(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2005-103268
(P2005-103268A)
(43)公開日　平成17年4月21日(2005.4.21)

(51)Int.Cl.[7]	F I		テーマコード（参考）
A61B 10/00	A61B 10/00	103D	4C060
A61B 1/00	A61B 1/00	334D	4C061
A61B 17/32	A61B 17/32	330	
A61B 18/12	A61B 17/39	310	

審査請求 未請求　請求項の数 13　ＯＬ　外国語出願　（全 22 頁）

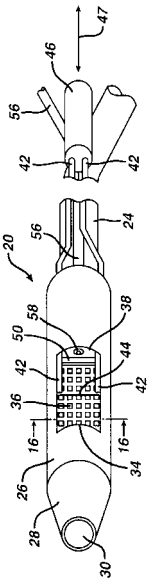
(21)出願番号　特願2004-282281 (P2004-282281)
(22)出願日　平成16年9月28日 (2004.9.28)
(31)優先権主張番号　673954
(32)優先日　平成15年9月29日 (2003.9.29)
(33)優先権主張国　米国 (US)

(71)出願人　595057890
エシコン・エンド－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】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気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外面を含む本体と、
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を横断するように適合された、前記側面開口の内側に配置されたカッターと、
前記側面開口及び前記カッターの内側に配置された、前記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ことを特徴とする医療装置。
【請求項２】
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１に記載の医療装置。
【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１に記載の医療装置。
【請求項４】
前記組織ストッパーが導電部分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５】
前記組織ストッパーが高周波回路の１つの極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６】
前記本体が内視鏡を受容できる大きさの通路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７】
前記カッターが、前記側面開口の両側に配設されたスロットにスライド可能に係合するように支持された切断要素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８】
更に、前記切断要素を受容するための少なくとも１つの剪断スロット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】
更に、針ガイド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備えた外側を向いた外面と、
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たカッターと、
前記側面開口の内側に配設された、前記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ことを特徴とする医療装置。
【請求項１１】
前記医療装置が、内部を通過可能に内視鏡を受容するように適合されていることを特徴とする請求項１０に記載の医療装置。
【請求項１２】
前記医療装置が、内部を通過できるように内視鏡を受容するように適合されていることを特徴とする請求項１１に記載の医療装置。
【請求項１３】
前記医療装置が、前記組織ストッパーの内側に内視鏡を受容できるように適合されていることを特徴とする請求項１０に記載の医療装置。
【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「ブレブ」として知られている。

【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ＧＢ２３６５３４０Ａ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】

【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わた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ない部分のみが電気的に活性である。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。

【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。

【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。

【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、側面開口の長さにわた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。

【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。

【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。

【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。

【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１２．７ｍｍ～１９．０５ｍｍ（約０．５０インチ～０．７５インチ）、軸長が約２５．４ｍｍ～約３８．１ｍｍ（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１５．２４ｍｍ（約０．６０インチ）の外径、約３１．７５ｍｍ（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。

【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１５．２４ｍｍ～２５．４ｍｍ（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７．６２ｍｍ～１２．７ｍｍ(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。

【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０．７６２ｍｍ～約２．５４ｍｍ（約０．０３インチ～０．１０インチ）とし、約２．５４ｍｍ～７．６２ｍｍ（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。

【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を横断して、開口３４内に吸引されている組織を切断する。

【００２３】

切断要素４４は、直径が約０．２５４ｍｍ～約１．０１６ｍｍ（約０．０１インチ～０．０４インチ）の真直な電線フィラメント、厚みが約０．２５４ｍｍ（約０．０１インチ）で深さが約０．７６２ｍｍ（約０．０３インチ）の平坦なブレード、直径が約０．２５４ｍｍ～約１．０１６ｍｍ（約０．０１インチ～０．０４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３４に跨るように約１２．７ｍｍ（約０．５０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４４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。

【００２４】

切断要素４４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４２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０．７６２ｍｍ（約０．０３インチ）とすることができる。導電線及びそのスリーブ４２は、内視鏡２４の外側に沿って絶縁スライドブロック４６まで延ばすことができる。ブロック４６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４２は、内視鏡２４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４６は、図１の矢印４７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４２を内視鏡２４に沿って電線ガイドスロット４０内を前後に移動できるようにし、切断要素４４が開口３４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４６が先端方向に移動すると、切断要素４４が開口３４の長さに亘って先端方向に移動し、ブロック４６が基端方向に移動すると、切断要素が開口３４の長さに亘って基端方向に移動する。

【００２５】

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３００ＫＨｚ～３ＭＨｚの周波数などの好適な周波数で約１０Ｗ～１５０Ｗの範囲の電力を供給して、切断要素を約６０℃～約１２０℃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３００（Ｅｒｂｅ３００）発生器は、単極または双極モードでピュアカット、４０Ｗに設定して用いることができる。

【００２６】

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３６に導体を堆積させて、または組織ストッパープレート３６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２０内に配置することができる。図２に、ストッパープレート３６の縁に取り付けられた接地線４８が示されている。接地線４８は、内視鏡２４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２０は、切断要素４４が一方の電極となり、組織ストッパープレート３６が他方の電極となる電気構造を得ることができる。

【００２７】

電線スロット４０の支持構造３８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５０を含むこともできる。切断要素４４がこの剪断スロット５０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５０が開口３４の両端に位置する場合（図７に例示）、切断要素４４を組織内を押すまたは引いて、何れかの方向で切断することができる。剪断スロット５０及び切断要素４４の大きさは、切断要素４４のワイピング動作によって除去した組織が切断要素４４に付着しないように選択することができる。例えば、約０．１２７ｍｍ（約０．００５インチ）の隙間で剪断スロット５０内に受容される直径が約０．５０８ｍｍ（約０．０２０インチ）の切断要素４４が適している。

【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５０ｍｍ ｈｇ～２５０ｍｍ 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動することができる。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５．０８ｍｍ～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７．６２ｍｍ（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１０．１６ｍｍ～２０．３２ｍｍ（約０．４０インチ～０．８０インチ）、長さが約１７．７８ｍｍ～５０．８ｍｍ（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８２．２９６ｃｍ～１２１．９２０ｃｍ（約２．７フィート～４．０フィート）の範囲の長さを有することができる。一実施形態では、管状部分９２の内径は、約３．８１ｍｍ～２１．５９ｍｍ（約０．１５インチ～０．８５インチ）の範囲とすることができ、より具体的には約７．６２ｍｍ～約１９．０５ｍｍ（約０．３０インチ～０．７５インチ）とすることができる。

【００３９】

オーバーチューブ８６は一側に、長さが約２０．３２ｍｍ（約０．８０インチ）、幅が約１０．１６ｍｍ（約０．４０インチ）の矩形の組織受容開口９４を有する。可撓性ストッパープレート９６を、開口９４の内部に配設することができる。ストッパープレート９６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８６の内壁に固定することもできるし、他の方法で開口８４内に配設することもできる。ストッパープレート９６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８６に結合することができ、ストッパープレートの両端の縁は、ストッパー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、ストッパープレート９６は、開口９４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ことができるように、そのストッパープレート９６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、可撓性ストッパープレート９６は、より内視鏡８４がその反対側を通過できるように、開口９４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、ストッパープレート９６は、ＰＶＣ、ＰＥＴ、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。ストッパープレート９６は、厚みが約１．２７ｍｍ（約０．０５インチ）とし、開口９４の両端を越えて長手方向に延在させることができる。

【００４０】

外側に面したストッパープレート９６の外面は、電気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、ストッパープレート９６は、切断装置２０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ープレート９６に共押し出しすることもできるし、ストッパー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。

【００４１】

オーバーチューブ８６は、ストッパープレート９６と開口９４との間に矩形の電線ガイドスロット１００を含む支持構造９８を内部に成形することができる。電線ガイドスロット１００は、開口９４の幅のすぐ外側を絶縁スリーブ１０２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１０２は、高周波加熱源（不図示）から円錐部材８８に近接したスロット１００の先端部まで延び、そこで加熱可能な切断要素１０４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１０４は、スリーブ１０２から延びて開口９４に亘っている。電線及びスリーブ１０２がオーバーチューブ８６の長軸に平行にスロット１００内をスライドすると、切断装置２０の動作と同様に、切断要素１０４が開口９４を横断して開口９４内に吸引された患者の組織を切断する。切断要素１０４は、上記した切断要素４４または切断要素５２と同じにすることができる。

【００４２】

切断要素１０４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１０２は、絶縁スリーブ４２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８４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４６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８４に沿って電線ガイドスロット１００内を長手方向に移動してスリーブ１０２を前進または後退させ、切断要素１０４をオーバーチューブ８６の開口９４の全長に亘って移動させることができる。

【００４３】

切断要素１０４の加熱は、切断要素４４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９６を用いて、高周波接地表面を切断装置８０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９６とは別の接地プレートを内視鏡８４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。

【００４４】

支持構造９８はまた、電線スロット１００の両端に切断要素剪断スロット１１０を有することができる。切断要素１０４は、切断ストロークの最後で剪断スロット１１０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１１０は、切断装置２０のスロット５０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１０４を基端側に引いて、両方向で行うことができる。

【００４５】

図４－図６に、支持構造９８に固定されたオーバーチューブ８６及び注入針１１８のための可撓性シース１１６が示されている。シース１１６は、シース５６及び針５８と同様の要領で、注入針５８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９４に近接した粘膜組織に係合するように、波形部分９２の内側の内視鏡８４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１１８及びシース１１６は、開口９４に対して傾斜し、支持構造９８の内部に延在して収納され、開口９４の中央の平面上で、電線スロット１００と開口との間に位置する。

【００４６】

図６に示されているように、内視鏡８４がストッパープレート９６の切り替わりを邪魔しない位置まで切断装置８０が内視鏡８４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９４内に吸引することができる。吸引は、内視鏡８４の処置用通路１１２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８６の周りに近接し、組織が開口９４に係合するオーバーチューブ８６の側面に組織１１４が接触する。ストッパープレート９６に対して組織１１４が吸引され、これによりストッパープレート９６が開口９４から離れる向きに切り替わる、または他の方法で開口９４から離れる向きに撓むまたは変形する。

【００４７】

図５及び図６には断面が円形のオーバーチューブ８６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。

【００４８】

切断装置２０及び８０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１０－図１４に、切断装置２０の使用方法が示されている。図１０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２６に対して消化管壁が近接し、筋層６６の上にある粘膜下層６４の上層を成す粘膜層６２が開口３４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５８がシース５６から延出している。次いで、生

理食塩水６０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６６を切断することなく層６２及び層６４を切断するように十分に分離できる量の生理食塩水６０を注入する。

【００４９】

図１１に示されているように、針５８が、組織から引き抜かれ、開口３４内の組織及びストッパープレート３６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４４が剪断スロット５０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３６を用いて、絶縁スリーブ４２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４４に供給する。電線４８により、ストッパープレート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ープレート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。ストッパー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が有孔ストッパープレート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ープレート３６が示されているが、ストッパープレート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。

【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ー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ー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ー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ー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って開口した先端部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。

【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。

【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ープレート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】

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、組織ストッパープレート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ー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。ブリッド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る。

【００５６】

図１７及び図１８の組織ストッパー９６は、内視鏡が通過できる図１７の第１の構造と、内視鏡８４を介して吸引され開口９４内に吸引される組織の量が限定された図１８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９６の側面９５をオーバーチューブ８６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９６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１７及び図１８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９６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。

【００５７】

好適な組織ストッパー９６は、透明なＰＥＴ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９６は、ＰＥＴ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１０ｍｍ～１６ｍｍ、壁部の厚みが約０．０２５４ｍｍ～約０．０５０８ｍｍ（約０．００１インチ～０．００２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９６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１０ｍｍ、厚みが約０．０５ｍｍ（０．００２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９６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０．０２５４ｍｍ（約０．００１インチ）のスチールフォイルなどの厚みが約０．１２７ｍｍ（約０．００５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９４に面したストッパー９６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９６に取り付ける前に、図１７及び図１８に示されているグリッド９７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。

【００５８】

図１９に、組織受容開口９４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８６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８４はオーバーチューブ８６内に配置されている。概ね平坦な外面部分は、図１９に示されているようにオーバーチューブ８６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９４は、切除する組織に対して開口９４を配置する際に有用である。図１９には、組織ストッパー９６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８６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９６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９６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。

【００５９】

図２０に、透明なオーバーチューブ８６及び透明な細長いスリーブ部分９２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９６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２１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が、切断要素１０４が把持及び切断し易いように鋸歯状の側縁９３を有する組織受容開口を含む。図２１では、開口９４の側縁を明確に例示するために組織ストッパー９６を省略した。

【００６０】

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。

【００６１】

本発明の実施態様は以下の通りである。

（１）胃腸管から組織サンプルを採取する方法であって、

真空源を用意するステップと、

前記胃腸管に有孔組織ストッパーを配置するステップと、

前記胃腸管の前記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、

前記有孔組織ストッパーに対して吸引された前記組織から組織サンプルを切除するステップとを含むことを特徴とする方法。

（２）更に、前記組織ストッパーを第１の位置から第２の位置に変移させ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）前記組織ストッパーを変移させる前記ステップが、前記組織ストッパーを変形させるステップを含むことを特徴とする実施態様（２）に記載の方法。

（４）前記切除するステップが、高周波エネルギーを供給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。

（５）更に、前記組織ストッパーの少なくとも一部に高周波極を設けるステップを含むことを特徴とする実施態様（４）に記載の方法。

（６）更に、前記組織ストッパーの内側に内視鏡を配置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。

【図面の簡単な説明】

【００６２】

【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１６－１６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１８－１８に沿って見た可撓性オーバーチューブの断面図である。

【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。

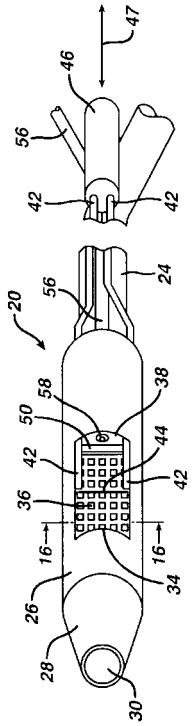
【図７】カッター支持体の開口から前方に延出した切断機構を示す、図２の線１７－１７に沿って見た、図１のカッター支持体の上方からの断面図である。

【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

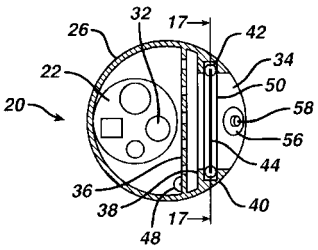
の側断面図である。
【図９】剪断スロットの開口の後方に引き戻された切断機構を示す、図８に類似の側断面図である。
【図１０】開口に近接した組織及び延出して組織に進入してブレブを形成する生理食塩水注入針が追加された、図８に類似の側断面図である。
【図１１】開口内にストッパープレートに対して吸引された組織ブレブ及び引き戻された注入針を示す、図１０に類似した側断面図である。
【図１２】切断要素が引き戻されてブレブの第１の部分が切断され、粘膜組織及び粘膜下組織が筋層組織から切断されているのを示す、図１１に類似の側断面図である。
【図１３】切断が完了し、粘膜組織及び粘膜下組織が吸引によりストッパーブレードの下側に保持されているのを示す、図１２に類似の側断面図である。
【図１４】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１３に類似の側断面図である。
【図１５】本発明の単極構造を示す模式図である。
【図１６】本発明の双極構造を示す模式図である。
【図１７】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１８】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の構造に変移した組織ストッパーを示す、図１７の装置の模式的な斜視図である。
【図１９】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２０】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。
【図２１】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２２】（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

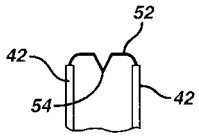
【図１】



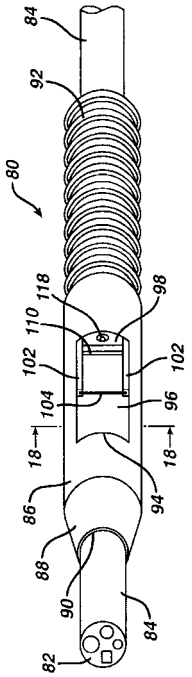
【図２】



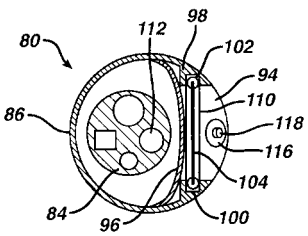
【図３】


52
42
54
42

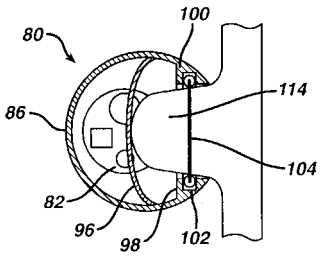
【図４】


84
92
80
118
110
98
102
102
104
96
18
18
86
94
88
90
84
82

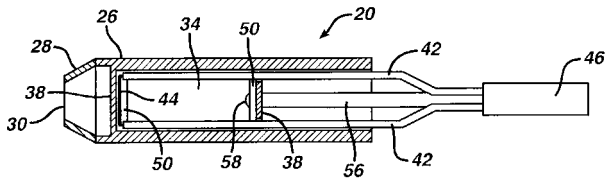
【図５】


80
112
98
102
94
110
118
116
104
86
84
96
100

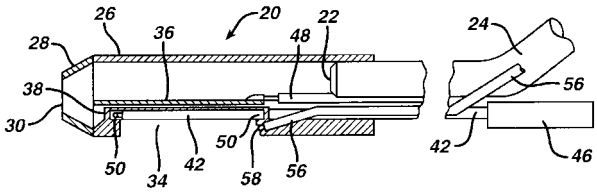
【図６】


80
100
114
86
104
82
96
98
102

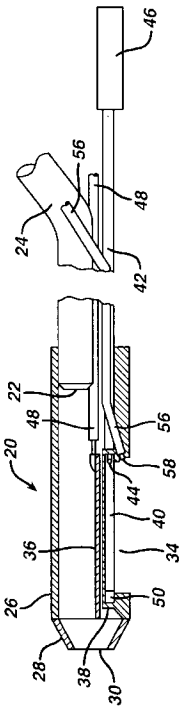
【図７】



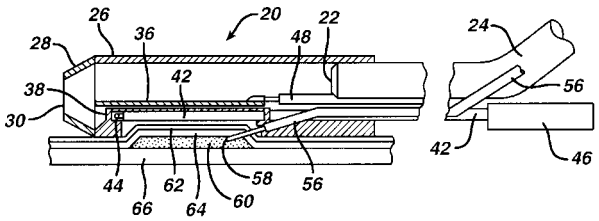
【図８】



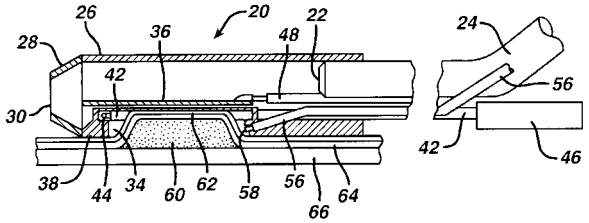
【図９】



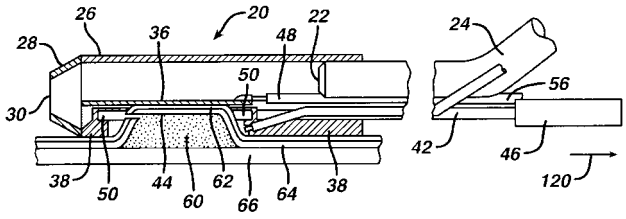
【図１０】



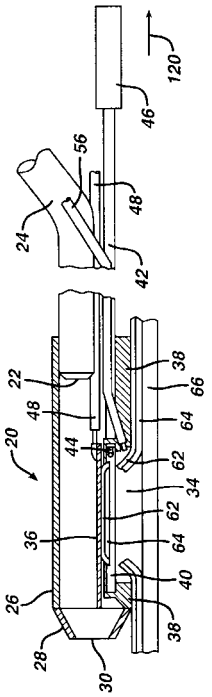
【図１１】



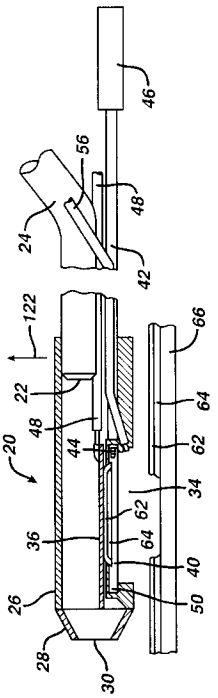
【図１２】



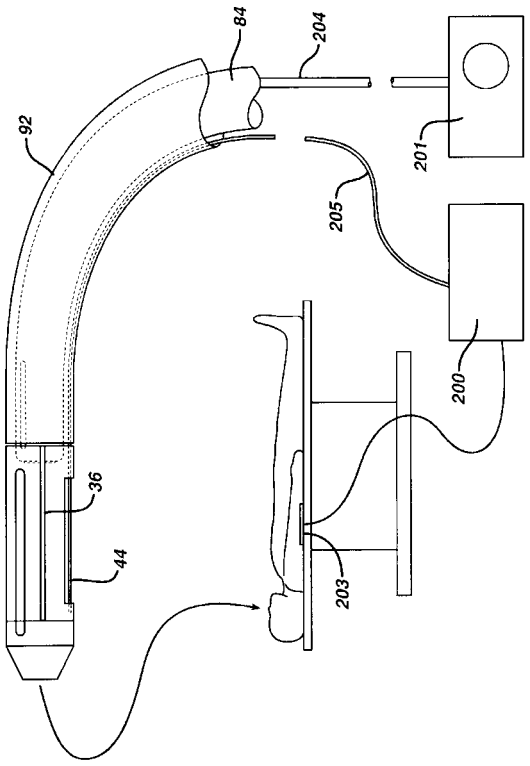
【図１３】



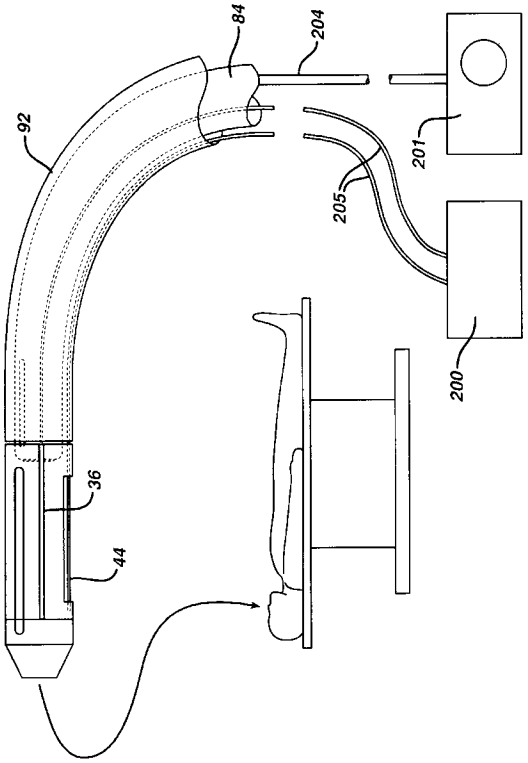
【図１４】



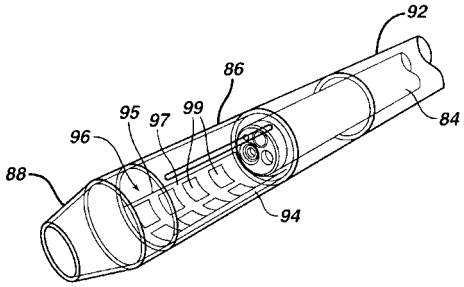
【図１５】



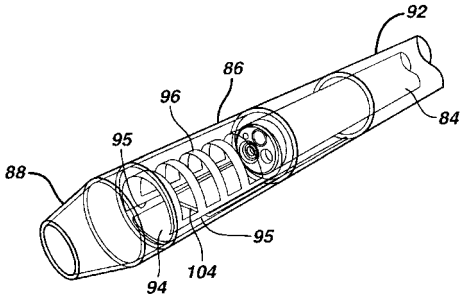
【図１６】



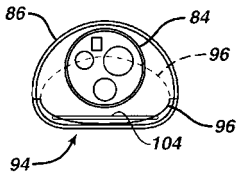
【図１７】



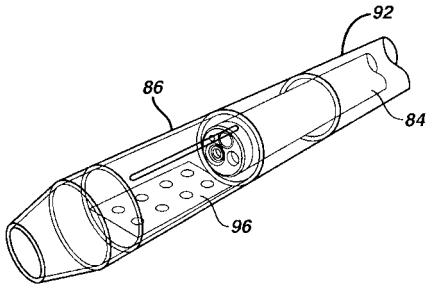
【図１８】



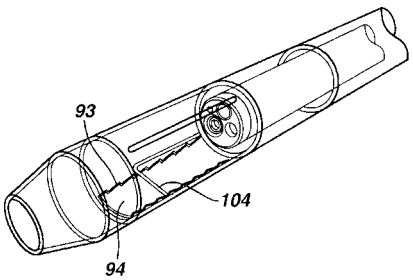
【図１９】



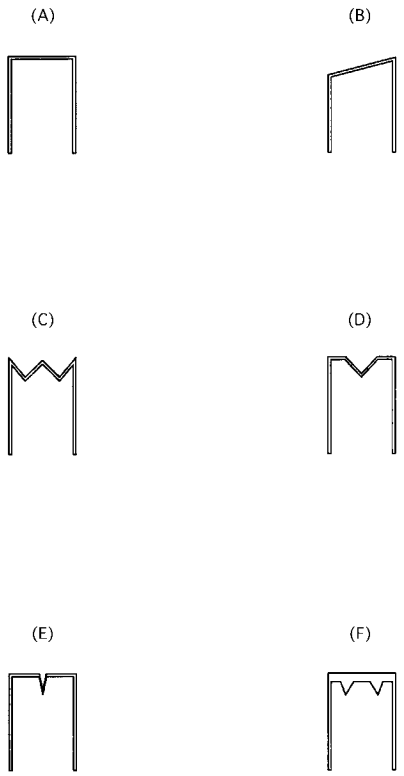
【図２０】



【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、４５０４０ オハイオ州、メイソン、アトリウム・コート ４５９４
(72)発明者 マイケル・クレム
アメリカ合衆国、４５０３９ オハイオ州、メイネスビル、アベイロン・ドライブ １２６２
(72)発明者 クリストファー・ジェイ・ヘス
アメリカ合衆国、４５２０６ オハイオ州、シンシナティ、イー・マクミラン １７０４

Ｆターム(参考) 4C060 FF19 KK03 KK06 KK09
4C061 AA01 AA04 GG15 HH21 HH57 JJ06

【外国語明細書】
2005103268000001.pdf