

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-136842

(P2008-136842A)

(43) 公開日 平成20年6月19日 (2008.6.19)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 17/39 3 2 0 4 C 0 6 0
 A 6 1 B 17/39

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2007-174563 (P2007-174563)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成19年7月2日 (2007.7.2)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(31) 優先権主張番号	11/633351		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(32) 優先日	平成18年12月4日 (2006.12.4)	(74) 代理人	100076233
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	若松 真衣
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	高篠 智之
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		Fターム (参考)	4C060 FF10 KK03 KK04 KK22 KK25
			KK50

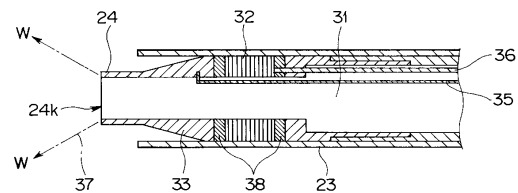
(54) 【発明の名称】 電気手術器具

(57) 【要約】

【課題】高周波電気エネルギーと導電性流体を併用し、噴霧した導電性流体を介した放電で生体組織の表層を凝固する電気手術器具において、簡単な構成において、対象組織に噴射する液体の噴射量を低減することができ、さらに、より小さい粒子径の液体の噴霧を生成することにより、対象組織に対する凝固作用を向上させた電気手術器具を提供する。

【解決手段】細長の器具本体と、器具本体を構成する筒状部材と、筒状部材の内部に設けられた、送液路に流入された液体に超音波振動を付与する振動子32と、器具本体の先端側に設けられた、振動子32により超音波振動が付与され微粒化された液体を、器具本体の先端から生体組織に噴出する流体噴霧口24kと、器具本体の先端側に設けられた、高周波電気エネルギーを、流体噴霧口から噴出する液体に沿って放電し、生体組織を凝固する電極24とを具備することを特徴とする。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

細長の器具本体と、
前記器具本体を構成する筒状部材と、
前記筒状部材の内部に設けられた、前記筒状部材の前記内部に流入された導電性流体に超音波振動を付与する超音波振動子と、
前記器具本体の先端側に設けられた、前記超音波振動子により超音波振動が付与され微粒化された前記導電性流体を、前記器具本体の先端から生体組織に噴出する流体噴霧口と、
前記器具本体の先端側に設けられた、高周波電気エネルギーを、前記流体噴霧口から噴出する前記導電性流体に沿って放電し、前記生体組織を凝固する電極と、
を有することを特徴とする電気手術器具。

10

【請求項 2】

前記電極は、前記筒状部材の前記先端に設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の電気手術器具。

【請求項 3】

前記超音波振動子は、前記器具本体の基端側に設けられていることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電気手術器具。

【請求項 4】

前記超音波振動子に、前記筒状部材の前記内部において前記器具本体の前記先端まで延出する超音波プローブが接続されていることを特徴とする請求項 3 に記載の電気手術器具。

20

【請求項 5】

前記超音波振動子は、前記器具本体の前記先端側に設けられていることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電気手術器具。

【請求項 6】

前記超音波振動子は、棒状部材から構成されており、前記超音波振動子と前記筒状部材との間の空間が、前記導電性流体が前記器具本体の基端側から前記先端側まで通過する流体チャンネルの一部を構成していることを特徴とする請求項 5 に記載の電気手術器具。

【請求項 7】

前記超音波振動子は、管状部材から構成されており、前記超音波振動子の内部の空間が、前記導電性流体が前記器具本体の基端側から前記先端側まで通過する流体チャンネルの一部を構成していることを特徴とする請求項 5 に記載の電気手術器具。

30

【請求項 8】

前記筒状部材を、該筒状部材との間に空間を有して被覆する保護チューブと、
前記空間において進退自在に配設された、前記筒状部材の前記先端側前方に折り曲げられた部位を有する L 字状の導電性の棒状部材から構成された電極と、
をさらに具備したことを特徴とする請求項 2 に記載の電気手術器具。

【請求項 9】

前記電極は、前記筒状部材の前記先端に対して着脱自在であることを特徴とする請求項 2 に記載の電気手術器具。

40

【請求項 10】

前記筒状部材の基端側に設けられた、液体供給源から供給された前記導電性流体を前記筒状部材の内部に流入させる送液用コネクタと、

電源から供給される前記高周波電気エネルギーを、前記筒状部材の前記内部に導入し、前記超音波振動子及び前記電極に接続された各リード線へと伝達する高周波通電線接続用コネクタ及び超音波信号線接続用コネクタと、

前記送液用コネクタと前記接続コネクタとが配設された前記筒状部材の前記基端側の基端部と、

前記基端部に連設された、前記電極と前記超音波振動子と前記流体噴霧口とが配設され

50

た前記生体組織内に挿抜される前記筒状部材の前記先端側の挿入部を有する着脱部材と、
をさらに具備し、

前記着脱部材は、前記基端部に対して着脱自在であることを特徴とする請求項 1 または
2 に記載の電気手術器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、高周波電気エネルギーと導電性流体を併用し、噴霧した前記導電性流体を介した放電で生体組織の表層を凝固する電気手術器具に関する。

【背景技術】

10

【0002】

近年、高周波電気エネルギーと導電性流体を併用し、噴霧した導電性流体を介した放電で生体組織の表層を凝固する電気手術器具として、開腹手術用の処置具や、硬性鏡とともに使用する処置具や、軟性内視鏡とともに使用する軟性処置具等が周知である。

【0003】

例えば、特許文献 1 には、ノズル電極から生体組織の処置対象部位に対して噴射される導電性の液体ジェット流を介して、ノズル電極と処置対象部位との間に高周波電流を通電することにより、生体組織の切開や凝固を行う手術装置が提案されている。

【0004】

具体的には、特許文献 1 に開示された手術装置においては、ノズル電極と処置対象部位との間に放電柱を形成した後、該放電柱を通過するよう、ノズル電極から生体組織の処置対象部位に対して集束流とした液体ジェット流を噴射することにより、液体ジェット流を介して処置対象部位に流れる放電電流エネルギーを利用して、生体組織をノズル電極から非接触にて切開、凝固する構成を有している。

20

【0005】

また、特許文献 2 には、気体と合流させた導電性液体を、能動電極の先端孔から噴霧しながら、能動電極から高周波電流を生体組織に対して導電性液体を介して通電することにより、生体組織を能動電極から非接触にて止血凝固する凝固装置が開示されている。

【特許文献 1】特許 3 3 1 8 7 3 3 号公報

【特許文献 2】特許 2 0 0 9 6 0 5 号公報

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ここで、生体組織に対する凝固力を高めるには、生体組織に供給する導電性の液体の噴射量を少なくする必要がある。

【0007】

しかしながら、特許文献 1 に記載の発明の構成においては、ノズル電極から導電性の液体を噴射しているが、ノズル電極からの噴射では、噴射される液体の流量の低減に限界があることから、対象組織に対する凝固力を上げることが困難であるといった問題があった。

40

【0008】

また、ノズル電極からの噴射量を少なくするには、ノズル電極に形成する噴射孔の寸法をできるだけ小さくする必要があるが、実際には加工上の限界から、ノズル電極の噴射孔を必要な大きさに十分小さく加工するのは難しい。

【0009】

さらに、ノズル電極の噴射孔を小さくすると、液体の送水圧を上げる必要が生じることから、高圧送水装置が別途必要となるため製造コストが増大する。

【0010】

以上から、結果として、ノズル電極から集束流を噴射する特許文献 1 に記載の発明の構成においては、対象組織に対する凝固能を向上させることが難しいといった問題があった

50

。

【 0 0 1 1 】

また、対象組織に対する十分な凝固能を維持するには、ノズル電極からの良好な放電が必要である。しかしながら、十分な放電のためには、ノズル電極から噴射される液体の噴霧粒子径をなるべく小さくする必要があるが、特許文献 1 に記載の発明においては、ノズル電極から集束流を噴射するため、噴霧粒径を十分に小さくするには限界があるという問題もあった。

【 0 0 1 2 】

ここで、特許文献 2 に記載の発明では、供給した液体と気体との合流点において霧を発生させ、能動電極の先端孔から液体を噴霧する方式であることから、気体の供給によって液体の流量を低減させることが可能な構成となっている。

10

【 0 0 1 3 】

しかしながら、特許文献 2 に記載の発明の構成では、液体の噴霧粒径を小さくするには限界があり、その結果、十分な放電が起き難く、対象組織に対する十分な凝固能を得ることが難しいといった問題があった。

【 0 0 1 4 】

加えて、液体供給管路とは別に、気体供給管路や気体を送る装置が必要となることから、凝固装置としても、凝固装置が具備する処置具としても構造が複雑になる問題があった。

。

【 0 0 1 5 】

本発明は、上記問題点に鑑みてなされたものであり、高周波電気エネルギーと導電性流体を併用し、噴霧した導電性流体を介した放電で生体組織の表層を凝固する電気手術器具において、簡単な構成において、対象組織に噴射する液体の噴射量を低減することができ、さらに、より小さい粒子径の液体の噴霧を生成することにより、対象組織に対する凝固作用を向上させた電気手術器具を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 6 】

上記目的を達成するため本発明による電気手術器具は、細長の器具本体と、前記器具本体を構成する筒状部材と、前記筒状部材の内部に設けられた、前記筒状部材の前記内部に流入された導電性流体に超音波振動を付与する超音波振動子と、前記器具本体の先端側に設けられた、前記超音波振動子により超音波振動が付与され微粒化された前記導電性流体を、前記器具本体の先端から生体組織に噴出する流体噴霧口と、前記器具本体の先端側に設けられた、高周波電気エネルギーを、前記流体噴霧口から噴出する前記導電性流体に沿って放電し、前記生体組織を凝固する電極と、を有することを特徴とする。

30

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

本発明によれば、高周波電気エネルギーと導電性流体を併用し、噴霧した導電性流体を介した放電で生体組織の表層を凝固する電気手術器具において、簡単な構成において、対象組織に噴射する液体の噴射量を低減することができ、さらに、より小さい粒子径の液体の噴霧を生成することにより、対象組織に対する凝固作用を向上させた電気手術器具を提供することができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 8 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。尚、以下に示す実施の形態においては、高周波電気エネルギーと導電性流体を併用し、放電で生体組織の表層を凝固する電気手術器具は、医療用の処置具を例に挙げて説明する。また、以下の説明において、処置具は、体腔内に挿入される側を先端側、操作部側を基端側として説明する。

【 0 0 1 9 】

(第 1 実施の形態)

図 1 は、本実施の形態を示す処置具を具備する処置具システムを示すブロック図、図 2

50

は、図 1 の処置具の拡大斜視図、図 3 は、図 2 の処置具の先端側の部分断面図、図 4 は、図 2 の処置具の基端側の部分断面図である。

【 0 0 2 0 】

図 1 に示すように、処置具システム 1 0 0 は、内視鏡 1 の処置チャンネル 1 1 に挿抜自在な処置具 2 と、処置具 2 に接続自在な電源である高周波 / 超音波駆動電源（以下、単に電源と称す）4 と、送液ポンプ 6 とから主要部が構成されている。

【 0 0 2 1 】

処置具 2 は、細長い器具本体 2 h（図 2 参照）を具備しており、器具本体 2 h は、細長い筒状部材である挿入部 2 5 と、該挿入部 2 5 の基端側に連設され筒状部材である基端部 1 0 とから主要部が構成されている。

10

【 0 0 2 2 】

基端部 1 0 に、送液用コネクタである送液チューブ用コネクタ 2 2 と、ケーブル接続部 2 0 とが設けられている。

【 0 0 2 3 】

送液チューブ用コネクタ 2 2 に、中途位置に送液ポンプ 6 が介在された送液チューブ 8 の一端が接続されている。具体的には、図 4 に示すように、送液チューブ 8 の一端に、チューブ口金 4 5 が設けられており、チューブ口金 4 5 が、送液チューブ用コネクタ 2 2 に接続されている。このことにより、送液チューブ 8 の内部は、送液チューブ用コネクタ 2 2 の内部の送液路 3 1 と連通する。

【 0 0 2 4 】

20

また、送液チューブ 8 の他端には、導電性流体である送液用液体（以下、単に液体と称す）W が貯留された液体供給源である送液容器 7 が接続されている。尚、液体 W としては電解質溶液が良く、一例として生理食塩水が挙げられる。

【 0 0 2 5 】

送液チューブ用コネクタ 2 2 は、送液ポンプ 6 によって、送液容器 7 から送液チューブ 8 を介して送液された液体を、処置具 2 の内部の送液路 3 1 に流入させるものである。

【 0 0 2 6 】

ケーブル接続部 2 0 に、一端が電源 4 と接続された通電ケーブル 9 の他端が接続されている。電源 4 に、処置具の出力を制御するフットスイッチ 5 と、被検者の体表面に貼着される帰還電極 3 とが接続されている。

30

【 0 0 2 7 】

また、ケーブル接続部 2 0 に、図 2 に示すように、通電ケーブル 9 の他端が接続されるプラグ 2 1 と、プラグ 2 1 の周囲の一部を覆うプラグカバー 1 2 0 とが設けられている。

【 0 0 2 8 】

図 4 に示すように、通電ケーブル 9 の他端に、ケーブルコネクタ 4 0 が設けられており、該ケーブルコネクタ 4 0 により、通電ケーブル 9 の他端とプラグ 2 1 とが接続されている。このことにより、処置具 2 に電源 4 から高周波電気エネルギーである高周波電流、超音波駆動用電流が伝達される。

【 0 0 2 9 】

挿入部 2 5 は、内視鏡 1 の処置チャンネル 1 1 に挿抜自在な太さに形成されており、処置チャンネル 1 1 に挿入した際、内視鏡 1 の先端部 1 s から突出する十分な長さ、例えば 1 m ~ 3 m 程度の長さに形成されている。

40

【 0 0 3 0 】

また、図 2 に示すように、挿入部 2 5 は、該挿入部 2 5 の外表面を構成する可撓性の細長いチューブ 2 3 を有している。よって、チューブ 2 3 は、挿入部 2 5 同様、内視鏡 1 の処置チャンネル 1 1 に挿入して使用するのに適した長さに形成されている。また、チューブ 2 3 は、本実施の形態における筒状部材を構成している。

【 0 0 3 1 】

また、器具本体 2 h の先端側、即ち、挿入部 2 5 の先端側であって、チューブ 2 3 の内部には、処置部 2 6 を構成する管状の電極 2 4 が配設されている。

50

【 0 0 3 2 】

図 3 に示すように、チューブ 2 3 の内部に、中空構造の振動子 3 2 が配設されており、振動子 3 2 の先端側には、後述する絶縁板 3 8 を介して、振動子 3 2 の振幅を増幅するための管状の円錐型のホーン 3 3 が接続されている。

【 0 0 3 3 】

ホーン 3 3 は、先端が、チューブ 2 3 の先端よりも先端側に突出するよう、チューブ 2 3 の内部に配設されている。また、ホーン 3 3 の先端には、電極 2 4 が構成されている。

【 0 0 3 4 】

さらに、ホーン 3 3 には、プラグ 2 1 に一端が接続されたリード線である高周波通電線 3 5 の他端が接続されている。高周波通電線 3 5 は、送液路 3 1 内に延在されており、高周波電流を、器具本体 2 h において、基端側から先端側まで伝達する。即ち、高周波通電線 3 5 は、電源 4 から高周波電流を、電極 2 4 に伝達する。

【 0 0 3 5 】

このことにより、電極 2 4 は、高周波通電線 3 5 を介して伝達された高周波電流を、後述する液体噴霧口 2 4 k から噴出される霧状の液体 W に沿って放電し、生体組織の表層を凝固する。

【 0 0 3 6 】

振動子 3 2 は、送液路 3 1 を流れる液体 W に超音波振動を付与するものであり、ランジュバン型の振動子、または磁歪型の振動子から構成されている。振動子 3 2 の先端と基端に、高周波電流が超音波駆動系に入って振動子 3 2 が誤作動するのを防止する絶縁板 3 8 が配設されている。

【 0 0 3 7 】

また、チューブ 2 3 の内部であって、振動子 3 2、ホーン 3 3、電極 2 4 の内部には、送液路 3 1 が形成されている。尚、電極 2 4 の内部に形成された送液路 3 1 の先端側の開口は、流体噴霧口 2 4 k を構成している。流体噴霧口 2 4 k は、振動子 3 2 により超音波振動が付与されて微粒化された液体 W を、器具本体 2 h の先端から生体組織に霧状に噴出するものである。

【 0 0 3 8 】

また、振動子 3 2 の基端側には、プラグ 2 1 に一端が接続されたリード線である超音波信号線 3 6 の他端が接続されている。超音波信号線 3 6 は、超音波駆動用電流を、器具本体 2 h において、基端側から先端側まで伝達する。即ち、超音波信号線 3 6 は、電源 4 から超音波駆動用電流を、振動子 3 2 に伝達する。

【 0 0 3 9 】

図 4 に示すように、高周波通電線 3 5 の一端は、ケーブル接続部 2 0 においてプラグ 2 1 に接続された高周波プラグ本体 4 1 に接続されており、また、超音波信号線 3 6 の一端は、ケーブル接続部 2 0 においてプラグ 2 1 に接続された超音波プラグ本体 4 3 に接続されている。

【 0 0 4 0 】

次に、このように構成された本実施の形態の作用について説明する。

【 0 0 4 1 】

まず、送液ポンプ 6 が駆動され、送液が開始されると、液体 W は、送液容器 7 から送液チューブ 8 を介して、送液チューブ用コネクタ 2 2 から送液路 3 1 内に流入される。

【 0 0 4 2 】

このことと略同時に、フットスイッチ 5 の入力により、電源 4 から超音波駆動用電流が、通電ケーブル 9、プラグ 2 1、超音波プラグ本体 4 3、超音波信号線 3 6 を介して振動子 3 2 に供給されるとともに、電源 4 から高周波電流が、通電ケーブル 9、プラグ 2 1、高周波プラグ本体 4 1、高周波通電線 3 5 を介して電極 2 4 に供給される。

【 0 0 4 3 】

尚、送液ポンプ 6 と電源 4 とは通信ケーブルで連結されており、電源 4 から送液ポンプ 6 が制御可能となっている。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

その後、振動子 3 2 が超音波駆動用電流の供給によって振動されることにより、送液路 3 1 を流れる液体 W に超音波振動が付与され、その結果、微粒化された液体 W が、器具本体 2 h の先端の流体噴霧口 2 4 k から霧状に、対象組織に対して噴出される。

【 0 0 4 5 】

このことと略同時に、電極 2 4 は、高周波電流を、流体噴霧口 2 4 k から霧状に噴出される液体 W に沿って放電する。

【 0 0 4 6 】

このように、本実施の形態の構成と作用によれば、電極 2 4 は、流体噴霧口 2 4 k から霧状に噴出される液体 W に沿って高周波電流を放電することから、処置部 2 6 を対象組織に接触させずに、対象組織を凝固することができる。

10

【 0 0 4 7 】

また、振動子 3 2 の超音波振動を利用して、液体 W を微粒化させることにより、対象組織へ供給する液体量が従来よりも低流量となり、かつ粒径の小さい噴霧を対象組織に対し噴出することができるため、対象組織に対して凝固力の高い良好な放電を電極 2 4 から行うことができる。

【 0 0 4 8 】

その結果、良好な放電が得られることにより、電極 2 4 と対象組織との放電距離が長くなることから、処置具 2 の操作性が向上する。

【 0 0 4 9 】

以上から、簡単な構成において、対象組織に噴射する液体の噴射量を低減することができ、さらに、より小さい粒子径の液体の噴霧を生成することにより、対象組織に対する凝固作用を向上させた処置具を提供することができる。

20

【 0 0 5 0 】

(第 2 実施の形態)

図 5 は、本実施の形態を示す処置具を具備する処置具システムを示すブロック図、図 6 は、図 5 の処置具の先端側の部分断面図である。

【 0 0 5 1 】

本実施の形態の処置具の構成は、図 1 ~ 図 4 に示した第 1 実施の形態の処置具と比して、振動子が処置具の基端側に配設されている点と、電極がチューブの先端に固定されている点が異なる。よって、この相違点のみを説明し、第 1 実施の形態と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

30

【 0 0 5 2 】

図 5 に示すように、処置具 1 0 2 は、器具本体 1 0 2 h を具備している。器具本体 1 0 2 h の基端部 1 0 の内部には、振動子 4 3 2 が設けられている。尚、振動子 4 3 2 は、第 1 実施形態の振動子 3 2 に相当する。

【 0 0 5 3 】

また、図 6 に示すように、器具本体 1 0 2 h の挿入部 2 5 のチューブ 2 3 の先端に、管状の電極 1 2 4 が接続されている。尚、電極 1 2 4 は、第 1 実施形態の電極 2 4 に相当する。

40

【 0 0 5 4 】

尚、本実施の形態においても、チューブ 2 3、基端部 1 0 は、本発明における筒状部材を構成している。

【 0 0 5 5 】

電極 1 2 4 の先端には、該電極 1 2 4 よりも薄肉なリング状の先端部 1 2 4 r が設けられている。尚、先端部 1 2 4 r は、後述する振動プローブ 5 1 の先端よりも先端側に突出して位置している。

【 0 0 5 6 】

尚、本実施の形態においても、電極 1 2 4 の基端には、プラグ 2 1 に一端が接続された高周波通電線 3 5 の他端が接続されている。

50

【 0 0 5 7 】

チューブ 2 3 及び電極 1 2 4 の内腔には、該内腔に沿って、振動子 4 3 2 に連結された細長い柔軟な超音波プローブである振動プローブ 5 1 が配設されている。振動プローブ 5 1 の先端部は、霧発生部 3 7 を構成している。

【 0 0 5 8 】

また、振動プローブ 5 1 とチューブ 2 3 の内周との間の空間には、器具本体 1 0 2 h の基端側から先端側まで液体 W が通過する流体チャネルである送液路 3 1 が形成されている。尚、送液路 3 1 の器具本体 1 0 2 h の先端側の開口は、流体噴霧口 1 2 4 k を構成している。また、流体噴霧口 1 2 4 k は、先端部 1 2 4 r よりも基端側に位置している。

【 0 0 5 9 】

次に、このように構成された本実施の処置具の作用について説明する。

【 0 0 6 0 】

送液路 3 1 を経て、振動プローブ 5 1 の霧発生部 3 7 の近傍に液体 W が送液されると同時に、振動子 4 3 2 が超音波振動され、該超音波振動が、振動プローブ 5 1 に伝達されることにより、霧発生部 3 7 の近傍で、振動プローブ 5 1 から超音波振動が付与された液体 W が微粒化される。その後、微粒化された液体 W が、流体噴霧口 1 2 4 k から霧状に噴出される。

【 0 0 6 1 】

また、このことと略同時に、電極 1 2 4 の先端部 1 2 4 r から、霧状の液体 W に沿って、高周波電流が放電される。

【 0 0 6 2 】

このような、構成、作用によれば、第 1 実施の形態に比べ、振動子 4 3 2 が基端部 1 0 に設けられていることから、振動子 4 3 2 を大型化できる。このため、振動子 4 3 2 の振動の周波数や振幅の選定の幅が広くなり、放電に適した噴霧粒径、噴霧形状を調整しやすくなることから、対象組織に対して良好な凝固を得ることができる。

【 0 0 6 3 】

さらに、リング状の先端部 1 2 4 r を形成することにより、先端部 1 2 4 r の内径を、第 1 実施の形態の電極 2 4 の内径よりも大きくすることができるため、一度の噴射範囲を大きくすることができる。尚、その他の効果は、上述した第 1 実施の形態と同じである。

【 0 0 6 4 】

(第 3 実施の形態)

図 7 は、本実施の形態を示す処置具の先端側の部分断面図である。本実施の形態の処置具の構成は、図 5、図 6 に示した第 2 実施の形態の処置具と比して、棒状の振動子が処置具の先端側に配設されている点が異なる。よって、この相違点のみを説明し、第 2 実施の形態と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

【 0 0 6 5 】

図 7 に示すように、処置具 1 1 2 のチューブ 2 3 及び電極 1 2 4 の内部には、超音波振動を発生させるランジュバン型（電歪型）の棒状の振動子 2 3 2 が設けられており、振動子 2 3 2 の先端側には、振幅を増幅するための円錐型のホーン 2 3 3 が設けられている。

【 0 0 6 6 】

尚、振動子 2 3 2、ホーン 2 3 3 は、第 1 実施形態の振動子 3 2、ホーン 3 3 に相当する。また、ホーン 2 3 3 の先端側は、霧発生部 3 7 を構成している。

【 0 0 6 7 】

また、振動子 2 3 2 及びホーン 2 3 3 と、チューブ 2 3 及び電極 1 2 4 との間の空間には、流体チャネルである送液路 3 1 が形成されている。また、送液路 3 1 には、プラグ 2 1 に一端が接続され振動子 2 3 2 に他端が接続された超音波信号線 3 6 が延在されている。

【 0 0 6 8 】

尚、送液路 3 1 の器具本体 1 1 2 h の先端側の開口は、流体噴霧口 1 2 4 k を構成している。また、流体噴霧口 1 2 4 k は、先端部 1 2 4 r よりも基端側に位置している。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 9 】

尚、本実施の形態においても、チューブ 2 3、基端部 1 0 は、本発明における筒状部材を構成している。

【 0 0 7 0 】

次に、このように構成された本実施の作用を説明する。

【 0 0 7 1 】

先ず、送液路 3 1 により、霧発生部 3 7 近傍に液体 W が送液されると同時に、振動子 2 3 2 が超音波振動させると、該超音波振動が液体 W に付与されて液体 W が微粒化され、霧発生部 3 7 で噴霧が発生される。その結果、流体噴霧口 1 2 4 k から液体 W が霧状に噴出される。

10

【 0 0 7 2 】

液体 W の噴出の際に、高周波電源から高周波電流が先端部 1 2 4 r に通電されることにより、液体 W の噴出に沿って、対象組織に放電が行われる。

【 0 0 7 3 】

このような、構成、作用によれば、上述した第 2 実施の形態と比べ、振動子 2 3 2 が処置具 1 1 2 の先端部側にあるので、第 2 実施形態よりも発生した超音波振動の損失を少なくでき、効率的な液体 W の噴出を行うことができる。尚、その他の効果は、上述した第 2 実施の形態と同じである。

【 0 0 7 4 】

(第 4 実施の形態)

20

図 8 は、本実施の形態を示す処置具の先端側の部分断面図である。本実施の形態の処置具の構成は、図 7 に示した第 3 実施の形態の処置具と比して、振動子が管状に形成されている点が異なる。よって、この相違点のみを説明し、第 3 実施の形態と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

【 0 0 7 5 】

図 8 に示すように、処置具 1 2 2 のチューブ 2 3 及び電極 1 2 4 の内部には、超音波振動を発生させる管状の振動子 3 3 2 が設けられており、振動子 3 3 2 の先端側には、振幅を増幅するための円錐型の管状のホーン 3 3 3 が設けられている。尚、振動子 3 3 2、ホーン 3 3 3 は、第 1 実施形態の振動子 3 2、ホーン 3 3 に相当する。また、ホーン 3 3 3 の先端側は、霧発生部 3 7 を構成している。

30

【 0 0 7 6 】

また、振動子 3 3 2 及びホーン 3 3 3 との内部の空間には、流体チャネルである送液路 3 1 が形成されている。

【 0 0 7 7 】

尚、送液路 3 1 の器具本体 1 2 2 h の先端側の開口は、流体噴霧口 1 2 4 k を構成している。また、流体噴霧口 1 2 4 k は、先端部 1 2 4 r よりも基端側に位置している。

【 0 0 7 8 】

尚、本実施の形態においても、チューブ 2 3、基端部 1 0 は、本発明における筒状部材を構成している。

【 0 0 7 9 】

40

本実施の構成によれば、振動子 3 3 2 に内部空間を通じて液体 W が送液されるため、第 3 実施の形態よりも安定的に霧発生部 3 7 へと、液体 W を供給することができる。尚、その他の効果は、上述した第 3 実施の形態と同じである。

【 0 0 8 0 】

図 9 は、図 8 のホーンの形状の変形例を示す部分断面図、図 1 0 は、図 8 のホーンの形状の別の変形例を示す部分断面図、図 1 1 は、図 8 のホーンの形状のさらに別の変形例を示す部分断面図である。

【 0 0 8 1 】

上述した本実施の形態においては、ホーン 3 3 3 の先端の形状は、図 8 に示すように端面形状に形成されているが、これに限らず、図 9 に示すように、T 字形状であっても構わ

50

ないし、図 10 に示すように、R 形状を有する凸状であっても構わないし、図 11 に示すように、R 形状を有する凹状であっても構わない。

【0082】

このように、ホーン 333 の先端部の形状を変えることにより、流体噴霧口 124k から噴出される液体 W の噴霧形状が変化するため、対象組織の凝固作用に最適な噴霧形状を選択することができる。

【0083】

(第 5 実施の形態)

図 12 は、本実施の形態を示す処置具の先端側の部分断面図である。本実施の形態の処置具の構成は、図 8 に示した第 4 実施の形態の処置具と比して、器具本体の外周に保護チューブが被覆されている点が異なる。よって、この相違点のみを説明し、第 4 実施の形態と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

【0084】

図 12 に示すように、処置具 132 の器具本体 132h において、チューブ 23 と、電極 124 の外周には、チューブ 23 及び電極 124 との間に空間 180 を有するよう、保護チューブ 190 が被覆されている。尚、本実施の形態においても、チューブ 23、基端部 10 は、本発明における筒状部材を構成している。

【0085】

また、空間 180 には、細長な棒状の電極 56 が配設されている。電極 56 は、器具本体 132h の先端部において、流体噴霧口 124k から噴出される液体 W に平面的にオーバラップする位置に折り曲げられた部位 56m を有する L 字状の導電性の棒状部材から構成されている。

【0086】

また、電極 56 は、空間 180 内を、器具本体 132h の先端側と基端側とにおいて進退自在である。さらに、電極 56 には、高周波プラグ本体 41 (図 4 参照) が接続されている。

【0087】

尚、電極 124 の外周には、電極 124 と電極 56 とを電氣的に絶縁するための絶縁層 57 が形成されている。

【0088】

次に、このように構成された本実施の形態の作用について説明する。尚、電極 124 の作用、振動子 332 の作用は、第 4 実施の形態と同じであるため、その説明は省略する。

【0089】

電極 56 は、液体 W が噴霧されていない状態において、電極 124 の先端部 124r よりも先端側に突出された後、電源 4 から高周波電流が通電される。その後、部位 56m が対象組織に接触され、直接、部位 56m から高周波電流が通電されることにより、対象組織の剥離やスポット的な止血焼灼が行われる。

【0090】

このように、本実施の形態の構成、作用によれば、対象組織の表層部分の凝固と組織の剥離を、電極 124 と電極 56 とを用いて 1 つの処置具で行うことができる。尚、その他の効果は、上述した第 4 実施の形態と同じである。

【0091】

(第 6 実施の形態)

図 13 は、本実施の形態を示す処置具の先端側の部分断面図である。本実施の形態の処置具の構成は、図 7 に示した第 3 実施の形態の処置具と比して、電極の先端側が取り外し自在な点が異なる。よって、この相違点のみを説明し、第 5 実施の形態と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

【0092】

図 13 に示すように、処置具 142 の器具本体 142h の先端側の電極 224 は、管状部材から構成されており、電極 224 の先端側には、先端部 224r を具備するディスボ

10

20

30

40

50

ーザブル電極 1 5 が構成されている。

【 0 0 9 3 】

尚、電極 2 2 4 は、第 3 実施形態の電極 1 2 4 に相当する。また、ディスポーザブル電極 1 5 は、電極 2 2 4 の先端側に対して着脱自在である。さらに、電極 2 2 4 の送液路 3 1 の先端側の開口は、流体噴霧口 2 2 4 k を構成している。

【 0 0 9 4 】

また、本実施の形態においては、ディスポーザブル電極 1 5 から、霧状に噴出される液体 W に沿って高周波電流が放電される。尚、本実施の形態においても、チューブ 2 3、基端部 1 0 は、本発明における筒状部材を構成している。

【 0 0 9 5 】

このような構成によれば、放電によって磨耗する電極 2 2 4 を交換する際、電極 2 2 4 の先端部分、即ちディスポーザブル電極 1 5 のみを取り替えればよいことから、処置具に対するランニングコストの削減を図ることができる。

【 0 0 9 6 】

(第 7 実施の形態)

図 1 4 は、本実施の形態を示す処置具を具備する処置具システムを示すブロック図、図 1 5 は、図 1 4 の処置具のディスポーザブル部を基端部から脱却した状態を示す処置具の分解斜視図である。

【 0 0 9 7 】

本実施の形態の処置具の構成は、図 5 に示した第 2 実施の形態の処置具と比して、処置具の挿入部を含む部位が基端部から取り外し自在な点が異なる。よって、この相違点のみを説明し、第 2 実施の形態と同様の構成には同じ符号を付し、その説明は省略する。

【 0 0 9 8 】

図 1 4 に示すように、処置具 1 5 2 の器具本体 1 5 2 h の着脱部材であるディスポーザブル部 2 8 は、先端側から、電極 1 2 4 が構成された処置部 2 6 と、挿入部 2 5 と、ディスポーザブル部接続部 2 7 とが連設されて主要部が構成されている。

【 0 0 9 9 】

ディスポーザブル部接続部 2 7 には、高周波通電線接続コネクタ 6 0 が配設されている。また、振動子 4 3 2 が配設された基端部 1 0 には、超音波信号線接続コネクタ 6 1 が配設されている。さらに、高周波通電線接続コネクタ 6 0、超音波信号線接続コネクタ 6 1 は、それぞれ通電ケーブル 9 と接続されている。

【 0 1 0 0 】

また、図 1 5 に示すように、ディスポーザブル部 2 8 は、ディスポーザブル部接続部 2 7 において、基端部 1 0 と着脱自在である。

【 0 1 0 1 】

また、ディスポーザブル部 2 8 は、高周波通電線接続コネクタ 6 0 から処置部 2 6 までの間の送液路 3 1 に、高周波通電線 3 5 を内蔵している。

【 0 1 0 2 】

さらに、基端部 1 0 に、上述した送液チューブ用コネクタ 2 2 に相当する送液用コネクタである送液チューブ用コネクタ 2 2 2 が設けられている。よって、送液チューブ用コネクタ 2 2 2 も、上述したように、中途位置に送液ポンプ 6 が介在された送液チューブ 8 の一端が接続されている。

【 0 1 0 3 】

尚、本実施の形態においても、チューブ 2 3、基端部 1 0 は、本発明における筒状部材を構成している。

【 0 1 0 4 】

次に、このように構成された本実施の形態の作用を説明する。

【 0 1 0 5 】

先ず、処置具 1 5 2 が使用される際は、ディスポーザブル部 2 8 がディスポーザブル部接続部 2 7 を介して基端部 1 0 に連結された状態で使用される。超音波駆動用電流が、通

10

20

30

40

50

電ケーブル 9 から超音波信号線接続コネクタ 6 1 を介して基端部 1 0 内の振動子 4 3 2 に給電される。

【0106】

その結果、振動子 4 3 2 で発生した超音波振動が振動プローブ 5 1 に伝達され、振動プローブ 5 1 の先端部で送液路 3 1 から送液された液体 W が微粒化されて霧状となる。

【0107】

また、高周波電流が、通電ケーブル 9 から電線接続コネクタ 6 0、ディスポーザブル部 2 8 に内蔵された高周波通電線 3 5 を介して処置部 2 6 の電極 1 2 4 へ給電された後、電極 1 2 4 において霧状に噴出される液体 W に沿って、高周波電流が放電される。

【0108】

その後、処置具 1 5 2 が複数回使用された後、電極 1 2 4 が摩耗した際は、ディスポーザブル部 2 8 を、ディスポーザブル部接続部 2 7 を介して基端部 1 0 から脱却して、ディスポーザブル部 2 8 自体を交換する。

【0109】

このような本実施の形態の構成、作用によれば、ディスポーザブル部 2 8 を交換することにより、放電によって磨耗する電極 1 2 4 を容易に交換することができる。尚、その他の効果は、上述した第 2 実施の形態と同じである。

【0110】

尚、以上、第 1 実施の形態から第 7 実施の形態まで説明した処置具としては、例えば、開腹手術用のハンドピースが挙げられる。図 1 6 は、開腹手術用のハンドピースを示す斜視図である。

【0111】

図 1 6 に示すように、ハンドピース 1 6 2 は、ハンドピース部 1 2 を有しており、ハンドピース部 1 2 の先端側には、硬性の管状部材 1 6 3 を介して処置部 2 6 が設けられている。

【0112】

ハンドピース部 1 2 には、高周波通電を制御するハンドスイッチ 6 2 と、送液コネクタ 2 2 と、ケーブルコネクタ 4 0 とが設けられている。

【0113】

このように、上述した第 1 ～第 7 実施の形態の処置具をハンドピースに適用した場合は、使用者は、ハンドピース部 1 2 を手に持ち、処置部 2 6 から液体 W を噴霧しながら放電を行い、対象組織に対して凝固処置を行う。

【0114】

このことによれば、ハンドピース 1 6 2 に適用した場合は、ハンドピース部 1 2 と処置部 2 6 とが近い場所にあるため、対象組織がハンドピース 1 6 2 の近くにある開腹手術の処置に適するといったメリットがある。

【0115】

また、第 1 実施の形態から第 7 実施の形態まで説明した処置具としては、例えば、腹腔鏡下手術用の処置具が挙げられる。図 1 7 は、腹腔鏡下手術用の処置具を示す斜視図である。

【0116】

図 1 7 に示すように、処置具 1 7 2 は、ハンドル部 1 3 を有しており、ハンドル部 1 3 の先端部に、トロッカに挿入自在な、硬性シャフトからなる挿入部 6 3 が設けられている。また、挿入部 6 3 の先端には、処置部 2 6 が構成されている。

【0117】

このように、上述した第 1 ～第 7 実施の形態の処置具を腹腔鏡下手術用の処置具に適用した場合は、使用者がハンドル部 1 3 を持ち、トロッカに挿入部 6 3 を挿入し、腹腔鏡下で処置部 2 6 から液体を噴霧しながら放電を行い、凝固処置を行う。

【0118】

このことによれば、腹腔鏡下手術用の処置具 1 7 2 に適用した場合は、硬性シャフトを

10

20

30

40

50

有するため、腹腔鏡下の処置に適するといったメリットがある。

【 0 1 1 9 】

尚、上述した第 1 ～ 第 7 実施の形態を、高周波電気エネルギーと導電性流体を併用し、導電性流体に沿った放電で生体組織の表層を凝固するその他の電気手術器具に適用しても良いことは云うまでもない。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 2 0 】

【 図 1 】 第 1 実施の形態を示す処置具を具備する処置具システムを示すブロック図。

【 図 2 】 図 1 の処置具の拡大斜視図。

【 図 3 】 図 2 の処置具の先端側の部分断面図。

10

【 図 4 】 図 2 の処置具の基端側の部分断面図。

【 図 5 】 第 2 実施の形態を示す処置具を具備する処置具システムを示すブロック図。

【 図 6 】 図 5 の処置具の先端側の部分断面図。

【 図 7 】 第 3 実施の形態を示す処置具の先端側の部分断面図。

【 図 8 】 第 4 実施の形態を示す処置具の先端側の部分断面図。

【 図 9 】 図 8 のホーンの形状の変形例を示す部分断面図。

【 図 1 0 】 図 8 のホーンの形状の別の変形例を示す部分断面図。

【 図 1 1 】 図 8 のホーンの形状のさらに別の変形例を示す部分断面図。

【 図 1 2 】 第 5 実施の形態を示す処置具の先端側の部分断面図。

【 図 1 3 】 第 6 実施の形態を示す処置具の先端側の部分断面図。

20

【 図 1 4 】 第 7 実施の形態を示す処置具を具備する処置具システムを示すブロック図。

【 図 1 5 】 図 1 4 の処置具のディスポーザブル部を基端部から脱却した状態を示す処置具の分解斜視図。

【 図 1 6 】 開腹手術用のハンドピースを示す斜視図。

【 図 1 7 】 腹腔鏡下手術用の処置具を示す斜視図。

【 符号の説明 】

【 0 1 2 1 】

2 ... 処置具（電気手術器具）

2 h ... 器具本体

4 ... 電源

30

7 ... 送液容器（液体供給源）

1 0 ... 基端部（筒状部材）

1 5 ... 電極

2 2 ... 送液チューブ用コネクタ（送液用コネクタ）

2 3 ... チューブ（筒状部材）

2 4 ... 電極

2 4 k ... 流体噴霧口

2 5 ... 挿入部（筒状部材）

2 8 ... ディスポーザブル部（着脱部材）

3 1 ... 送液路（流体チャネル）

40

3 2 ... 振動子（超音波振動子）

3 5 ... 高周波通電線（リード線）

3 6 ... 超音波信号線（リード線）

5 1 ... 振動プローブ（超音波プローブ）

5 6 ... 電極

6 0 ... 高周波通電線接続用コネクタ

6 1 ... 超音波信号線接続用コネクタ

1 0 2 ... 処置具（電気手術器具）

1 0 2 h ... 器具本体

1 1 2 ... 処置具（電気手術器具）

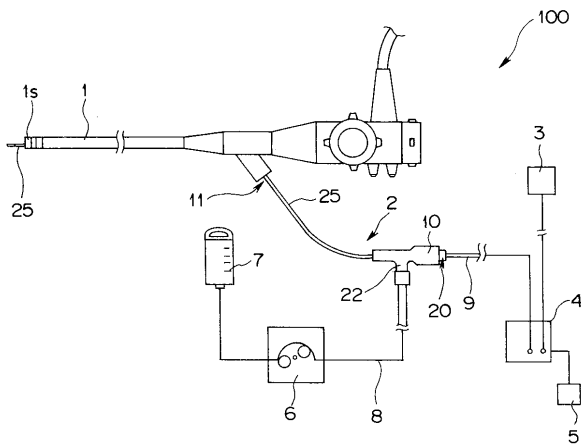
50

- 1 1 2 h ... 器具本体
- 1 2 2 ... 処置具（電気手術器具）
- 1 2 2 h ... 器具本体
- 1 2 4 ... 電極
- 1 2 4 k ... 流体噴霧口
- 1 3 2 ... 処置具（電気手術器具）
- 1 3 2 h ... 器具本体
- 1 4 2 ... 処置具（電気手術器具）
- 1 4 2 h ... 器具本体
- 1 5 2 ... 処置具（電気手術器具）
- 1 5 2 h ... 器具本体
- 1 7 2 ... 処置具（電気手術器具）
- 1 8 0 ... 空間
- 1 9 0 ... 保護チューブ
- 2 2 2 ... 送液チューブ用コネクタ（送液用コネクタ）
- 2 2 4 ... 電極
- 2 2 4 k ... 流体噴霧口
- 2 3 2 ... 振動子（超音波振動子）
- 3 3 2 ... 振動子（超音波振動子）
- 4 3 2 ... 振動子（超音波振動子）

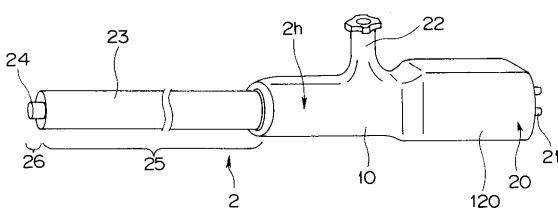
10

20

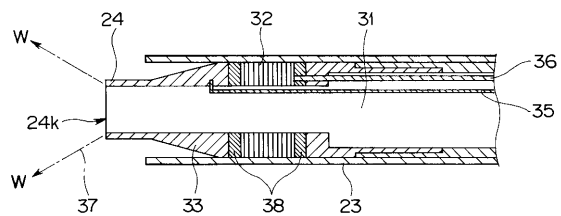
【図 1】



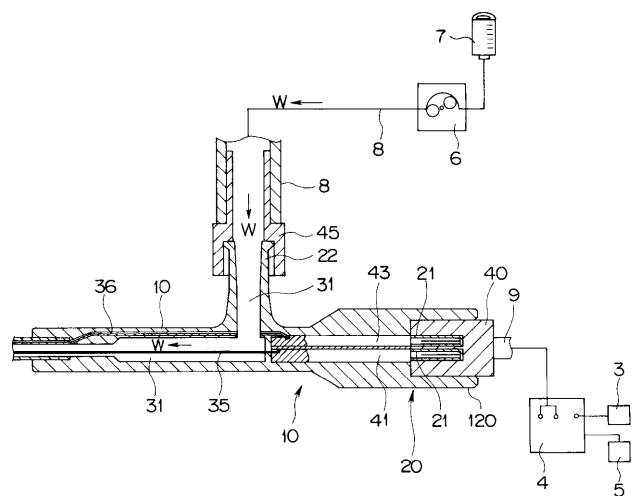
【図 2】



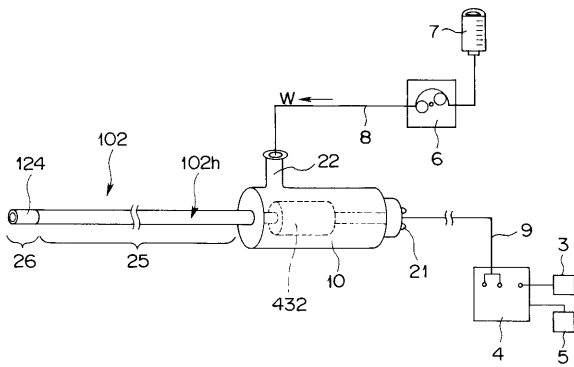
【図 3】



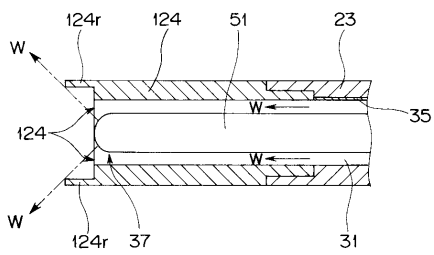
【図 4】



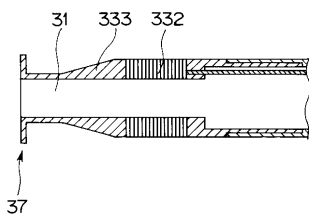
【図 5】



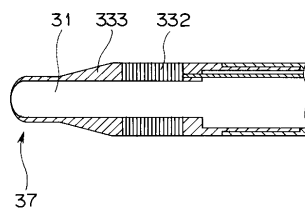
【図 6】



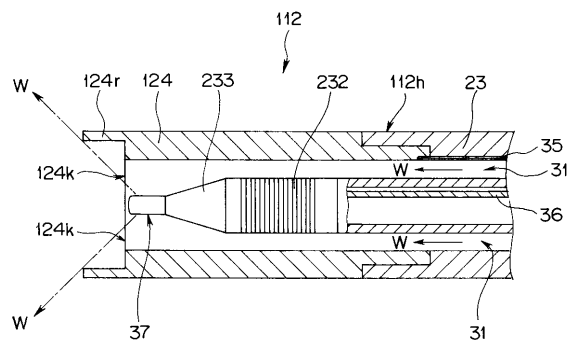
【図 9】



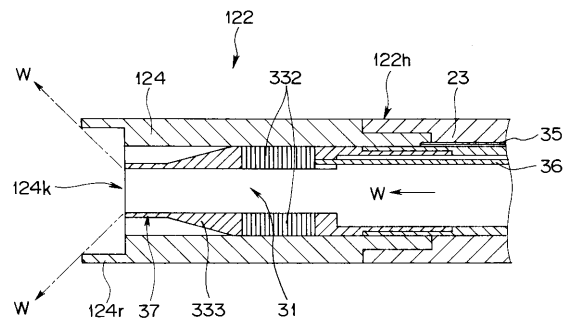
【図 10】



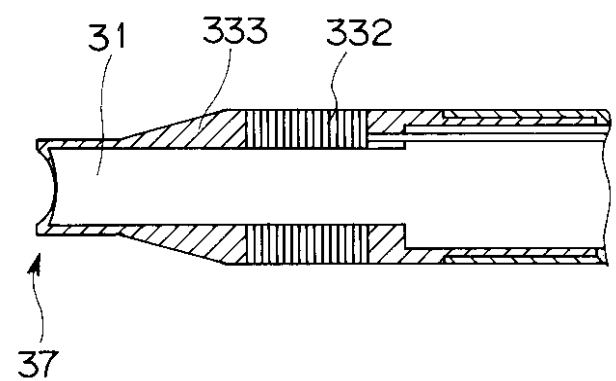
【図 7】



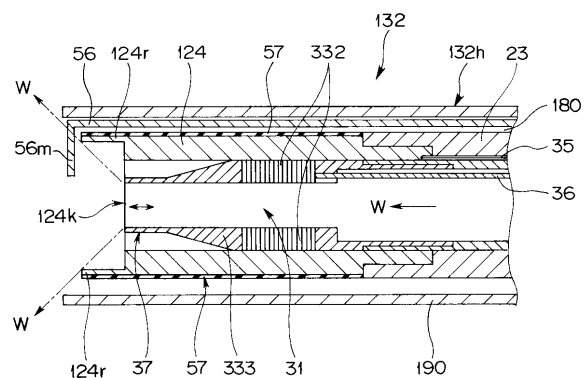
【図 8】



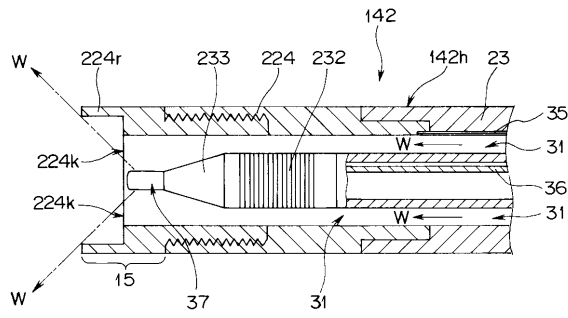
【図 11】



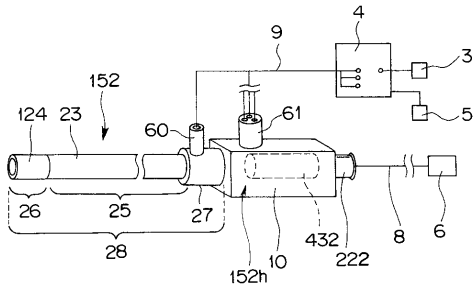
【図 12】



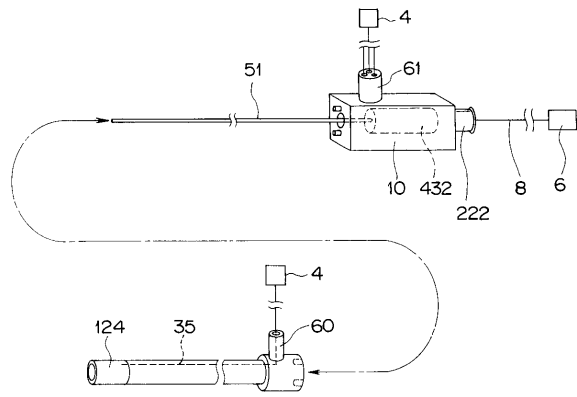
【図 13】



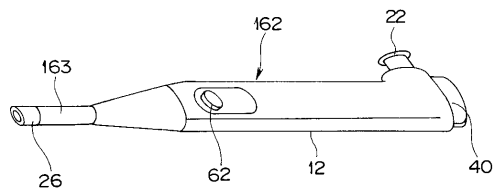
【図 14】



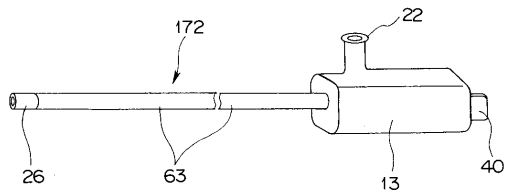
【図 15】



【図 16】



【図 17】



专利名称(译)	电外科器械		
公开(公告)号	JP2008136842A	公开(公告)日	2008-06-19
申请号	JP2007174563	申请日	2007-07-02
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	若松真衣 高篠智之		
发明人	若松 真衣 高篠 智之		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B17/00491 A61B18/1482 A61B2017/00504 A61B2018/1472 A61B2218/002 A61B2218/003		
FI分类号	A61B17/39.320 A61B17/39 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/FF10 4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK22 4C060/KK25 4C060/KK50 4C160/KK04 4C160/KK13 4C160/KK58 4C160/KK70 4C160/MM32 4C160/NN14		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	11/633351 2006-12-04 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

高频电能量和导电流体，通过雾化导电流体凝结通过放电活体组织的表面层，在简单的配置中的电外科仪器的组合，所述液体的喷射量被注入到靶组织通过产生具有较小粒径的液体的喷雾，可以减少并且电外科器械改善对靶组织的凝结效果。 振动器设置在管状构件内部，并构造成对流入液体供应通道的液体施加超声波振动;在仪器主体的远端，液体超声波振动被雾化赋予由振动器32，用于从所述乐器主体的远端喷射生物体组织的液体喷雾口24K，设置在乐器主体的远端侧并且电极24用于沿着从流体喷射口喷射的液体排出高频电能以凝结活组织。 点域

