

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2006/048966

発行日 平成20年5月22日 (2008. 5. 22)

(43) 国際公開日 **平成18年5月11日 (2006. 5. 11)**

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/00 (2006. 01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0	4 C 0 6 0
A 6 1 B 18/12 (2006. 01)	A 6 1 B 17/39 3 1 0	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 17/39 3 2 0	
	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 133 頁)

出願番号 特願2006-542253 (P2006-542253)	(71) 出願人 304050923
(21) 国際出願番号 PCT/JP2005/013831	オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(22) 国際出願日 平成17年7月28日 (2005. 7. 28)	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(31) 優先権主張番号 特願2004-321328 (P2004-321328)	(71) 出願人 000000376
(32) 優先日 平成16年11月4日 (2004. 11. 4)	オリンパス株式会社
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(31) 優先権主張番号 特願2004-321329 (P2004-321329)	(74) 代理人 100089118
(32) 優先日 平成16年11月4日 (2004. 11. 4)	弁理士 酒井 宏明
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(72) 発明者 山田 典弘
	東京都八王子市大和田町5-33-10-305
	(72) 発明者 小貫 喜生
	東京都八王子市西片倉3-15-13
	(72) 発明者 岡田 光正
	東京都八王子市小比企町2387-16
	最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法

(57) 【要約】

超音波処置装置が超音波振動と電気メスの機能を有する中実構造の先端処置部(50a)を備え、たとえば被検体の体腔内から被処置部の生体組織の組織標本を得たい場合に、超音波処置装置の先端処置部(50a)から被処置部を含む生体組織に処置エネルギーとして超音波伝導を伝達して、生体組織を破碎し、その他の切開は超音波振動と電気メスのいずれかの機能を選択して行うことで、切り取りたい生体組織の組織標本の熱損傷を防止し、処置の簡素化を図る。

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端に開口を有するシースと、
前記シースに接続され、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、
前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、
前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、
前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、
を備えることを特徴とする超音波処置装置。

10

【請求項 2】

前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、
さらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置装置。

【請求項 3】

前記処置部の先端に凸部または凹部を、または前記凸部と前記凹部とを少なくとも 1 組有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置装置。

【請求項 4】

前記高周波電源部は、バイポーラ電源と、この電源に接続されるバイポーラ電極とを有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置装置。

20

【請求項 5】

先端に開口を有するシースと、
前記シースに接続され、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、
前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、
前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、
前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、
を有する超音波処置装置と、
前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、
前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、
を備えることを特徴とする内視鏡装置。

30

【請求項 6】

前記超音波処置装置は、
前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、
さらに備えることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

先端に開口を有するシースと、前記シース内部に設けられ、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、
前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、
前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、
前記内視鏡装置の前記挿入部にチューブを挿入し、前記チューブを介して、局注液を前記被処置部の下部に注入する注入工程と、
前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切

40

50

開と剥離を行う切開剥離工程と、

前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、
を含むことを特徴とする処置方法。

【請求項 8】

前記マーキング工程では、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給し、前記処置部でマーキングすることを特徴とする請求項 7 に記載の処置方法。

【請求項 9】

前記切開剥離工程では、前記処置部から前記被処置部を含む生体組織に処置エネルギーとして超音波振動を伝達する方法と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給する方法の少なくとも 1 つの方法を用いて切開と剥離を行うことを特徴とする請求項 7 に記載の処置方法。

10

【請求項 10】

先端に開口を有するシースと、

前記シースに接続され、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と

、
前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、

中空形状の中空部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、

前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、

前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、

を備えることを特徴とする超音波処置装置。

20

【請求項 11】

前記チューブに着脱可能に設けられ、当該チューブに流体を供給可能な流体供給部を、さらに備えることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波処置装置。

【請求項 12】

前記チューブに着脱可能に設けられ、外部から物体を吸引可能な吸引部を、

さらに備えることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波処置装置。

【請求項 13】

前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、

さらに備えることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波処置装置。

30

【請求項 14】

前記処置部は、長手方向に鋭利な角度から形成される鋭利部を少なくとも 1 つ有することを特徴とする請求項 1 または 10 に記載の超音波処置装置。

【請求項 15】

前記処置部は、外周面に凹凸形状に粗く形成する粗面部を有することを特徴とする請求項 1 または 10 に記載の超音波処置装置。

【請求項 16】

前記超音波振動子に、前記処置部との間に所定の隙間を形成する平板を設けることを特徴とする請求項 1 または 10 に記載の超音波処置装置。

40

【請求項 17】

前記超音波振動の節位置において前記超音波振動子を回動自在に支持する支持部材と、

前記超音波振動子を回動操作する操作部と、

を備えることを特徴とする請求項 1 または 10 に記載の超音波処置装置。

【請求項 18】

先端に開口を有するシースと、

前記シースに接続され、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と

、
前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、

中空形状の中空部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記

50

超音波振動を伝達する処置部と、

前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、
前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、
を有する超音波処置装置と、
前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、
前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、
を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 19】

前記超音波処置装置は、
前記チューブに着脱可能に設けられ、当該チューブに流体を供給可能な流体供給部を、
さらに有することを特徴とする請求項 18 に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 20】

前記超音波処置装置は、
前記チューブに着脱可能に設けられ、外部から物体を吸引可能な吸引部を、
さらに有することを特徴とする請求項 18 に記載の内視鏡装置。

【請求項 21】

前記超音波処置装置は、
前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択
を行う選択部を、
さらに有することを特徴とする請求項 18 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 22】

先端に開口を有するシースと、前記シース内部に設けられ、処置エネルギーとして超音
波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給す
る超音波電源部と、中空形状の中空部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、被検体
の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高
周波電流の供給を行う高周波電源部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に
接続されるチューブと、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓
性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と
、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、
前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、
前記チューブを介して、色素剤を前記中空部から前記被処置部に散布する散布工程と、
前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、
前記チューブを介して、局注液を前記中空部から前記被処置部の下部に注入する注入工
程と、
前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切
開と剥離を行う切開剥離工程と、
前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、
を含むことを特徴とする処置方法。

30

【請求項 23】

前記マーキング工程では、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給し、前
記処置部でマーキングすることを特徴とする請求項 22 に記載の処置方法。

40

【請求項 24】

前記切開剥離工程では、前記処置部から前記被処置部を含む生体組織に処置エネルギー
として超音波振動を伝達する方法と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供
給する方法の少なくとも 1 つの方法を用いて切開することを特徴とする請求項 22 に記載
の処置方法。

【請求項 25】

先端に開口を有するシースと、
前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして
超音波振動を発生可能な超音波振動子と、

50

被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、

前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、

を備えることを特徴とする超音波処置装置。

【請求項26】

先端に開口を有するシースと、

前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、

中空形状の中空部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部とを有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、

前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、

前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、

を備えることを特徴とする超音波処置装置。

【請求項27】

前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、

前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、

をさらに備えることを特徴とする請求項25または26に記載の超音波処置装置。

【請求項28】

前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、

さらに備えることを特徴とする請求項27に記載の超音波処置装置。

【請求項29】

前記超音波振動子と前記処置部間に設けられ、前記シースの開口から突出するホーン形状のホーン部と、

前記ホーン部を覆うホーンカバーと、

をさらに備えることを特徴とする請求項25に記載の超音波処置装置。

【請求項30】

前記ホーンカバーとの間で前記超音波振動子を固定する先端カバーと、

前記シース内に挿入されるとともに、一端が前記先端カバーと接続され、他端が前記操作部と接続される少なくとも2層以上のコイルから構成されるコイルシャフトと、

をさらに備えることを特徴とする請求項29に記載の超音波処置装置。

【請求項31】

前記シースは、絶縁素材で構成されることを特徴とする請求項25または26に記載の超音波処置装置。

【請求項32】

前記シースと前記ホーンカバーは、一体的に固定されていることを特徴とする請求項29に記載の超音波処置装置。

【請求項33】

前記先端カバーと前記超音波振動子は、一体的に固定されていることを特徴とする請求項30に記載の超音波処置装置。

【請求項34】

前記ホーン部と前記先端カバー間に配設された防水部材を、

さらに備えることを特徴とする請求項30に記載の超音波処置装置。

【請求項35】

先端に開口を有するシースと、

前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして

10

20

30

40

50

超音波振動を発生可能な超音波振動子と、

被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、

前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、

を有する超音波処置装置と、

前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、

前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、

を備えることを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項36】

先端に開口を有するシースと、

前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、

中空形状の中空部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部とを有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、

前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、

前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、

20

を有する超音波処置装置と、

前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、

前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、

を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項37】

前記超音波処置装置は、

前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、

前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、

をさらに有することを特徴とする請求項35または36に記載の内視鏡装置。

【請求項38】

30

前記超音波処置装置は、

前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、

さらに有することを特徴とする請求項37に記載の内視鏡装置。

【請求項39】

前記超音波処置装置は、

前記超音波振動子と前記処置部間に設けられ、前記シースの開口から突出するホーン形状のホーン部と、

前記ホーン部を覆うホーンカバーと、

をさらに有することを特徴とする請求項35に記載の内視鏡装置。

40

【請求項40】

前記超音波処置装置は、

前記ホーンカバーとの間で前記超音波振動子を固定する先端カバーと、

前記シース内に挿入されるとともに、一端が前記先端カバーと接続され、他端が前記操作部と接続される少なくとも2層以上のコイルから構成されるコイルシャフトと、

をさらに有することを特徴とする請求項39に記載の内視鏡装置。

【請求項41】

前記超音波処置装置の前記シースは、絶縁素材で構成されることを特徴とする請求項35または36に記載の内視鏡装置。

【請求項42】

50

前記超音波処置装置の前記シースと前記ホーンカバーは、一体的に固定されていることを特徴とする請求項 39 に記載の内視鏡装置。

【請求項 43】

前記超音波処置装置の前記先端カバーと前記超音波振動子は、一体的に固定されていることを特徴とする請求項 40 に記載の内視鏡装置。

【請求項 44】

前記超音波処置装置は、
前記ホーン部と前記先端カバー間に配設された防水部材を、
さらに有することを特徴とする請求項 40 に記載の内視鏡装置。

【請求項 45】

前記超音波処置装置は、
前記チューブに着脱可能に設けられ、当該チューブに流体を供給可能な流体供給部を、
さらに有することを特徴とする請求項 37 に記載の内視鏡装置。

【請求項 46】

前記超音波処置装置は、
前記チューブに着脱可能に設けられ、外部から物体を吸引可能な吸引部を、
さらに有することを特徴とする請求項 37 に記載の内視鏡装置。

【請求項 47】

前記超音波処置装置は、
前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、
さらに有することを特徴とする請求項 37 に記載の内視鏡装置。

【請求項 48】

先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも 2 方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、

前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、

前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、

前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、

前記内視鏡装置の前記挿入部にチューブを挿入し、前記チューブを介して、局注液を前記被処置部の下部に注入する注入工程と、

前記操作部によって前記超音波振動子および前記処置部を前記シースに対して回転させ、前記被検体の被処置部に対して、前記先端面部を所望の方向で処置が可能なように設定する回転工程と、

前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、

前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、
を含むことを特徴とする処置方法。

【請求項 49】

先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、中空形状の中空部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも 2 方向の処置が可能な方向性を有する先端面部とを有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と

10

20

30

40

50

、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、

前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、

前記チューブを介して、色素剤を前記中空部から前記被処置部に散布する散布工程と、

前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、

前記チューブを介して、局注液を前記中空部から前記被処置部の下部に注入する注入工程と、

前記操作部によって前記超音波振動子および前記処置部を前記シースに対して回転させ、前記被検体の被処置部に対して、前記先端面部を所望の方向で処置が可能なように設定する回転工程と、

前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、

前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする処置方法。

【請求項 50】

先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備えることを特徴とする内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、

前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、

前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、

前記内視鏡装置の前記挿入部にチューブを挿入し、前記チューブを介して、局注液を前記被処置部の下部に注入する注入工程と、

前記操作部によって前記超音波振動子および前記処置部を前記シースに対して回転させ、前記被検体の被処置部に対して、前記先端面部を所望の方向で処置が可能なように設定する回転工程と、

前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、

前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする処置方法。

【請求項 51】

先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、中空形状の中空部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部とを有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、

前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、

前記チューブを介して、色素剤を前記中空部から前記被処置部に散布する散布工程と、

10

20

30

40

50

前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、前記チューブを介して、局注液を前記中空部から前記被処置部の下部に注入する注入工程と、

前記操作部によって前記超音波振動子および前記処置部を前記シースに対して回転させ、前記被検体の被処置部に対して、前記先端面部を所望の方向で処置が可能のように設定する回転工程と、

前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、

前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする処置方法。

10

【請求項 5 2】

前記マーキング工程では、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給し、前記処置部でマーキングすることを特徴とする請求項 4 8 ~ 5 1 のいずれか一つに記載の処置方法。

【請求項 5 3】

前記切開剥離工程では、前記処置部から前記被処置部を含む生体組織に処置エネルギーとして超音波振動を伝達する方法と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給する方法の少なくとも 1 つの方法を用いて切開することを特徴とする請求項 4 8 ~ 5 1 のいずれか一つに記載の処置方法。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の体腔内に挿入され、たとえばこの体腔内の生体組織の観察および生体組織の切開や凝固などの処置を行う超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来の処置具には、たとえば特許文献 1 に示すように、電氣的絶縁性を有する可撓管から突出する電極用ナイフを備え、この電極用ナイフの突出先端に、ナイフの径よりも大きい径の絶縁チップを設けた高周波ナイフがある。この高周波ナイフは、高周波電流を利用した電極用ナイフによる、たとえば粘膜などの生体組織を切開時に、絶縁チップによって切開すべきでない下層の生体組織への刺入や不要な焼灼の防止を図っていた。

30

【0003】

【特許文献 1】特開平 8 - 2 9 9 3 5 5 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、この高周波電流を利用した高周波ナイフによる処置では、切除した生体組織（組織標本）が熱損傷を受けないように、慎重に処置を行う必要がある。すなわち、この組織標本は、切除後に病理診断を行い、病変を発見するために大事なものであり、この組織標本が熱損傷を受けると、病理診断が正確に行えない恐れがあるためである。このため、高周波ナイフによる生体組織の切開処置において、組織標本が熱損傷を受けないようにするために、処置に対して多大な労力をはらう必要があった。

40

【0005】

また、内視鏡装置に上記高周波ナイフを挿入して切開処置を行う場合には、処置工程においては、生理食塩水の局注や薬剤散布などの処置を行う必要があるが、従来では、その処置工程の都度に、生理食塩水局注用の注射器付き処置具や薬剤散布用の散布チューブに切り替える必要があり、この切り替え作業が煩雑となって処置に時間がかかる恐れがあった。

【0006】

50

本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであって、超音波処置装置の処置能力の向上を図ることができる超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法を提供することを目的とする。

【0007】

また、この発明の他の目的は、超音波処置装置と電気メスとの機能を備えて、組織標本の熱損傷を防止することができる超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法を提供することを目的とする。

【0008】

また、この発明の他の目的は、処置の簡素化を図ることができる超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる超音波処置装置は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、を備えることを特徴とする。

【0010】

また、請求項2の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、さらに備えることを特徴とする。

【0011】

また、請求項3の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記処置部の先端に凸部または凹部を、または前記凸部と前記凹部とを少なくとも1組有することを特徴とする。

【0012】

また、請求項4の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記高周波電源部は、バイポーラ電源と、この電源に接続されるバイポーラ電極とを有することを特徴とする。

【0013】

また、請求項5の発明にかかる内視鏡装置は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備えることを特徴とする。

【0014】

また、請求項6の発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、さらに備えることを特徴とする。

【0015】

また、請求項7の発明にかかる処置方法は、先端に開口を有するシースと、前記シース内部に設けられ、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体

10

20

30

40

50

内に挿入する挿入工程と、前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、前記内視鏡装置の前記挿入部にチューブを挿入し、前記チューブを介して、局注液を前記被処置部の下部に注入する注入工程と、前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

また、請求項 8 の発明にかかる処置方法は、上記発明において、前記マーキング工程では、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給し、前記処置部でマーキングすることを特徴とする。

10

【 0 0 1 7 】

また、請求項 9 の発明にかかる処置方法は、上記発明において、前記切開剥離工程では、前記処置部から前記被処置部を含む生体組織に処置エネルギーとして超音波振動を伝達する方法と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給する方法の少なくとも 1 つの方法を用いて切開と剥離を行うことを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

また、請求項 1 0 の発明にかかる超音波処置装置は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、中空形状の中空部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、を備えることを特徴とする。

20

【 0 0 1 9 】

また、請求項 1 1 の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記チューブに着脱可能に設けられ、当該チューブに流体を供給可能な流体供給部を、さらに備えることを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

また、請求項 1 2 の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記チューブに着脱可能に設けられ、外部から物体を吸引可能な吸引部を、さらに備えることを特徴とする。

30

【 0 0 2 1 】

また、請求項 1 3 の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、さらに備えることを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

また、請求項 1 4 の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記処置部は、長手方向に鋭利な角度から形成される鋭利部を少なくとも 1 つ有することを特徴とする。

40

【 0 0 2 3 】

また、請求項 1 5 の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記処置部は、外周面に凹凸形状に粗く形成する粗面部を有することを特徴とする。

【 0 0 2 4 】

また、請求項 1 6 の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記超音波振動子に、前記処置部との間に所定の隙間を形成する平板を設けることを特徴とする

【 0 0 2 5 】

また、請求項 1 7 の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記超音波振動の節位置において前記超音波振動子を回動自在に支持する支持部材と、前記超音波振動子を回動操作する操作部と、を備えることを特徴とする

50

【 0 0 2 6 】

また、請求項 18 の発明にかかる内視鏡装置は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、中空形状の中空部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備えることを特徴とする。

【 0 0 2 7 】

また、請求項 19 の発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記チューブに着脱可能に設けられ、当該チューブに流体を供給可能な流体供給部を、さらに有することを特徴とする。

【 0 0 2 8 】

また、請求項 20 の発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記チューブに着脱可能に設けられ、外部から物体を吸引可能な吸引部を、さらに有することを特徴とする。

【 0 0 2 9 】

また、請求項 21 の発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、さらに有することを特徴とする。

【 0 0 3 0 】

また、請求項 22 の発明にかかる処置方法は、先端に開口を有するシースと、前記シース内部に設けられ、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、中空形状の中空部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、前記チューブを介して、色素剤を前記中空部から前記被処置部に散布する散布工程と、前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、前記チューブを介して、局注液を前記中空部から前記被処置部の下部に注入する注入工程と、前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする。

【 0 0 3 1 】

また、請求項 23 の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記マーキング工程では、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給し、前記処置部でマーキングすることを特徴とする。

【 0 0 3 2 】

また、請求項 24 の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記切開剥離工程では、前記処置部から前記被処置部を含む生体組織に処置エネルギーとして超音波振動を伝達する方法と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給する方法の少なくとも 1 つの方法を用いて切開することを特徴とする。

【 0 0 3 3 】

また、請求項 25 の発明にかかる超音波処置装置は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも 2 方向の

10

20

30

40

50

処置が可能な方向性を有する先端面部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を備えることを特徴とする。

【 0 0 3 4 】

また、請求項 2 6 の発明にかかる超音波処置装置は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、中空形状の中空部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも 2 方向の処置が可能な方向性を有する先端面部とを有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を備えることを特徴とする。

10

【 0 0 3 5 】

また、請求項 2 7 の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、をさらに備えることを特徴とする。

【 0 0 3 6 】

また、請求項 2 8 の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部と、をさらに備えることを特徴とする。

20

【 0 0 3 7 】

また、請求項 2 9 の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記超音波振動子と前記処置部間に設けられ、前記シースの開口から突出するホーン形状のホーン部と、前記ホーン部を覆うホーンカバーと、をさらに備えることを特徴とする。

【 0 0 3 8 】

また、請求項 3 0 の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記ホーンカバーとの間で前記超音波振動子を固定する先端カバーと、前記シース内に挿入されるとともに、一端が前記先端カバーと接続され、他端が前記操作部と接続される少なくとも 2 層以上のコイルから構成されるコイルシャフトと、をさらに備えることを特徴とする。

【 0 0 3 9 】

また、請求項 3 1 の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記シースは、絶縁素材で構成されることを特徴とする。

30

【 0 0 4 0 】

また、請求項 3 2 の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記シースと前記ホーンカバーは、一体的に固定されていることを特徴とする。

【 0 0 4 1 】

また、請求項 3 3 の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記先端カバーと前記超音波振動子は、一体的に固定されていることを特徴とする。

【 0 0 4 2 】

また、請求項 3 4 の発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記ホーン部と前記先端カバー間に配設された防水部材を、さらに備えることを特徴とする。

40

【 0 0 4 3 】

また、請求項 3 5 の発明にかかる内視鏡装置は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも 2 方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備えることを特徴とする。

50

【 0 0 4 4 】

また、請求項 3 6 の発明にかかる内視鏡装置は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、中空形状の中空部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも 2 方向の処置が可能な方向性を有する先端面部とを有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備えることを特徴とする。

10

【 0 0 4 5 】

また、請求項 3 7 の発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、をさらに有することを特徴とする。

【 0 0 4 6 】

また、請求項 3 8 の発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、さらに有することを特徴とする。

【 0 0 4 7 】

また、請求項 3 9 の発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記超音波振動子と前記処置部間に設けられ、前記シースの開口から突出するホーン形状のホーン部と、前記ホーン部を覆うホーンカバーと、をさらに有することを特徴とする。

20

【 0 0 4 8 】

また、請求項 4 0 の発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記ホーンカバーとの間で前記超音波振動子を固定する先端カバーと、前記シース内に挿入されるとともに、一端が前記先端カバーと接続され、他端が前記操作部と接続される少なくとも 2 層以上のコイルから構成されるコイルシャフトと、をさらに有することを特徴とする。

30

【 0 0 4 9 】

また、請求項 4 1 の発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置の前記シースは、絶縁素材で構成されることを特徴とする。

【 0 0 5 0 】

また、請求項 4 2 の発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置の前記シースと前記ホーンカバーは、一体的に固定されていることを特徴とする。

【 0 0 5 1 】

また、請求項 4 3 の発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置の前記先端カバーと前記超音波振動子は、一体的に固定されていることを特徴とする。

【 0 0 5 2 】

また、請求項 4 4 の発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記ホーン部と前記先端カバー間に配設された防水部材を、さらに有することを特徴とする。

40

【 0 0 5 3 】

また、請求項 4 5 の発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記チューブに着脱可能に設けられ、当該チューブに流体を供給可能な流体供給部を、さらに有することを特徴とする。

【 0 0 5 4 】

また、請求項 4 6 の発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記チューブに着脱可能に設けられ、外部から物体を吸引可能な吸引部を、さらに

50

有することを特徴とする。

【 0 0 5 5 】

また、請求項 4 7 の発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、さらに有することを特徴とする。

【 0 0 5 6 】

また、請求項 4 8 の発明にかかる処置方法は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも 2 方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、前記内視鏡装置の前記挿入部にチューブを挿入し、前記チューブを介して、局注液を前記被処置部の下部に注入する注入工程と、前記操作部によって前記超音波振動子および前記処置部を前記シースに対して回転させ、前記被検体の被処置部に対して、前記先端面部を所望の方向で処置が可能なように設定する回転工程と、前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする。

【 0 0 5 7 】

また、請求項 4 9 の発明にかかる処置方法は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、中空形状の中空部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも 2 方向の処置が可能な方向性を有する先端面部とを有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、前記チューブを介して、色素剤を前記中空部から前記被処置部に散布する散布工程と、前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、前記チューブを介して、局注液を前記中空部から前記被処置部の下部に注入する注入工程と、前記操作部によって前記超音波振動子および前記処置部を前記シースに対して回転させ、前記被検体の被処置部に対して、前記先端面部を所望の方向で処置が可能なように設定する回転工程と、前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする。

【 0 0 5 8 】

また、請求項 5 0 の発明にかかる処置方法は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも 2 方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能

に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備えることを特徴とする内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、前記内視鏡装置の前記挿入部にチューブを挿入し、前記チューブを介して、局注液を前記被処置部の下部に注入する注入工程と、前記操作部によって前記超音波振動子および前記処置部を前記シースに対して回転させ、前記被検体の被処置部に対して、前記先端面部を所望の方向で処置が可能なように設定する回転工程と、前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする。

10

【 0 0 5 9 】

また、請求項 5 1 の発明にかかる処置方法は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、中空形状の中空部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも 2 方向の処置が可能な方向性を有する先端面部とを有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、前記チューブを介して、色素剤を前記中空部から前記被処置部に散布する散布工程と、前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、前記チューブを介して、局注液を前記中空部から前記被処置部の下部に注入する注入工程と、前記操作部によって前記超音波振動子および前記処置部を前記シースに対して回転させ、前記被検体の被処置部に対して、前記先端面部を所望の方向で処置が可能なように設定する回転工程と、前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする。

20

30

【 0 0 6 0 】

また、請求項 5 2 の発明にかかる処置方法は、上記発明において、前記マーキング工程では、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給し、前記処置部でマーキングすることを特徴とする。

【 0 0 6 1 】

また、請求項 5 3 の発明にかかる処置方法は、上記発明において、前記切開剥離工程では、前記処置部から前記被処置部を含む生体組織に処置エネルギーとして超音波振動を伝達する方法と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給する方法の少なくとも 1 つの方法を用いて切開することを特徴とする。

40

【 発明の効果 】**【 0 0 6 2 】**

本発明にかかる超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法は、被検体の生体組織に超音波振動子からの処置エネルギーとしての超音波振動を伝達して超音波処置を行うとともに、高周波電源から供給される処置エネルギーとしての高周波電流によって高周波ナイフ（電気メス）処置を行う処置部を設けることで、超音波処置装置と電気メスとの機能を備えて、組織標本の熱損傷を防止し、処置の簡素化を図ることができるという効果を奏する。

50

【 0 0 6 3 】

本発明にかかる超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法は、超音波振動と電気メスとの機能を有する処置部を備える超音波処置装置と、外部観察を可能にする観察部とを備え、超音波と電気メスを組み合わせて使用し、観察部で認識される被検体の生体組織の切開や凝固などの処置を行うことで、この生体組織の組織標本の熱損傷を防止し、処置の簡素化を図ることができるという効果を奏する。

【 0 0 6 4 】

本発明にかかる超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法は、中空形状の中空部を有し、被検体の生体組織に超音波振動子からの処置エネルギーとしての超音波振動を伝達して超音波処置を行うとともに、高周波電源から供給される処置エネルギーとしての高周波電流によって高周波ナイフ（電気メス）処置を行う処置部を設けることで、超音波処置装置と電気メスとの機能を備えて、組織標本の熱損傷を防止し、処置の簡素化を図ることができるという効果を奏する。

【 0 0 6 5 】

本発明にかかる内視鏡装置、内視鏡装置および処置方法は、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有する処置部を備え、操作部によって超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転操作することで、前記被検体の被処置部に対して、前記先端面部を所望の方向で処置が可能なように設定することができる、これにより超音波処置装置の処置能力の向上を図ることができるという効果を奏する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 6 】

【 図 1 】 図 1 は、内視鏡装置に用いた本発明にかかる超音波処置装置の構成の第 1 例を示す構成図である。

【 図 2 】 図 2 は、実施例 1 にかかる図 1 に示した挿入部の先端部における構成を示す斜視図である。

【 図 3 】 図 3 は、図 1 に示した操作部側の構成を示す断面図である。

【 図 4 】 図 4 は、図 2 の A - A 断面を示す断面図である。

【 図 5 】 図 5 は、図 1 に示した超音波処置装置の処置手順を説明するためのフローチャートである。

【 図 6 】 図 6 は、図 2 に示した先端部において、色素剤散布を行う状態を示す状態図である。

【 図 7 】 図 7 は、同じく、マーキングを行う状態を示す状態図である。

【 図 8 】 図 8 は、同じく、局注を行う状態を示す状態図である。

【 図 9 】 図 9 は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。

【 図 1 1 】 図 1 1 は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。

【 図 1 2 】 図 1 2 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。

【 図 1 3 】 図 1 3 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。

【 図 1 4 】 図 1 4 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。

【 図 1 5 】 図 1 5 は、実施例 2 にかかる図 1 に示した挿入部の先端部における構成の第 1 例を示す斜視図である。

【 図 1 6 】 図 1 6 は、同じく、第 2 例を示す斜視図である。

【 図 1 7 】 図 1 7 は、同じく、第 3 例を示す斜視図である。

【 図 1 8 】 図 1 8 は、同じく、第 4 例を示す斜視図である。

【 図 1 9 】 図 1 9 は、同じく、第 5 例を示す側面図である。

【 図 2 0 】 図 2 0 は、実施例 3 にかかる図 1 に示した挿入部の先端部における構成の第 1 例を示す斜視図である。

【 図 2 1 】 図 2 1 は、図 2 0 に示した先端部の使用状態を説明するための斜視図である。

【 図 2 2 】 図 2 2 は、同じく、先端部の使用状態を説明するための正面図である。

【図 2 3】図 2 3 は、実施例 3 にかかる図 1 に示した挿入部の先端部における構成の第 2 例を示す斜視図である。

【図 2 4】図 2 4 は、図 2 3 に示した先端部の使用状態を説明するための正面図である。

【図 2 5】図 2 5 は、実施例 4 にかかる図 1 に示した超音波処置装置の構成を示す斜視図である。

【図 2 6】図 2 6 は、図 2 5 に示した可撓性シース部分の側断面を示す断面図である。

【図 2 7】図 2 7 は、超音波振動子の首振り作業が可能な実施例 5 の構成を部分的に断面にして示した側面図である。

【図 2 8】図 2 8 は、図 2 7 に示した超音波処置装置の先端部分の構成を示す斜視図である。

10

【図 2 9】図 2 9 は、図 2 8 に示した先端部分の構成を示す側断面図である。

【図 3 0】図 3 0 は、図 2 8 に示した超音波振動子を起動させた状態の斜視図である。

【図 3 1】図 3 1 は、図 3 0 に示した超音波処置装置で切開を行う状態を説明するための斜視図である。

【図 3 2】図 3 2 は、超音波振動子の構成を示す側面図である。

【図 3 3】図 3 3 は、図 3 2 に示した超音波振動子の一部断面を示す側面図である。

【図 3 4】図 3 4 は、実施例 6 にかかる図 1 に示した超音波処置装置の先端部分における概略構成を示す斜視図である。

【図 3 5】図 3 5 は、図 3 4 の側断面を示す断面図である。

【図 3 6】図 3 6 は、図 3 4 に示した超音波処置装置の先端部分を絶縁性熱収縮チューブで被覆した場合の斜視図である。

20

【図 3 7】図 3 7 は、挿入部のチャンネル内部を絶縁部材で覆った場合の挿入部先端の斜視図である。

【図 3 8】図 3 8 は、実施例 7 にかかる超音波処置装置の先端部分の構成を示す側断面図である。

【図 3 9】図 3 9 は、図 3 8 に示した超音波振動子の一部の構成を示す断面図である。

【図 4 0】図 4 0 は、内視鏡装置に用いた本発明にかかる超音波処置装置の構成の第 2 例を示す構成図である。

【図 4 1】図 4 1 は、実施例 8 にかかる図 4 0 に示した挿入部の先端部における構成を示す斜視図である。

30

【図 4 2】図 4 2 は、図 4 0 に示した操作部側の構成を示す断面図である。

【図 4 3】図 4 3 は、図 4 1 の A - A 断面を示す断面図である。

【図 4 4】図 4 4 は、図 4 0 に示した超音波処置装置の処置手順を説明するためのフローチャートである。

【図 4 5】図 4 5 は、図 4 1 に示した先端部において、色素剤散布を行う状態を示す状態図である。

【図 4 6】図 4 6 は、同じく、マーキングを行う状態を示す状態図である。

【図 4 7】図 4 7 は、同じく、局注を行う状態を示す状態図である。

【図 4 8】図 4 8 は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。

【図 4 9】図 4 9 は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。

40

【図 5 0】図 5 0 は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。

【図 5 1】図 5 1 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。

【図 5 2】図 5 2 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。

【図 5 3】図 5 3 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。

【図 5 4】図 5 4 は、同じく、止血を行う状態を示す状態図である。

【図 5 5】図 5 5 は、同じく、止血を行う状態を示す状態図である。

【図 5 6】図 5 6 は、同じく、止血を行う状態を示す状態図である。

【図 5 7】図 5 7 は、実施例 9 にかかる図 4 0 に示した挿入部の先端部における構成の第 1 例を示す斜視図である。

【図 5 8】図 5 8 は、同じく、第 2 例を示す斜視図である。

50

- 【図 5 9】図 5 9 は、同じく、第 3 例を示す斜視図である。
- 【図 6 0】図 6 0 は、同じく、第 4 例を示す斜視図である。
- 【図 6 1】図 6 1 は、図 6 0 の側断面を示す断面図である。
- 【図 6 2】図 6 2 は、実施例 1 0 にかかる図 4 0 に示した挿入部の先端部における構成を示す斜視図である。
- 【図 6 3】図 6 3 は、図 6 2 に示した先端部の使用状態を説明するための斜視図である。
- 【図 6 4】図 6 4 は、同じく、先端部の使用状態を説明するための正面図である。
- 【図 6 5】図 6 5 は、図 4 0 に示した挿入部の先端部における構成の実施例 1 0 の第 2 例を示す斜視図である。
- 【図 6 6】図 6 6 は、図 6 5 に示した先端部の使用状態を説明するための正面図である。 10
- 【図 6 7】図 6 7 は、実施例 1 1 にかかる図 4 0 に示した超音波処置装置の構成を示す斜視図である。
- 【図 6 8】図 6 8 は、図 6 7 に示した可撓性シース部分の側断面を示す断面図である。
- 【図 6 9】図 6 9 は、超音波振動子の首振り作業が可能な実施例 1 2 の構成を部分的に断面にして示した側面図である。
- 【図 7 0】図 6 9 に示した超音波処置装置の先端部分の構成を示す斜視図である。
- 【図 7 1】図 7 0 に示した先端部分の構成を示す側断面図である。
- 【図 7 2】図 7 0 に示した超音波振動子を起動させた状態の斜視図である。
- 【図 7 3】図 6 9 に示した超音波処置装置で切開を行う状態を説明するための斜視図である。 20
- 【図 7 4】図 7 4 は、内視鏡装置 1 に用いた本発明にかかる超音波処置装置の構成の第 3 例を示す構成図である。
- 【図 7 5】図 7 5 は、実施例 1 3 にかかる超音波処置装置の先端部分の構成を示す側断面図である。
- 【図 7 6】図 7 6 は、図 7 5 の A - A 断面を示す断面図である。
- 【図 7 7】図 7 7 は、図 7 5 の B 矢視を示す矢視図である。
- 【図 7 8】図 7 8 は、図 7 4 に示した操作部側の構成を示す一部断面図である。
- 【図 7 9 A】図 7 9 A は、図 7 8 に示した先端処置部の構成を示す斜視図である。
- 【図 7 9 B】図 7 9 B は、同じく上面図である。
- 【図 7 9 C】図 7 9 C は、同じく正面図である。 30
- 【図 8 0】図 8 0 は、図 7 4 に示した操作部側の第 1 例の構成を示す断面図である。
- 【図 8 1】図 8 1 は、図 7 4 に示した超音波処置装置の処置手順を説明するためのフローチャートである。
- 【図 8 2】図 8 2 は、図 7 5 に示した先端部において、色素剤散布を行う状態を示す状態図である。
- 【図 8 3】図 8 3 は、同じく、マーキングを行う状態を示す状態図である。
- 【図 8 4】図 8 4 は、同じく、局注を行う状態を示す状態図である。
- 【図 8 5】図 8 5 は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。
- 【図 8 6】図 8 6 は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。
- 【図 8 7】図 8 7 は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。 40
- 【図 8 8】図 8 8 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。
- 【図 8 9】図 8 9 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。
- 【図 9 0】図 9 0 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。
- 【図 9 1】図 9 1 は、図 7 4 に示した内視鏡装置 1 に用いた本発明にかかる超音波処置装置の構成の第 3 例の変形例を示す構成図である。
- 【図 9 2】図 9 2 は、実施例 1 4 にかかる超音波処置装置の先端部分の構成を示す側断面図である。
- 【図 9 3】図 9 3 は、図 7 4 に示した操作部側の第 2 例の構成を示す断面図である。
- 【図 9 4】図 9 4 は、実施例 1 5 にかかる超音波処置装置の先端部分の構成を示す側断面図である。 50

【図 9 5】図 9 5 は、図 9 4 の C - C 断面を示す断面図である。

【図 9 6】図 9 6 は、図 9 4 に示した先端部において、色素剤散布を行う状態を示す状態図である。

【図 9 7】図 9 7 は、同じく、マーキングを行う状態を示す状態図である。

【図 9 8】図 9 8 は、同じく、局注を行う状態を示す状態図である。

【図 9 9】図 9 9 は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。

【図 1 0 0】図 1 0 0 は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。

【図 1 0 1】図 1 0 1 は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。

【図 1 0 2】図 1 0 2 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。

【図 1 0 3】図 1 0 3 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。

【図 1 0 4】図 1 0 4 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。

【図 1 0 5】図 1 0 5 は、同じく、止血を行う状態を示す状態図である。

【図 1 0 6】図 1 0 6 は、同じく、止血を行う状態を示す状態図である。

【図 1 0 7】図 1 0 7 は、同じく、止血を行う状態を示す状態図である。

【図 1 0 8 A】図 1 0 8 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 0 8 B】図 1 0 8 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 0 9 A】図 1 0 9 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 2 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 0 9 B】図 1 0 9 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 2 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 1 0 A】図 1 1 0 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 3 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 1 0 B】図 1 1 0 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 3 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 1 1 A】図 1 1 1 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 4 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 1 1 B】図 1 1 1 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 4 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 1 2 A】図 1 1 2 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 5 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 1 2 B】図 1 1 2 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 5 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 1 3 A】図 1 1 3 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 6 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 1 3 B】図 1 1 3 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 6 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 1 4 A】図 1 1 4 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 7 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 1 4 B】図 1 1 4 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 7 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 1 5 A】図 1 1 5 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 8 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 1 5 B】図 1 1 5 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 8 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 1 6 A】図 1 1 6 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 9 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 1 6 B】図 1 1 6 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 9 の先端処置部を示す正面図である。

10

20

30

40

50

【図 1 1 7 A】図 1 1 7 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 0 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 1 7 B】図 1 1 7 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 0 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 1 8 A】図 1 1 8 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 1 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 1 8 B】図 1 1 8 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 1 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 1 9 A】図 1 1 9 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 2 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 1 9 B】図 1 1 9 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 2 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 1 9 C】図 1 1 9 C は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 2 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 2 0 A】図 1 2 0 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 3 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 2 0 B】図 1 2 0 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 3 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 2 0 C】図 1 2 0 C は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 3 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 2 1】図 1 2 1 は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 4 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 2 2 A】図 1 2 2 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 5 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 2 2 B】図 1 2 2 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 5 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 2 3 A】図 1 2 3 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 6 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 2 3 B】図 1 2 3 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 6 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 2 3 C】図 1 2 3 C は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 6 の先端処置部を、図 1 2 3 B の X X I X C - X X I X C 線に沿って切断して示す横断面図である。

【図 1 2 4 A】図 1 2 4 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 7 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 2 4 B】図 1 2 4 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 7 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 2 4 C】図 1 2 4 C は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 7 の先端処置部を、図 1 2 4 B の X X X C - X X X C 線に沿って切断して示す横断面図である。

【図 1 2 5】図 1 2 5 は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 8 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 2 6】図 1 2 6 は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 9 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 2 7】図 1 2 7 は、本発明の実施例 1 3 の変形例 2 0 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 2 8】図 1 2 8 は、本発明の実施例 1 3 の変形例 2 1 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 2 9】図 1 2 9 は、本発明の実施例 1 3 の変形例 2 2 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 3 0】図 1 3 0 は、本発明の実施例 1 3 の変形例 2 3 の先端処置部を示す斜視図である。

10

20

30

40

50

【符号の説明】

【0067】

1	内視鏡装置	
2	ビデオスコープ	
3	超音波処置装置	
4	超音波駆動装置	
5	高周波駆動装置	
5 a	バイポーラ電源	
6	吸引装置	
7	シリンダ	10
8	選択器	
9	対極板	
10	チューブ	
11	注射針	
21	スコープ操作部	
21 a	ユニバーサルコード	
21 b	湾曲操作ノブ	
21 c	把持部	
21 d	鉗子挿入口	
22	挿入部	20
22 a	先端部	
22 b	チャンネル	
22 c	照明窓	
22 d	観察窓	
22 d 1, 22 d 2	レンズ	
23	イメージガイドファイバ	
31, 71	操作部	
31 a	操作部本体	
31 b	リング部	
31 c	継手部	30
31 d	注液ポート	
31 e	駆動ポート	
36	可撓性シース	
36 a ~ 36 c, 70	シース	
41	電力線(電気信号線)	
50	超音波振動子	
50 a	先端処置部	
50 b	ホーン	
50 c	フランジ	
50 d	圧電素子	40
50 e	電極	
50 f	裏打板	
50 g	切欠部	
50 h, 50 i	鋭利部	
50 j	粗面部	
50 k	開口部	
50 k 1	口角	
50 m	ワイヤ溝	
50 n	シリンダ	
50 p	凸部	50

5 0 q 凹部
 5 0 r 絶縁チューブ
 5 0 s 絶縁部材
 5 1 電流線（電気信号線）
 5 2 カバー
 5 3 隔壁
 5 5 湾曲駒
 5 6 処置用管
 5 7 チューブ
 5 8 平板
 6 0 支持カバー
 6 1 円筒部
 6 2 支持アーム
 6 3 支持ピン
 6 4 ピン
 6 5 ワイヤガイド
 7 2 , 7 7 導出口
 7 3 操作ダイヤル
 7 4 プーリ
 7 6 ガイドローラ
 8 0 操作ワイヤ
 8 1 ワイヤピン
 9 0 弛緩除去器
 9 1 ケース
 9 2 係止部
 9 5 絶縁性熱収縮チューブ
 9 6 絶縁部材
 B 被処置部
 C マーキング
 D 粘膜
 E 粘膜下層
 F 繊維質
 G 出血部位

10

20

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0068】

以下に、本発明にかかる超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法の実施例を図1～図130の図面に基づいて詳細に説明する。なお、本発明は、これらの実施例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の変更実施の形態が可能である。

【実施例1】

【0069】

40

図1は、内視鏡装置1に用いた本発明にかかる超音波処置装置の構成の第1例を示す構成図であり、図2は、実施例1にかかる図1に示した挿入部の先端部における構成の一例を示す斜視図であり、図3は、図1に示した操作部側の構成を示す断面図であり、図4は、図2のA-A断面を示す断面図である。これらの図において、内視鏡装置1は、図示しない光源装置や表示装置と接続されるビデオスコープ2と、超音波処置装置3と、超音波処置装置3に電力を供給する超音波電源部としての超音波駆動装置4と、超音波処置装置3に電流を供給する高周波電源部としての高周波駆動装置5とから構成されている。なお、超音波処置装置3と超音波駆動装置4とは、電力線41によって接続され、超音波処置装置3と高周波駆動装置5とは、電流線51によって接続されている。

【0070】

50

ビデオスコープ 2 は、挿入部 2 2 の基端側に設けられるスコープ操作部 2 1 と、このスコープ操作部 2 1 の下方に設けられ、被検体内に挿入される細長の円筒形状の挿入部 2 2 とを備える。このスコープ操作部 2 1 の側面には、スコープ操作部 2 1 と光源装置や表示装置とを接続させる可撓性のユニバーサルコード 2 1 a が接続される。また、このスコープ操作部 2 1 の側面には、ユニバーサルコード 2 1 a と異なる位置に、挿入部 2 2 先端の湾曲動作の操作を行うための湾曲操作ノブ 2 1 b が突設されている。

【 0 0 7 1 】

また、このスコープ操作部 2 1 には、ビデオスコープ 2 を保持して固定するために、たとえば術者などが把持する把持部 2 1 c が設けられている。このスコープ操作部 2 1 において、挿入部 2 2 が取り付けられる取り付け側には、本発明にかかる超音波処置装置 3 である鉗子を挿入するための鉗子挿入口 2 1 d が突設されている。図 1 では、超音波処置装置 3 が鉗子挿入口 2 1 d に挿入されて、可撓性シース 3 6 を介して超音波処置装置 3 を操作するための操作部 3 1 が鉗子挿入口 2 1 d から突出している状態を示している。

10

【 0 0 7 2 】

被検体内に挿入される挿入部 2 2 は、先端に設けられた硬質の先端部 2 2 a と、スコープ操作部 2 1 の操作によって湾曲動作を行う湾曲部と、柔軟性を有する可撓管などを備え、これらの部位は一列に連なるように構成されている。図 2 に示すように、挿入部 2 2 の先端部 2 2 a には、チャンネル 2 2 b が形成されており、このチャンネル 2 2 b には、超音波処置装置 3 の超音波振動子 5 0 が突出可能に内設されている。また、挿入部 2 2 の先端部 2 2 a には、観察部の構成要素としての、先端に固定された照明系レンズからなる 2 つの照明窓 2 2 c と、観察系レンズからなる 1 つの観察窓 2 2 d と、一端が観察窓 2 2 d に固定されたイメージガイドファイバ 2 3 とを備え、挿入部 2 2 内に設けられたイメージガイドファイバ 2 3 の他端は、ユニバーサルコード 2 1 a 内を介して光源装置に接続されている。

20

【 0 0 7 3 】

照明窓 2 2 c には、挿入部 2 2 内に設けられたライトガイドファイバの一端が設けられ、他端は、ユニバーサルコード 2 1 a 内を介して光源装置に接続されている。この光源装置から出射された照明光を、ライトガイドファイバを通して、先端部 2 2 a の照明窓から外部、たとえば体腔内の処置対象である被処置部（生体組織）に照射している。観察系レンズは、たとえば 2 枚のレンズ 2 2 d 1 , 2 2 d 2 で構成され、この体腔内の被処置部からの反射光を取り込んで、イメージガイドファイバ 2 3 に出射している。この出射された反射光は、イメージガイドファイバ 2 3 を通って、他端の表示装置に送られ、ここで被処置部の像を映し出すことにより、術者による被処置部の観察が可能となる。

30

【 0 0 7 4 】

超音波処置装置 3 は、図 1 に示した二股構成の操作部 3 1 と、図 4 の断面図に示す、先端に設けられた超音波振動子 5 0 と、この超音波振動子 5 0 へ電力を供給する電力線 4 1 と、超音波振動子 5 0 に電流を供給する電流線 5 1 と、超音波振動子 5 0 を固定する円筒形状のカバー 5 2 と、超音波振動子 5 0 の後述する圧電素子および電極の水密を保つための隔壁 5 3 と、電力線 4 1 および電流線 5 1 が挿入されて一端が硬性部材からなるカバー 5 2 と結合される可撓性シース 3 6 とから構成されている。なお、隔壁 5 3 は、カバー 5 2 と可撓性シース 3 6 の結合部に配置されている。また、1本のワイヤを螺旋状に巻いた可撓性シース 3 6 の他端は、操作部 3 1 に接続され、術者が可撓性シース 3 6 を手で、ビデオスコープ 2 内に挿入したり、引き出したりすることで、挿入部 2 2 内を進退可能に移動している。たとえば、鉗子挿入口 2 1 d を介して可撓性シース 3 6 をビデオスコープ 2 内に挿入する。可撓性シース 3 6 を、挿入部 2 2 のチャンネル内を先端部 2 2 a 方向に移動して、超音波振動子 5 0 とカバー 5 2 の一部を先端部 2 2 a から突出させ、超音波振動子 5 0 の超音波振動や高周波電流を利用した電気メスにより処置を行う。また、この可撓性シース 3 6 を、挿入部 2 2 のチャンネル内を操作部 3 1 方向に移動させて、超音波振動子 5 0 とカバー 5 2 を先端部 2 2 a 内に収納している。

40

【 0 0 7 5 】

50

超音波振動子 50 は、たとえば導電性のチタンなどの素材で構成されており、中実構造の円柱形状の先端処置部 50 a と、超音波振動を先端処置部 50 a に伝達するホーン 50 b と、超音波振動子 50 をカバー 52 に固定するフランジ 50 c と、超音波振動を発生する圧電素子 50 d と、電力線 41 に接続されて圧電素子 50 d に電気信号を供給する電極 50 e と、裏打板 50 f と、を備えている。この圧電素子 50 d には、電力線 41 および操作部 31 を介して、上述した超音波駆動装置 4 から電力信号が供給されており、圧電素子 50 d は、この電力信号を受けて、たとえば周波数が 100 kHz の超音波振動を発生する。発生した超音波振動は、絞り形状のホーン 50 b を通過することで、振動の振幅が拡大して、先端処置部 50 a に伝達される。フランジ 50 c は、振動の節位置に設けられ、カバー 52 の端部に固定される。

10

【0076】

また、電極 50 e には、電流線 51 が接続され、高周波駆動装置 5 には前記電極 50 e と対をなす電極である対極板 9 が接続されており、高周波駆動装置 5 から供給された電流信号は、人体を介して先端処置部 50 a と対極板 9 間に流れることで、たとえば周波数が 350 kHz の電気メスとして機能させる。また、超音波処置装置 3 は、術者による超音波振動や高周波電流を利用した電気メスにより処置を選択することができる選択器 8 を備える。この選択器 8 は、超音波駆動装置 4 および高周波駆動装置 5 と接続され、電力供給または電流供給の選択を可能としている。なお、以下において、電力信号と電流信号を総称して電気信号と、また電力線と電流線を総称して電気信号線という。また、この実施例では、超音波振動を 100 kHz、電気メスを 350 kHz としたが、本発明はこれに限らず、たとえば両者の周波数が共振しない範囲の周波数であれば良い。

20

【0077】

操作部 31 は、図 3 に示すように、略円筒形状の操作部本体 31 a と、この操作部本体 31 a の一端に設けられたリング部 31 b と、操作部本体 31 a の他端に設けられ、各駆動装置 4, 5 からの電気信号線 41, 51 を可撓性シース 36 内に挿入するための二股の継手部 31 c とを備える。また、操作部 31 は、各駆動装置 4, 5 からの電力および電流供給の選択を指示する選択器 8 としての指示ボタンを備えることも可能である。

【0078】

電気信号線 41, 51 は、上述したように駆動ポート 31 e から挿入され、継手部 31 c 内で屈曲され、可撓性シース 36 内を通過して、挿入部 22 先端に設けられた超音波振動子 50 と接続されており、これによって超音波振動子 50 への電気信号の供給が可能になる。

30

【0079】

また、内視鏡装置 1 は、先端部 22 a 近傍の挿入部 22 内に湾曲駒 55 を備える。この湾曲駒 55 は、上述した湾曲操作ノブ 21 b に接続されており、この湾曲操作ノブ 21 b を操作することで、内視鏡装置 1 の挿入部 22 の先端を屈曲させることが可能となる。この内視鏡装置 1 は、挿入部 22 が可撓性を有する、たとえば小型の軟性内視鏡から構成されている。

【0080】

次に、この超音波処置装置の処置動作を図 5 ~ 図 14 の図面に基づいて説明する。ここで、図 5 は、超音波処置装置の処置手順を説明するためのフローチャートであり、図 6 ~ 図 14 は、切開手術における各処置手順の工程を示す状態図である。

40

【0081】

これら図において、まず内視鏡装置 1 の挿入部 22 を被検体内に挿入し（ステップ 101）、処置したい被処置部 B を、観察部を用いて視野内に配置させて察知する（ステップ 102）。なお、この最初の状態においては、超音波処置装置 3 の代わりに、鉗子挿入口 21 d から挿入部 22 には、色素剤を注入した図示しないシリンダを取り付けたチューブ 10 が挿入されており、この挿入されたチューブ 10 は、挿入部 22 の先端から外部に突出して設けられている。

【0082】

50

次に、被処置部を察知したら、この被処置部に挿入部 22 の先端部 22 a を近づけるとともに、このシリンダに注入された色素剤を、チューブ 10 を介して、挿入部 22 先端から突出したチューブ 10 先端から、図 6 に示すように、被処置部 B に散布する（ステップ 103）。

【0083】

次に、このチューブ 10 を内視鏡装置 1 の挿入部 22 から取り出して、代わりに超音波処置装置 3 を鉗子挿入口 21 d から挿入部 22 に挿入し、電流線 51 を介して高周波駆動装置 5 から超音波振動子 50 の電極 50 e に電流信号を供給することで、先端処置部 50 a を電気メスとして機能させる。そして、図 7 に示すように染色された被処置部 B の周囲の生体組織を、電気メスの機能を有する先端処置部 50 a で焼いて、認識可能にマーキング C を行う（ステップ 104）。

10

【0084】

その後、再び超音波処置装置 3 を内視鏡装置 1 の挿入部 22 から取り出して、代わりに局注液（たとえば生理食塩水やグリセオールなど）を注入した図示しないシリンダが取り付けられたチューブおよびその先端に設けられた注射針 11 を、鉗子挿入口 21 d から挿入部 22 に挿入し、図 8 に示すように先端処置部 50 a の先端を、マーキング C の外側から被処置部 B の下部に差し込み、局注液をチューブから注入して、被処置部 B を含む生体組織を隆起させる（ステップ 105）。

【0085】

次に、このチューブ 10 を内視鏡装置 1 の挿入部 22 から取り出して、代わりに超音波処置装置 3 を鉗子挿入口 21 d から挿入部 22 に挿入し、超音波振動を発生させて、先端処置部 50 a で隆起した生体組織（粘膜 D）の周辺切開を図 9 ~ 図 11 に示すように行って、粘膜 D を全周に渡って切開する（ステップ 106）。さらに、この実施例では、図 12 に示すように上記粘膜 D の下に存在する粘膜下層 E の剥離を行う（ステップ 107）。この場合には、図 13 に示すように超音波処置で粘膜下層 E のゼリー状物質を破砕する。また、図 13、図 14 に示す繊維質 F や血管などに対しては、電気メス機能を選択し焼いて切断することで、弾性の高い組織の切断を容易にするとともに、血管からの止血を行う。

20

【0086】

また、出血がある場合には（ステップ 108）、電気メスの機能を用いて止血処置を行う（ステップ 109）。また、切除された組織標本の回収には、上記超音波処置装置 3 に代えて、たとえば鉗子挿入口 21 d から先端部 22 a のチャンネル 22 b に、図示しない把持鉗子を挿入し、この把持鉗子で組織標本を把持して取り出すことができる。

30

【0087】

なお、この実施例では、超音波振動と電気メスの機能を別々に駆動させたが、本発明はこれに限らず、処置工程に応じて、たとえば粘膜下層の剥離工程では、超音波振動と電気メスのいずれか一方、または両機能を同時に駆動させることも可能である。

【0088】

このように、この実施例では、超音波処置装置が超音波振動と電気メスとの機能を有する処置部を備え、生体組織の周辺切開を超音波振動で行って、生体組織を破砕し、その他の切開はいずれかの機能を選択して行うので、切り取りたい組織標本の熱損傷を防止し、適切な組織標本を得ることができ、これによって従来の周辺切開にかかる労力を削減することができる。

40

【0089】

また、この実施例では、超音波振動子 50 の先端処置部 50 a は、中実構造を有しているので、先端処置部の径を細くすることが可能であり、これによって電気メスとして機能させる場合に、電流密度を高めて先端処置部の熱の発生が効率よく行われ、操作性を向上できる。

【実施例 2】

【0090】

50

一般に、電気メスの機能としては、電流の密度を一点に集めることが望ましい。このため、電気メスは、被処置部と点接触させて、発生する熱によって被処置部の切開などを行っている。ところで、実施例1では、超音波振動子50の先端処置部50aは、中実構造の円筒形状に形成されているので、先端処置部50aの先端部の面積はかなり小さく、この先端部を被処置部に当接させても、電気メスとして機能するとともに、超音波振動として機能することが可能であるが、さらに超音波振動および電気メスとしての効果を得たい場合がある。

【0091】

そこで、この実施例2では、図15の挿入部の先端部における構成の第1例に示すように、先端処置部50aの長手方向の一部を切り欠いた切欠部50gを設けることによって、この先端処置部50aの外周と切欠部50gとの接線に、鋭利な角度からなる鋭利部50hが形成されることとなる。この実施例では、この鋭利部50hを利用して被処置部の切開を行うものである。すなわち、この鋭利部50hを切開方向に向けて、被処置部である粘膜Dや粘膜下層E（たとえば図11参照）を電気メスの機能を用いて切開すれば、被処置部と線接触で電流密度が高い鋭利部50hが接触し、発生する熱によって被処置部の切開を良好に行うことが可能となる。

10

【0092】

また、超音波振動の機能を用いる場合も、上記と同様に、鋭利部50hを切開方向に向けて、被処置部を超音波振動で切開すれば、超音波振動する鋭利部50hが被処置部に接触して、被処置部の切開を良好に行うことが可能となり、上記実施例1の効果に加えて、超音波処置装置の使い勝手を向上させることができる。

20

【0093】

図16は、図1に示した挿入部の先端部における構成の実施例2の第2例を示す斜視図である。この図において、超音波振動子50の先端処置部50aは、中実構造の三角柱で構成されており、各辺の接線に上記鋭利部50hよりもさらに鋭利な3つの鋭利部50iが形成されることとなる。この実施例では、超音波振動および電気メスの機能を用いて、3方向に向いた鋭利部50iによって切開を行うことが可能となり、上記第1例よりもさらに超音波処置装置の使い勝手を向上させることができる。

【0094】

また、この実施例では、第1例の鋭利部50hよりもさらに鋭利な鋭利部50iを用いて被処置部の切開を行うので、さらに迅速に、かつ確実に被処置部の切開を行うことができる。

30

【0095】

図17は、図1に示した挿入部の先端部における構成の実施例2の第3例を示す斜視図である。この図において、超音波振動子50の先端処置部50aは、実施例1と同様に、中実構造の円筒形状に形成されているが、異なる点は、外周面に面を凹凸形状に粗く形成した粗面部50jを設けた点である。

【0096】

この粗面部50jの凹凸の平均間隔は、超音波振動子50の振動の振幅によって決定される。たとえば、通常の超音波振動子では、その大きさによって振動の振幅に強弱があり、最大で0.3mm程度で、最小で0.003mm程度である。そこで、この実施例では、この粗面部50jの凹凸の平均間隔は、その振動の振幅よりも若干小さい、たとえば0.002mm~0.2mmの範囲に設定するのが好ましい。

40

【0097】

これにより、この実施例では、粗面部50jを被処置部に接触させて、超音波振動による切開を行うと、先端処置部50aに振動が伝わり、粗面部50jと被処置部との間の摩擦が高まり、被処置部の切開を実施例1よりもさらに良好に行うことが可能となる。

【0098】

図18は、図1に示した挿入部の先端部における構成の実施例2の第4例を示す斜視図であり、図22は、図21の側断面を示す断面図である。この図において、超音波振動子

50

50の先端処置部50aは、実施例1と同様に、中実構造の円筒形状に形成されているが、異なる点は、先端処置部50aの先端が口角50k1を有する口型形状に構成された開口部50kを設けた点である。

【0099】

この実施例では、口角50k1に被処置部である粘膜Dや粘膜下層E（たとえば図11参照）を引っ掛け、超音波振動や電気メスの機能を実行すれば、被処置部の切開を実施例1よりもさらに良好に行うことが可能となる。

【0100】

図19は、図1に示した挿入部の先端部における構成の実施例2の第5例を示す側面図である。この図において、超音波振動子50の先端処置部50aは、実施例1と同様に、中実構造の円筒形状に形成されているが、異なる点は、先端処置部50aの先端が複数の凸部50pと凹部50qとからなる、のこぎり歯形状に形成されている点である。

10

【0101】

この実施例では、この凸部50pと凹部50qを被処置部に当接させて超音波振動や電気メスの機能を実行すれば、被処置部から先端処置部50aが滑って移動することがなくなり、被処置部の最適な位置を切開することができる。

【0102】

なお、この実施例では、複数の凸部50pと凹部50qを先端処置部に設けたが、本発明はこれに限らず、例えば1組の凸部と凹部を設けても良いし、凸部または凹部のみを先端処置部に設けても良い。なお、この凸部または凹部のみを設ける場合には、先端の中心付近に設けるのが好ましい。

20

【実施例3】

【0103】

図20は、実施例3にかかる図1に示した挿入部の先端部における構成の第1例を示す斜視図である。この実施例では、カバー52の端部に固定され、かつ先端処置部50aおよびホーン50bと所定間隔の隙間を有して超音波振動子50の長手方向に形成された平板58を設けて構成されている。この平板58は、たとえばテフロン（登録商標）素材によって形成されており、先端処置部50aと平板58との間の隙間は、たとえば先端処置部50aと平板58との間で、粘膜Dの挟持が可能な間隔に設定されている。

【0104】

30

この実施例では、図21の斜視図に示すように、先端処置部50aと平板58との間で、粘膜Dを挟持させ、図22に示すように、超音波振動を加えると同時に、超音波処置装置を先端処置部50aの円周方向に捻ることによって、粘膜Dを先端処置部50aと平板58とに絡めてテンションをかけて、粘膜Dの切断を可能にしている。

【0105】

この実施例では、先端処置部50aと平板58との間に挟持した粘膜を捻って切断するので、実施例1の効果に加えて、より容易に粘膜の切開を行うことが可能となる。

【0106】

図23は、実施例3にかかる図1に示した挿入部の先端部における構成の第2例を示す斜視図であり、図24は、図23に示した先端部の使用状態を説明するための正面図である。この図において、この実施例では、図16に示した中実構造の三角柱で構成される先端処置部50aと図20で示した平板58とを組み合わせて構成されている。

40

【0107】

この実施例では、鋭利部50iが形成される先端処置部50aと平板58との間で、粘膜Dを挟持して捻ることによって、粘膜Dにさらにテンションがかかることとなって、粘膜Dの切断を可能にしており、第1例よりもさらに容易に粘膜の切開を行うことが可能となる。

【実施例4】

【0108】

ところで、上記実施例で示した被処置部の切開には、方向性があるため、可撓性シース

50

36は、トルクを正確に伝達する必要がある。そこで、この実施例では、このトルクを正確に伝達する可撓性シース36の構成について説明する。

【0109】

図25は、実施例4にかかる図1に示した超音波処置装置3の構成を示す斜視図であり、図26は、図25に示した可撓性シース36部分の側断面を示す断面図である。この図において、この実施例では、可撓性シース36を3つのパーツで構成し、各パーツを連動可能に接続させている。すなわち、可撓性シース36は、カバー52に接続されるコイルが1条からなるシース36aと、シース36aに接続されて、コイルの素線径がシース36aよりも大きい1条のコイルからなるシース36bと、シース36bおよび操作部31とに接続され、複数条、たとえば3条～5条を1列にしてまとめて巻いて見かけ上1本のコイルを構成するシース36cとからなる。

10

【0110】

シース36a, 36bは、たとえば右巻きのコイルからなる。また、シース36cは、左巻きのコイルからなり、シース36cのコイルの素線径は、シース36aのコイルの素線径よりも小さく構成されることで、シース36cのコイルのパネ力が強まって、遊びがなくなり、トルクの伝達力が強まる。このトルクは、太径のシース36bを介して細径のシース36aに伝わることによって、シース36cのトルクが超音波振動子50の先端処置部50aに正確に伝わることとなる。

【0111】

このようにこの実施例では、3つのパーツからなる、異なるシースを組み合わせて使用することで、操作部31からのトルク、たとえば右回転や左回転のトルクを、シースを介して先端処置部50aに正確に伝わり、被処置部の切開を迅速に、かつ良好に行うことが可能となる。

20

【実施例5】

【0112】

図27は、超音波振動子の首振り作業が可能な実施例5の構成を部分的に断面にして示した側面図であり、図28は、図27に示した超音波処置装置の先端部分の構成を示す斜視図であり、図29は、図28に示した先端部分の構成を示す側断面図であり、図30は、図28に示した超音波振動子を起動させた状態の斜視図である。なお、この超音波振動子の首振り機構は、特開2004-122868号に記載された発明とほぼ同様の構成からなるもので、以下にその首振り機構を説明する。

30

【0113】

これら図において、超音波処置装置3は、超音波振動子50、支持カバー60、電力線41および電流線51、シース70および操作ワイヤ80を備える。

【0114】

超音波振動子50は、超音波処置装置3の先端に配置され、ホーン50bの後方に圧電素子50dと、先方に中実構造の先端処置部50aとがそれぞれ設けられ、ホーン50bの後方で圧電素子50dを内部に収容するシリンダ50nとを備える。また、この超音波振動子50は、図30において、シリンダ50nの上下で、長手方向に沿ってワイヤ溝50mが形成されている。

40

【0115】

支持カバー60は、シース70の端部に取り付けられている。支持カバー60は、図28に示すように、円筒部61の前方へ延出する2つの支持アーム62が設けられ、支持アーム62の先端がシリンダ50nに支持ピン63によって取り付けられている。円筒部61は、操作ワイヤ80をガイドする案内手段からなり、ピン64に支持された2つのワイヤガイド65が上下に1組ずつ設けられている。

【0116】

このとき、支持ピン63は、シリンダ50n外周の2つのワイヤ溝50mの間であって、かつ超音波振動における節位置でシリンダ50nに取り付ける。これにより、支持カバー60は、超音波振動の影響を最低限に抑えて超音波振動子50を、支持ピン63を中心

50

として回動自在に支持している。また、上下 1 組ずつのワイヤガイド 6 5 は、図 1 に示すように、ワイヤ溝 5 0 m の延長方向に対して支持アーム 6 2 側に変位した位置に設ける。これにより、超音波振動子 5 0 は、操作ワイヤ 8 0 の張力によって効果的に回動することができる。なお、支持ピン 6 3 は、ホーン 5 0 b を貫通させて取り付けてもよい。また、支持ピン 6 3 に代えて、ホーン 5 0 b の超音波振動における節位置に突起を 2 つ設け、これらの突起によって超音波振動子 5 0 を支持カバー 6 0 に支持させてもよい。

【 0 1 1 7 】

電気信号線 4 1 , 5 1 は、図 2 7 に示すように、シリンダ 5 0 n から延出し、シース 7 0 内を通して操作部 7 1 の導出口 7 7 から外部に導出され、端部が図示しない超音波駆動装置および高周波駆動装置と接続されている。

10

【 0 1 1 8 】

シース 7 0 は、図 2 7 に示すように、一端に操作部 7 1 が設けられると共に、他端に支持カバー 6 0 が取り付けられている。シース 7 0 は、レーザ溶接や接着剤によって端部が支持カバー 6 0 や操作部 7 1 と固定される。

【 0 1 1 9 】

操作部 7 1 は、施術者が手で把持して超音波処置装置 3 を操作する部分であり、図 2 7 に示すように、シース 7 0 との連結部近傍に電気信号線 4 1 , 5 1 の導出口 7 7 が設けられている。操作部 7 1 は、略中間の外面に操作ダイヤル 7 3 が設けられ、内部には操作ダイヤル 7 3 と同軸のプリー 7 4 が設けられている。操作ダイヤル 7 3 は、時計方向或いは反時計方向に回動することによって操作ワイヤ 8 0 を長手方向に沿って移動させ、超音波振動子 5 0 を、支持ピン 6 3 を中心として回動させる。操作ダイヤル 7 3 は、操作部 7 1 に操作ダイヤル 7 3 を固定して超音波振動子 5 0 を所望回動位置に保持する図示しないつまみを備えている。つまみは、一方に回すと緩んで操作ダイヤル 7 3 の操作部 7 1 への固定が解除される。これにより、超音波振動子 5 0 は、支持カバー 6 0 に対して自由に回動することができる。また、つまみは、他方に回すと締まって操作ダイヤル 7 3 が操作部 7 1 に固定される。これにより、超音波振動子 5 0 は、支持カバー 6 0 に対して回動しないように保持される。そして、操作部 7 1 は、操作ダイヤル 7 3 の回動に伴う操作ワイヤ 8 0 の長手方向に沿った動きを案内するガイドローラ 7 6 が内部の適宜個所に設けられている。

20

【 0 1 2 0 】

操作ワイヤ 8 0 は、操作部 7 1 のプリー 7 4 近傍に弛緩除去器 9 0 が設けられ、中間がプリー 7 4 に巻回されると共に、両端が超音波振動子 5 0 の外側に連結されてシース 7 0 内に長手方向に沿って配策されている。このとき、操作ワイヤ 8 0 は、両端がシリンダ 5 0 n に形成したワイヤ溝 5 0 m に配置され、ワイヤピン 8 1 によってシリンダ 5 0 n 外側の超音波振動における節位置に連結されている。このため、操作ワイヤ 8 0 は、超音波振動子 5 0 で発生した超音波振動が伝わることはなく、超音波振動子 5 0 のエネルギーロスが抑えられる。

30

【 0 1 2 1 】

弛緩除去器 9 0 は、操作ダイヤル 7 3 を回動したときの操作ワイヤ 8 0 の弛みや緊張を吸収するもので、ケース 9 1 内に操作ワイヤ 8 0 の端部を係止した大径の係止部 9 2 が収容されている。例えば、図 2 7 において、操作ダイヤル 7 3 を時計方向に回動させると、操作部 7 1 においては、上側の操作ワイヤ 8 0 はプリー 7 4 に引っ張られて緊張し、下側の操作ワイヤ 8 0 は弛む。このため、超音波振動子 5 0 は、図 2 7 に示す状態を基準とすると、図 3 0 に示すように、先端処置部 5 0 a の先端が斜め上方を向き、シリンダ 5 0 n の後部が下がる。弛緩除去器 9 0 は、操作ダイヤル 7 3 を回動操作したとき、操作ワイヤ 8 0 の弛みや緊張を吸収することによって操作ワイヤ 8 0 が絡まないようにし、超音波振動子 5 0 を円滑に回動させている。また、操作ダイヤル 7 3 を反時計方向に回動させると、操作部 7 1 においては、下側の操作ワイヤ 8 0 はプリー 7 4 に引っ張られて緊張し、上側の操作ワイヤ 8 0 は弛む。このため、超音波振動子 5 0 は、図 3 0 の状態とは逆に、先端処置部 5 0 a の先端が斜め下方を向き、シリンダ 5 0 n の後部が上がる。

40

50

【 0 1 2 2 】

このように構成された超音波処置装置 3 を被処置部、たとえば粘膜下層 E の切開に用いられれば、実施例 1 と同様の効果を得るとともに、図 3 1 に示すように、超音波振動子 5 0 が首振り動作を行なって、切開手術を簡便、かつ迅速に行うことができるので、より早く組織標本を抽出することが可能となる。

【 0 1 2 3 】

上述した小型の軟性内視鏡では、たとえば周波数が 1 0 0 k H z、1 5 0 k H z、2 0 0 k H z で使用される場合があり、周波数が 1 0 0 k H z の場合には、振幅が 1 6 ~ 4 0 μ m とし、1 5 0 k H z の場合には、振幅を 1 2 ~ 3 0 μ m とし、また 2 0 0 k H z の場合には、8 ~ 2 0 μ m とし、図 3 2 に示すように、先端処置部 5 0 a の先端部分はその振幅の腹の部分になり、かつフランジ 5 0 c 部分がその振幅の節の部分になるように設定されている。

10

【 0 1 2 4 】

また、図 3 3 は、上記超音波振動子 5 0 において、たとえばホーン 5 0 b 及び裏打板 5 0 f は、音響インピーダンスを良くするために、チタン合金 (T i - 6 A l - 4 V) もしくはジェラルミン、ステンレスなどで形成されている。また、たとえば圧電素子 5 0 d は、電圧が印加されると歪む電歪素子 (P Z T) などで形成されている。さらに、たとえばホーン 5 0 b と圧電素子 5 0 d との間に介在する絶縁チューブ 5 0 r は、圧電素子 5 0 d の陽極と陰極とを絶縁させるために、テフロン (登録商標) やポリアミドなどで形成されている。

20

【 実施例 6 】

【 0 1 2 5 】

図 3 4 は、実施例 6 にかかる図 1 に示した超音波処置装置の先端部における概略構成を示す斜視図であり、図 3 5 は、図 3 4 の側断面を示す断面図である。この実施例では、カバー 5 2 の長手方向の外面に固定され、かつ先端処置部 5 0 a およびホーン 5 0 b と所定間隔の隙間を有して超音波振動子 5 0 の長手方向に形成された平板 5 8 を設けて構成されている。この平板 5 8 は、先端処置部 5 0 a と平板 5 8 との間の隙間は、実施例 3 と同様に、先端処置部 5 0 a と平板 5 8 との間で、粘膜 D の挟持が可能な間隔に設定されている。

【 0 1 2 6 】

また、この平板 5 8 は、図 3 に示した対極板 (電極) としての機能を有し、カバー 5 2 側の端部で電流線 5 1 と接続されるとともに、素材は金属などの導電性素材から形成されている。この平板 5 8 と処置部である超音波振動子 5 0 に接続する高周波駆動装置としては、バイポーラ電源 5 a を設け、超音波処置装置をバイポーラ処置具として使用するものである。

30

【 0 1 2 7 】

このため、カバー 5 2 は、絶縁素材で形成して電極 5 0 e と平板 5 8 間の短絡を防ぐとともに、図 3 6 に示すように、先端処置部 5 0 a と平板 5 8 の一部を除く超音波処置装置の先端部を、絶縁性熱収縮チューブ 9 5 で絶縁被覆して、チャンネルからの短絡を防止している。

40

【 0 1 2 8 】

このように、この実施例では、超音波振動子の先端処置部と平板間で挟持するたとえば粘膜などの被処置部を介して電流を流すことができるので、電流を局所的に人体に流すことが可能となるとともに、超音波処置装置の先端部を、絶縁被覆するので、短絡などの障害を防止することができる。

【 0 1 2 9 】

なお、この実施例では、超音波処置装置の先端部を、絶縁被覆したが、本発明はこれに限らず、たとえば図 3 7 に示すように、挿入部 2 2 のチャンネル内部を絶縁部材 9 6 で覆い、チャンネルからの短絡を防止するように構成することも可能である。

【 実施例 7 】

50

【 0 1 3 0 】

本発明にかかる超音波処置装置は、超音波振動と電気メスの機能を併用することができるものなので、超音波と電気メスの電気信号がお互いの電源に混入することがあり、このため両機能を絶縁させないと、それぞれの電源（超音波駆動装置４と高周波駆動装置５）から電力が投入できない恐れもある。そこで、この実施例では、両機能を絶縁させて超音波振動と電気メスの電気信号を同時に出力させても安定して超音波振動子を駆動できる超音波処置装置を提供する。

【 0 1 3 1 】

図３８は、実施例７にかかる超音波処置装置の先端部分の構成を示す側断面図であり、図３９は、図３８に示した超音波振動子の一部の構成を示す断面図である。これら図において、この実施例では、圧電素子５０ｄを挟むように、絶縁部材５０ｓが設けられている。この絶縁部材は、たとえばアルミナなどの素材から形成されている。さらに、この実施例においては、電力線４１は、圧電素子５０ｄの電極５０ｅに接続され、電流線５１は、先端側の絶縁部材５０ｓ前方のホーン５０ｂに接続されている。また、ホーン５０ｂと圧電素子５０ｄ間は、絶縁チューブ５０ｒが介在して、絶縁性を高めている。

【 0 1 3 2 】

このように構成により、この実施例では、電力線と電流線は絶縁部材を介して超音波振動子にそれぞれ接続されることとなり、超音波振動と電気メスの電気信号がお互いの電源に混入しなくなるので、超音波振動と電気メスを同時に出力させても、両機能を安定して駆動させることができる。

【 実施例 8 】

【 0 1 3 3 】

図４０は、内視鏡装置１に用いた本発明にかかる超音波処置装置の構成の第２例を示す構成図であり、図４１は、実施例８にかかる図４０に示した挿入部の先端部における構成の一例を示す斜視図であり、図４２は、図４０に示した操作部側の構成を示す断面図であり、図４３は、図４１のＡ－Ａ断面を示す断面図である。これらの図において、内視鏡装置１は、図示しない光源装置や表示装置と接続されるビデオスコープ２と、超音波処置装置３と、超音波処置装置３に電力を供給する超音波電源部としての超音波駆動装置４と、超音波処置装置３に電流を供給する高周波電源部としての高周波駆動装置５と、シース３６内のチューブを介して外部から物体を吸引可能な吸引部としての吸引装置６と、チューブに流体を供給可能な流体供給部としてのシリンダ７とから構成されている。なお、超音波処置装置３と超音波駆動装置４とは、電力線１４１によって接続され、超音波処置装置３と高周波駆動装置５とは、電流線１５１によって接続されている。吸引装置６とシリンダ７とは、たとえば術者によって選択されてそれぞれが１本のチューブに着脱可能に設けられている。

【 0 1 3 4 】

ビデオスコープ２は、挿入部１２２の基端側に設けられるスコープ操作部１２１と、このスコープ操作部１２１の下方に設けられ、被検体内に挿入される細長の円筒形状の挿入部１２２とを備える。このスコープ操作部１２１の側面には、スコープ操作部１２１と光源装置や表示装置とを接続させる可撓性のユニバーサルコード１２１ａが接続される。また、このスコープ操作部１２１の側面には、ユニバーサルコード１２１ａと異なる位置に、挿入部１２２先端の湾曲動作の操作を行うための湾曲操作ノブ１２１ｂが突設されている。

【 0 1 3 5 】

また、このスコープ操作部１２１には、ビデオスコープ２を保持して固定するために、たとえば術者などが把持する把持部１２１ｃが設けられている。このスコープ操作部１２１において、挿入部１２２が取り付けられる取り付け側には、本発明にかかる超音波処置装置３である鉗子を挿入するための鉗子挿入口１２１ｄが突設されている。図４０では、超音波処置装置３が鉗子挿入口１２１ｄに挿入されて、可撓性シース１３６を介して超音波処置装置３を操作するための操作部１３１が鉗子挿入口１２１ｄから突出している状態

を示している。

【0136】

被検体内に挿入される挿入部122は、先端に設けられた硬質の先端部122aと、スコープ操作部121の操作によって湾曲動作を行う湾曲部と、柔軟性を有する可撓管などを備え、これらの部位は一列に連なるように構成されている。図41に示すように、挿入部122の先端部122aには、チャンネル122bが形成されており、このチャンネル122bには、超音波処置装置3の超音波振動子150が突出可能に内設されている。また、挿入部122の先端部122aには、観察部の構成要素としての、先端に固定された照明系レンズからなる2つの照明窓122cと、観察系レンズからなる1つの観察窓122dと、一端が観察窓122dに固定されたイメージガイドファイバ123とを備え、挿入部122内に設けられたイメージガイドファイバ123の他端は、ユニバーサルコード121a内を介して光源装置に接続されている。

10

【0137】

照明窓122cには、挿入部122内に設けられたライトガイドファイバの一端が設けられ、他端は、ユニバーサルコード121a内を介して光源装置に接続されている。この光源装置から出射された照明光を、ライトガイドファイバを通して、先端部122aの照明窓から外部、たとえば体腔内の被処置部（生体組織）に照射している。観察系レンズは、たとえば2枚のレンズ122d1, 122d2で構成され、この体腔内の被処置部からの反射光を取り込んで、イメージガイドファイバ123に出射している。この出射された反射光は、イメージガイドファイバ123を通して、他端の表示装置に送られ、ここで被処置部の像を映し出すことにより、術者による被処置部の観察が可能となる。

20

【0138】

超音波処置装置3は、図40に示した三股構成の操作部131と、図43の断面図に示す、先端に設けられた超音波振動子150と、この超音波振動子150へ電力を供給する電力線141と、超音波振動子150に電流を供給する電流線151と、超音波振動子150を固定する円筒形状のカバー152と、超音波振動子150の後述する圧電素子および電極の水密を保つための隔壁153と、電力線141および電流線151が挿入されて一端が硬性部材からなるカバー152と結合される可撓性シース136とから構成されている。なお、隔壁153は、カバー152と可撓性シース136の結合部に配置されている。また、1本のワイヤを螺旋状に巻いた可撓性シース136の他端は、操作部131に接続され、術者が可撓性シース136を手動で、ビデオスコープ2内に挿入したり、引き出したりすることで、挿入部122内を進退可能に移動している。たとえば、鉗子挿入口121dを介して可撓性シース136をビデオスコープ2内に挿入する。可撓性シース136を、挿入部122のチャンネル内を先端部122a方向に移動して、超音波振動子150とカバー152の一部を先端部122aから突出させ、超音波振動子150の超音波振動や高周波電流を利用した電気メスにより処置を行う。また、この可撓性シース136を、挿入部122のチャンネル内を操作部131方向に移動させて、超音波振動子150とカバー152を先端部122a内に収納している。

30

【0139】

超音波振動子150は、たとえば導電性のチタンなどの素材で構成されており、先端処置部150aと、超音波振動を先端処置部150aに伝達するホーン150bと、超音波振動子150をカバー152に固定するフランジ150cと、超音波振動を発生する圧電素子150dと、電力線141に接続されて圧電素子150dに電気信号を供給する電極150eと、裏打板150fと、を備えている。この圧電素子150dには、電力線141および操作部131を介して、上述した超音波駆動装置4から電力信号が供給されており、圧電素子150dは、この電力信号を受けて、たとえば周波数が100kHzの超音波振動を発生する。発生した超音波振動は、絞り形状のホーン150bを通過することで、振動の振幅が拡大して、先端処置部150aに伝達される。フランジ150cは、振動の節位置に設けられ、カバー152の端部に固定される。

40

【0140】

50

また、電極 150e には、電流線 151 が接続されており、電流線 151、操作部 131 および操作部 131 の駆動ポート 131e を介して、上述した高周波駆動装置 5 から供給された電流信号によって、先端処置部 150a を、たとえば周波数が 350kHz の電気メスとして機能させる。また、超音波処置装置 3 は、術者による超音波振動や高周波電流を利用した電気メスにより処置を選択することができる選択器 8 を備える。この選択器 8 は、超音波駆動装置 4 および高周波駆動装置 5 と接続され、電力供給または電流供給の選択を可能としている。なお、以下において、電力信号と電流信号を総称して電気信号と、また電力線と電流線を総称して電気信号線という。また、この実施例では、超音波振動を 100kHz、電気メスを 350kHz としたが、本発明はこれに限らず、たとえば両者の周波数が共振しない範囲の周波数であれば良い。

10

【0141】

超音波振動子 150 は、先端処置部 150a の長手方向の中心軸に、中空の処置用管 156 が形成されており、この処置用管 156 の後端には、処置用のチューブ 157 が接続されている。このチューブ 157 の他端は、隔壁 153 を貫通して可撓性シース 136 内および操作部 131 を介して、操作部 131 の注液ポート 131d で、吸引装置 6 またはシリンダ 7 に接続されている。この構成により、処置用管 156 から流入してくる乳化あるいは粉碎された生体組織や不要な体液などは、吸引装置 6 の吸引動作によってチューブ 157 を通過して、超音波処置装置 3 の外部に排出することが可能となる。また、シリンダ 7 によってチューブ 157 に流入してくる生理食塩水や薬液などの流体は、処置用管 156 を介して処置用管 156 の先端から外部に噴射される。

20

【0142】

操作部 131 は、図 42 に示すように、略円筒形状の操作部本体 131a と、この操作部本体 131a の一端に設けられたリング部 131b と、操作部本体 131a の他端に設けられ、各駆動装置 4、5 からの電気信号線 141、151 および吸引装置 6 やシリンダ 7 が接続されるチューブ 157 を可撓性シース 136 内に挿入するための三股の継手部 131c とを備える。また、操作部 131 は、各駆動装置 4、5 からの電力および電流供給の選択を指示する選択器 8 としての指示ボタンを備えることも可能である。

【0143】

電気信号線 141、151 は、上述したように駆動ポート 131e から挿入され、継手部 131c 内で屈曲され、可撓性シース 136 内を通過して、挿入部 122 先端に設けられた超音波振動子 150 と接続されており、これによって超音波振動子 150 への電気信号の供給が可能になる。吸引装置 6 とシリンダ 7 は、上述したようにチューブ 157 と注液ポート 131d で接続されており、チューブ 157 は、継手部 131c 内で屈曲され、可撓性シース 136 内を通過して、挿入部 122 先端に設けられた超音波振動子 150 の処置用管 156 と接続されており、これによって処置用管 156 からの流体の吸引または流体の散布を可能にする。

30

【0144】

また、内視鏡装置 1 は、先端部 122a 近傍の挿入部 122 内に湾曲駒 155 を備える。この湾曲駒 155 は、上述した湾曲操作ノブ 121b に接続されており、この湾曲操作ノブ 121b を操作することで、内視鏡装置 1 の挿入部 122 の先端を屈曲させることが可能となる。この内視鏡装置 1 は、挿入部 122 が可撓性を有する、たとえば小型の軟性内視鏡から構成されている。

40

【0145】

次に、この超音波処置装置の処置動作を図 44 ~ 図 56 の図面に基づいて説明する。ここで、図 44 は、超音波処置装置の処置手順を説明するためのフローチャートであり、図 45 ~ 図 56 は、切開手術における各処置手順の工程を示す状態図である。

【0146】

これら図において、まず内視鏡装置 1 の挿入部 122 を被検体内に挿入し (ステップ 201)、処置したい被処置部を観察部を用いて視野内に配置させて察知する (ステップ 202)。次に、被処置部を察知したら、この被処置部に挿入部 122 の先端部 122a を

50

近づけるとともに、注液ポート131dに色素剤を注入したシリンダ7を取り付けて、この色素剤をチューブ157を介して、挿入部122先端に設けられた超音波振動子150の処置用管156から、図45に示すように、被処置部Bに散布する(ステップ203)。なお、この散布の際には、超音波駆動装置4から超音波振動子150に電力信号を供給し、超音波振動を発生させて、色素剤を霧状に散布するのが好ましい。

【0147】

次に、電流線151を介して高周波駆動装置5から超音波振動子150の電極150eに電流信号を供給することで、先端処置部150aを電気メスとして機能させる。そして、図46に示すように染色された被処置部Bの周囲の生体組織を、電気メスの機能を有する先端処置部150aで焼いて、認識可能にマーキングCを行う(ステップ204)。

10

【0148】

その後、局注液(たとえば生理食塩水やグリセオールなど)を注入したシリンダ7を注液ポート131dに取り付けて、図47に示すように先端処置部150aの先端を、マーキングCの外側から被処置部Bの下部に差し込み、局注液を超音波振動子150の処置用管156から注入して、被処置部Bを含む生体組織を隆起させる(ステップ205)。なお、この工程では、たとえば先端処置部150aの先端が注射針形状のものをを用いて、被処置部Bの下部に穿刺しても良いし、超音波振動を発生させて先端処置部150aの先端を被処置部Bの下部に穿刺しても良い。

【0149】

次に、超音波振動を発生させて、先端処置部150aで隆起した生体組織(粘膜D)の周辺切開を図48~図50に示すように行って、粘膜Dを全周に渡って切開する(ステップ206)。さらに、この実施例では、図51に示すように上記粘膜Dの下に存在する粘膜下層Eの剥離を行う(ステップ207)。この場合には、注液ポート131dに吸引装置6を接続させて、図52に示すように超音波処置で破碎された粘膜下層Eのゼリー状物質を吸引して外部に放出する。また、図52、図53に示す繊維質Fや血管などに対しては、電気メス機能を選択し焼いて切断することで、硬い組織の切断を容易にするとともに、血管からの止血を行う。

20

【0150】

また、出血がある場合には(ステップ208)、電気メスの機能を用いて止血処置を行う(ステップ209)。この止血処置の際には、たとえば図54に示すように、シリンダ7から生理食塩水を送液しながら、高周波電流で出血部位Gの止血処置を行うと視界良く処置作業ができる。また、シリンダ7の代わりに、吸引装置6を注液ポート131dに取り付け、図55に示すように、出血部位Gからの出血を吸引しても良く、この吸引を行いながら超音波処置を行なっても良い。さらに、止血剤を注入したシリンダ7を注液ポート131dに取り付け、図56に示すように、先端処置部150aの先端を出血部位Gに穿刺して止血剤を注入することで、止血処置を行なっても良い。また、切除された組織標本の回収には、上記超音波処置装置3に代えて、たとえば鉗子挿入口121dから先端部122aのチャンネル122bに、図示しない把持鉗子を挿入し、この把持鉗子で組織標本を把持して取り出すことができる。

30

【0151】

なお、この実施例では、超音波振動と電気メスの機能を別々に駆動させたが、本発明はこれに限らず、処置工程に応じて、たとえば粘膜下層の剥離工程では、超音波振動と電気メスのいずれか一方、または両機能を同時に駆動させることをも可能である。

40

【0152】

このように、この実施例では、超音波処置装置が超音波振動と電気メスとの機能を有する処置部を備え、生体組織の周辺切開を超音波振動で行って、生体組織を破碎し、その他の切開はいずれかの機能を選択して行うので、切り取りたい組織標本の熱損傷を防止し、適切な組織標本を得ることができ、これによって従来の周辺切開にかかる労力を削減することができる。

【0153】

50

また、この実施例では、超音波振動子の処置部が中空形状の中空部を有し、薬剤散布や局注の工程を上記中空部を介して行うので、工程毎に超音波振動子をたとえば注射針付き処置具や散布チューブに切り替える必要がなく、生体組織の切開にかかる処置の簡素化は図ることができる。

【0154】

また、この実施例では、超音波と高周波による処置を兼用できる処置部を備えたので、この超音波と高周波の選択のために処置具を入れ替える必要がなく、切開手術を簡便、かつ迅速に行うことができる。

【実施例9】

【0155】

一般に、電気メスの機能としては、抵抗を高めるために、電流の密度を一点に集めることが望ましい。このため、電気メスは、被処置部と点接触で接触させて、発生する熱によって被処置部の切開などを行っている。ところで、実施例8では、超音波振動子150の先端処置部150aは、中空構造の円筒形状に形成されているので、先端処置部150aの先端部の面積はかなり小さく、この先端部を被処置部に当接させても、電気メスとして機能するとともに、超音波振動として機能することが可能であるが、さらに超音波振動および電気メスとしての効果を得たい場合がある。

【0156】

そこで、この実施例9では、図57の挿入部の先端部における構成の第1例に示すように、先端処置部150aの長手方向の一部を切り欠いた切欠部150gを設けることによって、この先端処置部150aの外周と切欠部150gとの接線に、鋭利な角度からなる鋭利部150hが形成されることとなる。この実施例では、この鋭利部150hを利用して被処置部の切開を行うものである。すなわち、この鋭利部150hを切開方向に向けて、被処置部である粘膜Dや粘膜下層E（たとえば図50参照）を電気メスの機能を用いて切開すれば、被処置部と線接触で電流密度が高い鋭利部150hが接触し、発生する熱によって被処置部の切開を良好に行うことが可能となる。

【0157】

また、超音波振動の機能を用いる場合も、上記と同様に、鋭利部150hを切開方向に向けて、被処置部を超音波振動で切開すれば、超音波振動する鋭利部150hが被処置部に接触して、被処置部の切開を良好に行うことが可能となり、上記実施例8の効果に加えて、超音波処置装置の使い勝手を向上させることができる。

【0158】

図58は、図40に示した挿入部の先端部における構成の実施例9の第2例を示す斜視図である。この図において、超音波振動子150の先端処置部150aは、中空構造の三角柱で構成されており、各辺の接線に上記鋭利部150hよりもさらに鋭利な3つの鋭利部150iが形成されることとなる。この実施例では、超音波振動および電気メスの機能を用いて、3方向に向いた鋭利部150iによって切開を行うことが可能となり、上記第1例よりもさらに超音波処置装置の使い勝手を向上させることができる。

【0159】

また、この実施例では、第1例の鋭利部150hよりもさらに鋭利な鋭利部150iを用いて被処置部の切開を行うので、さらに迅速に、かつ確実に被処置部の切開を行うことができる。

【0160】

図59は、図40に示した挿入部の先端部における構成の実施例9の第3例を示す斜視図である。この図において、超音波振動子150の先端処置部150aは、実施例8と同様に、中空構造の円筒形状に形成されているが、異なる点は、外周面に面を凹凸形状に粗く形成した粗面部150jを設けた点である。

【0161】

この粗面部150jの凹凸の平均間隔は、超音波振動子150の振動の振幅によって決定される。たとえば、通常の超音波振動子では、その大きさによって振動の振幅に強弱が

10

20

30

40

50

あり、最大で0.3mm程度で、最小で0.003mm程度である。そこで、この実施例では、この粗面部150jの凹凸の平均間隔は、その振動の振幅よりも若干小さい、たとえば0.002mm~0.2mmの範囲に設定するのが好ましい。

【0162】

これにより、この実施例では、粗面部150jを被処置部に接触させて、超音波振動による切開を行うと、先端処置部150aに振動が伝わり、粗面部150jと被処置部との間の摩擦が高まり、被処置部の切開を実施例8よりもさらに良好に行うことが可能となる。

【0163】

図60は、図40に示した挿入部の先端部における構成の実施例8の第4例を示す斜視図であり、図61は、図60の側断面を示す断面図である。この図において、超音波振動子150の先端処置部150aは、実施例8と同様に、中空構造の円筒形状に形成されているが、異なる点は、先端処置部150aの先端が口角150k1を有する口型形状に構成された開口部150kを設けた点である。

10

【0164】

この実施例では、口角150k1に被処置部である粘膜Dや粘膜下層E（たとえば図50参照）を引っ掛け、超音波振動や電気メスの機能を実行すれば、被処置部の切開を実施例8よりもさらに良好に行うことが可能となる。また、この実施例では、吸引装置6を併用して切開した被処置部を吸引するようになれば、さらに良好に被処置部の切開を行うことが可能となる。

20

【実施例10】

【0165】

図62は、実施例10にかかる図40に示した挿入部の先端部における構成の第1例を示す斜視図である。この実施例では、カバー152の端部に固定され、かつ先端処置部150aおよびホーン150bと所定間隔の隙間を有して超音波振動子150の長手方向に形成された平板158を設けて構成されている。この平板158は、たとえばテフロン（登録商標）素材によって形成されており、先端処置部150aと平板158との間の隙間は、たとえば先端処置部150aと平板158との間で、粘膜Dの挟持が可能な間隔に設定されている。

【0166】

この実施例では、図63の斜視図に示すように、先端処置部150aと平板158との間で、粘膜Dを挟持させ、図64に示すように、超音波振動を加えると同時に、超音波処置装置を先端処置部150aの円周方向に捻ることによって、粘膜Dを先端処置部150aと平板158とに絡めてテンションをかけて、粘膜Dの切断を可能にしている。

30

【0167】

この実施例では、先端処置部150aと平板158との間に挟持した粘膜を捻って切断するので、実施例8の効果に加えて、より容易に粘膜の切開を行うことが可能となる。

【0168】

図65は、図40に示した挿入部の先端部における構成の実施例10の第2例を示す斜視図であり、図66は、図65に示した先端部の使用状態を説明するための正面図である。この図において、この実施例では、図58に示した中空構造の三角柱で構成される先端処置部150aと図62で示した平板158とを組み合わせる構成されている。

40

【0169】

この実施例では、鋭利部150iが形成される先端処置部150aと平板158との間で、粘膜Dを挟持して捻ることによって、粘膜Dにさらにテンションがかかることとなって、粘膜Dの切断を可能にしており、第1例よりもさらに容易に粘膜の切開を行うことが可能となる。

【実施例11】

【0170】

ところで、上記実施例で示した被処置部の切開には、方向性があるため、可撓性シース

50

136は、トルクを正確に伝達する必要がある。そこで、この実施例では、このトルクを正確に伝達する可撓性シース136の構成について説明する。

【0171】

図67は、実施例11にかかる図40に示した超音波処置装置3の構成を示す斜視図であり、図68は、図67に示した可撓性シース136部分の側断面を示す断面図である。この図において、この実施例では、可撓性シース136を3つのパーツで構成し、各パーツを連動可能に接続させている。すなわち、可撓性シース136は、カバー152に接続されるコイルが1条からなるシース136aと、シース136aに接続されて、コイルの素線径がシース136aよりも大きい1条のコイルからなるシース136bと、シース136bおよび操作部131とに接続され、複数条、たとえば3条~5条を1列にしてまとめて巻いて見かけ上1本のコイルを構成するシース136cとからなる。

10

【0172】

シース136a, 136bは、たとえば右巻きのコイルからなる。また、シース136cは、左巻きのコイルからなり、シース136cのコイルの素線径は、シース136aのコイルの素線径よりも小さく構成されることで、シース136cのコイルのパネ力が強まって、遊びがなくなり、トルクの伝達力が強まる。このトルクは、太径のシース136bを介して細径のシース136aに伝わることによって、シース136cのトルクが超音波振動子150の先端処置部150aに正確に伝わることとなる。

【0173】

このようにこの実施例では、3つのパーツからなる、異なるシースを組み合わせて使用することで、操作部131からのトルク、たとえば右回転や左回転のトルクがシースを介して先端処置部150aに正確に伝わり、被処置部の切開を迅速に、かつ良好に行うことが可能となる。

20

【実施例12】

【0174】

図69は、超音波振動子の首振り作業が可能な実施例12の構成を部分的に断面にして示した側面図であり、図70は、図69に示した超音波処置装置の先端部分の構成を示す斜視図であり、図71は、図70に示した先端部分の構成を示す側断面図であり、図72は、図70に示した超音波振動子を起動させた状態の斜視図である。なお、この超音波振動子の首振り機構は、特開2004-122868号に記載された発明とほぼ同様の構成からなるもので、以下にその首振り機構を説明する。

30

【0175】

これら図において、超音波処置装置3は、超音波振動子150、支持カバー160、電力線141および電流線151、シース170および操作ワイヤ180を備える。

【0176】

超音波振動子150は、超音波処置装置3の先端に配置され、ホーン150bの後方に圧電素子150dと、先方に中空構造の先端処置部150aとがそれぞれ設けられ、ホーン150bの後方で圧電素子150dを内部に収容するシリンダ150nとを備える。また、この超音波振動子150は、図69において、シリンダ150nの上下で、長手方向に沿ってワイヤ溝150mが形成されている。

40

【0177】

支持カバー160は、シース170の端部に取り付けられている。支持カバー160は、図70に示すように、円筒部161の前方へ延出する2つの支持アーム162が設けられ、支持アーム162の先端がシリンダ150nに支持ピン163によって取り付けられている。円筒部161は、操作ワイヤ180をガイドする案内手段からなり、ピン164に支持された2つのワイヤガイド165が上下に1組ずつ設けられている。

【0178】

このとき、支持ピン163は、シリンダ150n外周の2つのワイヤ溝150mの間であって、かつ超音波振動における節位置でシリンダ150nに取り付ける。これにより、支持カバー160は、超音波振動の影響を最低限に抑えて超音波振動子150を、支持ピ

50

ン 1 6 3 を中心として回動自在に支持している。また、上下 1 組ずつのワイヤガイド 1 6 5 は、図 4 0 に示すように、ワイヤ溝 1 5 0 m の延長方向に対して支持アーム 1 6 2 側に変位した位置に設ける。これにより、超音波振動子 1 5 0 は、操作ワイヤ 1 8 0 の張力によって効果的に回動することができる。なお、支持ピン 1 6 3 は、ホーン 1 5 0 b を貫通させて取り付けてもよい。また、支持ピン 1 6 3 に代えて、ホーン 1 5 0 b の超音波振動における節位置に突起を 2 つ設け、これらの突起によって超音波振動子 1 5 0 を支持カバー 1 6 0 に支持させてもよい。

【 0 1 7 9 】

電気信号線 1 4 1 , 1 5 1 は、図 6 9 に示すように、シリンダ 1 5 0 n から延出し、シース 1 7 0 内を通過して操作部 1 7 1 の導出口 1 7 7 から外部に導出され、端部が図示しない超音波駆動装置および高周波駆動装置と接続されている。また、処置用のチューブ 1 5 7 は、図 6 9 に示すように、シリンダ 1 5 0 n から延出し、シース 1 7 0 内を通過して操作部 1 7 1 の導出口 1 7 2 に固定されている。この一端は、図示しない吸引装置やシリンダと接続可能に構成されている。

10

【 0 1 8 0 】

シース 1 7 0 は、図 6 9 に示すように、一端に操作部 1 7 1 が設けられると共に、他端に支持カバー 1 6 0 が取り付けられている。シース 1 7 0 は、レーザ溶接や接着剤によって端部が支持カバー 1 6 0 や操作部 1 7 1 と固定される。

【 0 1 8 1 】

操作部 1 7 1 は、施術者が手で把持して超音波処置装置 3 を操作する部分であり、図 6 9 に示すように、シース 1 7 0 との連結部近傍にチューブ 1 5 7 および電気信号線 1 4 1 , 1 5 1 の導出口 1 7 2 , 1 7 7 が設けられている。操作部 1 7 1 は、略中間の外面に操作ダイヤル 1 7 3 が設けられ、内部には操作ダイヤル 1 7 3 と同軸のプーリ 1 7 4 が設けられている。操作ダイヤル 1 7 3 は、時計方向或いは反時計方向に回動することによって操作ワイヤ 1 8 0 を長手方向に沿って移動させ、超音波振動子 1 5 0 を、支持ピン 1 6 3 を中心として回動させる。操作ダイヤル 1 7 3 は、操作部 1 7 1 に操作ダイヤル 1 7 3 を固定して超音波振動子 1 5 0 を所望回動位置に保持する図示しないつまみを備えている。つまみは、一方に回すと緩んで操作ダイヤル 1 7 3 の操作部 1 7 1 への固定が解除される。これにより、超音波振動子 1 5 0 は、支持カバー 1 6 0 に対して自由に回動することができる。また、つまみは、他方に回すと締まって操作ダイヤル 1 7 3 が操作部 1 7 1 に固定される。これにより、超音波振動子 1 5 0 は、支持カバー 1 6 0 に対して回動しないように保持される。そして、操作部 1 7 1 は、操作ダイヤル 1 7 3 の回動に伴う操作ワイヤ 1 8 0 の長手方向に沿った動きを案内するガイドローラ 1 7 6 が内部の適宜個所に設けられている。

20

30

【 0 1 8 2 】

操作ワイヤ 1 8 0 は、操作部 1 7 1 のプーリ 1 7 4 近傍に弛緩除去器 1 9 0 が設けられ、中間がプーリ 1 7 4 に巻回されると共に、両端が超音波振動子 1 5 0 の外側に連結されてシース 1 7 0 内に長手方向に沿って配策されている。このとき、操作ワイヤ 1 8 0 は、両端がシリンダ 1 5 0 n に形成したワイヤ溝 1 5 0 m に配置され、ワイヤピン 1 8 1 によってシリンダ 1 5 0 n 外側の超音波振動における節位置に連結されている。このため、操作ワイヤ 1 8 0 は、超音波振動子 1 5 0 で発生した超音波振動が伝わることはなく、超音波振動子 1 5 0 のエネルギーロスが抑えられる。

40

【 0 1 8 3 】

弛緩除去器 1 9 0 は、操作ダイヤル 1 7 3 を回動したときの操作ワイヤ 1 8 0 の弛みや緊張を吸収するもので、ケース 1 9 1 内に操作ワイヤ 1 8 0 の端部を係止した大径の係止部 1 9 2 が収容されている。例えば、図 6 9 において、操作ダイヤル 1 7 3 を時計方向に回動させると、操作部 1 7 1 においては、上側の操作ワイヤ 1 8 0 はプーリ 1 7 4 に引っ張られて緊張し、下側の操作ワイヤ 1 8 0 は弛む。このため、超音波振動子 1 5 0 は、図 6 9 に示す状態を基準とすると、図 7 2 に示すように、先端処置部 1 5 0 a の先端が斜め上方を向き、シリンダ 1 5 0 n の後部が下がる。弛緩除去器 1 9 0 は、操作ダイヤル 1 7

50

3を回動操作したとき、操作ワイヤ180の弛みや緊張を吸収することによって操作ワイヤ180が絡まないようにし、超音波振動子150を円滑に回動させている。また、操作ダイヤル173を反時計方向に回動させると、操作部171においては、下側の操作ワイヤ180はプーリ174に引っ張られて緊張し、上側の操作ワイヤ180は弛む。このため、超音波振動子150は、図72の状態とは逆に、先端処置部150aの先端が斜め下方を向き、シリンダ150nの後部が上がる。

【0184】

このように構成された超音波処置装置3を被処置部、たとえば粘膜下層Eの切開に用いれば、実施例8と同様の効果を得るとともに、図73に示すように、超音波振動子150が首振り動作を行なって、切開手術を簡便、かつ迅速に行うことができ、さらにゼリー状物質を吸引しながら行うことができるので、不要な物質が、切除された組織標本に付着することが少なくなり、より綺麗な状態で組織標本を抽出することが可能となる。

10

【実施例13】

【0185】

図74は、内視鏡装置1に用いた本発明にかかる超音波処置装置の構成の第3例を示す構成図であり、図75は、実施例13にかかる超音波処置装置の先端部分の構成を示す側断面図であり、図76は、図75のA-A断面を示す断面図であり、図77は、図75のB矢視を示す矢視図であり、図78は、図74に示した操作部側の構成を示す一部断面図である。これらの図において、内視鏡装置1は、図示しない光源装置や表示装置と接続されるビデオスコープ2と、超音波処置装置3と、超音波処置装置3に電力を供給する超音波電源部としての超音波駆動装置4と、超音波処置装置3に電流を供給する高周波電源部としての高周波駆動装置5とから構成されている。なお、超音波処置装置3と超音波駆動装置4とは、-配線241と+配線251によって接続され、超音波処置装置3と高周波駆動装置5とは、-配線241によって接続されている。

20

【0186】

ビデオスコープ2は、挿入部222の基端側に設けられるスコープ操作部221と、このスコープ操作部221の下方に設けられ、被検体内に挿入される細長の円筒形状の挿入部222とを備える。このスコープ操作部221の側面には、スコープ操作部221と光源装置や表示装置とを接続させる可撓性のユニバーサルコード221aが接続される。また、このスコープ操作部221の側面には、ユニバーサルコード221aと異なる位置に、挿入部222先端の湾曲動作の操作を行うための湾曲操作ノブ221bが突設されている。

30

【0187】

また、このスコープ操作部221には、ビデオスコープ2を保持して固定するために、たとえば術者などが把持する把持部221cが設けられている。このスコープ操作部221において、挿入部222が取り付けられる取り付け側には、本発明にかかる超音波処置装置3である鉗子を挿入するための鉗子挿入口221dが突設されている。図74では、超音波処置装置3が鉗子挿入口221dに挿入されて、可撓性シース236を介して超音波処置装置3を操作するための操作部231が鉗子挿入口221dから突出している状態を示している。

40

【0188】

被検体内に挿入される挿入部222は、先端に設けられた硬質の先端部222aと、スコープ操作部221の操作によって湾曲動作を行う湾曲部と、柔軟性を有する可撓管などを備え、これらの部位は一列に連なるように構成されている。この挿入部222の先端部は、実施例1の図2に示した挿入部22のチャンネル22bと同様のチャンネルが形成されており、このチャンネルに超音波処置装置3の超音波振動子250が突出可能に内設されている。また、挿入部22の先端部には、実施例1と同様に、図示しない観察部の構成要素としての、2つの照明窓と、1つの観察窓と、イメージガイドファイバとを備え、挿入部222内に設けられたイメージガイドファイバの他端は、ユニバーサルコード221a内を介して光源装置に接続されている。なお、観察部の構成は、実施例1と同様なので

50

、説明を省略する。

【0189】

超音波処置装置3は、図74に示した円筒形状の操作部231と、図75の断面図に示す、先端に設けられた超音波振動子250と、この超音波振動子250へ電力および電流を供給する-配線241および+配線251と、超音波振動子250を固定する円筒形状の先端カバー252と、先端カバー252と接続され、ホーン250bを囲繞するホーンカバー253と、操作部231と先端カバー252を連結するコイルシャフト254と、先端カバー252とコイルシャフト254を連結するカバー押え部255と、-配線241、+配線251およびコイルシャフト254が挿入される可撓性シース256と、を備える。

10

【0190】

先端カバー252は、絶縁性の樹脂で有底部252aを有する円筒形状に形成され、ホーンカバー253と、カバー押え部255とがねじ止めでそれぞれ固定されている。なお、-配線241、+配線251は、図76のA-A断面図に示すように、この有底部252aに設けられた金属板257、258にはんだ付けされ、この金属板257、258を介して超音波振動子250と接続されている。

【0191】

ホーンカバー253は、絶縁性の樹脂で形成され、ホーン250bとの間に若干の空隙を設けるように、上記ホーン250bを覆い、超音波処置装置3を電気メスとして使用する場合に、ホーン250bの太径部での短絡を防ぐとともに、超音波振動させた場合に、内視鏡装置1のチャンネルを傷つけないようにしている。なお、ホーン250bとホーンカバー253間の空隙は、発振時にホーン250bがホーンカバー253に接触しない間隔に設けられている。カバー押え部255は、先端カバー252の後端とねじ止めされるとともに、コイルシャフト254の先端とロー付けされて、先端カバー252とコイルシャフト254を連結している。

20

【0192】

コイルシャフト254は、多層、この実施例では3層構造に形成されており、たとえば内層のコイルを左巻き、中層のコイルを右巻き、外層のコイルを左巻きというように、交互に巻いていくことによって操作部231の基端側から超音波振動子250の先端側への回転追従性を向上させている。このコイルシャフト254の外径は、可撓性シース256の内径より若干小さい、たとえば2mmほど細く構成されている。また、処置具の操作性を良くするため、さらに細い外径のコイルシャフトを用いてもよい。なお、本発明では、コイルシャフト254を3層構造に限らず、2層以上の多層構造で各層のコイルを交互に巻くことが可能であり、これによって上述した回転追従性が実現できる。したがって、操作部231側でコイルシャフト254を右回しまたは左回しに回転させると、これに追従して先端カバー252に固定された超音波振動子250が右回しまたは左回しに回転する。

30

【0193】

可撓性シース256は、ポリウレタンやテフロンなどの可撓性の絶縁チューブからなり、一端は先端カバー252の外周上に設けられ、ホーンカバー253によって先端カバー252側に抜けないように係止され、他端は操作部231側に至り、術者が操作部231に接続されたコイルシャフト254とともに可撓性シース256を手動で、ビデオスコープ2内に挿入したり、引き出したりすることで、挿入部222内を進退可能に移動している。たとえば、可撓性シース256を、挿入部222のチャンネル内を先端部方向に移動して、超音波振動子250と先端カバー252の一部を先端部から突出させ、超音波振動子250の超音波振動や高周波電流を利用した電気メスにより処置を行う。また、この可撓性シース256を、挿入部222のチャンネル内を操作部231方向に移動させて、超音波振動子250と先端カバー252を挿入部222の先端部内に収納している。

40

【0194】

次に、超音波振動子250の構成について説明する。図77は、図75のB矢視を示す矢

50

視図であり、図 7 8 は、本発明の超音波振動子の構成を示す斜視図であり、図 7 9 A は、図 7 8 に示した先端処置部の構成を示す斜視図であり、図 7 9 B は、同じく上面図、図 7 9 C は、同じく正面図である。これら図において、超音波振動子 2 5 0 は、たとえば導電性のチタンなどの素材で構成されており、出力端に設けられた中実構造の円柱形状の先端処置部 2 5 0 a と、超音波振動を先端処置部 2 5 0 a に伝達するホーン 2 5 0 b と、超音波振動子 2 5 0 を先端カバー 2 5 2 に固定するフランジ 2 5 0 c と、超音波振動を発生する圧電素子 2 5 0 d と、- 配線 2 4 1、+ 配線 2 5 1 に接続されて圧電素子 2 5 0 d に電気信号を供給するマイナス電極 2 5 0 e 1、プラス電極 2 5 0 e 2 と、裏打板 2 5 0 z と、を備えている。この圧電素子 2 5 0 d には、- 配線 2 4 1、+ 配線 2 5 1 および操作部 2 3 1 を介して、上述した超音波駆動装置 4 から電力信号が供給されており、圧電素子 2 5 0 d は、この電力信号を受けて、たとえば周波数が 1 0 0 k H z の超音波振動を発生する。発生した超音波振動は、絞り形状のホーン 2 5 0 b を通過することで、振動の振幅が拡大して、先端処置部 2 5 0 a に伝達される。フランジ 2 5 0 c は、振動の節位置に設けられ、先端カバー 2 5 2 の端部に固定される。フランジ 2 5 0 c とホーンカバー 2 5 3 との間には、フランジ 2 5 0 c の外径と略同一の外径で、円筒形状のゴム 2 5 9 が設けられ、先端カバー 2 5 2 内部を水密構造にしている。

10

【 0 1 9 5 】

先端処置部 2 5 0 a は、基端側から先端側へと延び、長手軸を備える細径部 2 5 0 f を有する。この細径部 2 5 0 f の先端部には、太径部 2 5 0 g が連結されており、この太径部 2 5 0 g の上記長手軸に垂直な断面の少なくとも一部分の外径は、細径部 2 5 0 f の上記長手軸に垂直な断面の少なくとも一部分の外径よりも大きくなっている。

20

【 0 1 9 6 】

詳細に説明すると、図 7 8 ~ 図 7 9 C に示されるように、この実施例では、超音波振動子 2 5 0 の出力端 (ホーン 2 5 0 b) の先端部に、略円柱形状の細径部 2 5 0 f の基端部が連結されている。この細径部 2 5 0 f の先端面に、略直方体形状の太径部 2 5 0 g が、その基端面が細径部 2 5 0 f の中心軸に略垂直となるように連結されており、太径部 2 5 0 g の中心軸に垂直な断面は、略長方形形状となっている。この長方形形状の少なくとも長辺は、細径部 2 5 0 f の直径よりも大きくなっている。そして、太径部 2 5 0 g の先端面全体に保持部としての凹部 2 5 0 h が形成されており、この凹部 2 5 0 h は、上記両長辺に平行な断面において、先端側に向かって開口する三角形形状となっている。この凹部 2 5 0 h は、先端の端面である先端面部 2 5 0 i を構成している。

30

【 0 1 9 7 】

次に、この実施例の超音波処置装置 3 の作用について説明する。以下では、肝臓の切除、胃、大腸の粘膜の剥離など、繊維質の混在している組織をキャビテーションによって破碎して処置を行う場合について説明する。超音波振動子 2 5 0 で超音波振動を発生させ、この振動を、プローブを介して先端処置部 2 5 0 a によって伝達して先端処置部 2 5 0 a の太径部 2 5 0 g を縦振動させ、かつ太径部 2 5 0 g が被処置部に対して所望の向きになるように回転させた後、振動状態の太径部 2 5 0 g を組織に押圧する。この結果、凹部 2 5 0 h に組織の繊維質が集合され、先端面部 2 5 0 i によって発生されるキャビテーションによって繊維質が破碎されるとともに、太径部 2 5 0 g が組織にめり込むことにより、太径部 2 5 0 g の基端面に繊維質が引っ掛かり、太径部 2 5 0 g の基端面によって発生されるキャビテーションによって繊維質が破碎される。

40

【 0 1 9 8 】

したがって、この実施例の超音波処置装置 3 は次の効果を奏する。この実施例の先端処置部 2 5 0 a では、細径部 2 5 0 f の先端部に設けられている太径部 2 5 0 g の外径が、細径部 2 5 0 f の外径よりも大きくなっている。このため、肝臓の切除、胃、大腸の粘膜の剥離などを行う場合には、操作部によって太径部 2 5 0 g を所望の向きに回転させ、太径部 2 5 0 g によってキャビテーションを発生させることができ、超音波処置装置 3 の処置能力が向上されている。

【 0 1 9 9 】

50

また、マイナス電極 250e1 には、-配線 241 が接続され、高周波駆動装置 5 には前記電極 250e と対をなす電極である対極板（図 3 の対極板 9 と同様）が接続されており、高周波駆動装置 5 から供給された電流信号は、人体を介して先端処置部 250a と対極板間に流れることで、たとえば周波数が 350kHz の電気メスとして機能させる。また、超音波処置装置 3 は、術者による超音波振動や高周波電流を利用した電気メスにより処置を選択することができる選択ボタンとしての選択器（図 3 の選択器 8 と同様）を備える。この選択器は、超音波駆動装置 4 および高周波駆動装置 5 と接続され、超音波振動子 250 への電力供給または電流供給の選択を可能としている。なお、以下において、電力信号と電流信号を総称して電気信号と、また -配線 241 と +配線 251 を総称して電気信号線という。また、この実施例では、超音波振動を 100kHz、電気メスを 350kHz としたが、本発明はこれに限らず、たとえば両者の周波数が共振しない範囲の周波数であれば良い。

10

【0200】

操作部 231 は、図 80 に示すように、可撓性シース 256 から突出したコイルシャフト 254 を囲繞する略円筒形状のハウジング 231a と、ハウジング 231a の基端側を覆うベース 231b と、ハウジング 231a と嵌合し、かつベース 231b とねじ止めされる押え部 231c と、ハウジング 231a の先端側を覆い、ハウジング 231a にねじ止めされるハンドル 231d と、ハウジング 231a とコイルシャフト 254 の間に設けられるチューブ 231e と、ハウジング 231a の外周面と内周面とに開口する開口部 231f と、この開口部 231f 内に設けられ、コイルシャフト 254 をハウジング 231a の内周面に圧接可能に構成する T 字形状の T ロック 231g と、ハウジング 231a の外周面に摺動可能に係合するスライダ 231h とを備える。スライダ 231h は、この摺動時に T ロック 231g と当接して T ロック 231g をハウジング 231a の内周方向に移動させる。T ロック 231g は、この内周方向への移動によってコイルシャフト 254 をハウジング 231a の内周面に圧接して、コイルシャフト 254 をハウジング 231a に固定する。この状態でハンドル 231d を右回しまたは左回しに回転させると、可撓性シース 256 はそのままの状態、先端カバー 252 に固定された超音波振動子 250 が、これに追従して右回しまたは左回しに回転され、被処置部に対して、先端処置部 250a の太径部 250g を所望の位置（角度）に回転させることが可能となる。

20

【0201】

また、内視鏡装置 1 は、先端部近傍の挿入部 222 内に図示しない湾曲駒（図 4 の湾曲駒 55 と同様）を備える。この湾曲駒は、上述した湾曲操作ノブ 221b に接続されており、この湾曲操作ノブ 221b を操作することで、内視鏡装置 1 の挿入部 222 の先端を屈曲させることが可能となる。この内視鏡装置 1 は、挿入部 222 が可撓性を有する、たとえば小型の軟性内視鏡から構成されている。

30

【0202】

次に、この超音波処置装置の処置動作を図 81 ~ 図 90 の図面に基づいて説明する。ここで、図 81 は、超音波処置装置の処置手順を説明するためのフローチャートであり、図 82 ~ 図 90 は、切開手術における各処置手順の工程を示す状態図である。

【0203】

これら図において、まず内視鏡装置 1 の挿入部 222 を被検体内に挿入し（ステップ 301）、処置したい被処置部 B を、観察部を用いて視野内に配置させて察知する（ステップ 302）。なお、この最初の状態においては、超音波処置装置 3 の代わりに、鉗子挿入口 221d から挿入部 222 には、色素剤を注入した図示しないシリンダを取り付けたチューブ 10 が挿入されており、この挿入されたチューブ 10 は、挿入部 222 の先端から外部に突出して設けられている。

40

【0204】

次に、被処置部を察知したら、この被処置部に挿入部 222 の先端部を近づけるとともに、このシリンダに注入された色素剤を、チューブ 10 を介して、挿入部 222 先端から突出したチューブ 10 先端から、図 82 に示すように、被処置部 B に散布する（ステップ 3

50

03)。

【0205】

次に、このチューブ10を内視鏡装置1の挿入部222から取り出して、代わりに超音波処置装置3を鉗子挿入口221dから挿入部222に挿入し、配線241を介して高周波駆動装置5から超音波振動子250のマイナス電極250e1に電流信号を供給することで、先端処置部250aを電気メスとして機能させる。そして、図83に示すように染色された被処置部Bの周囲の生体組織を、電気メスの機能を有する先端処置部250aで焼いて、認識可能にマーキングCを行う(ステップ304)。

【0206】

その後、再び超音波処置装置3を内視鏡装置1の挿入部222から取り出して、代わりに局注液(たとえば生理食塩水やグリセオールなど)を注入した図示しないシリンダが取り付けられたチューブおよびその先端に設けられた注射針11を、鉗子挿入口221dから挿入部222に挿入し、図84に示すように先端処置部250aの先端を、マーキングCの外側から被処置部Bの下部に差し込み、局注液をチューブから注入して、被処置部Bを含む生体組織を隆起させる(ステップ305)。

10

【0207】

次に、このチューブ10を内視鏡装置1の挿入部222から取り出して、代わりに超音波処置装置3を鉗子挿入口221dから挿入部222に挿入し、操作部231でコイルシャフト254をロックする。そして、ハンドル231dを回転させることによって先端処置部250aを回転させ、被処置部Bに対して先端処置部250aを所望の角度にする。この実施例では、隆起した被処置部Bに対して先端処置部250aの先端面部250iの長手方向が水平になるように、先端処置部250aを回転させる(ステップ306)。

20

【0208】

次に、超音波振動を発生させて、先端処置部250aで隆起した生体組織(粘膜D)の周辺切開を図85~図87に示すように行って、粘膜Dを全周に渡って切開する(ステップ307)。この際には、先端処置部250aを先端面部250iの長手方向の長さ分だけ移動させながら、順次周辺切開を行っていく。さらに、この実施例では、図88に示すように上記粘膜Dの下に存在する粘膜下層Eの剥離を行う(ステップ308)。この場合には、図89に示すように超音波処置で粘膜下層Eのゼリー状物質を破碎する。また、図89、図90に示す繊維質Fや血管などに対しては、電気メス機能を選択し焼いて切断することで、弾性の高い組織の切断を容易にするとともに、血管からの止血を行う。

30

【0209】

また、出血がある場合には(ステップ309)、電気メスの機能を用いて止血処置を行う(ステップ310)。また、切除された組織標本の回収には、上記超音波処置装置3に代えて、たとえば鉗子挿入口221dから先端部のチャンネルに、図示しない把持鉗子を挿入し、この把持鉗子で組織標本を把持して取り出すことができる。なお、この実施例では、マーキング工程においても、先端処置部250aを回転させて、所望位置にマーキングを行うことも可能である。

【0210】

なお、この実施例では、超音波振動と電気メスの機能を別々に駆動させたが、本発明はこれに限らず、処置工程に応じて、たとえば粘膜下層の剥離工程では、超音波振動と電気メスのいずれか一方、または両機能を同時に駆動させることも可能である。

40

【0211】

このように、この実施例では、被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有する処置部を、操作部と回転追従性があるコイルシャフトで回転させ、被処置部に対して、先端面部を所望の方向(角度)で処置が可能なように設定することができるので、超音波処置装置の処置能力の向上を図ることができる。

【0212】

また、この実施例では、超音波処置装置が超音波振動と電気メスとの機能を有する処置部を備え、生体組織の周辺切開を超音波振動で行って、生体組織を破碎し、その他の切開

50

はいずれかの機能を選択して行うので、切り取りたい組織標本の熱損傷を防止し、適切な組織標本を得ることができて、処置の簡素化を図ることができる。これによって従来の周辺切開にかかる労力を削減することができる。

【0213】

なお、実施例13では、超音波処置装置3をビデオスコープ2の挿入部222内に挿入した場合について説明したが、本発明はこれに限らず、たとえば図91の変形例に示すように、超音波処置装置3を、ビデオスコープ2の把持部221cに固定された内視鏡固定治具260と、保持部材261でビデオスコープ2に外付けすることも可能である。この場合には、円筒形状の内視鏡固定治具260内に可撓性シース256を通し、複数の保持部材261で可撓性シース256をビデオスコープ2の挿入部222に沿わせるように保持させることで、超音波処置装置3をビデオスコープ2に外付けして配置することで、被処置部の処置を可能にしている。

10

【実施例14】

【0214】

図92は、実施例14にかかる超音波処置装置の先端部分の構成を示す側断面図である。この実施例は、可撓性シース256の中に液体が浸入するのを防ぐものである。すなわち、この実施例では、ホーンカバー253と可撓性シース256を接着剤などで接着して一体に構成する。このような構成にすると、ホーンカバー253も可撓性シース256とともに操作部の操作で回転しないようにするため、図92中の断面が逆コ字形状の先端カバー252とホーンカバー253の間にリング265を配設し、先端カバー252およびコイルシャフト254内の水密を保持するとともに、回転の摺動性を可能に構成する。なお、先端カバー252の基端側は開口し、この開口部とコイルシャフト254は、実施例13と同様に、カバー押え部255によって連結されている。

20

【0215】

また、超音波振動子250は、ボルト266でホーン250bおよび裏打板250zとねじ止めして、円筒形状の圧電素子250dを挟持することで、全構成部材を組み付ける構成になっている。この実施例では、実施例13のフランジ250cの代わりに、先端カバー252の側壁252bをホーン250bと圧電素子250dの間に挟んで、ボルト266をねじ止めすることで、超音波振動子250と一体に組み付ける。なお、先端カバー252は、アルミナやPEEKなどの絶縁物質で形成してもよいし、ステンレスで内面にテフロンなどの絶縁コートを施したものでよい。

30

【0216】

また、操作部231では、図93に示すように、ベース231bが可撓性シース256と接着剤などで接着されて一体化され、ハウジング231aとベース231b間には、リング231iが嵌合されており、可撓性シース256内への水密を保持している。また、ハウジング231aと押え部231c間にも、リング231jが嵌合されている。

【0217】

チューブ231eは、ステンレスで形成され、コイルシャフト254にロー付けされた状態でハウジング231aとねじ止めされて固定されており、可撓性シース256の水密性は保たれ、かつコイルシャフト254の回転性も確保される。なお、ねじは、樹脂素材で形成されている。

40

【0218】

したがって、ハンドル231dを回転させると、ベース231b、押え部231cおよび可撓性シース256は回転せずに、ハウジング231a、チューブ231eおよびコイルシャフト254が同時に回転し、この回転に追従して先端処置部の先端面部を回転させることができる。

【0219】

この実施例では、実施例13と同様の効果を奏するとともに、先端カバー側および操作部側で可撓性シースの水密構造をとることができるので、可撓性シース内への水分の浸入を防ぐことができる。

50

【実施例 15】

【0220】

図94は、実施例15にかかる超音波処置装置の先端部分の構成を示す側断面図であり、図95は、図94のC-C断面を示す断面である。これら図において、実施例13と異なる点は、超音波振動子250は、先端処置部250aの長手方向の中心軸に、中空の処置用管270が形成されており、この処置用管270の後端には、処置用のチューブ271が接続されている。このチューブ271の他端は、コイルシャフト254内および操作部231を介して、吸引装置(図40の吸引装置6と同様)またはシリンダ(図42のシリンダ7と同様)に接続されている。この構成により、処置用管270から流入してくる乳化するいは粉碎された生体組織や不要な体液などは、吸引装置の吸引動作によってチューブ271を通過して、超音波処置装置3の外部に排出することが可能となる。また、シリンダによってチューブ271に流入してくる生理食塩水や薬液などの流体は、処置用管270を介して処置用管270の先端から外部に噴射される。

10

【0221】

次に、この超音波処置装置の処置動作を図81、図96～図107の図面に基づいて説明する。ここで、超音波処置装置の処置手順は、実施例13と同様なので図81のフローチャートを用いて説明する。図96～図107は、切開手術における各処置手順の工程を示す状態図である。

【0222】

これら図において、まず内視鏡装置1の挿入部222を被検体内に挿入し(ステップ301)、処置したい被処置部を観察部を用いて視野内に配置させて察知する(ステップ302)。次に、被処置部を察知したら、この被処置部に挿入部222の先端部を近づけるとともに、チューブ271に色素剤を注入したシリンダを取り付けて、この色素剤を、チューブ271を介して、挿入部222先端に設けられた超音波振動子250の処置用管270から、図96に示すように、被処置部Bに散布する(ステップ303)。なお、この散布の際には、超音波駆動装置4から超音波振動子250に電力信号を供給し、超音波振動を発生させて、色素剤を霧状に散布するのが好ましい。

20

【0223】

次に、配線251を介して高周波駆動装置5から超音波振動子250の電極250eに電流信号を供給することで、先端処置部250aを電気メスとして機能させる。そして、図97に示すように染色された被処置部Bの周囲の生体組織を、電気メスの機能を有する先端処置部250aで焼いて、認識可能にマーキングCを行う(ステップ304)。

30

【0224】

その後、局注液(たとえば生理食塩水やグリセオールなど)を注入したシリンダをチューブ271に取り付けて、図98に示すように先端処置部250aの先端を、マーキングCの外側から被処置部Bの下部に差し込み、局注液を超音波振動子250の処置用管270から注入して、被処置部Bを含む生体組織を隆起させる(ステップ305)。

【0225】

次に、ハンドル231dを回転させることによって先端処置部250aを回転させ、被処置部Bに対して先端処置部250aを所望の角度にする。この実施例では、隆起した被処置部Bに対して先端処置部250aの先端面部250iの長手方向が水平になるように、先端処置部250aを回転させる(ステップ306)。

40

【0226】

次に、超音波振動を発生させて、先端処置部250aで隆起した生体組織(粘膜D)の周辺切開を図99～図101に示すように行って、粘膜Dを全周に渡って切開する(ステップ307)。さらに、この実施例では、図102に示すように上記粘膜Dの下に存在する粘膜下層Eの剥離を行う(ステップ308)。この際には、先端処置部250aを先端面部250iの長手方向の長さ分だけ移動させながら、順次周辺切開を行っていく。さらに、この場合には、チューブ271に吸引装置を接続させて、図103に示すように超音波処置で破碎された粘膜下層Eのゼリー状物質を吸引して外部に放出する。また、図10

50

3、図104に示す繊維質Fや血管などに対しては、電気メス機能を選択し焼いて切断することで、硬い組織の切断を容易にするとともに、血管からの止血を行う。

【0227】

また、出血がある場合には（ステップ309）、電気メスの機能を用いて止血処置を行う（ステップ310）。この止血処置の際には、たとえば図105に示すように、シリンダ7から生理食塩水を送液しながら、高周波電流で出血部位Gの止血処置を行うと視界良く処置作業ができる。また、シリンダの代わりに、吸引装置をチューブ271に取り付け、図106に示すように、出血部位Gからの出血を吸引しても良く、この吸引を行いながら超音波処置を行なっても良い。さらに、止血剤を注入したシリンダをチューブ271に取り付け、図107に示すように、先端処置部250aの先端を出血部位Gに穿刺して止血剤を注入することで、止血処置を行なっても良い。また、切除された組織標本の回収には、上記超音波処置装置3に代えて、たとえば鉗子挿入口221dから先端部のチャンネルに、図示しない把持鉗子を挿入し、この把持鉗子で組織標本を把持して取り出すことができる。

10

【0228】

なお、この実施例では、超音波振動と電気メスの機能を別々に駆動させたが、本発明はこれに限らず、処置工程に応じて、たとえば粘膜下層の剥離工程では、超音波振動と電気メスのいずれか一方、または両機能を同時に駆動させることも可能である。

【0229】

このように、この実施例では、被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有する処置部を、操作部と回転追従性があるコイルシャフトで回転させ、被処置部に対して、先端面部を所望の方向（角度）で処置が可能なように設定することができるので、超音波処置装置の処置能力の向上を図ることができる。

20

【0230】

また、この実施例では、超音波処置装置が超音波振動と電気メスとの機能を有する処置部を備え、生体組織の周辺切開を超音波振動で行って、生体組織を破砕し、その他の切開はいずれかの機能を選択して行うので、切り取りたい組織標本の熱損傷を防止し、適切な組織標本を得ることができて、処置の簡素化を図ることができる。これによって従来の周辺切開にかかる労力を削減することができる。

【0231】

また、この実施例では、超音波振動子の処置部が中空形状の中空部を有し、薬剤散布や局注の工程を、上記中空部を介して行うので、工程毎に超音波振動子をたとえば注射針付き処置具や散布チューブに切り替える必要がなく、生体組織の切開にかかる処置の簡素化は図ることができる。

30

【0232】

また、この実施例では、超音波と高周波による処置を兼用できる処置部を備えたので、この超音波と高周波の選択のために処置具を入れ替える必要がなく、切開手術を簡便、かつ迅速に行うことができる。

【0233】

なお、先端処置部の構成は、実施例の構成に限らず、種々のものが考えられる。以下に変形例の構成を説明する。

40

【0234】

図108A乃至図130は、本発明の実施例13の変形例を示す。実施例1と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。これら変形例は、処置または処置対象に応じて最適な処置部を提供するものである。

【0235】

図108Aおよび図108Bに示されるように、変形例1の太径部250gでは、実施例13と同様に、先端面全体に保持部としての凹部250hが形成されており、この凹部250hは、先端面の両長辺に平行な断面において、先端側に向かって開口する半円形形状になっている。

50

【 0 2 3 6 】

図 1 0 9 A および図 1 0 9 B に示されるように、変形例 2 の太径部 2 5 0 g の先端面には、溝形状の凹部 2 5 0 h が先端面の略中央で、先端面の短辺に略平行に延設されている。この溝形状の凹部 2 5 0 h における長手方向に垂直な断面は、略正方形形状である。

【 0 2 3 7 】

図 1 1 0 A および図 1 1 0 B に示されるように、変形例 3 の太径部 2 5 0 g の先端面には、溝形状の第 1 および第 2 の凹部 2 5 0 h 1 , 2 5 0 h 2 が十字状に形成されている。すなわち、溝形状の第 1 および第 2 の凹部 2 5 0 h 1 , 2 5 0 h 2 は、それぞれ先端面の短辺および長辺に略平行に先端面の略中央に配置されており、溝形状の第 1 および第 2 の凹部 2 5 0 h 1 , 2 5 0 h 2 における長手方向に垂直な断面は、略正方形形状である。

10

【 0 2 3 8 】

図 1 1 1 A および図 1 1 1 B に示されるように、変形例 4 の太径部 2 5 0 g の先端面には、溝形状の複数の凹部 2 5 0 h 3 が先端面の短辺に略平行に隙間なく並設されている。これら溝形状の複数の凹部 2 5 0 h 3 における長手方向に垂直な断面は、先端側に向かって開口する略三角形形状である。

【 0 2 3 9 】

図 1 1 2 A および図 1 1 2 B に示されるように、変形例 5 の太径部 2 5 0 g の先端面には、変形例 4 と同様に、溝形状の複数の凹部 2 5 0 h 4 が先端面の短辺に略平行に隙間なく並設されている。これら溝形状の複数の凹部 2 5 0 h 4 における長手方向に垂直な断面は、先端側に向かって開口する略半円形形状である。

20

【 0 2 4 0 】

図 1 1 3 A および図 1 1 3 B に示されるように、変形例 6 の太径部 2 5 0 g の先端面には、溝形状の複数の凹部 2 5 0 h 5 が、膳端面の長辺方向に所定の距離だけ離間して、先端面の短辺に略平行に並設されている。これら溝形状の複数の凹部 2 5 9 h 5 における長手方向に垂直な断面は略正方形形状である。

【 0 2 4 1 】

図 1 1 4 A および図 1 1 4 B に示されるように、変形例 7 の太径部 2 5 0 g の先端面には、溝形状の複数の凹部 2 5 0 h 6 が、碁盤目状に延設されている。すなわち、溝形状の複数の凹部 2 5 0 h 6 が、先端面の長手方法に所定の距離だけ離間して、先端面の短辺方向に所定の距離だけ離間して、先端面の長辺に略平行に並設されている。これら溝形状の複数の凹部 2 5 0 h 6 における長手方向に垂直な断面は略正方形形状である。

30

【 0 2 4 2 】

図 1 1 5 A および図 1 1 5 B に示されるように、変形例 8 では、太径部 2 5 0 g において、先端面部 2 5 0 i に保持部としての粗面部 2 5 0 j を配設している。

【 0 2 4 3 】

図 1 1 6 A および図 1 1 6 B に示されるように、変形例 9 の太径部 2 5 0 g は、その中心軸が細径部 2 5 0 f と同軸な略短円柱形状である。太径部 2 5 0 g の先端面全体に保持部としての凹部 2 5 0 h 7 が形成されており、この凹部 2 5 0 h 7 は、細径部 2 5 0 f の中心軸に略直交する略直線形状の基底を有する。そして、凹部 2 5 0 h 7 は、その基底に垂直な断面において、先端側に向かって開口する略三角形形状である。

40

【 0 2 4 4 】

図 1 1 7 A および図 1 1 7 B に示されるように、変形例 1 0 の太径部 2 5 0 g は、その中心軸が細径部 2 5 0 f と同軸な略短三角柱形状である。太径部 2 5 0 g の先端面全体に凹部 2 5 0 h 8 が生成されており、この凹部 2 5 0 h 8 は、細径部 2 5 0 f の中心軸に略直交し、略三角柱形状の頂角部を通る略直線形状の基底を有する。そして、凹部 2 5 0 h 8 は、その基底に垂直な断面において、先端側に向かって開口する略三角形形状である。

【 0 2 4 5 】

図 1 1 8 A および図 1 1 8 B に示されるように、変形例 1 1 の太径部 2 5 0 g は、その中心軸が細径部 2 5 0 f と同軸な略短菱形柱形状である。太径部 2 5 0 g の先端面全体に

50

凹部 250h9 が形成されており、この凹部 250h9k は、細径部 250f の中心軸に略直交し、略菱形柱形状の対向する両頂角部を通る略直線形状の基底部を有する。そして、凹部 250h9 は、その基底部に垂直な断面において、先端側に向かって開口する略三角形形状である。

【0246】

図 119A ~ 図 119C に示されるように、変形例 12 の太径部 250g は、細径部 250f の中心軸に垂直な断面の略長方形形状の短辺の長さを、基端面において細径部 250f の直径よりも長く、先端面において短くなるように連続的に変化させたものである。

【0247】

図 120A ~ 図 120C に示されるように、変形例 13 の太径部 250g は、細径部 250f の中心軸に垂直な断面の略長方形形状の短辺の長さを、細径部 250f の直径よりも小さくしたものである。

【0248】

図 121 に示されるように、変形例 14 では、細径部 250f と太径部 250g との接続部において、強度向上のために R 面取あるいは C 面取を形成している。

【0249】

図 122A および図 122B は、変形例 15 であり、細径部 250f と太径部 250g との接続部に、ナイフ状のエッジ部 250k が細径部 250f の長手方向に延設されている。処置対象に切開処置を行う場合には、先端処置部 250a を超音波振動させてエッジ部 250k をその延設方向に縦振動させ、エッジ部 250k によって処置対象に切開処置を行っており、切開効率が向上されている。

【0250】

図 123A ~ 図 124C は、変形例 16, 17 を示す。図 123A ~ 図 123C に示されるように、変形例 16 の細径部 250f は、その中心軸に垂直な断面が略菱形形状になっている。そして、この菱形形状の各頂点に対応して、細径部 250f には第 1 ~ 第 4 のエッジ部 250k が細径部 250f の軸方向に延設されている。また、図 124A ~ 図 124C に示されるように、変形例 17 の細径部 250f は、その中心軸に垂直な断面が略三角形形状になっている。そして、この三角形形状の各頂点に対応して、細径部 250f には第 1 ~ 第 3 のエッジ部 250k が細径部 250f の軸方向に延設されている。変形例 16, 17 の超音波処置装置によって処置対象に切開処置を行う場合には、先端処置部 250a を超音波振動させてエッジ部 250k をその延設方向に縦振動させ、エッジ部 250k が処置対象と所望の位置になるように回転させて、エッジ部 250k を生体組織に押圧することにより切開処置を行う。

【0251】

図 125 は、変形例 18 である。この変形例では、先端処置部 250a は円柱形状になっており、先端は円形の先端面部 250i を有する。この先端面部 250i には、その直径方向に延びている溝形状の第 1 及び第 2 の凹部 53a, 53b が形成されている。これら第 1 および第 2 の凹部 250h10, 250h11 によって、それぞれ生体組織を保持する保持部が形成されている。なお、第 1 及び第 2 の凹部 250h10, 250h11 は互いにほぼ直交している。

【0252】

図 126 は、変形例 19 を示す。変形例 18 と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。この変形例では、第 1 の凹部 250h10 の幅が第 2 の凹部 250h11 の幅よりも大きくなっている。太さの異なる複数の血管が走行している箇所など、生体組織には様々な幅の細長い隆起部が形成されている箇所がある。このような箇所を処置する場合には、幅広の隆起部に対しては第 1 の凹部 250h10 を用いて生体組織を保持し、幅の狭い隆起部に対しては第 2 の凹部 250h11 を用いて生体組織を保持する。このように、この変形例では、生体組織の細長い隆起部の幅に応じて、幅広の第 1 の凹部 250h10 と幅の狭い第 2 の凹部 250h11 とを選択的に用いている。このため、凹部 250h10, 250h11 の幅に対して隆起部の幅が大きすぎたり、小さ

10

20

30

40

50

すぎたりして生体組織を十分に保持できない事態を回避することが可能となっている。

【0253】

図127は、変形例20を示す。この変形例の先端処置部250aの先端面部250iには、保持部としての凸部250mが形成されている。この凸部250mの頂面によって第1の押圧面250nが形成されており、先端面部250iの凸部250mが形成されていない部分によって第2の押圧面250pが生成されている。そして、第1の押圧面250nと第2の押圧面250pとの間には、凸部250mの側面部によって段差250qが形成されている。この変形例では、先端面部250iを横切って直線状に段差250qが配置され、第1の押圧面250nは第2の押圧面250pよりも小さくなっている。

【0254】

図128は、変形例21を示す。この変形例の先端処置部250aは、保持部の特徴を示す指標250r, 250sを有する。すなわち、先端処置部250aの構成は、図3の変形例18の先端処置部250aの構成とほぼ同様である。ただし、先端処置部250aの先端面部250iには、第1および第2の凹部250h10, 250h11の配置を示す第1および第2の指標250r, 250sが配置されている。これら第1および第2の指標250r, 250sは、楕円形であり、溝形状の第1および第2の凹部250h10, 250h11の一端部に、超音波振動子250の軸方向に対してアラインメントされて配置されている。第1および第2の指標250r, 250sによって第1および第2の凹部250h10, 250h11の配置の見当をつけることが可能となっている。

【0255】

図129は、変形例22を示す。この変形例では、凹部250h12の種類に応じて、長方形の指標250tを用いている。このため、指標250tを視認することにより、凹部の種類と凹部の回転方向を認識することが可能となっている。

【0256】

図130は、変形例23を示す。この変形例の先端処置部250aでは、先端処置部250aの先端面部250iに第1および第2の凹部250h10, 250h11の配置および種類を示す第1および第2の指標250u, 250vが配置されている。第1の指標250uは、楕円形であり、幅広の溝形状の第1の凹部250h10の一端部に、超音波振動子250の軸方向に対してアラインメントされて配置されている。一方、第2の指標250vは、第1の指標250uよりも小さい楕円形であり、幅の狭い溝形状の第2の凹部250h11の一端部に、超音波振動子250の軸方向に対してアラインメントされて配置されている。これら第1および第2の指標250u, 250vによって、第1および第2の凹部250h10, 250h11の配置の見当をつけることが可能であり、また、第1の指標250uと第2の指標250vの大きさの違いにより、幅広の第1の凹部250h10と幅の狭い第2の凹部250h11との種類を区別することが可能となっている。

【0257】

本発明では、上述した先端処置部の各種変形例を用いて、コイルシャフトの回転に追従させて回転させ、先端面部の方向性を所望の方向に移動させることで、超音波処置装置の処置能力の向上を図ることができる。

【0258】

なお、これら実施例では、挿入部が可撓性を有する小型の軟性内視鏡の場合を一例に説明したが、本発明はこれに限らず、内視鏡装置全般に本発明にかかる超音波処置装置を用いることが可能であり、上述した実施例と同様の効果を得ることが可能である。

【産業上の利用可能性】

【0259】

以上のように、本発明にかかる超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法は、医療用観察装置としての内視鏡に用いる超音波処置装置に有用であり、特に、超音波処置装置の処置能力の向上を図ることに適している。

10

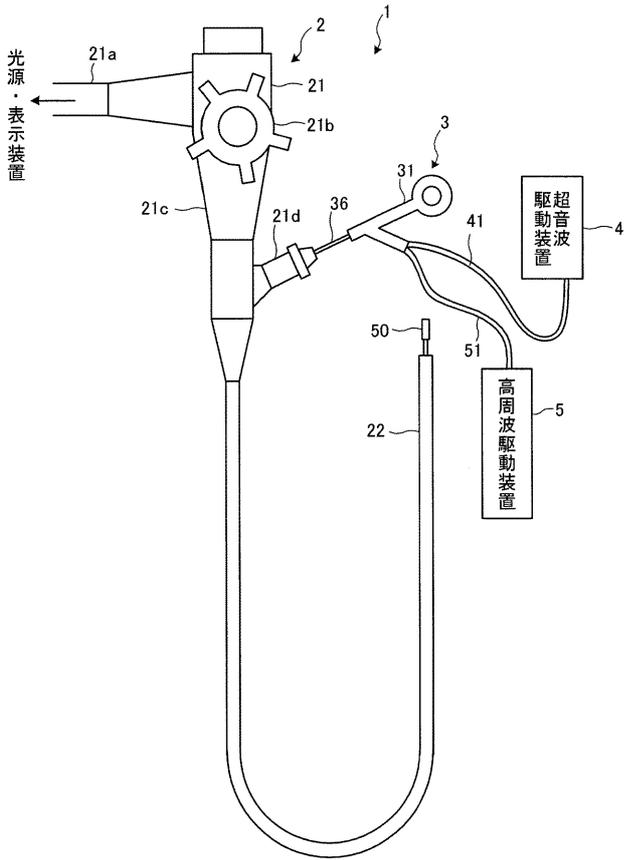
20

30

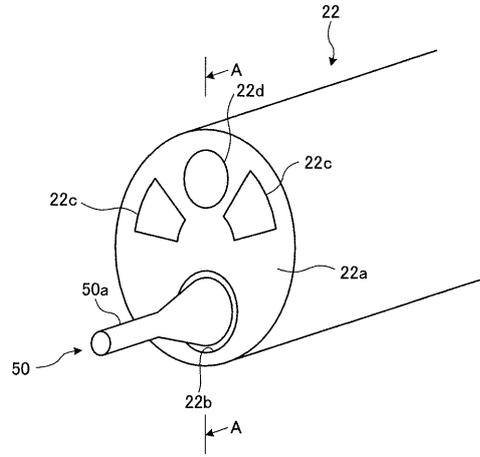
40

50

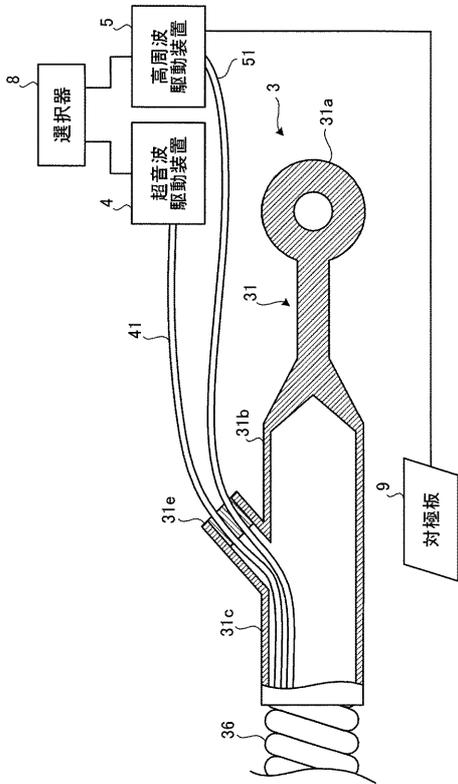
【 図 1 】



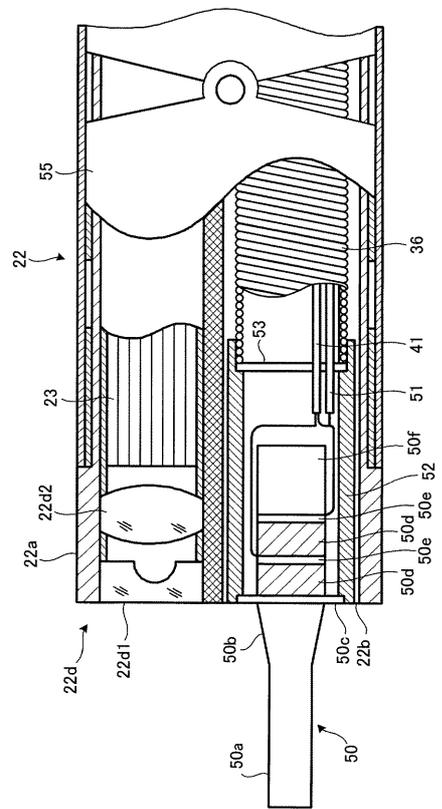
【 図 2 】



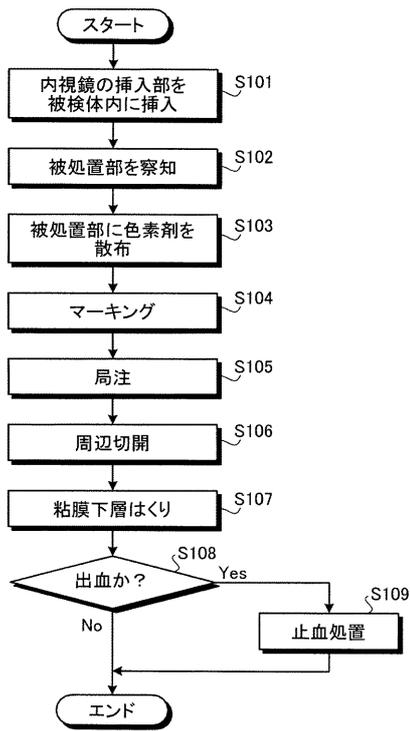
【 図 3 】



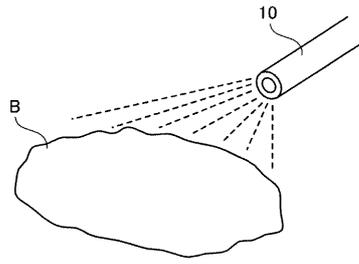
【 図 4 】



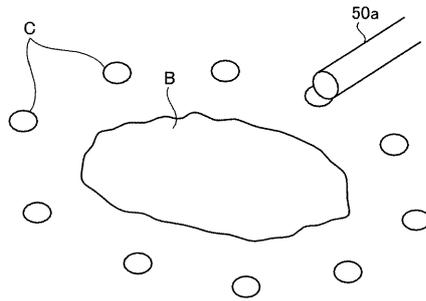
【 図 5 】



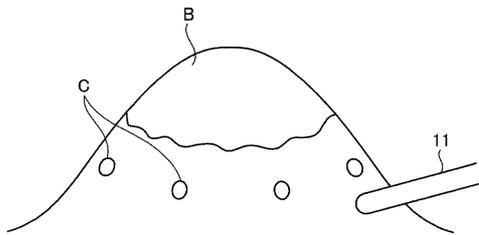
【 図 6 】



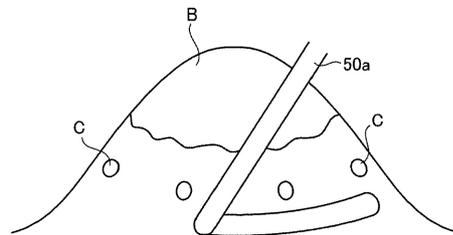
【 図 7 】



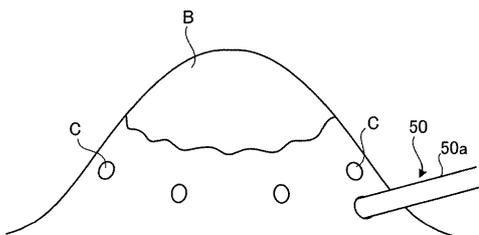
【 図 8 】



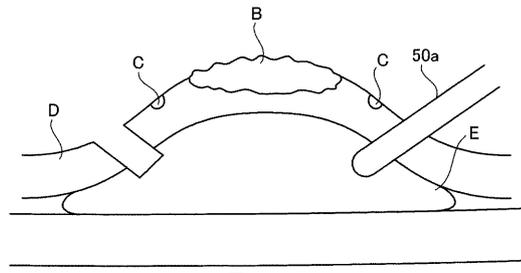
【 図 10 】



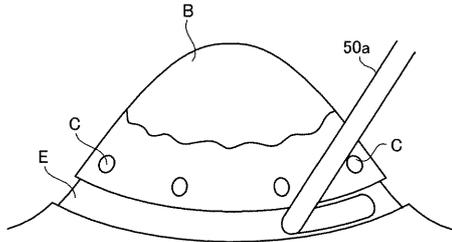
【 図 9 】



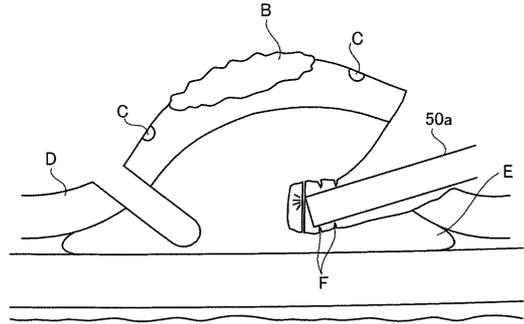
【 図 11 】



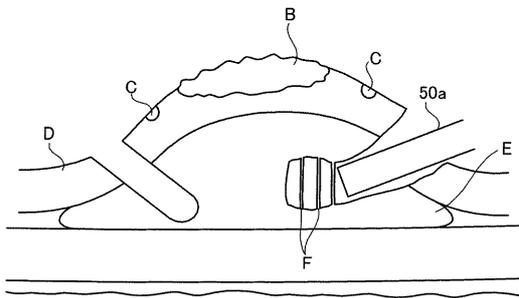
【 図 1 2 】



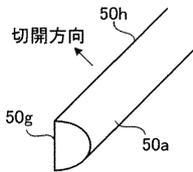
【 図 1 4 】



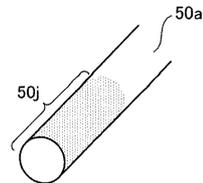
【 図 1 3 】



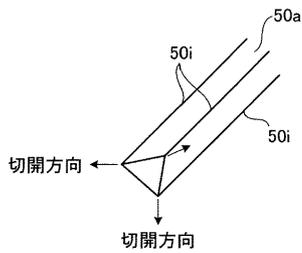
【 図 1 5 】



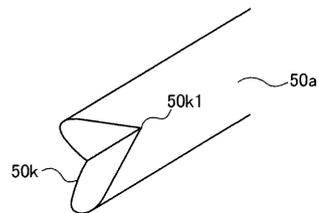
【 図 1 7 】



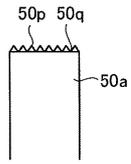
【 図 1 6 】



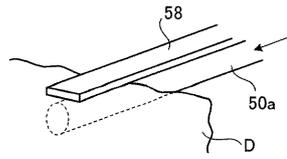
【 図 1 8 】



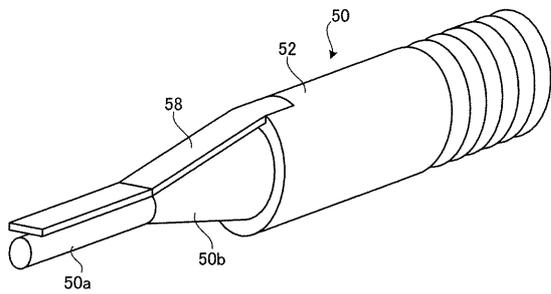
【 図 1 9 】



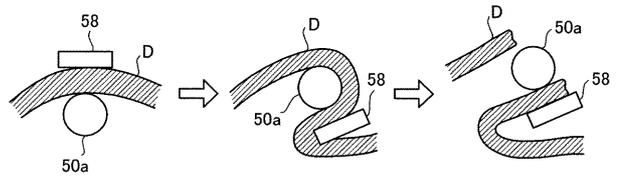
【 図 2 1 】



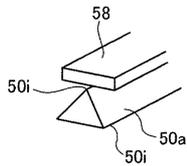
【 図 2 0 】



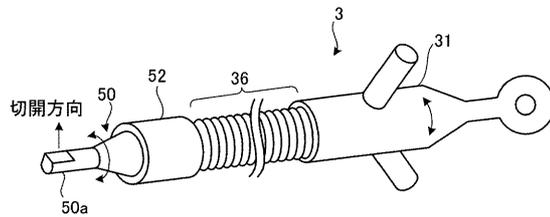
【 図 2 2 】



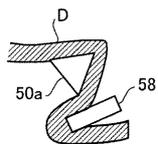
【 図 2 3 】



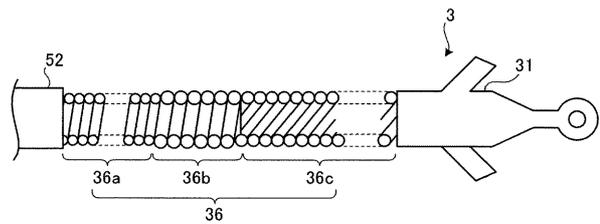
【 図 2 5 】



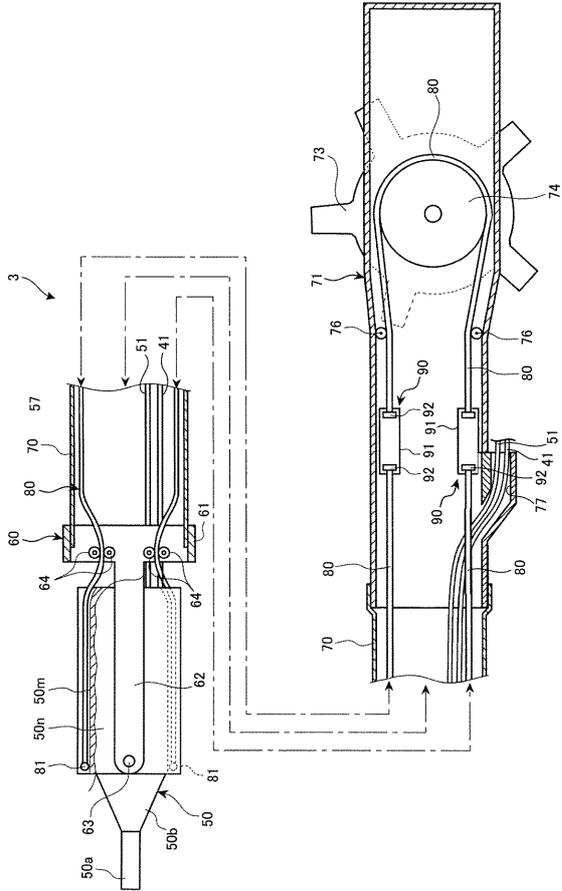
【 図 2 4 】



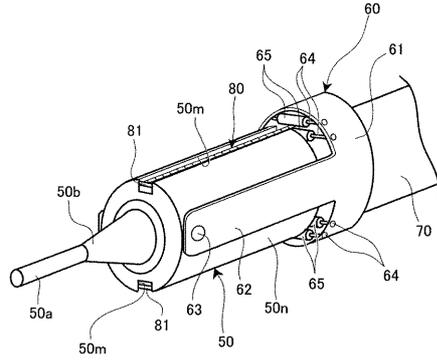
【 図 2 6 】



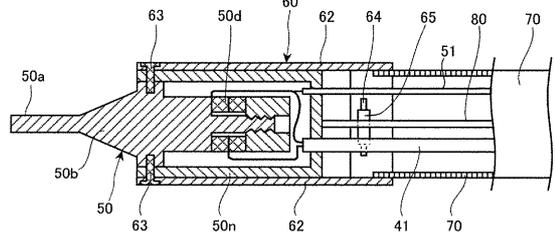
【 図 2 7 】



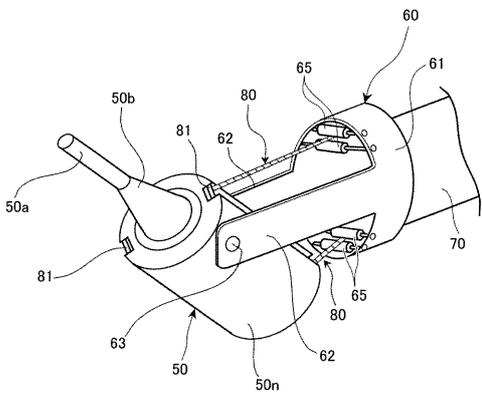
【 図 2 8 】



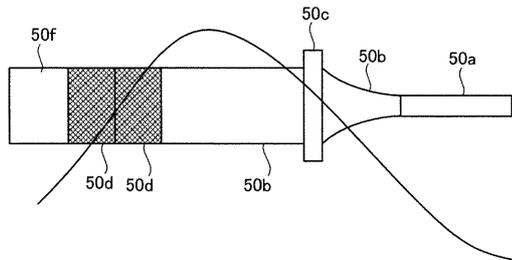
【 図 2 9 】



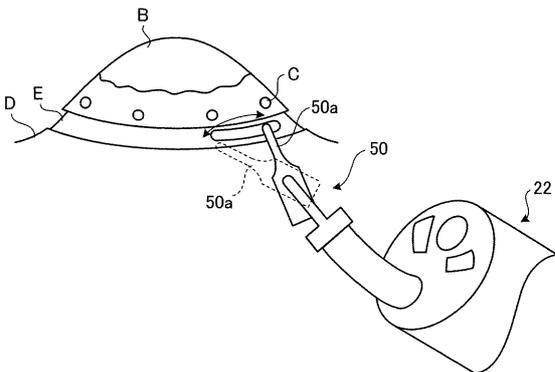
【 図 3 0 】



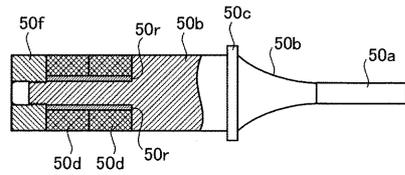
【 図 3 2 】



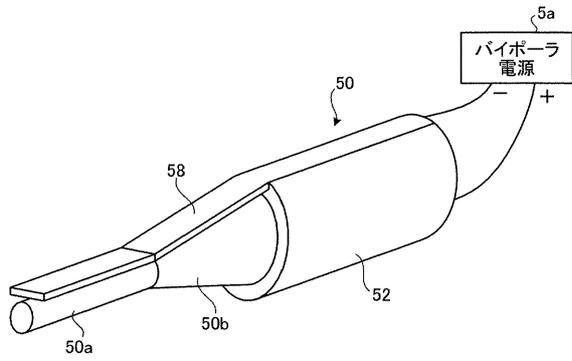
【 図 3 1 】



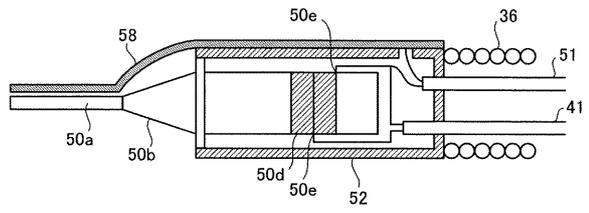
【 図 3 3 】



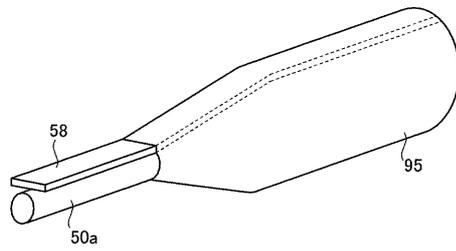
【図34】



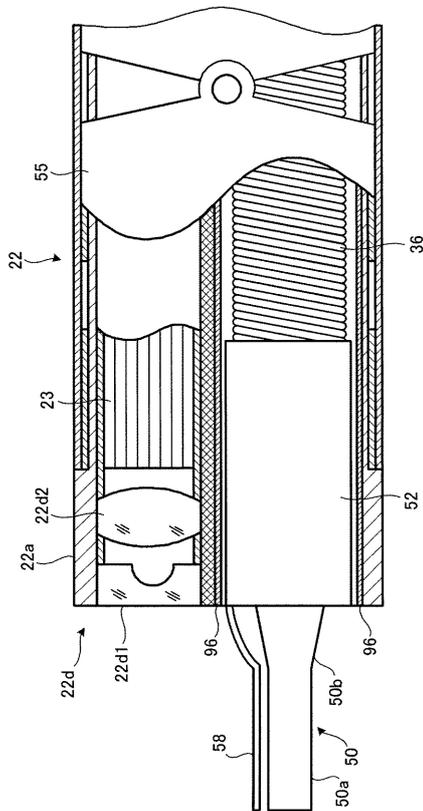
【図35】



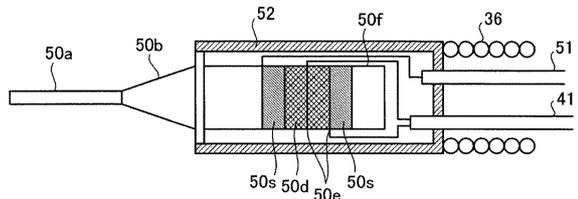
【図36】



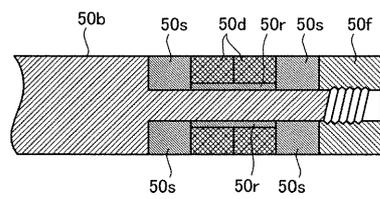
【図37】



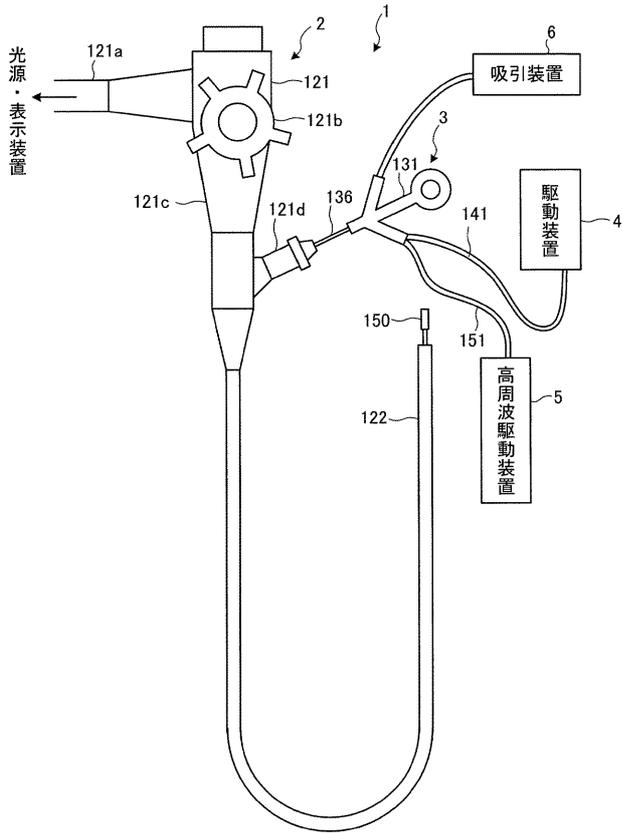
【図38】



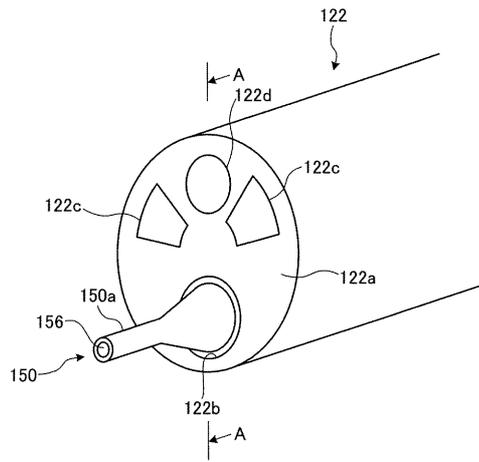
【図39】



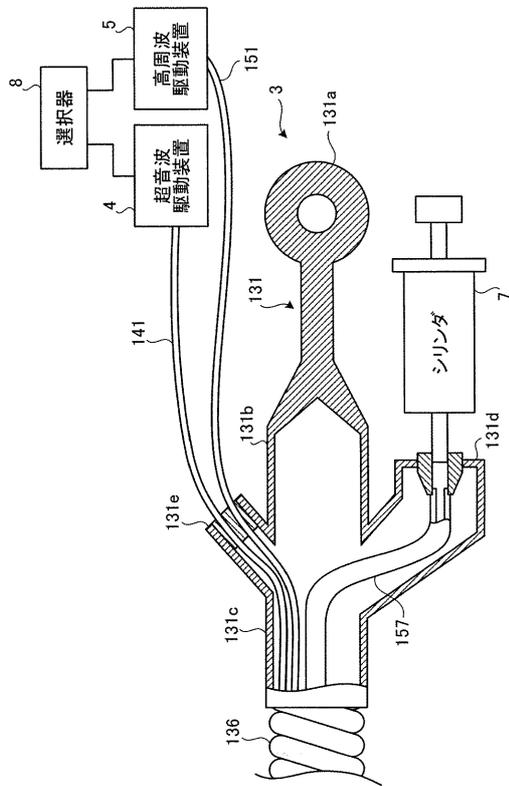
【図40】



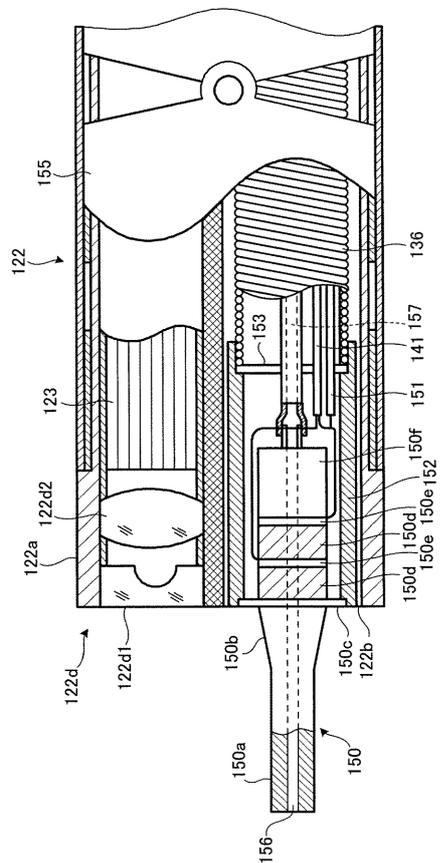
【図41】



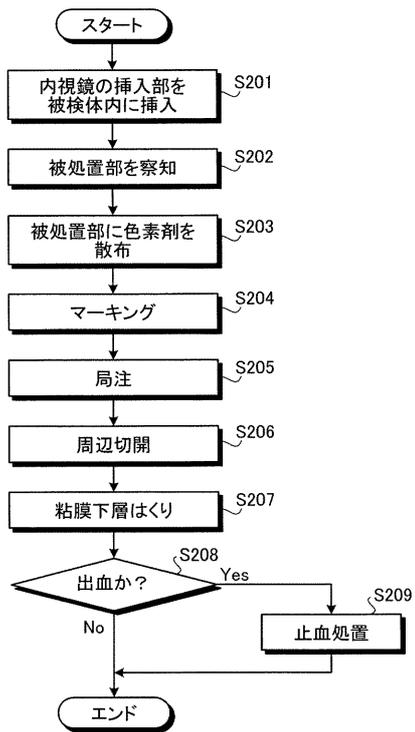
【図42】



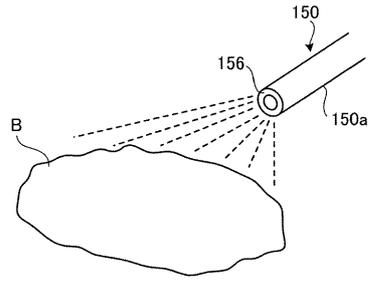
【図43】



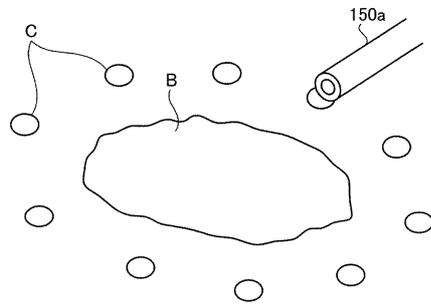
【 図 4 4 】



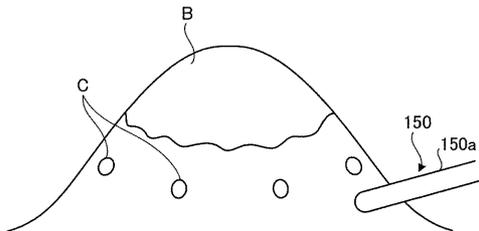
【 図 4 5 】



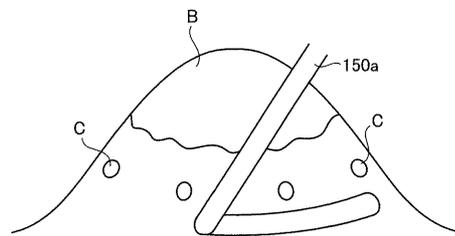
【 図 4 6 】



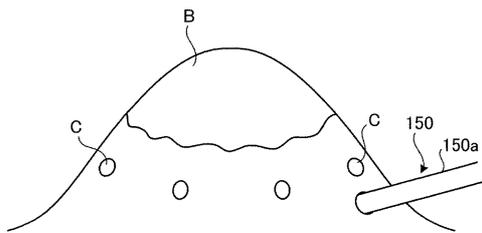
【 図 4 7 】



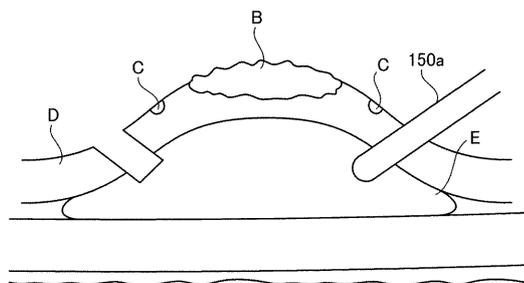
【 図 4 9 】



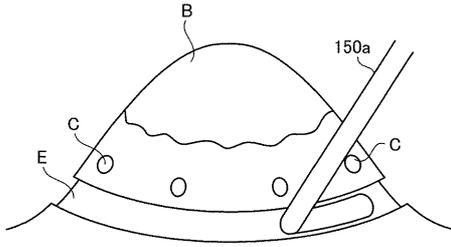
【 図 4 8 】



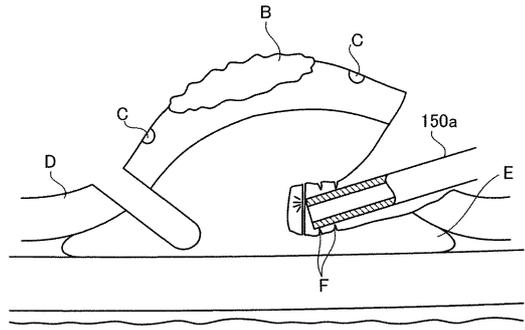
【 図 5 0 】



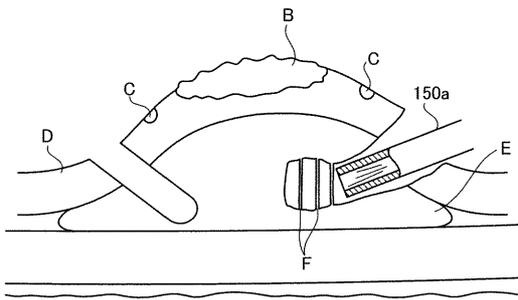
【 図 5 1 】



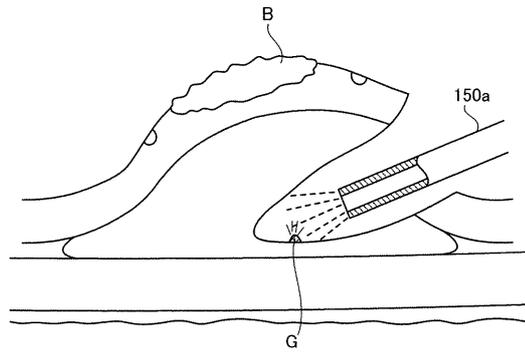
【 図 5 3 】



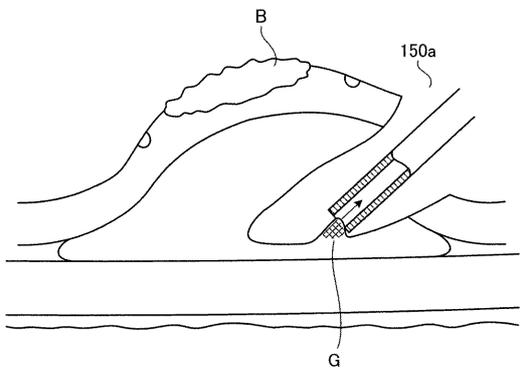
【 図 5 2 】



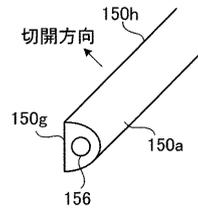
【 図 5 4 】



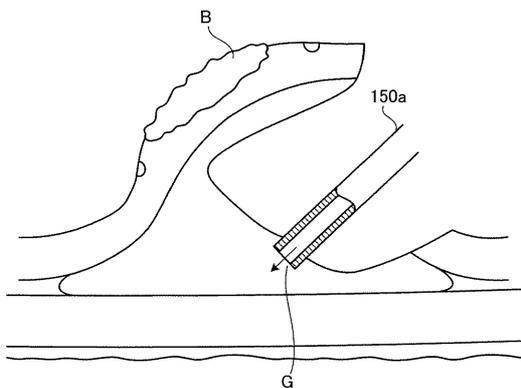
【 図 5 5 】



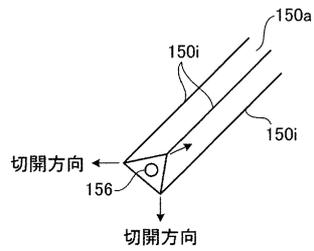
【 図 5 7 】



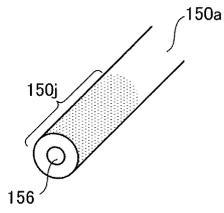
【 図 5 6 】



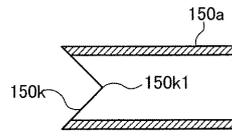
【 図 5 8 】



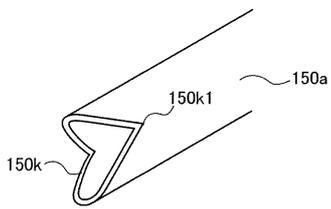
【 図 5 9 】



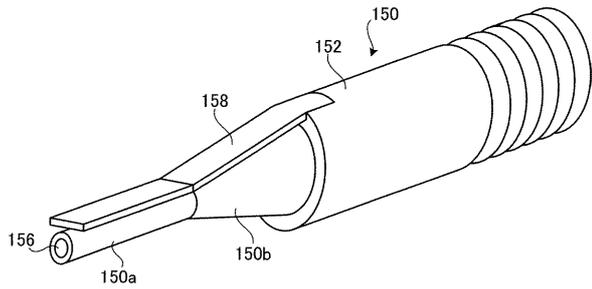
【 図 6 1 】



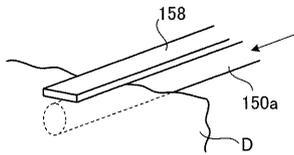
【 図 6 0 】



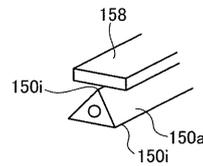
【 図 6 2 】



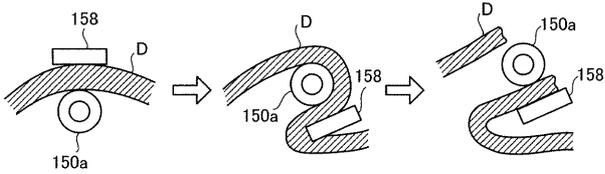
【 図 6 3 】



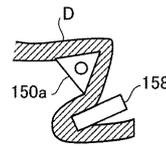
【 図 6 5 】



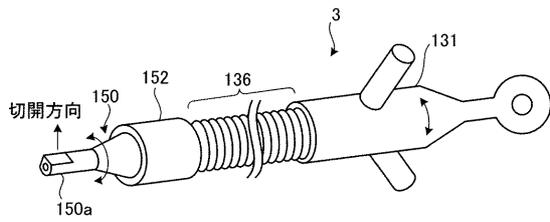
【 図 6 4 】



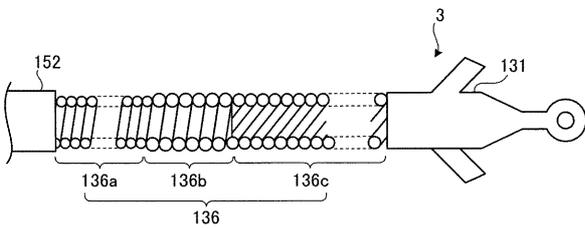
【 図 6 6 】



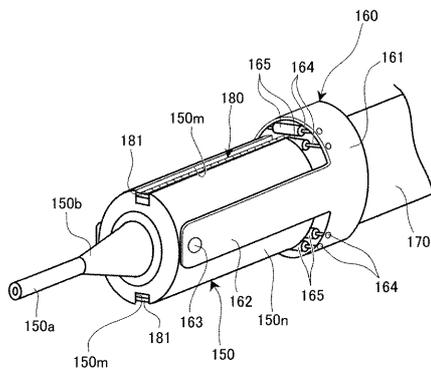
【図 67】



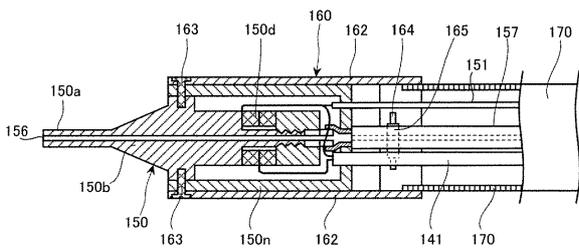
【図 68】



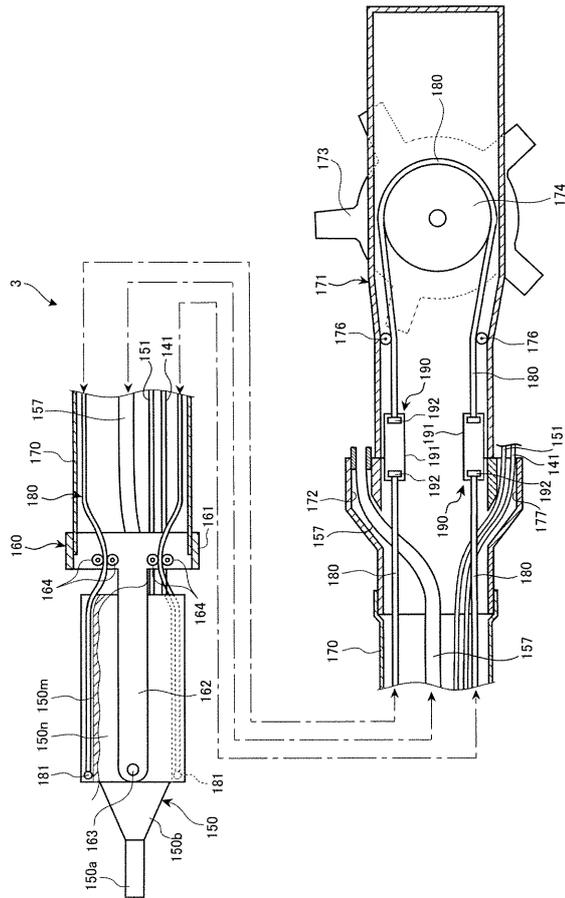
【図 70】



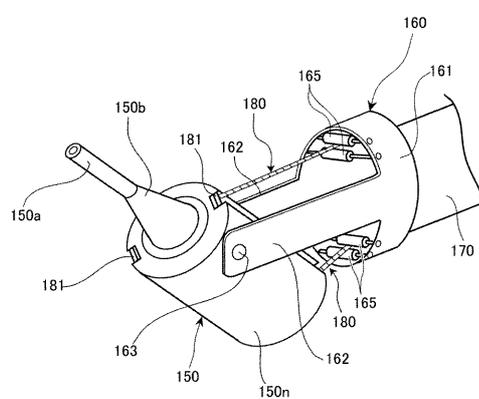
【図 71】



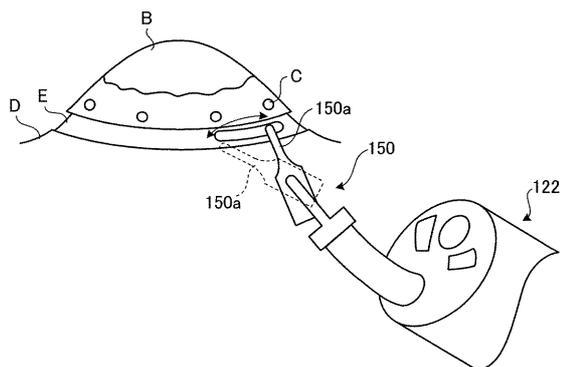
【図 69】



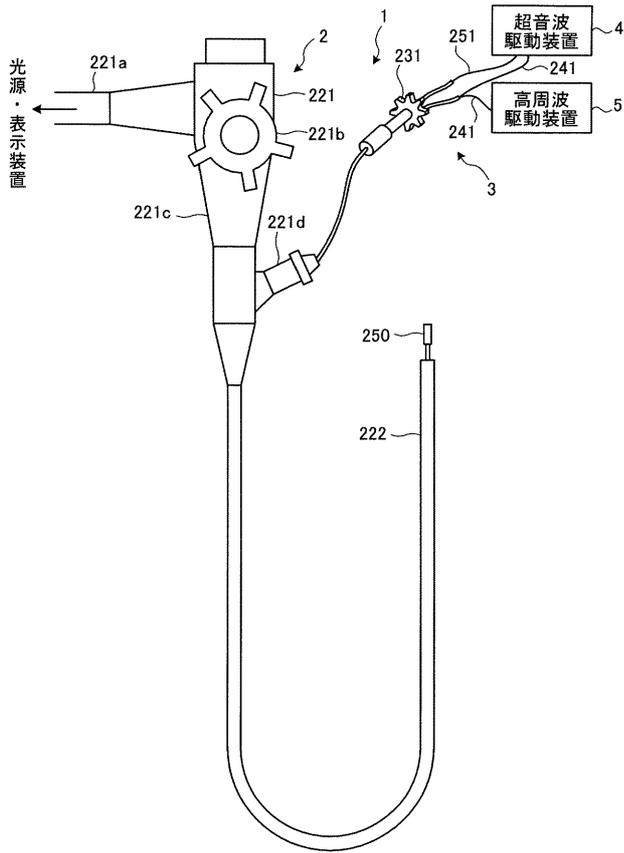
【図 72】



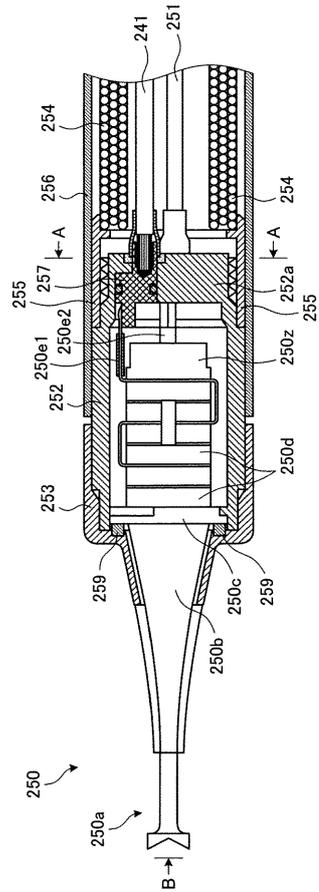
【図 73】



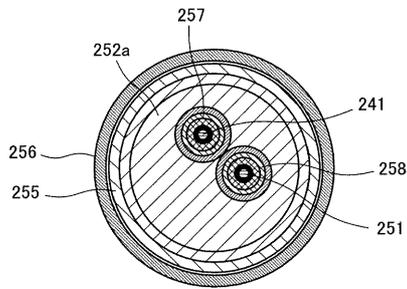
【 図 7 4 】



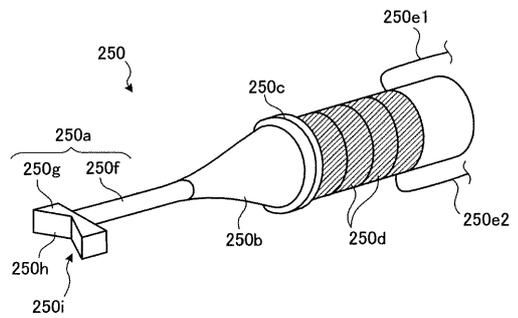
【 図 7 5 】



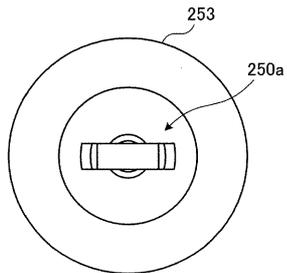
【 図 7 6 】



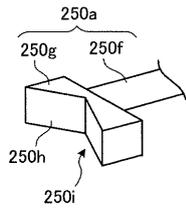
【 図 7 8 】



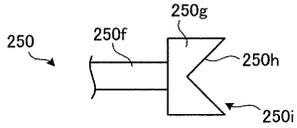
【 図 7 7 】



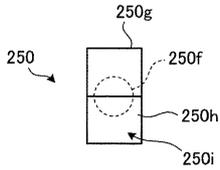
【図79A】



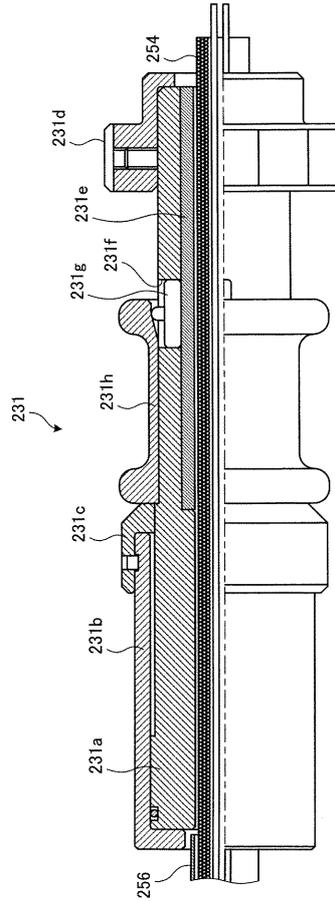
【図79B】



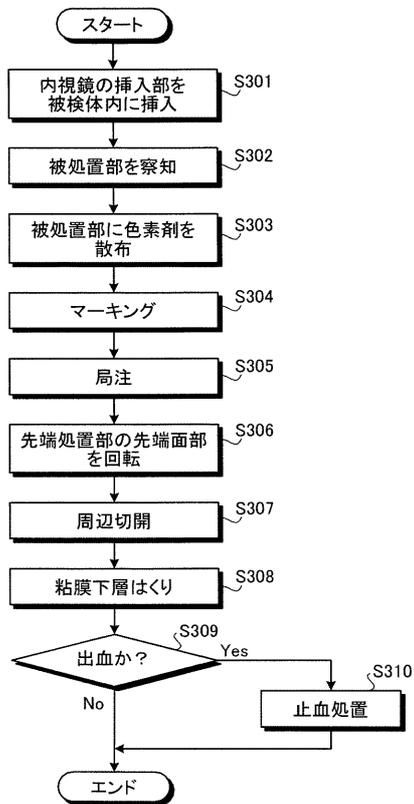
【図79C】



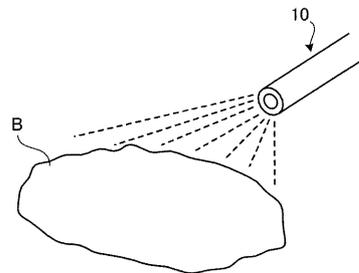
【図80】



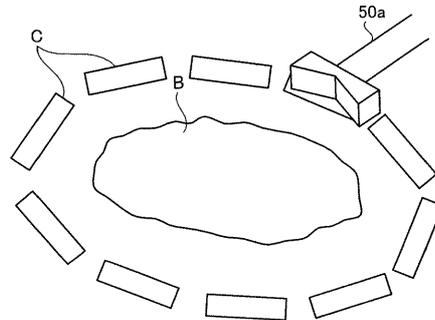
【図81】



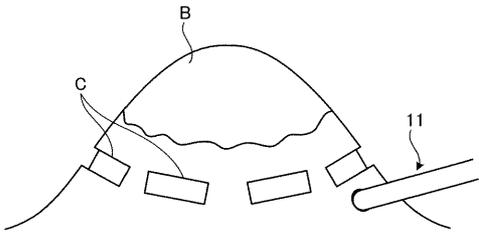
【図82】



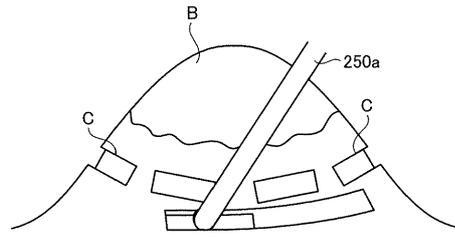
【図83】



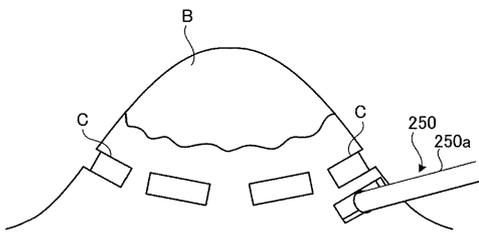
【 図 8 4 】



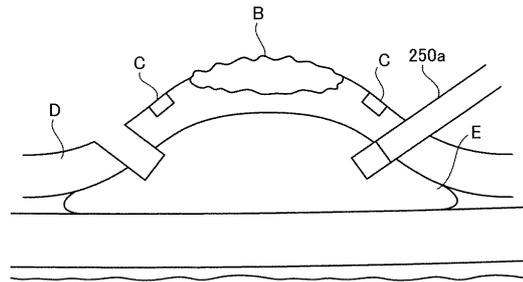
【 図 8 6 】



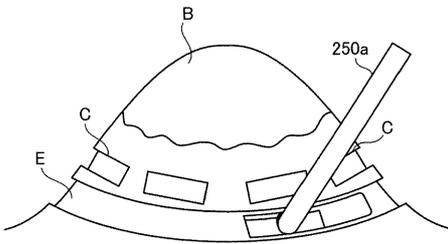
【 図 8 5 】



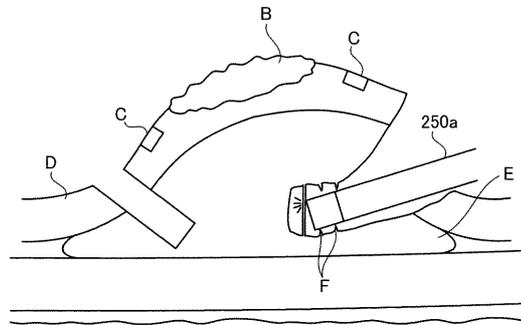
【 図 8 7 】



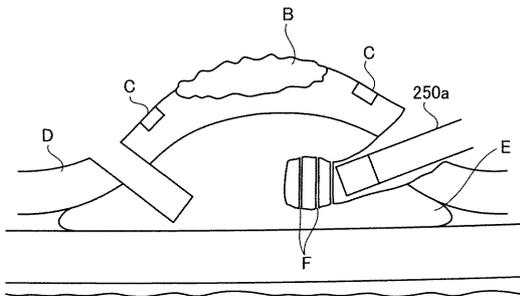
【 図 8 8 】



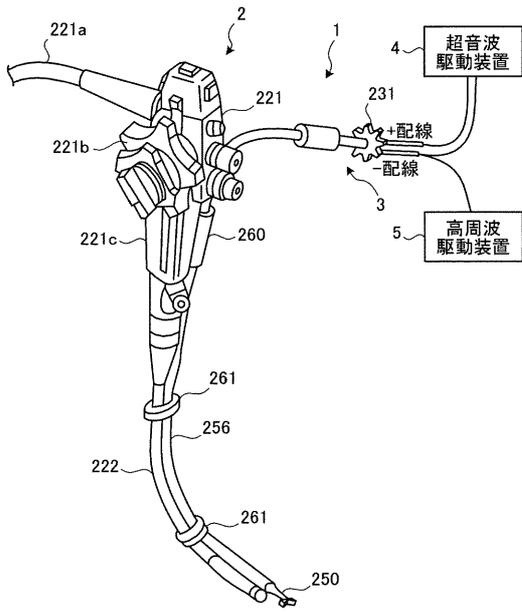
【 図 9 0 】



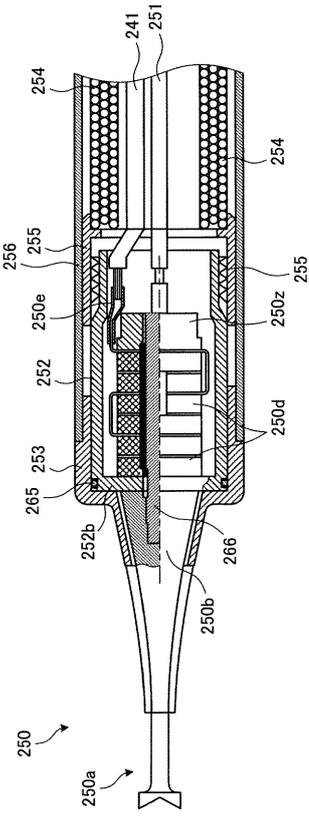
【 図 8 9 】



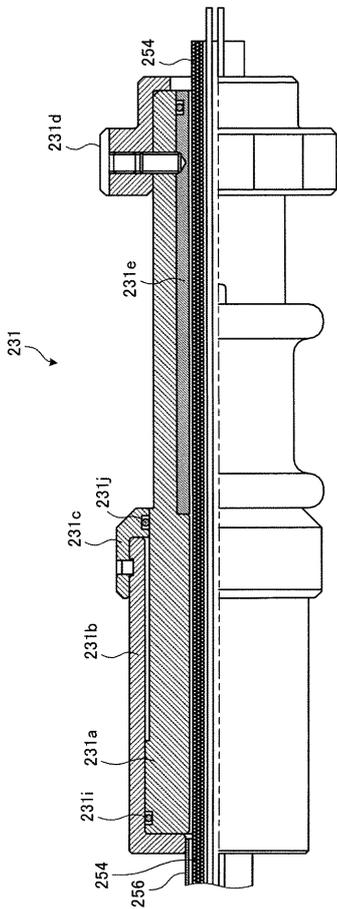
【 図 9 1 】



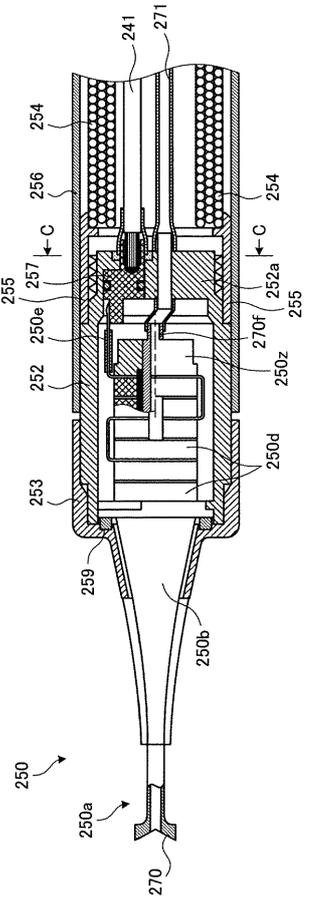
【 図 9 2 】



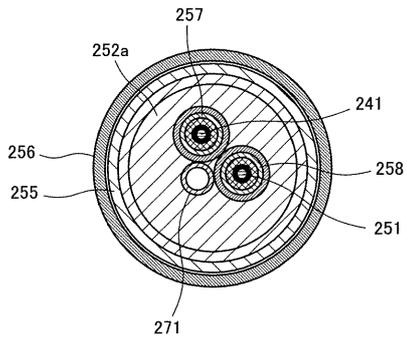
【 図 9 3 】



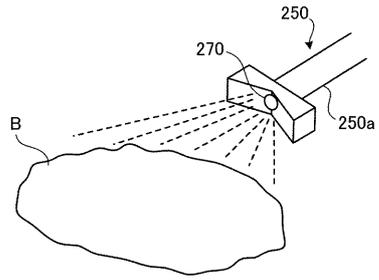
【 図 9 4 】



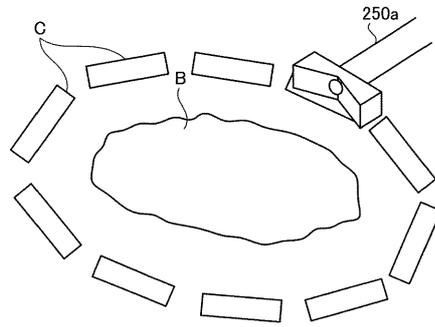
【 図 9 5 】



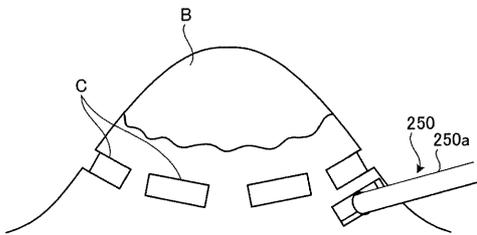
【 図 9 6 】



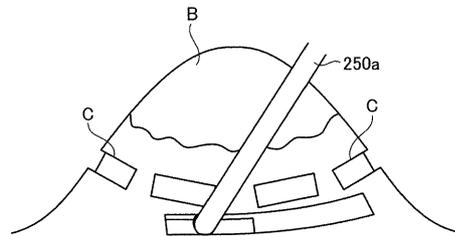
【 図 9 7 】



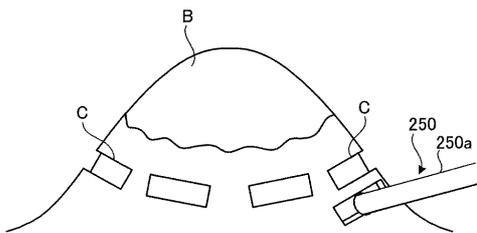
【 図 9 8 】



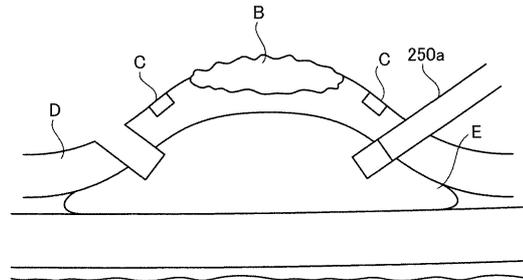
【 図 1 0 0 】



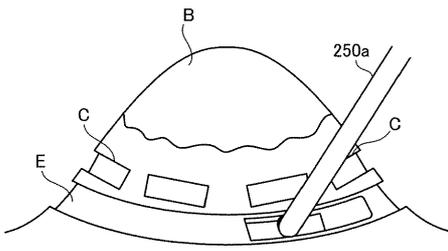
【 図 9 9 】



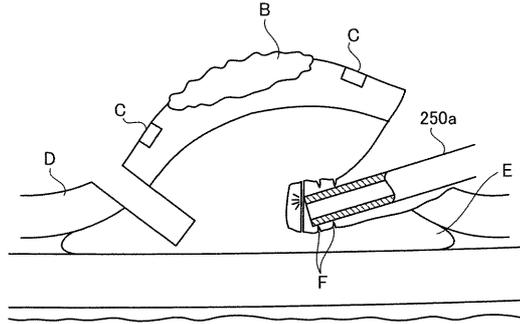
【 図 1 0 1 】



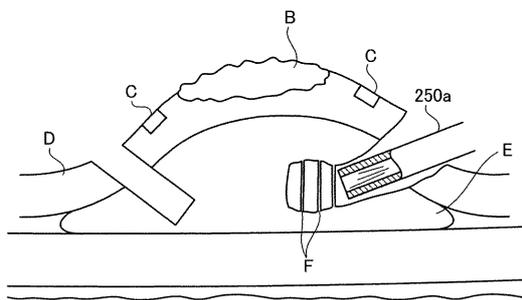
【図102】



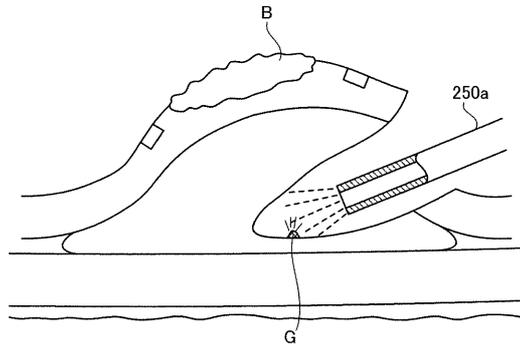
【図104】



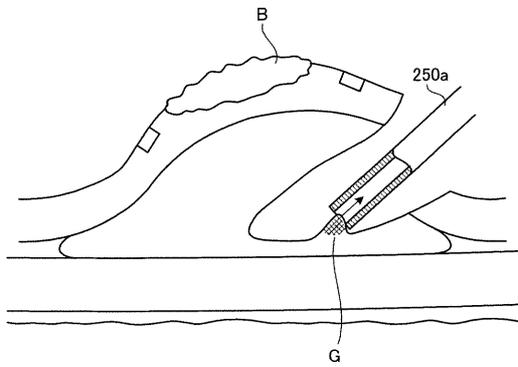
【図103】



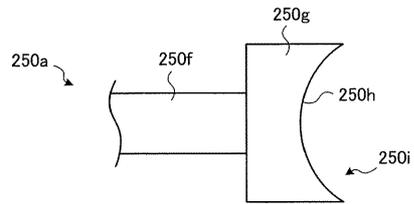
【図105】



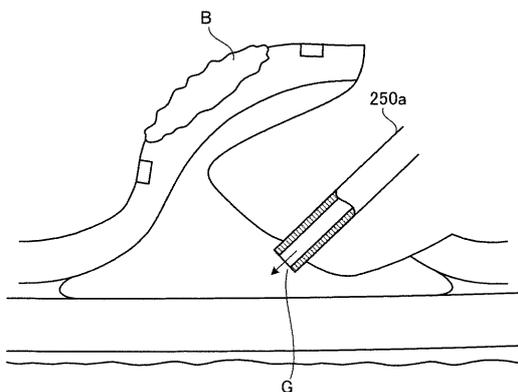
【図106】



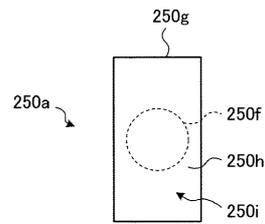
【図108A】



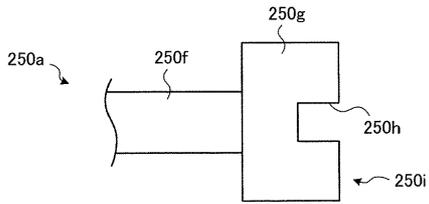
【図107】



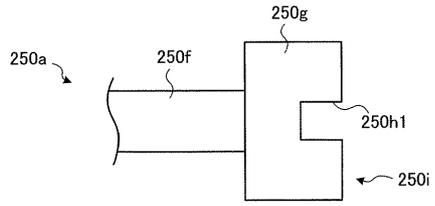
【図108B】



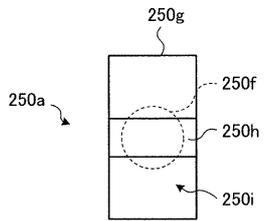
【図 109 A】



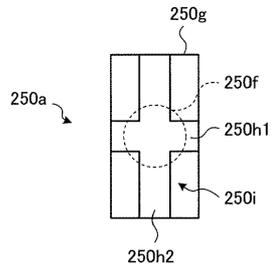
【図 110 A】



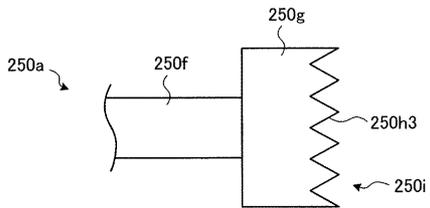
【図 109 B】



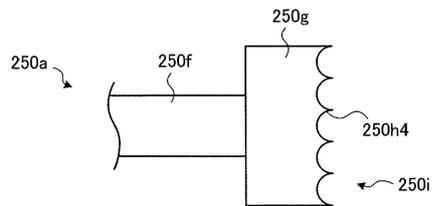
【図 110 B】



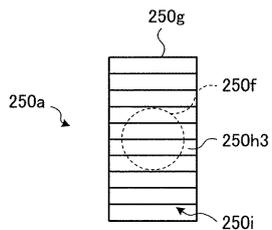
【図 111 A】



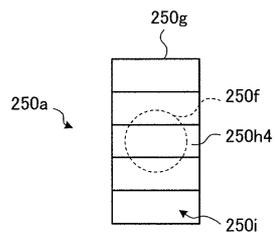
【図 112 A】



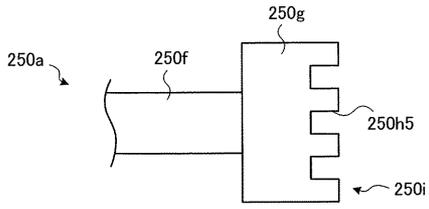
【図 111 B】



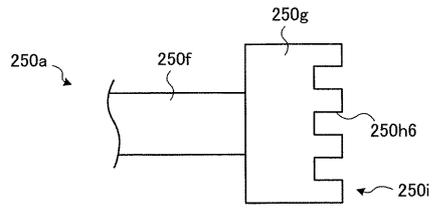
【図 112 B】



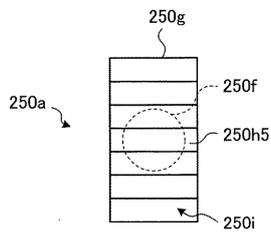
【図 1 1 3 A】



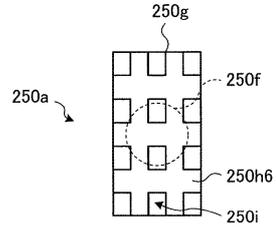
【図 1 1 4 A】



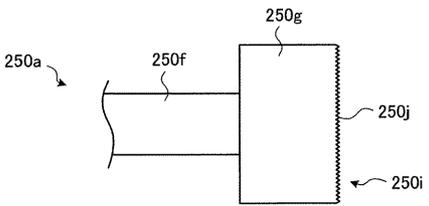
【図 1 1 3 B】



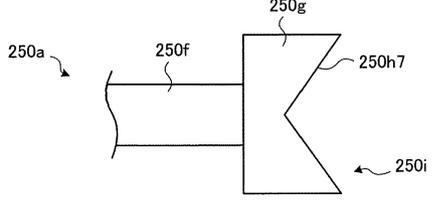
【図 1 1 4 B】



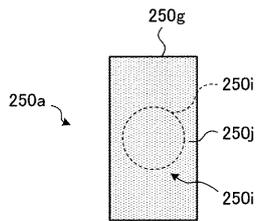
【図 1 1 5 A】



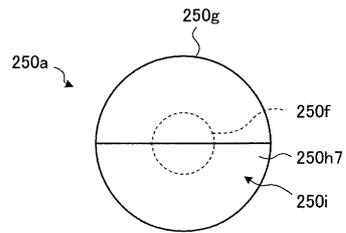
【図 1 1 6 A】



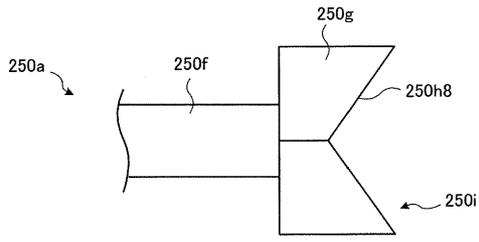
【図 1 1 5 B】



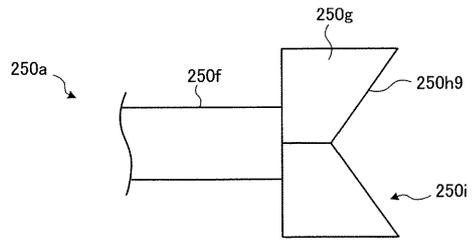
【図 1 1 6 B】



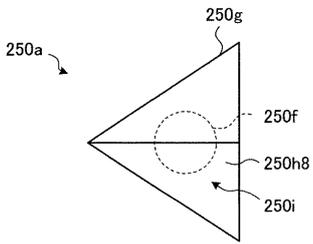
【図 1 1 7 A】



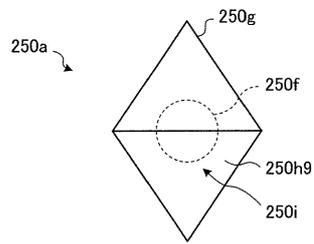
【図 1 1 8 A】



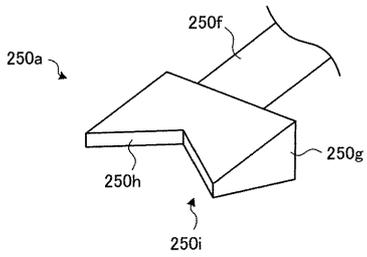
【図 1 1 7 B】



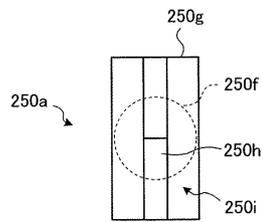
【図 1 1 8 B】



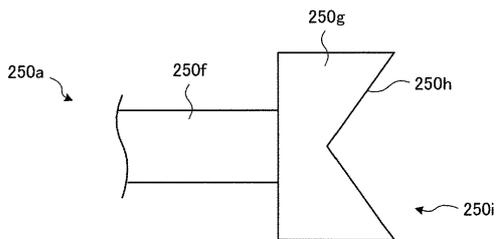
【図 1 1 9 A】



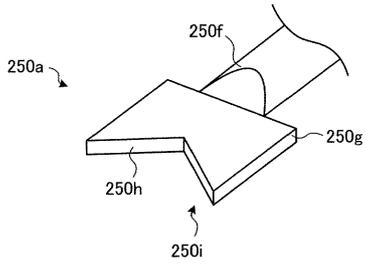
【図 1 1 9 C】



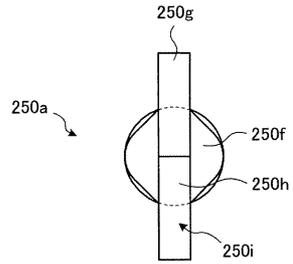
【図 1 1 9 B】



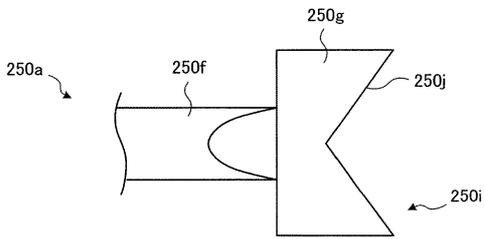
【図 1 2 0 A】



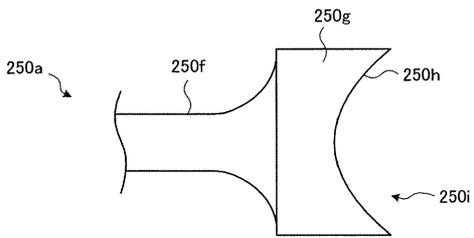
【図 1 2 0 C】



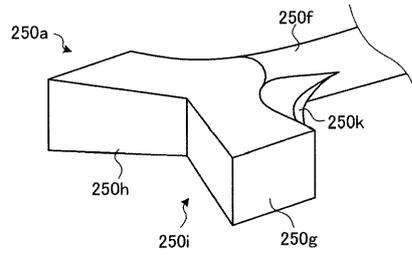
【図 1 2 0 B】



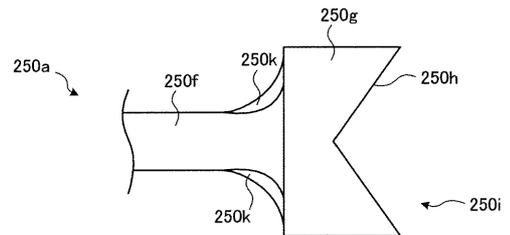
【図 1 2 1】



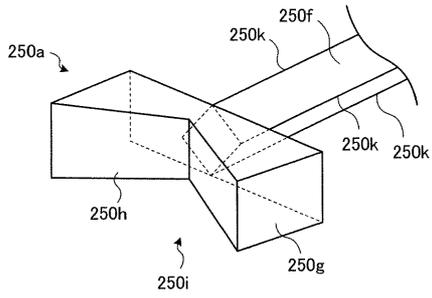
【図 1 2 2 A】



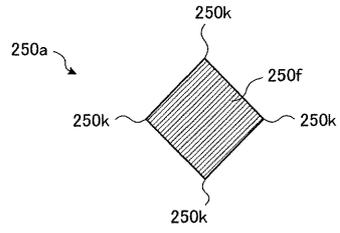
【図 1 2 2 B】



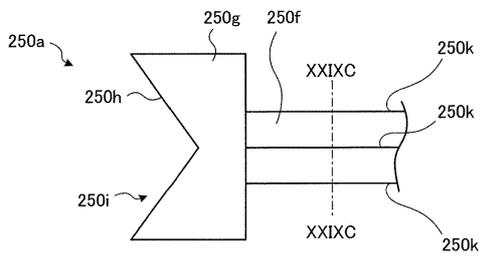
【 図 1 2 3 A 】



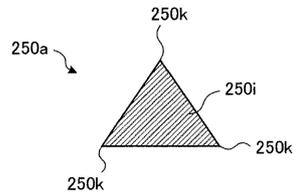
【 図 1 2 3 C 】



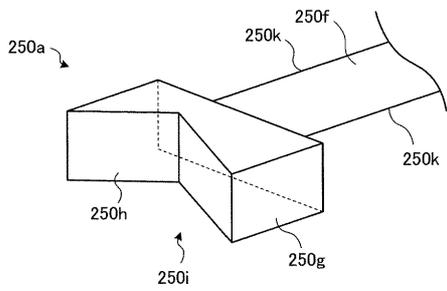
【 図 1 2 3 B 】



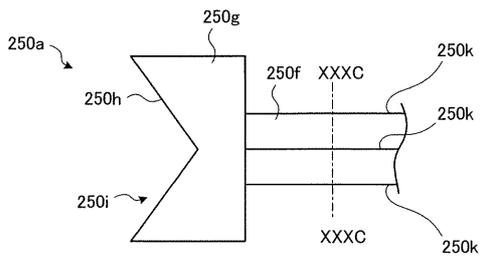
【 図 1 2 4 C 】



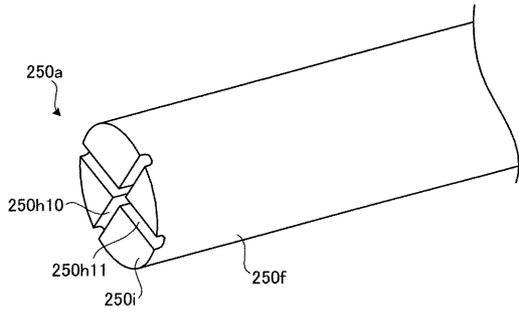
【 図 1 2 4 A 】



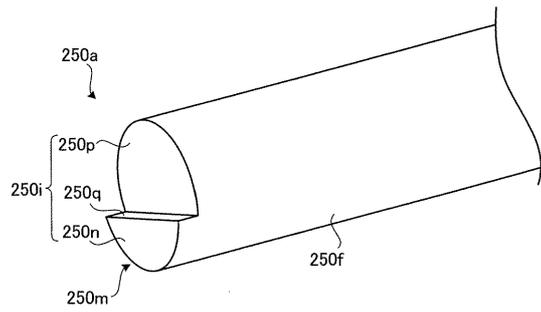
【 図 1 2 4 B 】



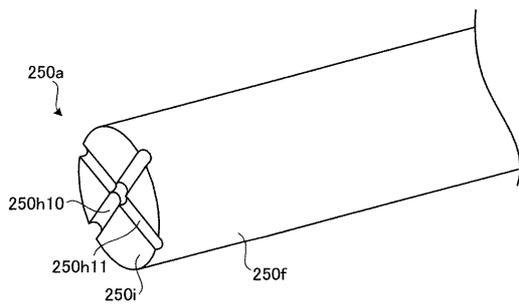
【 図 1 2 5 】



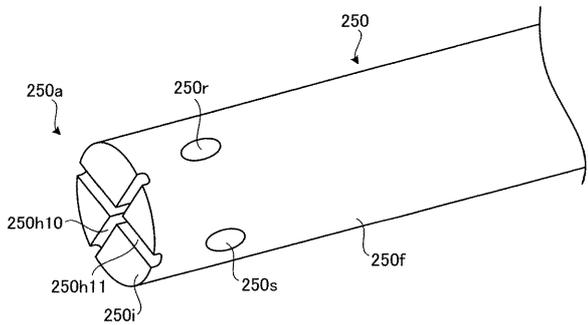
【 図 1 2 7 】



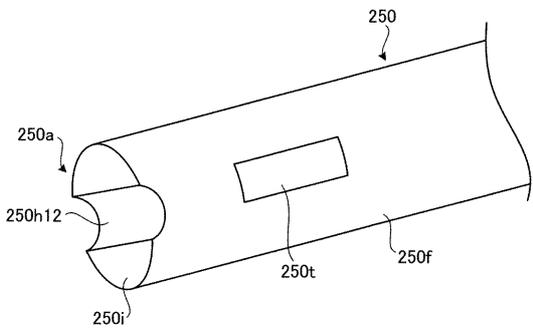
【 図 1 2 6 】



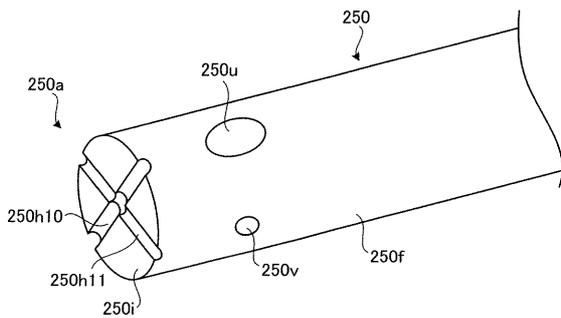
【 図 1 2 8 】



【 図 1 2 9 】



【 図 1 3 0 】



【手続補正書】

【提出日】平成19年2月28日(2007.2.28)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

先端に開口を有するシースと、
 前記シースに接続され、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、
 前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、
 前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、
 前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、
 を備えることを特徴とする超音波処置装置。

10

【請求項2】

前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、
 さらに備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波処置装置。

20

【請求項3】

前記処置部の先端に凸部または凹部を、または前記凸部と前記凹部とを少なくとも1組有することを特徴とする請求項1に記載の超音波処置装置。

【請求項4】

前記高周波電源部は、バイポーラ電源と、この電源に接続されるバイポーラ電極とを有することを特徴とする請求項1に記載の超音波処置装置。

【請求項5】

先端に開口を有するシースと、
 前記シースに接続され、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、
 前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、
 前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、
 前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、
 を有する超音波処置装置と、
 前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、
 前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、
 を備えることを特徴とする内視鏡装置。

30

【請求項6】

前記超音波処置装置は、
 前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、
 さらに備えることを特徴とする請求項5に記載の内視鏡装置。

40

【請求項7】

先端に開口を有するシースと、前記シース内部に設けられ、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、

50

前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、

前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、

前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、

前記内視鏡装置の前記挿入部にチューブを挿入し、前記チューブを介して、局注液を前記被処置部の下部に注入する注入工程と、

前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、

前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする処置方法。

10

【請求項 8】

前記マーキング工程では、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給し、前記処置部でマーキングすることを特徴とする請求項 7 に記載の処置方法。

【請求項 9】

前記切開剥離工程では、前記処置部から前記被処置部を含む生体組織に処置エネルギーとして超音波振動を伝達する方法と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給する方法の少なくとも 1 つの方法を用いて切開と剥離を行うことを特徴とする請求項 7 に記載の処置方法。

【請求項 10】

先端に開口を有するシースと、

前記シースに接続され、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と

20

前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、

中空形状の中空部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、

前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、

前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、

を備えることを特徴とする超音波処置装置。

【請求項 11】

前記チューブに着脱可能に設けられ、当該チューブに流体を供給可能な流体供給部を、さらに備えることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波処置装置。

30

【請求項 12】

前記チューブに着脱可能に設けられ、外部から物体を吸引可能な吸引部を、

さらに備えることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波処置装置。

【請求項 13】

前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、

さらに備えることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波処置装置。

【請求項 14】

前記処置部は、長手方向に鋭利な角度から形成される鋭利部を少なくとも 1 つ有することを特徴とする請求項 1 または 10 に記載の超音波処置装置。

40

【請求項 15】

前記処置部は、外周面に凹凸形状に粗く形成する粗面部を有することを特徴とする請求項 1 または 10 に記載の超音波処置装置。

【請求項 16】

前記超音波振動子に、前記処置部との間に所定の隙間を形成する平板を設けることを特徴とする請求項 1 または 10 に記載の超音波処置装置。

【請求項 17】

前記超音波振動の節位置において前記超音波振動子を回動自在に支持する支持部材と、

前記超音波振動子を回動操作する操作部と、

50

を備えることを特徴とする請求項 1 または 10 に記載の超音波処置装置。

【請求項 18】

先端に開口を有するシースと、

前記シースに接続され、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と

、
前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、
中空形状の中空部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記
超音波振動を伝達する処置部と、

前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、

前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、

を有する超音波処置装置と、

前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、

前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、

を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 19】

前記超音波処置装置は、

前記チューブに着脱可能に設けられ、当該チューブに流体を供給可能な流体供給部を、
さらに有することを特徴とする請求項 18 に記載の内視鏡装置。

【請求項 20】

前記超音波処置装置は、

前記チューブに着脱可能に設けられ、外部から物体を吸引可能な吸引部を、
さらに有することを特徴とする請求項 18 に記載の内視鏡装置。

【請求項 21】

前記超音波処置装置は、

前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択
を行う選択部を、

さらに有することを特徴とする請求項 18 に記載の内視鏡装置。

【請求項 22】

先端に開口を有するシースと、前記シース内部に設けられ、処置エネルギーとして超音
波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給す
る超音波電源部と、中空形状の中空部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、被検体
の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高
周波電流の供給を行う高周波電源部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に
接続されるチューブと、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓
性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と
、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、

前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、

前記チューブを介して、色素剤を前記中空部から前記被処置部に散布する散布工程と、

前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、

前記チューブを介して、局注液を前記中空部から前記被処置部の下部に注入する注入工
程と、

前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切
開と剥離を行う切開剥離工程と、

前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、
を含むことを特徴とする処置方法。

【請求項 23】

前記マーキング工程では、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給し、前
記処置部でマーキングすることを特徴とする請求項 22 に記載の処置方法。

【請求項 24】

前記切開剥離工程では、前記処置部から前記被処置部を含む生体組織に処置エネルギー

10

20

30

40

50

として超音波振動を伝達する方法と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給する方法の少なくとも1つの方法を用いて切開することを特徴とする請求項22に記載の処置方法。

【請求項25】

先端に開口を有するシースと、

前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、

被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、

前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、

を備えることを特徴とする超音波処置装置。

【請求項26】

先端に開口を有するシースと、

前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、

中空形状の中空部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部とを有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、

前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、

前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、

を備えることを特徴とする超音波処置装置。

【請求項27】

前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、

前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、

をさらに備えることを特徴とする請求項25または26に記載の超音波処置装置。

【請求項28】

前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、

さらに備えることを特徴とする請求項27に記載の超音波処置装置。

【請求項29】

前記超音波振動子と前記処置部間に設けられ、前記シースの開口から突出するホーン形状のホーン部と、

前記ホーン部を覆うホーンカバーと、

をさらに備えることを特徴とする請求項25に記載の超音波処置装置。

【請求項30】

前記ホーンカバーとの間で前記超音波振動子を固定する先端カバーと、

前記シース内に挿入されるとともに、一端が前記先端カバーと接続され、他端が前記操作部と接続される少なくとも2層以上のコイルから構成されるコイルシャフトと、

をさらに備えることを特徴とする請求項29に記載の超音波処置装置。

【請求項31】

前記シースは、絶縁素材で構成されることを特徴とする請求項25または26に記載の超音波処置装置。

【請求項32】

前記シースと前記ホーンカバーは、一体的に固定されていることを特徴とする請求項29に記載の超音波処置装置。

【請求項33】

前記先端カバーと前記超音波振動子は、一体的に固定されていることを特徴とする請求

10

20

30

40

50

項 3 0 に記載の超音波処置装置。

【請求項 3 4】

前記ホーン部と前記先端カバー間に配設された防水部材を、
さらに備えることを特徴とする請求項 3 0 に記載の超音波処置装置。

【請求項 3 5】

先端に開口を有するシースと、
前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして
超音波振動を発生可能な超音波振動子と、

被検体内の被処置部に対して、少なくとも 2 方向の処置が可能な方向性を有する先端面
部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を
伝達する処置部と、

前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部
と、

を有する超音波処置装置と、
前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、
前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、
を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 3 6】

先端に開口を有するシースと、
前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして
超音波振動を発生可能な超音波振動子と、

中空形状の中空部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも 2 方向の処置が可能な
方向性を有する先端面部とを有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体
組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、

前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、
前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部
と、

を有する超音波処置装置と、
前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、
前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、
を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 3 7】

前記超音波処置装置は、
前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、
前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、
をさらに有することを特徴とする請求項 3 5 または 3 6 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3 8】

前記超音波処置装置は、
前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択
を行う選択部を、

さらに有することを特徴とする請求項 3 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3 9】

前記超音波処置装置は、
前記超音波振動子と前記処置部間に設けられ、前記シースの開口から突出するホーン形
状のホーン部と、

前記ホーン部を覆うホーンカバーと、
をさらに有することを特徴とする請求項 3 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4 0】

前記超音波処置装置は、
前記ホーンカバーとの間で前記超音波振動子を固定する先端カバーと、

10

20

30

40

50

前記シース内に挿入されるとともに、一端が前記先端カバーと接続され、他端が前記操作部と接続される少なくとも2層以上のコイルから構成されるコイルシャフトと、
をさらに有することを特徴とする請求項39に記載の内視鏡装置。

【請求項41】

前記超音波処置装置の前記シースは、絶縁素材で構成されることを特徴とする請求項35または36に記載の内視鏡装置。

【請求項42】

前記超音波処置装置の前記シースと前記ホーンカバーは、一体的に固定されていることを特徴とする請求項39に記載の内視鏡装置。

【請求項43】

前記超音波処置装置の前記先端カバーと前記超音波振動子は、一体的に固定されていることを特徴とする請求項40に記載の内視鏡装置。

【請求項44】

前記超音波処置装置は、
前記ホーン部と前記先端カバー間に配設された防水部材を、
さらに有することを特徴とする請求項40に記載の内視鏡装置。

【請求項45】

前記超音波処置装置は、
前記チューブに着脱可能に設けられ、当該チューブに流体を供給可能な流体供給部を、
さらに有することを特徴とする請求項37に記載の内視鏡装置。

【請求項46】

前記超音波処置装置は、
前記チューブに着脱可能に設けられ、外部から物体を吸引可能な吸引部を、
さらに有することを特徴とする請求項37に記載の内視鏡装置。

【請求項47】

先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、

前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、

前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、

前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、

前記内視鏡装置の前記挿入部にチューブを挿入し、前記チューブを介して、局注液を前記被処置部の下部に注入する注入工程と、

前記操作部によって前記超音波振動子および前記処置部を前記シースに対して回転させ、前記被検体の被処置部に対して、前記先端面部を所望の方向で処置が可能なように設定する回転工程と、

前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、

前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、
を含むことを特徴とする処置方法。

【請求項48】

先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、中空形状の中空部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部とを有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチュ

10

20

30

40

50

ープと、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、

前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、

前記チューブを介して、色素剤を前記中空部から前記被処置部に散布する散布工程と、

前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、

前記チューブを介して、局注液を前記中空部から前記被処置部の下部に注入する注入工程と、

前記操作部によって前記超音波振動子および前記処置部を前記シースに対して回転させ、前記被検体の被処置部に対して、前記先端面部を所望の方向で処置が可能なように設定する回転工程と、

前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、

前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする処置方法。

【請求項 49】

先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備えることを特徴とする内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、

前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、

前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、

前記内視鏡装置の前記挿入部にチューブを挿入し、前記チューブを介して、局注液を前記被処置部の下部に注入する注入工程と、

前記操作部によって前記超音波振動子および前記処置部を前記シースに対して回転させ、前記被検体の被処置部に対して、前記先端面部を所望の方向で処置が可能なように設定する回転工程と、

前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、

前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする処置方法。

【請求項 50】

先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、中空形状の中空部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部とを有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、

前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、
 前記チューブを介して、色素剤を前記中空部から前記被処置部に散布する散布工程と、
 前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、
 前記チューブを介して、局注液を前記中空部から前記被処置部の下部に注入する注入工程と、

前記操作部によって前記超音波振動子および前記処置部を前記シースに対して回転させ、前記被検体の被処置部に対して、前記先端面部を所望の方向で処置が可能のように設定する回転工程と、

前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、

前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする処置方法。

10

【請求項 5 1】

前記マーキング工程では、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給し、前記処置部でマーキングすることを特徴とする請求項 4 7 ~ 5 0 のいずれか一つに記載の処置方法。

【請求項 5 2】

前記切開剥離工程では、前記処置部から前記被処置部を含む生体組織に処置エネルギーとして超音波振動を伝達する方法と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給する方法の少なくとも 1 つの方法を用いて切開することを特徴とする請求項 4 7 ~ 5 0 のいずれか一つに記載の処置方法。

20

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の体腔内に挿入され、たとえばこの体腔内の生体組織の観察および生体組織の切開や凝固などの処置を行う超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法に関するものである。

30

【背景技術】

【0002】

従来の処置具には、たとえば特許文献 1 に示すように、電気的絶縁性を有する可撓管から突出する電極用ナイフを備え、この電極用ナイフの突出先端に、ナイフの径よりも大きい径の絶縁チップを設けた高周波ナイフがある。この高周波ナイフは、高周波電流を利用した電極用ナイフによる、たとえば粘膜などの生体組織を切開時に、絶縁チップによって切開すべきでない下層の生体組織への刺入や不要な焼灼の防止を図っていた。

【0003】

40

【特許文献 1】特開平 8 - 2 9 9 3 5 5 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、この高周波電流を利用した高周波ナイフによる処置では、切除した生体組織（組織標本）が熱損傷を受けないように、慎重に処置を行う必要がある。すなわち、この組織標本は、切除後に病理診断を行い、病変を発見するために大事なものであり、この組織標本が熱損傷を受けると、病理診断が正確に行えない恐れがあるためである。このため、高周波ナイフによる生体組織の切開処置において、組織標本が熱損傷を受けないようにするために、処置に対して多大な労力をはらう必要があった。

50

【 0 0 0 5 】

また、内視鏡装置に上記高周波ナイフを挿入して切開処置を行う場合には、処置工程においては、生理食塩水の局注や薬剤散布などの処置を行う必要があるが、従来では、その処置工程の都度に、生理食塩水局注用の注射器付き処置具や薬剤散布用の散布チューブに切り替える必要があり、この切り替え作業が煩雑となって処置に時間がかかる恐れがあった。

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであって、超音波処置装置の処置能力の向上を図ることができる超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法を提供することを目的とする。

10

【 0 0 0 7 】

また、この発明の他の目的は、超音波処置装置と電気メスとの機能を備えて、組織標本の熱損傷を防止することができる超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法を提供することを目的とする。

【 0 0 0 8 】

また、この発明の他の目的は、処置の簡素化を図ることができる超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法を提供することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる超音波処置装置は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、を備えることを特徴とする。

20

【 0 0 1 0 】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、さらに備えることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記処置部の先端に凸部または凹部を、または前記凸部と前記凹部とを少なくとも1組有することを特徴とする。

30

【 0 0 1 2 】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記高周波電源部は、パイポラ電源と、この電源に接続されるパイポラ電極とを有することを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備えることを特徴とする。

40

【 0 0 1 4 】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、さらに備えることを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

また、本発明にかかる処置方法は、先端に開口を有するシースと、前記シース内部に設けられ、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動

50

子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、前記内視鏡装置の前記挿入部にチューブを挿入し、前記チューブを介して、局注液を前記被処置部の下部に注入する注入工程と、前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする。

10

【0016】

また、本発明にかかる処置方法は、上記発明において、前記マーキング工程では、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給し、前記処置部でマーキングすることを特徴とする。

【0017】

また、本発明にかかる処置方法は、上記発明において、前記切開剥離工程では、前記処置部から前記被処置部を含む生体組織に処置エネルギーとして超音波振動を伝達する方法と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給する方法の少なくとも1つの方法を用いて切開と剥離を行うことを特徴とする。

20

【0018】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、中空形状の中空部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、を備えることを特徴とする。

【0019】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記チューブに着脱可能に設けられ、当該チューブに流体を供給可能な流体供給部を、さらに備えることを特徴とする。

30

【0020】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記チューブに着脱可能に設けられ、外部から物体を吸引可能な吸引部を、さらに備えることを特徴とする。

【0021】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、さらに備えることを特徴とする。

40

【0022】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記処置部は、長手方向に鋭利な角度から形成される鋭利部を少なくとも1つ有することを特徴とする。

【0023】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記処置部は、外周面に凹凸形状に粗く形成する粗面部を有することを特徴とする。

【0024】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記超音波振動子に、前記処置部との間に所定の隙間を形成する平板を設けることを特徴とする。

【0025】

50

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記超音波振動の節位置において前記超音波振動子を回動自在に支持する支持部材と、前記超音波振動子を回動操作する操作部と、を備えることを特徴とする。

【0026】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、中空形状の中空部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備えることを特徴とする。

10

【0027】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記チューブに着脱可能に設けられ、当該チューブに流体を供給可能な流体供給部を、さらに有することを特徴とする。

【0028】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記チューブに着脱可能に設けられ、外部から物体を吸引可能な吸引部を、さらに有することを特徴とする。

20

【0029】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、さらに有することを特徴とする。

【0030】

また、本発明にかかる処置方法は、先端に開口を有するシースと、前記シース内部に設けられ、処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、中空形状の中空部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、前記チューブを介して、色素剤を前記中空部から前記被処置部に散布する散布工程と、前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、前記チューブを介して、局注液を前記中空部から前記被処置部の下部に注入する注入工程と、前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする。

30

40

【0031】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記マーキング工程では、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給し、前記処置部でマーキングすることを特徴とする。

【0032】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記切開剥離工程では、前記処置部から前記被処置部を含む生体組織に処置エネルギーとして超音波振動を伝達する方法と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給する方法の少なくとも1つの方法を用いて切開することを特徴とする。

【0033】

50

また、本発明にかかる超音波処置装置は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を備えることを特徴とする。

【0034】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、中空形状の中空部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部とを有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を備えることを特徴とする。

10

【0035】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、をさらに備えることを特徴とする。

【0036】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、さらに備えることを特徴とする。

20

【0037】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記超音波振動子と前記処置部間に設けられ、前記シースの開口から突出するホーン形状のホーン部と、前記ホーン部を覆うホーンカバーと、をさらに備えることを特徴とする。

【0038】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記ホーンカバーとの間で前記超音波振動子を固定する先端カバーと、前記シース内に挿入されるとともに、一端が前記先端カバーと接続され、他端が前記操作部と接続される少なくとも2層以上のコイルから構成されるコイルシャフトと、をさらに備えることを特徴とする。

30

【0039】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記シースは、絶縁素材で構成されることを特徴とする。

【0040】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記シースと前記ホーンカバーは、一体的に固定されていることを特徴とする。

【0041】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記先端カバーと前記超音波振動子は、一体的に固定されていることを特徴とする。

40

【0042】

また、本発明にかかる超音波処置装置は、上記発明において、前記ホーン部と前記先端カバー間に配設された防水部材を、さらに備えることを特徴とする。

【0043】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部

50

に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備えることを特徴とする。

【0044】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、中空形状の中空部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部とを有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備えることを特徴とする。

10

【0045】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、をさらに有することを特徴とする。

【0046】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記超音波電源部による電力供給と、前記高周波電源部による高周波電流供給との選択を行う選択部を、さらに有することを特徴とする。

20

【0047】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記超音波振動子と前記処置部間に設けられ、前記シースの開口から突出するホーン形状のホーン部と、前記ホーン部を覆うホーンカバーと、をさらに有することを特徴とする。

【0048】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記ホーンカバーとの間で前記超音波振動子を固定する先端カバーと、前記シース内に挿入されるとともに、一端が前記先端カバーと接続され、他端が前記操作部と接続される少なくとも2層以上のコイルから構成されるコイルシャフトと、をさらに有することを特徴とする。

30

【0049】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置の前記シースは、絶縁素材で構成されることを特徴とする。

【0050】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置の前記シースと前記ホーンカバーは、一体的に固定されていることを特徴とする。

【0051】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置の前記先端カバーと前記超音波振動子は、一体的に固定されていることを特徴とする。

40

【0052】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記ホーン部と前記先端カバー間に配設された防水部材を、さらに有することを特徴とする。

【0053】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記チューブに着脱可能に設けられ、当該チューブに流体を供給可能な流体供給部を、さらに有することを特徴とする。

【0054】

また、本発明にかかる内視鏡装置は、上記発明において、前記超音波処置装置は、前記チューブに着脱可能に設けられ、外部から物体を吸引可能な吸引部を、さらに有すること

50

を特徴とする。

【0055】

また、本発明にかかる処置方法は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、前記内視鏡装置の前記挿入部にチューブを挿入し、前記チューブを介して、局注液を前記被処置部の下部に注入する注入工程と、前記操作部によって前記超音波振動子および前記処置部を前記シースに対して回転させ、前記被検体の被処置部に対して、前記先端面部を所望の方向で処置が可能なように設定する回転工程と、前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする。

10

【0056】

また、本発明にかかる処置方法は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、中空形状の中空部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部とを有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、前記チューブを介して、色素剤を前記中空部から前記被処置部に散布する散布工程と、前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、前記チューブを介して、局注液を前記中空部から前記被処置部の下部に注入する注入工程と、前記操作部によって前記超音波振動子および前記処置部を前記シースに対して回転させ、前記被検体の被処置部に対して、前記先端面部を所望の方向で処置が可能なように設定する回転工程と、前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする。

20

30

【0057】

また、本発明にかかる処置方法は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備えることを特徴とする内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、前記被処置部の

40

50

周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、前記内視鏡装置の前記挿入部にチューブを挿入し、前記チューブを介して、局注液を前記被処置部の下部に注入する注入工程と、前記操作部によって前記超音波振動子および前記処置部を前記シースに対して回転させ、前記被検体の被処置部に対して、前記先端面部を所望の方向で処置が可能ないように設定する回転工程と、前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする。

【 0 0 5 8 】

また、本発明にかかる処置方法は、先端に開口を有するシースと、前記シースに接続され、前記シースの周方向に回転可能で、かつ処置エネルギーとして超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動子を駆動させるための電力を供給する超音波電源部と、中空形状の中空部と、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能で方向性を有する先端面部とを有し、かつ前記超音波振動子に接続され、前記被検体の生体組織に前記超音波振動を伝達する処置部と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流の供給を行う高周波電源部と、前記中空部に連通する管路を有し、前記中空部に接続されるチューブと、前記超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転可能に操作する操作部と、を有する超音波処置装置と、前記シースを内部に配置可能な可撓性の挿入部と、前記挿入部内部に設けられ、該挿入部先端から外部を観察可能な観察部と、を備える内視鏡装置を、前記挿入部を介して、前記被検体内に挿入する挿入工程と、前記被検体内の被処置部を前記観察部の視野内に配置する配置工程と、前記チューブを介して、色素剤を前記中空部から前記被処置部に散布する散布工程と、前記被処置部の周辺組織を、前記超音波処置装置でマーキングするマーキング工程と、前記チューブを介して、局注液を前記中空部から前記被処置部の下部に注入する注入工程と、前記操作部によって前記超音波振動子および前記処置部を前記シースに対して回転させ、前記被検体の被処置部に対して、前記先端面部を所望の方向で処置が可能ないように設定する回転工程と、前記局注液の注入で隆起した前記被処置部を含む生体組織を、前記超音波処置装置で切開と剥離を行う切開剥離工程と、前記切開剥離工程で出血がある場合に、前記超音波処置装置で止血を行う止血工程と、を含むことを特徴とする。

【 0 0 5 9 】

また、本発明にかかる処置方法は、上記発明において、前記マーキング工程では、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給し、前記処置部でマーキングすることを特徴とする。

【 0 0 6 0 】

また、本発明にかかる処置方法は、上記発明において、前記切開剥離工程では、前記処置部から前記被処置部を含む生体組織に処置エネルギーとして超音波振動を伝達する方法と、前記処置部に処置エネルギーとして高周波電流を供給する方法の少なくとも1つの方法を用いて切開することを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 6 1 】

本発明にかかる超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法は、被検体の生体組織に超音波振動子からの処置エネルギーとしての超音波振動を伝達して超音波処置を行うとともに、高周波電源から供給される処置エネルギーとしての高周波電流によって高周波ナイフ（電気メス）処置を行う処置部を設けることで、超音波処置装置と電気メスとの機能を備えて、組織標本の熱損傷を防止し、処置の簡素化を図ることができるという効果を奏する。

【 0 0 6 2 】

本発明にかかる超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法は、超音波振動と電気メスとの機能を有する処置部を備える超音波処置装置と、外部観察を可能にする観察部とを備え、超音波と電気メスを組み合わせて使用し、観察部で認識される被検体の生体組織の切

開や凝固などの処置を行うことで、この生体組織の組織標本の熱損傷を防止し、処置の簡素化を図ることができるという効果を奏する。

【 0 0 6 3 】

本発明にかかる超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法は、中空形状の中空部を有し、被検体の生体組織に超音波振動子からの処置エネルギーとしての超音波振動を伝達して超音波処置を行うとともに、高周波電源から供給される処置エネルギーとしての高周波電流によって高周波ナイフ（電気メス）処置を行う処置部を設けることで、超音波処置装置と電気メスとの機能を備えて、組織標本の熱損傷を防止し、処置の簡素化を図ることができるという効果を奏する。

【 0 0 6 4 】

本発明にかかる超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法は、被検体内の被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有する処置部を備え、操作部によって超音波振動子および前記処置部を、前記シースに対して回転操作することで、前記被検体の被処置部に対して、前記先端面部を所望の方向で処置が可能なように設定することができ、これにより超音波処置装置の処置能力の向上を図ることができるという効果を奏する。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 6 5 】

以下に、本発明にかかる超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法の実施例を図1～図130の図面に基づいて詳細に説明する。なお、本発明は、これらの実施例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の変更実施の形態が可能である。

【 実施例 1 】

【 0 0 6 6 】

図1は、内視鏡装置1に用いた本発明にかかる超音波処置装置の構成の第1例を示す構成図であり、図2は、実施例1にかかる図1に示した挿入部の先端部における構成の一例を示す斜視図であり、図3は、図1に示した操作部側の構成を示す断面図であり、図4は、図2のA-A断面を示す断面図である。これらの図において、内視鏡装置1は、図示しない光源装置や表示装置と接続されるビデオスコープ2と、超音波処置装置3と、超音波処置装置3に電力を供給する超音波電源部としての超音波駆動装置4と、超音波処置装置3に電流を供給する高周波電源部としての高周波駆動装置5とから構成されている。なお、超音波処置装置3と超音波駆動装置4とは、電力線41によって接続され、超音波処置装置3と高周波駆動装置5とは、電流線51によって接続されている。

【 0 0 6 7 】

ビデオスコープ2は、挿入部22の基端側に設けられるスコープ操作部21と、このスコープ操作部21の下方に設けられ、被検体内に挿入される細長の円筒形状の挿入部22とを備える。このスコープ操作部21の側面には、スコープ操作部21と光源装置や表示装置とを接続させる可撓性のユニバーサルコード21aが接続される。また、このスコープ操作部21の側面には、ユニバーサルコード21aと異なる位置に、挿入部22先端の湾曲動作の操作を行うための湾曲操作ノブ21bが突設されている。

【 0 0 6 8 】

また、このスコープ操作部21には、ビデオスコープ2を保持して固定するために、たとえば術者などが把持する把持部21cが設けられている。このスコープ操作部21において、挿入部22が取り付けられる取り付け側には、本発明にかかる超音波処置装置3である鉗子を挿入するための鉗子挿入口21dが突設されている。図1では、超音波処置装置3が鉗子挿入口21dに挿入されて、可撓性シース36を介して超音波処置装置3を操作するための操作部31が鉗子挿入口21dから突出している状態を示している。

【 0 0 6 9 】

被検体内に挿入される挿入部22は、先端に設けられた硬質の先端部22aと、スコープ操作部21の操作によって湾曲動作を行う湾曲部と、柔軟性を有する可撓管などを備え、これらの部位は一列に連なるように構成されている。図2に示すように、挿入部22の

10

20

30

40

50

先端部 2 2 a には、チャンネル 2 2 b が形成されており、このチャンネル 2 2 b には、超音波処置装置 3 の超音波振動子 5 0 が突出可能に内設されている。また、挿入部 2 2 の先端部 2 2 a には、観察部の構成要素としての、先端に固定された照明系レンズからなる 2 つの照明窓 2 2 c と、観察系レンズからなる 1 つの観察窓 2 2 d と、一端が観察窓 2 2 d に固定されたイメージガイドファイバ 2 3 とを備え、挿入部 2 2 内に設けられたイメージガイドファイバ 2 3 の他端は、ユニバーサルコード 2 1 a 内を介して光源装置に接続されている。

【 0 0 7 0 】

照明窓 2 2 c には、挿入部 2 2 内に設けられたライトガイドファイバの一端が設けられ、他端は、ユニバーサルコード 2 1 a 内を介して光源装置に接続されている。この光源装置から出射された照明光を、ライトガイドファイバを通して、先端部 2 2 a の照明窓から外部、たとえば体腔内の処置対象である被処置部（生体組織）に照射している。観察系レンズは、たとえば 2 枚のレンズ 2 2 d 1 , 2 2 d 2 で構成され、この体腔内の被処置部からの反射光を取り込んで、イメージガイドファイバ 2 3 に出射している。この出射された反射光は、イメージガイドファイバ 2 3 を通って、他端の表示装置に送られ、ここで被処置部の像を映し出すことにより、術者による被処置部の観察が可能となる。

【 0 0 7 1 】

超音波処置装置 3 は、図 1 に示した二股構成の操作部 3 1 と、図 4 の断面図に示す、先端に設けられた超音波振動子 5 0 と、この超音波振動子 5 0 へ電力を供給する電力線 4 1 と、超音波振動子 5 0 に電流を供給する電流線 5 1 と、超音波振動子 5 0 を固定する円筒形状のカバー 5 2 と、超音波振動子 5 0 の後述する圧電素子および電極の水密を保つための隔壁 5 3 と、電力線 4 1 および電流線 5 1 が挿入されて一端が硬性部材からなるカバー 5 2 と結合される可撓性シース 3 6 とから構成されている。なお、隔壁 5 3 は、カバー 5 2 と可撓性シース 3 6 の結合部に配置されている。また、1本のワイヤを螺旋状に巻いた可撓性シース 3 6 の他端は、操作部 3 1 に接続され、術者が可撓性シース 3 6 を手で、ビデオスコープ 2 内に挿入したり、引き出したりすることで、挿入部 2 2 内を進退可能に移動している。たとえば、鉗子挿入口 2 1 d を介して可撓性シース 3 6 をビデオスコープ 2 内に挿入する。可撓性シース 3 6 を、挿入部 2 2 のチャンネル内を先端部 2 2 a 方向に移動して、超音波振動子 5 0 とカバー 5 2 の一部を先端部 2 2 a から突出させ、超音波振動子 5 0 の超音波振動や高周波電流を利用した電気メスにより処置を行う。また、この可撓性シース 3 6 を、挿入部 2 2 のチャンネル内を操作部 3 1 方向に移動させて、超音波振動子 5 0 とカバー 5 2 を先端部 2 2 a 内に収納している。

【 0 0 7 2 】

超音波振動子 5 0 は、たとえば導電性のチタンなどの素材で構成されており、中実構造の円柱形状の先端処置部 5 0 a と、超音波振動を先端処置部 5 0 a に伝達するホーン 5 0 b と、超音波振動子 5 0 をカバー 5 2 に固定するフランジ 5 0 c と、超音波振動を発生する圧電素子 5 0 d と、電力線 4 1 に接続されて圧電素子 5 0 d に電気信号を供給する電極 5 0 e と、裏打板 5 0 f と、を備えている。この圧電素子 5 0 d には、電力線 4 1 および操作部 3 1 を介して、上述した超音波駆動装置 4 から電力信号が供給されており、圧電素子 5 0 d は、この電力信号を受けて、たとえば周波数が 1 0 0 k H z の超音波振動を発生する。発生した超音波振動は、絞り形状のホーン 5 0 b を通過することで、振動の振幅が拡大して、先端処置部 5 0 a に伝達される。フランジ 5 0 c は、振動の節位置に設けられ、カバー 5 2 の端部に固定される。

【 0 0 7 3 】

また、電極 5 0 e には、電流線 5 1 が接続され、高周波駆動装置 5 には前記電極 5 0 e と対をなす電極である対極板 9 が接続されており、高周波駆動装置 5 から供給された電流信号は、人体を介して先端処置部 5 0 a と対極板 9 間に流れることで、たとえば周波数が 3 5 0 k H z の電気メスとして機能させる。また、超音波処置装置 3 は、術者による超音波振動や高周波電流を利用した電気メスにより処置を選択することができる選択器 8 を備える。この選択器 8 は、超音波駆動装置 4 および高周波駆動装置 5 と接続され、電力供給

10

20

30

40

50

または電流供給の選択を可能としている。なお、以下において、電力信号と電流信号を総称して電気信号と、また電力線と電流線を総称して電気信号線という。また、この実施例では、超音波振動を100kHz、電気メスを350kHzとしたが、本発明はこれに限らず、たとえば両者の周波数が共振しない範囲の周波数であれば良い。

【0074】

操作部31は、図3に示すように、略円筒形状の操作部本体31aと、この操作部本体31aの一端に設けられたリング部31bと、操作部本体31aの他端に設けられ、各駆動装置4,5からの電気信号線41,51を可撓性シース36内に挿入するための二股の継手部31cとを備える。また、操作部31は、各駆動装置4,5からの電力および電流供給の選択を指示する選択器8としての指示ボタンを備えることも可能である。

10

【0075】

電気信号線41,51は、上述したように駆動ポート31eから挿入され、継手部31c内で屈曲され、可撓性シース36内を通過して、挿入部22先端に設けられた超音波振動子50と接続されており、これによって超音波振動子50への電気信号の供給が可能になる。

【0076】

また、内視鏡装置1は、先端部22a近傍の挿入部22内に湾曲駒55を備える。この湾曲駒55は、上述した湾曲操作ノブ21bに接続されており、この湾曲操作ノブ21bを操作することで、内視鏡装置1の挿入部22の先端を屈曲させることが可能となる。この内視鏡装置1は、挿入部22が可撓性を有する、たとえば小型の軟性内視鏡から構成されている。

20

【0077】

次に、この超音波処置装置の処置動作を図5～図14の図面に基づいて説明する。ここで、図5は、超音波処置装置の処置手順を説明するためのフローチャートであり、図6～図14は、切開手術における各処置手順の工程を示す状態図である。

【0078】

これら図において、まず内視鏡装置1の挿入部22を被検体内に挿入し(ステップ101)、処置したい被処置部Bを、観察部を用いて視野内に配置させて察知する(ステップ102)。なお、この最初の状態においては、超音波処置装置3の代わりに、鉗子挿入口21dから挿入部22には、色素剤を注入した図示しないシリンダを取り付けたチューブ10が挿入されており、この挿入されたチューブ10は、挿入部22の先端から外部に突出して設けられている。

30

【0079】

次に、被処置部を察知したら、この被処置部に挿入部22の先端部22aを近づけるとともに、このシリンダに注入された色素剤を、チューブ10を介して、挿入部22先端から突出したチューブ10先端から、図6に示すように、被処置部Bに散布する(ステップ103)。

【0080】

次に、このチューブ10を内視鏡装置1の挿入部22から取り出して、代わりに超音波処置装置3を鉗子挿入口21dから挿入部22に挿入し、電流線51を介して高周波駆動装置5から超音波振動子50の電極50eに電流信号を供給することで、先端処置部50aを電気メスとして機能させる。そして、図7に示すように染色された被処置部Bの周囲の生体組織を、電気メスの機能を有する先端処置部50aで焼いて、認識可能にマーキングCを行う(ステップ104)。

40

【0081】

その後、再び超音波処置装置3を内視鏡装置1の挿入部22から取り出して、代わりに局注液(たとえば生理食塩水やグリセオールなど)を注入した図示しないシリンダが取り付けられたチューブおよびその先端に設けられた注射針11を、鉗子挿入口21dから挿入部22に挿入し、図8に示すように先端処置部50aの先端を、マーキングCの外側から被処置部Bの下部に差し込み、局注液をチューブから注入して、被処置部Bを含む生体

50

組織を隆起させる（ステップ105）。

【0082】

次に、このチューブ10を内視鏡装置1の挿入部22から取り出して、代わりに超音波処置装置3を鉗子挿入口21dから挿入部22に挿入し、超音波振動を発生させて、先端処置部50aで隆起した生体組織（粘膜D）の周辺切開を図9～図11に示すように行って、粘膜Dを全周に渡って切開する（ステップ106）。さらに、この実施例では、図12に示すように上記粘膜Dの下に存在する粘膜下層Eの剥離を行う（ステップ107）。この場合には、図13に示すように超音波処置で粘膜下層Eのゼリー状物質を破碎する。また、図13、図14に示す繊維質Fや血管などに対しては、電気メス機能を選択し焼いて切断することで、弾性の高い組織の切断を容易にするとともに、血管からの止血を行う。

10

【0083】

また、出血がある場合には（ステップ108）、電気メスの機能を用いて止血処置を行う（ステップ109）。また、切除された組織標本の回収には、上記超音波処置装置3に代えて、たとえば鉗子挿入口21dから先端部22aのチャンネル22bに、図示しない把持鉗子を挿入し、この把持鉗子で組織標本を把持して取り出すことができる。

【0084】

なお、この実施例では、超音波振動と電気メスの機能を別々に駆動させたが、本発明はこれに限らず、処置工程に応じて、たとえば粘膜下層の剥離工程では、超音波振動と電気メスのいずれか一方、または両機能を同時に駆動させることをも可能である。

20

【0085】

このように、この実施例では、超音波処置装置が超音波振動と電気メスとの機能を有する処置部を備え、生体組織の周辺切開を超音波振動で行って、生体組織を破碎し、その他の切開はいずれかの機能を選択して行うので、切り取りたい組織標本の熱損傷を防止し、適切な組織標本を得ることができ、これによって従来の周辺切開にかかる労力を削減することができる。

【0086】

また、この実施例では、超音波振動子50の先端処置部50aは、中実構造を有しているので、先端処置部の径を細くすることが可能であり、これによって電気メスとして機能させる場合に、電流密度を高めて先端処置部の熱の発生が効率よく行われ、操作性を向上できる。

30

【実施例2】

【0087】

一般に、電気メスの機能としては、電流の密度を一点に集めることが望ましい。このため、電気メスは、被処置部と点接触させて、発生する熱によって被処置部の切開などを行っている。ところで、実施例1では、超音波振動子50の先端処置部50aは、中実構造の円筒形状に形成されているので、先端処置部50aの先端部の面積はかなり小さく、この先端部を被処置部に当接させても、電気メスとして機能するとともに、超音波振動として機能することが可能であるが、さらに超音波振動および電気メスとしての効果を得たい場合がある。

40

【0088】

そこで、この実施例2では、図15の挿入部の先端部における構成の第1例に示すように、先端処置部50aの長手方向の一部を切り欠いた切欠部50gを設けることによって、この先端処置部50aの外周と切欠部50gとの接線に、鋭利な角度からなる鋭利部50hが形成されることとなる。この実施例では、この鋭利部50hを利用して被処置部の切開を行うものである。すなわち、この鋭利部50hを切開方向に向けて、被処置部である粘膜Dや粘膜下層E（たとえば図11参照）を電気メスの機能を用いて切開すれば、被処置部と線接触で電流密度が高い鋭利部50hが接触し、発生する熱によって被処置部の切開を良好に行うことが可能となる。

【0089】

50

また、超音波振動の機能を用いる場合も、上記と同様に、鋭利部 50 h を切開方向に向けて、被処置部を超音波振動で切開すれば、超音波振動する鋭利部 50 h が被処置部に接触して、被処置部の切開を良好に行うことが可能となり、上記実施例 1 の効果に加えて、超音波処置装置の使い勝手を向上させることができる。

【0090】

図 16 は、図 1 に示した挿入部の先端部における構成の実施例 2 の第 2 例を示す斜視図である。この図において、超音波振動子 50 の先端処置部 50 a は、中実構造の三角柱で構成されており、各辺の接線に上記鋭利部 50 h よりもさらに鋭利な 3 つの鋭利部 50 i が形成されることとなる。この実施例では、超音波振動および電気メスの機能を用いて、3 方向に向けた鋭利部 50 i によって切開を行うことが可能となり、上記第 1 例よりもさらに超音波処置装置の使い勝手を向上させることができる。

10

【0091】

また、この実施例では、第 1 例の鋭利部 50 h よりもさらに鋭利な鋭利部 50 i を用いて被処置部の切開を行うので、さらに迅速に、かつ確実に被処置部の切開を行うことができる。

【0092】

図 17 は、図 1 に示した挿入部の先端部における構成の実施例 2 の第 3 例を示す斜視図である。この図において、超音波振動子 50 の先端処置部 50 a は、実施例 1 と同様に、中実構造の円筒形状に形成されているが、異なる点は、外周面に面を凹凸形状に粗く形成した粗面部 50 j を設けた点である。

20

【0093】

この粗面部 50 j の凹凸の平均間隔は、超音波振動子 50 の振動の振幅によって決定される。たとえば、通常の超音波振動子では、その大きさによって振動の振幅に強弱があり、最大で 0.3 mm 程度で、最小で 0.003 mm 程度である。そこで、この実施例では、この粗面部 50 j の凹凸の平均間隔は、その振動の振幅よりも若干小さい、たとえば 0.002 mm ~ 0.2 mm の範囲に設定するのが好ましい。

【0094】

これにより、この実施例では、粗面部 50 j を被処置部に接触させて、超音波振動による切開を行うと、先端処置部 50 a に振動が伝わり、粗面部 50 j と被処置部との間の摩擦が高まり、被処置部の切開を実施例 1 よりもさらに良好に行うことが可能となる。

30

【0095】

図 18 は、図 1 に示した挿入部の先端部における構成の実施例 2 の第 4 例を示す斜視図であり、図 22 は、挿入部の先端部の使用状態を説明するための正面図である。この図において、超音波振動子 50 の先端処置部 50 a は、実施例 1 と同様に、中実構造の円筒形状に形成されているが、異なる点は、先端処置部 50 a の先端が口角 50 k 1 を有する口型形状に構成された開口部 50 k を設けた点である。

【0096】

この実施例では、口角 50 k 1 に被処置部である粘膜 D や粘膜下層 E (たとえば図 11 参照) を引っ掛け、超音波振動や電気メスの機能を実行すれば、被処置部の切開を実施例 1 よりもさらに良好に行うことが可能となる。

40

【0097】

図 19 は、図 1 に示した挿入部の先端部における構成の実施例 2 の第 5 例を示す側面図である。この図において、超音波振動子 50 の先端処置部 50 a は、実施例 1 と同様に、中実構造の円筒形状に形成されているが、異なる点は、先端処置部 50 a の先端が複数の凸部 50 p と凹部 50 q とからなる、のこぎり歯形状に形成されている点である。

【0098】

この実施例では、この凸部 50 p と凹部 50 q を被処置部に当接させて超音波振動や電気メスの機能を実行すれば、被処置部から先端処置部 50 a が滑って移動することがなくなり、被処置部の最適な位置を切開することができる。

【0099】

50

なお、この実施例では、複数の凸部 50 p と凹部 50 q を先端処置部に設けたが、本発明はこれに限らず、例えば 1 組の凸部と凹部を設けても良いし、凸部または凹部のみを先端処置部に設けても良い。なお、この凸部または凹部のみを設ける場合には、先端の中心付近に設けるのが好ましい。

【実施例 3】

【0100】

図 20 は、実施例 3 にかかる図 1 に示した挿入部の先端部における構成の第 1 例を示す斜視図である。この実施例では、カバー 52 の端部に固定され、かつ先端処置部 50 a およびホーン 50 b と所定間隔の隙間を有して超音波振動子 50 の長手方向に形成された平板 58 を設けて構成されている。この平板 58 は、たとえばテフロン（登録商標）素材によって形成されており、先端処置部 50 a と平板 58 との間の隙間は、たとえば先端処置部 50 a と平板 58 との間で、粘膜 D の挟持が可能な間隔に設定されている。

10

【0101】

この実施例では、図 21 の斜視図に示すように、先端処置部 50 a と平板 58 との間で、粘膜 D を挟持させ、図 22 に示すように、超音波振動を加えるとともに、超音波処置装置を先端処置部 50 a の円周方向に捻ることによって、粘膜 D を先端処置部 50 a と平板 58 とに絡めてテンションをかけて、粘膜 D の切断を可能にしている。

【0102】

この実施例では、先端処置部 50 a と平板 58 との間に挟持した粘膜を捻って切断するので、実施例 1 の効果に加えて、より容易に粘膜の切開を行うことが可能となる。

20

【0103】

図 23 は、実施例 3 にかかる図 1 に示した挿入部の先端部における構成の第 2 例を示す斜視図であり、図 24 は、図 23 に示した先端部の使用状態を説明するための正面図である。この図において、この実施例では、図 16 に示した中実構造の三角柱で構成される先端処置部 50 a と図 20 で示した平板 58 とを組み合わせて構成されている。

【0104】

この実施例では、鋭利部 50 i が形成される先端処置部 50 a と平板 58 との間で、粘膜 D を挟持して捻ることによって、粘膜 D にさらにテンションがかかることとなって、粘膜 D の切断を可能にしており、第 1 例よりもさらに容易に粘膜の切開を行うことが可能となる。

30

【実施例 4】

【0105】

ところで、上記実施例で示した被処置部の切開には、方向性があるため、可撓性シース 36 は、トルクを正確に伝達する必要がある。そこで、この実施例では、このトルクを正確に伝達する可撓性シース 36 の構成について説明する。

【0106】

図 25 は、実施例 4 にかかる図 1 に示した超音波処置装置 3 の構成を示す斜視図であり、図 26 は、図 25 に示した可撓性シース 36 部分の側断面を示す断面図である。この図において、この実施例では、可撓性シース 36 を 3 つのパーツで構成し、各パーツを連動可能に接続させている。すなわち、可撓性シース 36 は、カバー 52 に接続されるコイルが 1 条からなるシース 36 a と、シース 36 a に接続されて、コイルの素線径がシース 36 a よりも大きい 1 条のコイルからなるシース 36 b と、シース 36 b および操作部 31 とに接続され、複数条、たとえば 3 条～5 条を 1 列にしてまとめて巻いて見かけ上 1 本のコイルを構成するシース 36 c とからなる。

40

【0107】

シース 36 a , 36 b は、たとえば右巻きのコイルからなる。また、シース 36 c は、左巻きのコイルからなり、シース 36 c のコイルの素線径は、シース 36 a のコイルの素線径よりも小さく構成されることで、シース 36 c のコイルのパネ力が強まって、遊びがなくなり、トルクの伝達力が強まる。このトルクは、太径のシース 36 b を介して細径のシース 36 a に伝わることによって、シース 36 c のトルクが超音波振動子 50 の先端処

50

置部 50a に正確に伝わることとなる。

【0108】

このようにこの実施例では、3つのパーツからなる、異なるシースを組み合わせて使用することで、操作部 31 からのトルク、たとえば右回転や左回転のトルクを、シースを介して先端処置部 50a に正確に伝わり、被処置部の切開を迅速に、かつ良好に行うことが可能となる。

【実施例 5】

【0109】

図 27 は、超音波振動子の首振り作業が可能な実施例 5 の構成を部分的に断面にして示した側面図であり、図 28 は、図 27 に示した超音波処置装置の先端部分の構成を示す斜視図であり、図 29 は、図 28 に示した先端部分の構成を示す側断面図であり、図 30 は、図 28 に示した超音波振動子を開動させた状態の斜視図である。なお、この超音波振動子の首振り機構は、特開 2004 - 122868 号に記載された発明とほぼ同様の構成からなるもので、以下にその首振り機構を説明する。

【0110】

これら図において、超音波処置装置 3 は、超音波振動子 50、支持カバー 60、電力線 41 および電流線 51、シース 70 および操作ワイヤ 80 を備える。

【0111】

超音波振動子 50 は、超音波処置装置 3 の先端に配置され、ホーン 50b の後方に圧電素子 50d と、先方に中実構造の先端処置部 50a とがそれぞれ設けられ、ホーン 50b の後方で圧電素子 50d を内部に収容するシリンダ 50n とを備える。また、この超音波振動子 50 は、図 28 において、シリンダ 50n の上下で、長手方向に沿ってワイヤ溝 50m が形成されている。

【0112】

支持カバー 60 は、シース 70 の端部に取り付けられている。支持カバー 60 は、図 28 に示すように、円筒部 61 の前方へ延出する 2 つの支持アーム 62 が設けられ、支持アーム 62 の先端がシリンダ 50n に支持ピン 63 によって取り付けられている。円筒部 61 は、操作ワイヤ 80 をガイドする案内手段からなり、ピン 64 に支持された 2 つのワイヤガイド 65 が上下に 1 組ずつ設けられている。

【0113】

このとき、支持ピン 63 は、シリンダ 50n 外周の 2 つのワイヤ溝 50m の間であって、かつ超音波振動における節位置でシリンダ 50n に取り付けられる。これにより、支持カバー 60 は、超音波振動の影響を最低限に抑えて超音波振動子 50 を、支持ピン 63 を中心として回動自在に支持している。また、上下 1 組ずつのワイヤガイド 65 は、図 1 に示すように、ワイヤ溝 50m の延長方向に対して支持アーム 62 側に変位した位置に設ける。これにより、超音波振動子 50 は、操作ワイヤ 80 の張力によって効果的に回動することができる。なお、支持ピン 63 は、ホーン 50b を貫通させて取り付けてもよい。また、支持ピン 63 に代えて、ホーン 50b の超音波振動における節位置に突起を 2 つ設け、これらの突起によって超音波振動子 50 を支持カバー 60 に支持させてもよい。

【0114】

電気信号線 41, 51 は、図 27 に示すように、シリンダ 50n から延出し、シース 70 内を通して操作部 71 の導出口 77 から外部に導出され、端部が図示しない超音波駆動装置および高周波駆動装置と接続されている。

【0115】

シース 70 は、図 27 に示すように、一端に操作部 71 が設けられると共に、他端に支持カバー 60 が取り付けられている。シース 70 は、レーザ溶接や接着剤によって端部が支持カバー 60 や操作部 71 と固定される。

【0116】

操作部 71 は、施術者が手で把持して超音波処置装置 3 を操作する部分であり、図 27 に示すように、シース 70 との連結部近傍に電気信号線 41, 51 の導出口 77 が設けら

10

20

30

40

50

れている。操作部 71 は、略中間の外面に操作ダイヤル 73 が設けられ、内部には操作ダイヤル 73 と同軸のプーリ 74 が設けられている。操作ダイヤル 73 は、時計方向或いは反時計方向に回転することによって操作ワイヤ 80 を長手方向に沿って移動させ、超音波振動子 50 を、支持ピン 63 を中心として回転させる。操作ダイヤル 73 は、操作部 71 に操作ダイヤル 73 を固定して超音波振動子 50 を所望回転位置に保持する図示しないつまみを備えている。つまみは、一方に回すと緩んで操作ダイヤル 73 の操作部 71 への固定が解除される。これにより、超音波振動子 50 は、支持カバー 60 に対して自由に回転することができる。また、つまみは、他方に回すと締まって操作ダイヤル 73 が操作部 71 に固定される。これにより、超音波振動子 50 は、支持カバー 60 に対して回転しないように保持される。そして、操作部 71 は、操作ダイヤル 73 の回転に伴う操作ワイヤ 80 の長手方向に沿った動きを案内するガイドローラ 76 が内部の適宜個所に設けられている。

10

【0117】

操作ワイヤ 80 は、操作部 71 のプーリ 74 近傍に弛緩除去器 90 が設けられ、中間がプーリ 74 に巻回されると共に、両端が超音波振動子 50 の外側に連結されてシース 70 内に長手方向に沿って配策されている。このとき、操作ワイヤ 80 は、両端がシリンダ 50 n に形成したワイヤ溝 50 m に配置され、ワイヤピン 81 によってシリンダ 50 n 外側の超音波振動における節位置に連結されている。このため、操作ワイヤ 80 は、超音波振動子 50 で発生した超音波振動が伝わることはなく、超音波振動子 50 のエネルギーロスが抑えられる。

20

【0118】

弛緩除去器 90 は、操作ダイヤル 73 を回転したときの操作ワイヤ 80 の弛みや緊張を吸収するもので、ケース 91 内に操作ワイヤ 80 の端部を係止した大径の係止部 92 が収容されている。例えば、図 27 において、操作ダイヤル 73 を時計方向に回転させると、操作部 71 においては、上側の操作ワイヤ 80 はプーリ 74 に引っ張られて緊張し、下側の操作ワイヤ 80 は弛む。このため、超音波振動子 50 は、図 27 に示す状態を基準とすると、図 30 に示すように、先端処置部 50 a の先端が斜め上方を向き、シリンダ 50 n の後部が下がる。弛緩除去器 90 は、操作ダイヤル 73 を回転操作したとき、操作ワイヤ 80 の弛みや緊張を吸収することによって操作ワイヤ 80 が絡まないようにし、超音波振動子 50 を円滑に回転させている。また、操作ダイヤル 73 を反時計方向に回転させると、操作部 71 においては、下側の操作ワイヤ 80 はプーリ 74 に引っ張られて緊張し、上側の操作ワイヤ 80 は弛む。このため、超音波振動子 50 は、図 30 の状態とは逆に、先端処置部 50 a の先端が斜め下方を向き、シリンダ 50 n の後部が上がる。

30

【0119】

このように構成された超音波処置装置 3 を被処置部、たとえば粘膜下層 E の切開に用いれば、実施例 1 と同様の効果を得るとともに、図 31 に示すように、超音波振動子 50 が首振り動作を行なって、切開手術を簡便、かつ迅速に行うことができるので、より早く組織標本を抽出することが可能となる。

【0120】

上述した小型の軟性内視鏡では、たとえば周波数が 100 kHz、150 kHz、200 kHz で使用される場合があり、周波数が 100 kHz の場合には、振幅が 16 ~ 40 μm とし、150 kHz の場合には、振幅を 12 ~ 30 μm とし、また 200 kHz の場合には、8 ~ 20 μm とし、図 32 に示すように、先端処置部 50 a の先端部分はその振幅の腹の部分になり、かつフランジ 50 c 部分がその振幅の節の部分になるように設定されている。

40

【0121】

また、図 33 は、上記超音波振動子 50 において、たとえばホーン 50 b 及び裏打板 50 f は、音響インピーダンスを良くするために、チタン合金 (Ti-6Al-4V) もしくはジェラルミン、ステンレスなどで形成されている。また、たとえば圧電素子 50 d は、電圧が印加されると歪む電歪素子 (PZT) などで形成されている。さらに、たとえば

50

ホーン 50 b と圧電素子 50 d との間に介在する絶縁チューブ 50 r は、圧電素子 50 d の陽極と陰極とを絶縁させるために、テフロン（登録商標）やポリアミドなどで形成されている。

【実施例 6】

【0122】

図 3 4 は、実施例 6 にかかる図 1 に示した超音波処置装置の先端部における概略構成を示す斜視図であり、図 3 5 は、図 3 4 の側断面を示す断面図である。この実施例では、カバー 5 2 の長手方向の外面に固定され、かつ先端処置部 5 0 a およびホーン 5 0 b と所定間隔の隙間を有して超音波振動子 5 0 の長手方向に形成された平板 5 8 を設けて構成されている。この平板 5 8 は、先端処置部 5 0 a と平板 5 8 との間の隙間は、実施例 3 と同様に、先端処置部 5 0 a と平板 5 8 との間に、粘膜 D の挟持が可能な間隔に設定されている。

10

【0123】

また、この平板 5 8 は、図 3 に示した対極板（電極）としての機能を有し、カバー 5 2 側の端部で電流線 5 1 と接続されるとともに、素材は金属などの導電性素材から形成されている。この平板 5 8 と処置部である超音波振動子 5 0 に接続する高周波駆動装置としては、バイポーラ電源 5 a を設け、超音波処置装置をバイポーラ処置具として使用するものである。

【0124】

このため、カバー 5 2 は、絶縁素材で形成して電極 5 0 e と平板 5 8 間の短絡を防ぐとともに、図 3 6 に示すように、先端処置部 5 0 a と平板 5 8 の一部を除く超音波処置装置の先端部を、絶縁性熱収縮チューブ 9 5 で絶縁被覆して、チャンネルからの短絡を防止している。

20

【0125】

このように、この実施例では、超音波振動子の先端処置部と平板間で挟持するたとえば粘膜などの被処置部を介して電流を流すことができるので、電流を局所的に人体に流すことが可能となるとともに、超音波処置装置の先端部を、絶縁被覆するので、短絡などの障害を防止することができる。

【0126】

なお、この実施例では、超音波処置装置の先端部を、絶縁被覆したが、本発明はこれに限らず、たとえば図 3 7 に示すように、挿入部 2 2 のチャンネル内部を絶縁部材 9 6 で覆い、チャンネルからの短絡を防止するように構成することも可能である。

30

【実施例 7】

【0127】

本発明にかかる超音波処置装置は、超音波振動と電気メスの機能を併用することができるものなので、超音波と電気メスの電気信号がお互いの電源に混入することがあり、このため両機能を絶縁させないと、それぞれの電源（超音波駆動装置 4 と高周波駆動装置 5）から電力が投入できない恐れもある。そこで、この実施例では、両機能を絶縁させて超音波振動と電気メスの電気信号を同時に出力させても安定して超音波振動子を駆動できる超音波処置装置を提供する。

40

【0128】

図 3 8 は、実施例 7 にかかる超音波処置装置の先端部分の構成を示す側断面図であり、図 3 9 は、図 3 8 に示した超音波振動子の一部の構成を示す断面図である。これら図において、この実施例では、圧電素子 5 0 d を挟むように、絶縁部材 5 0 s が設けられている。この絶縁部材は、たとえばアルミナなどの素材から形成されている。さらに、この実施例においては、電力線 4 1 は、圧電素子 5 0 d の電極 5 0 e に接続され、電流線 5 1 は、先端側の絶縁部材 5 0 s 前方のホーン 5 0 b に接続されている。また、ホーン 5 0 b と圧電素子 5 0 d 間は、絶縁チューブ 5 0 r が介在して、絶縁性を高めている。

【0129】

このように構成により、この実施例では、電力線と電流線は絶縁部材を介して超音波振

50

動子にそれぞれ接続されることとなり、超音波振動と電気メスの電気信号がお互いの電源に混入しなくなるので、超音波振動と電気メスを同時に出力させても、両機能を安定して駆動させることができる。

【実施例 8】

【0130】

図 40 は、内視鏡装置 1 に用いた本発明にかかる超音波処置装置の構成の第 2 例を示す構成図であり、図 41 は、実施例 8 にかかる図 40 に示した挿入部の先端部における構成の一例を示す斜視図であり、図 42 は、図 40 に示した操作部側の構成を示す断面図であり、図 43 は、図 41 の A - A 断面を示す断面図である。これらの図において、内視鏡装置 1 は、図示しない光源装置や表示装置と接続されるビデオスコープ 2 と、超音波処置装置 3 と、超音波処置装置 3 に電力を供給する超音波電源部としての超音波駆動装置 4 と、超音波処置装置 3 に電流を供給する高周波電源部としての高周波駆動装置 5 と、可撓性シース 36 内のチューブを介して外部から物体を吸引可能な吸引部としての吸引装置 6 と、チューブに流体を供給可能な流体供給部としてのシリンダ 7 とから構成されている。なお、超音波処置装置 3 と超音波駆動装置 4 とは、電力線 141 によって接続され、超音波処置装置 3 と高周波駆動装置 5 とは、電流線 151 によって接続されている。吸引装置 6 とシリンダ 7 とは、たとえば術者によって選択されてそれぞれが 1 本のチューブに着脱可能に設けられている。

10

【0131】

ビデオスコープ 2 は、挿入部 122 の基端側に設けられるスコープ操作部 121 と、このスコープ操作部 121 の下方に設けられ、被検体内に挿入される細長の円筒形状の挿入部 122 とを備える。このスコープ操作部 121 の側面には、スコープ操作部 121 と光源装置や表示装置とを接続させる可撓性のユニバーサルコード 121a が接続される。また、このスコープ操作部 121 の側面には、ユニバーサルコード 121a と異なる位置に、挿入部 122 先端の湾曲動作の操作を行うための湾曲操作ノブ 121b が突設されている。

20

【0132】

また、このスコープ操作部 121 には、ビデオスコープ 2 を保持して固定するために、たとえば術者などが把持する把持部 121c が設けられている。このスコープ操作部 121 において、挿入部 122 が取り付けられる取り付け側には、本発明にかかる超音波処置装置 3 である鉗子を挿入するための鉗子挿入口 121d が突設されている。図 40 では、超音波処置装置 3 が鉗子挿入口 121d に挿入されて、可撓性シース 136 を介して超音波処置装置 3 を操作するための操作部 131 が鉗子挿入口 121d から突出している状態を示している。

30

【0133】

被検体内に挿入される挿入部 122 は、先端に設けられた硬質の先端部 122a と、スコープ操作部 121 の操作によって湾曲動作を行う湾曲部と、柔軟性を有する可撓管などを備え、これらの部位は一列に連なるように構成されている。図 41 に示すように、挿入部 122 の先端部 122a には、チャンネル 122b が形成されており、このチャンネル 122b には、超音波処置装置 3 の超音波振動子 150 が突出可能に内設されている。また、挿入部 122 の先端部 122a には、観察部の構成要素としての、先端に固定された照明系レンズからなる 2 つの照明窓 122c と、観察系レンズからなる 1 つの観察窓 122d と、一端が観察窓 122d に固定されたイメージガイドファイバ 123 とを備え、挿入部 122 内に設けられたイメージガイドファイバ 123 の他端は、ユニバーサルコード 121a 内を介して光源装置に接続されている。

40

【0134】

照明窓 122c には、挿入部 122 内に設けられたライトガイドファイバの一端が設けられ、他端は、ユニバーサルコード 121a 内を介して光源装置に接続されている。この光源装置から出射された照明光を、ライトガイドファイバを通して、先端部 122a の照明窓から外部、たとえば体腔内の被処置部（生体組織）に照射している。観察系レンズは

50

、たとえば2枚のレンズ122d1, 122d2で構成され、この体腔内の被処置部からの反射光を取り込んで、イメージガイドファイバ123に出射している。この出射された反射光は、イメージガイドファイバ123を通過して、他端の表示装置に送られ、ここで被処置部の像を映し出すことにより、術者による被処置部の観察が可能となる。

【0135】

超音波処置装置3は、図40に示した三股構成の操作部131と、図43の断面図に示す、先端に設けられた超音波振動子150と、この超音波振動子150へ電力を供給する電力線141と、超音波振動子150に電流を供給する電流線151と、超音波振動子150を固定する円筒形状のカバー152と、超音波振動子150の後述する圧電素子および電極の水密を保つための隔壁153と、電力線141および電流線151が挿入されて一端が硬性部材からなるカバー152と結合される可撓性シース136とから構成されている。なお、隔壁153は、カバー152と可撓性シース136の結合部に配置されている。また、1本のワイヤを螺旋状に巻いた可撓性シース136の他端は、操作部131に接続され、術者が可撓性シース136を手動で、ビデオスコープ2内に挿入したり、引き出したりすることで、挿入部122内を進退可能に移動している。たとえば、鉗子挿入口121dを介して可撓性シース136をビデオスコープ2内に挿入する。可撓性シース136を、挿入部122のチャンネル内を先端部122a方向に移動して、超音波振動子150とカバー152の一部を先端部122aから突出させ、超音波振動子150の超音波振動や高周波電流を利用した電気メスにより処置を行う。また、この可撓性シース136を、挿入部122のチャンネル内を操作部131方向に移動させて、超音波振動子150とカバー152を先端部122a内に収納している。

【0136】

超音波振動子150は、たとえば導電性のチタンなどの素材で構成されており、先端処置部150aと、超音波振動を先端処置部150aに伝達するホーン150bと、超音波振動子150をカバー152に固定するフランジ150cと、超音波振動を発生する圧電素子150dと、電力線141に接続されて圧電素子150dに電気信号を供給する電極150eと、裏打板150fと、を備えている。この圧電素子150dには、電力線141および操作部131を介して、上述した超音波駆動装置4から電力信号が供給されており、圧電素子150dは、この電力信号を受けて、たとえば周波数が100kHzの超音波振動を発生する。発生した超音波振動は、絞り形状のホーン150bを通過することで、振動の振幅が拡大して、先端処置部150aに伝達される。フランジ150cは、振動の節位置に設けられ、カバー152の端部に固定される。

【0137】

また、電極150eには、電流線151が接続されており、電流線151、操作部131および操作部131の駆動ポート131eを介して、上述した高周波駆動装置5から供給された電流信号によって、先端処置部150aを、たとえば周波数が350kHzの電気メスとして機能させる。また、超音波処置装置3は、術者による超音波振動や高周波電流を利用した電気メスにより処置を選択することができる選択器8を備える。この選択器8は、超音波駆動装置4および高周波駆動装置5と接続され、電力供給または電流供給の選択を可能としている。なお、以下において、電力信号と電流信号を総称して電気信号と、また電力線と電流線を総称して電気信号線という。また、この実施例では、超音波振動を100kHz、電気メスを350kHzとしたが、本発明はこれに限らず、たとえば両者の周波数が共振しない範囲の周波数であれば良い。

【0138】

超音波振動子150は、先端処置部150aの長手方向の中心軸に、中空の処置用管156が形成されており、この処置用管156の後端には、処置用のチューブ157が接続されている。このチューブ157の他端は、隔壁153を貫通して可撓性シース136内および操作部131を介して、操作部131の注液ポート131dで、吸引装置6またはシリンダ7に接続されている。この構成により、処置用管156から流入してくる乳化あるいは粉碎された生体組織や不要な体液などは、吸引装置6の吸引動作によってチューブ

157を通過して、超音波処置装置3の外部に排出することが可能となる。また、シリンダ7によってチューブ157に流入してくる生理食塩水や薬液などの流体は、処置用管156を介して処置用管156の先端から外部に噴射される。

【0139】

操作部131は、図42に示すように、略円筒形状の操作部本体131aと、この操作部本体131aの一端に設けられたリング部131bと、操作部本体131aの他端に設けられ、各駆動装置4,5からの電気信号線141,151および吸引装置6やシリンダ7が接続されるチューブ157を可撓性シース136内に挿入するための三股の継手部131cとを備える。また、操作部131は、各駆動装置4,5からの電力および電流供給の選択を指示する選択器8としての指示ボタンを備えることも可能である。

10

【0140】

電気信号線141,151は、上述したように駆動ポート131eから挿入され、継手部131c内で屈曲され、可撓性シース136内を通過して、挿入部122先端に設けられた超音波振動子150と接続されており、これによって超音波振動子150への電気信号の供給が可能になる。吸引装置6とシリンダ7は、上述したようにチューブ157と注液ポート131dで接続されており、チューブ157は、継手部131c内で屈曲され、可撓性シース136内を通過して、挿入部122先端に設けられた超音波振動子150の処置用管156と接続されており、これによって処置用管156からの流体の吸引または流体の散布を可能にする。

【0141】

また、内視鏡装置1は、先端部122a近傍の挿入部122内に湾曲駒155を備える。この湾曲駒155は、上述した湾曲操作ノブ121bに接続されており、この湾曲操作ノブ121bを操作することで、内視鏡装置1の挿入部122の先端を屈曲させることが可能となる。この内視鏡装置1は、挿入部122が可撓性を有する、たとえば小型の軟性内視鏡から構成されている。

20

【0142】

次に、この超音波処置装置の処置動作を図44～図56の図面に基づいて説明する。ここで、図44は、超音波処置装置の処置手順を説明するためのフローチャートであり、図45～図56は、切開手術における各処置手順の工程を示す状態図である。

【0143】

これら図において、まず内視鏡装置1の挿入部122を被検体内に挿入し(ステップ201)、処置したい被処置部を観察部を用いて視野内に配置させて察知する(ステップ202)。次に、被処置部を察知したら、この被処置部に挿入部122の先端部122aを近づけるとともに、注液ポート131dに色素剤を注入したシリンダ7を取り付けて、この色素剤をチューブ157を介して、挿入部122先端に設けられた超音波振動子150の処置用管156から、図45に示すように、被処置部Bに散布する(ステップ203)。なお、この散布の際には、超音波駆動装置4から超音波振動子150に電力信号を供給し、超音波振動を発生させて、色素剤を霧状に散布するのが好ましい。

30

【0144】

次に、電流線151を介して高周波駆動装置5から超音波振動子150の電極150eに電流信号を供給することで、先端処置部150aを電気メスとして機能させる。そして、図46に示すように染色された被処置部Bの周囲の生体組織を、電気メスの機能を有する先端処置部150aで焼いて、認識可能にマーキングCを行う(ステップ204)。

40

【0145】

その後、局注液(たとえば生理食塩水やグリセオールなど)を注入したシリンダ7を注液ポート131dに取り付けて、図47に示すように先端処置部150aの先端を、マーキングCの外側から被処置部Bの下部に差し込み、局注液を超音波振動子150の処置用管156から注入して、被処置部Bを含む生体組織を隆起させる(ステップ205)。なお、この工程では、たとえば先端処置部150aの先端が注射針形状のものを用いて、被処置部Bの下部に穿刺しても良いし、超音波振動を発生させて先端処置部150aの先端

50

を被処置部 B の下部に穿刺しても良い。

【 0 1 4 6 】

次に、超音波振動を発生させて、先端処置部 1 5 0 a で隆起した生体組織（粘膜 D）の周辺切開を図 4 8 ~ 図 5 0 に示すように行って、粘膜 D を全周に渡って切開する（ステップ 2 0 6）。さらに、この実施例では、図 5 1 に示すように上記粘膜 D の下に存在する粘膜下層 E の剥離を行う（ステップ 2 0 7）。この場合には、注液ポート 1 3 1 d に吸引装置 6 を接続させて、図 5 2 に示すように超音波処置で破碎された粘膜下層 E のゼリー状物質を吸引して外部に放出する。また、図 5 2、図 5 3 に示す繊維質 F や血管などに対しては、電気メス機能を選択し焼いて切断することで、硬い組織の切断を容易にするとともに、血管からの止血を行う。

10

【 0 1 4 7 】

また、出血がある場合には（ステップ 2 0 8）、電気メスの機能を用いて止血処置を行う（ステップ 2 0 9）。この止血処置の際には、たとえば図 5 4 に示すように、シリンダ 7 から生理食塩水を送液しながら、高周波電流で出血部位 G の止血処置を行うと視界良く処置作業ができる。また、シリンダ 7 の代わりに、吸引装置 6 を注液ポート 1 3 1 d に取り付け、図 5 5 に示すように、出血部位 G からの出血を吸引しても良く、この吸引を行いながら超音波処置を行なっても良い。さらに、止血剤を注入したシリンダ 7 を注液ポート 1 3 1 d に取り付け、図 5 6 に示すように、先端処置部 1 5 0 a の先端を出血部位 G に穿刺して止血剤を注入することで、止血処置を行なっても良い。また、切除された組織標本の回収には、上記超音波処置装置 3 に代えて、たとえば鉗子挿入口 1 2 1 d から先端部 1 2 2 a のチャンネル 1 2 2 b に、図示しない把持鉗子を挿入し、この把持鉗子で組織標本を把持して取り出すことができる。

20

【 0 1 4 8 】

なお、この実施例では、超音波振動と電気メスの機能を別々に駆動させたが、本発明はこれに限らず、処置工程に応じて、たとえば粘膜下層の剥離工程では、超音波振動と電気メスのいずれか一方、または両機能を同時に駆動させることも可能である。

【 0 1 4 9 】

このように、この実施例では、超音波処置装置が超音波振動と電気メスとの機能を有する処置部を備え、生体組織の周辺切開を超音波振動で行って、生体組織を破碎し、その他の切開はいずれかの機能を選択して行うので、切り取りたい組織標本の熱損傷を防止し、適切な組織標本を得ることができ、これによって従来の周辺切開にかかる労力を削減することができる。

30

【 0 1 5 0 】

また、この実施例では、超音波振動子の処置部が中空形状の中空部を有し、薬剤散布や局注の工程を上記中空部を介して行うので、工程毎に超音波振動子をたとえば注射針付き処置具や散布チューブに切り替える必要がなく、生体組織の切開にかかる処置の簡素化は図ることができる。

【 0 1 5 1 】

また、この実施例では、超音波と高周波による処置を兼用できる処置部を備えたので、この超音波と高周波の選択のために処置具を入れ替える必要がなく、切開手術を簡便、かつ迅速に行うことができる。

40

【実施例 9】

【 0 1 5 2 】

一般に、電気メスの機能としては、抵抗を高めるために、電流の密度を一点に集めることが望ましい。このため、電気メスは、被処置部と点接触で接触させて、発生する熱によって被処置部の切開などを行っている。ところで、実施例 8 では、超音波振動子 1 5 0 の先端処置部 1 5 0 a は、中空構造の円筒形状に形成されているので、先端処置部 1 5 0 a の先端部の面積はかなり小さく、この先端部を被処置部に当接させても、電気メスとして機能するとともに、超音波振動として機能することが可能であるが、さらに超音波振動および電気メスとしての効果を得たい場合がある。

50

【 0 1 5 3 】

そこで、この実施例 9 では、図 5 7 の挿入部の先端部における構成の第 1 例に示すように、先端処置部 1 5 0 a の長手方向の一部を切り欠いた切欠部 1 5 0 g を設けることによって、この先端処置部 1 5 0 a の外周と切欠部 1 5 0 g との接線に、鋭利な角度からなる鋭利部 1 5 0 h が形成されることとなる。この実施例では、この鋭利部 1 5 0 h を利用して被処置部の切開を行うものである。すなわち、この鋭利部 1 5 0 h を切開方向に向けて、被処置部である粘膜 D や粘膜下層 E (たとえば図 5 0 参照) を電気メスの機能を用いて切開すれば、被処置部と線接触で電流密度が高い鋭利部 1 5 0 h が接触し、発生する熱によって被処置部の切開を良好に行うことが可能となる。

【 0 1 5 4 】

また、超音波振動の機能を用いる場合も、上記と同様に、鋭利部 1 5 0 h を切開方向に向けて、被処置部を超音波振動で切開すれば、超音波振動する鋭利部 1 5 0 h が被処置部に接触して、被処置部の切開を良好に行うことが可能となり、上記実施例 8 の効果に加えて、超音波処置装置の使い勝手を向上させることができる。

【 0 1 5 5 】

図 5 8 は、図 4 0 に示した挿入部の先端部における構成の実施例 9 の第 2 例を示す斜視図である。この図において、超音波振動子 1 5 0 の先端処置部 1 5 0 a は、中空構造の三角柱で構成されており、各辺の接線に上記鋭利部 1 5 0 h よりもさらに鋭利な 3 つの鋭利部 1 5 0 i が形成されることとなる。この実施例では、超音波振動および電気メスの機能を用いて、3 方向に向いた鋭利部 1 5 0 i によって切開を行うことが可能となり、上記第 1 例よりもさらに超音波処置装置の使い勝手を向上させることができる。

【 0 1 5 6 】

また、この実施例では、第 1 例の鋭利部 1 5 0 h よりもさらに鋭利な鋭利部 1 5 0 i を用いて被処置部の切開を行うので、さらに迅速に、かつ確実に被処置部の切開を行うことができる。

【 0 1 5 7 】

図 5 9 は、図 4 0 に示した挿入部の先端部における構成の実施例 9 の第 3 例を示す斜視図である。この図において、超音波振動子 1 5 0 の先端処置部 1 5 0 a は、実施例 8 と同様に、中空構造の円筒形状に形成されているが、異なる点は、外周面に面を凹凸形状に粗く形成した粗面部 1 5 0 j を設けた点である。

【 0 1 5 8 】

この粗面部 1 5 0 j の凹凸の平均間隔は、超音波振動子 1 5 0 の振動の振幅によって決定される。たとえば、通常の超音波振動子では、その大きさによって振動の振幅に強弱があり、最大で 0 . 3 mm 程度で、最小で 0 . 0 0 3 mm 程度である。そこで、この実施例では、この粗面部 1 5 0 j の凹凸の平均間隔は、その振動の振幅よりも若干小さい、たとえば 0 . 0 0 2 mm ~ 0 . 2 mm の範囲に設定するのが好ましい。

【 0 1 5 9 】

これにより、この実施例では、粗面部 1 5 0 j を被処置部に接触させて、超音波振動による切開を行うと、先端処置部 1 5 0 a に振動が伝わり、粗面部 1 5 0 j と被処置部との間の摩擦が高まり、被処置部の切開を実施例 8 よりもさらに良好に行うことが可能となる。

【 0 1 6 0 】

図 6 0 は、図 4 0 に示した挿入部の先端部における構成の実施例 8 の第 4 例を示す斜視図であり、図 6 1 は、図 6 0 の側断面を示す断面図である。この図において、超音波振動子 1 5 0 の先端処置部 1 5 0 a は、実施例 8 と同様に、中空構造の円筒形状に形成されているが、異なる点は、先端処置部 1 5 0 a の先端が口角 1 5 0 k 1 を有する口型形状に構成された開口部 1 5 0 k を設けた点である。

【 0 1 6 1 】

この実施例では、口角 1 5 0 k 1 に被処置部である粘膜 D や粘膜下層 E (たとえば図 5 0 参照) を引っ掛け、超音波振動や電気メスの機能を実行すれば、被処置部の切開を実施

10

20

30

40

50

例 8 よりもさらに良好に行うことが可能となる。また、この実施例では、吸引装置 6 を併用して切開した被処置部を吸引するようになれば、さらに良好に被処置部の切開を行うことが可能となる。

【実施例 10】

【0162】

図 6 2 は、実施例 10 にかかる図 4 0 に示した挿入部の先端部における構成の第 1 例を示す斜視図である。この実施例では、カバー 152 の端部に固定され、かつ先端処置部 150 a およびホーン 150 b と所定間隔の隙間を有して超音波振動子 150 の長手方向に形成された平板 158 を設けて構成されている。この平板 158 は、たとえばテフロン（登録商標）素材によって形成されており、先端処置部 150 a と平板 158 との間隙は、たとえば先端処置部 150 a と平板 158 との間で、粘膜 D の挟持が可能な間隔に設定されている。

10

【0163】

この実施例では、図 6 3 の斜視図に示すように、先端処置部 150 a と平板 158 との間で、粘膜 D を挟持させ、図 6 4 に示すように、超音波振動を加えるとともに、超音波処置装置を先端処置部 150 a の円周方向に捻ることによって、粘膜 D を先端処置部 150 a と平板 158 とに絡めてテンションをかけて、粘膜 D の切断を可能にしている。

【0164】

この実施例では、先端処置部 150 a と平板 158 との間に挟持した粘膜を捻って切断するので、実施例 8 の効果に加えて、より容易に粘膜の切開を行うことが可能となる。

20

【0165】

図 6 5 は、図 4 0 に示した挿入部の先端部における構成の実施例 10 の第 2 例を示す斜視図であり、図 6 6 は、図 6 5 に示した先端部の使用状態を説明するための正面図である。この図において、この実施例では、図 5 8 に示した中空構造の三角柱で構成される先端処置部 150 a と図 6 2 で示した平板 158 とを組み合わせて構成されている。

【0166】

この実施例では、鋭利部 150 i が形成される先端処置部 150 a と平板 158 との間で、粘膜 D を挟持して捻ることによって、粘膜 D にさらにテンションがかかることとなって、粘膜 D の切断を可能にしており、第 1 例よりもさらに容易に粘膜の切開を行うことが可能となる。

30

【実施例 11】

【0167】

ところで、上記実施例で示した被処置部の切開には、方向性があるため、可撓性シース 136 は、トルクを正確に伝達する必要がある。そこで、この実施例では、このトルクを正確に伝達する可撓性シース 136 の構成について説明する。

【0168】

図 6 7 は、実施例 11 にかかる図 4 0 に示した超音波処置装置 3 の構成を示す斜視図であり、図 6 8 は、図 6 7 に示した可撓性シース 136 部分の側断面を示す断面図である。この図において、この実施例では、可撓性シース 136 を 3 つのパーツで構成し、各パーツを連動可能に接続させている。すなわち、可撓性シース 136 は、カバー 152 に接続されるコイルが 1 条からなるシース 136 a と、シース 136 a に接続されて、コイルの素線径がシース 136 a よりも大きい 1 条のコイルからなるシース 136 b と、シース 136 b および操作部 131 とに接続され、複数条、たとえば 3 条～5 条を 1 列にしてまとめて巻いて見かけ上 1 本のコイルを構成するシース 136 c とからなる。

40

【0169】

シース 136 a , 136 b は、たとえば右巻きのコイルからなる。また、シース 136 c は、左巻きのコイルからなり、シース 136 c のコイルの素線径は、シース 136 a のコイルの素線径よりも小さく構成されることで、シース 136 c のコイルのパネ力が強まって、遊びがなくなり、トルクの伝達力が強まる。このトルクは、太径のシース 136 b を介して細径のシース 136 a に伝わることによって、シース 136 c のトルクが超音波

50

振動子 150 の先端処置部 150 a に正確に伝わることとなる。

【0170】

このようにこの実施例では、3つのパーツからなる、異なるシースを組み合わせて使用することで、操作部 131 からのトルク、たとえば右回転や左回転のトルクがシースを介して先端処置部 150 a に正確に伝わり、被処置部の切開を迅速に、かつ良好に行うことが可能となる。

【実施例 12】

【0171】

図 69 は、超音波振動子の首振り作業が可能な実施例 12 の構成を部分的に断面にして示した側面図であり、図 70 は、図 69 に示した超音波処置装置の先端部分の構成を示す斜視図であり、図 71 は、図 70 に示した先端部分の構成を示す側断面図であり、図 72 は、図 70 に示した超音波振動子を開動させた状態の斜視図である。なお、この超音波振動子の首振り機構は、特開 2004 - 122868 号に記載された発明とほぼ同様の構成からなるもので、以下にその首振り機構を説明する。

10

【0172】

これら図において、超音波処置装置 3 は、超音波振動子 150、支持カバー 160、電力線 141 および電流線 151、シース 170 および操作ワイヤ 180 を備える。

【0173】

超音波振動子 150 は、超音波処置装置 3 の先端に配置され、ホーン 150 b の後方に圧電素子 150 d と、先方に中空構造の先端処置部 150 a とがそれぞれ設けられ、ホーン 150 b の後方で圧電素子 150 d を内部に収容するシリンダ 150 n とを備える。また、この超音波振動子 150 は、図 69 において、シリンダ 150 n の上下で、長手方向に沿ってワイヤ溝 150 m が形成されている。

20

【0174】

支持カバー 160 は、シース 170 の端部に取り付けられている。支持カバー 160 は、図 70 に示すように、円筒部 161 の前方へ延出する 2 つの支持アーム 162 が設けられ、支持アーム 162 の先端がシリンダ 150 n に支持ピン 163 によって取り付けられている。円筒部 161 は、操作ワイヤ 180 をガイドする案内手段からなり、ピン 164 に支持された 2 つのワイヤガイド 165 が上下に 1 組ずつ設けられている。

【0175】

このとき、支持ピン 163 は、シリンダ 150 n 外周の 2 つのワイヤ溝 150 m の間であって、かつ超音波振動における節位置でシリンダ 150 n に取り付けられる。これにより、支持カバー 160 は、超音波振動の影響を最低限に抑えて超音波振動子 150 を、支持ピン 163 を中心として回転自在に支持している。また、上下 1 組ずつのワイヤガイド 165 は、図 70 に示すように、ワイヤ溝 150 m の延長方向に対して支持アーム 162 側に変位した位置に設ける。これにより、超音波振動子 150 は、操作ワイヤ 180 の張力によって効果的に回転することができる。なお、支持ピン 163 は、ホーン 150 b を貫通させて取り付けてもよい。また、支持ピン 163 に代えて、ホーン 150 b の超音波振動における節位置に突起を 2 つ設け、これらの突起によって超音波振動子 150 を支持カバー 160 に支持させてもよい。

30

40

【0176】

電気信号線 141、151 は、図 69 に示すように、シリンダ 150 n から延出し、シース 170 内を通過して操作部 171 の導出口 177 から外部に導出され、端部が図示しない超音波駆動装置および高周波駆動装置と接続されている。また、処置用のチューブ 157 は、図 69 に示すように、シリンダ 150 n から延出し、シース 170 内を通過して操作部 171 の導出口 172 に固定されている。この一端は、図示しない吸引装置やシリンダと接続可能に構成されている。

【0177】

シース 170 は、図 69 に示すように、一端に操作部 171 が設けられると共に、他端に支持カバー 160 が取り付けられている。シース 170 は、レーザ溶接や接着剤によっ

50

て端部が支持カバー 160 や操作部 171 と固定される。

【0178】

操作部 171 は、施術者が手で把持して超音波処置装置 3 を操作する部分であり、図 69 に示すように、シース 170 との連結部近傍にチューブ 157 および電気信号線 141、151 の導出口 172、177 が設けられている。操作部 171 は、略中間の外面に操作ダイヤル 173 が設けられ、内部には操作ダイヤル 173 と同軸のプリー 174 が設けられている。操作ダイヤル 173 は、時計方向或いは反時計方向に回転することによって操作ワイヤ 180 を長手方向に沿って移動させ、超音波振動子 150 を、支持ピン 163 を中心として回転させる。操作ダイヤル 173 は、操作部 171 に操作ダイヤル 173 を固定して超音波振動子 150 を所望回転位置に保持する図示しないつまみを備えている。つまみは、一方に回すと緩んで操作ダイヤル 173 の操作部 171 への固定が解除される。これにより、超音波振動子 150 は、支持カバー 160 に対して自由に回転することができる。また、つまみは、他方に回すと締まって操作ダイヤル 173 が操作部 171 に固定される。これにより、超音波振動子 150 は、支持カバー 160 に対して回転しないように保持される。そして、操作部 171 は、操作ダイヤル 173 の回転に伴う操作ワイヤ 180 の長手方向に沿った動きを案内するガイドローラ 176 が内部の適宜個所に設けられている。

10

【0179】

操作ワイヤ 180 は、操作部 171 のプリー 174 近傍に弛緩除去器 190 が設けられ、中間がプリー 174 に巻回されると共に、両端が超音波振動子 150 の外側に連結されてシース 170 内に長手方向に沿って配策されている。このとき、操作ワイヤ 180 は、両端がシリンダ 150n に形成したワイヤ溝 150m に配置され、ワイヤピン 181 によってシリンダ 150n 外側の超音波振動子における節位置に連結されている。このため、操作ワイヤ 180 は、超音波振動子 150 で発生した超音波振動が伝わることはなく、超音波振動子 150 のエネルギーロスが抑えられる。

20

【0180】

弛緩除去器 190 は、操作ダイヤル 173 を回転したときの操作ワイヤ 180 の弛みや緊張を吸収するもので、ケース 191 内に操作ワイヤ 180 の端部を係止した大径の係止部 192 が収容されている。例えば、図 69 において、操作ダイヤル 173 を時計方向に回転させると、操作部 171 においては、上側の操作ワイヤ 180 はプリー 174 に引っ張られて緊張し、下側の操作ワイヤ 180 は弛む。このため、超音波振動子 150 は、図 69 に示す状態を基準とすると、図 72 に示すように、先端処置部 150a の先端が斜め上方を向き、シリンダ 150n の後部が下がる。弛緩除去器 190 は、操作ダイヤル 173 を回転操作したとき、操作ワイヤ 180 の弛みや緊張を吸収することによって操作ワイヤ 180 が絡まないようにし、超音波振動子 150 を円滑に回転させている。また、操作ダイヤル 173 を反時計方向に回転させると、操作部 171 においては、下側の操作ワイヤ 180 はプリー 174 に引っ張られて緊張し、上側の操作ワイヤ 180 は弛む。このため、超音波振動子 150 は、図 72 の状態とは逆に、先端処置部 150a の先端が斜め下方を向き、シリンダ 150n の後部が上がる。

30

【0181】

このように構成された超音波処置装置 3 を被処置部、たとえば粘膜下層 E の切開に用いれば、実施例 8 と同様の効果を得るとともに、図 73 に示すように、超音波振動子 150 が首振り動作を行なって、切開手術を簡便、かつ迅速に行うことができ、さらにゼリー状物質を吸引しながら行うことができるので、不要な物質が、切除された組織標本に付着することが少なくなり、より綺麗な状態で組織標本を抽出することが可能となる。

40

【実施例 13】

【0182】

図 74 は、内視鏡装置 1 に用いた本発明にかかる超音波処置装置の構成の第 3 例を示す構成図であり、図 75 は、実施例 13 にかかる超音波処置装置の先端部分の構成を示す側断面図であり、図 76 は、図 75 の A - A 断面を示す断面であり、図 77 は、図 75 の B

50

矢視を示す矢視図であり、図 7 8 は、図 7 4 に示した操作部側の構成を示す一部断面図である。これらの図において、内視鏡装置 1 は、図示しない光源装置や表示装置と接続されるビデオスコープ 2 と、超音波処置装置 3 と、超音波処置装置 3 に電力を供給する超音波電源部としての超音波駆動装置 4 と、超音波処置装置 3 に電流を供給する高周波電源部としての高周波駆動装置 5 とから構成されている。なお、超音波処置装置 3 と超音波駆動装置 4 とは、- 配線 2 4 1 と + 配線 2 5 1 によって接続され、超音波処置装置 3 と高周波駆動装置 5 とは、- 配線 2 4 1 によって接続されている。

【 0 1 8 3 】

ビデオスコープ 2 は、挿入部 2 2 2 の基端側に設けられるスコープ操作部 2 2 1 と、このスコープ操作部 2 2 1 の下方に設けられ、被検体内に挿入される細長の円筒形状の挿入部 2 2 2 とを備える。このスコープ操作部 2 2 1 の側面には、スコープ操作部 2 2 1 と光源装置や表示装置とを接続させる可撓性のユニバーサルコード 2 2 1 a が接続される。また、このスコープ操作部 2 2 1 の側面には、ユニバーサルコード 2 2 1 a と異なる位置に、挿入部 2 2 2 先端の湾曲動作の操作を行うための湾曲操作ノブ 2 2 1 b が突設されている。

10

【 0 1 8 4 】

また、このスコープ操作部 2 2 1 には、ビデオスコープ 2 を保持して固定するために、たとえば術者などが把持する把持部 2 2 1 c が設けられている。このスコープ操作部 2 2 1 において、挿入部 2 2 2 が取り付けられる取り付け側には、本発明にかかる超音波処置装置 3 である鉗子を挿入するための鉗子挿入口 2 2 1 d が突設されている。図 7 4 では、超音波処置装置 3 が鉗子挿入口 2 2 1 d に挿入されて、可撓性シース 2 3 6 を介して超音波処置装置 3 を操作するための操作部 2 3 1 が鉗子挿入口 2 2 1 d から突出している状態を示している。

20

【 0 1 8 5 】

被検体内に挿入される挿入部 2 2 2 は、先端に設けられた硬質の先端部 2 2 2 a と、スコープ操作部 2 2 1 の操作によって湾曲動作を行う湾曲部と、柔軟性を有する可撓管などを備え、これらの部位は一系列に連なるように構成されている。この挿入部 2 2 2 の先端部は、実施例 1 の図 2 に示した挿入部 2 2 のチャンネル 2 2 b と同様のチャンネルが形成されており、このチャンネルに超音波処置装置 3 の超音波振動子 2 5 0 が突出可能に内設されている。また、挿入部 2 2 の先端部には、実施例 1 と同様に、図示しない観察部の構成要素としての、2 つの照明窓と、1 つの観察窓と、イメージガイドファイバとを備え、挿入部 2 2 2 内に設けられたイメージガイドファイバの他端は、ユニバーサルコード 2 2 1 a 内を介して光源装置に接続されている。なお、観察部の構成は、実施例 1 と同様なので、説明を省略する。

30

【 0 1 8 6 】

超音波処置装置 3 は、図 7 4 に示した円筒形状の操作部 2 3 1 と、図 7 5 の断面図に示す、先端に設けられた超音波振動子 2 5 0 と、この超音波振動子 2 5 0 へ電力および電流を供給する - 配線 2 4 1 および + 配線 2 5 1 と、超音波振動子 2 5 0 を固定する円筒形状の先端カバー 2 5 2 と、先端カバー 2 5 2 と接続され、ホーン 2 5 0 b を囲繞するホーンカバー 2 5 3 と、操作部 2 3 1 と先端カバー 2 5 2 を連結するコイルシャフト 2 5 4 と、先端カバー 2 5 2 とコイルシャフト 2 5 4 を連結するカバー押え部 2 5 5 と、- 配線 2 4 1、+ 配線 2 5 1 およびコイルシャフト 2 5 4 が挿入される可撓性シース 2 5 6 と、を備える。

40

【 0 1 8 7 】

先端カバー 2 5 2 は、絶縁性の樹脂で有底部 2 5 2 a を有する円筒形状に形成され、ホーンカバー 2 5 3 と、カバー押え部 2 5 5 とがねじ止めでそれぞれ固定されている。なお、- 配線 2 4 1、+ 配線 2 5 1 は、図 7 6 の A - A 断面図に示すように、この有底部 2 5 2 a に設けられた金属板 2 5 7、2 5 8 にはんだ付けされ、この金属板 2 5 7、2 5 8 を介して超音波振動子 2 5 0 と接続されている。

【 0 1 8 8 】

50

ホーンカバー 253 は、絶縁性の樹脂で形成され、ホーン 250b との間に若干の空隙を設けるように、上記ホーン 250b を覆い、超音波処置装置 3 を電気メスとして使用する場合に、ホーン 250b の太径部での短絡を防ぐとともに、超音波振動させた場合に、内視鏡装置 1 のチャンネルを傷つけないようにしている。なお、ホーン 250b とホーンカバー 253 間の空隙は、発振時にホーン 250b がホーンカバー 253 に接触しない間隔に設けられている。カバー押え部 255 は、先端カバー 252 の後端とねじ止めされるとともに、コイルシャフト 254 の先端とロー付けされて、先端カバー 252 とコイルシャフト 254 を連結している。

【0189】

コイルシャフト 254 は、多層、この実施例では 3 層構造に形成されており、たとえば内層のコイルを左巻き、中層のコイルを右巻き、外層のコイルを左巻きというように、交互に巻いていくことによって操作部 231 の基端側から超音波振動子 250 の先端側への回転追従性を向上させている。このコイルシャフト 254 の外径は、可撓性シース 256 の内径より若干小さい、たとえば 2 mm ほど細く構成されている。また、処置具の操作性を良くするため、さらに細い外径のコイルシャフトを用いてもよい。なお、本発明では、コイルシャフト 254 を 3 層構造に限らず、2 層以上の多層構造で各層のコイルを交互に巻くことが可能であり、これによって上述した回転追従性が実現できる。したがって、操作部 231 側でコイルシャフト 254 を右回しまたは左回しに回転させると、これに追従して先端カバー 252 に固定された超音波振動子 250 が右回しまたは左回しに回転する。

【0190】

可撓性シース 256 は、ポリウレタンやテフロンなどの可撓性の絶縁チューブからなり、一端は先端カバー 252 の外周上に設けられ、ホーンカバー 253 によって先端カバー 252 側に抜けないように係止され、他端は操作部 231 側に至り、術者が操作部 231 に接続されたコイルシャフト 254 とともに可撓性シース 256 を手で、ビデオスコープ 2 内に挿入したり、引き出したりすることで、挿入部 222 内を進退可能に移動している。たとえば、可撓性シース 256 を、挿入部 222 のチャンネル内を先端部方向に移動して、超音波振動子 250 と先端カバー 252 の一部を先端部から突出させ、超音波振動子 250 の超音波振動や高周波電流を利用した電気メスにより処置を行う。また、この可撓性シース 256 を、挿入部 222 のチャンネル内を操作部 231 方向に移動させて、超音波振動子 250 と先端カバー 52 を挿入部 222 の先端部内に収納している。

【0191】

次に、超音波振動子 250 の構成について説明する。図 77 は、図 75 の B 矢視を示す矢視図であり、図 78 は、本発明の超音波振動子の構成を示す斜視図であり、図 79A は、図 78 に示した先端処置部の構成を示す斜視図であり、図 79B は、同じく上面図、図 79C は、同じく正面図である。これら図において、超音波振動子 250 は、たとえば導電性のチタンなどの素材で構成されており、出力端に設けられた中実構造の円柱形状の先端処置部 250a と、超音波振動を先端処置部 250a に伝達するホーン 250b と、超音波振動子 250 を先端カバー 252 に固定するフランジ 250c と、超音波振動を発生する圧電素子 250d と、- 配線 241、+ 配線 251 に接続されて圧電素子 250d に電気信号を供給するマイナス電極 250e1、プラス電極 250e2 と、裏打板 250z と、を備えている。この圧電素子 250d には、- 配線 241、+ 配線 251 および操作部 231 を介して、上述した超音波駆動装置 4 から電力信号が供給されており、圧電素子 250d は、この電力信号を受けて、たとえば周波数が 100 kHz の超音波振動を発生する。発生した超音波振動は、絞り形状のホーン 250b を通過することで、振動の振幅が拡大して、先端処置部 250a に伝達される。フランジ 250c は、振動の節位置に設けられ、先端カバー 252 の端部に固定される。フランジ 250c とホーンカバー 253 との間には、フランジ 250c の外径と略同一の外径で、円筒形状のゴム 259 が設けられ、先端カバー 252 内部を水密構造にしている。

【0192】

先端処置部 250 a は、基端側から先端側へと延び、長手軸を備える細径部 250 f を有する。この細径部 250 f の先端部には、太径部 250 g が連結されており、この太径部 250 g の上記長手軸に垂直な断面の少なくとも一部分の外径は、細径部 250 f の上記長手軸に垂直な断面の少なくとも一部分の外径よりも大きくなっている。

【0193】

詳細に説明すると、図 78 ~ 図 79 C に示されるように、この実施例では、超音波振動子 250 の出力端（ホーン 250 b）の先端部に、略円柱形状の細径部 250 f の基端部が連結されている。この細径部 250 f の先端面に、略直方体形状の太径部 250 g が、その基端面が細径部 250 f の中心軸に略垂直となるように連結されており、太径部 250 g の中心軸に垂直な断面は、略長方形形状となっている。この長方形形状の少なくとも長辺は、細径部 250 f の直径よりも大きくなっている。そして、太径部 250 g の先端面全体に保持部としての凹部 250 h が形成されており、この凹部 250 h は、上記両長辺に平行な断面において、先端側に向かって開口する三角形形状となっている。この凹部 250 h は、先端の端面である先端面部 250 i を構成している。

【0194】

次に、この実施例の超音波処置装置 3 の作用について説明する。以下では、肝臓の切除、胃、大腸の粘膜の剥離など、繊維質の混在している組織をキャビテーションによって破砕して処置を行う場合について説明する。超音波振動子 250 で超音波振動を発生させ、この振動を、プローブを介して先端処置部 250 a によって伝達して先端処置部 250 a の太径部 250 g を縦振動させ、かつ太径部 250 g が被処置部に対して所望の向きになるように回転させた後、振動状態の太径部 250 g を組織に押圧する。この結果、凹部 250 h に組織の繊維質が集合され、先端面部 250 i によって発生されるキャビテーションによって繊維質が破砕されるとともに、太径部 250 g が組織にめり込むことにより、太径部 250 g の基端面に繊維質が引っ掛かり、太径部 250 g の基端面によって発生されるキャビテーションによって繊維質が破砕される。

【0195】

したがって、この実施例の超音波処置装置 3 は次の効果を奏する。この実施例の先端処置部 250 a では、細径部 250 f の先端部に設けられている太径部 250 g の外径が、細径部 250 f の外径よりも大きくなっている。このため、肝臓の切除、胃、大腸の粘膜の剥離などを行う場合には、操作部によって太径部 250 g を所望の向きに回転させ、太径部 250 g によってキャビテーションを発生させることができ、超音波処置装置 3 の処置能力が向上されている。

【0196】

また、マイナス電極 250 e 1 には、- 配線 241 が接続され、高周波駆動装置 5 には前記電極 250 e と対をなす電極である対極板（図 3 の対極板 9 と同様）が接続されており、高周波駆動装置 5 から供給された電流信号は、人体を介して先端処置部 250 a と対極板間に流れることで、たとえば周波数が 350 kHz の電気メスとして機能させる。また、超音波処置装置 3 は、術者による超音波振動や高周波電流を利用した電気メスにより処置を選択することができる選択ボタンとしての選択器（図 3 の選択器 8 と同様）を備える。この選択器は、超音波駆動装置 4 および高周波駆動装置 5 と接続され、超音波振動子 250 への電力供給または電流供給の選択を可能としている。なお、以下において、電力信号と電流信号を総称して電気信号と、また - 配線 241 と + 配線 251 を総称して電気信号線という。また、この実施例では、超音波振動を 100 kHz、電気メスを 350 kHz としたが、本発明はこれに限らず、たとえば両者の周波数が共振しない範囲の周波数であれば良い。

【0197】

操作部 231 は、図 80 に示すように、可撓性シース 256 から突出したコイルシャフト 254 を囲繞する略円筒形状のハウジング 231 a と、ハウジング 231 a の基端側を覆うベース 231 b と、ハウジング 231 a と嵌合し、かつベース 231 b とねじ止めされる押え部 231 c と、ハウジング 231 a の先端側を覆い、ハウジング 231 a にねじ

止められるハンドル 231d と、ハウジング 231a とコイルシャフト 254 の間に設けられるチューブ 231e と、ハウジング 231a の外周面と内周面とに開口する開口部 231f と、この開口部 231f 内に設けられ、コイルシャフト 254 をハウジング 231a の内周面に圧接可能に構成する T 字形状の T ロック 231g と、ハウジング 231a の外周面に摺動可能に係合するスライダ 231h とを備える。スライダ 231h は、この摺動時に T ロック 231g と当接して T ロック 231g をハウジング 231a の内周方向に移動させる。T ロック 231g は、この内周方向への移動によってコイルシャフト 254 をハウジング 231a の内周面に圧接して、コイルシャフト 254 をハウジング 231a に固定する。この状態でハンドル 231d を右回しまたは左回しに回転させると、可撓性シース 256 はそのままの状態、先端カバー 252 に固定された超音波振動子 250 が、これに追従して右回しまたは左回しに回転され、被処置部に対して、先端処置部 250a の太径部 250g を所望の位置（角度）に回転させることが可能となる。

10

【0198】

また、内視鏡装置 1 は、先端部近傍の挿入部 222 内に図示しない湾曲駒（図 4 の湾曲駒 55 と同様）を備える。この湾曲駒は、上述した湾曲操作ノブ 221b に接続されており、この湾曲操作ノブ 221b を操作することで、内視鏡装置 1 の挿入部 222 の先端を屈曲させることが可能となる。この内視鏡装置 1 は、挿入部 222 が可撓性を有する、たとえば小型の軟性内視鏡から構成されている。

【0199】

次に、この超音波処置装置の処置動作を図 81 ~ 図 90 の図面に基づいて説明する。ここで、図 81 は、超音波処置装置の処置手順を説明するためのフローチャートであり、図 82 ~ 図 90 は、切開手術における各処置手順の工程を示す状態図である。

20

【0200】

これら図において、まず内視鏡装置 1 の挿入部 222 を被検体内に挿入し（ステップ 301）、処置したい被処置部 B を、観察部を用いて視野内に配置させて察知する（ステップ 302）。なお、この最初の状態においては、超音波処置装置 3 の代わりに、鉗子挿入口 221d から挿入部 222 には、色素剤を注入した図示しないシリンダを取り付けたチューブ 10 が挿入されており、この挿入されたチューブ 10 は、挿入部 222 の先端から外部に突出して設けられている。

【0201】

次に、被処置部 B を察知したら、この被処置部 B に挿入部 222 の先端部を近づけるとともに、このシリンダに注入された色素剤を、チューブ 10 を介して、挿入部 222 の先端から突出したチューブ 10 の先端から、図 82 に示すように、被処置部 B に散布する（ステップ 303）。

30

【0202】

次に、このチューブ 10 を内視鏡装置 1 の挿入部 222 から取り出して、代わりに超音波処置装置 3 を鉗子挿入口 221d から挿入部 222 に挿入し、配線 241 を介して高周波駆動装置 5 から超音波振動子 250 のマイナス電極 250e1 に電流信号を供給することで、先端処置部 250a を電気メスとして機能させる。そして、図 83 に示すように染色された被処置部 B の周囲の生体組織を、電気メスの機能を有する先端処置部 250a で焼いて、認識可能にマーキング C を行う（ステップ 304）。

40

【0203】

その後、再び超音波処置装置 3 を内視鏡装置 1 の挿入部 222 から取り出して、代わりに局注液（たとえば生理食塩水やグリセオールなど）を注入した図示しないシリンダが取り付けられたチューブおよびその先端に設けられた注射針 11 を、鉗子挿入口 221d から挿入部 222 に挿入し、図 84 に示すように先端処置部 250a の先端を、マーキング C の外側から被処置部 B の下部に差し込み、局注液をチューブから注入して、被処置部 B を含む生体組織を隆起させる（ステップ 305）。

【0204】

次に、このチューブ 10 を内視鏡装置 1 の挿入部 222 から取り出して、代わりに超音

50

波処置装置 3 を鉗子挿入口 2 2 1 d から挿入部 2 2 2 に挿入し、操作部 2 3 1 でコイルシャフト 2 5 4 をロックする。そして、ハンドル 2 3 1 d を回転させることによって先端処置部 2 5 0 a を回転させ、被処置部 B に対して先端処置部 2 5 0 a を所望の角度にする。この実施例では、隆起した被処置部 B に対して先端処置部 2 5 0 a の先端面部 2 5 0 i の長手方向が水平になるように、先端処置部 2 5 0 a を回転させる（ステップ 3 0 6）。

【 0 2 0 5 】

次に、超音波振動を発生させて、先端処置部 2 5 0 a で隆起した生体組織（粘膜 D）の周辺切開を図 8 5 ~ 図 8 7 に示すように行って、粘膜 D を全周に渡って切開する（ステップ 3 0 7）。この際には、先端処置部 2 5 0 a を先端面部 2 5 0 i の長手方向の長さ分だけ移動させながら、順次周辺切開を行っていく。さらに、この実施例では、図 8 8 に示すように上記粘膜 D の下に存在する粘膜下層 E の剥離を行う（ステップ 3 0 8）。この場合には、図 8 9 に示すように超音波処置で粘膜下層 E のゼリー状物質を破碎する。また、図 8 9、図 9 0 に示す繊維質 F や血管などに対しては、電気メス機能を選択し焼いて切断することで、弾性の高い組織の切断を容易にするとともに、血管からの止血を行う。

10

【 0 2 0 6 】

また、出血がある場合には（ステップ 3 0 9）、電気メスの機能を用いて止血処置を行う（ステップ 3 1 0）。また、切除された組織標本の回収には、上記超音波処置装置 3 に代えて、たとえば鉗子挿入口 2 2 1 d から先端部のチャンネルに、図示しない把持鉗子を挿入し、この把持鉗子で組織標本を把持して取り出すことができる。なお、この実施例では、マーキング工程においても、先端処置部 2 5 0 a を回転させて、所望位置にマーキングを行うことも可能である。

20

【 0 2 0 7 】

なお、この実施例では、超音波振動と電気メスの機能を別々に駆動させたが、本発明はこれに限らず、処置工程に応じて、たとえば粘膜下層の剥離工程では、超音波振動と電気メスのいずれか一方、または両機能を同時に駆動させることも可能である。

【 0 2 0 8 】

このように、この実施例では、被処置部に対して、少なくとも 2 方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有する処置部を、操作部と回転追従性があるコイルシャフトで回転させ、被処置部に対して、先端面部を所望の方向（角度）で処置が可能なように設定することができるので、超音波処置装置の処置能力の向上を図ることができる。

30

【 0 2 0 9 】

また、この実施例では、超音波処置装置が超音波振動と電気メスとの機能を有する処置部を備え、生体組織の周辺切開を超音波振動で行って、生体組織を破碎し、その他の切開はいずれかの機能を選択して行うので、切り取りたい組織標本の熱損傷を防止し、適切な組織標本を得ることができて、処置の簡素化を図ることができる。これによって従来の周辺切開にかかる労力を削減することができる。

【 0 2 1 0 】

なお、実施例 1 3 では、超音波処置装置 3 をビデオスコープ 2 の挿入部 2 2 2 内に挿入した場合について説明したが、本発明はこれに限らず、たとえば図 9 1 の変形例に示すように、超音波処置装置 3 を、ビデオスコープ 2 の把持部 2 2 1 c に固定された内視鏡固定治具 2 6 0 と、保持部材 2 6 1 でビデオスコープ 2 に外付けすることも可能である。この場合には、円筒形状の内視鏡固定治具 2 6 0 内に可撓性シース 2 5 6 を通し、複数の保持部材 2 6 1 で可撓性シース 2 5 6 をビデオスコープ 2 の挿入部 2 2 2 に沿わせるように保持させることで、超音波処置装置 3 をビデオスコープ 2 に外付けして配置することで、被処置部の処置を可能にしている。

40

【 実施例 1 4 】

【 0 2 1 1 】

図 9 2 は、実施例 1 4 にかかる超音波処置装置の先端部分の構成を示す側断面図である。この実施例は、可撓性シース 2 5 6 の中に液体が浸入するのを防ぐものである。すなわち、この実施例では、ホーンカバー 2 5 3 と可撓性シース 2 5 6 を接着剤などで接着して

50

一体に構成する。このような構成にすると、ホーンカバー 253 も可撓性シース 256 とともに操作部の操作で回転しないようにするため、図 9 2 中の断面が逆コ字形の先端カバー 252 とホーンカバー 253 の間にリング 265 を配設し、先端カバー 252 およびコイルシャフト 254 内の水密を保持するとともに、回転の摺動性を可能に構成する。なお、先端カバー 252 の基端側は開口し、この開口部とコイルシャフト 254 は、実施例 1 3 と同様に、カバー押え部 255 によって連結されている。

【0212】

また、超音波振動子 250 は、ボルト 266 でホーン 250 b および裏打板 250 z とねじ止めして、円筒形状の圧電素子 250 d を挟持することで、全構成部材を組み付ける構成になっている。この実施例では、実施例 1 3 のフランジ 250 c の代わりに、先端カバー 252 の側壁 252 b をホーン 250 b と圧電素子 250 d の間に挟んで、ボルト 266 をねじ止めすることで、超音波振動子 250 と一体に組み付ける。なお、先端カバー 252 は、アルミナや PEEK などの絶縁物質で形成してもよいし、ステンレスで内面にテフロンなどの絶縁コートを施したものでよい。

10

【0213】

また、操作部 231 では、図 9 3 に示すように、ベース 231 b が可撓性シース 256 と接着剤などで接着されて一体化され、ハウジング 231 a とベース 231 b 間には、リング 231 i が嵌合されており、可撓性シース 256 内への水密を保持している。また、ハウジング 231 a と押え部 231 c 間にも、リング 231 j が嵌合されている。

【0214】

チューブ 231 e は、ステンレスで形成され、コイルシャフト 254 にロー付けされた状態でハウジング 231 a とねじ止めされて固定されており、可撓性シース 256 の水密性は保たれ、かつコイルシャフト 254 の回転性も確保される。なお、ねじは、樹脂素材で形成されている。

20

【0215】

したがって、ハンドル 231 d を回転させると、ベース 231 b、押え部 231 c および可撓性シース 256 は回転せずに、ハウジング 231 a、チューブ 231 e およびコイルシャフト 254 が同時に回転し、この回転に追従して先端処置部の先端面部を回転させることができる。

【0216】

この実施例では、実施例 1 3 と同様の効果を奏するとともに、先端カバー側および操作部側で可撓性シースの水密構造をとることができるので、可撓性シース内への水分の浸入を防ぐことができる。

30

【実施例 15】

【0217】

図 9 4 は、実施例 1 5 にかかる超音波処置装置の先端部分の構成を示す側断面図であり、図 9 5 は、図 9 4 の C - C 断面を示す断面である。これら図において、実施例 1 3 と異なる点は、超音波振動子 250 は、先端処置部 250 a の長手方向の中心軸に、中空の処置用管 270 が形成されており、この処置用管 270 の後端には、処置用のチューブ 271 が接続されている。このチューブ 271 の他端は、コイルシャフト 254 内および操作部 231 を介して、吸引装置（図 4 0 の吸引装置 6 と同様）またはシリンダ（図 4 2 のシリンダ 7 と同様）に接続されている。この構成により、処置用管 270 から流入してくる乳化あるいは粉碎された生体組織や不要な体液などは、吸引装置の吸引動作によってチューブ 271 を通過して、超音波処置装置 3 の外部に排出することが可能となる。また、シリンダによってチューブ 271 に流入してくる生理食塩水や薬液などの流体は、処置用管 270 を介して処置用管 270 の先端から外部に噴射される。

40

【0218】

次に、この超音波処置装置の処置動作を図 8 1、図 9 6 ~ 図 10 7 の図面に基づいて説明する。ここで、超音波処置装置の処置手順は、実施例 1 3 と同様なので図 8 1 のフローチャートを用いて説明する。図 9 6 ~ 図 10 7 は、切開手術における各処置手順の工程を

50

示す状態図である。

【0219】

これら図において、まず内視鏡装置1の挿入部222を被検体内に挿入し(ステップ301)、処置したい被処置部を観察部を用いて視野内に配置させて察知する(ステップ302)。次に、被処置部を察知したら、この被処置部に挿入部222の先端部を近づけるとともに、チューブ271に色素剤を注入したシリンダを取り付けて、この色素剤を、チューブ271を介して、挿入部222先端に設けられた超音波振動子250の処置用管270から、図96に示すように、被処置部Bに散布する(ステップ303)。なお、この散布の際には、超音波駆動装置4から超音波振動子250に電力信号を供給し、超音波振動を発生させて、色素剤を霧状に散布するのが好ましい。

10

【0220】

次に、配線251を介して高周波駆動装置5から超音波振動子250の電極250eに電流信号を供給することで、先端処置部250aを電気メスとして機能させる。そして、図97に示すように染色された被処置部Bの周囲の生体組織を、電気メスの機能を有する先端処置部250aで焼いて、認識可能にマーキングCを行う(ステップ304)。

【0221】

その後、局注液(たとえば生理食塩水やグリセオールなど)を注入したシリンダをチューブ271に取り付けて、図98に示すように先端処置部250aの先端を、マーキングCの外側から被処置部Bの下部に差し込み、局注液を超音波振動子250の処置用管270から注入して、被処置部Bを含む生体組織を隆起させる(ステップ305)。

20

【0222】

次に、ハンドル231dを回転させることによって先端処置部250aを回転させ、被処置部Bに対して先端処置部250aを所望の角度にする。この実施例では、隆起した被処置部Bに対して先端処置部250aの先端面部250iの長手方向が水平になるように、先端処置部250aを回転させる(ステップ306)。

【0223】

次に、超音波振動を発生させて、先端処置部250aで隆起した生体組織(粘膜D)の周辺切開を図99~図101に示すように行って、粘膜Dを全周に渡って切開する(ステップ307)。さらに、この実施例では、図102に示すように上記粘膜Dの下に存在する粘膜下層Eの剥離を行う(ステップ308)。この際には、先端処置部250aを先端面部250iの長手方向の長さ分だけ移動させながら、順次周辺切開を行っていく。さらに、この場合には、チューブ271に吸引装置を接続させて、図103に示すように超音波処置で破碎された粘膜下層Eのゼリー状物質を吸引して外部に放出する。また、図103、図104に示す繊維質Fや血管などに対しては、電気メス機能を選択し焼いて切断することで、硬い組織の切断を容易にするとともに、血管からの止血を行う。

30

【0224】

また、出血がある場合には(ステップ309)、電気メスの機能を用いて止血処置を行う(ステップ310)。この止血処置の際には、たとえば図105に示すように、シリンダ7から生理食塩水を送液しながら、高周波電流で出血部位Gの止血処置を行うと視界良く処置作業ができる。また、シリンダの代わりに、吸引装置をチューブ271に取り付け、図106に示すように、出血部位Gからの出血を吸引しても良く、この吸引を行いながら超音波処置を行っても良い。さらに、止血剤を注入したシリンダをチューブ271に取り付け、図107に示すように、先端処置部250aの先端を出血部位Gに穿刺して止血剤を注入することで、止血処置を行っても良い。また、切除された組織標本の回収には、上記超音波処置装置3に代えて、たとえば鉗子挿入口221dから先端部のチャンネルに、図示しない把持鉗子を挿入し、この把持鉗子で組織標本を把持して取り出すことができる。

40

【0225】

なお、この実施例では、超音波振動と電気メスの機能を別々に駆動させたが、本発明はこれに限らず、処置工程に応じて、たとえば粘膜下層の剥離工程では、超音波振動と電気

50

メスのいずれか一方、または両機能を同時に駆動させることをも可能である。

【0226】

このように、この実施例では、被処置部に対して、少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する先端面部を有する処置部を、操作部と回転追従性があるコイルシャフトで回転させ、被処置部に対して、先端面部を所望の方向(角度)で処置が可能のように設定することができるので、超音波処置装置の処置能力の向上を図ることができる。

【0227】

また、この実施例では、超音波処置装置が超音波振動と電気メスとの機能を有する処置部を備え、生体組織の周辺切開を超音波振動で行って、生体組織を破砕し、その他の切開はいずれかの機能を選択して行うので、切り取りたい組織標本の熱損傷を防止し、適切な組織標本を得ることができて、処置の簡素化を図ることができる。これによって従来の周辺切開にかかる労力を削減することができる。

10

【0228】

また、この実施例では、超音波振動子の処置部が中空形状の中空部を有し、薬剤散布や局注の工程を、上記中空部を介して行うので、工程毎に超音波振動子をたとえば注射針付き処置具や散布チューブに切り替える必要がなく、生体組織の切開にかかる処置の簡素化は図ることができる。

【0229】

また、この実施例では、超音波と高周波による処置を兼用できる処置部を備えたので、この超音波と高周波の選択のために処置具を入れ替える必要がなく、切開手術を簡便、かつ迅速に行うことができる。

20

【0230】

なお、先端処置部の構成は、実施例の構成に限らず、種々のものが考えられる。以下に変形例の構成を説明する。

【0231】

図108A乃至図130は、本発明の実施例13の変形例を示す。実施例1と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。これら変形例は、処置または処置対象に応じて最適な処置部を提供するものである。

【0232】

図108Aおよび図108Bに示されるように、変形例1の太径部250gでは、実施例13と同様に、先端面全体に保持部としての凹部250hが形成されており、この凹部250hは、先端面の両長辺に平行な断面において、先端側に向かって開口する半円形形状になっている。

30

【0233】

図109Aおよび図109Bに示されるように、変形例2の太径部250gの先端面には、溝形状の凹部250hが先端面の略中央で、先端面の短辺に略平行に延設されている。この溝形状の凹部250hにおける長手方向に垂直な断面は、略正方形形状である。

【0234】

図110Aおよび図110Bに示されるように、変形例3の太径部250gの先端面には、溝形状の第1および第2の凹部250h1, 250h2が十字状に形成されている。すなわち、溝形状の第1および第2の凹部250h1, 250h2は、それぞれ先端面の短辺および長辺に略平行に先端面の略中央に配置されており、溝形状の第1および第2の凹部250h1, 250h2における長手方向に垂直な断面は、略正方形形状である。

40

【0235】

図111Aおよび図111Bに示されるように、変形例4の太径部250gの先端面には、溝形状の複数の凹部250h3が先端面の短辺に略平行に隙間なく並設されている。これら溝形状の複数の凹部250h3における長手方向に垂直な断面は、先端側に向かって開口する略三角形形状である。

【0236】

図112Aおよび図112Bに示されるように、変形例5の太径部250gの先端面に

50

は、変形例 4 と同様に、溝形状の複数の凹部 2 5 0 h 4 が先端面の短辺に略平行に隙間なく並設されている。これら溝形状の複数の凹部 2 5 0 h 4 における長手方向に垂直な断面は、先端側に向かって開口する略半円形状である。

【 0 2 3 7 】

図 1 1 3 A および図 1 1 3 B に示されるように、変形例 6 の太径部 2 5 0 g の先端面には、溝形状の複数の凹部 2 5 0 h 5 が、膳端面の長辺方向に所定の距離だけ離間して、先端面の短辺に略平行に並設されている。これら溝形状の複数の凹部 2 5 9 h 5 における長手方向に垂直な断面は略正方形形状である。

【 0 2 3 8 】

図 1 1 4 A および図 1 1 4 B に示されるように、変形例 7 の太径部 2 5 0 g の先端面には、溝形状の複数の凹部 2 5 0 h 6 が、碁盤目状に延設されている。すなわち、溝形状の複数の凹部 2 5 0 h 6 が、先端面の長手方法に所定の距離だけ離間して、先端面の短辺方向に所定の距離だけ離間して、先端面の長辺に略平行に並設されている。これら溝形状の複数の凹部 2 5 0 h 6 における長手方向に垂直な断面は略正方形形状である。

【 0 2 3 9 】

図 1 1 5 A および図 1 1 5 B に示されるように、変形例 8 では、太径部 2 5 0 g において、先端面部 2 5 0 i に保持部としての粗面部 2 5 0 j を配設している。

【 0 2 4 0 】

図 1 1 6 A および図 1 1 6 B に示されるように、変形例 9 の太径部 2 5 0 g は、その中心軸が細径部 2 5 0 f と同軸な略短円柱形状である。太径部 2 5 0 g の先端面全体に保持部としての凹部 2 5 0 h 7 が形成されており、この凹部 2 5 0 h 7 は、細径部 2 5 0 f の中心軸に略直交する略直線形状の基部を有する。そして、凹部 2 5 0 h 7 は、その基部に垂直な断面において、先端側に向かって開口する略三角形形状である。

【 0 2 4 1 】

図 1 1 7 A および図 1 1 7 B に示されるように、変形例 1 0 の太径部 2 5 0 g は、その中心軸が細径部 2 5 0 f と同軸な略短三角柱形状である。太径部 2 5 0 g の先端面全体に凹部 2 5 0 h 8 が生成されており、この凹部 2 5 0 h 8 は、細径部 2 5 0 f の中心軸に略直交し、略三角柱形状の頂角部を通る略直線形状の基部を有する。そして、凹部 2 5 0 h 8 は、その基部に垂直な断面において、先端側に向かって開口する略三角形形状である。

【 0 2 4 2 】

図 1 1 8 A および図 1 1 8 B に示されるように、変形例 1 1 の太径部 2 5 0 g は、その中心軸が細径部 2 5 0 f と同軸な略短菱形柱形状である。太径部 2 5 0 g の先端面全体に凹部 2 5 0 h 9 が形成されており、この凹部 2 5 0 h 9 は、細径部 2 5 0 f の中心軸に略直交し、略菱形柱形状の対向する両頂角部を通る略直線形状の基部を有する。そして、凹部 2 5 0 h 9 は、その基部に垂直な断面において、先端側に向かって開口する略三角形形状である。

【 0 2 4 3 】

図 1 1 9 A ~ 図 1 1 9 C に示されるように、変形例 1 2 の太径部 2 5 0 g は、細径部 2 5 0 f の中心軸に垂直な断面の略長方形形状の短辺の長さを、基端面において細径部 2 5 0 f の直径よりも長く、先端面において短くなるように連続的に変化させたものである。

【 0 2 4 4 】

図 1 2 0 A ~ 図 1 2 0 C に示されるように、変形例 1 3 の太径部 2 5 0 g は、細径部 2 5 0 f の中心軸に垂直な断面の略長方形形状の短辺の長さを、細径部 2 5 0 f の直径よりも小さくしたものである。

【 0 2 4 5 】

図 1 2 1 に示されるように、変形例 1 4 では、細径部 2 5 0 f と太径部 2 5 0 g との接続部において、強度向上のために R 面取あるいは C 面取を形成している。

【 0 2 4 6 】

図 1 2 2 A および図 1 2 2 B は、変形例 1 5 であり、細径部 2 5 0 f と太径部 2 5 0 g

10

20

30

40

50

との接続部に、ナイフ状のエッジ部 250k が細径部 250f の長手方向に延設されている。処置対象に切開処置を行う場合には、先端処置部 250a を超音波振動させてエッジ部 250k をその延設方向に縦振動させ、エッジ部 250k によって処置対象に切開処置を行っており、切開効率が向上されている。

【0247】

図 123A ~ 図 124C は、変形例 16, 17 を示す。図 123A ~ 図 123C に示されるように、変形例 16 の細径部 250f は、その中心軸に垂直な断面が略菱形形状になっている。そして、この菱形形状の各頂点に対応して、細径部 250f には第 1 ~ 第 4 のエッジ部 250k が細径部 250f の軸方向に延設されている。また、図 124A ~ 図 124C に示されるように、変形例 17 の細径部 250f は、その中心軸に垂直な断面が略三角形形状になっている。そして、この三角形形状の各頂点に対応して、細径部 250f には第 1 ~ 第 3 のエッジ部 250k が細径部 250f の軸方向に延設されている。変形例 16, 17 の超音波処置装置によって処置対象に切開処置を行う場合には、先端処置部 250a を超音波振動させてエッジ部 250k をその延設方向に縦振動させ、エッジ部 250k が処置対象と所望の位置になるように回転させて、エッジ部 250k を生体組織に押圧することにより切開処置を行う。

10

【0248】

図 125 は、変形例 18 である。この変形例では、先端処置部 250a は円柱形状になっており、先端は円形の先端面部 250i を有する。この先端面部 250i には、その直径方向に伸びている溝形状の第 1 及び第 2 の凹部 250h10, 250h11 が形成されている。これら第 1 及び第 2 の凹部 250h10, 250h11 によって、それぞれ生体組織を保持する保持部が形成されている。なお、第 1 及び第 2 の凹部 250h10, 250h11 は互いにほぼ直交している。

20

【0249】

図 126 は、変形例 19 を示す。変形例 18 と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。この変形例では、第 1 の凹部 250h10 の幅が第 2 の凹部 250h11 の幅よりも大きくなっている。太さの異なる複数の血管が走行している箇所など、生体組織には様々な幅の細長い隆起部が形成されている箇所がある。このような箇所を処置する場合には、幅広の隆起部に対しては第 1 の凹部 250h10 を用いて生体組織を保持し、幅の狭い隆起部に対しては第 2 の凹部 250h11 を用いて生体組織を保持する。このように、この変形例では、生体組織の細長い隆起部の幅に応じて、幅広の第 1 の凹部 250h10 と幅の狭い第 2 の凹部 250h11 とを選択的に用いている。このため、凹部 250h10, 250h11 の幅に対して隆起部の幅が大きすぎたり、小さすぎたりして生体組織を十分に保持できない事態を回避することが可能となっている。

30

【0250】

図 127 は、変形例 20 を示す。この変形例の先端処置部 250a の先端面部 250i には、保持部としての凸部 250m が形成されている。この凸部 250m の頂面によって第 1 の押圧面 250n が形成されており、先端面部 250i の凸部 250m が形成されていない部分によって第 2 の押圧面 250p が生成されている。そして、第 1 の押圧面 250n と第 2 の押圧面 250p との間には、凸部 250m の側面部によって段差 250q が形成されている。この変形例では、先端面部 250i を横切って直線状に段差 250q が配置され、第 1 の押圧面 250n は第 2 の押圧面 250p よりも小さくなっている。

40

【0251】

図 128 は、変形例 21 を示す。この変形例の先端処置部 250a は、保持部の特徴を示す指標 250r, 250s を有する。すなわち、先端処置部 250a の構成は、図 125 の変形例 18 の先端処置部 250a の構成とほぼ同様である。ただし、先端処置部 250a の先端面部 250i には、第 1 および第 2 の凹部 250h10, 250h11 の配置を示す第 1 および第 2 の指標 250r, 250s が配置されている。これら第 1 および第 2 の指標 250r, 250s は、楕円形であり、溝形状の第 1 および第 2 の凹部 250h10, 250h11 の一端部に、超音波振動子 250 の軸方向に対してアラインメントさ

50

れて配置されている。第1および第2の指標250r, 250sによって第1および第2の凹部250h10, 250h11の配置の見当をつけることが可能となっている。

【0252】

図129は、変形例22を示す。この変形例では、凹部250h12の種類に応じて、長方形の指標250tを用いている。このため、指標250tを視認することにより、凹部の種類と凹部の回転方向を認識することが可能となっている。

【0253】

図130は、変形例23を示す。この変形例の先端処置部250aでは、先端処置部250aの先端面部250iに第1および第2の凹部250h10, 250h11の配置および種類を示す第1および第2の指標250u, 250vが配置されている。第1の指標250uは、楕円形であり、幅広の溝形状の第1の凹部250h10の一端部に、超音波振動子250の軸方向に対してアラインメントされて配置されている。一方、第2の指標250vは、第1の指標250uよりも小さい楕円形であり、幅の狭い溝形状の第2の凹部250h11の一端部に、超音波振動子250の軸方向に対してアラインメントされて配置されている。これら細1および第2の指標250u, 250vによって、第1および第2の凹部250h10, 250h11の配置の見当をつけることが可能であり、また、第1の指標250uと第2の指標250vの大きさの違いにより、幅広の第1の凹部250h10と幅の狭い第2の凹部250h11との種類を区別することが可能となっている。

【0254】

本発明では、上述した先端処置部の各種変形例を用いて、コイルシャフトの回転に追従させて回転させ、先端面部の方向性を所望の方向に移動させることで、超音波処置装置の処置能力の向上を図ることができる。

【0255】

なお、これら実施例では、挿入部が可撓性を有する小型の軟性内視鏡の場合を一例に説明したが、本発明はこれに限らず、内視鏡装置全般に本発明にかかる超音波処置装置を用いることが可能であり、上述した実施例と同様の効果を得ることが可能である。

【産業上の利用可能性】

【0256】

以上のように、本発明にかかる超音波処置装置、内視鏡装置および処置方法は、医療用観察装置としての内視鏡に用いる超音波処置装置に有用であり、特に、超音波処置装置の処置能力の向上を図ることに適している。

【図面の簡単な説明】

【0257】

【図1】図1は、内視鏡装置に用いた本発明にかかる超音波処置装置の構成の第1例を示す構成図である。

【図2】図2は、実施例1にかかる図1に示した挿入部の先端部における構成を示す斜視図である。

【図3】図3は、図1に示した操作部側の構成を示す断面図である。

【図4】図4は、図2のA-A断面を示す断面図である。

【図5】図5は、図1に示した超音波処置装置の処置手順を説明するためのフローチャートである。

【図6】図6は、図2に示した先端部において、色素剤散布を行う状態を示す状態図である。

【図7】図7は、同じく、マーキングを行う状態を示す状態図である。

【図8】図8は、同じく、局注を行う状態を示す状態図である。

【図9】図9は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。

【図10】図10は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。

【図11】図11は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。

【図12】図12は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。

- 【図 1 3】図 1 3 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。
- 【図 1 4】図 1 4 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。
- 【図 1 5】図 1 5 は、実施例 2 にかかる図 1 に示した挿入部の先端部における構成の第 1 例を示す斜視図である。
- 【図 1 6】図 1 6 は、同じく、第 2 例を示す斜視図である。
- 【図 1 7】図 1 7 は、同じく、第 3 例を示す斜視図である。
- 【図 1 8】図 1 8 は、同じく、第 4 例を示す斜視図である。
- 【図 1 9】図 1 9 は、同じく、第 5 例を示す側面図である。
- 【図 2 0】図 2 0 は、実施例 3 にかかる図 1 に示した挿入部の先端部における構成の第 1 例を示す斜視図である。
- 【図 2 1】図 2 1 は、図 2 0 に示した先端部の使用状態を説明するための斜視図である。
- 【図 2 2】図 2 2 は、同じく、先端部の使用状態を説明するための正面図である。
- 【図 2 3】図 2 3 は、実施例 3 にかかる図 1 に示した挿入部の先端部における構成の第 2 例を示す斜視図である。
- 【図 2 4】図 2 4 は、図 2 3 に示した先端部の使用状態を説明するための正面図である。
- 【図 2 5】図 2 5 は、実施例 4 にかかる図 1 に示した超音波処置装置の構成を示す斜視図である。
- 【図 2 6】図 2 6 は、図 2 5 に示した可撓性シース部分の側断面を示す断面図である。
- 【図 2 7】図 2 7 は、超音波振動子の首振り作業が可能な実施例 5 の構成を部分的に断面にして示した側面図である。
- 【図 2 8】図 2 8 は、図 2 7 に示した超音波処置装置の先端部分の構成を示す斜視図である。
- 【図 2 9】図 2 9 は、図 2 8 に示した先端部分の構成を示す側断面図である。
- 【図 3 0】図 3 0 は、図 2 8 に示した超音波振動子を起動させた状態の斜視図である。
- 【図 3 1】図 3 1 は、図 3 0 に示した超音波処置装置で切開を行う状態を説明するための斜視図である。
- 【図 3 2】図 3 2 は、超音波振動子の構成を示す側面図である。
- 【図 3 3】図 3 3 は、図 3 2 に示した超音波振動子の一部断面を示す側面図である。
- 【図 3 4】図 3 4 は、実施例 6 にかかる図 1 に示した超音波処置装置の先端部分における概略構成を示す斜視図である。
- 【図 3 5】図 3 5 は、図 3 4 の側断面を示す断面図である。
- 【図 3 6】図 3 6 は、図 3 4 に示した超音波処置装置の先端部分を絶縁性熱収縮チューブで被覆した場合の斜視図である。
- 【図 3 7】図 3 7 は、挿入部のチャンネル内部を絶縁部材で覆った場合の挿入部先端の斜視図である。
- 【図 3 8】図 3 8 は、実施例 7 にかかる超音波処置装置の先端部分の構成を示す側断面図である。
- 【図 3 9】図 3 9 は、図 3 8 に示した超音波振動子の一部の構成を示す断面図である。
- 【図 4 0】図 4 0 は、内視鏡装置に用いた本発明にかかる超音波処置装置の構成の第 2 例を示す構成図である。
- 【図 4 1】図 4 1 は、実施例 8 にかかる図 4 0 に示した挿入部の先端部における構成を示す斜視図である。
- 【図 4 2】図 4 2 は、図 4 0 に示した操作部側の構成を示す断面図である。
- 【図 4 3】図 4 3 は、図 4 1 の A - A 断面を示す断面図である。
- 【図 4 4】図 4 4 は、図 4 0 に示した超音波処置装置の処置手順を説明するためのフローチャートである。
- 【図 4 5】図 4 5 は、図 4 1 に示した先端部において、色素剤散布を行う状態を示す状態図である。
- 【図 4 6】図 4 6 は、同じく、マーキングを行う状態を示す状態図である。
- 【図 4 7】図 4 7 は、同じく、局注を行う状態を示す状態図である。

10

20

30

40

50

- 【図48】図48は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。
- 【図49】図49は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。
- 【図50】図50は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。
- 【図51】図51は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。
- 【図52】図52は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。
- 【図53】図53は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。
- 【図54】図54は、同じく、止血を行う状態を示す状態図である。
- 【図55】図55は、同じく、止血を行う状態を示す状態図である。
- 【図56】図56は、同じく、止血を行う状態を示す状態図である。
- 【図57】図57は、実施例9にかかる図40に示した挿入部の先端部における構成の第1例を示す斜視図である。 10
- 【図58】図58は、同じく、第2例を示す斜視図である。
- 【図59】図59は、同じく、第3例を示す斜視図である。
- 【図60】図60は、同じく、第4例を示す斜視図である。
- 【図61】図61は、図60の側断面を示す断面図である。
- 【図62】図62は、実施例10にかかる図40に示した挿入部の先端部における構成を示す斜視図である。
- 【図63】図63は、図62に示した先端部の使用状態を説明するための斜視図である。
- 【図64】図64は、同じく、先端部の使用状態を説明するための正面図である。
- 【図65】図65は、図40に示した挿入部の先端部における構成の実施例10の第2例を示す斜視図である。 20
- 【図66】図66は、図65に示した先端部の使用状態を説明するための正面図である。
- 【図67】図67は、実施例11にかかる図40に示した超音波処置装置の構成を示す斜視図である。
- 【図68】図68は、図67に示した可撓性シース部分の側断面を示す断面図である。
- 【図69】図69は、超音波振動子の首振り作業が可能な実施例12の構成を部分的に断面にして示した側面図である。
- 【図70】図70に示した超音波処置装置の先端部分の構成を示す斜視図である。
- 【図71】図71は、図70に示した先端部分の構成を示す側断面図である。
- 【図72】図72は、図70に示した超音波振動子を起動させた状態の斜視図である。 30
- 【図73】図73は、図69に示した超音波処置装置で切開を行う状態を説明するための斜視図である。
- 【図74】図74は、内視鏡装置1に用いた本発明にかかる超音波処置装置の構成の第3例を示す構成図である。
- 【図75】図75は、実施例13にかかる超音波処置装置の先端部分の構成を示す側断面図である。
- 【図76】図76は、図75のA-A断面を示す断面図である。
- 【図77】図77は、図75のB矢視を示す矢視図である。
- 【図78】図78は、図74に示した操作部側の構成を示す一部断面図である。
- 【図79A】図79Aは、図78に示した先端処置部の構成を示す斜視図である。 40
- 【図79B】図79Bは、同じく上面図である。
- 【図79C】図79Cは、同じく正面図である。
- 【図80】図80は、図74に示した操作部側の第1例の構成を示す断面図である。
- 【図81】図81は、図74に示した超音波処置装置の処置手順を説明するためのフローチャートである。
- 【図82】図82は、図75に示した先端部において、色素剤散布を行う状態を示す状態図である。
- 【図83】図83は、同じく、マーキングを行う状態を示す状態図である。
- 【図84】図84は、同じく、局注を行う状態を示す状態図である。
- 【図85】図85は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。 50

- 【図 8 6】図 8 6 は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。
- 【図 8 7】図 8 7 は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。
- 【図 8 8】図 8 8 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。
- 【図 8 9】図 8 9 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。
- 【図 9 0】図 9 0 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。
- 【図 9 1】図 9 1 は、図 7 4 に示した内視鏡装置 1 に用いた本発明にかかる超音波処置装置の構成の第 3 例の変形例を示す構成図である。
- 【図 9 2】図 9 2 は、実施例 1 4 にかかる超音波処置装置の先端部分の構成を示す側断面図である。
- 【図 9 3】図 9 3 は、図 7 4 に示した操作部側の第 2 例の構成を示す断面図である。 10
- 【図 9 4】図 9 4 は、実施例 1 5 にかかる超音波処置装置の先端部分の構成を示す側断面図である。
- 【図 9 5】図 9 5 は、図 9 4 の C - C 断面を示す断面図である。
- 【図 9 6】図 9 6 は、図 9 4 に示した先端部において、色素剤散布を行う状態を示す状態図である。
- 【図 9 7】図 9 7 は、同じく、マーキングを行う状態を示す状態図である。
- 【図 9 8】図 9 8 は、同じく、局注を行う状態を示す状態図である。
- 【図 9 9】図 9 9 は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。
- 【図 1 0 0】図 1 0 0 は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。
- 【図 1 0 1】図 1 0 1 は、同じく、周辺切開を行う状態を示す状態図である。 20
- 【図 1 0 2】図 1 0 2 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。
- 【図 1 0 3】図 1 0 3 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。
- 【図 1 0 4】図 1 0 4 は、同じく、粘膜下剥離を行う状態を示す状態図である。
- 【図 1 0 5】図 1 0 5 は、同じく、止血を行う状態を示す状態図である。
- 【図 1 0 6】図 1 0 6 は、同じく、止血を行う状態を示す状態図である。
- 【図 1 0 7】図 1 0 7 は、同じく、止血を行う状態を示す状態図である。
- 【図 1 0 8 A】図 1 0 8 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 の先端処置部を示す上面図である。
- 【図 1 0 8 B】図 1 0 8 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 の先端処置部を示す正面図 30
- 【図 1 0 9 A】図 1 0 9 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 2 の先端処置部を示す上面図である。
- 【図 1 0 9 B】図 1 0 9 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 2 の先端処置部を示す正面図である。
- 【図 1 1 0 A】図 1 1 0 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 3 の先端処置部を示す上面図である。
- 【図 1 1 0 B】図 1 1 0 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 3 の先端処置部を示す正面図である。
- 【図 1 1 1 A】図 1 1 1 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 4 の先端処置部を示す上面図 40
- 【図 1 1 1 B】図 1 1 1 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 4 の先端処置部を示す正面図である。
- 【図 1 1 2 A】図 1 1 2 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 5 の先端処置部を示す上面図である。
- 【図 1 1 2 B】図 1 1 2 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 5 の先端処置部を示す正面図である。
- 【図 1 1 3 A】図 1 1 3 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 6 の先端処置部を示す上面図である。
- 【図 1 1 3 B】図 1 1 3 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 6 の先端処置部を示す正面図 50

【図 1 1 4 A】図 1 1 4 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 7 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 1 4 B】図 1 1 4 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 7 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 1 5 A】図 1 1 5 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 8 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 1 5 B】図 1 1 5 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 8 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 1 6 A】図 1 1 6 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 9 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 1 6 B】図 1 1 6 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 9 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 1 7 A】図 1 1 7 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 0 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 1 7 B】図 1 1 7 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 0 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 1 8 A】図 1 1 8 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 1 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 1 8 B】図 1 1 8 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 1 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 1 9 A】図 1 1 9 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 2 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 1 9 B】図 1 1 9 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 2 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 1 9 C】図 1 1 9 C は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 2 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 2 0 A】図 1 2 0 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 3 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 2 0 B】図 1 2 0 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 3 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 2 0 C】図 1 2 0 C は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 3 の先端処置部を示す正面図である。

【図 1 2 1】図 1 2 1 は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 4 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 2 2 A】図 1 2 2 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 5 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 2 2 B】図 1 2 2 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 5 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 2 3 A】図 1 2 3 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 6 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 2 3 B】図 1 2 3 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 6 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 2 3 C】図 1 2 3 C は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 6 の先端処置部を、図 1 2 3 B の X X I X C - X X I X C 線に沿って切断して示す横断面図である。

【図 1 2 4 A】図 1 2 4 A は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 7 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 2 4 B】図 1 2 4 B は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 7 の先端処置部を示す上面図である。

【図 1 2 4 C】図 1 2 4 C は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 7 の先端処置部を、図 1 2 4 B の X X X C - X X X C 線に沿って切断して示す横断面図である。

10

20

30

40

50

【図 1 2 5】図 1 2 5 は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 8 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 2 6】図 1 2 6 は、本発明の実施例 1 3 の変形例 1 9 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 2 7】図 1 2 7 は、本発明の実施例 1 3 の変形例 2 0 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 2 8】図 1 2 8 は、本発明の実施例 1 3 の変形例 2 1 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 2 9】図 1 2 9 は、本発明の実施例 1 3 の変形例 2 2 の先端処置部を示す斜視図である。

【図 1 3 0】図 1 3 0 は、本発明の実施例 1 3 の変形例 2 3 の先端処置部を示す斜視図である。

【符号の説明】

【 0 2 5 8 】

- 1 内視鏡装置
- 2 ビデオスコープ
- 3 超音波処置装置
- 4 超音波駆動装置
- 5 高周波駆動装置
- 5 a バイポーラ電源
- 6 吸引装置
- 7 シリンダ
- 8 選択器
- 9 対極板
- 1 0 チューブ
- 1 1 注射針
- 2 1 スコープ操作部
- 2 1 a ユニバーサルコード
- 2 1 b 湾曲操作ノブ
- 2 1 c 把持部
- 2 1 d 鉗子挿入口
- 2 2 挿入部
- 2 2 a 先端部
- 2 2 b チャンネル
- 2 2 c 照明窓
- 2 2 d 観察窓
- 2 2 d 1 , 2 2 d 2 レンズ
- 2 3 イメージガイドファイバ
- 3 1 , 7 1 操作部
- 3 1 a 操作部本体
- 3 1 b リング部
- 3 1 c 継手部
- 3 1 d 注液ポート
- 3 1 e 駆動ポート
- 3 6 可撓性シース
- 3 6 a ~ 3 6 c , 7 0 シース
- 4 1 電力線（電気信号線）
- 5 0 超音波振動子
- 5 0 a 先端処置部
- 5 0 b ホーン

10

20

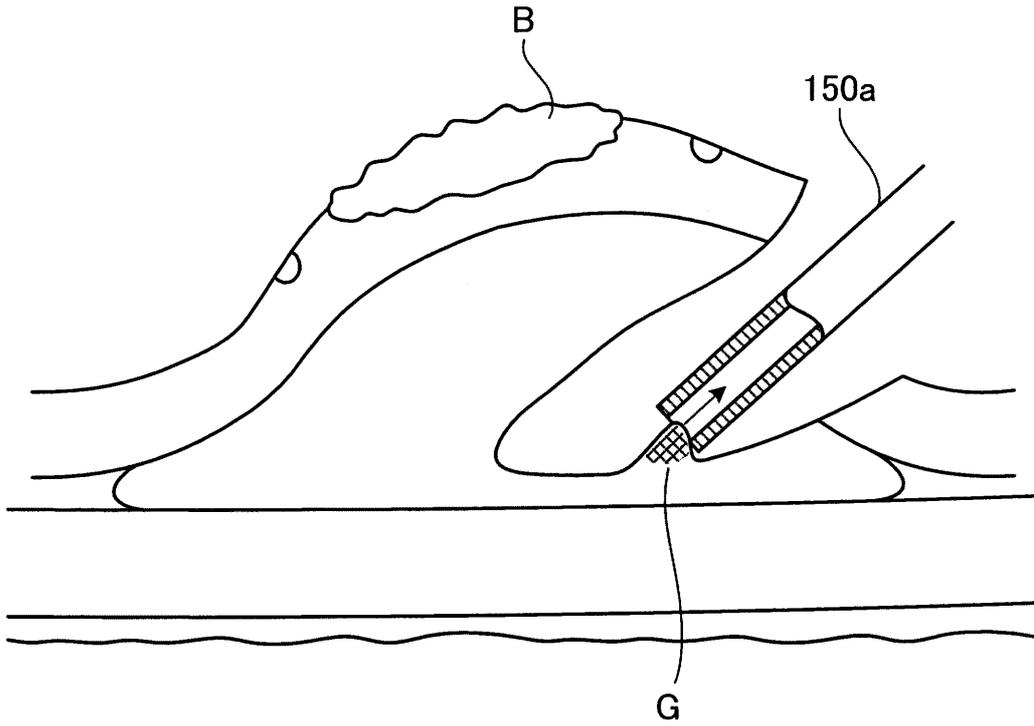
30

40

50

5 0 c	フランジ	
5 0 d	圧電素子	
5 0 e	電極	
5 0 f	裏打板	
5 0 g	切欠部	
5 0 h , 5 0 i	鋭利部	
5 0 j	粗面部	
5 0 k	開口部	
5 0 k 1	口角	
5 0 m	ワイヤ溝	10
5 0 n	シリンダ	
5 0 p	凸部	
5 0 q	凹部	
5 0 r	絶縁チューブ	
5 0 s	絶縁部材	
5 1	電流線 (電気信号線)	
5 2	カバー	
5 3	隔壁	
5 5	湾曲駒	
5 6	処置用管	20
5 7	チューブ	
5 8	平板	
6 0	支持カバー	
6 1	円筒部	
6 2	支持アーム	
6 3	支持ピン	
6 4	ピン	
6 5	ワイヤガイド	
7 2 , 7 7	導出口	
7 3	操作ダイヤル	30
7 4	プーリ	
7 6	ガイドローラ	
8 0	操作ワイヤ	
8 1	ワイヤピン	
9 0	弛緩除去器	
9 1	ケース	
9 2	係止部	
9 5	絶縁性熱収縮チューブ	
9 6	絶縁部材	
B	被処置部	40
C	マーキング	
D	粘膜	
E	粘膜下層	
F	繊維質	
G	出血部位	
【 手続補正 3 】		
【 補正対象書類名 】	図面	
【 補正対象項目名 】	図 5 5	
【 補正方法 】	変更	
【 補正の内容 】		50

【図 5 5】



【手続補正 4】

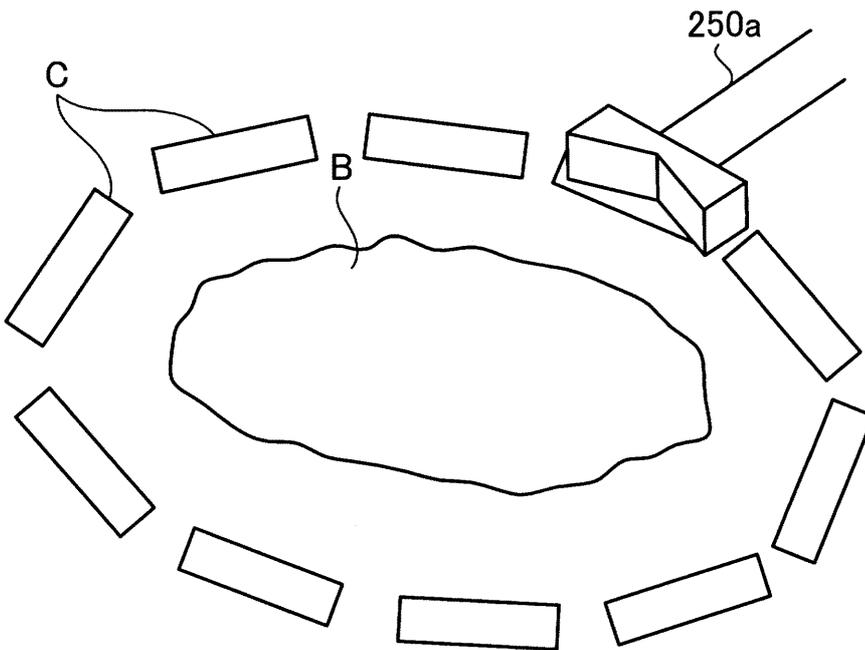
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 8 3

【補正方法】変更

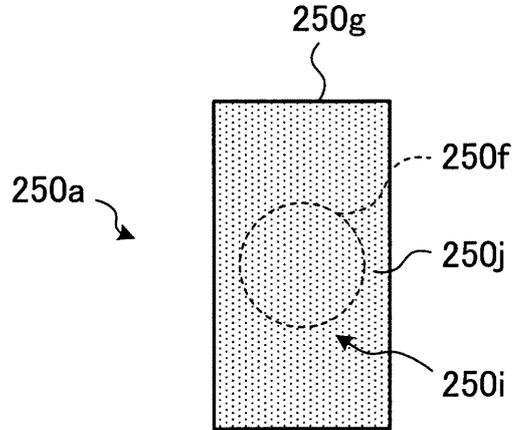
【補正の内容】

【図 8 3】

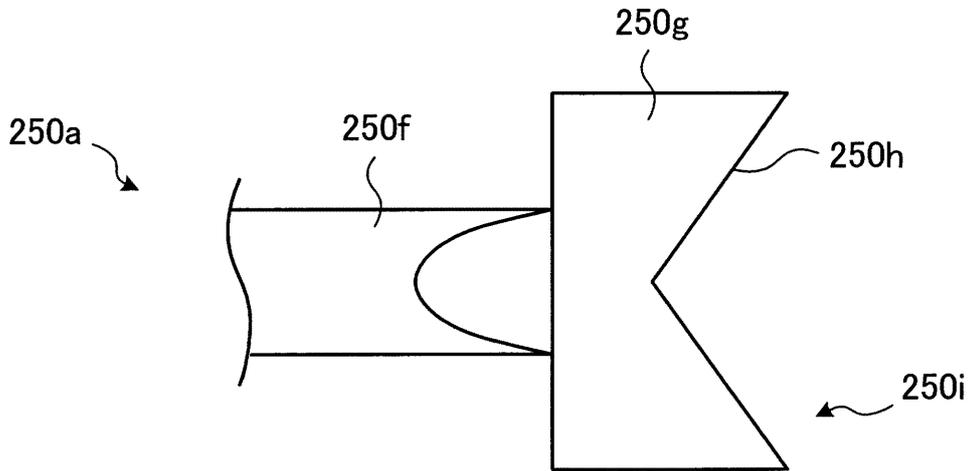


【手続補正 5】

【補正対象書類名】図面
【補正対象項目名】図 1 1 5 B
【補正方法】変更
【補正の内容】
【図 1 1 5 B】

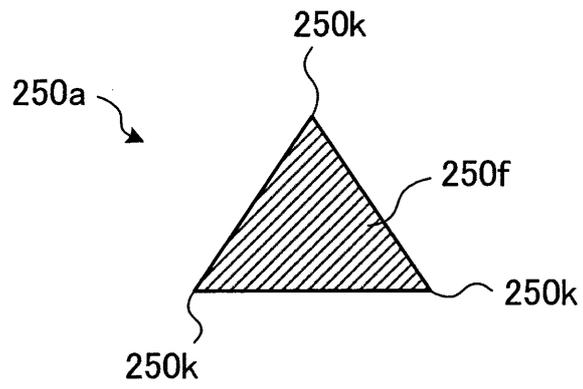


【手続補正 6】
【補正対象書類名】図面
【補正対象項目名】図 1 2 0 B
【補正方法】変更
【補正の内容】
【図 1 2 0 B】



【手続補正 7】
【補正対象書類名】図面
【補正対象項目名】図 1 2 4 C
【補正方法】変更
【補正の内容】

【 図 1 2 4 C 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2005/013831
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B18/00 (2006.01), A61B18/14 (2006.01)		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B18/00 (2006.01) - A61B18/28 (2006.01), A61N7/00 (2006.01) - A61N7/02 (2006.01)		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2005 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2005 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2005		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2001-029353 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 06 February, 2001 (06.02.01), Page 2, right column, line 28 to page 3, left column, line 20, left column, lines 44 to 45, right column, lines 42 to 49; page 5, right column, lines 35 to 44; Figs. 1(A), 1(B) (Family: none)	1-6,10-21
Y	US 2003/0225332 A1 (Olympus Optical Co., Ltd.), 04 December, 2003 (04.12.03), Par. Nos. [0031], [0040] to [0041], [0049], [0051], [0090] to [0094], [0105]; Figs. 1, 7, 9, & JP 2004-000336 A	1-6,10-21
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention	
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone	
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art	
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 24 October, 2005 (24.10.05)	Date of mailing of the international search report 01 November, 2005 (01.11.05)	
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer	
Facsimile No.	Telephone No.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/013831

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6669690 B1 (Olympus Optical Co., Ltd.), 30 December, 2003 (30.12.03), Column 34, line 23 to column 35, line 49 & JP 9-38098 A	2,6,13,21
A	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 162432/1982 (Laid-open No. 68512/1984) (Mochida Pharmaceutical Co., Ltd.), 09 May, 1984 (09.05.84), Description; page 4, lines 4 to 10; Fig. 1 (Family: none)	2,6,13,21
A	US 6251110 B1 (Ethicon Endo-Surgery, Inc.), 26 June, 2001 (26.06.01), Column 7, lines 14 to 17; Fig. 18A & JP 2000-308644 A	2,6,13,21
A	US 5188102 A (Sumitomo Bakelite Co., Ltd.), 23 February, 1993 (23.02.93), Full text; Figs. 3, 7 & JP 4-7808 U	3,14
A	US 5391144 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 21 February, 1995 (21.09.95), Full text; Figs. 45A to 46G & JP 4-212338 A	3,14
A	JP 63-281639 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 18 November, 1988 (18.11.88), Page 2, upper right column, lines 10 to 12; Fig. 2(a) to 2(f) (Family: none)	15
A	JP 10-225460 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 25 August, 1998 (25.08.98), Column 15; Fig. 3 (Family: none)	15
A	JP 62-22643 A (Toshiba Corp.), 30 January, 1987 (30.01.87), Full text; Fig. 1 (Family: none)	5,18-21
A	JP 2000-254140 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 19 September, 2000 (19.09.00), Full text; Fig. 20 (Family: none)	5,18-21

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/013831

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: 7-9, 22-24, 48-53
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claims 7 to 9, 22 to 24 and 48 to 53 are relevant to methods for treatment of the human body by therapy and thus relate to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT (continued to extra sheet)
2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The inventions in claims 1-6, 10-21 relate to a ultrasonic treating device provided with a ultrasonic power supply unit and a high-frequency power supply unit.

The inventions in claims 25-47 relate to a ultrasonic treating device having a treating unit with directivity capable of performing at least two-direction treating on a portion to be treated in a specimen to be examined.

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1-6, 10-21

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/013831

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

and Rule 39.1(iv) of the Regulations under the PCT, to search.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2005/013831									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. ⁷ A61B18/00 (2006.01), A61B18/14 (2006.01)											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. ⁷ A61B18/00 (2006.01) - A61B18/28 (2006.01) A61N7/00 (2006.01) - A61N7/02 (2006.01)											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2005年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2005年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2005年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2005年	日本国実用新案登録公報	1996-2005年	日本国登録実用新案公報	1994-2005年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2005年										
日本国実用新案登録公報	1996-2005年										
日本国登録実用新案公報	1994-2005年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号									
Y	JP 2001-029353 A (オリンパス光学工業株式会社) 2001.02.06, 第2頁右欄第28行-第3頁左欄第20行、第3頁左欄第44-45行、第3頁右欄第42-49行、第5頁右欄第35-44行、第1(A), 1(B)図 (ファミリーなし)	1-6, 10-21									
Y	US 2003/0225332 A1 (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 2003.12.04, 第31, 40-41, 49, 51, 90-94, 105 欄、第1, 7, 9 図 & JP 2004-000336 A	1-6, 10-21									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技术水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって、出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 24. 10. 2005		国際調査報告の発送日 01. 11. 2005									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 石川 太郎	8 E 9 5 3 4								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3346								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2005/013831
C (続き) 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	US 6669690 B1 (Olympus Optical Co., Ltd.) 2003.12.30, 第34欄 第23行-第35欄第49行 & JP 9-38098 A	2, 6, 13, 21
A	日本国実用新案登録出願57-162432号(日本国実用新案登録出願公開 59-68512号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を撮影したマ イクロフィルム(持田製薬株式会社), 1984.05.09, 明細書第4頁第 4-10行、第1図 (ファミリーなし)	2, 6, 13, 21
A	US 6251110 B1 (Ethicon Endo-Surgery, Inc.) 2001.06.26, 第7欄 第14-17行、第18A図 & JP 2000-308644 A	2, 6, 13, 21
A	US 5188102 A (Sumitomo Bakelite Company Limited) 1993.02.23, 全 文、第3,7図 & JP 4-7808 U	3, 14
A	US 5391144 A (Olympus Optical Co., Ltd.) 1995.02.21, 全文、第 45A-46G図 & JP 4-212338 A	3, 14
A	JP 63-281639 A (オリンパス光学工業株式会社) 1988.11.18, 第2 頁右上欄第10-12行、第2(a)-2(f)図 (ファミリーなし)	15
A	JP 10-225460 A (オリンパス光学工業株式会社) 1998.08.25, 第15 欄、第3図 (ファミリーなし)	15
A	JP 62-22643 A (株式会社東芝) 1987.01.30, 全文、第1図 (ファ ミリーなし)	5, 18-21
A	JP 2000-254140 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000.09.19, 全 文、第20図 (ファミリーなし)	5, 18-21

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2005/019831

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a))の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求の範囲7-9, 22-24, 48-53 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。つまり、請求の範囲7-9, 22-24, 48-53は、治療による人体の処置方法に該当し、PCT第17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
2. 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲1-6、10-21に係る発明は、超音波電源部と高周波電源部を備える超音波処置装置に関する発明である。

請求の範囲25-47に係る発明は、被検体内の被処置部に対して少なくとも2方向の処置が可能な方向性を有する処置部を有する超音波処置装置に関する発明である。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

請求の範囲1-6、10-21

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付を伴う異議申立てがなかった。

様式PCT/ISA/210 (第1ページの続葉(2)) (2005年4月)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),
EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,
BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,
CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,L
S,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SY,TJ,TM
,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 定政 明人

青森県弘前市堅田 2 - 2 - 6 1

(72)発明者 三宅 清士

埼玉県新座市東 8 - 1 3 - 2 1 0

(72)発明者 岩坂 誠之

東京都多摩市鶴牧 1 - 1 7 - C 9 0 4

Fターム(参考) 4C060 JJ12 KK03 KK04 KK06 KK10

4C061 GG15 HH57 JJ06

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波治疗装置，内窥镜装置和治疗方法		
公开(公告)号	JPWO2006048966A1	公开(公告)日	2008-05-22
申请号	JP2006542253	申请日	2005-07-28
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
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 奥林巴斯公司		
[标]发明人	山田典弘 小貫喜生 岡田光正 定政明人 三宅清士 岩坂誠之		
发明人	山田 典弘 小貫 喜生 岡田 光正 定政 明人 三宅 清士 岩坂 誠之		
IPC分类号	A61B18/00 A61B18/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B17/320092 A61B17/2202 A61B18/1492 A61B2017/00269 A61B2017/22008 A61B2017/2927 A61B2017/2929 A61B2017/320069 A61B2017/32007 A61B2017/320071 A61B2017/320073 A61B2017/320082 A61B2017/320089 A61B2017/320094 A61B2017/320095		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/39.310 A61B17/39.320 A61B1/00.334.D		
F-TERM分类号	4C060/JJ12 4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK06 4C060/KK10 4C061/GG15 4C061/HH57 4C061/JJ06		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2004321328 2004-11-04 JP 2004321329 2004-11-04 JP		
其他公开文献	JP4653113B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在超声波治疗装置包括具有超声波振动和电手术刀功能的实心结构的远端治疗部分 (50a) 的情况下，例如，当期望从受试者的体腔内获得治疗目标部分的活组织的组织样本时超声波传导作为处理能量从超声波处理装置的远端处理部分 (50a) 传递到包括处理目标部分的活组织以压碎活组织，并且其他切口是超声波振动或电烙术通过选择性地执行该功能，防止了待切断的生物组织的组织样本的热损伤，并且简化了治疗。

