

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5629434号  
(P5629434)

(45) 発行日 平成26年11月19日(2014.11.19)

(24) 登録日 平成26年10月10日(2014.10.10)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 18/18 (2006.01) A 6 1 B 17/36 3 4 0

請求項の数 2 (全 5 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2009-112240 (P2009-112240)</p> <p>(22) 出願日 平成21年5月1日(2009.5.1)</p> <p>(65) 公開番号 特開2010-259600 (P2010-259600A)</p> <p>(43) 公開日 平成22年11月18日(2010.11.18)</p> <p>審査請求日 平成24年4月4日(2012.4.4)</p> <p>前置審査</p>	<p>(73) 特許権者 504177284 国立大学法人滋賀医科大学 滋賀県大津市瀬田月輪町(番地なし)</p> <p>(74) 代理人 100088904 弁理士 庄司 隆</p> <p>(72) 発明者 谷 徹 滋賀県大津市瀬田月輪町市滋賀医科大学内</p> <p>(72) 発明者 来見 良誠 滋賀県大津市瀬田月輪町市滋賀医科大学内</p> <p>(72) 発明者 仲 成幸 滋賀県大津市瀬田月輪町市滋賀医科大学内</p> <p>審査官 毛利 大輔</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 マイクロ波手術器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

2 極式の針型マイクロ波手術器であって、  
 該手術器の先端部が、同軸ケーブルであるマイクロ波伝送用中心導体、絶縁体、及び外部導体を含む構造からなり、該中心導体が繋がる先端部に先端が円錐状の円柱型の先端具（以下先端具という）が設置され、  
 該同軸ケーブルは、中心に該中心導体、該中心導体を包み込む該絶縁体、該絶縁体の外側に該外部導体からなる層構造を持ち、  
 該絶縁体は、針状に突出した中心導体の先端を露出した状態で包み込んでおり、  
 該中心導体、該外部導体及び該先端具は、電気伝導体であり、  
 マイクロ波を印加した後の受け手側電極である外部電極を有し、該外部電極は、該外部導体と接し、さらに、該先端具とは絶縁体を介して設置されており、  
 該外部導体は、該外部電極よりも先端具方向とは逆の部分は絶縁体で覆われており、  
 並びに、  
 該先端具は最大直径部 1 . 6 ~ 2 . 7 mm、円柱状の部分を含まれた長さが 5 ~ 2 2 mm、円錐の鋭角度は 3 8 ~ 4 2 度であり、マイクロ波の印加によって、対象物の 2 ~ 2 2 mm の深さまで凝固が可能であるマイクロ波手術器。

【請求項 2】

電力源と先端部を繋ぐ同軸ケーブルは、屈曲可能であって、内視鏡への挿入可能な長さ（約 1 5 0 0 ~ 1 8 0 0 mm）をもち、その外径が 2 . 5 mm である請求項 1 のマイクロ

波手術器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、マイクロ波を利用した医療用手術器、すなわち針型フレキシブルマイクロ波手術器に関する。

【背景技術】

【0002】

生体組織の手術に高周波用とされる双極型（バイポーラ型）の手術器は種々利用されている。マイクロ波手術器として、マイクロ波伝送用内部導体にマイクロ波照射用中心電極（導体）を構成する生体組織の切開、切離、切除等の手術刃を接続し、手術刃の先端部を残して絶縁体で手術刃を被覆し、絶縁体の外側に先細り筒状の外部電極（導体）を設け、外部導体をマイクロ波伝送用外部導体に接続したものが開示されている。そして、各種の先端部の形状により、生体組織の止血、凝固を達成している（株式会社アズウェル 内視鏡電極 取り扱い説明書）。しかしながら、その先端形状は、モノポーラ型の場合、針、球、楕円等であった。先端形状が、円錐状のマイクロ波手術用電極装置として、日本特許第4068399号がある。これはモノポーラ型の手術器である。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】日本特許第4068399号

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献1】株式会社アズウェル 内視鏡電極 取り扱い説明書2002年10月25日

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の課題は、双極性の針型マイクロ波手術器であって、マイクロ波を利用し、生体組織の深部において止血、凝固能に優れたマイクロ波手術器を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明者らは、上記課題を解決するために鋭意研究を重ねた結果、手術器の先端部が、マイクロ波伝送用中心導体、絶縁体、及び外部導体によって構成され、該中心導体が繋がる先端部に先端が円錐状の円柱型の先端具（以下針という）が設置され、該針は最大直径部1.6～2.7mm、円柱状の部分を含めた長さが5～22mm、円錐の鋭角度は38～42度であり、マイクロ波の印加によって、対象物の2～22mmの深さまで凝固が可能であるマイクロ波手術器を提供しうることに成功し、本発明を完成した

30

本発明は、以下からなる；

1.

2極式の針型マイクロ波手術器であって、該手術器の先端部が、同軸ケーブルであるマイクロ波伝送用中心導体、絶縁体、及び外部導体を含む構造からなり、該中心導体繋がる先端部に先端が円錐状の円柱型の先端具（以下先端具という）が設置され、該先端具は最大直径部1.6～2.7mm、円柱状の部分を含めた長さが5～22mm、円錐の鋭角度は38～42度であり、マイクロ波の印加によって、対象物の2～22mmの深さまで凝固が可能であるマイクロ波手術器。

40

2.

電力源と先端部を繋ぐ同軸ケーブルは、屈曲可能であって、内視鏡への挿入可能な長さ（約1500～1800mm）をもち、その外径が2.5mmである前項1の用具。

【発明の効果】

【0007】

50

本発明のマイクロ波手術器は、操作し易く、マイクロ波処置により止血、凝固等を2～12mmの深さまで効果的に行うことができる。また、本発明のマイクロ波手術器は、対象物以外の部位にマイクロ波の不要放射をしない構造からなることにより、無駄なく効果的に機能を達成しうる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明のマイクロ波手術器の全体図である。

【図2】マイクロ波手術器の先端構造である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下に本発明の実施形態を、添付図面を参照しながら説明する。ただし、これらの図は本発明の内容を象徴的に示す一例であって、本発明はこれらに限定されるものではない。

【0010】

本発明のマイクロ波手術器の代表例を図1～2に示す。本マイクロ波手術器は、先端部形態に特徴があり、この形態をとることにより、従来にない効果（対象物の2～22mmの深さまで凝固が可能）を達成できる。本マイクロ波手術器は、同軸状のケーブルからなるマイクロ波伝送部でマイクロ波発生装置と接続されている。本マイクロ波手術器の先端部は、マイクロ波伝送用中心導体、絶縁体、及び外部導体（外部電極）によって構成され、該中心導体は、先端が円錐状の円柱型の先端具（以下針という）で包み込まれ、先端具は最大直径部1.6～2.7mm、円柱状の部分を含めた長さが5～22mm、円錐の鋭角度は38～42度である。特に、先端具は、鋭角度が38～42度、より好ましくは39～41度であること、及び円錐部及び円柱部を含めた長さが好ましくは5～8mm、より好ましくは5～7mmであることが、格別の効果を達成する。

【0011】

本発明において、中心導体及び外部導体は、いわゆる電気伝導体によって調製される。そして、伝導体は好適には、非磁性体材料で形成されていることが好ましい。非磁性体材料とは、具体例として、黄銅（銅＋スズ）、リン青銅（銅＋スズ＋リン）、銅、亜鉛、金、銀合金等があげられる。絶縁体は、いわゆる耐熱性の電気あるいは熱を通しにくい性質を持つ物質であれば特に限定はない。耐熱温度は、略120以上であればよく特に限定されない。本願発明の特徴である、先端具は、上記電気伝導体で調製される。

【0012】

出力源と先端部を繋ぐ同軸ケーブルは、マイクロ波伝送部となり、チューブ状の軟性の屈曲可能なケーブルとすることができる（同軸ケーブルを包み込むチューブ）。軟性のケーブルとすることで、本発明の手術器を、内視鏡および/またはカテーテルなどに挿入することが可能となる。

【0013】

本発明のマイクロ波手術器は、出力源から同軸ケーブルを経て先端具によってマイクロ波が対象生体組織等に印加される。本発明において、印加される電圧は30V～60Vである。60Vより高ければ、組織に及ぼす損傷が大きくなり、適切でないからである。また、30V未満では、止血効果が十分ではないからである。

【0014】

図1は本発明のマイクロ波手術器本体の側面図である。先端部は、略12mmの長さ、径2.5mmを有し、その先に円錐型の針を持つ。

図2は、本発明の先端具5を含む先端部4の詳細構造を示す。図2において、左から同軸ケーブルを包む、PTFFチューブ（外径：3.5mm、内径：2.5mm）と先端において生体内に挿入される移動部である先端部4（略12mm）を示す。同軸ケーブルは、中心に中心導体1、中心導体を包み込む絶縁体2、その外側に外部導体3からなる層構造を持つ。先端部4では、針状に突出した中心導体1と、中心導体の先端を露出した状態で中心導体を包み込む絶縁体2と、さらに先端具5からなる。先端具5は、略40度の鋭角度の円錐を先端にもつ円柱によって中心導体1と絶縁体部2を包み込む形状で装填されてな

10

20

30

40

50

る。図中 8 は、外部電極であり、生体内に刺入させマイクロ波を印加した後の受け手側電極である。

【 0 0 1 5 】

使用にあたっては、出力コネクタと本発明手術器を接続し、先端部を例えば内視鏡を通して、目的の組織に接触させ、先端部を略 1 2 mm 組織内に刺入させ、マイクロ波を印加し、目的組織を略 1 2 mm の深さまで凝固させ、その後先端部を抜去する。これにより、組織は、深部で約 1 5 mm 径で凝固が達成できた。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 1 6 】

以上説明したように、本発明のマイクロ波手術器は、医療分野での外科的処置領域において、対象物である生体組織等にマイクロ波が印加されることで、生体組織の深部で広い範囲で止血、凝固能を有する。したがって、本マイクロ波手術器は、操作しやすく、止血、凝固を一回の処置で達成しうる手術器である。また、ミストや煙が出ず、止血能が極めて強く優れており、限られた腹腔内空間での手術器として適している。

10

【符号の説明】

【 0 0 1 7 】

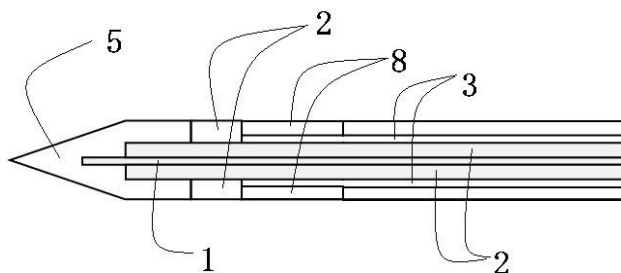
- 1 中心導体
- 2 絶縁体
- 3 外部導体
- 4 先端部
- 5 先端具
- 8 外部電極

20

【図 1】



【図 2】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特表2008-504088(JP,A)  
特開2001-037775(JP,A)  
特開2008-237627(JP,A)  
特許第4068399(JP,B2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 18/18

专利名称(译)	微波手术器械		
公开(公告)号	<a href="#">JP5629434B2</a>	公开(公告)日	2014-11-19
申请号	JP2009112240	申请日	2009-05-01
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人滋贺医科大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人滋贺医科大学		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人滋贺医科大学		
[标]发明人	谷 徹 来見良誠 仲成幸		
发明人	谷 徹 来見 良誠 仲 成幸		
IPC分类号	A61B18/18		
FI分类号	A61B17/36.340 A61B18/18.100		
F-TERM分类号	4C160/JK02 4C160/MM32		
代理人(译)	庄司隆		
审查员(译)	毛利 大輔		
其他公开文献	JP2010259600A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种利用微波的双极针型微波手术器械，在生物组织的深部具有优异的止血和凝固性能。解决方案：具有尖端为同轴电缆的双极针型微波手术器械，包括用于传输微波的中心导体1，绝缘体2和外部导体3。具有锥形尖端5（下文中称为尖端）的圆柱形尖端安装在连接中心导体的尖端部分处，尖端图5的最大直径部分为1.6-2.7mm，包括圆柱形部分的尖端的长度为5-22mm，锥形的锐角为38-42度。通过施加微波，可以将物体凝结到2-22mm的深度。

