	導電グリッド
99	グリッド開口
114	組織
200	電気焼灼発生器
201	真空ポンプ
203	接地パッド
204	吸気路
205	エネルギー経路

20

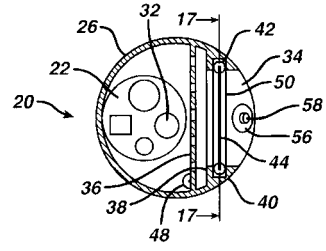
30

40

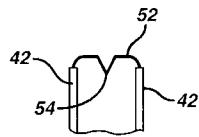
【図 1】



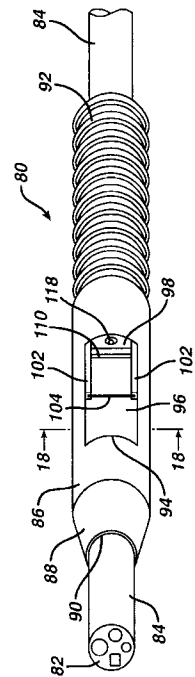
【図 2】



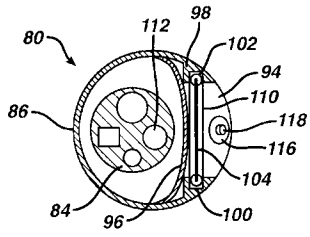
【図 3】



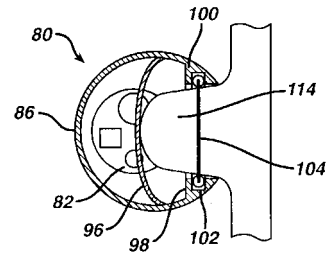
【図 4】



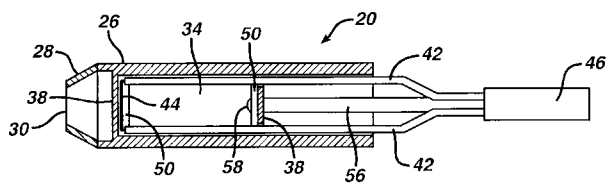
【 図 5 】



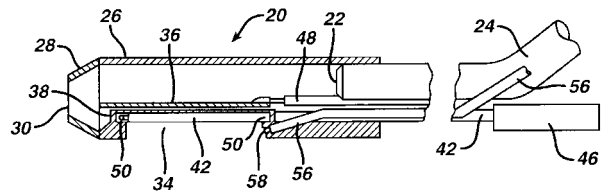
【 図 6 】



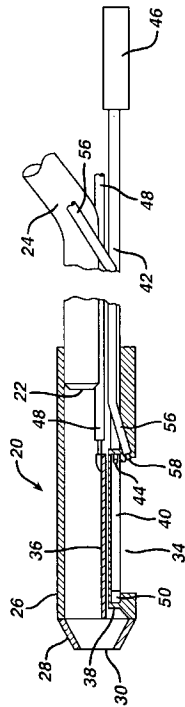
【 図 7 】



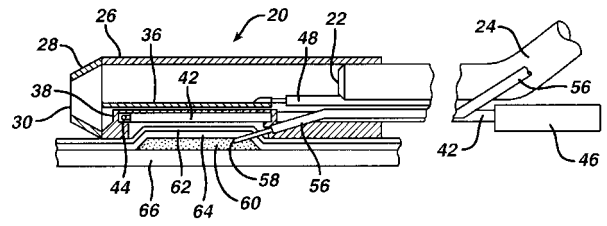
【 図 8 】



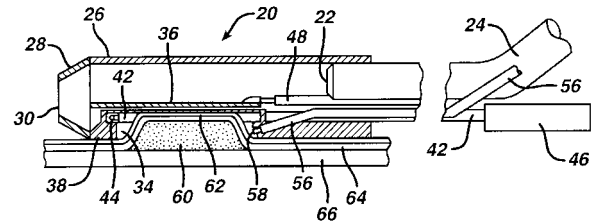
【図 9】



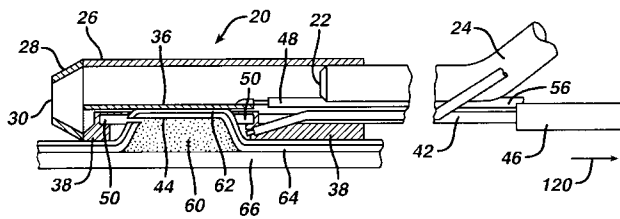
【図 10】



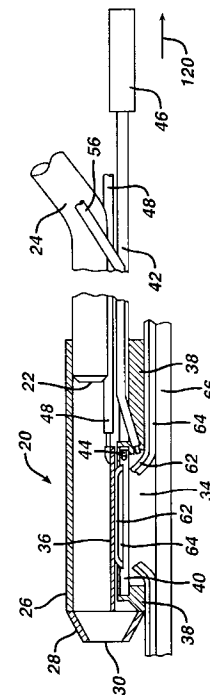
【図 11】



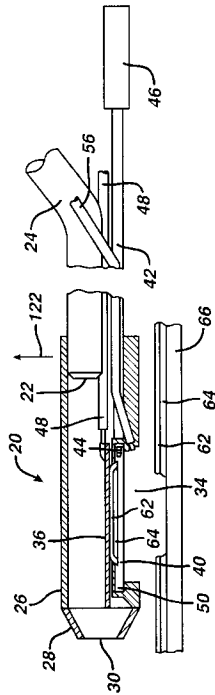
【図 12】



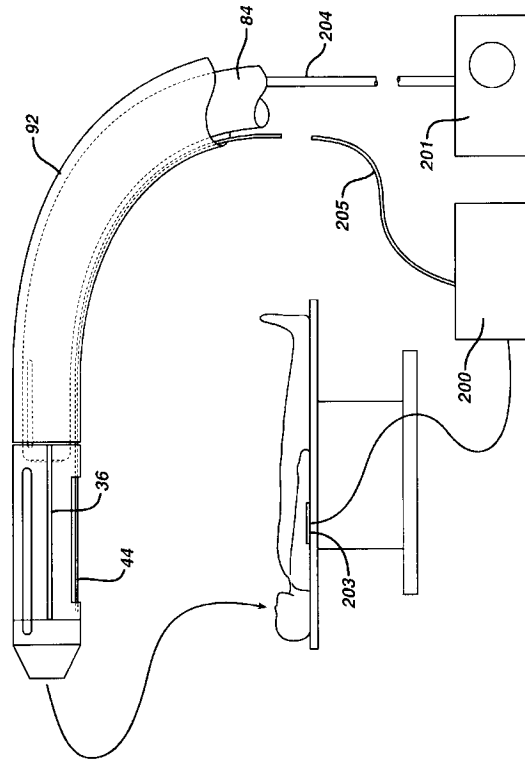
【図 13】



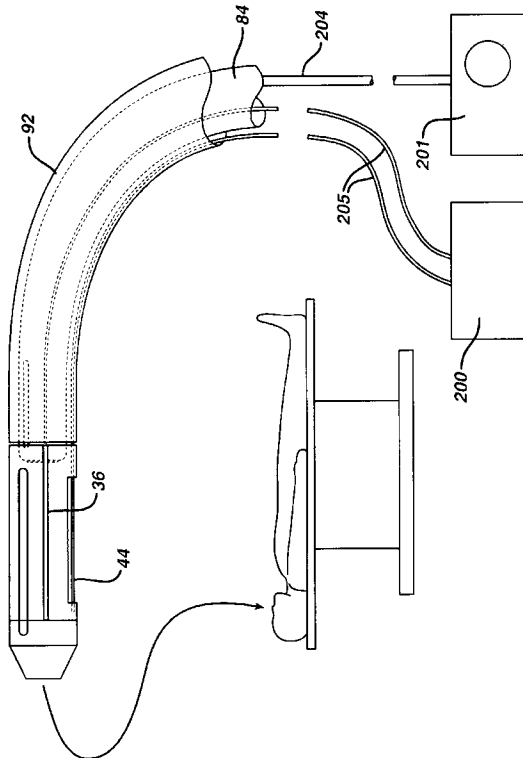
【図 14】



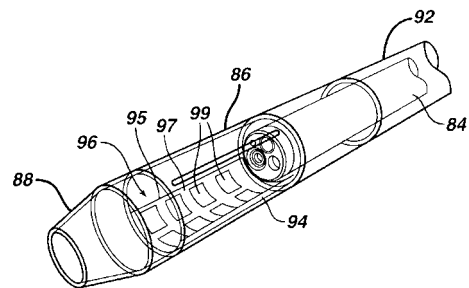
【図 15】



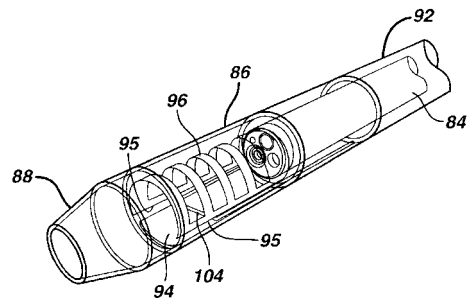
【図 16】



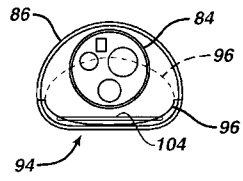
【図 17】



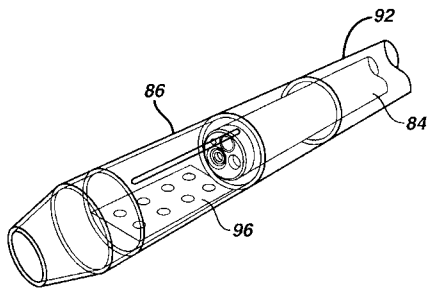
【図 18】



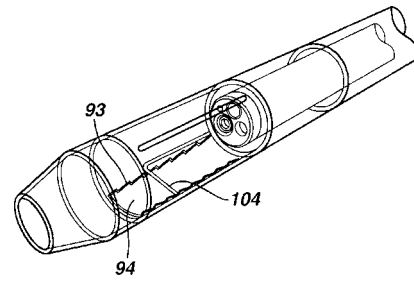
【図 19】



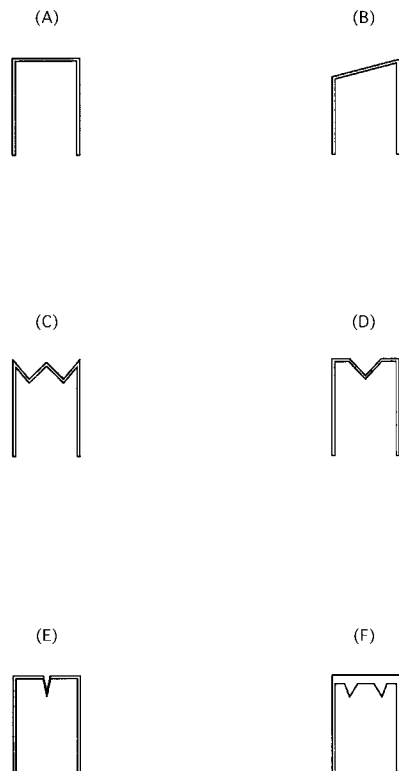
【図 20】



【図 21】



【図 22】



フロントページの続き

(74)代理人 100101133

弁理士 濱田 初音

(72)発明者 ルドルフ・ノビス

アメリカ合衆国、4 5 0 4 0 オハイオ州、メイソン、アトリウム・コート 4 5 9 4

(72)発明者 マイケル・クレム

アメリカ合衆国、4 5 0 3 9 オハイオ州、メイネスビル、アベイロン・ドライブ 1 2 6 2

(72)発明者 クリストファー・ジェイ・ヘス

アメリカ合衆国、4 5 2 0 6 オハイオ州、シンシナティ、イー・マクミラン 1 7 0 4

F ターム(参考) 4C060 FF19 KK03 KK06 KK09

4C061 AA01 GG14 GG15 HH51

【外国語明細書】

2005103269000001.pdf

专利名称(译)	具有套管的内窥镜粘膜消融装置及其使用方法		
公开(公告)号	JP2005103269A	公开(公告)日	2005-04-21
申请号	JP2004282295	申请日	2004-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
[标]发明人	ルドルフノビス マイケルクレム クリストファージェイヘス		
发明人	ルドルフ・ノビス マイケル・クレム クリストファー・ジェイ・ヘス		
IPC分类号	A61B10/02 A61B1/00 A61B17/00 A61B17/22 A61B17/30 A61B17/32 A61B17/34 A61B18/12 A61B18/14 A61B19/00 A61B10/00		
CPC分类号	A61B17/320016 A61B17/320783 A61B17/3478 A61B18/16 A61B90/37 A61B2017/00269 A61B2017/00296 A61B2017/306 A61B2018/00291 A61B2018/1407 A61B2018/144 A61B2018/1495 A61B2090/034		
FI分类号	A61B17/32.330 A61B1/00.300.D A61B1/00.334.D A61B10/00.103.D A61B17/39.310 A61B1/00.550 A61B1/00.622 A61B1/01.511 A61B1/015.512 A61B1/018.515 A61B10/02.110 A61B10/02.110.J A61B10/02.110.K A61B10/04 A61B18/08 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/FF19 4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK09 4C061/AA01 4C061/GG14 4C061/GG15 4C061/HH51 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK13 4C160/KK36 4C160/KK39 4C160/MM43 4C161/AA01 4C161/GG14 4C161/GG15 4C161/HH51		
优先权	10/673928 2003-09-29 US		
其他公开文献	JP4578912B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种医疗装置，该医疗装置在侧面具有开口，该开口利用抽吸来接合和切割粘膜组织。一种用于从胃肠道消融组织的医疗装置，包括设置在侧开口内的高频组织切割装置。组织塞可以用于控制要消融的组织的深度，并且组织塞可以包括用于将组织抽吸到侧向开口中的开口。组织塞可以电接地到射频组织切割装置，并且组织塞可以提供射频电路的一个极。[选型图]图1

