

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5340722号  
(P5340722)

(45) 発行日 平成25年11月13日 (2013.11.13)

(24) 登録日 平成25年8月16日 (2013.8.16)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 18/14 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 5

請求項の数 16 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2008-503912 (P2008-503912)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成19年3月8日 (2007.3.8)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2007/054575		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(87) 国際公開番号	W02007/102586	(74) 代理人	100106909
(87) 国際公開日	平成19年9月13日 (2007.9.13)		弁理士 棚井 澄雄
審査請求日	平成22年2月19日 (2010.2.19)	(74) 代理人	100064908
(31) 優先権主張番号	60/781, 350		弁理士 志賀 正武
(32) 優先日	平成18年3月9日 (2006.3.9)	(74) 代理人	100094400
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 鈴木 三義
前置審査		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100129403
			弁理士 増井 裕士
		(74) 代理人	100139686
			弁理士 鈴木 史朗

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】

カテーテルから突没可能に突き出され、生体組織を切断するために使用される内視鏡用処置具であって、

前記カテーテルに挿入される制御ワイヤと、

あらかじめ曲げ形状を付与されたうえで前記制御ワイヤの遠位端に設けられ、前記曲げ形状へ復元可能な弾性を有し一方向に延びる線状の切断電極と、

前記カテーテルから突出された前記切断電極の先端を拘束する拘束器具と、  
を備え、

前記切断電極の前記曲げ形状は、前記カテーテルに引き込まれた状態では弾性変形して前記カテーテルの形状に倣い、前記カテーテルから繰り出されることにより、切断される対象となる前記生体組織の遠位側に回り込んで前記生体組織の一部を囲む曲線状に復元される形状であり、

前記拘束器具は、前記切断電極が前記生体組織の遠位側に回り込む方向と反対方向から前記切断電極の先端を拘束することによって前記切断電極と連結可能であり、

前記拘束器具と前記切断電極とが連結されることにより、前記生体組織における切断対象部分に前記切断電極が接し前記生体組織を囲む曲線状の部位が生じ、

前記拘束器具と前記切断電極との少なくともいずれかを近位側へ牽引することによって前記切断電極が前記生体組織に食い込んで前記切断電極が前記生体組織を切断可能である  
内視鏡用処置具。

10

20

## 【請求項 2】

前記切断電極が、前記カテーテルの遠位端の開口部から突き出され、前記拘束器具が、前記カテーテルの遠位端の側面に設けられ、

前記拘束器具と前記切断電極とはいずれも前記カテーテルの軸線方向に移動可能である請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

## 【請求項 3】

前記拘束器具が、前記カテーテルの遠位端の開口部から突き出され、前記切断電極が、前記カテーテルの遠位端の側壁に形成された貫通孔から突き出され、

前記拘束器具と前記切断電極とはいずれも前記カテーテルの軸線方向に移動可能である請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

10

## 【請求項 4】

前記拘束器具の先端または前記切断電極の先端のいずれか一方にループが設けられ、

前記拘束器具の先端または前記切断電極の先端のいずれか他方に、前記ループを引っ掛けるフック部が設けられている請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

## 【請求項 5】

前記拘束器具が、前記切断電極の先端を把持する把持鉗子である請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

## 【請求項 6】

前記切断電極が、三次元的な曲げ形状を付与されている請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

20

## 【請求項 7】

前記制御ワイヤを内側に挿入され、前記制御ワイヤとともに前記カテーテルに挿入される軟性シースをさらに備え、

前記軟性シースの遠位端にはあらかじめ曲げ形状が付与されており、

前記軟性シースに対して前記制御ワイヤを周方向に回転させることにより、前記切断電極に三次元的な曲げ形状が付与される請求項 6 に記載の内視鏡用処置具。

## 【請求項 8】

前記切断電極は略V字形に屈曲され、

前記制御ワイヤに連続する近位部分と、前記近位部分に連続しかつ前記近位部分に対して折り返されるように屈曲された遠位部分とを有し、

前記近位部分と前記遠位部分との間隔は、前記制御ワイヤの遠位端から遠ざかるほど狭くなる請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

30

## 【請求項 9】

前記切断電極の断面は、前記切断電極の弧の内側から外側に向けて延在する第一軸方向の長さ、前記第一軸に直交する第二軸方向の長さよりも長い請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

## 【請求項 10】

前記切断電極は、生体組織に押し付けられる部分以外が絶縁体に被覆されている請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

## 【請求項 11】

前記切断電極の前記カテーテルの遠位端からの突出長を調節するための突出長調整部をさらに備える請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

40

## 【請求項 12】

前記突出長調整部に、前記切断電極の最大突出長を規定するストッパが設けられている請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

## 【請求項 13】

前記カテーテルは絶縁材料からなり、

前記カテーテルの遠位端の内側には金属シースが嵌め込まれ、

前記切断電極の先端は、前記切断電極が前記カテーテルに引き込まれた状態では前記金属シースの内側に配置される請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

50

## 【請求項 1 4】

前記切断電極の先端に絶縁体が設けられている請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

## 【請求項 1 5】

生体組織を切断するために使用される内視鏡用処置具であって、

カテーテルと、

前記カテーテルに挿入される制御ワイヤと、

あらかじめ曲げ形状を付与されたうえで前記制御ワイヤの遠位端に設けられ、前記曲げ形状へ復元可能な弾性を有し一方向に延びる線状の切断電極と、

前記カテーテルから突出された前記切断電極の先端を拘束する拘束器具と、  
を備え、

前記切断電極の前記曲げ形状は、前記カテーテルに引き込まれた状態では弾性変形して前記カテーテルの形状に倣い、前記カテーテルから繰り出されることにより、切断される対象となる前記生体組織の遠位側に回り込んで前記生体組織の一部を囲む曲線状に復元される形状であり、

前記拘束器具は、前記切断電極が前記生体組織の遠位側に回り込む方向と反対方向から前記切断電極の先端を拘束することによって前記切断電極と連結可能であり、

前記拘束器具と前記切断電極とが連結されることにより、前記生体組織における切断対象部分に前記切断電極が接し前記生体組織を囲む曲線状の部位が生じ、

前記拘束器具と前記切断電極との少なくともいずれかを近位側へ牽引することによって前記切断電極が前記生体組織に食い込んで前記切断電極が前記生体組織を切断可能であり

、  
前記カテーテルに、前記制御ワイヤを挿入するためのルーメンと、前記拘束器具を挿入するためのもうひとつのルーメンとが形成され、

前記制御ワイヤを挿入するための前記ルーメンは前記カテーテルの先端に開口され、

前記拘束器具を挿入するための前記もうひとつのルーメンは前記カテーテルの先端に開口され、

前記切断電極と前記拘束器具とはいずれも前記カテーテルの軸線方向に移動可能である内視鏡用処置具。

## 【請求項 1 6】

前記切断電極は、前記制御ワイヤの遠位端からさらに遠位側に延びる線状である請求項 1 または請求項 1 5 に記載の内視鏡用処置具。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、内視鏡を使って体内の生体組織を凝固させたり切断したりするための内視鏡用処置具に関する。

本願は、2006年3月9日に出願された米国特許出願第60/781,350について優先権を主張し、その内容をここに援用する。

## 【背景技術】

## 【0002】

内視鏡を用いた外科手術の分野では、生体組織を切断するためのさまざまな処置具が存在する。これらには、先端針式切断電極、固定式フック形電極、三日月形および楕円形のスネア、乳頭切開術/括約筋切開術に用いる処置具、そして特定の治療を目的としたその他の処置具が含まれる。内視鏡のチャンネルを通すには大きすぎるので内視鏡の外面上に取り付けられなければならないもの、あるいは内視鏡のチャンネルに後方から装填しなければならないものなど、いくつかの処置具が存在するが、これらのほとんどは、折り畳まれて内視鏡のチャンネルを自由に通れるサイズと形に変形され、治療装置のシースの中に装填される。本発明も同様に、折り畳んで内視鏡チャンネルを通ることができる処置具に焦点を当てている。

## 【0003】

10

20

30

40

50

外科手術の基本的な考え方は、鋭利なメスによるにせよ（すなわち、コールドカット）、電気外科電流によるにせよ（すなわち、ホットカット）、組織に牽引力が印加されているときに組織を最適に切断する、というものである。牽引力は切断すべきたるんだ組織に張りを与える。開腹外科手術の場合、外科医の指で組織を引っ張ったり伸ばしたり、あるいは組織を外科器具で保持したりすることによって牽引力が印加される。開腹外科手術の場合、外科医はメスや電気外科切断器具の動きを完全かつ容易に制御することができる。

【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、内視鏡を用いた外科手術の場合は、内視鏡の動きが切断器具の動きに影響を与えることがあるので、切断器具を使用する作業が行い難くなる。

【0005】

本発明の目的は、内視鏡を使って体内の生体組織を凝固させたり切断したりするための内視鏡用処置具を提供することにある。

本発明のもうひとつの目的は、切断器具を内視鏡のチャンネルに通されるシースに引き込むことができ、かつ切断すべき組織を引っ掛けるために拡大させることが可能な内視鏡用処置具を提供することにある。

本発明のさらなる目的は、切断器具の形状を変化させることが可能な内視鏡用処置具を提供することにある。

本発明のさらにもうひとつの目的は、隣接する組織構造の損傷を防ぐことが可能な内視鏡用処置具を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の内視鏡用処置具は、カテーテルから突没可能に突き出され、生体組織を切断するために使用される内視鏡用処置具であって、前記カテーテルに挿入される制御ワイヤと、あらかじめ曲げ形状を付与されたうえで前記制御ワイヤの遠位端に設けられ、前記曲げ形状へ復元可能な弾性を有し一方向に延びる線状の切断電極と、前記カテーテルから突出された前記切断電極の先端を拘束する拘束器具と、を備え、前記切断電極の前記曲げ形状は、前記カテーテルに引き込まれた状態では弾性変形して前記カテーテルの形状に倣い、前記カテーテルから繰り出されることにより、切断される対象となる前記生体組織の遠位側に回り込んで前記生体組織の一部を囲む曲線状に復元される形状であり、前記拘束器具は、前記切断電極が前記生体組織の遠位側に回り込む方向と反対方向から前記切断電極の先端を拘束することによって前記切断電極と連結可能であり、前記拘束器具と前記切断電極とが連結されることにより、前記生体組織における切断対象部分に前記切断電極が接し前記生体組織を囲む曲線状の部位が生じ、前記拘束器具と前記切断電極との少なくともいづれかを近位側へ牽引することによって前記切断電極が前記生体組織に食い込んで前記切断電極が前記生体組織を切断可能である。

本発明の内視鏡用処置具は、カテーテルに挿入して使用する。制御ワイヤの遠位端に設けられた切断電極は、カテーテルに引き込まれた状態では、弾性変形してカテーテルの形状に倣うが、カテーテルから突き出されると、あらかじめ付与された曲げ形状を回復させる。これにより、切断電極は切断すべき生体組織を引っ掛けることが可能になる。生体組織を切断電極で引っ掛け、そのまま処置具を引っ張ると、生体組織に牽引力が作用し、切断電極が生体組織に切り込んで生体組織を切断する。この切断電極の動きは、カテーテルを通した内視鏡の挿入部先端の角度を変更する操作や、内視鏡の挿入部を前後に動かす操作を行うことなく実施することが可能である。

切断電極で切断すべき生体組織を引っ掛けたうえで、拘束器具を使って切断電極の先端を拘束すると、生体組織から切断電極に作用する反力による切断電極の意図しない変形が防止される。そして、切断電極と拘束器具とが繋がってそれらの内側に生体組織を確保するので、切断電極で生体組織を確実に切断することが可能になる。

【0008】

10

20

30

40

50

本発明の内視鏡用処置具において、前記拘束器具は、前記切断電極の先端を把持する把持鉗子であってもよい。把持鉗子を使うと、切断電極の先端を容易に拘束することができる。ところで、把持鉗子は、内視鏡の挿入部に設けられたチャンネルに挿入してもよいし、本発明の内視鏡用処置具とともにカテーテルに挿入してもよい。この場合、カテーテルには、本発明の内視鏡用処置具を挿入するルーメンと、把持鉗子を挿入するルーメンとを分けて挿入するのが好ましい。すなわち2つのルーメンが形成されているのが好ましい。

【0009】

本発明の内視鏡用処置具において、前記拘束器具の先端にループが設けられ、前記切断電極の先端に、前記ループを引っ掛けるフック部が設けられていてもよいし、前記切断電極の先端にループが設けられ、前記拘束器具の先端に、前記ループを引っ掛けるフック部が設けられていてもよい。切断電極で切断すべき生体組織を引っ掛けたうえで、フック部にループを引っ掛けてループを引っ張ると、切断電極と拘束器具とが繋がってそれらの内側に生体組織が確保されるので、切断電極で生体組織を確実に切断することが可能になる。

10

【0010】

本発明の内視鏡用処置具において、前記拘束器具が、前記カテーテルの遠位端の開口部から突き出され、前記切断電極が、前記カテーテルの遠位端の側壁に形成された貫通孔から突き出され、前記拘束器具と前記切断電極とはいずれも前記カテーテルの軸線方向に移動可能であってもよい。または、前記切断電極が、前記カテーテルの遠位端の開口部から突き出され、前記拘束器具が、前記カテーテルの遠位端の側面に設けられ、前記拘束器具と前記切断電極とはいずれも前記カテーテルの軸線方向に移動可能であってもよい。いずれの場合も、拘束器具がカテーテルの遠位端から離間するので、拘束器具が切断電極の先端を捕捉し易くなる。

20

【0011】

本発明の内視鏡用処置具において、前記切断電極が、三次元的な曲げ形状を付与されていてもよい。さらに、本発明の内視鏡用処置具は、前記制御ワイヤを内側に挿入され、前記制御ワイヤとともに前記カテーテルに挿入される軟性シースをさらに備え、前記軟性シースの遠位端にはあらかじめ曲げ形状が付与されていてもよい。前記軟性シースに対して前記制御ワイヤを周方向に回転させることにより、前記切断電極に三次元的な曲げ形状が付与される。

30

【0012】

軟性シースをカテーテルに対して制止させた状態で、軟性シースに対して制御ワイヤを押し込み、カテーテルの遠位端から切断電極を突き出させると、切断電極はあらかじめ付与された曲げ形状を回復させる。さらに、カテーテルに対して軟性シースを押し込み、カテーテルの遠位端から突き出させると、軟性シースもあらかじめ付与された曲げ形状を回復させる。そして、軟性シースに対して制御ワイヤを周方向に回転させると、軟性シースの遠位端に対して切断電極が首を振るように変位する。軟性シースの遠位端も切断電極もあらかじめ曲げ形状を付与されているので、切断電極を上記のように変位させると、軟性シースの遠位端および切断電極を含めた本発明の内視鏡用処置具の先端は、三次元的な曲げ形状を付与される。さらにその三次元的な形状は、軟性シースの遠位端に対する切断電極の変位量に応じて変化する。このように、切断電極が三次元的な曲げ形状を付与されることにより、複雑に入り組んだ生体組織の中に切断電極を差し込み、切断すべき生体組織だけを近隣の生体組織から分けて正確に確保することが可能になる。

40

【0014】

本発明の内視鏡用処置具において、前記切断電極は略V字形に屈曲され、前記制御ワイヤに連続する近位部分と、前記近位部分に連続しかつ前記近位部分に対して折り返されるように屈曲された遠位部分とを有し、前記近位部分と前記遠位部分との間隔は、前記制御ワイヤの遠位端から遠ざかるほど狭くなっていてもよい。

生体組織を切断電極で引っ掛け、そのまま処置具を引っ張ると、近位部分と遠位部分との間に生体組織が入り込み、近位部分と遠位部分との間に作用する弾性力によって挟み込

50

まれる。これにより、生体組織が圧迫されるので、止血効果が高まる。また、切断電極が生体組織に強く押し付けられるので、生体組織に通電される電流の密度が高まり、切断電極の切れ味が増す。

【 0 0 1 5 】

本発明の内視鏡用処置具において、前記切断電極の断面は、前記切断電極の弧の内側から外側に向けて延在する第一軸方向の長さが、前記第一軸に直交する第二軸方向の長さよりも長くてもよい。

切断電極の断面を上記のように形成すると、生体組織を引っ掛けたときに切断電極が曲げ形状を解消するような変形をし難くなる。したがって、処置具を強く引っ張っても、切断電極が生体組織から外れ難くなる。

【 0 0 1 6 】

本発明の内視鏡用処置具において、前記切断電極は、生体組織に押し付けられる部分以外が絶縁体に被覆されていてもよい。これにより、切断すべき生体組織の近隣にある他の生体組織を傷付けることがないので、安全性が高まる。

【 0 0 1 7 】

本発明の内視鏡用処置具は、前記切断電極の前記カテーテルの遠位端からの突出長を調節するための突出長調整部をさらに備えていてもよい。さらに、前記突出長調整部には、前記切断電極の最大突出長を規定するストッパーが設けられていてもよい。切断すべき生体組織の大きさは一定ではないので、その大きさに応じて切断電極の突出長も可変であることが望ましい。例えば、切断すべき生体組織が非常に小さいときは、その大きさに応じて切断電極の突出長を短くしておく。これにより、切断すべき生体組織の近隣にある他の生体組織を傷付けることがないので、安全性が高まる。また、切断電極があまりに突き出し過ぎると、その動きを操作者が制御し難くなる可能性がある。そこで、ストッパーを設けて切断電極の最大突出長を規定することにより、切断電極を常に操作者の制御下におくことが可能になる。また、ストッパーを設けることにより、常に一定の突出量で切断電極を何度も突出させることが可能になる。

【 0 0 1 8 】

本発明の内視鏡用処置具において、前記カテーテルは絶縁材料からなり、前記カテーテルの遠位端の内側には金属シースが嵌め込まれていてもよい。前記切断電極の先端は、前記切断電極が前記カテーテルに引き込まれた状態では前記金属シースの内側に配置される。これにより、切断電極の先端がカテーテルを傷付けることがない。

【 0 0 1 9 】

本発明の内視鏡用処置具において、前記切断電極の先端には絶縁体が設けられていてもよい。絶縁体を設けることにより、切断電極が切断すべき生体組織を捕えて保持し易くなる。

【 0 0 2 0 】

本発明の内視鏡用処置具は、生体組織を切断するために使用される内視鏡用処置具であって、カテーテルと、前記カテーテルに挿入される制御ワイヤと、あらかじめ曲げ形状を付与されたうえで前記制御ワイヤの遠位端に設けられ、前記曲げ形状へ復元可能な弾性を有し一方向に延びる線状の切断電極と、前記カテーテルから突出された前記切断電極の先端を拘束する拘束器具と、を備え、前記切断電極の前記曲げ形状は、前記カテーテルに引き込まれた状態では弾性変形して前記カテーテルの形状に倣い、前記カテーテルから繰り出されることにより、切断される対象となる前記生体組織の遠位側に回り込んで前記生体組織の一部を囲む曲線状に復元される形状であり、前記拘束器具は、前記切断電極が前記生体組織の遠位側に回り込む方向と反対方向から前記切断電極の先端を拘束することによって前記切断電極と連結可能であり、前記拘束器具と前記切断電極とが連結されることにより、前記生体組織における切断対象部分に前記切断電極が接し前記生体組織を囲む曲線状の部位が生じ、前記拘束器具と前記切断電極との少なくともいずれかを近位側へ牽引することによって前記切断電極が前記生体組織に食い込んで前記切断電極が前記生体組織を切断可能であり、前記カテーテルに、前記制御ワイヤを挿入するためのルーメンと、前記

10

20

30

40

50

拘束器具を挿入するためのもうひとつのルーメンとが形成され、前記制御ワイヤを挿入するための前記ルーメンは前記カテーテルの先端に開口され、前記拘束器具を挿入するための前記もうひとつのルーメンは前記カテーテルの先端に開口され、前記切断電極と前記拘束器具とはいずれも前記カテーテルの軸線方向に移動可能である。本発明の内視鏡用処置具によれば、一方のルーメンに切断電極を通し、他方のルーメンに把持鉗子やスネアなどの拘束器具を通して生体組織の切断を容易に行うことが可能になる。

また、上述の内視鏡用処置具において、前記切断電極は、前記制御ワイヤの遠位端からさらに遠位側に延びる線状であってもよい。

【発明の効果】

【 0 0 2 1 】

10

本発明によれば、内視鏡を使って、隣接する組織構造の損傷を防止しつつ、体内の生体組織を容易に切断したり凝固させたりすることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 2 】

【図 1】図 1 は、公知の内視鏡用処置具に具備される切断電極を示す図であって、治療に使用するときの状態と、カテーテルに引っ込めた状態とを示している。

【図 2】図 2 は、公知の内視鏡用処置具に具備される切断電極を示す図であって、治療に使用するときの状態と、カテーテルに引っ込めた状態とを示している。

【図 3】図 3 は、公知の内視鏡用処置具に具備される切断電極を示す図であって、治療に使用するときの状態と、カテーテルに引っ込めた状態とを示している。

20

【図 4】図 4 は、公知の内視鏡用処置具に具備される切断電極を示す図であって、治療に使用するときの状態と、カテーテルに引っ込めた状態とを示している。

【図 5】図 5 は、公知の内視鏡用処置具に具備される切断電極を示す図であって、治療に使用するときの状態と、カテーテルに引っ込めた状態とを示している。

【図 6】図 6 は、公知の内視鏡用処置具に具備される切断電極を示す図であって、治療に使用するときの状態と、カテーテルに引っ込めた状態とを示している。

【図 7】図 7 は、女性患者の体内を前方から見た概略断面図であって、公知の内視鏡用処置具を内視鏡の挿入チューブのチャンネルに通し、その処置具の切断電極を女性患者の右側のファロピー管を切開するために適切な位置に配した状態を示す図である。

【図 8】図 8 は、女性患者の体内の右側ファロピー管およびその近隣組織を示す概略断面図であって、公知の内視鏡用処置具に備わる切断電極をファロピー管に押し付けた状態を示す図である。

30

【図 9】図 9 は、女性患者の体内の右側ファロピー管およびその近隣組織を示す概略断面図であって、本発明の内視鏡用処置具に備わる切断電極をファロピー管に引っ掛けた状態を示す図である。

【図 10】図 10 は、生体内の切断すべき組織およびその近隣組織を示す概略断面図であって、内視鏡の挿入チューブを切断すべき組織の前方に配置した状態を示す図である。

【図 11】図 11 は、生体内の切断すべき組織およびその近隣組織を示す概略断面図であって、内視鏡の挿入チューブのチャンネルからカテーテルを突き出させ、さらにそのカテーテルからフックした切断電極を突き出させて切断すべき組織に引っ掛けた状態を示す図である。

40

【図 12】図 12 は、生体内の切断すべき組織およびその近隣組織を示す概略断面図であって、切断すべき電極を引っ掛けた切断電極を引っ張り、同組織に牽引力を作用させた状態を示す図である。

【図 13】図 13 は、本発明の内視鏡用処置具の全体構成を示す平面図である。

【図 14】図 14 は、本発明の内視鏡用処置具のハンドル部分の構成を示す平面図である。

【図 15】図 15 は、本発明の内視鏡用処置具のハンドル部分に設けられる制御ワイヤのストッパーを示す斜視図である。

【図 16】図 16 は、図 15 の A - A 線に沿うハンドル部分の断面図であって、制御ワイ

50

ヤのストッパーの可動範囲を制限するストップナットが、ストッパーの動きを制限した状態と、ストッパーの制限を解いた状態とを示している。

【図１７】図１７は、本発明の内視鏡用処置具に備わる事前成形スプリング電極がカテーテルの遠位端から突き出され、完全に伸ばされた状態を示している。

【図１８】図１８は、本発明の内視鏡用処置具に備わる事前成形スプリング電極が、カテーテルに完全に引っ込められた状態を示している。

【図１９】図１９は、本発明の内視鏡用処置具に備わる事前成形スプリング電極の一部分がカテーテルから突き出され、他の部分がカテーテルに引っ込められた状態を示している。

【図２０】図２０は、本発明の内視鏡用処置具に備わる事前成形スプリング電極の変形例を示す図であって、切断電極の先端に絶縁体が設けられている。

10

【図２１】図２１は、図１１に示す内視鏡用処置具を用いて、事前成形スプリング電極で切断すべき生体組織を引っ掛けた状態を示している。

【図２２】図２２は、本発明の内視鏡用処置具に備わる事前成形スプリング電極のもうひとつの変形例を示す図であって、切断電極の先端に設けられた絶縁体の形状が変更されている。

【図２３】図２３は、本発明の内視鏡用処置具の変形例を示す図であって、事前成形スプリング電極で、切断すべき生体組織を引っ掛けた状態を示している。

【図２４】図２４は、図２３の内視鏡用処置具において、切断すべき生体組織を引っ掛けた事前成形スプリング電極の先端を、電極とは別のチャンネルに通された把持鉗子で把持した状態を示している。

20

【図２５】図２５は、本発明の内視鏡用処置具の変形例を示す図であって、事前成形スプリング電極で、切断すべき生体組織を引っ掛けた状態を示している。

【図２６】図２６は、本発明の内視鏡用処置具の変形例を示す図であって、事前成形スプリング電極操作のハンドルと、把持鉗子操作のハンドルとを備える処置具を示す平面図である。

【図２７】図２７は、本発明の内視鏡用処置具の変形例を示す図であって、切断すべき生体組織を引っ掛けた事前成形スプリング電極の先端を、電極とは別のチャンネルに通されたスネアのループで拘束した状態を示している。

【図２８】図２８は、本発明の内視鏡用処置具の変形例を示す図であって、切断すべき生体組織を引っ掛けた事前成形スプリング電極の先端を、カテーテルの側壁に形成された貫通孔から突き出させたスネアのループで拘束した状態を示している。

30

【図２９】図２９は、本発明の内視鏡用処置具の変形例を示す図であって、事前成形スプリング電極で、切断すべき生体組織を引っ掛けた状態を示している。

【図３０】図３０は、図２９の内視鏡用処置具において、切断すべき生体組織を引っ掛けた事前成形スプリング電極の先端を、電極と同じチャンネルに通された牽引具で拘束した状態を示している。

【図３１】図３１は、本発明の内視鏡用処置具の変形例を示す図であって、カテーテルの側壁に形成された貫通孔から突き出させ、切断すべき生体組織を引っ掛けた事前成形スプリング電極の先端を、カテーテルの遠位端から突き出させた把持鉗子で拘束した状態を示している。

40

【図３２】図３２は、本発明の内視鏡用処置具の変形例を示す図であって、二重構造のカテーテルの遠位端から突き出させた事前成形スプリング電極で、切断すべき生体組織を引っ掛けた状態を示している。

【図３３】図３３は、図３２の内視鏡用処置具において、カテーテルの側面に設けられた事前成形スプリング電極の把持構造を示している。

【図３４】図３４は、図３２の内視鏡用処置具において、切断すべき生体組織を引っ掛けた事前成形スプリング電極の先端を、カテーテルの側面に設けられた把持構造で把持した状態を示している。

【図３５】図３５は、本発明の内視鏡用処置具の変形例を示す図であって、事前成形スプリング電極で、切断すべき生体組織を引っ掛けた状態を示している。

50



リング電極の形状を三次元的に変化させることが可能な処置具を示している。

【図３６】図３６は、図３５の内視鏡用処置具において、事前成形スプリング電極の形状を三次元的に変化させ、切断すべき生体組織を引っ掛けた状態を示している。

【図３７】図３７は、本発明の内視鏡用処置具の変形例を示す図であって、カテーテルの遠位端に、事前成形スプリング電極との間で、切断すべき生体組織を挟むことのできるキャップが設けられている処置具を示している。

【図３８】図３８は、図３７の内視鏡用処置具において、キャップと事前成形スプリング電極との間で、切断すべき生体組織を挟んだ状態を示している。

【図３９】図３９は、図３７の内視鏡用処置具のさらなる変形例であって、事前成形スプリング電極の剛性を高めることにより、電極先端のフック部が省略された処置具を示している。

10

【図４０】図４０は、本発明の内視鏡用処置具の変形例を示す図であって、略Ｖ字状に屈曲された事前成形スプリング電極を備える処置具を示している。

【図４１】図４１は、図４０の内視鏡用処置具において、事前成形スプリング電極で、切断すべき生体組織を挟んだ状態を示している。

【図４２】図４２は、本発明の内視鏡用処置具の変形例を示す図であって、事前成形スプリング電極の断面が楕円である処置具を示している。

【図４３】図４３は、図４２のＢ－Ｂ線に沿う事前成形スプリング電極の断面図である。

【図４４】図４４は、本発明の内視鏡用処置具の変形例を示す図であって、事前成形スプリング電極の一部に絶縁体が被覆されている処置具を示している。

20

【図４５】図４５は、図２３に示す内視鏡用処置具を使用して大腸内にできたポリープを切除する手技を説明する図であって、大腸に内視鏡の挿入チューブを挿入し、フックした事前成形スプリング電極でポリープを引っ掛けた状態を示している。

【図４６】図４６は、大腸に内視鏡の挿入チューブを挿入し、ポリープを引っ掛けた事前成形スプリング電極の先端を、把持鉗子で把持した状態を示している。

【図４７】図４７は、図４５は、事前成形スプリング電極および把持鉗子でポリープを牽引しながら、電極に電流を流してポリープを切除している状態を示している。

【符号の説明】

【００２３】

５０…把持鉗子、１００…カテーテル、１０２，１０４，１０６…切断ワイヤ、１１０…金属チップ、１１２…ループ切断ワイヤ、１１４…フック形ワイヤチップ、１５０…絶縁チップ、２００…挿入チューブ、２０４…胃、２０６…切開部、２０８…ファロピー管、２１２…軟性内視鏡、２１４…角度変更ノブ、２１６…ハンドル、２１８…子宮、２２０…アクティブコード、２２２…湾曲部、２２８，２３０，２３４…軟性カテーテル、２２８ａ…貫通孔、２３２ａ，２３２ｂ…ルーメン、２３６…内シース、２３８…外シース、２４０…ハンドル、２４２…制御ワイヤ、２４４…スライダー、２４６…円板、２５０…スネア、２５２…ループ、２６０…牽引具、２６２…ボール部、２７０…軟性シース、２７４…キャップ、２７６…接触面、２７８…スリット、２７９…掛止孔、３０４…骨盤内器官、４００，４１０，４２０，４３０…事前成形スプリング電極、４０２…フック部、４１２…ループ、４２２…近位部分、４２４…遠位部分、４３２…第一軸、４３４…第二軸、４４０…絶縁体、５００…組織、５０２…近隣組織、５０４…視野、５１０…大腸、５１２…ポリープ、６００…スライダー、６０２…制御ワイヤ、６０４…電気コネクタ、６０６…ハンドル、７００…ストッパー、７０２，７０４…ストップナット、７０６…切欠部、８００…金属シース

30

40

【発明を実施するための最良の形態】

【００２４】

多くの内視鏡治療法は、無線周波（ＲＦ）電気外科電流を用いた生体組織の切断もしくは切開を必要とする。ＲＦ治療には、公知のさまざまな処置具を利用することができる。それらの一部は、ともに使用される内視鏡の形式と特定の関係を有している。例えば、泌尿器用切除鏡による経尿道切除術のために特に設計された切断ループである。また、一般

50

的な内視鏡を用いて特定の処置を行うために設計されたものもある。例えば、ファーター乳頭を切開するために特に設計された乳頭切開刀（括約筋切開刀）や、結腸ポリープを除去するために特に設計されたスネアなどである。これらはすべて、標準的な軟性内視鏡を使って行われる。また、さまざまな内視鏡的切断に用いることができる針先端式内視鏡など、より一般的な用途のために設計された切断器具もある。

#### 【 0 0 2 5 】

組織を正確かつ容易に切断する場合は、組織に牽引力を印加できることが重要である。開腹外科手術の場合、切除される組織は、通常外科器具によって把持されてから、組織を安定させ、切開を導き、切開された部分を切り離す目的で、組織に軽い牽引力を印可するために引っ張られる。典型的な場合、組織を切開するためにメスもしくは電気外科切断器具が用いられる間、組織は把持器具によって保持される。

10

#### 【 0 0 2 6 】

腹腔鏡的外科の場合も、しばしば同じ技術が用いられる。組織が別の腹腔鏡ポートから配置された切断電極によって切開される間、その組織はもうひとつの腹腔鏡ポートから挿入される鉗子で保持される。

#### 【 0 0 2 7 】

軟性内視鏡術を利用する場合、切断すべき組織を現在利用可能な器具を用いて牽引するのは非常に困難であり、不可能なことすらある。乳頭切開刀などの一部の器具は、切断を行いながら、器具自体が組織に圧力をかけるように設計されている。乳頭切開刀の場合、操作者は、乳頭切開刀の先端を曲げるために器具のハンドルを閉じ、伸ばされた括約筋の中に切断ワイヤを押し込む。切断電極によって組織に与えられる張力の強さは、操作者が乳頭切開刀のハンドルを閉じる力の入れ具合によって制御される。

20

#### 【 0 0 2 8 】

しかしながら、軟性内視鏡を利用する多くの場合、切断電極（例えば、切断ワイヤ）は、内視鏡の先端を動かす手段によって組織の中に押し込まれる。内視鏡の挿入チューブの先端の動きは、挿入チューブの運動または挿入チューブ先端の角度を変更するノブの操作によって実現される。ハンドヘルド切断器具を用いる場合と比較すれば、これらの手段はいずれも使い難く、不正確である。

#### 【 0 0 2 9 】

軟性内視鏡のチャンネルに通される電極によって行うことができる最も容易な操作は、処置具の挿入部を引き戻してそれを内視鏡のチャンネルの中に引き込むことである。電極の軸を内視鏡チャンネルの中に引き込むことによって電極を内視鏡の先端の方に動かすことには、内視鏡自体を動かすことと比較していくつかの利点がある。すなわち、1) 電極は、事前に定義されている（容易に予測される）方向に沿って、内視鏡の先端の方に動かすことができる、2) 電極は組織にかなりの力（通常は、内視鏡のチップを動かすことによって主張できる場合よりも大きな力）を与えることができる、3) 切断されるべき組織の背後に電極が配置されるのであれば、電極を引き込むことにより、切開すべき領域を明確に視野に納めながら、切断されるべき組織が牽引される。

30

#### 【 0 0 3 0 】

図1から図6は、内視鏡的治療のために一般的に用いられる公知のワイヤ型切断電極の遠位端を示している。図1は、突き出し切断ワイヤ102を有する針電極を示し、図2は、ループ切断ワイヤ112を有するスネアを示している。図3は、切断ワイヤ104を有する乳頭切開刀を示している。図3の乳頭切開刀は、張力を付加するとカテーテル100の遠位端を湾曲させ、張力を緩めるとカテーテル100にぴったりと寄り添う。図4から図6は、切断ワイヤ106を有する電極を示している。図4の切断ワイヤ106の遠位端108は絶縁されている。図5の切断ワイヤ106の先端には、三角形の金属チップ110が設けられている。図6の切断ワイヤ106の先端には、小さな固定式のフック形ワイヤチップ114が設けられている。各装置において、電極ワイヤは、内視鏡チャンネルの中を通すことができるように、カテーテル100に密着させることができるか、あるいはカテーテル100の中に引っ込めることができる。図1から図6には、電極ワイヤの遠位

40

50

端がカテーテル 100 から露出されている状態と、内視鏡チャンネルに通すために電極ワイヤの遠位端がカテーテル 100 の中に引っ込められた状態とを示している。

【0031】

これら処置具のいくつかは特定の用途のために設計されている。例えば、図 2 のスネアは、組織の出っ張っている部分（最も典型的には、ポリープ）の上で輪をつくるために設計されている。スネアのハンドルを閉じ、RF 電流を印加しながら切断ワイヤ 102 に組織の中を通り抜けさせる。これにより、組織が切断される。図 3 の乳頭切開刀は、ファーター乳頭の管状開口部のような乳頭孔に挿入するために設計されている。乳頭切開刀のハンドルを閉じ、切断ワイヤ 104 に張力を与え、カテーテル 100 の先端を湾曲させる。そして、RF 電流を印加しながら切断ワイヤ 104 を組織に押しつける。これにより、組織が切開される。

10

【0032】

図 1、図 4 から図 6 に示されている他の処置具の場合、手技が行われている間、ハンドルを操作する必要はない。準備を整えた電極を曝露位置に配置する場合にのみハンドルが用いられる。その後、電極を組織に押しつけて組織を通る電極の移動方向を制御するために、内視鏡自体を操作する必要がある。上述のように、内視鏡を操作することによって切断電極を操作するのは、しばしば厄介であり、電極の移動方向、すなわち組織を切断する方向をうまく制御することができない。

【0033】

図 7 は、針電極によって女性患者のファロピー管を切開するために軟性内視鏡を使用する例を示している。この場合、軟性内視鏡 212 の挿入チューブ 200 は、患者の口（不図示）から患者の食道を通じて胃 204 の中に挿入される。さらに、挿入チューブ 200 は、胃壁の切開部 206 を通じて腹腔内部に進入し、患者の骨盤内器官に近づけられる。図 7 では、説明をわかり易くするために、患者の子宮 218 とファロピー管 208 だけが表示されている。切断ワイヤ 102 は、内視鏡チャンネル（内部ルーメン）に通されたカテーテル 100 の遠位端から突き出され、ファロピー管を切開するためにファロピー管に押しつけられる。操作者は、カテーテル 100 の近位端に取りつけられたハンドル 216 を操作することにより、操作者はカテーテル 100 の近位端の中に切断ワイヤ 102 を引っ込めたり、そこから伸ばしたりすることができる。ハンドル 216 は、RF ゼネレータ（不図示）から電極ワイヤに RF 電流を供給するアクティブコード 220 にも接続される。

20

30

【0034】

ハンドル 216 は、カテーテル 100 の遠位端から切断ワイヤ 102 を突き出したり引っ込めたりするために用いられるが、切断ワイヤ 102 を組織に沿わせて配置したり意図される切断方向に切断ワイヤ 102 を移動させたりする際には、いかなる役割も担っていない。操作者は、これらの作業を、内視鏡の挿入チューブ 200 を操作し、挿入チューブの遠位端の動きを制御する角度変更ノブ 214 を操作することによって実施する。

【0035】

図 8 は、ファロピー管に対する治療の拡大図を示している。ここでは、操作者はファロピー管を切り離すためにそれを切り開こうとしているところである。この行為は患者を不妊にする処置の多くのステップのひとつである。図 8 は、内視鏡の挿入チューブ 200 の遠位端と、患者の下腹部の腹腔内部にある内視鏡の湾曲部 222 を示している。カテーテル 100 および切断ワイヤ 102 は挿入チューブ 200 の遠位端から突出し、患者の右側のファロピー管 208 の近くに配置される。この行為にこの形式の針電極を用いる場合は、RF 電流を切断ワイヤ 102 に印加しながら、切断ワイヤ 102 をファロピー管 208 のたるんだ組織に押しつける必要がある。しかしながら、この場合、切断ワイヤ 102 の移動方向を制御する唯一の手段は、患者の口から出ている部分を把持することによる（あるいは内視鏡の角度変更ノブを操作することによる）内視鏡の挿入チューブ 200 の操作だけである。角度変更ノブを操作すると、遠隔制御によって内視鏡の湾曲部 222 の反り具合が変化する。これらの操作は両方ともに厄介で不正確である。さらに、図 8 に示すように、多くの状況において、図中の矢印 224 の方向に向けて切断ワイヤ 102 を組織に

40

50

押しつければ、ファロピー管 208 をその下にある骨盤内器官に押しつけることになり、切断ワイヤ 102 がこれらの組織をも切断したり傷つけたりする可能性がある。

【0036】

図 9 は、本発明の内視鏡用処置具の実施例を示している。図 9 に示すように、針電極は事前成形スプリング電極 400 に置き換えられている。軟性カテーテル 228 の遠位端から突き出している電極 400 はフックしており、ファロピー管 208 の遠位側に回り込むように配置される。この処置具は、ファロピー管 208 をその下にある骨盤内器官 304 の中に押し込むのではなく、骨盤内器官 304 からファロピー管 208 を離間させるように引き上げる。この処置具をファロピー管 208 の遠位側に回り込ませるように適切に操作し、事前成形スプリング電極 400 が切断すべき組織だけにしか接触していないと確認したら、処置具の近位ハンドル（不図示）に接続されている電気外科電流ゼネレータから電極 400 に RF 電流を印加する。操作者は、RF 電流を印加しながら、軟性カテーテル 228 を引っ張って電極 400 を図示されている方向に移動させる。この動きが組織を牽引し、組織の切断を補助する。この操作は、内視鏡の制御部から延伸するカテーテルの近位部分を単に引くだけで容易に行え、内視鏡の挿入チューブ 200 や湾曲部 222 のいかなる特別な操作も必要ない。

10

【0037】

図 10 から図 12 は、切断すべき組織を近隣の組織から引き離すために、本発明の処置具をどのように用いることができるのかを示している。まず、図 10 に示すように、切断すべき組織 500 と保全しなければならないその他の近隣組織 502 との間に軟性カテーテル 228 を配置するように、内視鏡の挿入チューブ 200 の遠位端 226 が配置される。それから、図 11 に示すように、処置具のハンドル（不図示）を操作して、事前成形スプリング電極 400 を軟性カテーテル 228 の遠位端から突き出させ、切断すべき組織 500 に電極 400 を引っ掛ける。本発明の処置具は、特定の材料と、電極要素を組み立てる場合に用いられる製造方法とに基づいて、電極が軟性カテーテル 228 の遠位端から突き出すと所定のフック形をなす。それから、通電された電極 400 との接触によって火傷や切断などの事故が起こらないように、切断すべき組織をその他の近隣組織 502 から遠ざけるべく内視鏡を操作する。それから、操作者は、軟性カテーテル 228 を内視鏡チャンネルの中に引き込み、切断すべき組織 500 を牽引して、すべての近隣組織 502 から引き離す。本発明の医療行為では、軟性カテーテル 228 を引っ張り、電極 400 を内視鏡の遠位端とともに図中の矢印 506 の方向に移動させている間に、電極 400 に RF 電流を印加することによって組織を切開することができる。本発明では、すべての操作を内視鏡の視野 504 に収めることによって、処置を終始観察しながら行うことができる。

20

30

【0038】

図 13 は、本発明の内視鏡用処置具の全体像を示している。図 13 に示すように、事前成形スプリング電極 400 は、軟性内視鏡のチャンネル（内部ルーメン）を完全に通り返けられるように十分長く、そして便利に使用できるようにいくらかの余長を与えられた軟性カテーテル 228 の遠位端から突き出される。軟性カテーテル 228 の近位端には、ハンドル 606 が接続される。ハンドル 606 のスライダー 600 は、制御ワイヤ 602 の近位端に接続される。制御ワイヤ 602 は、軟性カテーテル 228 の内部ルーメンに通され、その遠位端に事前成形スプリング電極 400 が取りつけられる。ハンドルのスライダー 600 を前後に動かすと、制御ワイヤ 602 が前後に動き、電極 400 が軟性カテーテル 228 の遠位端から突き出したり、軟性カテーテル 228 の中に完全に引き込まれたりする。さらに、制御ワイヤ 602 の近位端は、スライダー 600 に搭載される RF 電気コネクタ 604 に接続される。RF 電流を標準型の電気外科ゼネレータ（不図示）から処置具に供給するために、この電気コネクタ 604 に電気コード（不図示）を接続することが可能である。RF 電流は、RF 電気コネクタ 604 および制御ワイヤ 602 を介して、制御ワイヤ 602 の先端に接続された電極 400 に通電される。

40

【0039】

本発明の処置具は、ストップや調節手段のないハンドルによっても具体化することがで

50

きるが、本実施例のハンドル 606 には、電極 400 の突出長調整部として、制御ワイヤ 602 に固定されたストッパー 700 と、制御ワイヤ 602 とともに動くストッパー 700 の可動範囲を制限するストップナット 702, 704 を有している。

#### 【0040】

図 14 から図 16 は、図 13 に示す実施例のハンドル 606 のより詳細な構造を示している。ハンドル 606 のスライダ 600 は、軟性カテーテル 228 のルーメンに通された制御ワイヤ 602 の近位端に取り付けられる。スライダ 600 の動きは、軟性カテーテル 228 の遠位端にある事前成形スプリング電極 400 (不図示) を突き出させたり引っ込めさせたりする。図 14 に示すように、ストッパー 700 は制御ワイヤ 602 に添えて固定されている。このストッパー 700 は制御ワイヤ 602 の動きを制限する。近位に配置されたストップナット 702 は、ハンドル 606 のスライダ 600 が閉じられるにつれて、制御ワイヤ 602 の動きを制限し、それによって電極を軟性カテーテル 228 の遠位端の中に引き込むことができる程度を制限する。遠位に配置されたストップナット 704 は、ハンドルを開くことができる程度を制限し、それによって軟性カテーテル 228 の遠位端から突き出される電極の長さを制限する。その結果、スプリング電極に形成されるフック形のサイズが制限される。

10

#### 【0041】

図 14 に示す実施例では、操作者は、これらの最大最小の設定を、ハンドル 606 上のねじ式のストップナット 702, 704 の位置を変えることによって変更することができる。さらに、ストップナット 702, 704 は、図 16 に示すように、ストップナット 702, 704 が自由位置に回されたときに、ストッパー 700 にストップナット 702, 704 を通過させることができる切欠部 706 を有する。これにより、操作者は、制御ワイヤ 602 の動きの最大限度および最小限度を解除するようにハンドル 606 をすばやく配置することが可能になる。ストップナット 702, 704 が自由位置に配置されているときには、ストッパー 700 がストップナット 702, 704 に出会うことなく、スライダ 600 は前後に自由に移動することができる。

20

#### 【0042】

図 17 は、本発明の内視鏡用処置具のもうひとつの実施例を示している。図 17 に示すように、事前成形スプリング電極 400 は、ニチノールのような材料、あるいは拘束を受けないときにフック形に巻かれるような適切なスプリング金属からなる。電極 400 が組織の背後に回り込むことができるように、そして電極 400 が内視鏡の遠位端の方に引っ張られるときに組織を切除することができるようにするためには、このようなフック形は欠くことができない。電極 400 の材料は、RF 電流も通さなければならないうえに、所定の形に復帰できる能力を備えていなければならない。電極 400 は、軟性カテーテル 228 内での挙動と軟性カテーテル 228 から突き出したときの挙動とを制御する制御ワイヤ 602 の遠位端に取り付けられる。この実施例の場合、軟性カテーテル 228 は、ポリテトラフルオロエチレン (例えば、テフロン (登録商標)) のようなポリマーのチューブで作られているが、その他の材料も適宜使用することができる。軟性カテーテル 228 の内側には、電極 400 の最遠位端を拘束して、ポリマー製の軟性カテーテル 228 の内壁を引っかいたり引っ掛けたりしないように、管壁の薄い金属シース 800 が軟性カテーテル 228 の遠位端から挿入される。

30

40

#### 【0043】

図 18 に示すように、事前成形スプリング電極 400 が軟性カテーテル 228 の中に完全に引っ込められると、電極 400 は完全に拘束され、軟性カテーテル 228 のルーメンの中に収まる。この場合、処置具は、軟性内視鏡のチャンネル (内部ルーメン) の中から安全に前進し、その中に引っ込むことができる。

#### 【0044】

図 19 に示すように、この処置具は、事前成形スプリング電極 400 の一部だけが軟性カテーテル 228 の遠位端から突き出している中間的な位置でも使用することができる。実際のところ、図 14 に示されているハンドル 606 上のストップナット 702, 704

50

は、ハンドル 606 が最大設定と最小設定との間で操作されるときに、軟性カテーテル 228 から突き出す電極 400 の相対的長さを調節するために用いられる。

【0045】

図 20 は、事前成形スプリング電極 400 の代替的な実施例である。この実施例の場合、電極 400 の最遠位端は、セラミックビーズ、ポリマービーズ、あるいは RF 電流を通すことができないその他の材料など、絶縁材料によって覆われている。図 21 に示すように、本実施例によれば、事前成形スプリング電極 400 によって切断される組織 500 がその他の組織の近くにあるのならば、電極 400 の絶縁チップ 150 により、これらの近隣組織 502 は、電極 400 の電流が通された金属部分との接触を妨げられる。

【0046】

10

図 22 は、図 21 に示す実施例の変形例を示している。処置具の絶縁チップ 150 のサイズおよび形は、処置具を使って切断しようとしている組織を捕らえて保持するのに役立つように設計された形を有する。

【0047】

図 7 および図 9 は、本発明が、内視鏡を使用する経胃外科手術（例えば、女性の不妊処置）に応用できることを示しているが、本発明はその他の多くの広い範囲の応用が可能である。すなわち、あらゆる形態の軟性内視鏡を用いた外科手術にも、硬性内視鏡（腹腔鏡）を用いた外科手術にも用いることができる。この処置具は、上述されているファロピー管などの大きな組織を切開するのにも十分に適している。しかしながら、より小さなフックやカテーテルを用いると、この処置具を比較的小さくすることもできる。本発明のそのような実施例は、曝露された血管、管、神経、結合組織、筋肉線維、網などのためにも役立つことになるだろう。

20

【0048】

続いて、本発明の他の実施例について説明する。

図 23 および図 24 に示す本発明の内視鏡用処置具は、図 13 に示す内視鏡用処置具と、拘束器具としての把持鉗子 50 とで構成されている。この内視鏡用処置具においては、まず、図 23 に示すように、切断すべき組織 500 と保全しなければならないその他の近隣組織 502 との間に内視鏡の挿入チューブ 200 の遠位端 226 を配置し、挿入チューブ 200 のチャンネルを通じて遠位端 226 から軟性カテーテル 228 を突き出させる。次に、図 24 に示すように、処置具のハンドル 606 を操作して事前成形スプリング電極 400 を軟性カテーテル 228 の遠位端から突き出させると、電極 400 はあらかじめ付与された曲げ形状を回復させるので、その電極 400 を切断すべき組織 500 に引っ掛ける。次に、挿入チューブ 200 のもうひとつのチャンネルを通じて遠位端 226 から把持鉗子 50 を突き出させ、電極 400 の先端を把持鉗子 50 で把持する。次に、電極 400 を含む軟性カテーテル 228 および把持鉗子 50 を同調して挿入チューブ 200 のチャンネルに引き込み、切断すべき組織 500 を牽引して近隣組織 502 から引き離す。そして、組織 500 を引っ掛けた電極 400 を挿入チューブ 200 の遠位端 226 のほうに移動させておきながら、電極 400 に RF 電流を印加することによって組織 500 を切開する。組織 500 を切開したら、把持鉗子 50 を操作して電極 400 の先端を解放し、電極 400 をカテーテル 228 内に強制的に引き込む。すると、電極 400 がカテーテル 228 の形状に倣って直線的に伸ばされながら、カテーテル 228 内に収容される。

30

40

【0049】

上記のように把持鉗子 50 を使って電極 400 の先端を把持すると、切断すべき組織 500 から電極 400 に作用する反力による電極 400 の意図しない変形が防止される。そして、電極 400 と把持鉗子 50 とが繋がってそれらの内側に切断すべき組織 500 を確保するので、電極 400 で切断すべき組織 500 を確実に切開することができる。さらに、すべての操作を内視鏡の視野 504 に収め、処置を終始観察しながら行うことができる。

【0050】

図 25 および図 26 に示す本発明の内視鏡用処置具は、軟性カテーテル 230 と、軟性

50

カテーテル 230 に通された制御ワイヤ 602 と、制御ワイヤ 602 の遠位端に接続された事前成形スプリング電極 400 と、軟性カテーテル 230 の近位端に設けられたハンドル 606 と、軟性カテーテル 230 に通された把持鉗子 50 と、軟性カテーテル 230 の近位端に設けられた把持鉗子 50 のハンドル 240 とで構成されている。

【0051】

軟性カテーテル 230 には、図 25 に示すように、電極 400 の制御ワイヤ 602 を通すルーメン 232a と、把持鉗子 50 を通すもうひとつのルーメン 232b とが形成されている。図 26 に示すように、軟性カテーテル 230 の近位端は二股に分岐しており、一方の近位端に電極 400 操作のハンドル 606 が設けられ、他方の近位端に把持鉗子 50 操作のハンドル 240 が設けられている。ハンドル 240 には、把持鉗子 50 の先端の爪を開閉するための制御ワイヤ 242 を押し引きするスライダ 244 が設けられている。ハンドル 240 のスライダ 244 を前後に動かすと、制御ワイヤ 242 が前後に動き、把持鉗子 50 の先端の爪が開いたり閉じたりする。

【0052】

上記のように構成された内視鏡用処置具においては、まず、切断すべき組織 500 とその他の近隣組織との間に内視鏡の挿入チューブ 200 の遠位端 226 を配置し、挿入チューブ 200 のチャンネルを通じて遠位端 226 から軟性カテーテル 230 を突き出させる。次に、図 25 に示すように、処置具のハンドル 606 を操作して電極 400 を軟性カテーテル 230 の遠位端から突き出させると、電極 400 はあらかじめ付与された曲げ形状を回復させるので、その電極 400 を切断すべき組織 500 に引っ掛ける。次に、ハンドル 240 を操作して把持鉗子 50 を軟性カテーテル 230 の遠位端から突き出させ、電極 400 の先端を把持鉗子 50 で把持する。次に、電極 400 および把持鉗子 50 を含む軟性カテーテル 230 を挿入チューブ 200 のチャンネルに引き込み、切断すべき組織 500 を牽引して近隣組織から引き離す。そして、組織 500 を引っ掛けた電極 400 を挿入チューブ 200 の遠位端 226 のほうに移動させておきながら、電極 400 に RF 電流を印加して組織 500 を切開する。組織 500 を切開したら、把持鉗子 50 を操作して電極 400 の先端を解放し、電極 400 をカテーテル 230 内に強制的に引き込む。すると、電極 400 がカテーテル 230 の形状に倣って直線的に伸ばされながら、カテーテル 230 内に収容される。

【0053】

上記のように把持鉗子 50 を使って電極 400 の先端を把持すると、電極 400 で切断すべき組織 500 を確実に切開することができる。さらに、すべての操作を内視鏡の視野 504 に収め、処置を終始観察しながら行うことができる。

【0054】

図 27 に示す本発明の内視鏡用処置具は、把持鉗子 50 に代えて、拘束器具としてのスネア 250 を備えている。また、事前成形スプリング電極 400 の先端には、スネア 250 のループ 252 を引っ掛けるフック部 402 が設けられている。

【0055】

この内視鏡用処置具においては、まず、切断すべき組織 500 とその他の近隣組織との間に内視鏡の挿入チューブ 200 の遠位端 226 を配置し、挿入チューブ 200 のチャンネルを通じて遠位端 226 から軟性カテーテル 228 を突き出させる。次に、処置具のハンドル 606 を操作して電極 400 を軟性カテーテル 228 の遠位端から突き出させると、電極 400 はあらかじめ付与された曲げ形状を回復させるので、その電極 400 を切断すべき組織 500 に引っ掛ける。次に、挿入チューブ 200 のもうひとつのチャンネルを通じて遠位端 226 からスネア 250 を突き出させ、スネア 250 を操作してループ 252 を電極 400 のフック部 402 に引っ掛ける。次に、電極 400 を含む軟性カテーテル 228 およびスネア 250 を同調して挿入チューブ 200 のチャンネルに引き込み、切断すべき組織 500 を牽引して近隣組織から引き離す。そして、そして、組織 500 を引っ掛けた電極 400 を挿入チューブ 200 の遠位端 226 のほうに移動させておきながら、電極 400 に RF 電流を印加して組織 500 を切開する。組織 500 を切開したら、スネ

ア 2 5 0 を操作して電極 4 0 0 の先端を解放し、電極 4 0 0 をカテーテル 2 2 8 内に強制的に引き込む。すると、電極 4 0 0 がカテーテル 2 2 8 の形状に倣って直線的に伸ばされながら、カテーテル 2 2 8 内に収容される。

【 0 0 5 6 】

上記のようにスネア 2 5 0 を使って電極 4 0 0 の先端を把持すると、電極 4 0 0 で切断すべき組織 5 0 0 を確実に切開することができる。さらに、すべての操作を内視鏡の視野 5 0 4 に収め、処置を終始観察しながら行うことができる。

【 0 0 5 7 】

ところで、本実施例においては、挿入チューブ 2 0 0 にふたつのチャンネルを有する内視鏡を使って処置を行っているが、図 2 8 に示すように、挿入チューブ 2 0 0 にひとつのチャンネルしか有していない内視鏡と使って処置を行うことも可能である。この場合は、カテーテル 2 2 8 の遠位端の側壁に貫通孔 2 2 8 a を形成し、この貫通孔 2 2 8 a に、スネアを構成するループ 2 5 2 を通しておく。

この内視鏡用処置具においては、まず、切断すべき組織 5 0 0 とその他の近隣組織との間に内視鏡の挿入チューブ 2 0 0 の遠位端 2 2 6 を配置し、挿入チューブ 2 0 0 のチャンネルを通じて遠位端 2 2 6 から軟性カテーテル 2 2 8 を突き出させる。次に、処置具のハンドル 6 0 6 を操作して事前成形スプリング電極 4 0 0 を軟性カテーテル 2 2 8 の遠位端から突き出させると、電極 4 0 0 はあらかじめ付与された曲げ形状を回復させるので、その電極 4 0 0 を切断すべき組織 5 0 0 に引っ掛ける。次に、ループ 2 5 2 を操作して電極 4 0 0 のフック部 4 0 2 に引っ掛ける。次に、電極 4 0 0 およびループ 2 5 2 を含む軟性カテーテル 2 2 8 を挿入チューブ 2 0 0 のチャンネルに引き込み、切断すべき組織 5 0 0 を牽引して近隣組織から引き離す。そして、組織 5 0 0 を引っ掛けた電極 4 0 0 を挿入チューブ 2 0 0 の遠位端 2 2 6 のほうに移動させておきながら、電極 4 0 0 に R F 電流を印加して組織 5 0 0 を切開する。このように、スネアを構成するループ 2 5 2 をカテーテル 2 2 8 の遠位端の側壁に形成された貫通孔 2 2 8 a に通すことにより、ループ 2 5 2 がカテーテル 2 2 8 の遠位端から離間するので、ループ 2 5 2 で電極 4 0 0 先端のフック部 4 0 2 を容易に捕捉することができる。

【 0 0 5 8 】

図 2 9 および図 3 0 に示す本発明の内視鏡用処置具は、切断電極としての事前成形スプリング電極 4 1 0 と、拘束器具としての牽引具 2 6 0 とを備えている。牽引具 2 6 0 の先端は、軟性カテーテル 2 3 0 の遠位端から突き出されている。事前成形スプリング電極 4 1 0 先端には、ループ 4 1 2 が設けられている。また、牽引具 2 6 0 の先端には、電極 4 1 0 のループ 4 1 2 を引っ掛けるボール部 2 6 2 が設けられている。

【 0 0 5 9 】

軟性カテーテル 2 3 0 のルーメン 2 3 2 a に、電極 4 0 0 の制御ワイヤ 6 0 2 が通され、もうひとつのルーメン 2 3 2 b に牽引具 2 6 0 が通されている。なお、図示しないが、軟性カテーテル 2 3 0 の近位端は二股に分岐しており、一方の近位端に電極 4 1 0 操作用のハンドルが設けられ、他方の近位端に牽引具 2 6 0 操作用のハンドルが設けられている。牽引具 2 6 0 用のハンドルを操作すると、牽引具 2 6 0 の先端に設けられたボール部 2 6 2 が前後に動く。

【 0 0 6 0 】

この内視鏡用処置具においては、まず、切断すべき組織 5 0 0 とその他の近隣組織との間に内視鏡の挿入チューブ 2 0 0 の遠位端 2 2 6 を配置し、挿入チューブ 2 0 0 のチャンネルを通じて遠位端 2 2 6 から軟性カテーテル 2 3 0 を突き出させる。次に、図 2 9 に示すように、処置具のハンドルを操作して電極 4 1 0 を軟性カテーテル 2 3 0 の遠位端から突き出させると、電極 4 1 0 はあらかじめ付与された曲げ形状を回復させるので、その電極 4 1 0 を切断すべき組織 5 0 0 に引っ掛ける。次に、図 3 0 に示すように、牽引具 2 6 0 を操作してボール部 2 6 2 を電極 4 1 0 のループ 4 1 2 に引っ掛ける。次に、電極 4 1 0 および牽引具 2 6 0 を含む軟性カテーテル 2 3 0 を挿入チューブ 2 0 0 のチャンネルに引き込み、切断すべき組織 5 0 0 を牽引して近隣組織から引き離す。そして、組織 5 0 0



を引っ掛けた電極 4 1 0 を挿入チューブ 2 0 0 の遠位端 2 2 6 のほうに移動させておきながら、電極 4 1 0 に R F 電流を印加して組織 5 0 0 を切開する。組織 5 0 0 を切開したら、牽引具 2 6 0 を操作して電極 4 1 0 のループ 4 1 2 を解放し、電極 4 1 0 をカテーテル 2 3 0 内に強制的に引き込む。すると、電極 4 1 0 がカテーテル 2 3 0 の形状に倣って直線的に伸ばされながら、カテーテル 2 3 0 内に収容される。

【 0 0 6 1 】

上記のように牽引具 2 6 0 を使って電極 4 1 0 の先端を把持すると、電極 4 1 0 で切断すべき組織 5 0 0 を確実に切開することができる。さらに、すべての操作を内視鏡の視野 5 0 4 に収め、処置を終始観察しながら行うことができる。

【 0 0 6 2 】

図 3 1 に示す本発明の内視鏡用処置具においては、切断電極としての事前成形スプリング電極 4 0 0 が、カテーテル 2 2 8 の遠位端の側壁に形成された貫通孔 2 2 8 a から突き出され、カテーテル 2 2 8 の遠位端の開口部から、把持鉗子 5 0 が突き出される。図示しないが、軟性カテーテル 2 2 8 の近位端は二股に分岐しており、一方の近位端に電極 4 0 0 操作用のハンドルが設けられ、他方の近位端に把持鉗子 5 0 操作用のハンドルが設けられている。

【 0 0 6 3 】

上記のように構成された内視鏡用処置具においては、まず、切断すべき組織 5 0 0 とその他の近隣組織との間に内視鏡の挿入チューブ 2 0 0 の遠位端 2 2 6 を配置し、挿入チューブ 2 0 0 のチャンネルを通じて遠位端 2 2 6 から軟性カテーテル 2 2 8 を突き出させる。次に、処置具のハンドルを操作して電極 4 0 0 を軟性カテーテル 2 3 0 の貫通孔 2 2 8 a から突き出させると、電極 4 0 0 はあらかじめ付与された曲げ形状を回復させるので、その電極 4 0 0 を切断すべき組織 5 0 0 に引っ掛ける。次に、ハンドルを操作して把持鉗子 5 0 を軟性カテーテル 2 2 8 の遠位端から突き出させ、電極 4 0 0 の先端を把持鉗子 5 0 で把持する。次に、電極 4 0 0 および把持鉗子 5 0 を含む軟性カテーテル 2 2 8 を挿入チューブ 2 0 0 のチャンネルに引き込み、切断すべき組織 5 0 0 を牽引して近隣組織から引き離す。そして、組織 5 0 0 を引っ掛けた電極 4 0 0 を挿入チューブ 2 0 0 の遠位端 2 2 6 のほうに移動させておきながら、電極 4 0 0 に R F 電流を印加して組織 5 0 0 を切開する。組織 5 0 0 を切開したら、把持鉗子 5 0 を操作して電極 4 0 0 の先端を解放し、電極 4 0 0 をカテーテル 2 2 8 内に強制的に引き込む。すると、電極 4 0 0 がカテーテル 2 2 8 の形状に倣って直線的に伸ばされながら、カテーテル 2 2 8 内に収容される。

【 0 0 6 4 】

上記のように把持鉗子 5 0 を使って電極 4 0 0 の先端を把持すると、電極 4 0 0 で切断すべき組織 5 0 0 を確実に切開することができる。さらに、すべての操作を内視鏡の視野 5 0 4 に収め、処置を終始観察しながら行うことができる。また、把持鉗子 5 0 をカテーテル 2 2 8 の遠位端の側壁に形成された貫通孔 2 2 8 a に通すことにより、把持鉗子 5 0 がカテーテル 2 2 8 の遠位端から離間するので、把持鉗子 5 0 で電極 4 0 0 の先端を容易に捕捉することができる。

【 0 0 6 5 】

図 3 2 から図 3 4 に示す本発明の内視鏡用処置具は、カテーテル 2 3 4 が拘束器具として機能する。図 3 2 に示すように、カテーテル 2 3 4 は内シース 2 3 6 と外シース 2 3 8 との二重構造になっており、内シース 2 3 6 に電極 4 0 0 の制御ワイヤ 6 0 2 が通される。内シース 2 3 6 は、外シース 2 3 8 に対して前後にスライドすることが可能である。内シース 2 3 6 の遠位端には、外シース 2 3 8 の外径とほぼ同じ大きさの円板 2 4 6 が、中央に内シース 2 3 6 の遠位端の開口部を露出させるように固定されている。内シース 2 3 6 を外シース 2 3 8 に対して後方に引っ張るようにスライドさせると、円板 2 4 6 が外シース 2 3 8 の遠位端面に接する。図示しないが、軟性カテーテル 2 3 4 の近位端は二股に分岐しており、一方の近位端に電極 4 0 0 操作用のハンドルが設けられ、他方の近位端に内シース 2 3 6 操作用のハンドルが設けられている。

【 0 0 6 6 】

上記のように構成された内視鏡用処置具においては、まず、切断すべき組織 500 とその他の近隣組織との間に内視鏡の挿入チューブ 200 の遠位端 226 を配置し、挿入チューブ 200 のチャンネルを通じて遠位端 226 から軟性カテーテル 234 を突き出させる。次に、図 32 に示すように、処置具のハンドルを操作して電極 400 をカテーテル 234 の遠位端から突き出させると、電極 400 はあらかじめ付与された曲げ形状を回復させるので、その電極 400 を切断すべき組織 500 に引っ掛ける。次に、図 33 に示すように、ハンドルを操作して内シース 236 を外シース 238 に対して前進させ、円板 246 を外シース 238 の遠位端面から離間させる。そして、図 34 に示すように、円板 246 と外シース 238 の遠位端面との間に電極 400 の挿入し、今度は内シース 236 を外シース 238 に対して後退させ、電極 400 の先端を円板 246 と外シース 238 の遠位端面との間に挟む。次に、電極 400 を含む軟性カテーテル 234 を挿入チューブ 200 のチャンネルに引き込み、切断すべき組織 500 を牽引して近隣組織から引き離す。そして、組織 500 を引っ掛けた電極 400 を挿入チューブ 200 の遠位端 226 のほうに移動させておきながら、電極 400 に RF 電流を印加して組織 500 を切開する。組織 500 を切開したら、カテーテル 234 を操作して電極 400 の先端を解放し、電極 400 をカテーテル 234 内に強制的に引き込む。すると、電極 400 がカテーテル 234 の形状に倣って直線的に伸ばされながら、カテーテル 234 内に収容される。

#### 【0067】

上記のようにカテーテル 234 を使って電極 400 の先端を把持すると、電極 400 で切断すべき組織 500 を確実に切開することができる。さらに、すべての操作を内視鏡の視野 504 に収め、処置を終始観察しながら行うことができる。

#### 【0068】

図 35 および図 36 に示す本発明の内視鏡用処置具は、事前成形スプリング電極 400 が、三次元的な曲げ形状を自在に獲得することができる。図 32 に示すように、電極 400 の制御ワイヤ 602 は軟性シース 270 に通され、その軟性シース 270 ごとカテーテル 228 に挿入されている。軟性シース 270 は、カテーテル 228 に対して周方向に自在に回転させることが可能である。さらに、制御ワイヤ 602 は、軟性シース 270 に対して周方向に自在に回転させることが可能である。軟性シース 270 は絶縁材からなり、その遠位端にはあらかじめ円弧を描くように曲げ形状が付与されている。電極 400 の先端にも、あらかじめ円弧を描くように曲げ形状が付与されており、軟性シース 270 に対して電極 400 の制御ワイヤ 602 を周方向に回転させることにより、電極 400 に三次元的な曲げ形状が付与される。

#### 【0069】

上記のように構成された内視鏡用処置具においては、まず、切断すべき組織 500 とその他の近隣組織との間に内視鏡の挿入チューブ 200 の遠位端 226 を配置し、挿入チューブ 200 のチャンネルを通じて遠位端 226 からカテーテル 228 を突き出させる。次に、図 35 に示すように、軟性シース 270 をカテーテル 228 に対して制止させた状態で、軟性シース 270 に対して制御ワイヤ 602 を押し込み、カテーテル 228 の遠位端から電極 400 を突き出させると、電極 400 はあらかじめ付与された曲げ形状を回復させる。さらに、制御ワイヤ 602 を軟性シース 270 に対して制止させた状態で、カテーテル 228 に対して軟性シース 270 を押し込み、カテーテル 228 の遠位端から突き出させると、軟性シース 270 もあらかじめ付与された曲げ形状を回復させる。そして、図 36 に示すように、軟性シース 270 に対して制御ワイヤ 602 を周方向に回転させると、軟性シース 270 の遠位端に対して電極 400 が首を振るように変位する。軟性シース 270 の遠位端および電極 400 は、いずれもあらかじめ円弧のような曲げ形状を付与されているので、電極 400 を上記のように変位させると、軟性シース 270 の遠位端および電極 400 を含めた処置具の先端は、三次元的な曲げ形状を獲得する。さらにその三次元的な形状は、軟性シース 270 の遠位端に対する電極 400 の周方向の変位量に応じて変化する。このように、切断すべき組織 500 の形状や大きさに応じて電極 400 の形状を自在に変化させると、組織 500 だけをその他の近隣組織から分けて正確に確保するこ

とができる。組織５００を切開したら、電極４００および軟性シース２７０をカテーテル２２８内に強制的に引き込む。すると、電極４００および軟性シース２７０がカテーテル２２８の形状に倣って直線的に伸ばされながら、カテーテル２２８内に収容される。

#### 【００７０】

図３７および図３８に示す本発明の内視鏡用処置具は、カテーテル２２８の遠位端に被着されるキャップ２７４を備えている。キャップ２７４には、事前成形スプリング電極４００との間で切断すべき組織５００を挟む接触面２７６が形成されている。接触面２７６は、カテーテル２２８の遠位端に被着されたキャップ２７４の遠位端、すなわちカテーテル２２８の遠位端のさらに遠位に、カテーテル２２８の遠位端面とほぼ平行となるように形成されている。接触面２７６には、キャップ２７４をカテーテル２２８の遠位端に被着させた状態で、内視鏡の視野が制限されたり照明光の照射が妨げられたりしないように、３つのスリットが形成されている。電極４００は、これら３つのスリットのうち、一番大きな中央のスリット２７８から突き出される。さらに、キャップ２７４には、電極４００の先端に設けられたフック部４０２を引っ掛けるための掛止孔（切断電極固定部）２７９が形成されている。

10

#### 【００７１】

上記のように構成された内視鏡用処置具においては、まず、切断すべき組織５００とその他の近隣組織との間に内視鏡の挿入チューブ２００の遠位端２２６を配置し、挿入チューブ２００のチャンネルを通じて遠位端２２６から軟性カテーテル２２８を突き出させる。次に、処置具のハンドルを操作して電極４００を軟性カテーテル２２８の遠位端から突き出させると、図３７に示すように、電極４００はあらかじめ付与された曲げ形状を回復させるので、その電極４００を切断すべき組織５００に引っ掛ける。電極４００を軟性カテーテル２２８の遠位端からさらに突き出させると、電極４００の反りが強まり、電極４００のフック部４０２がカテーテル２２８に接近してくるので、電極４００を含むカテーテル２２８を挿入チューブ２００のチャンネルに引き込み、切断すべき組織５００を牽引して近隣組織から引き離す。カテーテル２２８を挿入チューブ２００のチャンネルにさらに引き込むと、キャップ２７４の接触面２７６と電極４００との間に組織５００が挟まれる。さらに、図３８に示すように、電極４００のフック部４０２がスリット２７８に挿入される。次に、カテーテル２２８に制御ワイヤ６０２を引き込むと、電極４００が反りを弱めるように変形し、フック部４０２がキャップ２７４の内側から掛止孔２７９に引っ掛かる。これにより、電極４００の先端がキャップ２７４に固定される。このようにすると、電極４００がループを形成し、その内側に切断すべき組織５００を確保するので、電極４００で切断すべき組織５００を確実に切開することができる。組織５００を切開したら、電極４００をカテーテル２２８内に強制的に引き込むことにより、フック部４０２が掛止孔２７９から外れるので、電極４００をカテーテル２２８内に収容することが可能である。

20

30

#### 【００７２】

ところで、本実施例においては、電極４００の先端にフック部４０２を設けているが、電極４００の剛性が高ければ、フック部４０２を設けなくてもよく、キャップ２７４に掛止孔２７９を設けなくてもよい。電極４００を含むカテーテル２２８を挿入チューブ２００のチャンネルに引き込むと、キャップ２７４の接触面２７６と電極４００との間に組織５００が挟まれ、電極４００の先端がスリット２７８に挿入される。次に、カテーテル２２８に制御ワイヤ６０２を引き込むと、図３９に示すように、電極４００が反りを弱めるように変形し、その先端がスリット２７８の縁に引っ掛かる。これにより、電極４００の先端がキャップ２７４に固定される。

40

#### 【００７３】

図４０および図４１に示す本発明の内視鏡用処置具は、あらかじめ略Ｖ字形に屈曲された事前成形スプリング電極４２０を備えている。この電極４２０は、Ｖ字の一边をなして制御ワイヤ６０２に連続する近位部分４２２と、Ｖ字の他辺をなして近位部分４２２に連続する遠位部分４２４とからなる。遠位部分４２４は、近位部分４２２に対して折り返さ

50

れるように屈曲されている。近位部分 4 2 2 と遠位部分 4 2 4 との間隔は、制御ワイヤ 6 0 2 の遠位端から遠ざかるほど狭くなっている。ただし、遠位部分 4 2 4 の形状は直線的ではなく、制御ワイヤ 6 0 2 の遠位端から遠ざかる過程で急激に近位部分 4 2 2 に接近するように曲げられている。電極 4 2 0 は、遠位部分 4 2 4 を近位部分 4 2 2 に密着させるように折りたたまれた状態でカテーテル 2 2 8 に挿入される。

【 0 0 7 4 】

上記のように構成された内視鏡用処置具においては、まず、切断すべき組織 5 0 0 とその他の近隣組織との間に内視鏡の挿入チューブ 2 0 0 の遠位端 2 2 6 を配置し、挿入チューブ 2 0 0 のチャンネルを通じて遠位端 2 2 6 から軟性カテーテル 2 2 8 を突き出させる。次に、処置具のハンドルを操作して電極 4 2 0 を軟性カテーテル 2 2 8 の遠位端から突き出させると、図 4 0 に示すように、電極 4 2 0 はあらかじめ付与された曲げ形状を回復させるので、その電極 4 2 0 を切断すべき組織 5 0 0 に引っ掛ける。次に、電極 4 2 0 を含むカテーテル 2 2 8 を挿入チューブ 2 0 0 のチャンネルに引き込むと、図 4 1 に示すように、近位部分 4 2 2 と遠位部分 4 2 4 との間の急激に狭められた領域に組織 5 0 0 が入り込み、近位部分 4 2 2 と遠位部分 4 2 4 との間に作用する弾性力によって挟み込まれる。これにより、組織 5 0 0 が圧迫されるので、止血効果が高まる。また、電極 4 2 0 が組織 5 0 0 に強く押し付けられるので、組織 5 0 0 に通電される電流の密度が高まり、電極 4 2 0 の切れ味が増す。組織 5 0 0 を切開したら、電極 4 2 0 をカテーテル 2 2 8 内に強制的に引き込む。すると、電極 4 2 0 がカテーテル 2 2 8 の形状に倣って直線的に伸ばされながら、カテーテル 2 2 8 内に収容される。

【 0 0 7 5 】

図 4 2 および図 4 3 に示す本発明の内視鏡用処置具は、楕円の断面形状を有する事前成形スプリング電極 4 3 0 を備えている。この電極 4 3 0 の断面は、図 4 3 に示すように、電極 4 0 0 の弧の内側から外側に向けて延在する第一軸 4 3 2 方向の長さが、第一軸 4 3 2 に直交する第二軸 4 3 4 方向の長さよりも長い。すなわち、電極 4 3 0 の断面は、第一軸 4 3 2 を長軸とし、第二軸 4 3 4 を短軸とする楕円である。

【 0 0 7 6 】

上記のように構成された内視鏡用処置具においては、電極 4 3 0 が切断すべき組織 5 0 0 を引っ掛けたとき、電極 4 3 0 が曲げ形状を解消するような変形をし難くなる。したがって、電極 4 3 0 を含むカテーテル 2 2 8 を強く引っ張っても、電極 4 3 0 が組織 5 0 0 から外れ難くなる。したがって、電極 4 3 0 で組織 5 0 0 を確実に切開することができる。

ところで、本実施例では電極 4 3 0 の断面が楕円形をなしているが、上記の条件を満たすならば、楕円形に限らず長方形などであってもよい。

【 0 0 7 7 】

図 4 4 に示す本発明の内視鏡用処置具には、事前成形スプリング電極 4 0 0 に沿って絶縁体 4 4 0 が被覆されている。絶縁体 4 4 0 は、電極 4 0 0 の弧の内側、すなわち切断すべき組織 5 0 0 に押し付けられる部分以外を覆っている。これにより、組織 5 0 0 のまわりの近隣組織 5 0 2 を傷付けることがないので、安全性が高まる。

【 0 0 7 8 】

次に、図 2 3 に示す内視鏡用処置具を使用して大腸内にできたポリープを切除する手技について図 4 5 から図 4 7 を参照して説明する。

まず、大腸 5 1 0 に内視鏡の挿入チューブ 2 0 0 を挿入する。そして、切断すべきポリープ 5 1 2 の前方に内視鏡の挿入チューブ 2 0 0 の遠位端 2 2 6 を配置し、挿入チューブ 2 0 0 のチャンネルを通じて遠位端 2 2 6 から軟性カテーテル 2 2 8 を突き出させる。次に、図 4 5 に示すように、処置具のハンドル 6 0 6 を操作して事前成形スプリング電極 4 0 0 を軟性カテーテル 2 2 8 の遠位端から突き出させると、電極 4 0 0 はあらかじめ付与された曲げ形状を回復させるので、その電極 4 0 0 をポリープ 5 1 2 の根元に引っ掛ける。次に、図 4 6 に示すように、挿入チューブ 2 0 0 のもうひとつのチャンネルを通じて遠位端 2 2 6 から把持鉗子 5 0 を突き出させ、電極 4 0 0 の先端を把持鉗子 5 0 で把持する

。次に、電極 400 を含む軟性カテーテル 228 および把持鉗子 50 を同調して挿入チューブ 200 のチャンネルに引き込み、ポリープ 512 を牽引する。そして、ポリープ 512 を引っ掛けた電極 400 を挿入チューブ 200 の遠位端 226 のほうに移動させておきながら、電極 400 に RF 電流を印加することによってポリープ 512 の根元を切開する。ポリープ 512 を切開したら、電極 400 をカテーテル 228 内に強制的に引き込む。すると、電極 400 がカテーテル 228 の形状に倣って直線的に伸ばされながら、カテーテル 228 内に収容される。

#### 【0079】

上記のように処置することにより、電極 400 でポリープ 512 を確実に切除することができる。さらに、すべての操作を内視鏡の視野 504 に収め、処置を終始観察しながら行うことができる。

10

#### 【0080】

以上、本発明の好ましい実施形態を説明したが、本発明は上記の実施形態に限定されることはない。本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、構成の付加、省略、置換、およびその他の変更が可能である。本発明は前述した説明によって限定されることはなく、添付のクレームの範囲によってのみ限定される。

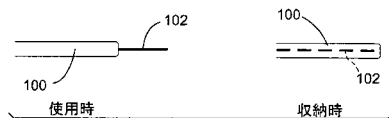
#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0081】

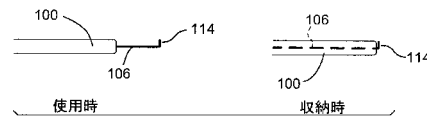
本発明は、カテーテルから突没可能に突き出され、生体組織を切断するために使用される内視鏡用処置具であって、前記カテーテルに挿入される制御ワイヤと、あらかじめ曲げ形状を付与されたうえで前記制御ワイヤの遠位端に設けられた切断電極とを備え、前記切断電極は、前記カテーテルに引き込まれた状態では弾性変形し、前記カテーテルの形状に倣う内視鏡用処置具に関する。本発明によれば、内視鏡を使って、隣接する組織構造の損傷を防止しつつ、体内の生体組織を容易に切断したり凝固させたりすることができる。

20

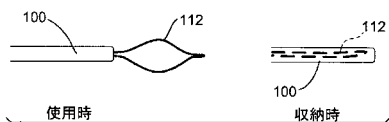
【図 1】



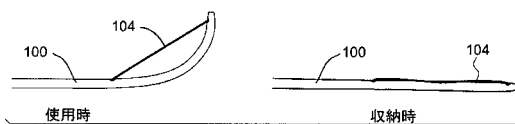
【図 6】



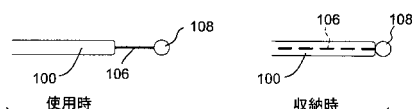
【図 2】



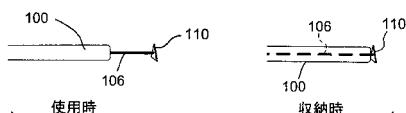
【図 3】



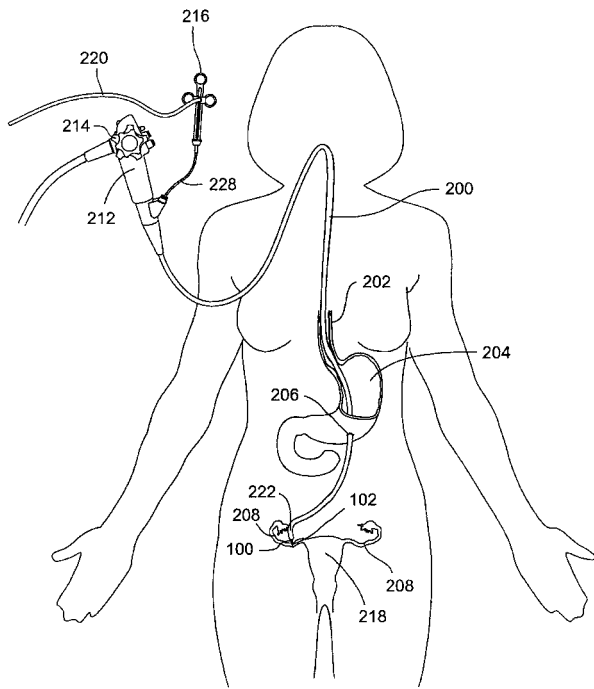
【図 4】



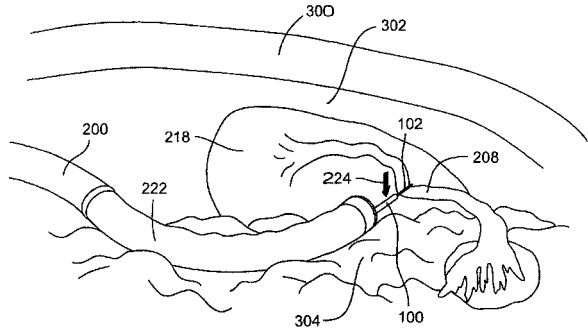
【図 5】



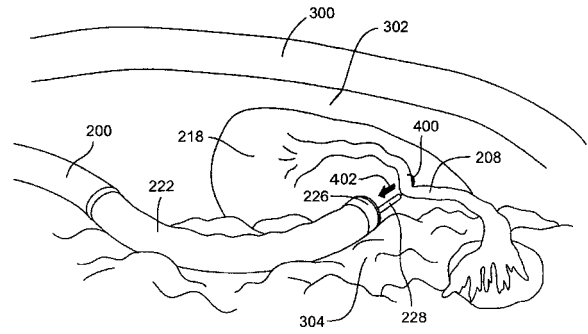
【図 7】



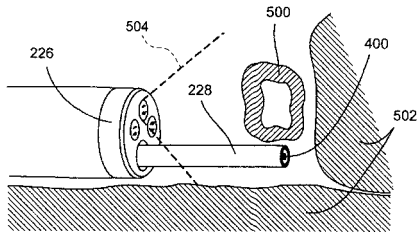
【図 8】



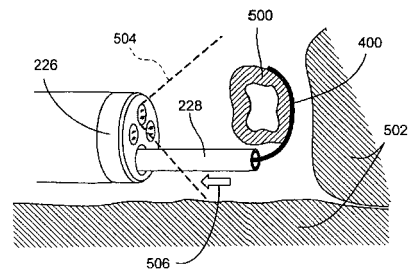
【図 9】



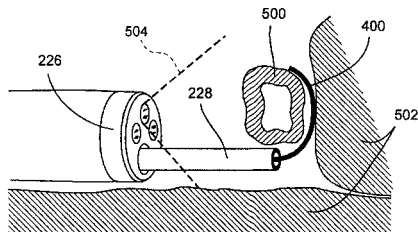
【図 10】



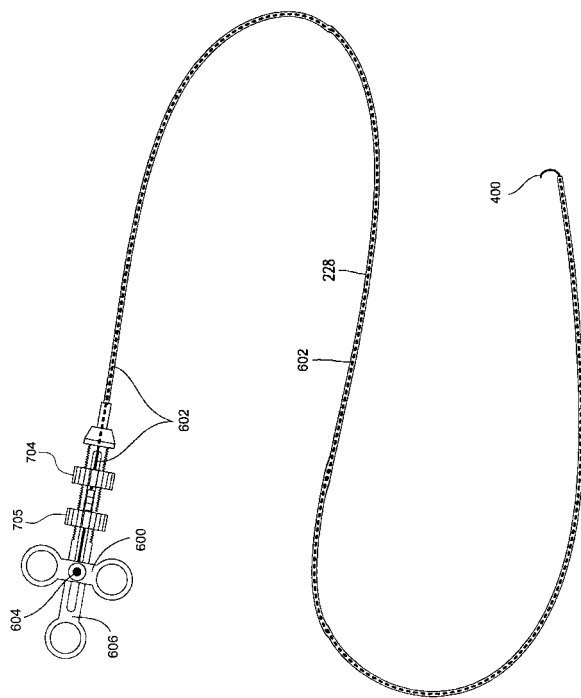
【図 12】



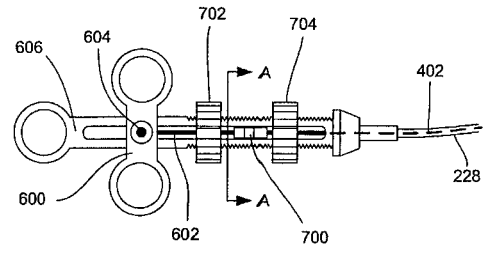
【図 11】



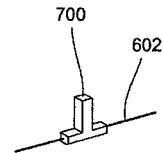
【図 13】



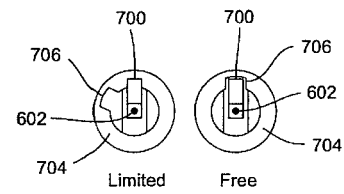
【図 14】



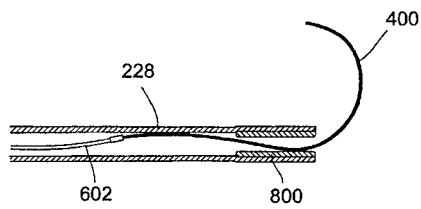
【図 15】



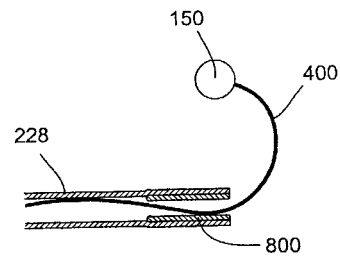
【図 16】



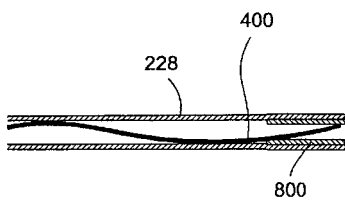
【図 17】



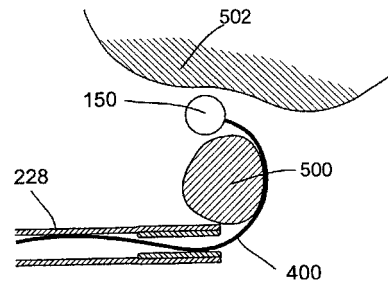
【図 20】



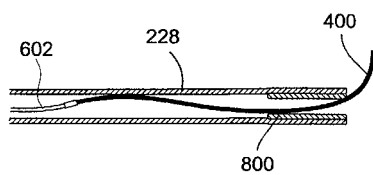
【図 18】



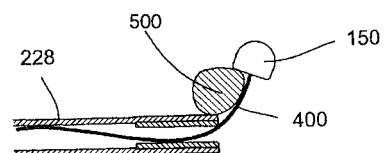
【図 21】



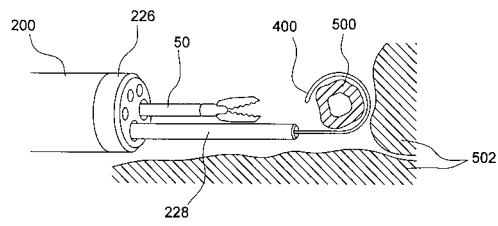
【図 19】



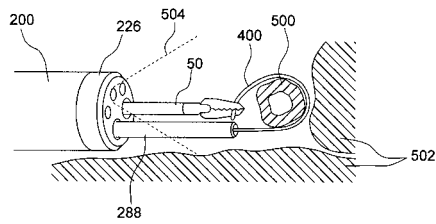
【図 22】



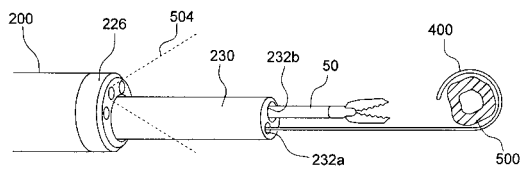
【図 2 3】



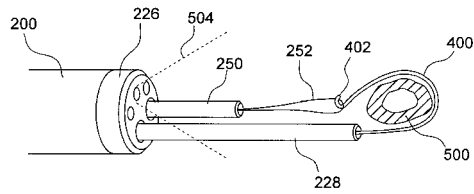
【図 2 4】



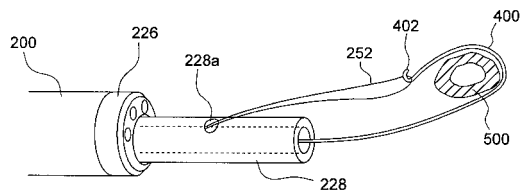
【図 2 5】



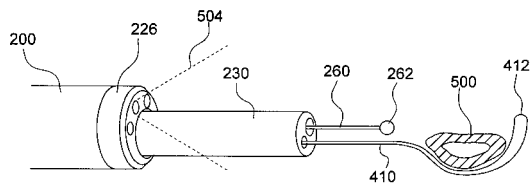
【図 2 7】



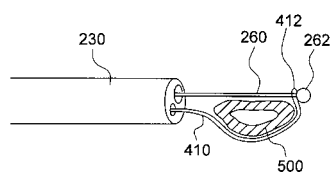
【図 2 8】



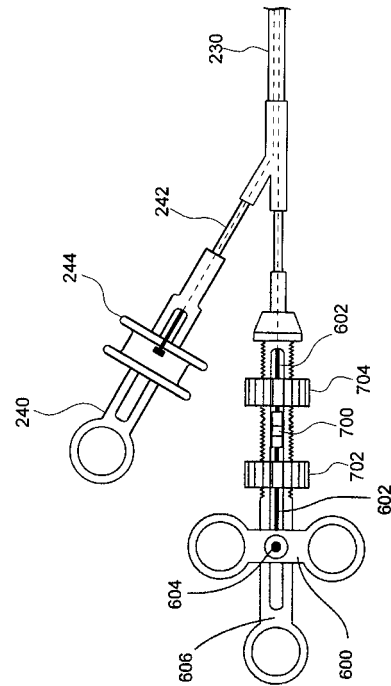
【図 2 9】



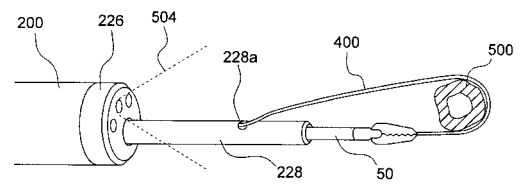
【図 3 0】



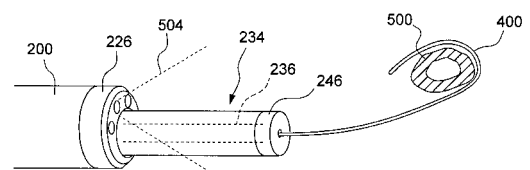
【図 2 6】



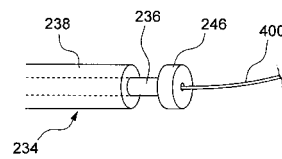
【図 3 1】



【図 3 2】

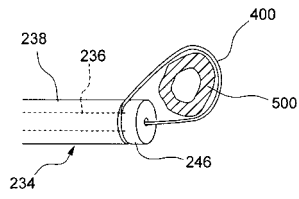


【図 3 3】

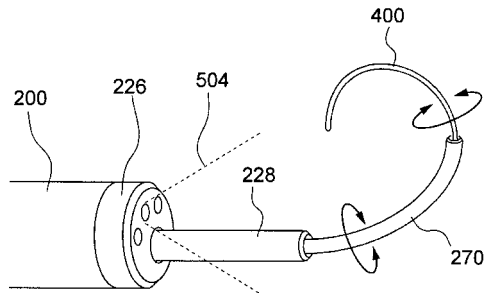




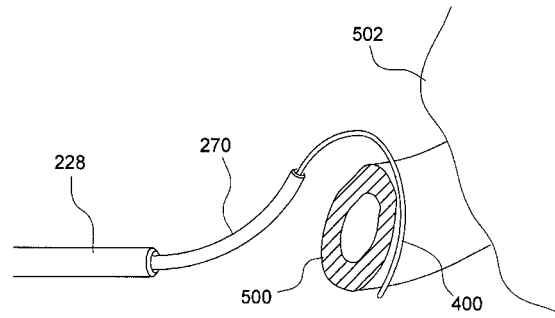
【図 3 4】



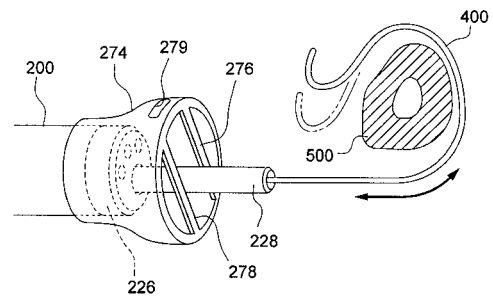
【図 3 5】



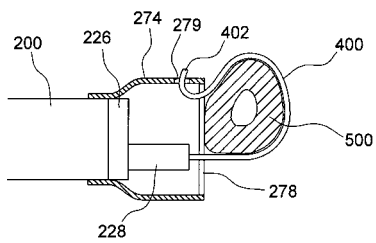
【図 3 6】



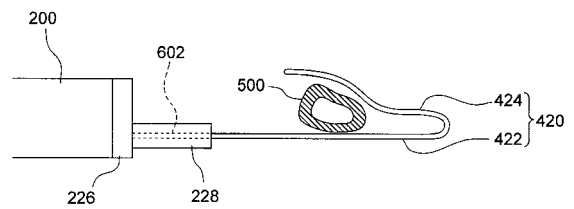
【図 3 7】



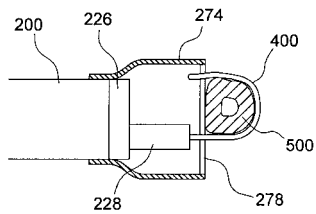
【図 3 8】



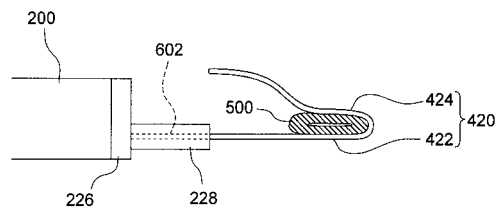
【図 4 0】



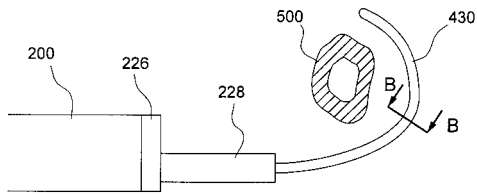
【図 3 9】



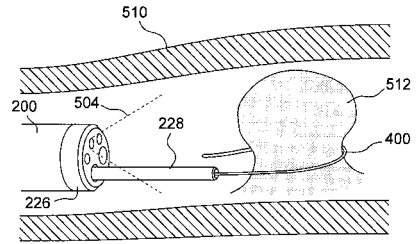
【図 4 1】



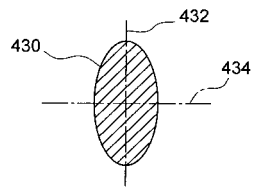
【図 4 2】



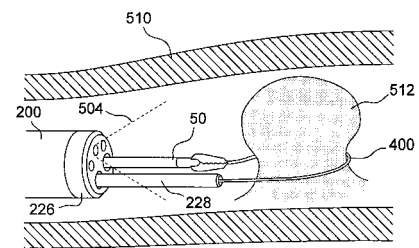
【図 4 5】



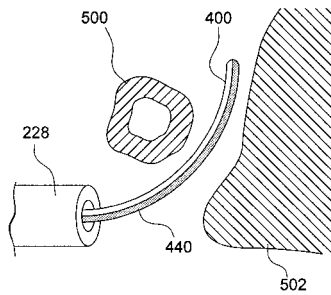
【図 4 3】



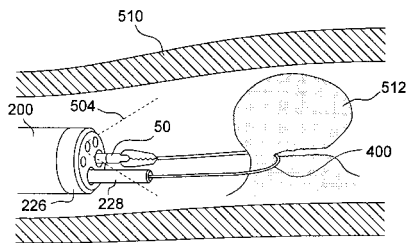
【図 4 6】



【図 4 4】



【図 4 7】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100161702

弁理士 橋本 宏之

(72)発明者 バーロウ デヴィッド イー .

アメリカ合衆国 ペンシルバニア州クーパースバーグ リッジ アヴェニュー 7121

(72)発明者 梶 国英

日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 鈴木 孝之

日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 佐藤 雅俊

日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 林 憲介

日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 三日市 高 康

日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 塩野 潤二

日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 井上 哲男

(56)参考文献 特開2004-275641(JP, A)

国際公開第2005/079901(WO, A1)

特開2002-330920(JP, A)

特開2006-334398(JP, A)

特開2006-095146(JP, A)

特表2003-527923(JP, A)

特開平11-318926(JP, A)

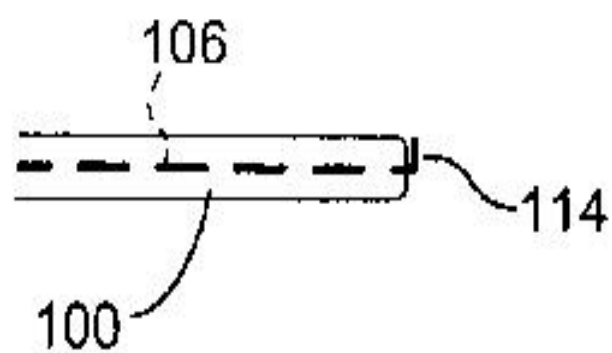
(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/14

专利名称(译)	内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP5340722B2</a>	公开(公告)日	2013-11-13
申请号	JP2008503912	申请日	2007-03-08
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	バーロウデヴィッドイー 梶国英 鈴木孝之 佐藤雅俊 林憲介 三日市高康 塩野潤二		
发明人	バーロウ デヴィッド イー. 梶 国英 鈴木 孝之 佐藤 雅俊 林 憲介 三日市 ▲高▼康 塩野 潤二		
IPC分类号	A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B2018/00559 A61B2018/00601 A61B2018/141 A61B2018/1422 A61B2018/144		
FI分类号	A61B17/39.315		
代理人(译)	塔奈澄夫 鈴木史朗		
审查员(译)	井上哲夫		
优先权	60/781350 2006-03-09 US		
其他公开文献	JPWO2007102586A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

该内窥镜治疗工具是内窥镜治疗工具，其从导管突出以便能够伸出和用于切割活组织，并且包括要插入导管中的控制线，并且切割电极设置在控制线的远端处具有形状。切割电极在被拉入导管的状态下弹性变形并且遵循导管的形状。



收納時