

(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2004-261582

(P2004-261582A)

(43) 公開日 平成16年9月24日(2004.9.24)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 18/12

A61B 1/00

F I

A61B 17/39

31O

A61B 1/00

334D

A61B 17/39

32O

テーマコード (参考)

4C060

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L 外国語出願 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2003-325031 (P2003-325031)

(22) 出願日 平成15年9月17日 (2003.9.17)

(31) 優先権主張番号 246056

(32) 優先日 平成14年9月18日 (2002.9.18)

(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

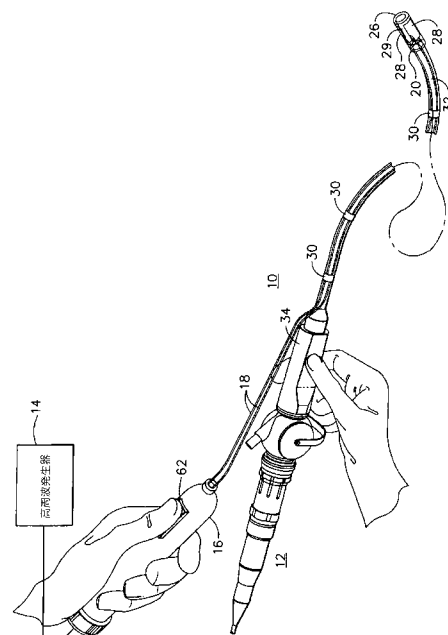
(54) 【発明の名称】 イメージセンサを備えた内視鏡アブレーションシステム

(57) 【要約】

【課題】 食道の病変組織を治療するための改良された内視鏡アブレーションシステムを提供する。

【解決手段】 複数の電極、隣接する電極間の観察窓、照明要素、及びイメージセンサを含み得る組織アブレーションシステムを提供する。イメージセンサには、CMOSデバイスを用いることができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡アブレーション装置であって、
少なくとも 2 つの電極と、
隣接する前記電極間に位置する観察窓と、
前記装置に配置されたイメージセンサとを含み、前記観察窓が前記イメージセンサの視野内であることを特徴とする内視鏡アブレーション装置。

【請求項 2】

内視鏡アブレーションシステムであって、
体腔内に挿入するように適合された細長い可撓性部材と、
前記可撓性部材の先端部に配置されたアブレーションキャップと
観察窓を含む視野を有するように配置されたイメージセンサとを含み、
前記アブレーションキャップが、前記アブレーションキャップの外面に配置された少なくとも 2 つの電極と、前記電極間に配置された前記観察窓と、前記観察窓を介して組織を観察できるように前記組織を照明するように前記アブレーションキャップ内に配置された少なくとも 1 つの照明装置とを含むことを特徴とする内視鏡アブレーションシステム。

【請求項 3】

使い捨て内視鏡アブレーション装置であって、
体内に挿入するように適合された可撓性部材と、
少なくとも 2 つの電極、及びそれらの 2 つの電極間に配置された観察窓を備えた、前記可撓性部材の先端部に配置されたアブレーションキャップと、
少なくとも 1 つの照明要素と、
イメージセンサとを含むことを特徴とする使い捨て内視鏡アブレーション装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本願は、2002 年 3 月 25 日出願の米国特許出願第 10 / 105,722 号の一部継続出願である。

【0002】

本発明は内視鏡アブレーションシステムに関し、特にイメージセンサを備えた内視鏡アブレーションシステムに関する。

【背景技術】**【0003】**

世界中で相当数の人が、重度の胸焼けに関連する胃食道逆流疾患（GERD）を患っている。少なくとも週に 1 回胸焼けがある人は、その生涯で食道癌のリスクが高いと報告されている。治療しないで放置すると、慢性胃食道逆流疾患により、食道の内膜が鱗状粘膜（squamous mucosa）から円柱状粘膜（columnar mucosa）に変化することがある。この円柱状粘膜は、腸上皮化生即ちバレット食道を含む場合がある。治療しないで放置すると、バレット食道が食道癌を引き起こす場合がある。食道癌の一般的な外科処置は食道切除術（食道の除去）である。

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

従って、科学者及び技術者が、食道の病変組織を治療するための改良された医療器具を求めている。

【課題を解決するための手段】**【0005】**

一実施形態では、本発明は、内視鏡アブレーション装置を提供する。この内視鏡アブレーション装置は、少なくとも 2 つの電極と、隣接するそれらの電極間に配置された観察窓と、観察窓がイメージセンサの視野内に入るように装置に配置されたイメージセンサとを

10

20

30

40

50

含む。電極、観察窓、及び少なくとも１つの照明装置をアブレーションキャップ上に配置することができ、このアブレーションキャップは、食道などの体腔内に挿入するように適合された可撓性シャフト等の可撓性部材の先端部に配置することができる。

【０００６】

一実施形態では、電極は、約１～２００、より具体的には約１５～約３５の範囲のアブレーション指数Ｉを提供する。イメージセンサには、ＣＭＯＳデバイスを用いることができる。可撓性部材内を流れる気体或いは液体の流れを制限するために、バルブを配置することができる。可撓性部材、電極、及びイメージセンサは予め滅菌されたすぐに使用できる形態にパッケージ化された使い捨てユニットの形態にすることができる。

【発明の効果】

10

【０００７】

食道の病変組織を治療するための改良された内視鏡アブレーションシステムが提供される。

【発明を実施するための最良の形態】

【０００８】

本発明の新規の特徴は、添付の特許請求の範囲に詳細に記載されている。しかしながら、本発明の構成や手術の方法、並びに本発明の更なる目的及び利点は、添付の図面を用いた以下の詳細な説明から十分に理解できよう。

【０００９】

図１を参照すると、本発明に従った内視鏡アブレーションシステム１０が示されている。内視鏡アブレーションシステム１０は、オリンパス社（Olympus Corporation）が販売するＧＩＦ－１００モデル等の軟性内視鏡１２（単に内視鏡１２とも記載する）に取り付けられている。軟性内視鏡１２は、内視鏡ハンドル３４及び可撓性シャフト３２を含む。内視鏡アブレーションシステム１０は通常、アブレーションキャップ２０、複数の導線１８、スイッチ６２を備えたハンドピース１６、及び高周波発生器１４を含む。アブレーションキャップ２０は、複数のクリップ３０を用いて可撓性シャフト３２に取り付けられた導線１８及び可撓性シャフト３２の先端部を受容する。アブレーションキャップ２０は、硬質支持部材２６、複数の電極２８、及び電極２８間に配置された観察窓２９を含む。この実施形態では、硬質支持部材２６は、ポリカーボネート等の透明な材料から形成され、観察窓２９は、電極２８間の硬質支持部材２６の一部である。ハンドピース１６のスイッチ６２を手動で操作して、電極１８を高周波発生器１４に対して接続したり切断することができる。別法では、スイッチ６２は、例えばフットスイッチ（図示せず）等に取り付けることができる。

20

30

【００１０】

高周波発生器１４は、エルベ社（Erbe, GmbH）が販売するモデル番号ＩＣＣ３５０を含む市販されている多数のモデルの１つである従来の二極性／単極性電気外科用発生器である。本発明に、二極モード或いは単極モードの何れかを用いることができる。アブレーションキャップ２０上に２つの電極１８を備えた二極モードを用いる場合は、一方の電極が二極の内の方の極性に電氣的に接続され、他方の電極は二極の他方の極性に電氣的に接続される。３つ以上の電極１８を用いる場合は、電極１８の極性は、全ての２つの隣接する電極が異なった極性を有するように交互にする。

40

【００１１】

２つ以上の電極１８を備えた単極モードを用いる場合は、患者に対する接地パッドを必要としない。なぜなら、単極モードの場合、発生器は通常、患者に対する接地パッドの接続を検出すると作動するように構成されているため、患者に対する接地パッドの接続を模したインピーダンス回路を提供するのが有効である。従って、本発明の装置が接地パッドを用いない単極モードで用いられる場合、当業者がインピーダンス回路を作成して、このインピーダンス回路を、１本の導線１８に電氣的に直列に接続することができる。導線１８は、別の方法では単極電気外科手術中に患者に取り付けられる接地パッドと共に用いられる。インピーダンス回路を用いることにより、患者に取り付けられる接地パッドを用い

50

ることなく単極モードで発生器を使用することができる。

【0012】

本発明の内視鏡アブレーションシステム10を作動させるために必要な最適な出力レベルは、約10ワット～50ワットの範囲であるが、内視鏡アブレーションシステム10はそれよりも高い或いは低い出力レベルでも機能する。

【0013】

図2は、図1に示されている内視鏡アブレーションシステム10のアブレーションキャップ20の拡大図である。可撓性シャフト32の先端部がアブレーションキャップ20に嵌合している。電極28が、硬質支持部材26の外面に配置されている。この支持部材26は、この実施形態では円筒状である。硬質支持部材26はまた、外周断面の少なくとも一部が弧状ではない形状を含む別の円筒状にしてもよい。例えば、硬質支持部材26がD型の断面を有し、電極28がD型の平坦な部分に配置される。導線18は、互いに電氣的に絶縁されており、電極28等に対する電気接続以外の部分は被覆されている。軟性内視鏡12の可撓性シャフト32の先端部は、光源40、映像用ポート38、及び動作チャネル36を含む。映像用ポート38は、術者がディスプレイモニター（図示せず）でイメージを見ることができるよう、軟性内視鏡12内のCCDカメラ等の光学装置にその視野内のイメージを送る。図2に示されている実施形態では、可撓性シャフト32の先端部が電極28及び観察窓29に近接しているため、術者が観察窓29により電極28間の組織を見ることができる。

10

【0014】

図3を参照すると、電極28の特定の実施形態の幾何学的関係が示されている。この実施形態では、幅が「w」、長さが「L」の2つの矩形電極28が、距離「d」によって離隔された平行な隣接した縁8を有する。この幾何学的関係を用いて、後述するようなアブレーション可能な位置、大きさ、形状、及び深さに対して所定の重要性を有するアブレーション指数を計算することができる。観察窓29（例えば図2）は、電極28間の $d \times L$ の矩形の面積によって概ね画定される。

20

【0015】

図4は、人の食道42の下端部及び胃54の上側部分の断面図である。食道42は、粘膜層46、筋肉層44、及び病変組織48の領域を有する。食道42の粘膜層46と胃54の胃粘膜50との境界は胃-食道接合部52であり、概ね下部食道括約筋（LES）の位置である。LESにより食物が胃54に進入でき、一方で胃54の内容物が食道42の下側に逆流して粘膜層46を傷つけるのが防止される。病変組織48は、慢性逆流を治療しないで放置した場合に発生し得る。病変組織48が、パレット食道の初期段階である腸上皮化生である場合がある。図4から分かるように、食道は比較的弛緩しており、表面に様々な皺及び凹凸がある。

30

【0016】

図5を参照すると、下部食道42の病変組織48を治療するために使用される内視鏡アブレーションシステム10が例示されている。術者は、治療する病変組織48が観察窓29の下側にくるように、内視鏡の映像を利用してアブレーションキャップ20を配置する。

40

【0017】

図6は、本発明に従った内視鏡アブレーションシステム10を用いて治療された組織を示す下部食道42の断面図である。図6では、治療された組織56の大きさ及び形状は、観察窓29の大きさ及び形状に実質的に一致する。

【0018】

術者は、図1及び図5に示されている本発明の内視鏡アブレーションシステム10の実施形態を用いて以下に説明するように病変組織48を治療することができる。術者は、内視鏡12の可撓性シャフト32を口から下部食道42に挿入する。術者がアブレーションキャップ26を介した内視鏡による映像を用いて、治療する病変組織48に近接して電極28を配置する時に、硬質支持部材26により下部食道42を開いた状態に維持する。硬

50

質支持部材 26 は、弛緩した下部食道 42 の一部を開いて支持し、治療する組織が電極 28 及び観察窓 29 に密着するようにする。窓 29 を介して視認しながら、術者はスイッチ 62 を操作して、導線 18 により電極 28 を高周波発生器 14 に電氣的に接続する。次に、観察窓 29 に位置する病変組織に電流を流す。術者が、観察窓 29 における組織の十分なアブレーションを確認したら、スイッチ 62 を操作してアブレーションを停止する。次に術者は、組織を治療するために電極を再び配置してもよいし、軟性内視鏡 12 と共にアブレーションキャップ 26 を引き戻してもよい。図 6 に例示されているように、治療された組織 56 は観察窓 29 の幅及び長さを実質的に同じである。

【0019】

図 7 を参照すると、内視鏡アブレーションシステム 10 の別の実施形態が示されている。この内視鏡アブレーションシステム 10 は通常、アブレーションキャップ 20、シース 63、一对の導線 18、スイッチ 62 を備えたハンドピース 16、及び高周波発生器 14 を含む。術者は、シース 63 に接続された回動ノブ 58 を操作して、軟性内視鏡 12 の可撓性シャフト 32 に対してアブレーションキャップ 20 を回動させることができる。アブレーションキャップ 20 は、硬質支持部材 26、少なくとも 2 つの電極 28、及び少なくとも 1 つの観察窓 29（隣接する一对の電極間に位置する）を含む。シース 63 は、外側チューブ 64 に覆われた回動チューブ 22 を含む。アブレーションキャップ 20 は、シース 63 の先端部に直接取り付けられている。回動チューブ 22 は、例えば波形ポリエチレンチューブ材料等の材料から形成することができ、従来の軟性内視鏡をスライド式に受容する。外側チューブ 64 は、ポリオレフィン等の感熱収縮チューブ材料から形成するのが好ましい。導線 18 は、外側チューブ 64 を取り付け付けて収縮させる前に、回動チューブ 22 の周りに螺旋状に巻かれるため、巻かれた状態に維持される。図 7 に示されている実施形態では、例えばダックビルバルブ等を用いることができるバルブ 60（テーパ状エンドカバーとも呼ぶ）が、硬質支持部材 26 の先端部に接続されている。バルブ 60 を用いることにより、術者が軟性内視鏡 12 の先端部を硬質支持部材 26 の先端部を越えて延在させて、特に挿管法を実施している際に組織構造の映像を改善することができる。術者はまた、軟性内視鏡 12 の先端部を硬質支持部材 26 内に格納して観察窓 29 及び電極 28 を視認することができ、その一方で、硬質支持部材 26 に体液が侵入してその体液が軟性内視鏡 12 と接触して映像が悪化するのを防止する。

【0020】

当業者であれば、特に関連する医療処置及び解剖学的構造に適合された、バルブ 60 の様々な代替の実施形態を想像できるであろう。例えば、本発明の代替の実施形態では、バルブ 60 の先端部を更にテーパ状に細くして、食道内に挿入し易くすることができる。バルブ 60 は更に、食道内への挿管法を実施している際に医師がバルブ 60 を介して映像化できるように透明にし、その一方で軟性内視鏡 12 の先端部に体液が接触するのを防止することができる。

【0021】

図 8 は、図 7 の内視鏡アブレーションシステム 10 の長手方向の軸に沿って見た断面図である。可撓性シャフト 32 の先端部は、内視鏡アブレーションシステム 10 の回動チューブ 22 の内側にある。一对の導線 18 が、回動ノブ 58 の歪みリリース 66 を通って、外側チューブ 64 と回動チューブ 22 との間に延在する。それぞれの導線 18 は、アブレーションキャップ 20 上の 1 つの電極 28 に電氣的に接続されている。回動チューブ 22 により、回動ノブ 58 とアブレーションキャップ 20 とが回動可能に接続されているため、たとえ食道内に挿入した後であっても、回動ノブ 58 を遠隔操作して術者が電極 28 の向きを回動させることができる。可撓性シャフト 32 の先端部が、シース 63 の先端部からアブレーションキャップ 20 内に延びて電極 28 に近接している。電極 28 間の観察窓 29 が、軟性内視鏡 12 の視野内にあるため、術者が電極 18 間に位置する組織をディスプレイモニターで視認することができる。バルブ 60 が、アブレーションキャップ 20 の先端部から延びており、これによりアブレーションキャップ 20 に組織や体液が侵入するのが防止される。

【 0 0 2 2 】

図 9 は、図 8 の内視鏡アブレーションシステム 10 のアブレーションキャップ 20 の線 9 - 9 に沿って見た断面図である。各導線 18 が各電極 28 にそれぞれ接続され、硬質支持部材 26 の電極 28 間の部分が観察窓 29 を画定している。回動チューブ 22 が可撓性シャフト 32 を保持している。回動チューブ 22 の内径は、軟性内視鏡 12 の外径よりも大きいため、軟性内視鏡 12 を静止した状態に保持したまま、回動チューブ 22 を回動させることができる。またこの逆の操作も可能である。この実施形態では、観察窓 29 を形成する硬質支持部材 26 の少なくとも一部が透明であり、術者が内視鏡で電極 28 間の組織を見ることができる。軟性内視鏡 12 は、光源 40、映像用ポート 38、及び動作チャネル 36 を含む。

10

【 0 0 2 3 】

図 10 は、図 8 の内視鏡アブレーションシステム 10 の回動チューブ 22 の線 10 - 10 に沿って見た断面図である。外側チューブ 64 が回動チューブ 22 に取り付けられ、既に説明したように導線 18 が保持されている。軟性内視鏡 12 の光源 40、映像用ポート 38、及び動作チャネル 36 が示されている。

【 0 0 2 4 】

図 11 を参照すると、本発明に従った内視鏡アブレーションシステム 10 の更なる実施形態が示されている。可撓性アブレーションキャップ 24 が、可撓性支持部材 68、及び電極スレッド 70 に取り付けられた少なくとも 2 つの電極 28 を含む。この電極スレッド 70 は、スレッドハウジング 76 内に受容される或いはスレッドハウジング 76 から延出する。可撓性アブレーションキャップ 24 が、可撓性シャフト 32 の先端部に取り付けられている。前記した実施形態と同様に、導線 18 が電極 28 に電氣的に接続されている。この導線 18 は、複数のクリップ 30 によって可撓性シャフト 32 に取り付けることができる。また、ハンドピース 16 のスイッチ 62 により、導線 18 が高周波発生器 14 を電氣的に接続される。

20

【 0 0 2 5 】

図 12 は、電極スレッド 70 が十分に延出した、図 11 に例示された内視鏡アブレーションシステム 10 の可撓性アブレーションキャップ 24 の拡大図である。スレッドハウジング 76 は、柔らかくて柔軟なパウチ状の容器であり、術者が内視鏡アブレーションシステム 10 を食道内に挿入する時に粘膜を傷付けないようにするために P T F E 等の材料から形成することができる。スレッドハウジング 76 及び可撓性支持部材 68 は単体として成形することができる。電極スレッド 70 は、例えばポリカーボネート等の透明な硬質材料から形成することができる。図 12 に示されているように、電極スレッド 70 は、2 つの電極 28、観察窓 29、および 2 本の銅線 18 を含む。少なくとも電極スレッド 70 の観察窓 29 を形成する部分は、術者が電極 28 間の組織を内視鏡で見ることができるよう透明である。可撓性支持部材 68 は、電極スレッド 70 を受容するように適合されたスレッドガイド 78 を含む。延出した位置にスレッド 70 を延出させると、可撓性支持部材 68 が補強され、アブレーションに好適である。スレッド 70 を格納した位置に戻すと、可撓性支持部材 68 が曲がるようになり、挿管に好適である。駆動ケーブル 74 が導線 18 を保持し、スレッドハウジング 76 内を基端方向に延びてスリーブ 72 内に至っている。スリーブ 72 は、固定クリップ 31 によって可撓性シャフト 32 に取り付けられている。従って、駆動ケーブル 74 を延ばすと電極スレッド 70 が先端側に移動し、駆動ケーブル 74 を引き戻すと電極スレッド 70 がスレッドハウジング 76 内に基端側に移動する。

30

40

【 0 0 2 6 】

図 13 を参照すると、電極スレッド 70 がスレッドハウジング 76 内に引き戻されて格納された位置にある、図 11 の内視鏡アブレーションシステム 10 の可撓性アブレーションキャップ 24 が示されている。

【 0 0 2 7 】

図 14 ~ 図 16 は、図 11 に例示された可撓性アブレーションキャップ 24 の別の図面である。図 14 は、電極スレッド 70 が延出した位置にある可撓性アブレーションキャップ

50

ブ 2 4 の平面図である。図 1 5 は、電極スレッド 7 0 が延出した位置にある可撓性アブレーションキャップ 2 4 の側面図である。図 1 4 及び図 1 5 では、電極スレッド 7 0 は、電極 2 8、観察窓 2 9、及び電極 2 8 に接続された導線 1 8 を含む。可撓性支持部材 6 8 はスレッドガイド 7 8 を含む。導線 1 8 を受容する駆動ケーブル 7 4 は、スレッドハウジング 7 6 内に受容されており、基端方向に延びてスリーブ 7 2 内に至っている。図 1 6 は、図 1 1 に例示された内視鏡アブレーションシステム 1 0 の可撓性アブレーションキャップ 2 4 の端面図である。図 1 6 は、スレッドガイド 7 8 の構造、並びにスレッドガイド 7 8 と電極スレッド 7 0 の係合を例示している。

【 0 0 2 8 】

図 1 7 は、内視鏡ハンドル 3 4 を備えた内視鏡 1 2 と共に用いる内視鏡アブレーションシステム 1 0 の更なる実施形態を例示する図である。内視鏡アブレーションシステム 1 0 は通常、回動ノブ 5 8、シース 6 3、アブレーションキャップ 8 2、及びテーパー状エンドカバー 8 4 を含む。アブレーションキャップ 8 2 は更に、アブレーションキャップ開口 8 6 を含む。この実施形態では、導線 1 8 がシース 6 3 の外側に螺旋状に巻かれ、少なくとも 1 つのクリップ 3 0 によってシース 6 3 に固定されている。内視鏡アブレーションシステム 1 0 は更に、アクチュエータ 9 0 及びタイマ 9 1 を含む。アブレーションキャップ 8 2 上の複数の電極 2 8 (この図面では隠れている) が、一対の導線 1 8 によってアクチュエータ 9 0 に電氣的に接続されている。術者はアクチュエータ 9 0 を手動で操作して、タイマ 9 1 により、電極 2 8 が高周波発生器 1 4 に電氣的に所定時間接続されるようにできる。次に術者は、制御スイッチ 9 2 (高周波発生器では一般的な足踏み式制御スイッチとすることができ) を操作して、高周波発生器 1 4 を作動させる。高周波発生器 1 4 が作動すると、タイマ 9 1 により高周波発生器 1 4 が電極 2 8 に自動的に所定時間接続される。ここに記載した内視鏡アブレーションシステムの実施形態の場合は、好適な所定時間の長さは、約 0 . 1 秒から 1 0 秒の範囲であり、好ましくは約 1 秒である。しかしながら、所定の時間の長さは、電極のジオメトリ、高周波発生器に用いられる出力レベル、治療する組織の種類、及びその他の因子によって様々である。タイマ 9 1 は、制御スイッチ 9 2 を備えた高周波発生器 1 4 の出力に電氣的に直列に接続された従来のタイマ回路を含む。術者が制御スイッチ 9 2 を作動させると、高周波発生器 1 4 からの電流により、タイマ 9 1 の内部で二次電流が誘導される。この二次電流によりタイマ 9 1 のタイマ回路が瞬時に作動し、これによりタイマ 9 1 の内部のリレーによって高周波発生器 1 4 の出力が電極 2 8 に接続される。所定時間が経過すると、リレーが自動的に回路が閉止し、高周波発生器 1 4 が電極 2 8 から電氣的に切断される。従って、組織のアブレーションを開始するために電極 2 8 にエネルギーを加える時は術者が制御し、アブレーションの停止をする時は、たとえ術者が制御スイッチ 9 2 を作動させていてもタイマ 9 1 が制御する。タイマ 9 1 により、観察窓における病変組織のアブレーションを確実に終了でき、高周波エネルギーの印加に関連する術者のエラーの可能性を大幅に低減することができる。

【 0 0 2 9 】

図 1 7 のタイマ 9 1 及びアクチュエータ 9 0 は、図 1 のハンドル 1 6 及びスイッチ 1 6 によく似たスイッチを備えたハンドルとして設けることができる。別法では、タイマ 9 1 及びアクチュエータ 9 0 は、高周波発生器 1 4 及び制御スイッチ 9 2 に組み合わせて、ケーブルトップユニット (図示せず) に組み込んでもよいし、また、当業者に明らかな様々な方法で電氣的にパッケージ化してもよい。アクチュエータ 9 0、タイマ 9 1、高周波発生器 1 4、及び制御スイッチ 9 2 は、内視鏡アブレーションシステム 1 0 の再使用可能な部分を構成し得る。導線 1 8、シース 6 3、回動ノブ 5 8、及びアブレーションキャップ 8 2 を含む残りの部分は、例えば 1 回使用した後に廃棄することができる比較的低コストの滅菌装置として用意することができる。

【 0 0 3 0 】

図 1 8 ~ 図 2 0 は、図 1 7 に示されている内視鏡アブレーションシステム 1 0 の先端部の断面図であって、電極 2 8 の代替位置を例示している。図 1 8 ~ 図 2 0 は、可撓性カップリング 8 8 の基端部に挿入されたシース 6 3 の先端部を示す。このシース 6 3 の先端部

は、シース 63 の周りを強く圧迫するリング 94 及び可撓性カップリング 88 の基端部によって取り付けられている。可撓性カップリング 88 の先端部の内側に設けられた複数の環状の突出部 96 が、アブレーションキャップ 82 の硬質支持部材 26 の基端部に設けられた同様の複数の環状の溝 98 に係合して、可撓性カップリング 88 の先端部が、硬質支持部材 26 の基端部に取り付けられている。可撓性カップリング 88 は、シリコンゴム等の可撓性チューブ材料から形成され、アブレーションキャップ 82 に対してシース 63 を弱い力で曲げることができ、これによりアブレーションキャップ 82 を患者の食道内に容易に挿入することができる。硬質支持部材 26 の先端部は、テーパ状エンドカバー 84 の基端部の内側に設けられた複数の環状突出部 97 を保持するための複数の環状溝 99 を含む。テーパ状エンドカバー 84 は、一般に柔軟な押出しチューブ材料に用いられる透明 10
或いは薄い色のポリウレタン等の透明な柔軟な材料から形成される。テーパ状エンドカバー 84 は更に細長い先端部 104 を含み、これにより術者がアブレーションキャップ 82 を食道内に容易に挿入することができる。

【0031】

テーパ状エンドカバー 84 は、図 18 に示されているように内視鏡 12 の先端部をテーパ状エンドカバー 84 の内部に部分的に配置することができるように中空である。これにより、術者が食道の内部を視認することができ、かつ観察を妨げ得る組織構造や体液から内視鏡 12 の先端部が保護される。テーパ状エンドカバー 84 は、内視鏡を挿入する前に食道を拡張するべく、内視鏡術者が一般に用いるブジーチューブ (bougie tube) のような形状である。テーパ状エンドカバー 84 の先端部 104 は、アブレーションキャップ 82 を食道内に配置し易くするために、術者がアブレーションキャップ 82 及びシース 63
20 内をガイドワイヤを通せるようにチャンネル 102 を含む。

【0032】

図 18 ~ 図 20 に示されているように、電極 28 は、アブレーションキャップ 82 の様々な位置に設けることができる。図 18 では、電極 28 は、テーパ状エンドカバー 84 の先端部 104 近傍の外面上に取り付けられている。図 18 に示されているように、電極 28 は、内視鏡 12 の先端部の直径よりも小さな断面直径を有するテーパ状エンドカバー 84 の部分に配置されている。図 19 に示されているように、電極 28 はまた、図 1 及び図 7
30 に示されている実施形態と同様に硬質支持部材 26 に取り付けることができる。図 19 に示されている 1 本の導線 18 の一部を、はんだ及び / または圧縮接続によって 1 つの電極 28 に電氣的に接続することができ。(導線 18 は、図 18 及び図 22 には示されていない)。図 20 では、電極 28 は、一部が硬質支持部材 26 に配置され、残りの部分がテーパ状エンドカバー 84 に配置されている。図 18 - 図 20 の例に示されているように、電極 28 は様々な大きさ及び形状にすることができ、更にアブレーションキャップ 82 の様々な位置に設けることができるが、所望のアブレーションの質を達成するために、図 3 を用いて説明した幾何学的関係に従うのが重要である。

【0033】

再び図 18 ~ 図 20 を参照すると、硬質支持部材 26 はまた、側面開口 86 を含む。図示されている例では、側面開口 86 は矩形であって、可撓性カップリング 88 の先端部とテーパ状エンドカバー 84 の基端部との間に位置する。図 19 及び図 20 に示されている 40
例では、側面開口 86 は、電極 26 の反対側の硬質支持部材の側面に設けられている。側面開口 86 により、内視鏡 12 の動作チャンネルを介して送られる器具を用いて、アブレーションキャップ 82 に隣接した組織構造にアクセスすることができる。更に、側面開口 86 により、内視鏡 12 (通常は吸引チャンネル及び洗浄チャンネルを含む) とアブレーションキャップ 86 の周りの食道の内部との連通が可能となる。従って、術者は、アブレーションを行う組織に近接して電極 28 を配置し、内視鏡 12 に設けられた吸引ポートで吸引を行うことができる。真空下では食道の内腔の大きさが縮小するため、食道がアブレーションキャップ 82 の周りに収縮し、これにより組織が電極 28 及び観察窓 29 に密着する。従って、電極を均一に接触させて均一なアブレーションができ、処置中に、観察窓による治療する組織の内視鏡観察が改善される。

【 0 0 3 4 】

図 2 1 は、図 1 7 に示されている内視鏡アブレーションシステム 1 0 のシース 6 3 の基端部、回動ノブ 5 8、及び導線 1 8 の断面図である。回動ノブ 5 8 は、生体適合性ゴム等の柔軟な材料から成形される。回動ノブ 5 8 の基端部は、内視鏡 1 2 (図示せず) の挿入のために用いる穴 1 1 1 を備えた基端シール 1 1 0 を含む。基端シール 1 1 0 の先端側のシース内部及びアブレーションキャップ 8 2 内部が、食道の内部及び軟性内視鏡 1 2 の吸引手段と連通したエンクロージャーを画定する。基端シール 1 1 0 により、患者の外側の空気とシース 6 3 内部及びアブレーションキャップ 8 2 の内部との連通が遮断される。従って、図 1 8 ~ 図 2 0 を用いて説明した、内視鏡 1 2 に設けられた吸引チャンネルを用いる技術を利用して、食道の内部を吸引し、食道の内部を電極 2 8 及び観察窓 2 9 と密着させることができる。またシール 1 1 0 により、シース 6 3 により体液が吸引されても、その体液は内視鏡 1 2 の外側には流出しない。回動ノブ 5 8 はまた、シース 6 3 の回動チューブ 2 2 の基端部が嵌合する先端側円筒状延長部 5 7 を含む。外側チューブ 6 4 が、回動ノブ 5 8 の先端側円筒状延長部 5 7 に取り付けられた部分を含む、シース 6 3 の全長に亘って受容する。回動チューブ 2 2 は、波形ポリエチレンチューブ材料を含む様々な柔軟なチューブ材料から形成することができる。外側チューブ 6 4 は、取り付け中に加熱することにより回動チューブ 2 2 上に収縮包装できるポリオレフィンから形成するのが好ましい。図 2 1 では、導線 1 8 がシース 6 3 の外側に巻き付けられている。導線 1 8 はまた、シース 6 3 の外側が比較的平滑で食道内に挿入し易いように、回動チューブ 2 2 と外側チューブ 6 4 との間に配置することもできる。回動ノブ 5 8 はまた、操作を容易にする複数のグリップ突出部を含む。

【 0 0 3 5 】

図 2 2 は、患者の食道 4 1 に部分的に挿入された図 1 7 の内視鏡アブレーションシステム 1 0 の先端部分を示す。アブレーションを実施する組織に近接して配置するべく術者がアブレーションキャップ 8 2 をゆっくり挿入する際、テーパ状エンドカバー 8 4 が食道 4 1 を拡張する。図示されているように可撓性カップリング 8 8 が曲がり、挿入に必要な力を低減し、患者の外傷 (及び術後の痛み) を最小に抑えることができる。

【 0 0 3 6 】

図 2 3 は、内視鏡アブレーションシステム 1 0 の更なる実施形態の先端部の断面図である。図 2 3 は、シース 6 3、複数の電極 2 8、図 1 9 に示されたような可撓性カップリング 8 8 を含むアブレーションキャップ 1 1 6 内に挿入された内視鏡 1 2 を示す。しかしながら、図 2 3 に示されている実施形態は、硬質支持部材 2 6 の先端部に取り付けられた開口端ピース 1 1 4 (テーパ状エンドカバーとも呼ぶ) を含む。開口端ピース 1 1 4 は、図 1 7 のテーパ状エンドカバー 8 4 に類似しているが、長手方向の軸に対して垂直に先端部が切断されている。開口端ピース 1 1 4 の残りのテーパ部分により、食道内に挿入するのが容易であり、食道壁の体液がアブレーションキャップ 1 1 6 内に集まるのが実質的に防止される。開口端ピース 1 1 4 は、シリコンゴム等の柔軟な材料から形成されるのが好ましい。術者は、アブレーションキャップ 1 1 6 を食道内に挿管している際の内視鏡観察を容易にするために、内視鏡 1 2 の先端部を開口端ピース 1 1 4 内に延ばすことができる。術者は、図 2 3 に示されているように格納された位置に内視鏡 1 2 を戻して、隣接する電極 2 8 間に位置する観察窓 (図示せず) を介して組織を観察してアブレーションの進行を監視できる。

【 0 0 3 7 】

再び図 3 を参照すると、硬質支持部材 2 6 に取り付けられた時の電極 2 8 の大きさ、形状、及び相対位置が示されている。電極間の領域が観察窓を画成する。本発明に従った内視鏡アブレーションシステムでは、電極 2 8 の大きさ、形状、及び相対位置は、アブレーション指数 I によって確立される。アブレーション指数は、式 (1) : $I = P / d$ で表わすことができる。ここで、P は電極 2 8 の外周であり、d は電極 2 8 の隣接する縁 8 との間の距離である。図 3 に例示された本発明の実施形態では、アブレーション指数 I は、式 (2) : $I = 2 (w + L) / d$ と表わすことができる。ここで、w は電極 2 8 の幅であり

、Lは電極28の長さである。

【0038】

図3に例示されている電極は矩形であるが、式(1)に従ったアブレーション指数Iを有するその他の形状も、本発明に用いるのに適している。但し、dは実質的に一定、即ち電極の隣接する縁同士が実質的に互いに平行であることが条件である。本発明に従った内視鏡アブレーションシステムでは、アブレーション指数Iは約1～約200の範囲とすることができ、より具体的には図24のグラフの領域「A」によって示されるように約15～35の範囲である。図24のグラフは、様々な異なった条件における様々な異なった電極のジオメトリから得たデータに基づいている。アブレーションの質は、主に得られたアブレーションの面積、深さ、及び色に基づいた1～10の範囲の主観的評価(subjective rating)である。領域Aは、アブレーションの質が1～10のスケールで5以上(平均主観的評価)の場合のアブレーション指数Iを示す。場合によっては、術者は、図24の領域「B」によって示されているようにアブレーション指数を $20 < I < 28$ に維持するのが望ましいであろう。製造、治療する組織の種類、及び医師の嗜好等に関連する実用的な考察は、電極のジオメトリの決定及びアブレーション指数の選択において重要となる。初めのアブレーションを観察窓の下側の組織に実質的に制限して医師によるアブレーションプロセスの制御が可能となる電極の構成を、アブレーション指数を用いて決定することができる。手術に用いる場合、本発明に従った内視鏡アブレーション装置は、所定の範囲内のアブレーション指数を有する電極を含む。このような内視鏡アブレーション器具は、電極間に電位が確立されると(即ち、電極が作動すると)、組織のアブレーションが始まる。しかしながら、初めのアブレーションプロセスでは、電極の下側の組織の殆ど或いは全くアブレーションされず、治療した組織内の熱プロファイルは、電極の縁において実質的に垂直な壁部を有する。更に、電極間を流れる電流の密度が観察窓の下側の組織において極めて高く、治療領域内の組織のアブレーションが加速され、医師が治療領域を正確に制御することができ、健康な組織のアブレーションを制限することができる。更に術者は、観察窓を通して治療する領域の全てを視認することができるため、組織がアブレーションされる程度を正確に制御することができる。術者は、アブレーション窓がアブレーションされた組織で完全に満たされるのを確認して、治療された組織が十分にアブレーションされたかどうかを視覚的に決定することができる。アブレーションされた組織がアブレーション窓全体を満たすと、粘膜が治療した領域に亘って所定の深さで一定にアブレーションされている。アブレーションの実際の深さは、出力を含む様々な変数の関数である。約1mm～2mmの均一なアブレーション深さは、アブレーション窓の治療した組織の色をガイドとして用いて常に達成することができる。1mm～2mmのアブレーション深さは、粘膜における異常な組織を十分にアブレーションでき、その下側の健康な組織を著しく傷つけることがない。

【0039】

図25は、アブレーションキャップ152、制御ユニット150、及び高周波発生器14を含む内視鏡アブレーション9を示す図である。アブレーションキャップ152は、それぞれが制御ユニット150に電氣的に接続された複数の電極156を含む。この実施形態では、電極E1 - 電極E10が複数の電極156を構成し、従来のプリント回路製造技術を用いて、透明なポリアセテート或いはMylarフィルム等の材料から形成される透明な基板158上にプリントすることができる。透明な基板158は、例えば、米国ニュージャージー州ニューブランズウィックに所在のNorland Products社から入手可能なUV硬化光学接着剤No. NOA 68等を用いて硬質支持部材154に接着される。また、複数の電極リード160が基板158上にプリントされ、制御ユニット150に電氣的に接続するべく、絶縁導線(図示せず)に電氣的に接続するためにはんだパッド(図示せず)まで延びている。硬質支持部材154は、図2に示されている硬質支持部材26と同一とすることができる。アブレーションキャップ152の基端部は可撓性シャフト32に取り付けられている(図1を参照)。電極リード160及び電極156の一部を、組織から絶縁するために誘電体コーティング或いは収縮包装フィルムで被覆することができる。この

実施形態では、所定のシーケンス及び所定の継続時間に従って制御ユニット150によりそれぞれの電極を個々に作動させることができるように、それぞれの電極に個別に電極リードが設けられている。これにより、電極作動シーケンス及び継続時間を様々に組み合わせることで所望の組織アブレーション効果を得ることができる。1本のリードに2つ以上に電極を接続することも可能である。硬いハウジング部材154がポリカーボネート等の透明な材料から形成されているため、複数の観察窓が電極間の空間に形成され、アブレーション中に内視鏡で組織を視認することができる。

【0040】

図26は、図25の複数の電極156を平坦に見えるように示す。この実施形態では、電極E1 - 電極E10のそれぞれは、長さ「L」及び幅「w」の矩形であって、隣接する電極の平行な縁と縁との距離が「d」である。図3を用いて既に説明したように、アブレーション指数Iが、式(3)： $I = P / D = 2(w + L) / d$ に従って電極156の大きさ、形状、及び相対位置を確立する。ここで、Pは電極156の外周である。

10

【0041】

図26に例示されている電極は形状が矩形であるが、式(3)に従ったアブレーション指数Iを有する他の形状も本発明に適している。但し、条件としてdは実質的に一定である。即ち、電極の隣接する縁同士は、隣接する電極の長さに沿って一定の距離離間すべきである。従って、電極156を曲線状にすることも可能である。先述したように、アブレーション指数Iは、約1～約200の範囲とすることができ、より具体的には図24のグラフの領域「A」によって示されるような約15～約35の範囲である。加えて、電極156全てを、同じ幅、同じ長さ、または同じ電極156間の距離とする必要はない。別の実施形態では、例えば、アブレーション指数は、所望の組織アブレーション効果を得るために隣接する電極の対間で変化する。

20

【0042】

再び図25を参照すると、制御ユニット25は通常、所定のシーケンス及びパターンに従って複数の電極156を作動させるための内部スイッチングネットワークを含む。任意の2つの隣接する電極156が互いに反対の極性を持ち、組織と密着している場合は、これら2つの隣接する電極間の組織はアブレーションされるが、これら2つの隣接する電極156の下側の組織はアブレーションされない。制御ユニット25は、電極156を作動させるためのプログラム可能な多重化システムを含み、当業者が容易に製造することができる。作動のための所定シーケンスの例が以下の表に示されている。ここで、E1 - E10は電極、T1 - T9は時間、(+)は正の極性、(-)は負の極性、空欄は特定の時間エネルギーが加えられなかった電極を示す。

30

【表 1】

	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10
T1	+	-								
T2		+	-							
T3			+	-						
T4				+	-					
T5					+	-				
T6						+	-			
T7							+	-		
T8								+	-	
T9									+	-

10

【表 2】

	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10
T1	-	+	-							
T2		-	+	-						
T3			-	+	-					
T4				-	+	-				
T5					-	+	-			
T6						-	+	-		
T7							-	+	-	
T8								-	+	-
T9									-	+

20

30

【表 3】

	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10
T1	-	+	-							
T2			-	+	-					
T3					-	+	-			
T4							-	+	-	
T5									-	+

40

【表 4】

	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10
T1	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+

【0043】

表 1 では、時間 T 1 で電極 E 1 及び電極 E 2 にエネルギーが加えられ、電極 E 3 - 電極 E 10 にはエネルギーが加えられていない。時間 T 2 では、電極 E 2 及び E 3 にエネルギーが加えられ、電極 E 1 及び電極 E 4 - 電極 E 10 にはエネルギーが加えられない。観察窓の全ての組織がアブレーションされるまで、この動作が繰り返される。それぞれの作動時間は様々にすることができるが、一実施形態では約 1 秒～約 2 秒とすることができる。この要領で順番に電極 156 にエネルギーを加えることにより、高周波発生器 14 に必要なピーク出力を、全ての電極 156 に同時にエネルギーを加える場合よりも大幅に低減することができる。また表 4 に示されているように、全ての電極に同時にエネルギーを加えることができるが、組織がアブレーションされる時に組織のアブレーションを適切な窓で観察できるように、表 1 及び表 2 に示されている逐次的な方法で電極にエネルギーを加えるのが好ましい。

10

【0044】

医師は、図 1～図 5 の内視鏡アブレーションシステム 10 で説明した要領と同じ要領で図 25 に示されている内視鏡アブレーション装置 9 を用いることができるが、大きく異なる点が 1 つある。即ち、内視鏡アブレーションシステム 9 に多数の電極が設けられているため、内視鏡アブレーションシステム 10 に必要な程、体腔内で内視鏡アブレーションシステム 9 を医師が回転させる必要がない。電極 156 が実質的にアブレーションキャップの外周全体に配置される場合、体腔の全周の組織をアブレーションするために、内腔において何れかの方向に電極 156 の幅 w に等しい距離、装置を 1 回、回転させるだけでよい。

20

【0045】

表 2 及び表 3 では、3 つの電極に同時にエネルギーが加えられる。図 26 に 10 個の電極が示されているが、必要に応じてそれ以上或いはそれ以下の電極を設けることができることを理解されたい。

30

【0046】

図 27 は、先端側に取り付けられたイメージセンサ 120 を備えた内視鏡アブレーションシステム 11 の先端部の断面図である。内視鏡アブレーションシステム 11 は、組織の視覚化に軟性内視鏡及び従来のビデオタワー (video tower) を必要としない。内視鏡アブレーションシステム 11 は、可撓性シャフト 138 等の可撓性部材、及び取り外し可能なアブレーションキャップ 146 を用いることができるアブレーションキャップ 146 を含む。内視鏡アブレーションシステム 11 はまた、アブレーションキャップ 146 が可撓性シャフト 136 から取り外すことができないように形成してもよい。可撓性シャフト 138 は、イメージセンサ 120 を備えたセンサハウジング 140 を含む。イメージセンサ 120 は、オムニビジョンテクノロジー社 (Omnivision Technologies, Inc.) (www.ovt.com) から入手可能なモデル番号 OV7910 等の CMOS (相補型金属酸化膜センサ) カメラとすることができる。イメージセンサ 120 は、この実施形態に示されているような対物レンズ 122 を含む得る。イメージセンサ 120 はまた、例えば赤色 LED 照明と共に用いることができるピンホール型 CMOS カメラとしてもよい。可撓性シャフト 138 内を通る CMOS ケーブル 124 は、NTSC 形式或いは PAL 形式のディスプレイモニターに接続するための 1 本のワイヤと、5 VDC 電源に接続するための一対の電気リード線を含む。

40

【0047】

50

再び図 27 を参照されたい。アブレーションキャップ 146 は、ポリカーボネート等の透明なプラスチックから形成された硬質支持部材 154 を含み得る。アブレーションキャップ 146 はまた、図 18 を用いて説明した硬質支持部材 26 と概ね同じ構造とすることができる。硬質支持部材 154 は中空であって、内面 162 及び外面 164 を有する。複数の照明装置 126 が、イメージセンサ 120 の視野を照明するために、内面 162 に表面実装されている。Nichia (www.nichia.co.jp) が販売するモデル番号 NSPW50BS 等の表面実装された白色 LED が照明装置 126 として好適である。照明装置用リード 128 により、照明装置 126 が DC 電源に (図示せず) 電氣的に接続されている。アンビリカルチューブ 134 は、硬質支持部材 154 に取り付けられた先端部を備え、体腔の外側に十分に延びる長さを有している。アンビリカルチューブ 134 は、少なくとも 1 つのクリップ 136 を用いて可撓性シャフト 138 に取り外し可能に取り付けることができる。アンビリカルチューブ 134 は、照明装置用リード 128、複数の両極電極リード 132、真空源 (図示せず) に接続された吸引チューブ 130 を含む。

10

【0048】

図 28 は、図 27 に示されている内視鏡アブレーションシステム 11 の先端部の側面図である。図 28 では、アブレーションキャップ 146 及びアンビリカルチューブ 134 が可撓性シャフト 138 から取り外されており、これによりイメージセンサ 120 を含む気密シールされた清浄可能なタイプの可撓性シャフト 138 の清浄及び再使用が可能となる。アブレーションキャップ 146 及びアンビリカルチューブ 134 は体液を移送し、部品、特に繰り返しの使用で劣化し得る電極 128 を支持するため、1 人の患者のみに使用される使い捨て部品として製造することができる。別法では、可撓性シャフト 138、アブレーションキャップ 146、及びアンビリカルチューブ 134 を含む全組立体が、予め滅菌されたすぐに使用できる形態にパッケージ化された 1 回用の使い捨てユニットとすることができる。

20

【0049】

図 28 に示されている態様は、アブレーションキャップ 146 を可撓性シャフト 138 に取り付け様々な態様の 1 つである。少なくとも 1 つの保持スロット 144 のそれぞれが、可撓性シャフト 138 の先端部に設けられたボス 141 から径方向に突き出た対応するポスト 142 に係合する (2 つの部品を取り付けるこの態様は、一般に「差し込み接合」(bayonet fitting) と呼ばれる)。

30

【0050】

本発明に従った観察窓及びアブレーション指数を有する電極は、例えばエンドカッター (endocutters) 等の他の外科器具に用いることができる。更に、本発明に従ったアブレーション指数を有する電極は、組織接合、電気穿孔、静脈瘤の凝固、及び痔等の他の治療行為に用いることができる。

【0051】

本発明の好適な実施形態を説明してきたが、当業者であればこれらの実施形態が単なる例であることを理解できよう。また、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変更、変形、及び置換を思い付くであろう。従って、添付した特許請求の範囲の概念及び範囲のみが本発明を制限するものである。

40

【0052】

本発明の実施態様は以下の通りである。

(1) 前記電極が、約 1 ~ 約 200 の範囲のアブレーション指数 I を提供することを特徴とする請求項 2 に記載のアブレーションシステム。

(2) 前記電極が約 15 ~ 約 35 の範囲のアブレーション指数 I を提供することを特徴とする実施態様 (1) に記載のアブレーションシステム。

(3) 前記可撓性部材が可撓性シャフトを含むことを特徴とする請求項 2 に記載のアブレーションシステム。

(4) 前記イメージセンサが CMOS デバイスを含むことを特徴とする請求項 2 に記載のアブレーションシステム。

50

(5) 更に、前記可撓性部材を通る流体の流れを制限するためのバルブを含むことを特徴とする請求項2に記載のアブレーションシステム。

(6) 前記可撓性部材が、前記観察窓を組織に対して位置合わせするために回転可能であることを特徴とする請求項2に記載の内視鏡アブレーションシステム。

【図面の簡単な説明】

【0053】

【図1】軟性内視鏡に取り付けられた本発明に従った内視鏡アブレーションシステムを例示する斜視図である。

【図2】図1に例示された内視鏡アブレーションシステムの先端部におけるアブレーションキャップの拡大図である。

10

【図3】図2に例示されたアブレーションキャップに取り付けることができる隣接した2つの電極の相対的な位置及び大きさを示す幾何学的線図である。

【図4】人の下部食道及び胃上部を示す断面図である。

【図5】下部食道における組織を治療するための図1の内視鏡アブレーションシステムの使用を例示する図である。

【図6】図1の内視鏡アブレーションシステムを用いて治療された組織を示す下部食道の断面図である。

【図7】回転ノブ58及びバルブ60(テーパー状エンドカバーとも呼ぶ)を含む内視鏡アブレーションシステムの別の実施態様を例示する斜視図である。

20

【図8】図7に例示された内視鏡アブレーションシステムの先端部の断面図である。

【図9】図8に例示された内視鏡アブレーションシステムの線9-9に沿って見た断面図である。

【図10】図8に例示された内視鏡アブレーションシステムの線10-10に沿って見た断面図である。

【図11】電極スレッド70を含む内視鏡アブレーションシステムの更なる実施形態を例示する斜視図である。

【図12】延出した位置にある電極スレッド70を示す図11に例示された内視鏡アブレーションシステムの先端部の拡大斜視図である。

【図13】格納された位置にある電極スレッド70を示す図11に例示された内視鏡アブレーションシステムの先端部の拡大斜視図である。

30

【図14】延出した位置にある電極スレッド70を示す図11に例示された内視鏡アブレーションシステムの先端部の拡大平面図である。

【図15】延出した位置にある電極スレッド70を示す図11に例示された内視鏡アブレーションシステムの先端部の拡大側断面図である。

【図16】図11に例示された内視鏡アブレーションシステムの先端部の拡大端面図である。

【図17】テーパー状エンドカバー84及びタイマ91を含む内視鏡アブレーションシステムの更なる実施形態を例示する斜視図である。

【図18】複数の電極28が先端部104に近接してテーパー状エンドカバー84に取り付けられた、図17に示されている内視鏡アブレーションシステムの先端部の断面図である。

40

【図19】複数の電極28が硬質支持部材26に取り付けられた、図17に示された内視鏡アブレーションシステムの先端部の断面図である。

【図20】複数の電極28が部分的に硬質支持部材26及びテーパー状エンドカバー84に取り付けられた、図17に示された内視鏡アブレーションシステムの先端部の断面図である。

【図21】図17に示されている内視鏡アブレーションシステムの基端部の断面図である。

【図22】図17に示されている内視鏡アブレーションシステムが挿管されている患者の口及び喉を示す断面図である。

50

【図 2 3】開口端ピース 1 1 4 (テーパ状エンドカバーとも呼ぶ)を含む内視鏡アブレーションシステムの更なる実施形態の先端部の断面図である。

【図 2 4】本発明に従った内視鏡アブレーションシステムについての、アブレーション指数 I に対するアブレーションの質の関係を示すグラフである。

【図 2 5】制御ユニット 1 5 0 及び高周波発生器に電氣的に接続された複数の電極 2 8 を備えたアブレーションキャップ 2 0 の等角図である。

【図 2 6】図 2 5 に例示されたアブレーションキャップ 2 0 に取り付けられた複数の電極 2 8 の相対的な大きさ及び位置を示す幾何学的線図である。

【図 2 7】イメージセンサ 1 2 0 を含む内視鏡アブレーションシステム 1 1 の先端部の断面図である。

10

【図 2 8】取り外し可能なアブレーションキャップ 1 4 6 が可撓性シャフト 1 3 8 から取り外された、図 2 7 に示された内視鏡アブレーションシステム 1 1 の先端部の側面図である。

【符号の説明】

【 0 0 5 4 】

1 0 内視鏡アブレーションシステム

1 2 内視鏡

1 6 ハンドピース

1 8 導線

2 0 アブレーションキャップ

20

2 2 回動チューブ

2 6 硬質支持部材

2 8 電極

2 9 観察窓

3 0 クリップ

3 2 可撓性シャフト

3 4 ハンドル

3 6 動作チャネル

3 8 映像用ポート

4 0 光源

30

4 2 食道

4 4 筋肉層

4 6 粘膜層

4 8 病変組織

5 0 胃粘膜

5 2 胃 - 食道接合部

5 4 胃

5 6 治療済み組織

5 8 ノブ

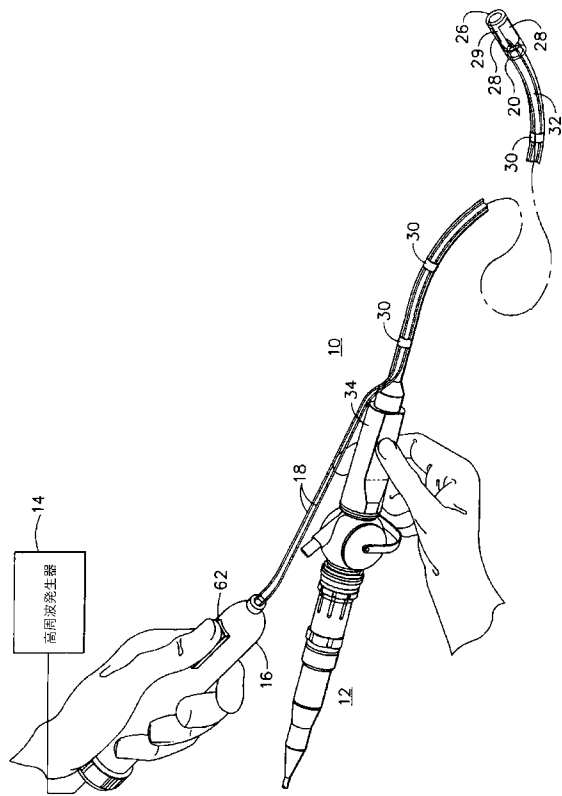
6 0 バルブ

40

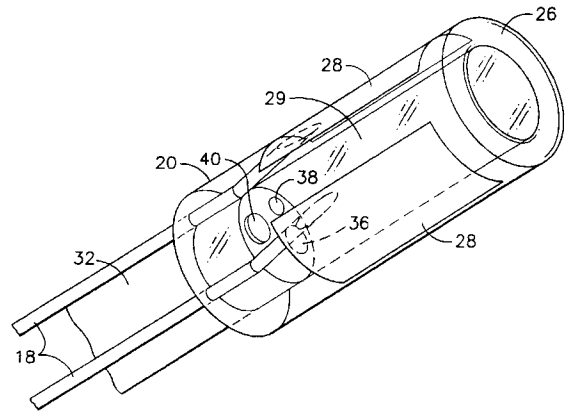
6 3 シース

6 4 外側チューブ

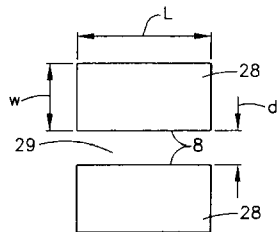
【 図 1 】



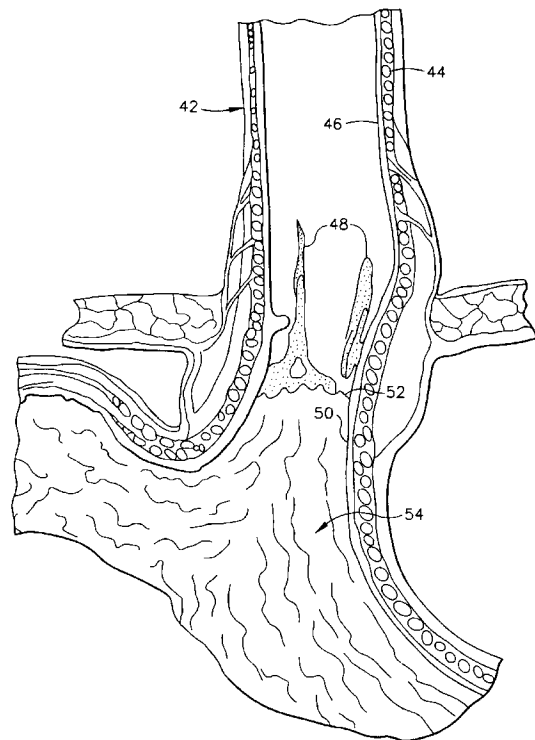
【 図 2 】



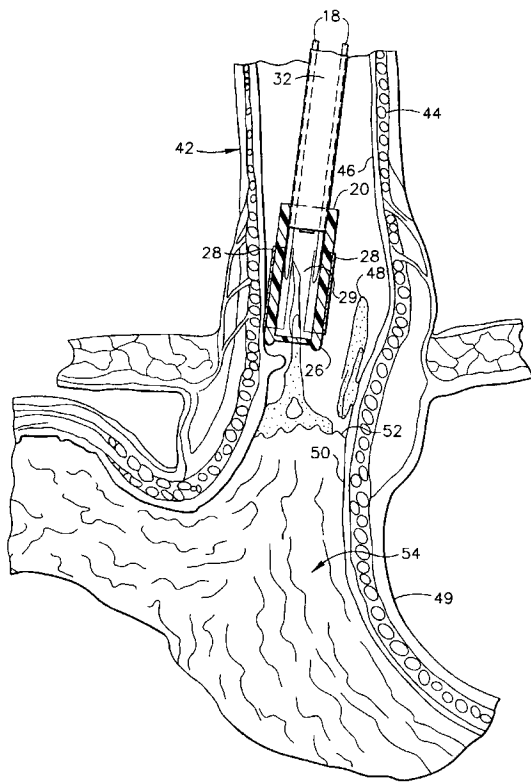
【 図 3 】



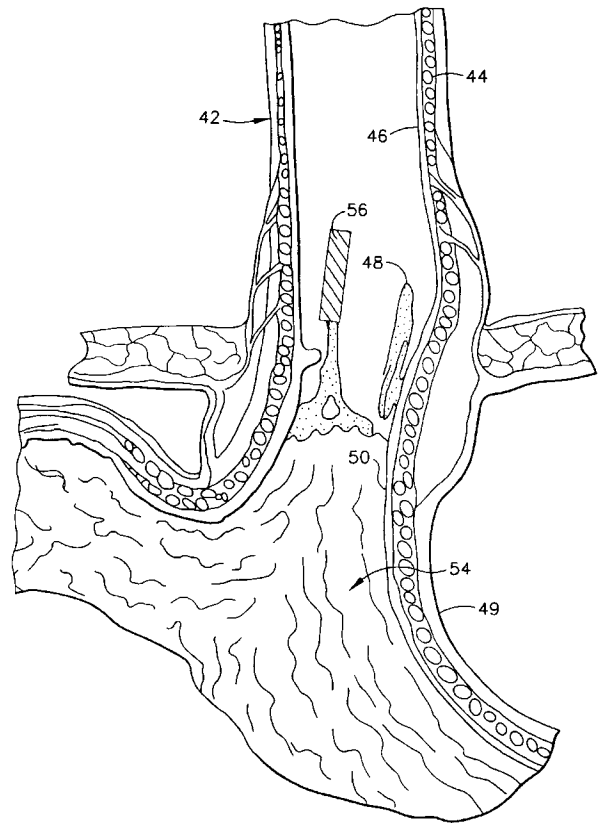
【 図 4 】



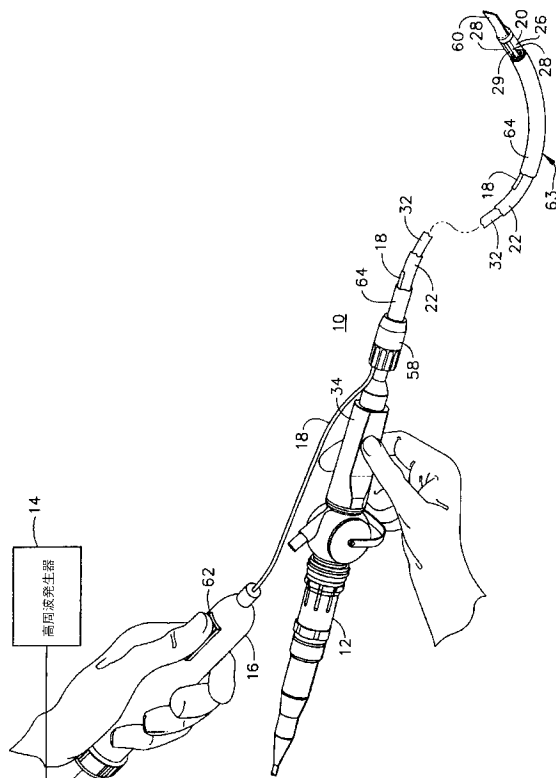
【図 5】



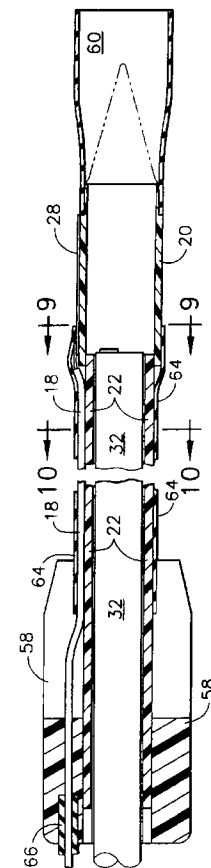
【図 6】



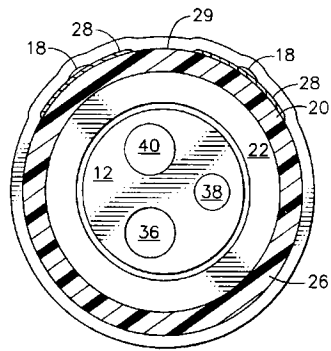
【図 7】



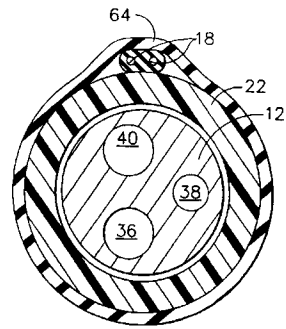
【図 8】



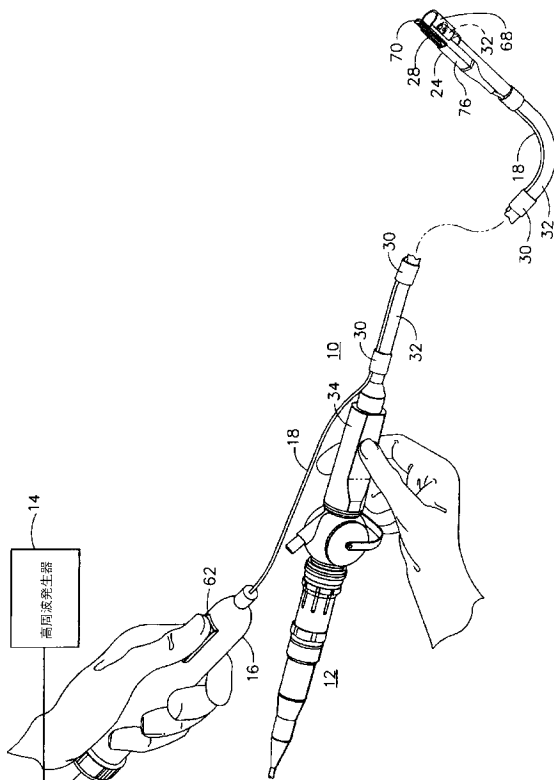
【図 9】



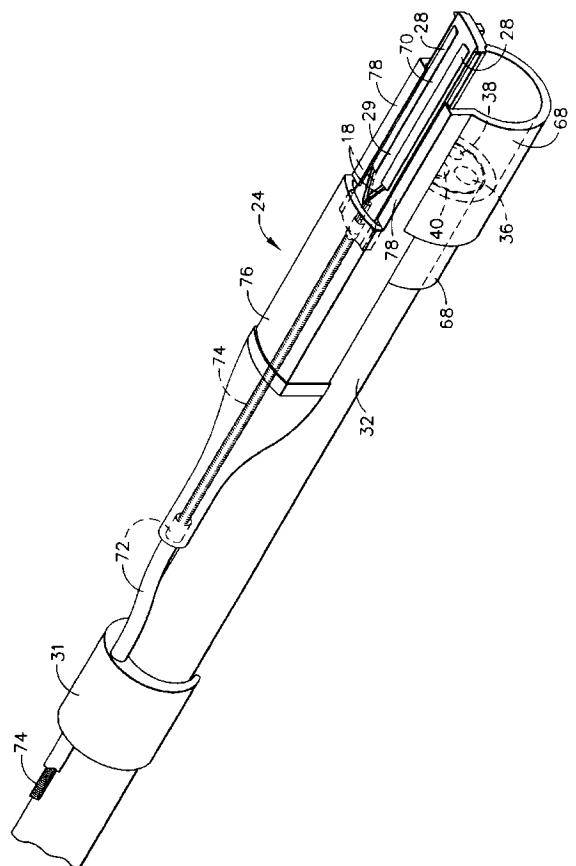
【図 10】



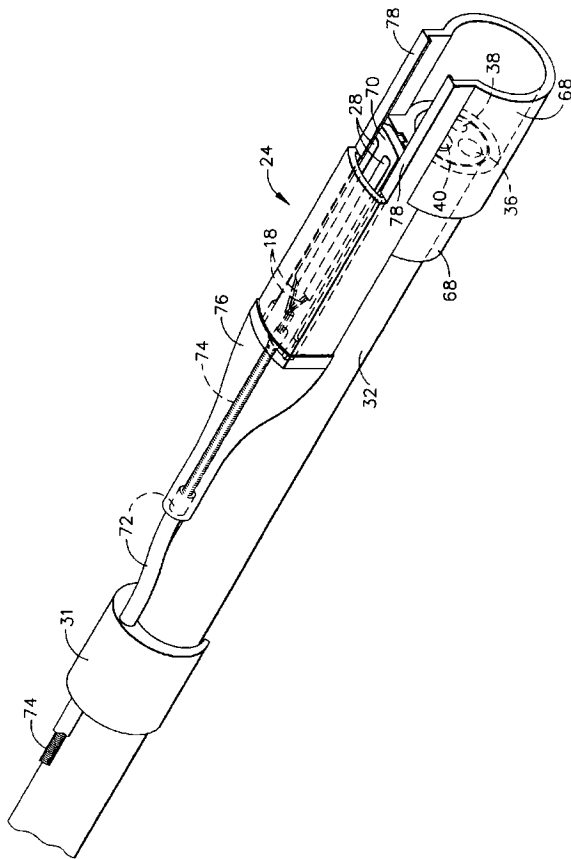
【図 11】



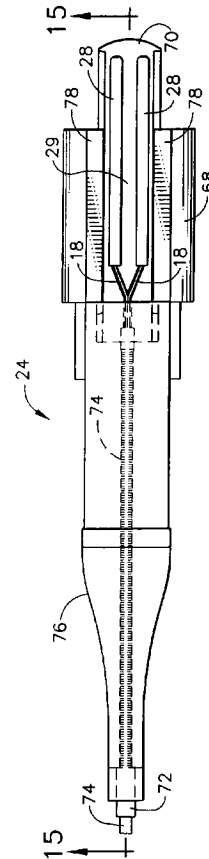
【図 12】



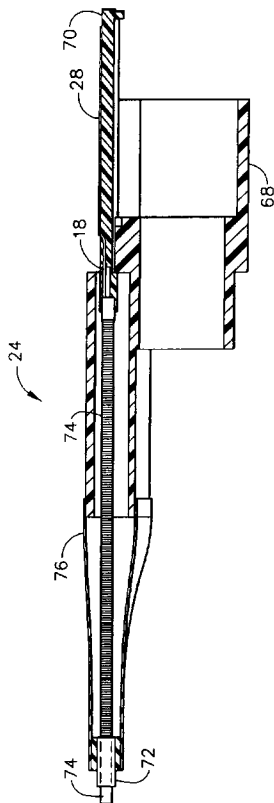
【図 13】



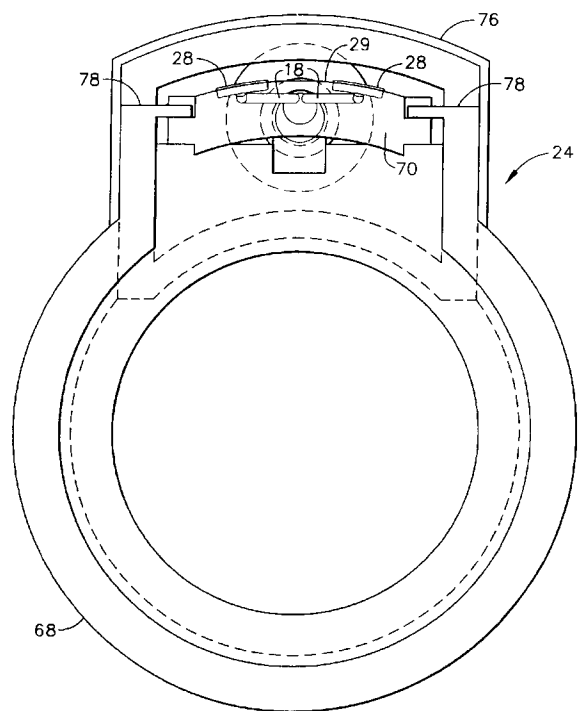
【図 14】



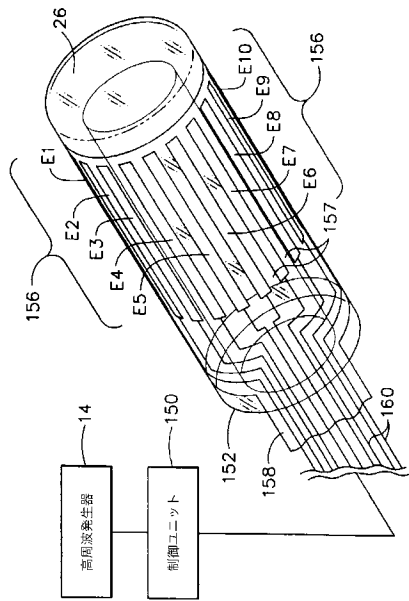
【図 15】



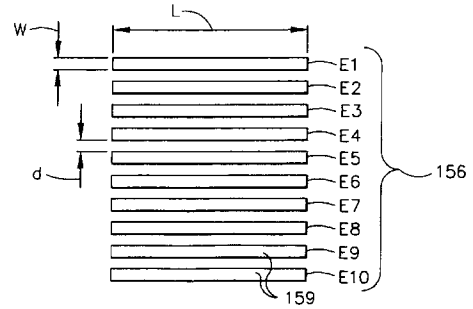
【図 16】



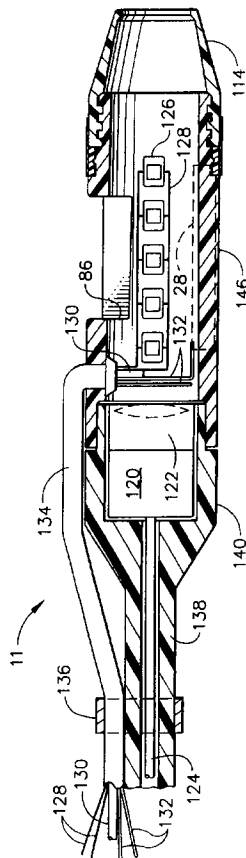
【図 25】



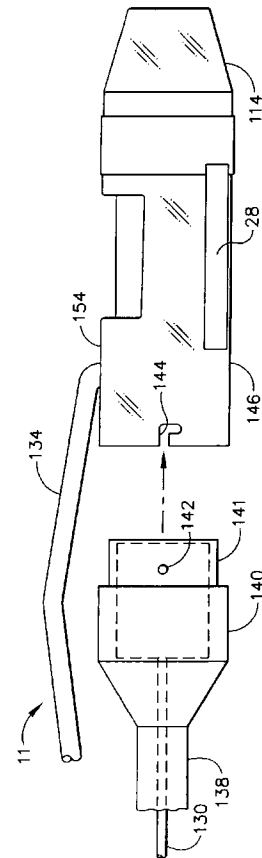
【図 26】



【図 27】



【図 28】



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 ゲーリー・エル・ロング

イギリス国 イングランド、バッキンガムシャー、エス・エル・9 7・ピー・ゼット ジェラー
ズ・クロス、ドネー・クローズ 1 5

F ターム(参考) 4C060 EE21 FF23 KK03 KK04 KK06 KK09 KK10 KK13

4C061 AA01 GG15

【外国語明細書】

2004261582000001.pdf

专利名称(译)	带图像传感器的内窥镜消融系统		
公开(公告)号	JP2004261582A	公开(公告)日	2004-09-24
申请号	JP2003325031	申请日	2003-09-17
[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	ゲーリーエルロング		
发明人	ゲーリー・エル・ロング		
IPC分类号	A61B18/12 A61B1/00 A61B18/00 A61B18/14 A61B19/00		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B90/30 A61B90/361 A61B2018/00291 A61B2018/00494 A61B2018/00553 A61B2018/00982 A61B2018/1467 A61B2018/1495 A61B2090/3614		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B1/00.334.D A61B17/39.320 A61B1/00.620 A61B1/00.632 A61B1/018.515 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/EE21 4C060/FF23 4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK06 4C060/KK09 4C060/KK10 4C060/KK13 4C061/AA01 4C061/GG15 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK07 4C160/KK12 4C160/KK13 4C160/KK25 4C160/KK36 4C160/KK37 4C160/MM43 4C161/AA01 4C161/GG15		
优先权	10/246056 2002-09-18 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种改进的内窥镜消融系统，用于治疗食道的病变组织。一种组织消融系统，其可以包括多个电极，在相邻电极之间的观察窗，照明元件和图像传感器。CMOS器件可用于图像传感器。[选型图]图1

