

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4653136号  
(P4653136)

(45) 発行日 平成23年3月16日(2011.3.16)

(24) 登録日 平成22年12月24日(2010.12.24)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 18/14 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 5

請求項の数 7 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2007-94128 (P2007-94128)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成19年3月30日(2007.3.30)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2008-246111 (P2008-246111A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成20年10月16日(2008.10.16)	(74) 代理人	100091351
審査請求日	平成22年2月5日(2010.2.5)		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
		(74) 代理人	100084618
			弁理士 村松 貞男

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

遠位端に剥離用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し、かつ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、前記第1のループ形状部を生体組織に押し付けて生体組織を処置する処置用電極と、

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、かつ前記垂直な平面方向の長さが前記処置用電極の前記屈曲部よりも短く設定され、前記処置用電極によって処置された生体組織の処置部分を前記第2のループ形状部の押し出し操作によって剥離処置する圧排子と、

を有する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、

10

20

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 4】

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は、前記処置用電極の前記屈曲部の屈曲角度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 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は、前記処置用電極の前記屈曲部の屈曲角度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 6】

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剥離用処置具本体を備え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し、かつ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、前記第 1 のループ形状部を生体組織に押し付けて生体組織を処置する処置用電極と、

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、かつ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、前記垂直な平面方向の長さが前記処置用電極の前記屈曲部よりも短く設定され、前記処置用電極によって処置された生体組織の処置部分を前記第 2 のループ形状部の押出し操作によって剥離処置する圧排子と、

を有することを特徴とするレゼクトスコープ。

【請求項 7】

前記処置用電極は、前記圧排子で剥離された前記生体組織の処置面を凝固して止血するための止血手段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。

【発明の詳細な説明】

【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。

【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パーサが、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、スパ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。

【特許文献 1】特開平 5 - 2 2 0 1 7 2 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【 0 0 0 5 】

上記従来構成の経尿道的な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。

【 0 0 0 6 】

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を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

20

【 0 0 0 7 】

請求項 1 の発明は、遠位端に剥離用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し、かつ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、前記第 1 のループ形状部を生体組織に押し付けて生体組織を処置する処置用電極と、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、かつ前記垂直な平面方向の長さが前記処置用電極の前記屈曲部よりも短く設定され、前記処置用電極によって処置された生体組織の処置部分を前記第 2 のループ形状部の押し出し操作によって剥離処置する圧排子と、を有することを特徴とする剥離用処置具である。

30

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。

40

【 0 0 0 8 】

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

50

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ようにしたものである。

【0010】

請求項3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3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し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。

10

【0011】

請求項4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は、前記処置用電極の前記屈曲部の屈曲角度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4の発明では、圧排子の第2の屈曲部の屈曲角度と、処置用電極の屈曲部の屈曲角度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ようにしたものである。

【0012】

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は、前記処置用電極の前記屈曲部の屈曲角度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。

20

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と、処置用電極の屈曲部の屈曲角度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6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剥離用処置具本体を備え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し、かつ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、前記第1のループ形状部を生体組織に押し付けて生体組織を処置する処置用電極と、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、かつ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、前記垂直な平面方向の長さが前記処置用電極の前記屈曲部よりも短く設定され、前記処置用電極によって処置された生体組織の処置部分を前記第2のループ形状部の押し出し操作によって剥離処置する圧排子と、を有することを特徴とするレゼクトスコープである。

30

そして、本請求項6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。

40

【0014】

50

請求項 7 の発明は、前記処置用電極は、前記圧排子で剥離された前記生体組織の処置面を凝固して止血するための止血手段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。

【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、レゼクトスコープ装置を用いて、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 OUTER シース 11 と、OUTER シース 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、OUTER シース 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。

【0019】

図 5 に示すように OUTER シース 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。

【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、OUTER シース 11 には、INNER シース 31 が挿入されている。INNER 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、OUTER シース 11 の手元本体部 22 の後側の開口部から OUTER シース 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。

【0023】

そして、INNER 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、INNER シース 31 内に配置される。なお、OUTER シース 11 を使用しないで、INNER シース 31 のみが取り付けられた状態で使用される場

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【0026】

図3に示すように、電極ユニット14は、細長な金属パイプ61と、剥離用処置部62とを有する。金属パイプ61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61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62は、処置用電極63と圧排子64とを有する。金属パイプ61の先端部には、平行リード部材65の基端部が連結されている。平行リード部材65は、スコープ12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65aを有する二股部材である。

20

【0028】

処置用電極63は、細長なワイヤ形状の電極である。この処置用電極63は、例えば円弧形状をしている第1のループ形状部63aを有する。処置用電極63の両端部は、平行リード部材65の2本の直線状のワイヤ部分65aの先端部にそれぞれ接続されている。さらに、処置用電極63は、図4(B)に示すようにスコープ12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P1よりも斜め前方に向けて屈曲角度に屈曲された屈曲部63bを有する。なお、本実施の形態では、処置用電極63の屈曲部63bの屈曲角度は、例えば45°に設定されている。さらに、この処置用電極63の屈曲部63bの垂直な平面P1方向の長さt1は、適宜の長さに設定されている。

30

【0029】

圧排子64は、スコープ12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64aの先端間に第2のループ形状部64bを有する。圧排子64は、処置用電極63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64は、処置用電極63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64は、処置用電極63の前方位置に距離Dだけ延出されている。さらに、圧排子64は、スコープ12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P2よりも斜め前方に向けて屈曲角度に屈曲された屈曲部64cを有する。なお、本実施の形態では、圧排子64の屈曲部64cの屈曲角度は、処置用電極63の屈曲部63bの屈曲角度と同角度（45°）に設定されている。さらに、この圧排子64の屈曲部64cは、図4(A)に示すように垂直な平面P2方向の長さt2が処置用電極63の屈曲部63bの長さt1よりも短く設定されている。

40

【0031】

電極ユニット14は、処置用電極63がインナーシース31の先端部材34の開口部35において、インナーシース31の挿入方向に進退自在になるように、インナーシース31内に配置される。金属パイプ61の基端部は、インナーシース31の挿入部32及び手元本体部33内を挿通して手元本体部33の基端面から延出して後述するスライダ46に固定される。

【0032】

50

ハンドル部 13 は、シース接続部 47 と、案内管 48 と、略パイプ形状のスライダ 46 とで主に形成されている。シース接続部 47 は、インナーシース 31 の手元本体部 33 に対して着脱自在に接続される。案内管 48 は、このシース接続部 47 の後端面から後方に突設されている。このシース接続部 47 には、挿入管 41 が挿通される。スライダ 46 は、この案内管 48 にスコープ 12 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 46 には、電極固定部（図示せず）と、高周波電源用コネクタ 49 と、リング形状の親指掛けリング 50 とが設けられている。電極固定部は、電極ユニット 14 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 49 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 50 は、術者の親指を掛ける指受部である。

10

【0034】

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。

20

【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】

30

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。

40

【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】

50

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 6 3 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。

【 0 0 4 0 】

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、生理食塩水パック 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 1 4 の剥離用処置部 6 2 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。

10

【 0 0 4 1 】

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。

20

【 0 0 4 2 】

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。

30

【 0 0 4 3 】

そこで、上記構成のものにあっ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

40

50



3 bよりも短く設定したことにより、圧排子64による生体組織の剥離時に出血した場合に処置用電極63の先端の第1のループ形状部64bを生体組織に押し当てて止血する作業時に圧排子64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63よりも剛性が大きい圧排子64の第2のループ形状部64b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、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63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63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63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62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。

10

【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62は、次の変形例の通り変形実施することができる。図8(A1), (B1)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62の第1の変形例、図8(A2), (B2)は、第2の変形例、図8(A3), (B3)は、第3の変形例、図8(A4), (B4)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63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62と同一である。すなわち、第1の変形例の処置用電極63の屈曲部63bの屈曲角度1と、第2の変形例の処置用電極63の屈曲部63bの屈曲角度2と、第3の変形例の処置用電極63の屈曲部63bの屈曲角度3と、第4の変形例の処置用電極63の屈曲部63bの屈曲角度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63の屈曲部63bの垂直平面P1方向の長さt1aと、第2の変形例の処置用電極63の屈曲部63bの垂直平面P1方向の長さt1bと、第3の変形例の処置用電極63の屈曲部63bの垂直平面P1方向の長さt1cと、第4の変形例の処置用電極63の屈曲部63bの垂直平面P1方向の長さt1dとは、それぞれ同一に設定されている。

20

【0047】

これら第1の変形例～第4の変形例では、圧排子64の形状がそれぞれ異なる。なお、第3の変形例(図8(A3), (B3)参照)の圧排子64の形状は、第1の実施の形態の圧排子64の形状と同一である。さらに、第1の変形例の圧排子64の屈曲部64cの屈曲角度1と、第2の変形例の圧排子64の屈曲部64cの屈曲角度2と、第3の変形例の圧排子64の屈曲部64cの屈曲角度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64の屈曲部64cの屈曲角度は0°である。

30

【0048】

また、第2の変形例の圧排子64は、処置用電極63から前方への突出長さD2が第3の変形例の圧排子64の突出長さD3よりも大きい( $D3 < D2$ )。さらに、第1の変形例の圧排子64は、処置用電極63から前方への突出長さD1が第2の変形例の圧排子64の突出長さD2よりも大きい( $D2 < D1$ )。さらに、第1の変形例の圧排子64の屈曲部64cの垂直平面P2方向の長さt2aと、第2の変形例の圧排子64の屈曲部64cの垂直平面P2方向の長さt2bと、第3の変形例の圧排子64の屈曲部64cの垂直平面P2方向の長さt2cと、第4の変形例の圧排子64の屈曲部64cの垂直平面P2方向の長さt2dとは、それぞれ

40

$$t2a > t2b > t2c > t2d$$

かつ

$$t2d = 0$$

に設定されている。

【0049】

50

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。

#### 【 0 0 5 0 】

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  $\theta_5$  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  $\theta_6$  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  $\theta_7$  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  $\theta_8$  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  $\theta_1$  よりも小さい角度の同一角度、例えば  $30^\circ$  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。

#### 【 0 0 5 1 】

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  $\theta_5$  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  $\theta_6$  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  $\theta_7$  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  $\theta_1$  よりも小さい角度の同一角度、例えば  $30^\circ$  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  $\theta_8$  は  $0^\circ$  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。

#### 【 0 0 5 2 】

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  $\theta_9$  と、圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の屈曲角度  $\theta_9$  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  $\theta_9$  は、例えば  $30^\circ$  、圧排子 6 4 の屈曲部 6 4 c の屈曲角度  $\theta_9$  は、例えば  $45^\circ$  に設定されている。

#### 【 0 0 5 3 】

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。

#### 【 0 0 5 4 】

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、(A1)は第1の変形例の剥離用処置部の正面図、(B1)は第1の変形例の剥離用処置部の側面図、(A2)は第2の変形例の剥離用処置部の正面図、(B2)は第2の変形例の剥離用処置部の側面図、(A3)は第3の変形例の剥離用処置部の正面図、(B3)は第3の変形例の剥離用処置部の側面図、(A4)は第4の変形例の剥離用処置部の正面図、(B4)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】

## 【0057】

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。

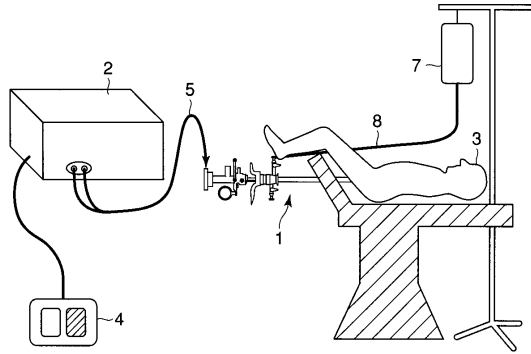
10

20

30

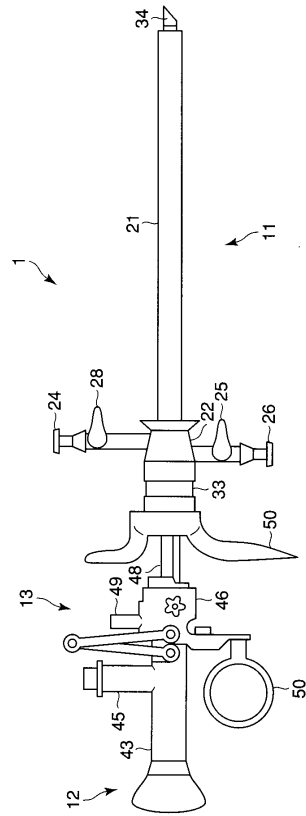
【図 1】

図 1



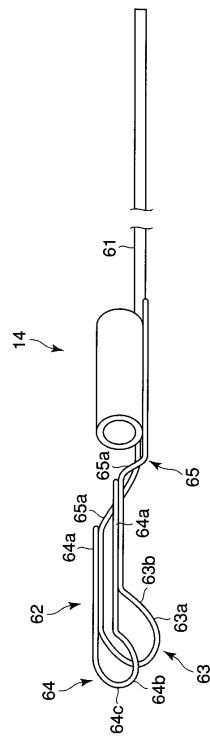
【図 2】

図 2



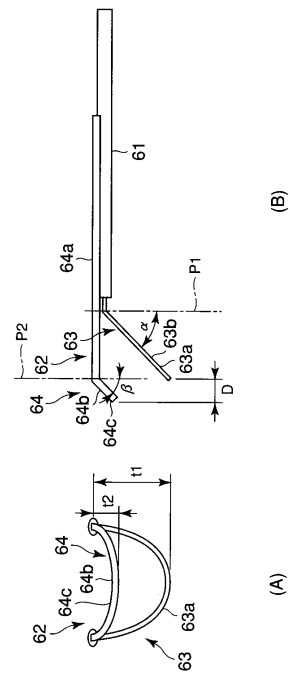
【図 3】

図 3

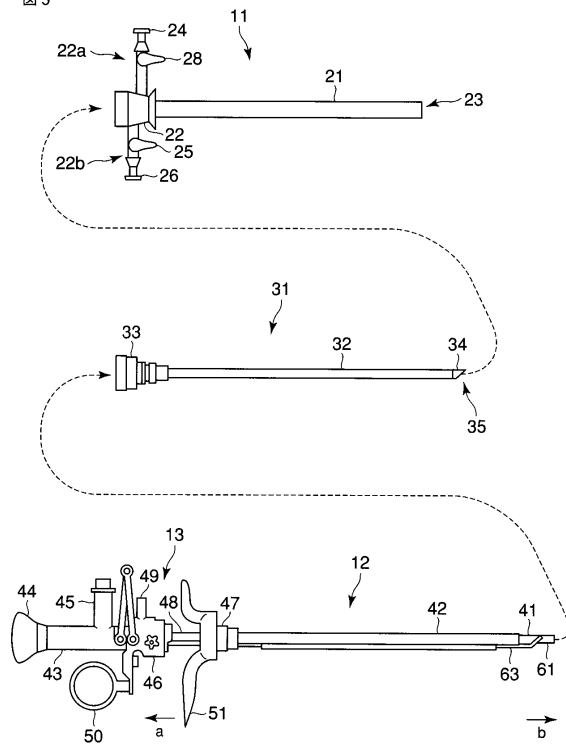


【図 4】

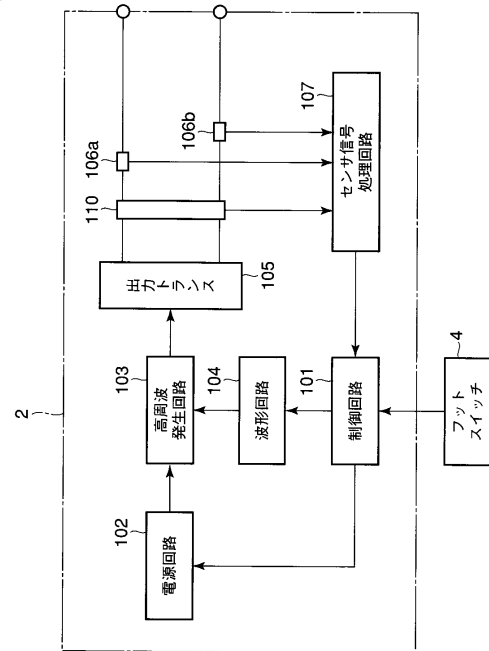
図 4



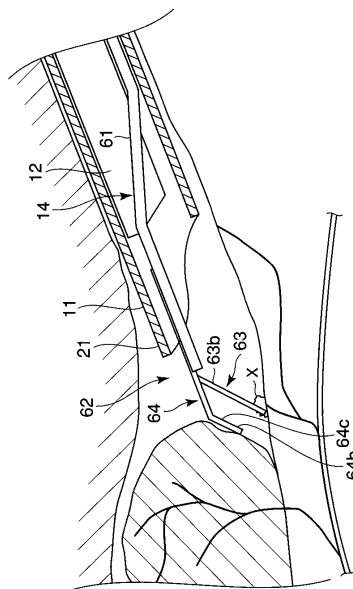
【 図 5 】



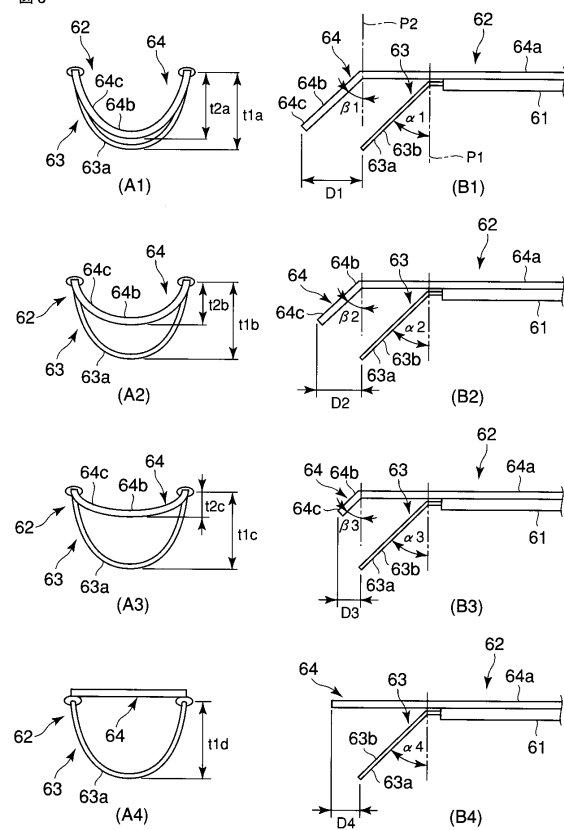
【 図 6 】



【圖 7】

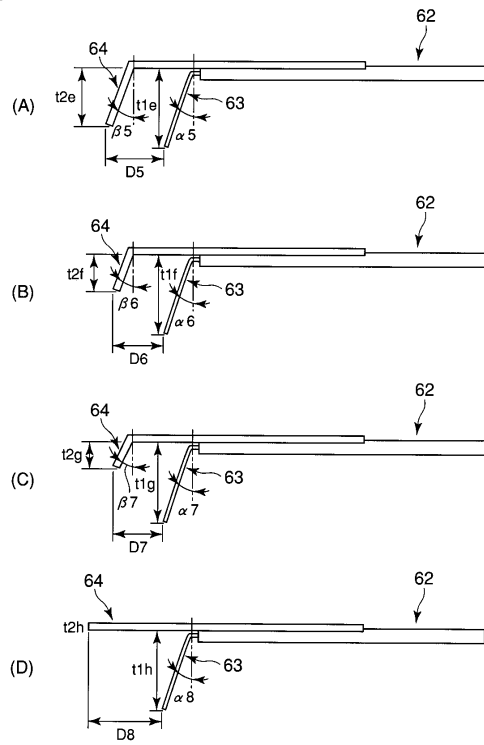


【圖 8】



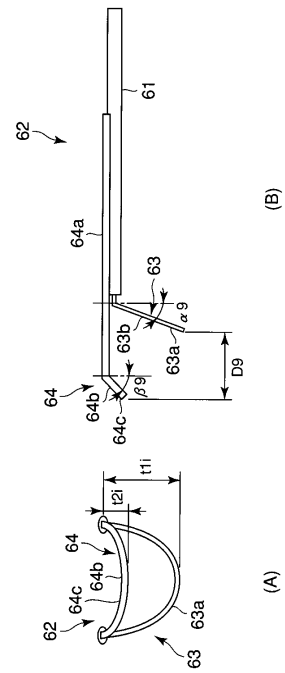
## 【図 9】

図 9



## 【図 10】

図 10



---

フロントページの続き

(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 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 沖田 孝裕

(56)参考文献 特開平 1 0 - 0 4 3 1 9 7 ( J P , A )

国際公開第 2 0 0 6 / 1 1 7 9 3 7 ( W O , A 1 )

特表 2 0 0 1 - 5 0 4 0 0 0 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 8 / 1 4