

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5180081号
(P5180081)

(45) 発行日 平成25年4月10日(2013.4.10)

(24) 登録日 平成25年1月18日(2013.1.18)

(51) Int.Cl.

A 61 B 18/12 (2006.01)

F 1

A 61 B 17/39 310

請求項の数 13 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2008-532115 (P2008-532115)
 (86) (22) 出願日 平成19年8月30日 (2007.8.30)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2007/066894
 (87) 国際公開番号 WO2008/026689
 (87) 国際公開日 平成20年3月6日 (2008.3.6)
 審査請求日 平成22年7月9日 (2010.7.9)
 (31) 優先権主張番号 特願2006-234159 (P2006-234159)
 (32) 優先日 平成18年8月30日 (2006.8.30)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 505246789
 学校法人自治医科大学
 栃木県下野市薬師寺3311-1
 (74) 代理人 100083116
 弁理士 松浦 壱三
 (72) 発明者 山本 博徳
 栃木県下野市薬師寺3311-1 学校法人
 自治医科大学内
 審査官 森林 宏和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体内に挿入される挿入部の先端に設けられた処置部に、高周波電源に接続された導体部を有する内視鏡用処置具において、

前記処置部は、

該処置部の先端に設けられた先端側不導体部と、

前記処置部の前記先端と反対側に設けられた基端側不導体部と、

前記先端側不導体部と前記基端側不導体部との間に帯状に露出された前記導体部と、

によってサンドイッチ構造に構成されることを特徴とする内視鏡用処置具。

【請求項 2】

前記帯状の導体部は、前記処置部の側面を一周するように形成されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 3】

前記処置部は、山部と谷部が円周方向に交互に配列された略歯車状に形成されることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 4】

前記処置部は、該処置部の姿勢を調節する首振り機構を介して支持されることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 5】

前記帯状の導体部は、少なくとも三個が平行に且つ不導体部を挟んで設けられ、

10

20

前記少なくとも三個の導体部のなかから最も先端側の導体部を含む二個の導体部を選択し、該選択した二個の導体部を一対の電極として凝固用の高周波電流を通電するとともに、前記少なくとも三個の導体部のなかから最も先端側の導体部を除く二個の導体部を選択し、該選択した二個の導体部を一対の電極として切断用の高周波電流を通電する高周波電流供給装置を備えたことを特徴とする請求項1～4のいずれか1に記載の内視鏡用処置具。

【請求項6】

前記導体部の個数が三個であり、

前記高周波電流供給装置は、最も先端側の導体部と最も基端側の導体部を選択して凝固用の高周波電流を通電し、中央の導体部と最も基端側の導体部を選択して切断用の高周波電流を通電することを特徴とする請求項5に記載の内視鏡用処置具。

10

【請求項7】

前記導体部の個数が四個であり、

前記高周波電流供給装置は、最も先端側の導体部と最も基端側の導体部を含む一対若しくは二対の導体部を選択して凝固用の高周波電流を通電するとともに、中央の二個の導体部を選択して切断用の高周波電流を通電することを特徴とする請求項5に記載の内視鏡用処置具。

【請求項8】

前記帯状の導体部は、少なくとも二個が並行に且つ不導体部を挟んで設けられ、

前記少なくとも二個の導体部のなかから最も先端側の導体部を含む少なくとも一個の導体部を選択し、該選択した導体部が一対の電極の一方を成すように凝固用の高周波電流を通電するとともに、前記少なくとも二個の導体部のなかから最も先端側の導体部を除く少なくとも一個の導体部を選択し、該選択した導体部が一対の電極の一方を成すように切断用の高周波電流を通電する高周波電流供給装置と、を備えたことを特徴とする請求項1～4のいずれか1に記載の内視鏡用処置具。

20

【請求項9】

前記導体部の個数が二個であり、

前記高周波電流供給装置は、前記二個の導体部を選択して凝固用の高周波電流を通電するとともに、基端側の導体部を選択して切断用の高周波電流を通電することを特徴とする請求項8に記載の内視鏡用処置具。

30

【請求項10】

前記導体部の個数が三個であり、

前記高周波電流供給装置は、最も先端側の導体部と最も基端側の導体部とを選択して凝固用の高周波電流を通電するとともに、中央の導体部を選択して切断用の高周波電流を通電することを特徴とする請求項8に記載の内視鏡用処置具。

【請求項11】

前記処置部には、前記導体部と前記高周波電源とを接続するワイヤの先端部又は該ワイヤが接続された軸状電極が連結され、

前記ワイヤは、該ワイヤが挿通される絶縁性のシースに対して進退自在に設けられ、前記ワイヤの先端部又は前記軸状電極を露出状態と非露出状態とに調整できることを特徴とする請求項1～10のいずれか1に記載の内視鏡用処置具。

40

【請求項12】

前記処置部の基端面には、前記基端側不導体部と一体の非連続的な凸部が突出して形成されることを特徴とする請求項1～11のいずれか1に記載の内視鏡用処置具。

【請求項13】

前記導体部は、前記処置部の基端面に露出されることを特徴とする請求項1～12のいずれか1に記載の内視鏡用処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は内視鏡用処置具に係り、特に内視鏡的粘膜下層剥離術（ＥＳＤ）で用いられる内視鏡用処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡的粘膜切除術は早期胃癌、早期大腸癌のような腫瘍性粘膜病変部の根治術として低侵襲で確実な治療法として有用性が認識されている。近年、内視鏡的粘膜切除をより広範囲に及ぶ病変部でも確実に一括摘除できる方法として、内視鏡的粘膜下層剥離術（ＥＳＤ）という方法が開発され、普及してきた。この方法は、腫瘍周囲の粘膜を切開した後、その粘膜と固有筋層との間の粘膜下層を切断することによって、腫瘍粘膜を一括摘除する方法である。この方法は、狙いどおりに切開線を引くことができ、確実な腫瘍摘除ができる反面、技術的に難易度が高く、処置に熟練を要し、処置時間も長いという問題があった。

【0003】

このような問題を解消するために、様々な内視鏡用処置具が提案されている。例えば、特許文献1に記載の内視鏡用処置具は、先端の高周波電極が曲がり棒によって形成されたフックナイフであり、このフックナイフの先端を粘膜組織に引っ掛けシース内に引き込むことによって、粘膜組織が切除される。また、特許文献2に記載の内視鏡用処置具は、針状メスの先端に絶縁体が取り付けられたＩＴナイフであり、絶縁体によって固有筋層を突き刺すことが防止される。これらの内視鏡用処置具を用いることによって、内視鏡的粘膜下層剥離術の技術的な難易性を少しでも解消する試みが成されている。

【特許文献1】特開2004-275641号公報

【特許文献2】特開平8-299355号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、特許文献2の内視鏡用処置具は、粘膜を切断する処置具であり、粘膜切断後の粘膜下層の切断（剥離）には適さない。

【0005】

一方、特許文献1の内視鏡用処置具は、粘膜下層を切断する際、先端部の角度や姿勢によって固有筋層を傷付けるおそれがあり、操作が難しいという問題がある。

【0006】

また、特許文献1の内視鏡用処置具は、消化管壁（粘膜や固有筋層）に対して略並行に処置具をアプローチして切断を行うため、消化管壁の病変部を内視鏡で正面視した状態では、処置具のアプローチ及び切断処理が難しいという問題があった。このため、特許文献1は、処置部のアプローチ及び切断処理を行う際に、内視鏡の姿勢を変えなければならず、病変部を観察することができないという問題があった。

【0007】

さらに、特許文献1の内視鏡用処置具は、粘膜下層の切断時に多量の出血を伴うおそれがある。出血を防止するためには、凝固用の高周波電流を通電して熱凝固を行いながら切断を行う必要があるが、その場合には凝固深度の調節が難しいという問題がある。すなわち、凝固深度が深い場合には、組織の障害性を高めるために穿孔などの危険性が高くなり、凝固深度が浅い場合には、十分な止血効果が得られないという問題があった。

【0008】

このように従来の内視鏡用処置具では、粘膜下層を迅速且つ安全に切断（剥離）することができ難しいという問題があった。

【0009】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、内視鏡的粘膜下層剥離術に適した内視鏡用処置具を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

10

20

30

40

50

本発明の第1態様は前記目的を達成するために、体内に挿入される挿入部の先端に設けられた処置部に、高周波電源に接続された導体部を有する内視鏡用処置具において、前記処置部は、該処置部の先端に設けられた先端側不導体部と、前記処置部の前記先端と反対側に設けられた基端側不導体部と、前記先端側不導体部と前記基端側不導体部との間に帯状に露出された前記導体部と、によってサンドイッチ構造に構成されることを特徴とする。

【0011】

本発明の第1態様によれば、処置部の側面が帯状の導体部を不導体部で挟んだサンドイッチ構造になっているので、処置部の先端を固有筋層に当接させた際に、不導体部が固有筋層に当接し、導体部は固有筋層に接触しない。したがって、固有筋層を切断することを確実に防止することができる。さらに、本発明の第1態様によれば、処置部を側方に移動させることによって、処置部の側面に粘膜下層が接触し、帯状の導体部に接触した粘膜下層が切断される。したがって、本発明の第1態様によれば、固有筋層を傷つけることなく、粘膜下層を切断することができる。

【0012】

また、本発明の第1態様は、処置部を消化管壁（粘膜や固有筋層）に対して垂直方向にアプローチして切断を行うので、消化管壁を内視鏡で正面視した状態で処置部を容易にアプローチすることができる。さらに、本発明の第1態様は、処置部を側方に移動させて切断を行うので、消化管壁を内視鏡で正面視した状態で切断を行うことができる。

【0013】

本発明の第2態様は本発明の第1態様において、前記帯状の導体部は、前記処置部の側面を一周するように形成されることを特徴とする。本発明の第2態様によれば、導体部が処置部の側面を一周するように形成されるので、処置部は全側面で切断性能を有する。したがって、処置部を側方のどの方向に移動させても粘膜下層を切断することができる。

【0014】

本発明の第3態様は本発明の第1又は第2態様において、前記処置部は、山部と谷部が円周方向に交互に配列された略歯車状に形成されることを特徴とする。本発明の第3態様によれば、処置部が略歯車状に形成されるので、処置部を側方に移動させた際に繊維質の粘膜下層が処置部の山部に引っ掛かりやすくなり、粘膜下層を効率良く切断することができる。

【0015】

本発明の第4態様は本発明の第1～3態様のいずれか1において、前記処置部は、該処置部の姿勢を調節する首振り機構を介して支持されることを特徴とする。本発明の第4態様によれば、首振り機構を介して処置部を支持するようにしたので、処置部の姿勢を自在に調節することができ、切断処理を容易に行うことができる。

【0016】

本発明の第5態様は本発明の第1～第4態様のいずれか1において、前記帯状の導体部は、少なくとも三個が平行に且つ不導体部を挟んで設けられ、前記少なくとも三個の導体部のなかから最も先端側の導体部を含む二個の導体部を選択し、該選択した二個の導体部を一対の電極として凝固用の高周波電流を通電するとともに、前記少なくとも三個の導体部のなかから最も先端側の導体部を除く二個の導体部を選択し、該選択した二個の導体部を一対の電極として切断用の高周波電流を通電する高周波電流供給装置を備えたことを特徴とする。

【0017】

本発明の第5態様によれば、凝固用の高周波電流を通電する部分が、切断用の高周波電流を通電する部分よりも先端側に設けられているので、切断位置の先端側（固有筋層側）に凝固組織が残り、出血量を大幅に少なくすることができる。また、本発明の第5態様によれば、凝固位置と切断位置とを変えるようにしたので、凝固深度の調整が容易であり、凝固による過度の組織障害を防止しながら止血を確実に行うことができる。なお、本発明の第5態様はバイポーラ型の内視鏡用処置具である。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 8 】

請本発明の第6態様は本発明の第5態様に記載の発明において、前記導体部の個数が三個であり、前記高周波電流供給装置は、最も先端側の導体部と最も基端側の導体部を選択して凝固用の高周波電流を通電し、中央の導体部と最も基端側の導体部を選択して切断用の高周波電流を通電することを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

本発明の第7態様は本発明の第5態様において、前記導体部の個数が四個であり、前記高周波電流供給装置は、最も先端側の導体部と最も基端側の導体部を含む一対若しくは二対の導体部を選択して凝固用の高周波電流を通電するとともに、中央の二個の導体部を選択して切断用の高周波電流を通電することを特徴とする。本発明の第7態様の発明によれば、切断位置の基端側（粘膜側）にも凝固組織が残るので、出血量をさらに少なくすることができます。すなわち、本発明の第7態様によれば、先端側の凝固組織と基端側の凝固組織との間を切断するようにしたので、切断による出血量を大幅に少なくすることができます。

10

【 0 0 2 0 】

本発明の第8態様は本発明の第1～第4態様のいずれか1において、前記帯状の導体部は、少なくとも二個が並行に且つ不導体部を挟んで設けられ、前記少なくとも二個の導体部のなかから最も先端側の導体部を含む少なくとも一個の導体部を選択し、該選択した導体部が一対の電極の一方を成すように凝固用の高周波電流を通電するとともに、前記少なくとも二個の導体部のなかから最も先端側の導体部を除く少なくとも一個の導体部を選択し、該選択した導体部が一対の電極の一方を成すように切断用の高周波電流を通電する高周波電流供給装置と、を備えたことを特徴とする。

20

【 0 0 2 1 】

本発明の第8態様によれば、凝固用の高周波電流を通電する部分が、切断用の高周波電流を通電する部分よりも先端側に設けられているので、切断位置の先端側（固有筋層側）に凝固組織が残り、出血量を大幅に少なくすることができます。また、本発明の第8態様によれば、凝固位置と切断位置とを変えるようにしたので、凝固深度の調整が容易であり、凝固による組織障害を防止しながら止血を確実に行うことができる。なお、本発明の第8態様はモノポーラ型の内視鏡用処置具である。

30

【 0 0 2 2 】

本発明の第9態様は本発明の第8態様において、前記導体部の個数が二個であり、前記高周波電流供給装置は、前記二個の導体部を選択して凝固用の高周波電流を通電するとともに、基端側の導体部を選択して切断用の高周波電流を通電することを特徴とする。

【 0 0 2 3 】

本発明の第10態様は本発明の第8態様において、前記導体部の個数が三個であり、前記高周波電流供給装置は、最も先端側の導体部と最も基端側の導体部とを選択して凝固用の高周波電流を通電するとともに、中央の導体部を選択して切断用の高周波電流を通電することを特徴とする。本発明の第10態様によれば、切断位置の基端側（粘膜側）にも凝固組織が残るので、出血量をさらに少なくすることができます。すなわち、本発明の第10態様によれば、先端側の凝固組織と基端側の凝固組織との間を切断するようにしたので、切断による出血量を大幅に少なくすることができます。

40

【 0 0 2 4 】

本発明の第11態様は本発明の第1～第10態様のいずれか1において、前記処置部には、前記導体部と前記高周波電源とを接続するワイヤの先端部又は該ワイヤが接続された軸状電極が連結され、前記ワイヤは、該ワイヤが挿通される絶縁性のシースに対して進退自在に設けられ、前記ワイヤの先端部又は前記軸状電極を露出状態と非露出状態とに調整できることを特徴とする。本発明の第11態様によれば、ワイヤをシースに対して前進させることによってワイヤ又は軸状電極が露出されるので、ワイヤに高周波電流を流すことによって、処置部の側面の導体部だけでなく、ワイヤ又は軸状電極によっても切断を行うことができる。したがって、本発明によれば、露出状態のワイヤ又は軸状電極を利用して

50

、粘膜の切開を行うことができる。

【0025】

本発明の第12態様は本発明の第1～第11態様のいずれか1に記載の発明において、前記処置部の基端面には、前記不導体部と一体の非連続的な凸部が突出して形成されることを特徴とする。本発明の第12態様によれば、処置部の基端面に凸部が形成されるので、凸部を利用して粘膜下層を引っ掛けたり、寄せ集めたりすることができ、粘膜下層の効果的な剥離操作を行うことができる。

【0026】

本発明の第13態様は本発明の第1～12態様のいずれか1に記載の発明において、前記導体部は、前記処置部の基端面に露出されることを特徴とする。本発明によれば、処置部の基端面に導体部が露出されるので、導体部に高周波電流を流すことによって、処置部の側面だけでなく、処置部の基端面でも切断することができる。したがって、本発明によれば、処置部の側面の導体部で粘膜下層を切断すると同時に、処置部の基端面の導体部で粘膜を切断することができる。

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、処置部の側面が、帯状の導体部を不導体部で挟んだサンドイッチ構造になっているので、固有筋層を傷つけることなく、粘膜下層を切断することができる。したがって、本発明によれば、内視鏡的粘膜下層剥離術を迅速且つ安全に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本発明に係る内視鏡用処置具の第1の実施形態を示す斜視図

【図2】図1の処置部を矢印A方向から見た正面図

【図3】図2の3-3線に沿う断面を示す処置部の断面図

【図4】内視鏡用処置具の操作方法を示す説明図で、図4Aは病変部の周囲にマーキングをしている状態を示し、図4Bは病変部を膨隆させている状態を示し、図4Cは粘膜の切開中の状態を示し、図4Dは粘膜の切開後の状態を示し、図4Eは粘膜下層の切断中の状態を示し、図4Fは粘膜下層の切断後の状態を示す。

【図5】処置部による切断状態を示す断面図

【図6】バイポーラ型の内視鏡用処置具を示す断面図

【図7】本発明に係る内視鏡用処置具の第2の実施形態を示す側面図

【図8】図7の処置部を示す断面図

【図9】図7の処置部の姿勢を変えた状態を示す側面図

【図10】図9の処置部をB方向から見た図

【図11】図10と異なる構成の首振り機構を有する処置部を示す平面図

【図12】図10の処置部の断面図

【図13】図10と異なる構成の首振り機構を有する内視鏡用処置具を示す断面図

【図14】図10と異なる構成の首振り機構を有する内視鏡用処置具を示す断面図

【図15】本発明に係る内視鏡用処置具の第3の実施形態の処置部を示す側面図

【図16】導体部がシースに設けられた内視鏡用処置具を示す斜視図

【図17】高周波ナイフの機能を備えた内視鏡用処置具を示す断面図

【図18】図17の高周波ナイフ機能をオフにした内視鏡用処置具を示す断面図

【図19】本発明に係る内視鏡用処置具の第4の実施形態を示す断面図

【図20】図19の処置部20を示す断面図

【図21】本発明に係る内視鏡用処置具の第5の実施形態の処置部を示す斜視図

【図22】図21の処置部を矢印B方向に見た図

【図23】図22の23-23線に沿う処置部の断面図

【図24】図23の処置部をシースに対して前進させた状態の断面図

【図25】図23と異なる形状の凸部を示す処置部の断面図

10

20

30

40

50

【図26】図23と異なる形状の凸部を示す処置部の断面図

【図27】図23と異なる形状の導体部を有する処置部の断面図

【図28】本発明に係る内視鏡用処置具の第6の実施形態を示す断面図

【図29】図28の処置部を示す斜視図

【符号の説明】

【0029】

10 10 …内視鏡用処置具、12 …挿入部、14 …手元操作部、16 …シース、18 …ワイヤ、20 …処置部、20A …山部、20B …谷部、28 …不導体部、29 …導体部、30 …導体部、31 …不導体部、32 …不導体部、34 …粘膜、36 …固有筋層、38 …粘膜下層、46 …第1スリーブ、48 …第2スリーブ、90 …処置部、91 ~ 94 …導体部、95 ~ 99 …不導体部、120 …処置部、120E …凸部、122 …不導体部、124 …導体部、124C …基端側露出面、126 …不導体部、130 …処置部、130E …凸部、132 …不導体部、134 …導体部、134A …軸状電極、136 …不導体部、138 …接続パイプ、140 …カラー部材

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

以下添付図面に従って本発明に係る内視鏡用処置具の好ましい実施の形態について詳述する。

【0031】

20 図1は第1の実施形態の内視鏡用処置具10を示す斜視図である。同図に示すように内視鏡用処置具10は主として、体内に挿入される挿入部12と、挿入部12に連設された手元操作部14とから成り、挿入部12は、非導電性で且つ可撓性を有するシース16と、そのシース16の内部に挿通配置された導電性のワイヤ18と、可撓性シース16の先端に取り付けられた処置部20で構成される。ワイヤ18の先端は処置部20に接続され、ワイヤ18の基端は手元操作部14のコネクタ22に接続される。コネクタ22には、高周波電流を供給する高周波電流供給装置(不図示)が電気的に接続される。また、手元操作部14の把持部24には操作ボタン26が設けられており、この操作ボタン26を押下操作することによってワイヤ18に高周波電流が通電されるようになっている。上記の如く構成された内視鏡用処置具10は、手元操作部14の把持部24を把持し、挿入部12を内視鏡の鉗子チャンネル(不図示)に挿抜することによって操作される。

【0032】

図2は図1の処置部20を矢印A方向から見た先端面を示す正面図であり、図3は、図2の3-3線に沿う処置部20の断面図である。

【0033】

図2に示すように、処置部20は略歯車状に形成されている。すなわち、処置部20は、複数の山部20A、20A…と、その間の谷部20B、20Bとが円周方向に交互に配置されている。山部20Aの先端は丸みを帯びた形状になっており、後述の固有筋層36(図5参照)に押し当てても固有筋層36を切断しないように構成されている。

【0034】

40 図3に示すように、処置部20は、金属板などから成る導体部30と、セラミックやプラスチック等の不導電性材料から成る不導体部(絶縁体部)28、32によって構成されている。導体部30と不導体部28、32は、同じ歯車形状で形成されており、重ね合わせた際にその側面が同一面を成すようになっている。これにより、処置部20の側面は、帯状の導体部30を不導体部28、32で挟んだサンドイッチ構造で構成され、且つ、帯状の導体部30が処置部20の側面を一周するように形成される。

【0035】

なお、先端側の不導体部28の厚さは、導体部30が固有筋層36(図4参照)に接触することを確実に防止し、且つ、導体部30を粘膜下層38に確実に接触させるために、0.1 ~ 2mmが好ましく、0.5 ~ 1mmがより好ましい。また、基端側の不導体部32の厚さは、粘膜34の熱傷を防止するために、0.1 ~ 2mmが好ましく、0.5 ~ 1

10

20

30

40

50

mmがより好ましい。また、処置部20の径方向の大きさ(最大径)は、1.5~3mmが好ましく、内視鏡の鉗子チャンネルが内径2.8mmの場合には、約2.5mmが好ましい。

【0036】

さらに導体部30の厚さは、0.2~1mmが好ましく、0.3~0.7mmがより好ましく、0.5mmが特に好ましい。これは、導体部30の厚さを変えて実験を行った結果、厚さが0.2~1mmの範囲を超えると切断できなくなり、厚さが0.3mmを下回ると切れ味が鈍くなり、厚さが0.7mmを超えると組織に焦げが見られたためである。

【0037】

上記の導体部30にはワイヤ18が電気的に接続されている。ワイヤ18は前述の如く、図1のコネクタ22に電気的に接続されており、コネクタ22を高周波電流供給装置(不図示)に接続することによって導体部30に高周波電流を流すことができる。なお、第1の実施形態の内視鏡用処置具10は、処置部20に一方の電極のみを設けたモノポーラ型であり、もう一方の電極(対極板)は被検者に取り付けられる。

【0038】

次に上述した内視鏡用処置具10を用いて内視鏡的粘膜下層剥離術を行う方法について図4(a)~図4(f)に基づいて説明する。以下の実施例は、粘膜34に病変部34Aが存在しており、この病変部34Aを、固有筋層36に傷をつけずに除去する手技である。

【0039】

まず、内視鏡挿入部41に設けた観察光学系(不図示)によって病変部34Aを確認する。その際、内視鏡挿入部41の噴射口からインジコカルミン等の色素を散布して病変部34Aを染色するとよい。

【0040】

次いで、図4(a)に示すように、病変部34Aの周囲に所定の間隔でマーキング43、43...を行う。マーキング43の方法は特に限定するものではないが、例えば、先端が針状の高周波ナイフ45を用いる。高周波ナイフ45は、絶縁チューブの内部に細い金属導線を挿通させ、その金属導線の先端を絶縁チューブの先端から所定長さだけ突出させたものであり、金属導線の突出部分が電極となって高周波電流が流れることによって体内壁が切開或いは切除される。

【0041】

次に、図4(b)に示すように、内視鏡挿入部41の鉗子チャンネルに注射針47を挿通させ、先端から導出させる。そして、この注射針47によって、病変部34Aの周囲の粘膜34の粘膜下層38に薬液37(図5参照)を局注(局所注射)する。薬液としては、生理食塩水が一般的であるが、粘性の大きいヒアルロン酸ナトリウムを用いてもよい。このように病変部34Aの周囲全体に局注を行うことによって、病変部34A全体が大きく膨隆した状態になる。

【0042】

次いで、内視鏡挿入部41の鉗子チャンネルから注射針47を引き抜き、高周波ナイフ45を挿通させる。そして、図4(c)に示すように、マーキング43、43...の位置に沿って、病変部34Aの外周の粘膜34を高周波ナイフ45で切開する。切開が終了すると、図4(d)に示すように、病変部34Aの粘膜34が収縮し、粘膜下層38が見えるようになる。

【0043】

次に、内視鏡挿入部41の鉗子チャンネルから高周波ナイフ45を引き抜き、本実施形態の内視鏡用処置具10を鉗子チャンネルに挿通させ、処置部20を導出させる。そして、その処置部20を切開位置から粘膜下層38に押し入れて、図5に示すように、処置部20の先端を固有筋層36に押し当てる。その際、消化管壁に対して垂直方向に処置部20をアプローチすることができる。したがって、内視鏡挿入部41の姿勢を変えることなく処置部20をアプローチすることができる。

10

20

30

40

50

【0044】

次に、導体部30に高周波電流を流すとともに、処置部20を側方に（病変部34A側に）移動させる。これにより、導体部30に接触した粘膜下層38が切断される。その際、導体部30と固有筋層36との間には非導体部28が介在するので、導体部30は、不導体部28の厚みの分だけ固有筋層36から離れた位置を移動し、導体部30が固有筋層36に接触して固有筋層36を切断することを防止できる。

【0045】

処置部20を側方に（切開部分の内側に）移動させることによって、図4（e）に示すように粘膜下層38が切断され、病変部34Aが徐々に粘膜下層38から剥離される。これにより、図4（f）に示すように病変部34Aを切り離すことができる。

10

【0046】

上述したように、本実施の形態によれば、処置部20の側面が帯状の導体部30を不導体部28、32で挟んだサンドイッチ構造で構成されるので、固有筋層36を切断することなく、粘膜下層38のみを確実に切断することができる。

【0047】

また、本実施の形態によれば、処置部20が山部20Aと谷部20Bを円周状に交互に配置した歯車状に形成されるので、処置部20を側方に移動した際に纖維質の粘膜下層38が処置部20に引っ掛かりやすくなり、粘膜下層38を効率よく切断することができる。

【0048】

さらに、本実施の形態によれば、帯状の導体部30が処置部20の側面を一周するように形成されているので、処置部20の全側方に切断性能を有しており、処置部20を側方のどの方向に移動させた場合にも粘膜下層38を切断することができる。

20

【0049】

また、本実施の形態によれば、処置部20を消化管壁に対して垂直方向にアプローチするので、病変部を正面視しながら処置部20のアプローチを行うことができる。さらに、本実施の形態によれば、処置部20を側方に移動させて切断を行うので、病変部を正面視しながら切断を行うことができる。

【0050】

なお、上述した実施形態は、処置部20が山部20Aと谷部20Bを6個ずつ有する例であるが、山部20Aと谷部20Bの数はこれに限定するものではなく、3～5個または7個以上あってもよい。また、処置部20の形状は歯車状に限定するものではなく、円形の板状、橢円形の板状、三角形など多角形の板状や、球体あるいは球体を星型などに切り出した形状であってもよい。

30

【0051】

また、上述した実施形態は、電極の一方を処置部20に設けたモノポーラ型の例で説明したが、電極の双方を処置部20に設けるバイポーラ型に適用してもよい。図6は、バイポーラ型の内視鏡用処置具を示す側面断面図である。同図に示す処置部20は先端側から、不導体部28、導体部29、不導体部31、導体部30、不導体部32を重ね合わせることによって構成される。各導体部29、30と各不導体部28、31、32は、同じ平面形状で形成されており、重ね合わせた際に同一の側面を成すようになっている。したがって、処置部20の側面は、帯状の導体部29を不導体部28、31で挟むとともに、帯状の導体部30を不導体部31、32で挟んだ複数層のサンドイッチ構造になっている。導体部29、31はそれぞれワイヤ18、18に接続されており、このワイヤ18、18を介して高周波電流供給装置に接続される。なお、ワイヤ18、18は互いに接触して短絡しないように被覆されている。

40

【0052】

上記の如く構成されたバイポーラ型の内視鏡用処置具は、処置部20の側面に粘膜下層38が接触した際、その粘膜下層38を介して導体部29、30間に高周波電流が流れ、粘膜下層38が切断される。

50

【0053】

なお、上述した第1の実施形態は、処置部20を挿入部12(シース16)の先端に固定した例であるが、以下に示すように、処置部20を首振り機構を介して連結し、処置部20の姿勢を変えられるようにしてもよい。

【0054】

図7は第2の実施形態の内視鏡用処置具の先端部分を示す側面図であり、図8は図7の断面を示す側面断面図である。また、図9は図7の処置部の姿勢を変えた状態を示す側面図であり、図10は図9のB矢視図である。

【0055】

これらの図に示すように、第2の実施形態は、処置部20の基端面20Cに一対の軸受部42、42が突出して形成されており、この軸受部42、42に軸44が支持されている。軸44には、第1スリープ46の先端部が回動自在に連結されており、第1スリープ46の基端部には第2スリープ48の先端部が係合されている。第1スリープ46と第2スリープ48は、同軸状に配置されて連結されるとともに、それらの中心軸を中心として互いに回動するように連結される。第2スリープ48の基端には、シース16が連結されている。

10

【0056】

上記の如く構成された内視鏡用処置具は、処置部20が異なる二つの回動軸を介して回動自在に支持されており、処置部20の姿勢を自在に変えることができる。すなわち、処置部20を第1スリープ46に対して回動させることによって、処置部20の姿勢を挿入方向に対して傾けることができ、さらに第1スリープ46を第2スリープ48に対して回動させることによって処置部20を挿入方向の周りに回動させることができる。したがって、第2の実施形態によれば、処置部20の姿勢を自在に変えることができる。このように構成することによって、処置部20の先端面20Dを固有筋層36の形状に沿って追従させることができ、処置部20の先端面20Dを常に固有筋層36に当接させることができる。よって、処置部20の導体部30が固有筋層36に接触することをより確実に防止することができる。

20

【0057】

なお、上述した第2の実施形態は、処置部20の姿勢を受動的に変える実施例であるが、これに限定するものではなく、能動的に変えるようにしてもよい。たとえば、処置部20の不導体部32に不図示のワイヤの先端を連結するとともにそのワイヤを手元操作部14まで延設し、ワイヤの押し引き操作によって処置部20を回動させるようにしてもよい。

30

【0058】

図11、図12は、上述した第2の実施形態と異なる構成の内視鏡用処置部を示している。これらの図に示すように、処置部50は、側面の一方側から切り欠かれ、溝50Eが形成されている。この溝50Eには軸52が設けられ、この軸52に第1スリープ46が回動自在に支持される。溝50Eの幅は、第1スリープ46の外径よりも若干大きく形成されており、処置部50を第1スリープ46に対して回動させた際に、第1スリープ46が溝50Eの内部に入るようになっている。なお、軸52は金属等の導電性材料によって形成されている。軸52は、導体部30に接続されており、この軸52にワイヤ18が接続される。

40

【0059】

上記の如く構成された内視鏡用処置具によれば、処置部50をスリープ46に対して回動させることによって、処置部50の溝50Eの内部に第1スリープ46を配置することができる。したがって、処置部50の厚みを小さくすることができ、内視鏡の鉗子チャンネルへの挿通性を高めることができる。

【0060】

なお、処置部20、50の首振り機構の構成は上述した実施形態に限定されるものではなく、様々な態様が可能である。たとえば、図13に示すように、複数のカップ部材60

50

、60...を有する湾曲部62を介して処置部20を支持するようにしてもよい。図13のカップ部材60には、孔60Aが形成されており、この孔60Aにワイヤ18が挿通される。ワイヤ18は、その先端が処置部20に連結されるとともに、基端が手元操作部14のスライダ64に連結される。スライダ64は、手元操作部14の本体66にスライド自在に支持されており、スライダ64に設けたロックねじ68を操作することによって、スライダ64と本体66のロック、及びロック解除が行われる。なお、スライダ64には、術者の人指し指と中指をかけるためのフランジ64Aが形成されており、本体66の基端には、術者の親指をかけるためのリング部66Aが形成されている。

【0061】

シース16は、その基端が手元操作部14の本体66に固着され、シース16の先端は最も基端側のカップ部材60に固着される。また、シース16は、適度な剛性を有しており、スライダ64を基端側にスライドさせてワイヤ18のテンションを大きくした際にシース16が折れたり潰れたりしないようになっている。

10

【0062】

湾曲部62は、ゴム等の軟性材料から成る被覆チューブ70によって被覆されている。被覆チューブ70の先端は処置部20に固着され、被覆チューブ70の基端はシース16の基端に取り付けられる。

【0063】

上記の如く構成された内視鏡用処置具は、手元操作部14のスライダ64を本体66にに対して先端側にスライドさせることによって、ワイヤ18のテンションが下がり、各カップ部材60、60同士の摩擦が小さくなる。よって、湾曲部62を自在に湾曲させることができる。

20

【0064】

逆にスライダ64を本体66の基端側にスライドさせると、ワイヤ18のテンションが上がり、各カップ部材60、60同士の摩擦が大きくなる。よって、湾曲部62は、その形状で固定される。

【0065】

図14は、別構成の首振り機構を有する内視鏡用処置具を示す模式図である。同図に示す内視鏡用処置具は、処置部20を支持する湾曲部72が円筒状の複数の節輪74、74...を有し、節輪74、74同士がピン76によって回動自在に連結されている。複数の節輪74、74...のうち先端の節輪74は、処置部20に固着されており、この節輪74に操作ワイヤ78、78の先端が固定される。操作ワイヤ78、78は、シース16内に挿通されて手元操作部14のブーリ80に巻き掛けられる。よって、ノブ(不図示)等でブーリ80を回動させることによって、操作ワイヤ78、78が押し引き操作され、節輪74、74...が回動して湾曲部72が湾曲操作される。上記の如く構成された内視鏡用処置具によれば、湾曲部72を自在に湾曲させることができ、処置部20の姿勢を自在に調整することができる。したがって、処置部20の粘膜下層38へのアプローチが容易になるとともに、粘膜下層38の切斷作業を容易に行うことができる。

30

【0066】

なお、図14には、二方向(上と下)にのみ湾曲させる湾曲構造を示したが、湾曲方向はこれに限定するものではなく、上下左右の四方向に湾曲させる構造としてもよい。また、上述した実施形態の他、例えばラックとピニオンを利用して処置部20の姿勢を変えたり、或いは形状記憶材料から成る線状部材で処置部20を支持し、この線状部材を通電加熱して変形させることによって処置部20の姿勢を変えるようにしてもよい。

40

【0067】

次に第3の実施形態の内視鏡用処置具について説明する。図15は、第3の実施形態の内視鏡用処置具の特徴部分を示す側面図である。同図に示すように第3の実施形態の処置部90は、四つの導体部91、92、93、94と五つの不導体部95、96、97、98、99を重ね合わせることによって構成されている。すなわち、処置部90は先端側から、不導体部95、導体部91、不導体部96、導体部92、不導体部97、導体部93

50

、不導体部 9 8 、導体部 9 4 、不導体部 9 9 を重ね合わせることによって構成されている。各導体部 9 1 ~ 9 4 と各不導体部 9 5 ~ 9 9 は、A 方向から見た平面形状が同一形状（たとえば歯車状）で形成されており、完全に一致するように組み合わされている。したがって、処置部 9 0 の側面は、帯状の導体部 9 1 ~ 9 4 を不導体部 9 5 ~ 9 9 で挟んだ複数層のサンドイッチ構造になっている。

【 0 0 6 8 】

中央の導体部 9 2 、9 3 の間に配置された不導体部 9 7 は、他の不導体部 9 6 、9 8 よりも薄く形成されている。したがって、中央の導体部 9 2 、9 3 の間隔は、両側の導体部 9 1 、9 2 の間隔、または、導体部 9 3 、9 4 の間隔よりも狭くなっている。

【 0 0 6 9 】

各導体部 9 1 ~ 9 4 はそれぞれ、導線 1 0 1 ~ 1 0 4 に接続されており、この導線 1 0 1 ~ 1 0 4 は、手元操作部 1 4 のコネクタ 2 2 を介して外部の高周波電流供給装置（不図示）に接続されている。高周波電流供給装置は、四本の導線 1 0 1 ~ 1 0 4 のなかから通電する二本の導線 1 0 1 ~ 1 0 4 を選択し、且つ、選択した導線 1 0 1 ~ 1 0 4 に応じて異なる高周波電流を通電する。たとえば、導体部 9 1 、9 2 を選択するとともに、この導体部 9 1 、9 2 を一対の電極として凝固用の高周波電流を通電する。同様に、導体部 9 3 、9 4 を選択するとともに、この導体部 9 3 、9 4 を一対の電極として凝固用の高周波電流を通電する。さらに、導体部 9 2 、9 3 を選択するとともに、この導体部 9 2 、9 3 を一対の電極として切断用の高周波電流を通電する。これにより、導体部 9 1 、9 2 間に接触した粘膜下層 3 8 や、導体部 9 3 、9 4 間に接触した粘膜下層 3 8 を凝固する一方で、中央の導体部 9 2 、9 3 間に接触した粘膜下層 3 8 を切断することができる。なお、高周波電流供給装置は、導体部 9 1 、9 2 と、導体部 9 3 、9 4 とを選択する凝固処理と、導体部 9 2 、9 3 を選択する切断処理とを非常に短い周期で繰り返し行う。これにより、凝固処理と切断処理とを見かけ上、同時に行うことができる。

【 0 0 7 0 】

上記の如く構成された内視鏡用処置具は、処置部 9 0 を側方に移動させて処置部 9 0 の側面に粘膜下層 3 8 を押し当てた際に、先端側の導体部 9 1 、9 2 間に接触した粘膜下層 3 8 と、基端側の導体部 9 3 、9 4 に接触した粘膜下層 3 8 が凝固される一方で、中央の導体部 9 2 、9 3 間に接触した粘膜下層 3 8 が切断される。したがって、凝固した部分同士の間を切断することになるので、出血量を大幅に削減することができる。特に本実施の形態では、固有筋層 3 6 側だけでなく、粘膜 3 4 側にも凝固組織が残るので、出血量を大幅に減少させることができる。

【 0 0 7 1 】

また、第 3 の実施形態は、バイポーラ型の処置具であり、電極間（導体部間）に挟まれた組織のみを凝固処理するので、凝固範囲を狭くコントロールすることができる。したがって、組織障害の範囲が狭く、凝固による組織障害を最小限に抑制することができる。

【 0 0 7 2 】

なお、上述した第 3 の実施形態では、切断位置の先端側（固有筋層 3 6 側）と基端側（粘膜 3 4 側）の両方を凝固するようにしたが、凝固位置はこれに限定するものではなく、たとえば、導体部 9 1 、9 4 間に凝固用の高周波電流を通電して全体を凝固させるようにしてもよい。また、導体部 9 1 、9 2 のみに凝固用の高周波電流を通電して切断位置の先端側のみを凝固するようにしてもよい。

【 0 0 7 3 】

また、上述した第 3 の実施形態では、四個の導体部 9 1 ~ 9 4 を設けたが、導体部の個数はこれに限定するものではなく、バイポーラ型の場合は 3 個以上であればよい。この場合、最も先端側の導体部を含む二個の導体部を選択して凝固用の高周波電流を通電し、最も先端側の導体部を除く二個の導体部を選択して切断用の高周波電流を通電すればよい。たとえば、三個の導体部を設けた場合には、最も先端側の導体部と最も基端側の導体部を選択して凝固用の高周波電流を通電し、最も基端側の導体部と中央の導体部を選択して切断用の高周波電流を通電するとよい。

10

20

30

40

50

【0074】

一方、モノポーラ型の場合には、導体部の個数は二個以上であればよい。この場合、最も先端側の導体部を含む少なくとも一つの導体部を選択して凝固用の高周波電流を通電し、最も先端側の導体部を除く一つの導体部を選択して切断用の高周波電流を通電すればよい。たとえば、三個の導体部を設けた場合には、先端側と基端側の導体部を選択して凝固用の高周波電流を通電し、中央の導体部を選択して切断用の高周波電流を通電するといい。なお、凝固用の高周波電流は、三個全ての導体部を選択してもよいし、先端側の導体部のみを選択してもよい。

【0075】

また、モノポーラ型で二個の導体部を設けた場合は、両方の導体部（又は先端側の導体部のみ）を選択して凝固用の高周波電流を通電し、基端側の導体部を選択して切断用の高周波電流を通電するようにしてもよい。

10

【0076】

なお、上述した第1～第3の実施形態では、同じ平面形状の導体部と不導体部を重ね合わせて処置部を構成したが、処置部の構成はこれに限定するものではなく、処置部の側面に帯状の導体部が形成され、この導体部が不導体部で挟まれたサンドイッチ構造であればよい。したがって、導体部を筒状（ドーナツ型）に形成し、側面に表れるように構成してもよい。

【0077】

また、図16に示すように、不導体であるシース16の外周面に導体部30を設けてよい。この場合、導体部30は、シース16の先端から所定の距離をあけて配置し、且つ、円周方向に一周するように帯状に形成するとよい。このように構成することによって、内視鏡の鉗子チャンネルへの挿通性を高めることができる。

20

【0078】

図17、図18は、図16と同様にシース16の外周面に導体部30を設けるとともに、高周波ナイフの機能を持たせた内視鏡用処置具の断面図である。これらの図に示すように、シース16の内部には、ワイヤ18が挿通されており、このワイヤ18の先端に金属製の円盤110が取り付けられ、さらに円盤110に金属製の針状メス112が取り付けられている。ワイヤ18の基端は、手元操作部14のスライダ64（図13参照）に取り付けられており、ワイヤ18を押し引き操作できるようになっている。

30

【0079】

シース16の先端面には孔16Aが形成されており、ワイヤ18を先端側に押し操作することによって図17に示す如く針状メス112が孔16Aから突出される。その際、円盤110がシース16の先端面に当接することによって、針状メス112の突出量が規制される。また、ワイヤ18を基端側に引き操作することによって、図18に示す如く針状メス112が孔16Aからシース16内に没入される。

【0080】

シース16の内周面には突起部16Bが設けられており、針状メス112がシース16内に完全に収納された際に、円盤110が突起部16Bに当接されるようになっている。突起部16Bには、シース16の外周面に設けた導体部30に接続する導線114が配置されており、円盤110が突起部16Bに当接されることによって、導体部30がワイヤ18に電気的に接続される。

40

【0081】

上記の如く構成された内視鏡用処置具によれば、ワイヤ18を押し操作して針状メス112を突出させることによって高周波ナイフとして使用することができ、マーキング処理や粘膜34の切断処理を行うことができる。また、ワイヤ18を引き操作することによって、シース16の外周面の導体部30に高周波電流を通電することができ、粘膜下層38の切断手段として使用することができる。

【0082】

次に第4の実施形態の内視鏡用処置具について説明する。図19は第4の実施形態の内

50

視鏡用処置具の処置部 20 を示す断面図であり、図 20 は図 19 の処置部を示す断面図である。

【 0 0 8 3 】

これらの図に示す第 4 の実施形態の処置部 20 は、図 1 ~ 図 3 に示した第 1 の実施形態の処置部 20 と同様に、略歯車状に形成されるとともに、導体部 30 を不導体部 28、32 で挟んだサンドイッチ状に構成されている。

【 0 0 8 4 】

導体部 30 には、高周波電源（不図示）に接続するためのワイヤ 18 が接続されており、このワイヤ 18 がシース 16 に対して進退自在となるように構成される。すなわち、ワイヤ 18 はその基端が手元操作部 14 のスライダ 64 に連結され、スライダ 64 は本体 66 にスライド自在に支持される。一方、絶縁性のシース 16 の基端は手元操作部 14 の本体 66 に連結されており、スライダ 64 を本体 66 に対してスライドさせることによって、ワイヤ 18（すなわち処置部 20）がシース 16 に対して進退操作される。したがって、スライダ 64 を本体 66 に対して後方にスライドさせることによって処置部 20 をシース 16 に対して後退させることができ、反対に、スライダ 64 を本体 66 に対して前方にスライドさせることによって処置部 20 をシース 16 に対して先端側に前進させることができる。

【 0 0 8 5 】

処置部 20 を前進させた場合には、図 19、20 に実線で示すように、ワイヤ 18 の先端部 18A が露出された露出状態になる。したがって、この状態でワイヤ 18 に高周波電流を通電することによって、ワイヤ 18 の先端部 18A で切断を行うことができる。その際、導体部 30 にも高周波電流が流れるので、処置部 20 の側面に露出された導体部 30 によっても切断を行うことができる。

【 0 0 8 6 】

処置部 20 を後退させた場合には、図 20 に二点鎖線で示すように、処置部 20 の基端面にシース 16 の先端が当接し、ワイヤ 18 はシース 16 内に収納された非露出状態になる。したがって、ワイヤ 18 に高周波電流を通電した場合には、処置部 20 の側面の導体部 30 のみで切断を行うことができる。

【 0 0 8 7 】

なお、図 19 に示す手元操作部 14 は、図 13 に示した手元操作部 14 と同様の構成であり、その詳細な説明を省略する。また、処置部 20 をシース 16 に対して進退させる構成は上述の実施形態に限定されるものではなく、様々な対応が可能である。

【 0 0 8 8 】

上記の如く構成された内視鏡用処置具は、処置部 20 をシース 16 に対して前進させることによってワイヤ 18 の先端部 18A で切断を行うことができるので、内視鏡用処置具を粘膜 34 の切開に使用することができる。すなわち、図 4 (c) で示した粘膜 34 の切開作業の際に、高周波ナイフ 45 の代わりに、第 4 の実施形態の内視鏡用処置具を用いて粘膜 34 を切開することができる。

【 0 0 8 9 】

粘膜 34 の切開は、まず、プレカット等によって粘膜 34 に予め窓を形成しておき、その窓に処置部 20 の先端面から押し入れる。そして、ワイヤ 18 の先端部 18A を露出させた状態で、ワイヤ 18 に高周波電流を通電しながら、処置部 20 を側方に移動させる。これにより、露出されたワイヤ 18 の先端部 18A に粘膜 34 が触れるので、粘膜 34 が切開される。その際、処置部 20 の姿勢を変えることなく、処置部 20 を側方に移動させるだけで、粘膜 34 を切断することができ、粘膜 34 を容易に切断することができる。また、処置部 20 の側面に露出された導体部 30 にも高周波電流が通電されるので、粘膜 34 の切開を行うと同時に粘膜下層 38 も切断することができる。さらに、処置部 20 の先端側に不導体部 28 が設けられるので、固有筋層 36 を傷付けることなく、粘膜 34 及び粘膜下層 38 を安全に切断することができる。

【 0 0 9 0 】

10

20

30

40

50

粘膜 34 の切開を行った後は、処置部 20 をシース 16 に対して後退させ、ワイヤ 18 をシース 16 の内部に収納する。そして、ワイヤ 18 が非露出状態となった後で、導体部 30 に高周波電流を通電しながら処置部 20 を側方に移動させ、粘膜下層 38 の剥離を行う。これにより、本実施の形態は、内視鏡用処置具を変えることなく、粘膜 34 の切開と粘膜下層 38 の剥離とを行うことができる。作業効率を大幅に向上することができ、患者の負担を大幅に軽減することができる。

【0091】

なお、上述した第 4 の実施形態は、ワイヤ 18 の先端部 18A を露出、非露出で選択するようにしたが、後述するように、ワイヤ 18 の先端に接続した軸状電極を露出状態と非露出状態とで選択できるようにしてもよい。また、ワイヤ 18 の先端部 18A や軸状電極を常に露出させた形態も可能である。

10

【0092】

次に第 5 の実施形態の内視鏡用処置具について説明する。図 21 は、第 5 の実施形態の内視鏡用処置具の処置部 120 を示す斜視図であり、図 22 は矢印 B 方向から見た処置部 120 の平面図であり、図 23 は図 22 の 23-23 線に沿う断面図である。また、図 24 は、図 23 の処置部 120 をシース 16 に対して前進させた状態を示している。

【0093】

これらの図に示す処置部 120 は、図 1～図 3 に示した第 1 の実施形態の処置部 20 と同様に、略歯車状に形成され、複数の山部 120A、120A…とその間の谷部 120B、120B…とが円周方向に交互に配置される。また、処置部 120 は、導体部 124 を不導体部 122、126 で挟んだサンドイッチ状に構成され、処置部 120 の側面には、帯状の導体部 124 が一周するように形成される。

20

【0094】

各山部 120A の基端面 120C（すなわち不導体部 126）には、凸部 120E が突出して形成されている。各凸部 120E は、処置部 120 の最も外周側に配置されるとともに略半球状に突出して形成されており、粘膜下層 38 を凸部 120E に引っ掛けができるようになっている。

30

【0095】

また、処置部 120 は、第 4 の実施形態と同様に、シース 16 に対して進退自在に設けられており、図 23 に示す如くシース 16 に対して後退させたり、図 24 に示す如くシース 16 に対して前進させたりできるようになっている。

【0096】

図 24 に示すように、導体部 124 は処置部 120 の側面に帯状に露出されるとともに、処置部 120 の基端面 120C 側にも露出され、基端側露出面 124C が形成されている。この基端側露出面 124C は、処置部 120 の中央側に配置されており、図 24 に示す如く処置部 120 をシース 16 に対して前進させた際に露出され、図 23 に示す如く処置部 120 をシース 16 に対して後退させた際にシース 16 内に配置されて非露出状態となる。

【0097】

上記の如く構成された第 5 の実施形態によれば、処置部 120 の基端面 120C に凸部 120E が形成されているので、処置部 120 を基端側に動かすことによって、繊維質の粘膜下層 38 を凸部 120E に引っ掛けができる。引っ掛けた粘膜下層 38 は処置部 120 の中央側に集められ、基端側露出面 124C やワイヤ 18 の先端部 18A に接触して切斷される。すなわち、処置部 120 を基端側に移動しながら粘膜下層 38 を切斷する「引き切り」を行うことができる。これにより、粘膜下層 38 の剥離効率を高めることができ、剥離作業の時間短縮によって患者の負担を軽減することができる。

40

【0098】

なお、上述した第 5 の実施形態では、凸部 120E を処置部 120 の外周側のみに形成したが、図 25 に示すように、シース 16 よりも外側の部分全体に突出する凸部 120E を形成してもよい。また、凸部 120E の形状は、半球状に限定されるものではなく、粘

50

膜下層 3 8 を引っ掛けができる形状であればよく、たとえば略円柱状に突出させたり、略円錐状に突出させたりしてもよい。また、図 2 6 に示すように、外側の位置で最も突出し、内側になるほど突出量が徐々に小さくなる形状の凸部 1 2 0 E を形成してもよい。さらに、処置部 1 2 0 の基端面 1 2 0 C に溝や凹部を形成することによって、凸部 1 2 0 E を形成してもよい。

【 0 0 9 9 】

また、上述した第 5 の実施形態は、処置部 1 2 0 をシース 1 6 に対して前進させることによって導体部 1 2 4 の基端側露出面 1 2 4 が露出されるようにしたが、基端側露出面 1 2 4 は常に露出されていてもよい。たとえば、図 2 7 に示す処置部 1 2 0 は、導体部 1 2 4 がシース 1 6 よりも大きく形成され、導体部 1 2 4 の基端側露出面がシース 1 6 の外側に常に露出されている。したがって、処置部 1 2 0 を進退操作することなく、常に粘膜下層 3 8 を切断することができる。なお、図 2 7 の処置部 1 2 0 の場合、処置部 1 2 0 をシース 1 6 に対して固定する様も可能である。

10

【 0 1 0 0 】

次に第 6 の実施形態の内視鏡用処置具について説明する。図 2 8 は、第 6 の実施形態の内視鏡用処置具を示す断面図であり、図 2 9 はその処置部 1 3 0 を示す斜視図である。

【 0 1 0 1 】

これらの図に示す第 6 の実施形態の処置部 1 3 0 は、正面側（図 2 8 の左側）から見た際に歯車状に形成されており、四つの山部 1 3 0 A、1 3 0 A … と四つの谷部 1 3 0 B、1 3 0 B とが交互に配置される。また、処置部 1 3 0 は、導体部 1 3 4 を不導体部 1 3 2 、1 3 6 で挟んだサンドイッチ状に構成される。

20

【 0 1 0 2 】

不導体部 1 3 2 は、先端側に丸い略半球状（具体的には、半球体を歯車状に切り出した形状）に形成される。したがって、不導体部 1 3 2 を固有筋層 3 6 に押し当てながら処置部 1 3 0 を側方に移動した際に、不導体部 1 3 2 と固有筋層 3 6 との摩擦が小さくなり、処置部 1 3 0 をスムーズに移動させることができる。

【 0 1 0 3 】

基端側の不導体部 1 3 6 は、図 2 1 ~ 図 2 4 に示した第 5 の実施形態の処置部 1 2 0 と同様に、基端面 1 3 0 C に凸部 1 3 0 E が設けられている。凸部 1 3 0 E は、山部 1 3 0 A の最も外周側が基端側に突出するように形成されており、この凸部 1 3 0 E に粘膜下層 3 8 を引っ掛けられるようになっている。

30

【 0 1 0 4 】

導体部 1 3 4 は、処置部 1 3 0 の側面に帯状に露出されるとともに、処置部 1 3 0 の基端面 1 3 0 C から軸状に突出し、軸状電極 1 3 4 A を形成している。軸状電極 1 3 4 A は、その先端が接続パイプ 1 3 8 に嵌入され、溶接やロウ付け等によって固定される。接続パイプ 1 3 8 には反対側からワイヤ 1 8 の先端が嵌入され、溶接やロウ付け等によって固定される。これにより、軸状電極 1 3 4 A がワイヤ 1 8 の先端に接続される。

【 0 1 0 5 】

ワイヤ 1 8 はその基端が手元操作部 1 4 のスライダ 6 4 に連結され、スライダ 6 4 は手元操作部 1 4 の本体 6 6 にスライド自在に支持される。本体 6 6 には、シース 1 6 の基端が接続されており、スライダ 6 4 を本体 6 6 に対してスライドさせることによって、ワイヤ 1 8 （すなわち処置部 1 3 0 ）がシース 1 6 に対して進退操作される。すなわち、スライダ 6 4 を本体 6 6 に対して後方にスライドさせることによって処置部 1 3 0 をシース 1 6 に対して後退させることができ、反対に、スライダ 6 4 を本体 6 6 に対して前方にスライドさせることによって処置部 1 3 0 をシース 1 6 に対して先端側に前進させることができる。

40

【 0 1 0 6 】

処置部 1 3 0 を前進させた場合には、軸状電極 1 3 4 A が露出された状態になり、高周波電流を通電することによって軸状電極 1 3 4 A で切断を行うことができる。したがって、第 6 の実施形態の内視鏡用処置具を用いて粘膜 3 4 の切開を行うことができる。

50

【0107】

処置部130を後退させた場合には、処置部130の基端面にシース16の先端が当接し、軸状電極134Aはシース16内に収納されて非露出状態になる。したがって、処置部130の側面に露出された導体部134のみで切断が行われ、粘膜下層38の剥離作業を行うことができる。

【0108】

シース16の先端部の内側には、カラー部材140が設けられる。カラー部材140は、セラミック等の断熱材から成り、このカラー部材140によって軸状電極134Aの熱がシース16に伝達することが防止される。また、カラー部材140は、軸状電極134Aの外径よりも若干大きい内径の筒状に形成されており、このカラー部材140が軸状電極134Aをガイドすることによって、処置部20の直進性が確保される。さらに、カラー部材140は、処置部130の突出量(前進量)を規制する役目も兼ねており、処置部130をシース16に対して前進させた際に、接続パイプ138がカラー部材140に当接して前進が規制される。

10

【0109】

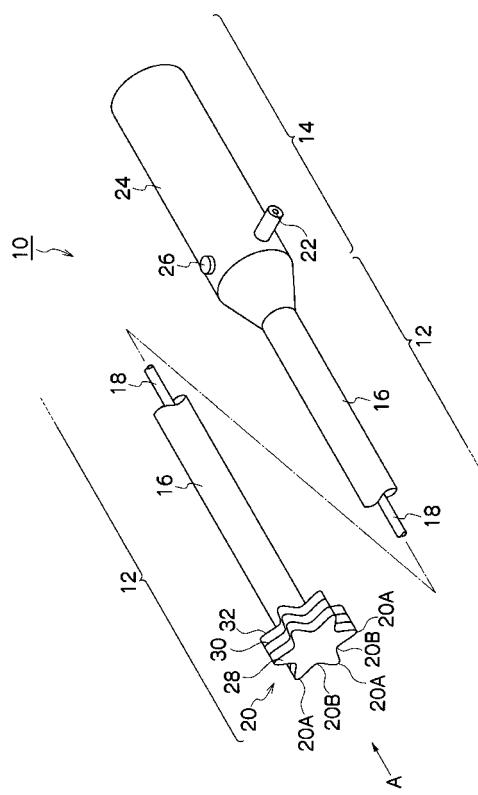
なお、第6の実施形態では、処置部130の最大外径がシース16の外径に略等しくなっている。これにより、内視鏡用処置具を内視鏡挿入部41(図4参照)の鉗子チャンネルに挿通する際に、処置部130がひっかかることなくスムーズに挿通される。処置部130の最大外径がシース16の外径よりも小さい態様も可能である。

【0110】

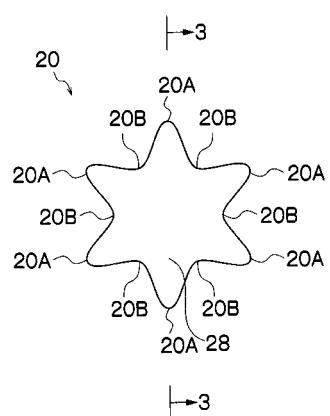
20

上記の如く構成された第6の実施形態によれば、処置部130がシース16に対して進退自在に設けられるので、軸状電極134Aを露出させ、粘膜34の切開を行うことができる。また、第6の実施形態によれば、処置部130の基端面130C(すなわち不導体部136)に凸部130Eが突出形成されるので、粘膜下層38を凸部130Eに引っ掛けて中央側に集め、軸状電極134Aで切断することができ、粘膜下層38の剥離効率を高めることができる。

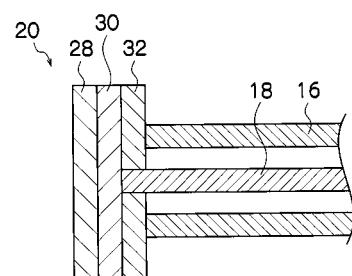
【図1】



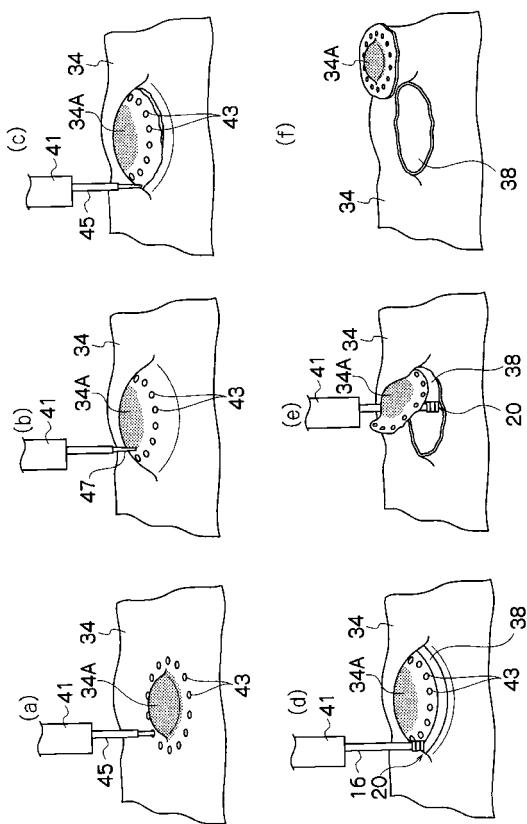
【図2】



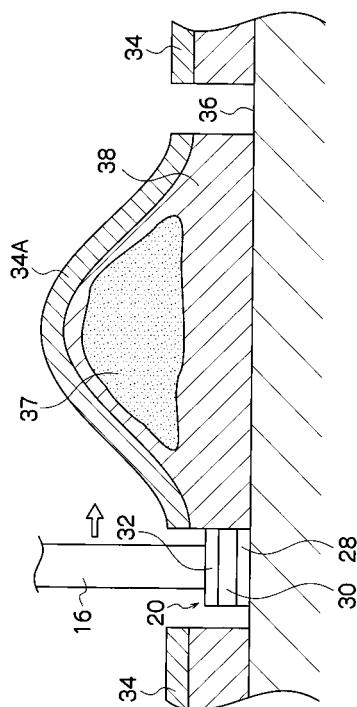
【図3】



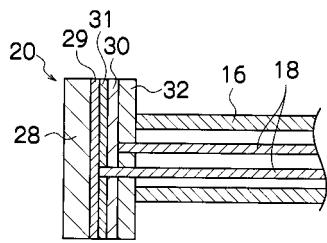
【図4】



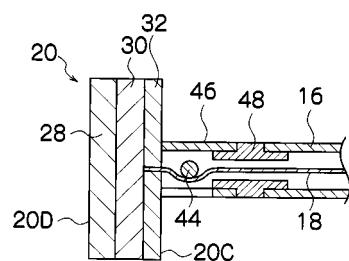
【図5】



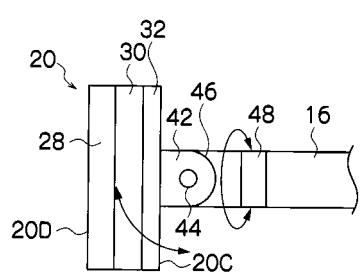
【図6】



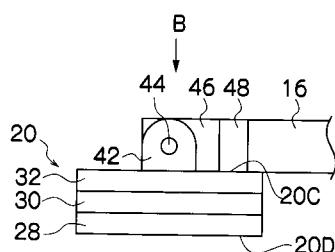
【図8】



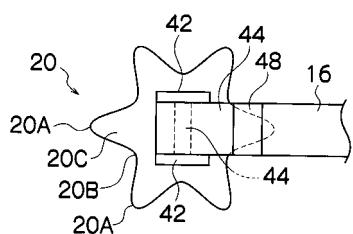
【図7】



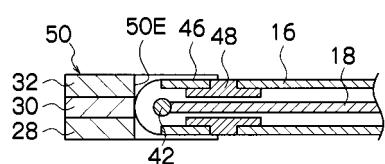
【図9】



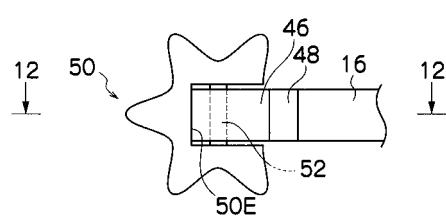
【図10】



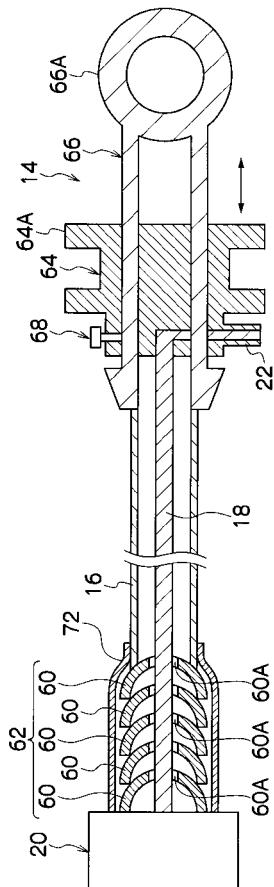
【図12】



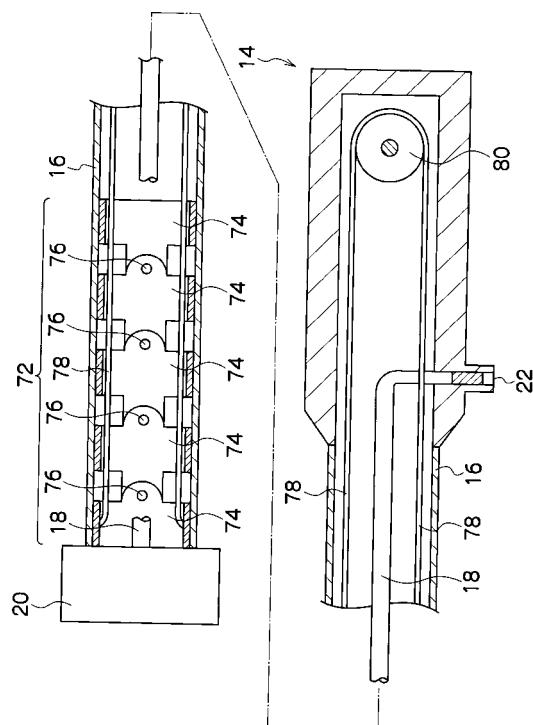
【図11】



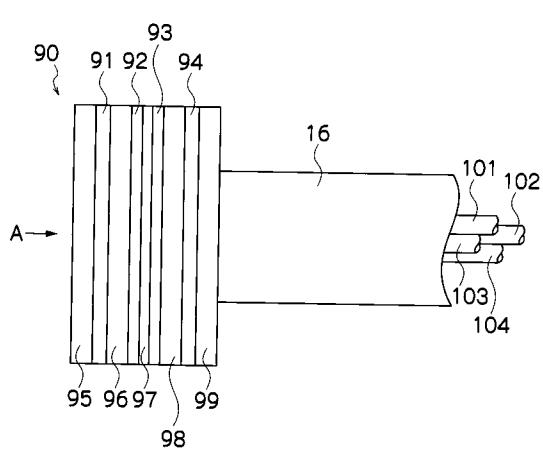
【図13】



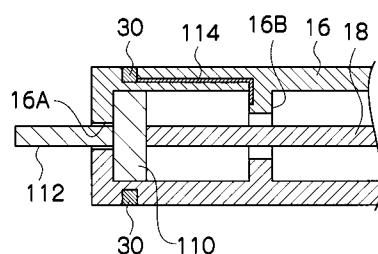
【図14】



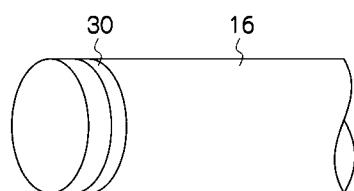
【図15】



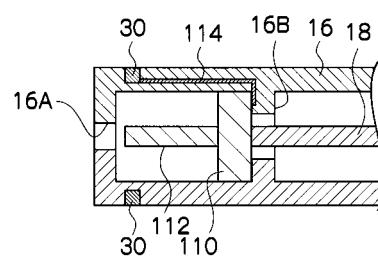
【図17】



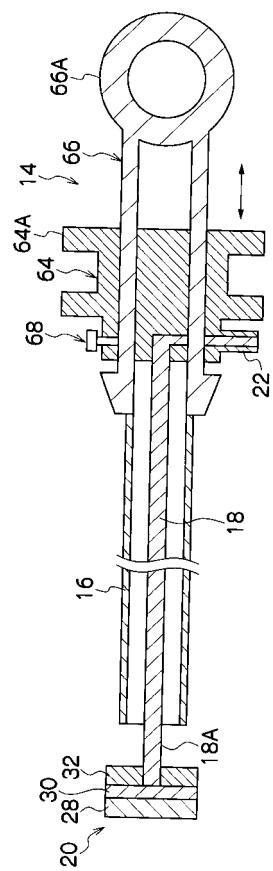
【図16】



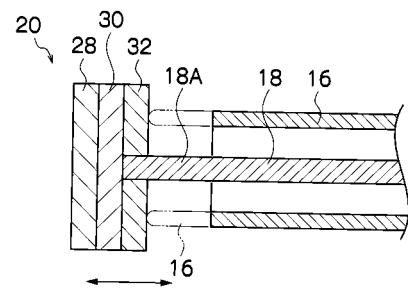
【図18】



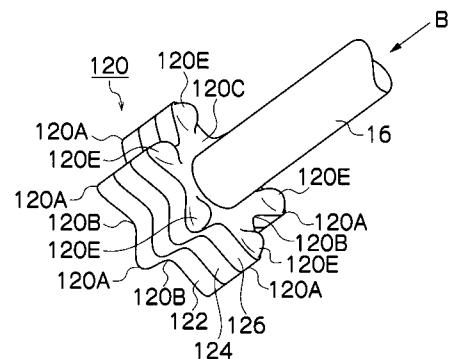
【図19】



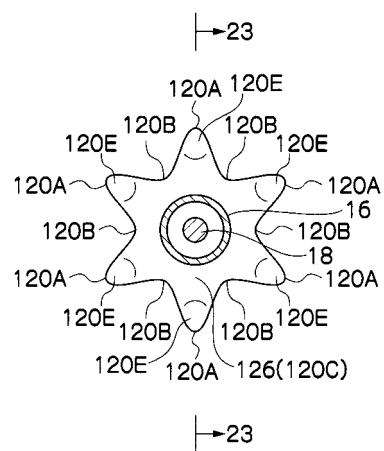
【 図 20 】



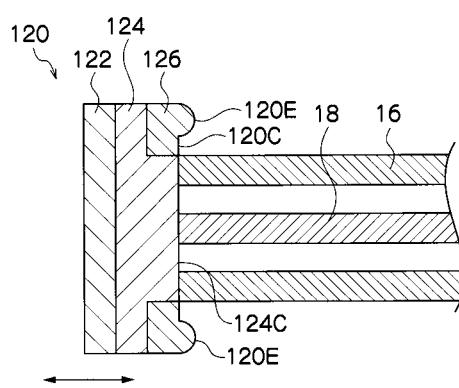
【図21】



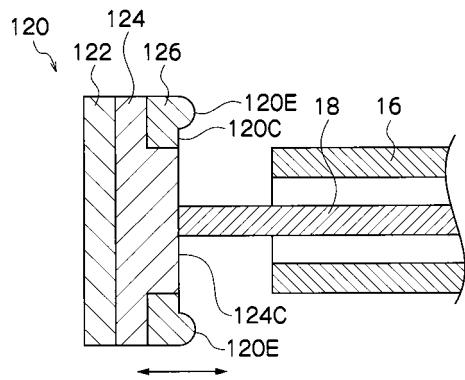
【図22】



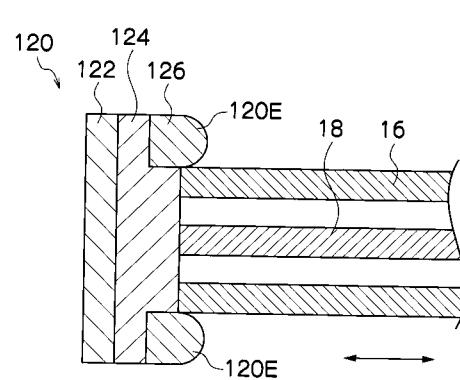
【図23】



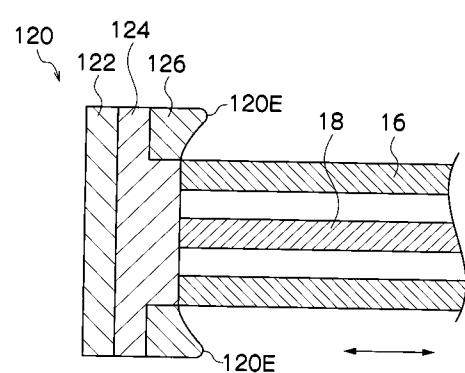
【図24】



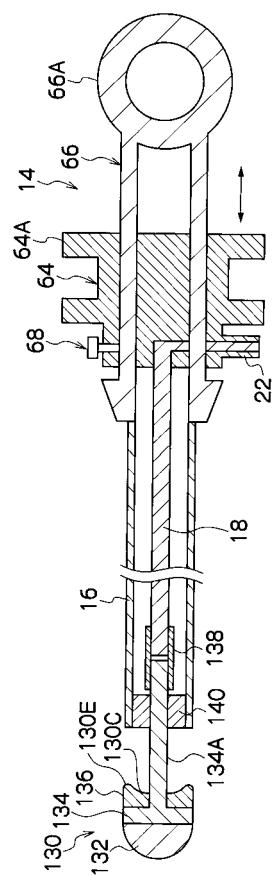
【図25】



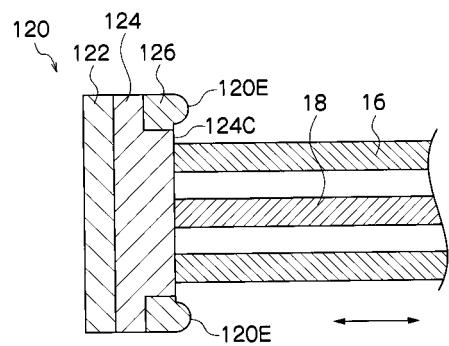
【図26】



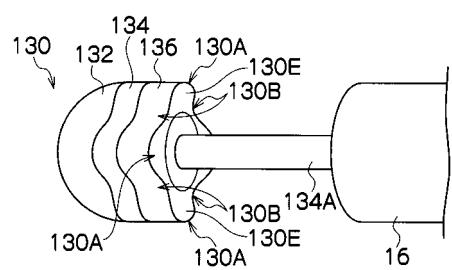
【図28】



【図27】



【図29】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-167081(JP, A)
特開2004-248911(JP, A)
特開2000-023996(JP, A)
米国特許第03460539(US, A)
特開2000-139942(JP, A)
特開2003-290248(JP, A)
米国特許出願公開第2006/0079873(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 13/00 - 18/28

专利名称(译)	内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP5180081B2	公开(公告)日	2013-04-10
申请号	JP2008532115	申请日	2007-08-30
[标]申请(专利权)人(译)	忌吃医学院		
申请(专利权)人(译)	学校法人自治医科大学		
当前申请(专利权)人(译)	学校法人自治医科大学		
[标]发明人	山本博德		
发明人	山本 博德		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B1/018 A61B18/1492 A61B18/1815 A61B2018/00083 A61B2018/00482 A61B2018/1405 A61B2018/1497 A61B2018/1861		
FI分类号	A61B17/39.310		
优先权	2006234159 2006-08-30 JP		
其他公开文献	JPWO2008026689A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜用处理器，其适于在内窥镜粘膜下剥离中切断粘膜下层，内窥镜用处理器具在插入体内的插入部的前端具有处理部。处理部分包括连接到高频源的导体，并且被配置为具有夹层结构，其中导体夹在其远端侧上的非导体和近端上的非导体之间。它的一面。导体形成为在处理部分的侧表面处以条形暴露，并且处理部分的横向移动导致用导体切割粘膜下层。

