

(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2008-246111

(P2008-246111A)

(43) 公開日 平成20年10月16日(2008.10.16)

(51) Int.Cl.
A61B 18/14 (2006.01)F I
A61B 17/39 315テーマコード (参考)
4C060

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2007-94128 (P2007-94128)
(22) 出願日 平成19年3月30日 (2007.3.30)(71) 出願人 304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
(74) 代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 剥離用処置具とレゼクトスコープと生体組織の剥離方法

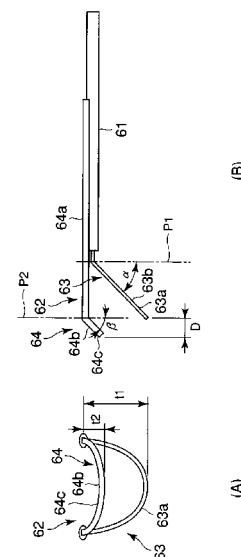
(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 前立腺の剥離に使用した際の耐久性を高め、且つ切開・凝固も行うことができ、効率的に処置を行うことができる剥離用処置具とレゼクトスコープと生体組織の剥離方法を提供すること。

【解決手段】 レゼクトスコープの先端部に配置され、先端に第1のループ形状部63aを有する処置用電極63と、処置用電極63の前方位置に延出される第2のループ形状部64bを有し、処置用電極63より剛性が大きく、押出し操作によって生体組織を剥離処置する圧排子64と、を具備し、処置用電極63は、レゼクトスコープ1の軸心方向に対して垂直な平面P1よりも斜め前方に向けて屈曲された屈曲部63bを有し、圧排子64は、垂直な平面P2方向の長さを処置用電極63の屈曲部63bよりも短く設定したものである。

【選択図】 図4

図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

遠位端に剥離処置部を配した剥離用処置具本体と内視鏡が外套管内に挿通され、前記外套管の基端部に前記剥離用処置部を前記外套管の軸方向に往復移動させるハンドル部を有する操作部が配設された剥離用処置具において、

前記剥離用処置具本体の先端部に配置され、先端に第 1 のループ形状部を有する処置用電極と、

前記処置用電極の前方位置に延出される第 2 のループ形状部を有し、前記処置用電極より剛性が大きく、押出し操作によって生体組織を剥離処置する圧排子と、

を具備し、

前記処置用電極は、前記剥離用処置具本体の軸心方向に対して垂直な平面よりも斜め前方に向けて屈曲された屈曲部を有し、

前記圧排子は、前記垂直な平面方向の長さを前記処置用電極の前記屈曲部よりも短く設定したことを特徴とする剥離用処置具。

【請求項 2】

前記剥離用処置具本体は、

体腔内に挿入される細長い挿入部と、

前記挿入部の先端部に配置された剥離用処置部と、

前記挿入部の基端部に配設され、前記剥離用処置部を前記挿入部の軸心方向に往復移動させるハンドル部を有する操作部と、

を具備し、

前記剥離用処置部は、前記処置用電極と前記圧排子とを有することを特徴とする請求項 1 に記載の剥離用処置具。

【請求項 3】

前記剥離用処置部は、前記処置用電極と、前記外套管の金属材料部分で形成されるリターン電極とを有し、前記処置用電極と前記リターン電極との間に高周波電流が通電されるバイポーラ型の高周波処置具によって形成されていることを特徴とする請求項 2 に記載の剥離用処置具。

【請求項 4】

前記圧排子は、前記処置用電極のワイヤ径よりもワイヤ径が大きい太径ワイヤによって形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の剥離用処置具。

【請求項 5】

前記圧排子は、前記剥離用処置具本体の軸心方向に対して垂直な平面よりも斜め前方に向けて屈曲された第 2 の屈曲部を有し、

前記第 2 の屈曲部の屈曲角度 β は、前記処置用電極の前記屈曲部の屈曲角度 α と略同一角度であることを特徴とする請求項 1 に記載の剥離用処置具。

【請求項 6】

前記第 2 の屈曲部の屈曲角度 β は、前記処置用電極の前記屈曲部の屈曲角度 α と異なる角度であることを特徴とする請求項 1 に記載の剥離用処置具。

【請求項 7】

外套管内に生体組織を剥離処置する剥離用処置部と内視鏡とが挿通され、前記外套管の基端部に前記剥離用処置部を前記外套管の軸方向に往復移動させるハンドル部を有する操作部が配設されたレゼクトスコープにおいて、

前記剥離用処置部は、先端に第 1 のループ形状部を有する処置用電極と、

前記処置用電極の前方位置に延出される第 2 のループ形状部を有し、前記処置用電極より剛性が大きく、押出し操作によって生体組織を剥離処置する圧排子と、

を具備し、

前記処置用電極は、前記剥離用処置具本体の軸心方向に対して垂直な平面よりも斜め前方に向けて屈曲された屈曲部を有し、

前記圧排子は、前記垂直な平面方向の長さを前記処置用電極の前記屈曲部よりも短く設

10

20

30

40

50

定したことを特徴とするレゼクトスコープ。

【請求項 8】

剥離用処置具本体の先端部に配置された第 1 のループ形状部を有する処置用電極に高周波電流を通電した状態で、前記処置用電極を生体組織に押し付けて前記生体組織の高周波処置を行う高周波処置工程と、

前記処置用電極の前方位置に延出され、前記処置用電極より剛性が大きい第 2 のループ形状部を有する圧排子を前記生体組織に押し付けて前記圧排子によって前記生体組織の剥離操作を行う剥離操作工程と、

を具備することを特徴とする生体組織の剥離方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡による観察下で前立腺の剥離などの生体組織の切開、切除、蒸散等を電気切除で行う剥離用処置具とレゼクトスコープと生体組織の剥離方法に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、レゼクトスコープは、経尿道的切除術（Transurethral resection: TUR）や経頸管的切除術（Transcervical resection: TCR）に用いられる。この装置は、体腔内に挿入される細長で中空の外套管と、この外套管内に挿入される観察用の内視鏡である光学視管（スコープ）及び生体組織切除用の電極ユニットとを主に備えている。

20

【0003】

特許文献 1 には、前立腺の除去などに使用される医療用切除内視鏡の切除電極の一例が示されている。この装置では、切除内視鏡の中空軸に切除電極が突没可能に設けられている。切除電極には、一对の長いロッドの先端間に、ほぼ 90° に屈曲された状態で半円形に曲げられた切除環が設けられている。さらに、切除環の前方には、切除環の切除深さを規制するスペーサが取り付けられている。

【0004】

そして、特許文献 1 の装置では、高周波電力をオンにして、切除内視鏡の中空軸から切除電極を突出させた状態で、切除電極を前後に動かすことにより、前立腺の切除が行われる。このとき、電極を手元側に引き込み操作することにより、切除環によって前立腺の切除が行われる。また、切除環の引き込み操作により、組織の細片が切除される作業時にはスペーサが、組織の表面に当接される状態で保持される。この結果、切除環の切除深さは自動的に制限され、スペーサによって規制される深さ以上に切除環は深く切り進むことはできないようになっている。

30

【特許文献 1】特開平 5-220172 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記従来構成の経尿道的前立腺手術に用いられる切除用電極に取付けられているループ型電極では、電極の剛性が十分でないため、前立腺を剥離する場合に電極が曲がり易く、耐久性が低くなる可能性がある。そのため、1 回の処置で切除等ができる面積が小さくなり、処置能力が低下する問題がある。

40

【0006】

本発明は上記事情に着目してなされたもので、その目的は、前立腺の剥離に使用した際の耐久性を高め、且つ切開・凝固も行うことができ、効率的に処置を行うことができる剥離用処置具とレゼクトスコープと生体組織の剥離方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

請求項 1 の発明は、遠位端に剥離処置部を配した剥離用処置具本体と内視鏡が外套管内に挿通され、前記外套管の基端部に前記剥離処置部を前記外套管の軸方向に往復移動させ

50

るハンドル部を有する操作部が配設された剥離用処置具において、前記剥離用処置具本体の先端部に配置され、先端に第１のループ形状部を有する処置用電極と、前記処置用電極の前方位置に延出される第２のループ形状部を有し、前記処置用電極より剛性が大きく、押出し操作によって生体組織を剥離処置する圧排子と、を具備し、前記処置用電極は、前記剥離用処置具本体の軸心方向に対して垂直な平面よりも斜め前方に向けて屈曲された屈曲部を有し、前記圧排子は、前記垂直な平面方向の長さを前記処置用電極の前記屈曲部よりも短く設定したことを特徴とする剥離用処置具である。

そして、本請求項１の発明では、前立腺の剥離などの処置を行う場合には、処置用電極の先端の第１のループ形状部を生体組織に押し当てることにより、生体組織の切開・凝固を行い、処置用電極より剛性が大きい圧排子の第２のループ形状部を生体組織に押し当てた状態で押出し操作を進めることにより、生体組織の剥離を行う。ここで、圧排子の第２のループ形状部は、処置用電極の前方位置に延出されていることにより、圧排子による生体組織の剥離操作時に処置用電極の屈曲部が邪魔にならず、さらに、処置用電極は、剥離用処置具本体の軸心方向に対して垂直な平面よりも斜め前方に向けて屈曲された屈曲部を有し、かつ圧排子は、垂直な平面方向の長さを処置用電極の屈曲部よりも短く設定したことにより、圧排子による生体組織の剥離時に出血した場合に処置用電極の先端の第１のループ形状部を生体組織に押し当てて止血できるようにしたものである。

【０００８】

請求項２の発明は、前記剥離用処置具本体は、体腔内に挿入される細長い挿入部と、前記挿入部の先端部に配置された剥離用処置部と、前記挿入部の基端部に配設され、前記剥離用処置部を前記挿入部の軸心方向に往復移動させるハンドル部を有する操作部と、を具備し、前記剥離用処置部は、前記処置用電極と前記圧排子とを有することを特徴とする請求項１に記載の剥離用処置具である。

そして、本請求項２の発明では、剥離用処置具本体の使用時に操作部のハンドル部の操作によって剥離用処置部を挿入部の軸心方向に往復移動させる。このとき、処置用電極の先端の第１のループ形状部を生体組織に押し当てることにより、生体組織の切開・凝固を行い、処置用電極より剛性が大きい圧排子の第２のループ形状部を生体組織に押し当てた状態で押出し操作を進めることにより、生体組織の剥離を行うようにしたものである。

【０００９】

請求項３の発明は、前記剥離用処置部は、前記処置用電極と、前記外套管の金属材料部分によって形成されるリターン電極とを有し、前記処置用電極と前記リターン電極との間に高周波電流が通電されるバイポーラ型の高周波処置具によって形成されていることを特徴とする請求項２に記載の剥離用処置具である。

そして、本請求項３の発明では、処置用電極と外套管の金属材料部分によって形成されるリターン電極との間に高周波電流が通電されるバイポーラ型の高周波処置具によって剥離用処置部の処置用電極による高周波処置が行われるようにしたものである。

【００１０】

請求項４の発明は、前記圧排子は、前記処置用電極のワイヤ径よりもワイヤ径が大きい太径ワイヤによって形成されていることを特徴とする請求項１に記載の剥離用処置具である。

そして、本請求項４の発明では、処置用電極のワイヤ径よりもワイヤ径が大きい太径ワイヤによって圧排子を形成することにより、圧排子の剛性を大きくして圧排子の押出し操作によって生体組織を剥離処置する際に圧排子が曲がり難くするようにしたものである。

【００１１】

請求項５の発明は、前記圧排子は、前記剥離用処置具本体の軸心方向に対して垂直な平面よりも斜め前方に向けて屈曲された第２の屈曲部を有し、前記第２の屈曲部の屈曲角度 β は、前記処置用電極の前記屈曲部の屈曲角度 α と同一角度であることを特徴とする請求項１に記載の剥離用処置具である。

そして、本請求項５の発明では、圧排子の第２の屈曲部の屈曲角度 β と、処置用電極の屈曲部の屈曲角度 α とが同一角度に設定した剥離用処置部によって生体組織の剥離を行う

10

20

30

40

50

ようにしたものである。

【0012】

請求項6の発明は、前記第2の屈曲部の屈曲角度 β は、前記処置用電極の前記屈曲部の屈曲角度 α と異なる角度であることを特徴とする請求項1に記載の剥離用処置具である。

そして、本請求項6の発明では、圧排子の第2の屈曲部の屈曲角度 β と、処置用電極の屈曲部の屈曲角度 α とが異なる角度に設定した剥離用処置部によって生体組織の剥離を行うようにしたものである。

【0013】

請求項7の発明は、外套管内に生体組織を剥離処置する剥離用処置部と内視鏡とが挿通され、前記外套管の基端部に前記剥離用処置部を前記外套管の軸方向に往復移動させるハンドル部を有する操作部が配設されたレゼクトスコープにおいて、前記剥離用処置部は、先端に第1のループ形状部を有する処置用電極と、前記処置用電極の前方位置に延出される第2のループ形状部を有し、前記処置用電極より剛性が大きい圧排子と、を具備し、前記処置用電極は、前記剥離用処置具本体の軸心方向に対して垂直な平面よりも斜め前方に向けて屈曲された屈曲部を有し、前記圧排子は、前記垂直な平面方向の長さを前記処置用電極の前記屈曲部よりも短く設定したことを特徴とするレゼクトスコープである。

そして、本請求項7の発明では、レゼクトスコープの内視鏡による観察視野内で処置用電極の先端の第1のループ形状部を生体組織に押し当てることにより、生体組織の切開・凝固を行い、処置用電極より剛性が大きい圧排子の第2のループ形状部を生体組織に押し当てた状態で押し出し操作を進めることにより、生体組織の剥離を行う。ここで、圧排子の第2のループ形状部は、処置用電極の前方位置に延出されていることにより、圧排子による生体組織の剥離操作時に処置用電極の屈曲部が邪魔にならず、さらに、処置用電極は、剥離用処置具本体の軸心方向に対して垂直な平面よりも斜め前方に向けて屈曲された屈曲部を有し、かつ圧排子は、垂直な平面方向の長さを処置用電極の屈曲部よりも短く設定したことにより、圧排子による生体組織の剥離時に出血した場合に処置用電極の先端の第1のループ形状部を生体組織に押し当てて止血できるようにしたものである。

【0014】

請求項8の発明は、剥離用処置具本体の先端部に配置された第1のループ形状部を有する処置用電極に高周波電流を通電した状態で、前記処置用電極を生体組織に押し付けて前記生体組織の高周波処置を行う高周波処置工程と、前記処置用電極の前方位置に延出され、前記処置用電極より剛性が大きい第2のループ形状部を有する圧排子を前記生体組織に押し付けて前記圧排子によって前記生体組織の剥離操作を行う剥離操作工程とを具備することを特徴とする生体組織の剥離方法である。

そして、本請求項8の発明では、剥離用処置具本体の先端部に配置された処置用電極に高周波電流を通電した状態で、処置用電極の第1のループ形状部を生体組織に押し付けて生体組織の高周波処置を行う（高周波処置工程）とともに、処置用電極の前方位置に延出され、処置用電極より剛性が大きい圧排子の第2のループ形状部を生体組織に押し付けて圧排子によって生体組織の剥離操作を行う（剥離操作工程）。さらに、必要に応じて剥離操作工程と高周波処置工程とを交互に繰り返して生体組織の剥離操作を進めるようにしたものである。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、前立腺の剥離に使用した際の耐久性を高め、且つ切開・凝固も行うことができ、効率的に処置を行うことができる剥離用処置具とレゼクトスコープと生体組織の剥離方法を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明の第1の実施の形態を図1乃至図7を参照して説明する。図1は本実施の形態のレゼクトスコープ装置のシステム全体の概略構成を示す。図1は、レゼクトスコー

10

20

30

40

50

ブ装置を用いて、経尿道的切除術を行う様子を示している。レゼクトスコープ装置は、レゼクトスコープ（剥離用処置具本体）１と高周波電源装置２とからなる。高周波電源装置２にはフットスイッチ４が接続されている。

【００１７】

レゼクトスコープ１には、後述する電極ユニット１４（図３参照）の処置用電極６３への高周波焼灼電流（以下、アクティブ電流という）の供給と、帰還電流（以下、リターン電流という）の回収を行うための高周波電源装置２が接続されている。

【００１８】

図２に示すようにレゼクトスコープ１は、外套管である貫通孔を有する中空のアウトース１１と、アウトース１１の貫通孔内に配置される光学視管（内視鏡）であるスコープ１２と、操作部であるハンドル部１３と、アウトース１１の貫通孔内に配置されたアクティブ電極である電極ユニット１４とを有する。

10

【００１９】

図５に示すようにアウトース１１は、中空の挿入部２１と、手元本体部２２とを有する。挿入部２１は、例えば尿道を介して体腔内に挿入される。手元本体部２２は、挿入部２１の後端に配設されている。

【００２０】

挿入部２１の先端は開口部２３を有している。手元本体部２２の側周部には、２つの流体管路２２ａ、２２ｂが設けられている。一方の流体管路２２ａは、処置部に灌流液として導電性を有する生理食塩水等を送液するための送液用の管路、他方の流体管路２２ｂは、生理食塩水等を排出するための排液用の管路である。送液用の流体管路２２ａは、チューブ接続手段である送液口金２４とコック２８とを有する。排液用の流体管路２２ｂは、同様にチューブ接続手段である排液口金２６とコック２５とを有する。

20

【００２１】

送液口金２４には、送液のためのチューブが接続され、排液口金２６には、排液のためのチューブが接続される。コック２８、２５を動かすことによって、送液及び排液の制御をすることができる。

【００２２】

また、アウトース１１には、インナーシース３１が挿入されている。インナーシース３１は、中空の挿入部３２と、手元本体部３３と、先端部材３４とで構成される。挿入部３２は、アウトース１１の手元本体部２２の後側の開口部からアウトース１１内に挿通され、挿入部２１内に配置される。手元本体部３３は、挿入部３２の後端に設けられている。先端部材３４は、挿入部３２の先端に設けられ、絶縁部材である例えば硬質樹脂部材などで形成されている。先端部材３４の先端は開口部３５を有している。

30

【００２３】

そして、インナーシース３１の手元本体部３３の後側の開口部からスコープ１２が、電極ユニット１４と共に挿通され、インナーシース３１内に配置される。なお、アウトース１１を使用しないで、インナーシース３１のみが取り付けられた状態で使用される場合もある。

【００２４】

スコープ１２は、硬質な挿入管４１と、案内管４２と、手元部４３とで構成されている。挿入管４１は、金属材料などで細長な直管状に形成されている。挿入管４１には、観察光学系が内蔵されている。この挿入管４１は、インナーシース３１内に挿通され配置される。案内管４２は、挿入管４１を挿通する。案内管４２の基端部には、手元部４３が配設されている。

40

【００２５】

手元部４３の基端には、術者が目視観察を行う接眼部４４が設けられている。手元部４３の側部には、ライトガイド接続部４５が設けられている。ライトガイド接続部４５には、観察部位に対して観察用の照明光を供給するライトガイド（図示せず）が接続される。

【００２６】

50

図 3 に示すように、電極ユニット 1 4 は、細長な金属パイプ 6 1 と、剥離用処置部 6 2 とを有する。金属パイプ 6 1 の外周には図示しない絶縁チューブが被覆されている。金属パイプ 6 1 の基端部は、絶縁チューブの後端部から露出されて電極接続部が形成されている。

【0027】

剥離用処置部 6 2 は、処置用電極 6 3 と圧排子 6 4 とを有する。金属パイプ 6 1 の先端部には、平行リード部材 6 5 の基端部が連結されている。平行リード部材 6 5 は、スコープ 1 2 の挿入軸方向に延設された略平行な 2 本の直線状のワイヤ部分 6 5 a を有する二股部材である。

【0028】

処置用電極 6 3 は、細長なワイヤ形状の電極である。この処置用電極 6 3 は、例えば円弧形状をしている第 1 のループ形状部 6 3 a を有する。処置用電極 6 3 の両端部は、平行リード部材 6 5 の 2 本の直線状のワイヤ部分 6 5 a の先端部にそれぞれ接続されている。さらに、処置用電極 6 3 は、図 4 (B) に示すようにスコープ 1 2 の挿入軸方向（剥離用処置具本体の軸心方向）に対して垂直な平面 P 1 よりも斜め前方に向けて屈曲角度 α に屈曲された屈曲部 6 3 b を有する。なお、本実施の形態では、処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の屈曲角度 α は、例えば 45° に設定されている。さらに、この処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の垂直な平面 P 1 方向の長さ t_1 は、適宜の長さに設定されている。

【0029】

圧排子 6 4 は、スコープ 1 2 の挿入軸方向に延設された略平行な 2 本の直線状のワイヤ部分 6 4 a の先端間に第 2 のループ形状部 6 4 b を有する。圧排子 6 4 は、処置用電極 6 3 のワイヤ径よりもワイヤ径が大きい太径ワイヤによって形成されている。これにより、圧排子 6 4 は、処置用電極 6 3 よりも剛性が大きく設定されている。

【0030】

図 4 (B) に示すように圧排子 6 4 は、処置用電極 6 3 の前方位位置に距離 D だけ延出されている。さらに、圧排子 6 4 は、スコープ 1 2 の挿入軸方向（剥離用処置具本体の軸心方向）に対して垂直な平面 P 2 よりも斜め前方に向けて屈曲角度 β に屈曲された屈曲部 6 4 c を有する。なお、本実施の形態では、圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の屈曲角度 β は、処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の屈曲角度 α と同角度 (45°) に設定されている。さらに、この圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c は、図 4 (A) に示すように垂直な平面 P 2 方向の長さ t_2 が処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の長さ t_1 よりも短く設定されている。

【0031】

電極ユニット 1 4 は、処置用電極 6 3 がインナーシース 3 1 の先端部材 3 4 の開口部 3 5 において、インナーシース 3 1 の挿入方向に進退自在になるように、インナーシース 3 1 内に配置される。金属パイプ 6 1 の基端部は、インナーシース 3 1 の挿入部 3 2 及び手元本体部 3 3 内を挿通して手元本体部 3 3 の基端面から延出して後述するスライダ 4 6 に固定される。

【0032】

ハンドル部 1 3 は、シース接続部 4 7 と、案内管 4 8 と、略パイプ形状のスライダ 4 6 とで主に形成されている。シース接続部 4 7 は、インナーシース 3 1 の手元本体部 3 3 に対して着脱自在に接続される。案内管 4 8 は、このシース接続部 4 7 の後端面から後方に突設されている。このシース接続部 4 7 には、挿入管 4 1 が挿通される。スライダ 4 6 は、この案内管 4 8 にスコープ 1 2 の挿入軸方向に沿って摺動自在に保持されている。

【0033】

スライダ 4 6 には、電極固定部（図示せず）と、高周波電源用コネクタ 4 9 と、リング形状の親指掛けリング 5 0 とが設けられている。電極固定部は、電極ユニット 1 4 の後端部の電極接続部との電氣的接続部になる。高周波電源用コネクタ 4 9 は、高周波電源装置 2 から延出する電源用ケーブル 5 が着脱自在に接続される。親指掛けリング 5 0 は、術者の親指を掛ける指受部である。

【0034】

10

20

30

40

50

そして、スライダ４６とシース接続部４７とは、ばね等の弾性部材（図示せず）によって、互いに離れる方向に力が加えられた状態で、連結されている。すなわち、スライダ４６は、弾性部材によって常に接眼部４４側へ付勢されている。なお、指掛け部５１とリング５０に何も力を加えない状態では、剥離用処置部６２の先端部と挿入管４１の先端部は、スコープ１２の挿入方向において、ほぼ同じ位置に配置されるように設定されている。

【００３５】

したがって、術者が、シース接続部４７の指掛け部５１と、スライダ４６の親指掛けリング５０とを手で把持しながら、指掛け部５１とリング５０の間の距離を縮めるように適宜操作することによって、案内管４８に対してスライダ４６がスコープ１２の先端方向に移動する。これにより、電極ユニット１４の剥離用処置部６２が、挿入管４１に対して先端方向に突出するように移動する。

10

【００３６】

高周波電源用コネクタ４９と上述した電極固定部とは例えばリード線等によって電氣的に接続されている。このため、高周波電源装置２からのケーブル５を高周波電源用コネクタ４９に接続することによって、電極ユニット１４の処置用電極６３と通電状態になって、病変部の処置を行える。また、本実施の形態ではアウターシース１１の挿入部２１などの金属材料部分によってバイポーラ型の高周波処置具のリターン電極が形成されている。

【００３７】

図６は、本実施の形態のレゼクトスコープ１の高周波電源装置２の構成を示すブロック図である。図６に示すように、高周波電源装置２は、制御回路１０１と、電源回路１０２と、高周波発生回路１０３と、波形回路１０４と、出力トランス回路１０５と、電圧センサ１１０と、２つの電流センサ１０６ａ、１０６ｂと、センサ信号処理回路１０７とを備えている。制御回路１０１は、フットスイッチ４からの信号を受けて電力供給の制御を行う。電源回路１０２は、制御回路１０１に制御され直流電力を発生する。高周波発生回路１０３は、電源回路１０２からの直流電力をスイッチングして高周波電力を発生する。波形回路１０４は、制御回路１０１に制御され、高周波発生回路１０３が発生する高周波電力の波形信号を高周波発生回路１０３に供給する。出力トランス回路１０５は、高周波発生回路１０３が発生した高周波電力の高周波電圧を増幅して処置用電極６３用の端子とリターン電流用の端子間に印加し高周波電流を処置用電極６３に供給する。電圧センサ１１０は、出力トランス回路１０５より出力される高周波出力の電圧を検出する。電流センサ１０６ａ、１０６ｂは、出力トランス回路１０５より出力される高周波電流を検出する。センサ信号処理回路１０７は、電圧センサ１１０により検出された電流値及び電流センサ１０６ａ、１０６ｂにより検出された電流値をＡ／Ｄ変換する。

20

30

【００３８】

制御回路１０１は、センサ信号処理回路１０７からのデジタル化された電圧データ及び電流データに基づいて生体組織のインピーダンスを算出し、電源回路１０２及び波形回路１０４を制御するようになっている。

【００３９】

次に、上記構成の作用について説明する。本実施の形態のレゼクトスコープ装置の使用時には、図１に示すようにレゼクトスコープ１の先端部が、経尿道的に患者３に挿入される。高周波電源装置２から処置用電極６３への電力供給の制御は、高周波電源装置２に接続されたフットスイッチ４のオン、オフによって行われる。

40

【００４０】

また、図１では、レゼクトスコープ１には、膀胱等の体腔内へ灌流液として導電性を有する生理食塩水が、生理食塩水バック７から滅菌チューブ８を通して供給される。術者は、生理食塩水を体腔内に充満させた後、レゼクトスコープ１を体腔内に挿入し、観察用の内視鏡の画像を見ながら、切開、切除等を行う体組織表面へ電極ユニット１４の剥離用処置部６２を移動させる。そして、フットスイッチ４のスイッチをオンさせて切開等を行う。

【００４１】

50

また、本実施の形態のレゼクトスコープ 1 による経尿道的切除術の作業時には、図 7 に示すように、レゼクトスコープ 1 の先端から電極ユニット 1 4 の剥離用処置部 6 2 を突出させた状態にセットされる。この状態で、フットスイッチ 4 がオンされると、ケーブル 5 を介して高周波電源装置 2 から高周波電流がレゼクトスコープ 1 の処置用電極 6 3 へ供給される。さらに、処置用電極 6 3 から出力された高周波電流は、生体組織及び生理的食塩水を経てアウターシース 1 1 を介してリターン電流が高周波電源装置 2 に回収される。このとき、剥離用処置部 6 2 の処置用電極 6 3 と、リターン電極との間に高周波電流が通電されることにより、剥離用処置部 6 2 の処置用電極 6 3 によってバイポーラ型の高周波処置（生体組織の切開、切除、蒸散、凝固等）が行われる。

【0042】

また、本実施の形態のレゼクトスコープ 1 では、剥離用処置部 6 2 は、第 1 のループ形状部 6 3 a を有する処置用電極 6 3 に高周波電流を通電した状態で、処置用電極 6 3 を生体組織に押し付けて生体組織の高周波処置を行う高周波処置工程が行われるとともに、処置用電極 6 3 の前方位置に延出され、処置用電極 6 3 より剛性が大きい第 2 のループ形状部 6 4 b を有する圧排子 6 4 を生体組織に押し付けて圧排子 6 4 によって生体組織の剥離操作を行う剥離操作工程が行われる。すなわち、前立腺の剥離作業時には図 7 に示すように処置用電極 6 3 を生体組織に押し付けて前立腺の一部の切開を行う。その後、その切開部分に圧排子 6 4 を押し付け、圧排子 6 4 を押し出す作業によって前立腺の剥離作業が進められるようになっている。さらに、前立腺の剥離作業中に、出血などが生じた場合にはその出血部位 X に処置用電極 6 3 を押し付けて高周波処置によって凝固させ、止血させることが行われる。

【0043】

そこで、上記構成のものにあつては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態のレゼクトスコープ 1 では、剥離用処置部 6 2 に先端に第 1 のループ形状部 6 3 a を有する処置用電極 6 3 と、処置用電極 6 3 の前方位置に延出される第 2 のループ形状部 6 4 b を有し、処置用電極 6 3 より剛性が大きく、押出し操作によって生体組織を剥離処置する圧排子 6 4 とを設けている。そして、処置用電極 6 3 は、レゼクトスコープ 1 の軸心方向に対して垂直な平面 P 1 よりも斜め前方に向けて屈曲された屈曲部 6 3 b を有し、圧排子 6 4 は、垂直な平面 P 2 方向の長さを処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b よりも短く設定している。これにより、前立腺の剥離などの処置を行う場合には、処置用電極 6 3 の先端の第 1 のループ形状部 6 4 b を生体組織に押し当てることにより、生体組織の切開・凝固を行い、処置用電極 6 3 より剛性が大きい圧排子 6 4 の第 2 のループ形状部 6 4 b を生体組織に押し当てた状態で押出し操作を進めることにより、生体組織の剥離を行う。ここで、圧排子 6 4 の第 2 のループ形状部 6 4 b は、処置用電極 6 3 の前方位置に延出されていることにより、圧排子 6 4 による生体組織の剥離操作時に処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b が邪魔にならず、その作業を行い易くすることができる。さらに、処置用電極 6 3 は、レゼクトスコープ 1 の軸心方向に対して垂直な平面 P 1 よりも斜め前方に向けて屈曲された屈曲部 6 3 b を有し、かつ圧排子 6 4 は、垂直な平面 P 2 の方向の長さを処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b よりも短く設定したことにより、圧排子 6 4 による生体組織の剥離時に出血した場合に処置用電極 6 3 の先端の第 1 のループ形状部 6 4 b を生体組織に押し当てて止血する作業時に圧排子 6 4 が邪魔にならず、その作業を行い易くすることができる。

【0044】

また、処置用電極 6 3 よりも剛性が大きい圧排子 6 4 の第 2 のループ形状部 6 4 b を生体組織に押し当てた状態で押出し操作を進めることにより、前立腺の剥離などの処置を行うようにしているので、処置用電極 6 3 を生体組織に接触させて前立腺の剥離などの処置を行う場合のように処置用電極 6 3 の曲がりが発生することがない。そのため、従来に比べて処置用電極 6 3 の耐久性を高めることができるので、本実施の形態のレゼクトスコープ 1 の剥離用処置部 6 2 を前立腺の剥離に使用した際の耐久性を高め、且つ切開・凝固も行うことができ、効率的に処置を行うことができる。

【0045】

また、第 1 の実施の形態のレゼクトスコープ 1 の剥離用処置部 6 2 は、次の変形例の通り変形実施することができる。図 8 (A 1), (B 1) は、第 1 の実施の形態のレゼクトスコープ 1 の剥離用処置部 6 2 の第 1 の変形例、図 8 (A 2), (B 2) は、第 2 の変形例、図 8 (A 3), (B 3) は、第 3 の変形例、図 8 (A 4), (B 4) は、第 4 の変形例をそれぞれ示す。

【0046】

これら第 1 の変形例～第 4 の変形例では、処置用電極 6 3 の形状は第 1 の実施の形態のレゼクトスコープ 1 の剥離用処置部 6 2 と同一である。すなわち、第 1 の変形例の処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の屈曲角度 $\alpha 1$ と、第 2 の変形例の処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の屈曲角度 $\alpha 2$ と、第 3 の変形例の処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の屈曲角度 $\alpha 3$ と、第 4 の変形例の処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の屈曲角度 $\alpha 4$ とは、それぞれ同一角度、例えば 45° に設定されている。さらに、第 1 の変形例の処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の垂直平面 P 1 方向の長さ $t 1 a$ と、第 2 の変形例の処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の垂直平面 P 1 方向の長さ $t 1 b$ と、第 3 の変形例の処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の垂直平面 P 1 方向の長さ $t 1 c$ と、第 4 の変形例の処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の垂直平面 P 1 方向の長さ $t 1 d$ とは、それぞれ同一に設定されている。

【0047】

これら第 1 の変形例～第 4 の変形例では、圧排子 6 4 の形状がそれぞれ異なる。なお、第 3 の変形例 (図 8 (A 3), (B 3) 参照) の圧排子 6 4 の形状は、第 1 の実施の形態の圧排子 6 4 の形状と同一である。さらに、第 1 の変形例の圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の屈曲角度 $\beta 1$ と、第 2 の変形例の圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の屈曲角度 $\beta 2$ と、第 3 の変形例の圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の屈曲角度 $\beta 3$ とは、それぞれ同一角度、例えば 45° に設定されている。なお、第 4 の変形例の圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の屈曲角度 β は 0° である。

【0048】

また、第 2 の変形例の圧排子 6 4 は、処置用電極 6 3 から前方への突出長さ $D 2$ が第 3 の変形例の圧排子 6 4 の突出長さ $D 3$ よりも大きい ($D 3 < D 2$)。さらに、第 1 の変形例の圧排子 6 4 は、処置用電極 6 3 から前方への突出長さ $D 1$ が第 2 の変形例の圧排子 6 4 の突出長さ $D 2$ よりも大きい ($D 2 < D 1$)。さらに、第 1 の変形例の圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の垂直平面 P 2 方向の長さ $t 2 a$ と、第 2 の変形例の圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の垂直平面 P 2 方向の長さ $t 2 b$ と、第 3 の変形例の圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の垂直平面 P 2 方向の長さ $t 2 c$ と、第 4 の変形例の圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の垂直平面 P 2 方向の長さ $t 2 d$ とは、それぞれ

$$t 2 a > t 2 b > t 2 c > t 2 d$$

かつ

$$t 2 d = 0$$

に設定されている。

【0049】

また、図 9 (A) は、第 1 の実施の形態のレゼクトスコープ 1 の剥離用処置部 6 2 の第 5 の変形例、図 9 (B) は、第 1 の実施の形態のレゼクトスコープ 1 の剥離用処置部 6 2 の第 6 の変形例、図 9 (C) は、第 1 の実施の形態のレゼクトスコープ 1 の剥離用処置部 6 2 の第 7 の変形例、図 9 (D) は、第 1 の実施の形態のレゼクトスコープ 1 の剥離用処置部 6 2 の第 8 の変形例をそれぞれ示す。

【0050】

これら第 5 の変形例～第 8 の変形例では、処置用電極 6 3 の形状と、圧排子 6 4 の形状とがそれぞれ第 1 の実施の形態のレゼクトスコープ 1 の剥離用処置部 6 2 と異なる。すなわち、第 5 の変形例の処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の屈曲角度 $\alpha 5$ と、第 6 の変形例の処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の屈曲角度 $\alpha 6$ と、第 7 の変形例の処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の屈曲角度 $\alpha 7$ と、第 8 の変形例の処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の屈曲角度 $\alpha 8$ とは、それぞれ第 1 の実施の形態の処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の屈曲角度 α よりも

小さい角度の同一角度、例えば 30° に設定されている。さらに、第 5 の変形例の処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の垂直平面 P 1 方向の長さ t_{1e} と、第 6 の変形例の処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の垂直平面 P 1 方向の長さ t_{1f} と、第 7 の変形例の処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の垂直平面 P 1 方向の長さ t_{1g} と、第 8 の変形例の処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の垂直平面 P 1 方向の長さ t_{1h} とは、それぞれ同一に設定されている。

【0051】

また、第 5 の変形例～第 8 の変形例では、圧排子 6 4 の形状がそれぞれ異なる。すなわち、第 5 の変形例の圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の屈曲角度 β_5 と、第 6 の変形例の圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の屈曲角度 β_6 と、第 7 の変形例の圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の屈曲角度 β_7 とは、それぞれ第 1 の実施の形態の圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の屈曲角度 β よりも小さい角度の同一角度、例えば 30° に設定されている。なお、第 8 の変形例の圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の屈曲角度 β は 0° である。さらに、第 5 の変形例の圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の垂直平面 P 2 方向の長さ t_{2e} と、第 6 の変形例の圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の垂直平面 P 2 方向の長さ t_{2f} と、第 7 の変形例の圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の垂直平面 P 2 方向の長さ t_{2g} と、第 8 の変形例の圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の垂直平面 P 2 方向の長さ t_{2h} とは、それぞれ

$$t_{2e} > t_{2f} > t_{2g} > t_{2h}$$

かつ

$$t_{2h} = 0$$

に設定されている。

【0052】

また、図 10 (A)、(B) は、第 1 の実施の形態のレゼクトスコープ 1 の剥離用処置部 6 2 の第 9 の変形例を示す。本変形例は、処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の屈曲角度 α_9 と、圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の屈曲角度 β_9 とを異なる角度に設定したものである。ここで、処置用電極 6 3 の屈曲部 6 3 b の屈曲角度 α_9 は、例えば 30° 、圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の屈曲角度 β_9 は、例えば 45° に設定されている。

【0053】

そして、上記第 1 の変形例～第 9 の変形例でも第 1 の実施の形態と同様の作用効果を得ることができる。

【0054】

さらに、本発明は上記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施できることは勿論である。

次に、本出願の他の特徴的な技術事項を下記の通り付記する。

記

(付記項 1) 先端にループ型電極を持つ切除用電極で、前記ループ型電極の前方に、前記ループ型電極より太いループ状の圧排子が設けられ、前記圧排子ならびに前記ループ型電極が長手方向に対し垂直よりも前方に位置し、且つ前記圧排子は前記ループ型電極よりも垂直方向の長さが短いことを特徴とする切除用電極。

【産業上の利用可能性】

【0055】

本発明は、内視鏡による観察下で前立腺の剥離などの生体組織の切開、切除、蒸散等を電気切除で行う剥離用処置具の分野、この剥離用処置具を組み合わせたレゼクトスコープを製造、使用する技術分野と生体組織の剥離方法の技術分野に有効である。

【図面の簡単な説明】

【0056】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態のレゼクトスコープのシステム全体の概略構成図。

【図 2】第 1 の実施の形態のレゼクトスコープの側面図。

【図 3】第 1 の実施の形態のレゼクトスコープの剥離用処置部を示す斜視図。

【図 4】第 1 の実施の形態のレゼクトスコープの剥離用処置部を示すもので、(A) は剥離用処置部の正面図、(B) は剥離用処置部の側面図。

【図 5】 第 1 の実施の形態のレゼクトスコープの組み付け作業を説明するための説明図。

【図 6】第 1 の実施の形態のレゼクトスコープの高周波電源装置の構成を示すブロック図

【図 7】 第 1 の実施の形態のレゼクトスコープの使用状態を示す縦断面図。

【図 8】第 1 の実施の形態のレゼクトスコープの剥離用処置部の変形例を示すもので、（A 1）は第 1 の変形例の剥離用処置部の正面図、（B 1）は第 1 の変形例の剥離用処置部の側面図、（A 2）は第 2 の変形例の剥離用処置部の正面図、（B 2）は第 2 の変形例の剥離用処置部の側面図、（A 3）は第 3 の変形例の剥離用処置部の正面図、（B 3）は第 3 の変形例の剥離用処置部の側面図、（A 4）は第 4 の変形例の剥離用処置部の正面図、（B 4）は第 4 の変形例の剥離用処置部の側面図。

【図 9】 第 1 の実施の形態のレゼクトスコープの剥離用処置部の他の変形例を示すもので、（A）は第 5 の変形例の剥離用処置部の側面図、（B）は第 6 の変形例の剥離用処置部の側面図、（C）は第 7 の変形例の剥離用処置部の側面図、（D）は第 8 の変形例の剥離用処置部の側面図。

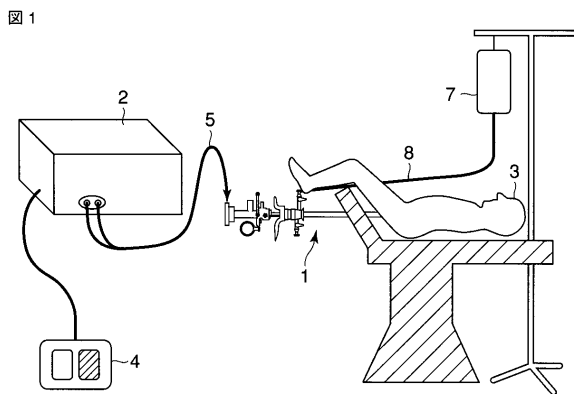
【図 10】第 1 の実施の形態のレゼクトスコープの剥離用処置部の第 9 の変形例を示すもので、(A) は剥離用処置部の正面図、(B) は剥離用処置部の側面図。

【符号の説明】

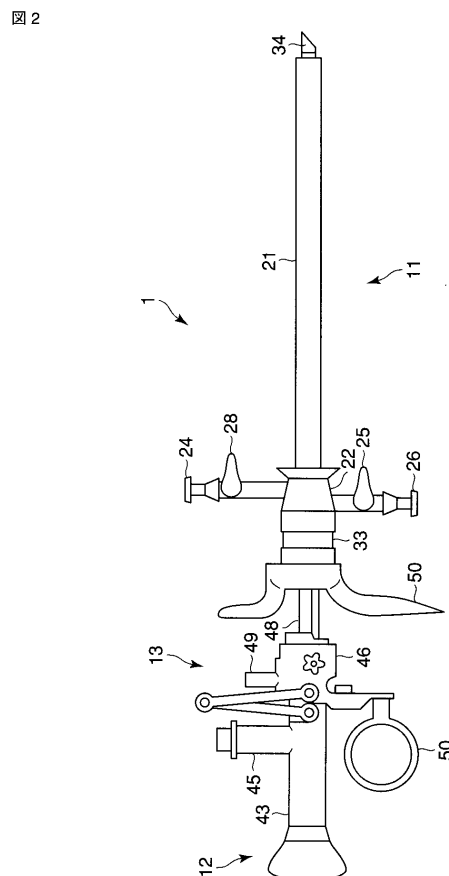
【 0 0 5 7 】

1…レゼクトスコープ（剥離用処置具本体）、63…処置用電極、63a…第1のループ形状部、63b…屈曲部、64…圧排子、64b…第2のループ形状部、P1，P2…垂直な平面。

【図 1】



【図 2】

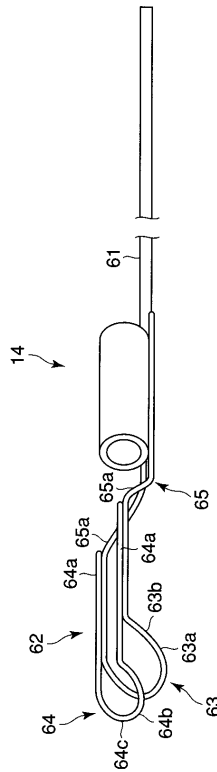


10

20

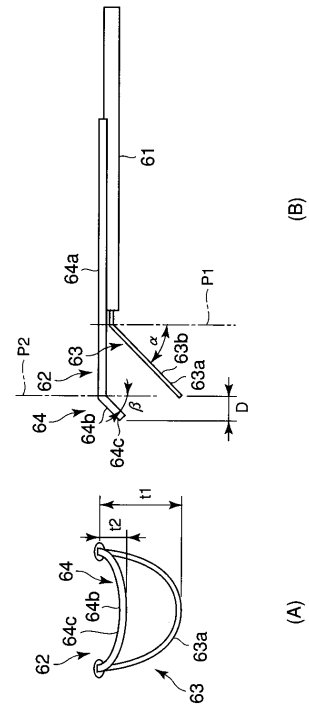
【図 3】

図 3



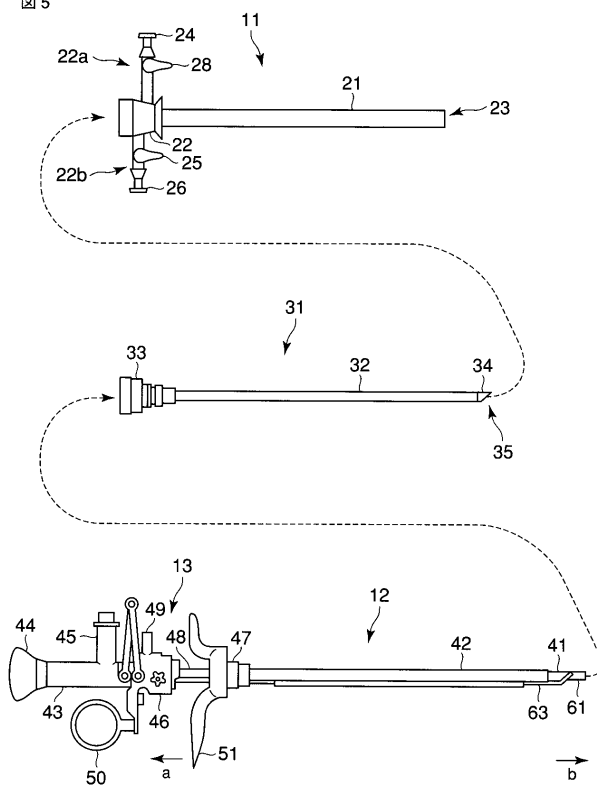
【図 4】

図 4



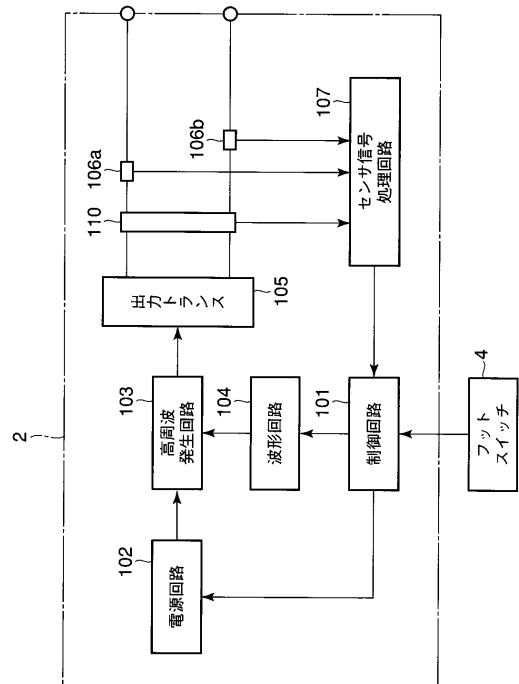
【図 5】

図 5



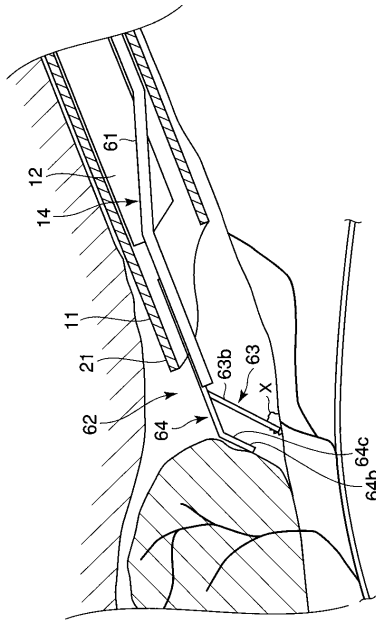
【図 6】

図 6



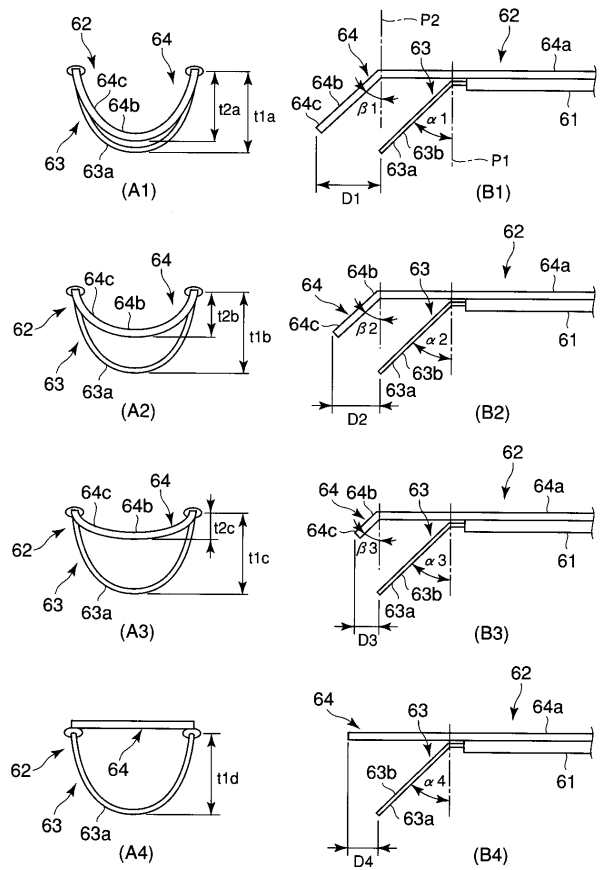
【図 7】

図 7



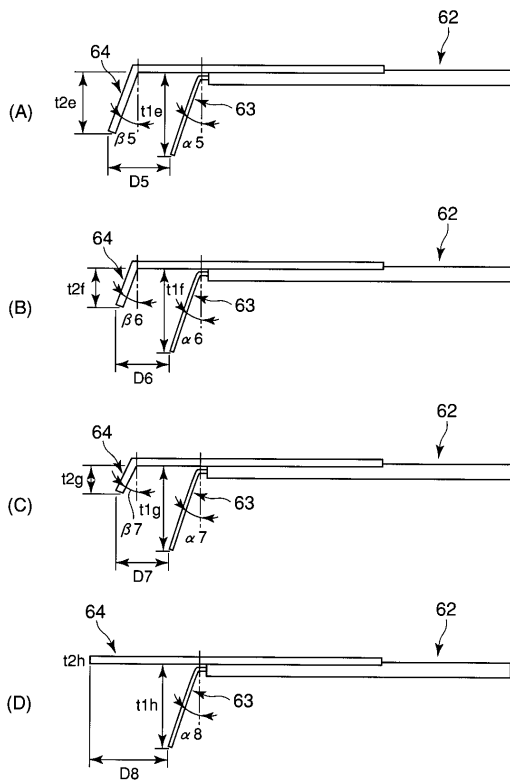
【図 8】

図 8



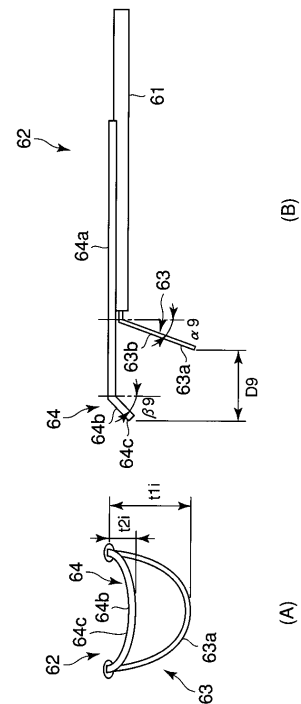
【図 9】

図 9



【図 10】

図 10



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 下村 浩二

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C060 KK06 KK16 KK17

专利名称(译)	标题：交付处理工具，电切镜和活组织的剥离方法		
公开(公告)号	JP2008246111A	公开(公告)日	2008-10-16
申请号	JP2007094128	申请日	2007-03-30
[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		
[标]发明人	下村浩二		
发明人	下村 浩二		
IPC分类号	A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/149 A61B18/1815 A61B2017/00274 A61B2018/00196 A61B2018/00505 A61B2018/00517 A61B2018/00547 A61B2018/00577 A61B2018/1407 A61B2018/141		
FI分类号	A61B17/39.315 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK06 4C060/KK16 4C060/KK17 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK07 4C160/KK17 4C160/KK23 4C160/KK39 4C160/KK58 4C160/KK63 4C160/MM54 4C160/NN09		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP2008246111A5 JP4653136B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种剥离治疗工具，电切镜和剥离活体组织的方法，该剥离治疗工具，切除器和剥离活组织的方法在用于剥离前列腺时具有改善的耐久性，还可以进行切口和凝结，并且可以有效地进行治疗。提供。 解决方案：提供了一个处理电极63，该电极布置在电切镜的尖端，并具有位于尖端的第一环形部分63a和延伸至处理电极63前面位置的第二环形部分64b。处理电极63具有比处理电极63大的刚性，并且包括用于通过挤压操作对活体组织进行剥离处理的排斥元件64，并且处理电极63是垂直于直肠镜1的轴向的平面。挖掘机64具有弯曲部63b，该弯曲部63b向P1的前方倾斜地弯曲，并且在铅垂面P2方向上的长度设定为比处理电极63的弯曲部63b的长度短。 [选择图]图4

