

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6108501号
(P6108501)

(45) 発行日 平成29年4月5日(2017.4.5)

(24) 登録日 平成29年3月17日(2017.3.17)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 18/18 (2006.01)

A 6 1 B 18/18 1 0 0

請求項の数 4 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2015-547795 (P2015-547795)
 (86) (22) 出願日 平成26年11月13日(2014.11.13)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2014/080125
 (87) 国際公開番号 W02015/072529
 (87) 国際公開日 平成27年5月21日(2015.5.21)
 審査請求日 平成27年12月28日(2015.12.28)
 (31) 優先権主張番号 特願2013-235509 (P2013-235509)
 (32) 優先日 平成25年11月13日(2013.11.13)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

早期審査対象出願

(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)
 (74) 代理人 100088904
 弁理士 庄司 隆
 (74) 代理人 100124453
 弁理士 資延 由利子
 (74) 代理人 100135208
 弁理士 大杉 卓也
 (74) 代理人 100152319
 弁理士 曾我 亜紀
 (72) 発明者 仲 成幸
 滋賀県大津市瀬田月輪町 国立大学法人
 滋賀医科大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 マイクロ波照射器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

以下の構成を含むマイクロ波照射器具であって、

- (1) 中空管を有する中心導体、
- (2) 該中空管、
- (3) 該中心導体の一部又は全部を間接的に覆う外部導体、
- (4) 該中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位又はマイクロ波受手部位、及び
- (5) 該外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位又はマイクロ波照射部位であり、

ここで、該マイクロ波照射部位及び該マイクロ波受手部位の組み合わせは以下であり、

該中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位又はマイクロ波受手部位は刷毛状構造体を含み、該外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位又はマイクロ波照射部位は刷毛状構造体を含む、

ことを特徴とするマイクロ波照射器具。

【請求項 2】

前記中空管は、供給管及び/又は吸引管である、請求項 1 に記載のマイクロ波照射器具

。

【請求項 3】

以下の構成を含むマイクロ波照射器具であって、

- (1) 中空管を有する中心導体、
- (2) 該中空管、
- (3) 該中心導体の一部又は全部を覆う絶縁体、
- (4) 該絶縁体の一部又は全部を覆う外部導体、
- (5) 該中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位又はマイクロ波受手部位、及び
- (6) 該外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位又はマイクロ波照射部位であり、

ここで、該マイクロ波照射部位及び該マイクロ波受手部位の組み合わせは以下であり、
該中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位又はマイクロ波受手部位は刷毛状構造体を含み、該外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位又はマイクロ波照射部位は刷毛状構造体を含む、

10

ことを特徴とするマイクロ波照射器具。

【請求項 4】

前記中空管は、供給管及び／又は吸引管である、請求項 3 に記載のマイクロ波照射器具

。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、マイクロ波照射器具、特に、医療用マイクロ波照射器具、より詳しくは、中空管を有する中心導体を有する医療用マイクロ波照射器具に関する。

20

なお、本出願は、参照によりここに援用されるところ、日本特許出願番号2013-235509からの優先権を請求する。

【背景技術】

【0002】

マイクロ波は、消化器、肝臓、膀胱、前立腺、子宮、血管、腸管等の生体組織を低温で凝固（固定化）できることが知られている。そして、マイクロ波を用いた手術支援用の種々のデバイスが開発されている。

【0003】

特許文献 1 では、「細長シャフト(14)を含んだプローブを有するマイクロ波照射装置であって、シャフトは筒状外周壁(18)、シャフト(14)先端に配置された放射部(15)、筒状外周壁(18)の内部で放射部へ延びる伝送ライン(17)、およびシャフト(14)の縦方向で伝送ライン(17)と共に延びる細長の分流部材(19)を含んでおり、伝送ライン(17)の側壁と分流部材(19)の側壁は互いに接触しており、分離した2つの別々の位置にて筒状外周壁(18)の内面に接触していることで、シャフト(14)内に液流導路(20、21)のペアを提供している。使用時、冷却液は一方の導路(20)を下降し、他方の導路(21)を介して戻る。」を開示している。

30

【0004】

特許文献 2 では、「薬剤をマイクロ波照射部位に供給可能な中空の電極を有するマイクロ波照射装置」を開示している。

40

【0005】

しかしながら、いずれの先行特許文献は、本発明の「中空管を成す中心導体を有するマイクロ波照射器具並びに同軸ケーブル状の該器具、さらには、該器具が鉗子、ハサミ又はナイフの機能を有する」の開示又は示唆をしていない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特表2011-511424号公報

【特許文献 2】米国特許5,599,294号公報

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

現在の内視鏡手術及び直視下手術の際、超音波照射手術器具、高周波照射手術器具、マイクロ波照射手術器具により組織を凝固、止血、切断する。さらに、それらの操作と同時に生理食塩水等により該組織を洗浄、吸引することで、手術野をよく見える状態にし、該組織の器具への固着を防ぎ、さらに、マイクロ波等エネルギーの該組織への効率的な照射を実現している。

また、長い導線を持つ内視鏡鉗子や鏡視下手術のマイクロ波照射手術器具は、マイクロ波伝送中にも発熱することが多く、冷却のための水供給装置が必要である。

これにより、従来のマイクロ波等エネルギー照射手術器具は、水を通すための通路（水供給装置）が鉗子や内視鏡内に、別途、設置されていた。この水供給装置のスペースの存在により、画像ケーブルや作業用の孔径が大きく取れなかった。さらに、水供給装置の存在が、手術を困難にしていた。

【課題を解決するための手段】

【0008】

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、中心導体を中空形状にして中空管を成形し、該中空管を水の供給管等とするマイクロ波照射器具は、マイクロ波を表面効果で送ることができるので、マイクロ波照射効率に影響を与えることなく、上記課題を解決することができることを見出して、本発明を完成した。

【0009】

すなわち本発明は、以下からなる。

1. 以下の構成を含むマイクロ波照射器具、

- (1) 中空形状を有する中心導体、
- (2) 該中空形状により形成される中空管、
- (3) 該中心導体の一部又は全部を直接的又は間接的に覆う外部導体、
- (4) 該中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位又はマイクロ波受手部位、
- (5) 該外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位又はマイクロ波照射部位であって、

該中空管には、鉗子、ナイフ、ハサミ、伝送ケーブル、エネルギー導線及び／若しくは器具、センサー、並びに／又は振動機能器具を含むことを特徴とする、マイクロ波照射器具。

2. 以下の構成を含む前項1に記載のマイクロ波照射器具、

- (1) 中空形状を有する中心導体、
- (2) 該中空形状により形成される中空管、
- (3) 該中心導体の一部又は全部を覆う絶縁体、
- (4) 該絶縁体の一部又は全部を覆う外部導体、
- (5) 該中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位又はマイクロ波受手部位、
- (6) 該外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位又はマイクロ波照射部位であって、

該中空管には、鉗子、ナイフ、ハサミ、伝送ケーブル、エネルギー導線及び／若しくは器具、センサー、並びに／又は振動機能器具を含むことを特徴とする、マイクロ波照射器具。

3. 前記中空管は、内視鏡用鉗子又は鏡視下手術用鉗子を含み、マイクロ波照射対象を切除可能であることを特徴とする、前項1又は2に記載のマイクロ波照射器具。

4. 前記鉗子の2枚の刃又は前記ハサミの2枚の刃は、それぞれ、マイクロ波照射部位及びマイクロ波受手部位であり、該2枚の刃間でマイクロ波の印加・受手が可能であることを特徴とする、前項1～3のいずれか1に記載のマイクロ波照射器具。

5. 前記マイクロ波照射部位は前記中心導体の先端でありかつ鉗子用刃の形状又はハサ

10

20

30

40

50

ミ用刃の形状を有し、かつ前記マイクロ波受手部位は前記外部導体の先端でありかつ鉗子刃の形状又はハサミ用刃の形状を有し、該２枚の刃間でマイクロ波の印加・受手が可能であることを特徴とする、前項１～３のいずれか１に記載のマイクロ波照射器具。

６．前記中空管は、内視鏡用ナイフ又は鏡視下手術用ナイフを含み、マイクロ波照射対象を切除可能であることを特徴とする、前項１又は２に記載のマイクロ波照射器具。

７．前記ナイフは、マイクロ波受手部位であることを特徴とする、前項１～３、６のいずれか１に記載のマイクロ波照射器具。

８．前記マイクロ波受手部位は前記外部導体の先端でありかつナイフの形状を有していることを特徴とする、前項１～３、６のいずれか１に記載のマイクロ波照射器具。

９．前記中空管には、マイクロ波発振器及び吸引管と接続するためのコネクタを有し、該中空管は、該コネクタにより、マイクロ波を送送する機能並びに吸引管・供給管機能を同時に行うことができることを特徴とする、前項１～８のいずれか１に記載のマイクロ波照射器具。

１０．前記中空管は、供給管及び／又は吸引管であり、該中空管内には、液体及び／又は空気を通すことが可能であることを特徴とする、前項１又は２に記載のマイクロ波照射器具。

１１．前記中空管は、カメラを先端に有する伝送ケーブルを含み、マイクロ波照射対象の画像入手可能であることを特徴とする、前項１又は２に記載のマイクロ波照射器具。

１２．前記中空管は、マイクロ波以外のエネルギー供給導線及び／又は器具を含み、マイクロ波以外のエネルギーをマイクロ波照射対象に照射可能であることを特徴とする、前項１又は２に記載のマイクロ波照射器具。

１３．前記エネルギー供給導線及び／又は器具は、中空構造を有する前項１２に記載のマイクロ波照射器具。

１４．前記中空管は、温度及び／又は電気抵抗測定センサーを含み、マイクロ波照射対象の温度及び／又は電気抵抗値を測定可能であることを特徴とする、前項１又は２に記載のマイクロ波照射器具。

１５．前記中空管は、振動機能器具を含み、マイクロ波照射対象を振動させることが可能であることを特徴とする、前項１又は２に記載のマイクロ波照射器具。

１６．前記中空管の一部を中心導体が占めることを特徴とする、前項１～１５のいずれか１に記載のマイクロ波照射器具。

１７．前記マイクロ波照射器具が同軸ケーブルである前項１～１６のいずれか１に記載のマイクロ波照射器具。

１８．前記マイクロ波照射器具が同軸ケーブル状マイクロ波伝送器具である前項１～１６のいずれか１に記載のマイクロ波照射器具。

１９．前記マイクロ波照射器具が、医療用マイクロ波照射器具である前項１～１８のいずれか１に記載のマイクロ波照射器具。

２０．前記マイクロ波照射部位及び前記マイクロ波受手部位の組み合わせは以下のいずれか１である前項１～１９のいずれか１に記載のマイクロ波照射器具、

(１) 前記中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位又はマイクロ波受手部位は刷毛状構造体を含み、前記外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位又はマイクロ波照射部位は刷毛状構造体を含む、

(２) 前記中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位又はマイクロ波受手部位は刷毛状構造体を含み、前記外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位又はマイクロ波照射部位は外部導体の先端である、

(３) 前記中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位又はマイクロ波受手部位は中心導体の先端であり、前記外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位又はマイクロ波照射部位は刷毛状構造体を含む、

(４) 前記中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位又はマイクロ波受手部位は中心導体の先端であり、前記外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位又はマイクロ波照射部位は外部導体の先端である、

10

20

30

40

50

(5) 前記中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位又はマイクロ波受手部位は中心導体の先端でありかつ先細形状又は針状形状であり、前記外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位又はマイクロ波照射部位は外部導体の先端でありかつ先細形状又は針状形状である、

(6) 前記中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位又はマイクロ波受手部位は電極を含み、前記外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位又はマイクロ波照射部位は電極を含む、

(7) 前記中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位又はマイクロ波受手部位と前記外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位又はマイクロ波照射部位は絶縁体を介してリングを形成している、

10

(8) 前記中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位又はマイクロ波受手部位は鉗子又はハサミを含み、前記外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位又はマイクロ波照射部位は鉗子又はハサミを含む、

(9) 前記中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位又はマイクロ波受手部位はナイフを含み、又は、前記外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位又はマイクロ波照射部位はナイフを含む。

21. 前記マイクロ波照射部位及び前記マイクロ波受手部位の組み合わせは以下のいずれか1である前項1～19のいずれか1に記載のマイクロ波照射器具、

(1) 前記中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位は刷毛状構造体を含み、前記外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位は刷毛状構造体を含む、

20

(2) 前記中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位は中心導体の先端であり、前記外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位は外部導体の先端である、

(3) 前記中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位は刷毛状構造体を含み、前記外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位は外部導体の先端である。

【発明の効果】

【0010】

本発明のマイクロ波照射器具、特に医療用マイクロ波照射器具は、従来のマイクロ波照射手術器具と比較して、極小化に成功し、加えて、組織の凝固、止血、洗浄、吸引が容易に行うことができ、さらに、それらの操作を短時間かつ効率的に行うことができる。

30

さらに、本発明のマイクロ波照射器具は、医療用に限定されずに、工業用に利用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】(a)中空管を有するマイクロ波照射器具の先端の断面図。(b)中空管を有するマイクロ波照射器具の側面図。(c)軟性同軸ケーブル(中空管を有するマイクロ波照射器具)の図。

【図2】中空管を有するマイクロ波照射器具の断面図。

40

【図3】(a)マイクロ波照射器具の実施態様2。(b)マイクロ波照射器具の実施態様1。(c)マイクロ波照射器具1の実施態様3。

【図4】(a)マイクロ波照射器具の実施態様1を用いたマイクロ波照射結果。(b)マイクロ波照射器具の実施態様2を用いたマイクロ波照射結果。

【図5】供給管と吸引管の機能を有する中空管を有するマイクロ波照射器具の先端の断面図。

【図6】先細り同軸体の断面図。

【図7】中空管にコネクタが内蔵されているマイクロ波照射器具の断面図。

【図8】マイクロ波照射器具の実施態様4。

【図9】マイクロ波照射器具の実施態様5。

50

【図 10】(a) マイクロ波照射器具の実施態様 6。(b) マイクロ波照射器具の実施態様 6 の長軸方向の断面形状図。(c) マイクロ波照射器具の実施態様 6 のマイクロ波の照射シュミレーション結果。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本発明について図面を参照して説明するが、本発明は図面に記載されたマイクロ波照射器具に限定されるものではない。

【0013】

本発明のマイクロ波照射器具、特に医療用マイクロ波照射器具は、以下の構成を含む。

(1) 中空形状を有する中心導体。

10

(2) 該中空形状により形成される中空管(中空構造)。

(3) 該中心導体の一部又は全部を直接的又は間接的に覆う外部導体。

(4) 該中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位又はマイクロ波受手部位。

(5) 該外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位又はマイクロ波照射部位。

より詳しくは、以下の構成を含むマイクロ波照射器具である。

(1) 中空形状を有する中心導体。

(2) 該中空形状により形成される中空管(中空構造)。

(3) 該中心導体の一部又は全部を覆う絶縁体。

20

(4) 該絶縁体の一部又は全部を覆う外部導体。

(5) 該中心導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位又はマイクロ波受手部位。

(6) 該外部導体に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位又はマイクロ波照射部位。

中空管には、鉗子、ナイフ、ハサミ、伝送ケーブル、エネルギー導線及び/若しくは器具、センサー、並びに/又は振動機能器具を含むことが好ましい。

本発明のマイクロ波照射器具は、同軸ケーブル形状であることが好ましい。

また、本発明のマイクロ波照射器具は、同軸ケーブル状マイクロ波伝送器具であることが好ましい。

30

【0014】

(中空管)

本発明のマイクロ波照射器具 1 の中心導体 2 は、中空形状による中空管 5 を成形していることを特徴とする。中空管 5 を有する中心導体 2 を有するマイクロ波照射器具 1 は、中空管 5 の存在がマイクロ波照射効率に実質的な影響を与えない。

加えて、中空管 5 の一部を中心導体 2 が占めるような構造でも良い。

また、本発明の中心導体 2 の材質は、銅、青銅、アルミ等が例示され、自体公知の方法により、中空管 5 を形成できる。例えば、円柱形状のリン青銅の内部をくり抜くことにより可能である。

加えて、リン青銅線等を円柱形状等のステンレス素材のパイプ等に巻きつけることにより、中空管 5 を有する中心導体 2 を形成することができる。また、リン青銅を円柱形状等のステンレス素材のパイプ等にメッキすることにより、中空管 5 を有する中心導体 2 を形成することができる。

40

このような中空管 5 を有する中心導体 2 は、直径を非常に小さくすることができることが特徴である。

さらに、中空管には、小孔 16 及び/又はスリットを設置することができ、該小孔及び/又は該スリットを介して、下記で説明するように、水・治療薬等をマイクロ波照射対象組織に供給することができ、また、血、体液等を吸引することができる。

【0015】

(中空管の用途)

50

本発明の中空管 5 は、以下のいずれか 1 の機能を有することができるが、特に限定されない。

(1) 供給管

自体公知のポンプ 1 4 を同軸ケーブルの末端 7 (参照 : 図 2) に接続すれば、水・治療薬等を、中空管 5 を介してマイクロ波照射対象組織に供給することができる。

例えば、軟性内視鏡のように細く長い導線では、マイクロ波を照射すると、マイクロ波照射器具が発熱する。しかし、供給管の機能である中空管内に水を還流すれば、該器具を冷やすことができる。

(2) 吸引管

自体公知の吸引装置 1 3 を同軸ケーブルの末端 7 (参照 : 図 2) に接続すれば、マイクロ波照射箇所の血、体液等を中空管 5 を介して吸引することができる。

10

(3) センサーの投入管

自体公知の温度センサー等を中空管 5 (参照 : 図 2) に投入すれば、マイクロ波照射対象の温度を容易に測定することができる。

(4) 振動機能装置の投入管

自体公知の振動機能装置を中空管 5 (参照 : 図 2) に投入すれば、マイクロ波照射対象に容易に振動を与えることができる。

(5) 供給管と吸引管の機能を有する二重管

自体公知の吸引装置 1 3 及び / 又は自体公知のポンプ 1 4 を同軸ケーブルの末端 7 に接続すれば、水・治療薬等を中空管 5 を介してマイクロ波照射対象組織に供給すると同時に、血、体液等を中空管 5 を介して吸引することができる。さらに、中空管 5 の空間を 2 つに仕切ることにより、供給管 9 と吸引管 8 の二つを併存させることができる (参照 : 図 5) 。

20

(6) 伝送ケーブルの投入管

自体公知の伝送ケーブルを中空管 5 (参照 : 図 2) に投入すれば、マイクロ波照射対象のシグナル情報を容易に取得することができる。

例えば、自体公知のカメラを先端に有する伝送ケーブルを中空管 5 (参照 : 図 2) に投入すれば、マイクロ波照射対象の画像を容易に取得することができる。

(7) エネルギー供給装置 (エネルギー導線及び / 若しくは器具) の投入管

光、直流電流、交流電流、超音波、高周波等のエネルギー供給装置を中空管 5 (参照 : 図 2) に投入すれば、マイクロ波照射対象に容易に該エネルギーを供給することができる。

30

例えば、直流電流をマイクロ波照射対象に供給して、さらに直流電気抵抗値が変化する (好ましくは、直流電気抵抗値が 0 になる) のを測定して、組織の凝固終了を検知することができる。

マイクロ波照射に加え、以下のエネルギーも同時に使用できる。

高周波をマイクロ波照射対象に供給して止血補助強化を行うことができる。

超音波をマイクロ波照射対象に供給して組織を焼き切ることができる。

光をマイクロ波照射対象に供給すれば、手術視野を明るくすることができる。

加えて、エネルギー導線及び / 若しくは器具は、中空構造を有してもよく、該中空構造に、センサー等を投入しても良い。

40

【 0 0 1 6 】

さらに、中空管 5 は、図 7 に記載のように、マイクロ波発振器及び吸引管 8 と接続するためのコネクタ 1 5 を有し、中空管 5 は、コネクタ 1 5 により、マイクロ波を伝送する機能、上記段落で説明した各機能 (特に、供給管、吸引管) の機能を同時に行うことができる。

【 0 0 1 7 】

(中心導体、外部導体)

本発明のマイクロ波照射器具 1 の中心導体 2、絶縁体 3 及び外部導体 4 の形状は特に限定されず、円柱形状、四角柱形状が可能であるが、中心導体 2、絶縁体 3 及び外部導体 4

50

は、好ましくは、同軸状の同軸ケーブル 6 を形成する（参照：図 1）。

中心導体 2 の先端（マイクロ波照射方向）は、マイクロ波照射部位 10 又はマイクロ波受手部位 11 に直接的又は間接的に接続している。なお、中心導体 2 の先端自身がマイクロ波照射部位 10 又はマイクロ波受手部位 11 になることもできる。

外部導体 4 の先端（マイクロ波照射方向）は、マイクロ波受手部位 11 又はマイクロ波照射部位 10 に直接的又は間接的に接続している。なお、外部導体 4 の先端自身がマイクロ波受手部位 11 又はマイクロ波照射部位 10 になることもできる。

なお、マイクロ波照射部位 10 とは、マイクロ波を照射対象に供給するための電極であり、マイクロ波受手部位 11 は該マイクロ波のリターン用の GND 電極である。なお、中心導体 2 の末端（マイクロ波照射方向とは逆）又は外部導体 4 の末端（マイクロ波照射方向とは逆）からマイクロ波を供給することにより、中心導体 2 又は外部導体 4 の先端からマイクロ波を照射可能となる。

【0018】

（同軸ケーブル）

本発明で使用する同軸ケーブル 6 { 参照：図 1 (c) } を軟性にするることにより、本発明のマイクロ波照射器具 1 は、内視鏡及び / 又はカテーテルに挿入可能である。開腹手術など、直視下での手術では、好ましくは施術者が把持するために絶縁体からなる把持部を有する。

また、本発明で用いられる同軸ケーブル 6 は、例えば、リン青銅からなる導電体の中心導体 2 と、中心導体 2 を覆う絶縁体 3（例えば、テフロン（登録商標）、セラミック等からなる）のシールドチューブと、真鍮糖からなる外部導体 4（導電体）のアースパイプからなる。同軸ケーブルのその外側はシールドホルダ（ガイドチューブともいう）で覆われていてもよい。シールドホルダは、非伝導性部材 { 例えば、テフロン（登録商標）、フッ素樹脂、セラミック等の非磁性のコイル } で構成されていることが好ましい。

本発明の中心導体 2 を中空形状にして中空管 5 を成形し、中空管 5 を供給管 9、吸引管 8 等とすることにより供給装置、吸引装置のスペースを節約することにより、同軸ケーブル 6 の直径の低減化を可能にした。

さらに、前記で述べたような中空管 5 を有する中心導体 2（リン青銅線等を円柱形状等のステンレス素材のパイプ等に巻きつけることにより形成、又は、リン青銅を円柱形状等のステンレス素材のパイプ等にメッキすることにより形成）を有する同軸ケーブル 6 の直径は、同じ機能を有する公知の同軸ケーブルの直径と比較して、約 30 % 以上小さくすることができる。すなわち、本発明の同軸ケーブル形状のマイクロ波照射器具の容量は、同じ機能を有する公知の同軸ケーブルの容量と比較して、約 10 % ~ 90 % まで低減化することができる。

【0019】

（同軸ケーブルの形状）

同軸ケーブル 6 の形状は、中心導体 2 の断面積（好ましくは、直径）と外部導体 4 の断面積（好ましくは、内径）の比を一定にして、中心導体 2 の断面積（直径）と外部導体 4 の断面積（内径）を漸次もしくは段階的に小さくすることにより先細りする同軸体（以後、先細り同軸体と称する場合がある）することが好ましい（参照：図 6）。

すなわち、中心導体 2 の先端の直径と中心導体 2 の末端の直径の比率と、外部導体 4 の先端の内径と外部導体の末端の内径の比率とが、ほぼ同程度の比率を維持して、中心導体 2 と外部導体 4 が先端に向かって漸次もしくは段階的に小さくすることが好ましい。

このような先細り同軸体は、マイクロ波照射効率が非常に高い。

【0020】

（照射マイクロ波）

本発明のマイクロ波照射器具 1 の照射マイクロ波は、特に、限定されないが、300 MHz ~ 300 GHz、好ましくは、3 MHz ~ 30 GHz である。なお、本発明のマイクロ波照射器具 1 のマイクロ波照射方法は、特に限定されないが、同軸ケーブル 6 を直接的又は間接的（別の同軸ケーブルを介して）に自体公知のマイクロ波を発振するマイクロ波発振器に接

10

20

30

40

50

続すること、又は、該発振器をマイクロ波照射器具 1 に内蔵することにより容易に達成することができる。

なお、本発明で使用するマイクロ波発振器は、小電力で処置を可能とし、安全性にも優れている。本発明において使用される電力は 0.1 W ~ 100 W、好ましくは 0.5 W ~ 60 W である。さらに好ましくは 1 W ~ 40 W である。

【0021】

(マイクロ波照射部位及びマイクロ波受手部位の組み合わせ)

本発明のマイクロ波照射器具 1 (特に、医療用マイクロ波照射器具 1) のマイクロ波照射部位 10 及びマイクロ波受手部位 11 の組み合わせは、以下の通りであるが、特に限定されない。

(1) 中心導体 2 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位 10 又はマイクロ波受手部位 11 は刷毛状構造体 12 を含み、外部導体 4 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位 11 又はマイクロ波照射部位 10 は刷毛状構造体 12 を含む。

(2) 中心導体 2 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位 10 又はマイクロ波受手部位 11 は刷毛状構造体 12 を含み、外部導体 4 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位 11 又はマイクロ波照射部位 10 は外部導体 4 の先端である。

(3) 中心導体 2 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位 10 又はマイクロ波受手部位 11 は中心導体 2 の先端であり、外部導体 4 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位 11 又はマイクロ波照射部位 10 は刷毛状構造体 12 を含む。

(4) 中心導体 2 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位 10 又はマイクロ波受手部位 11 は中心導体 2 の先端であり、外部導体 4 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位 11 又はマイクロ波照射部位 10 は外部導体 4 の先端である。

(5) 中心導体 2 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位 10 又はマイクロ波受手部位 11 は電極を含み、外部導体 4 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位 11 又はマイクロ波照射部位 10 は電極を含む。

(6) 中心導体 2 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位 10 又はマイクロ波受手部位 11 と外部導体 4 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位 11 又はマイクロ波照射部位 10 は絶縁体を介してリングを形成している。

リング構造によりポリープ状の生体組織の根部を止血、凝固、固定、及び/又はシーリングさせることができる。

(7) 中心導体 2 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位 10 又はマイクロ波受手部位 11 は鉗子又はハサミを含み、外部導体 4 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位 11 又はマイクロ波照射部位 10 は鉗子又はハサミを含む。

(8) 中心導体 2 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位 10 又はマイクロ波受手部位 11 は中心導体 2 の先端でありかつ先細形状又は針状形状であり、外部導体 4 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位 11 又はマイクロ波照射部位 10 は外部導体 4 の先端でありかつ先細形状又は針状形状である。

(9) 中心導体 2 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位 10 又はマイクロ波受手部位 11 はナイフを含み、又は、外部導体 4 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位 11 又はマイクロ波照射部位 10 はナイフを含む。

【0022】

本発明のマイクロ波照射器具 1 (特に、医療用マイクロ波照射器具 1) のマイクロ波照射部位 10 及びマイクロ波受手部位 11 の好ましい組み合わせは、以下の通りである。

(1) 中心導体 2 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位 10 は刷毛状構造体 12 を含み、外部導体 4 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位 11 は刷毛状構造体 12 を含む {参照: 図 3 (b)}。

(2) 中心導体 2 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位 10 は中心導体 2 の先端であり、外部導体 4 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位 11 は外部導体 4 の先端である {参照: 図 3 (a)}。

(3) 中心導体 2 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波照射部位 10 は刷毛状構

10

20

30

40

50

造体 1 2 を含み、外部導体 4 に直接的又は間接的に接続しているマイクロ波受手部位 1 1 は外部導体 4 の先端である〔参照：図 3 (c) 〕。

【 0 0 2 3 】

(刷毛状構造体)

本発明の刷毛状構造体 1 2 は、臓器を掻き取り（生体組織に圧を与える）のための刷毛状であり、該臓器との接触する部分である（参照：図 2 の「 1 2 」）。

また、本発明の刷毛状構造体 1 2 は、臓器を掻き取ることができる剛性と弾性を有し、かつマイクロ波照射部位 1 0 及び / 又はマイクロ波受手部位 1 1 となることが可能な材質であれば特に、限定されない。例えば、鉄、銅、チタン、ステンレス、リン青銅又は真鍮製等広く導電性材料が使用可能である。好適には、リン青銅、ステンレス、真鍮等が例示される。

10

刷毛状構造体 1 2 の個々の一本の長さは、0 . 5 mm ~ 2 5 mm、1 mm ~ 2 0 mm 又は 5 mm ~ 1 5 mm である。臓器（特に、実質臓器）の掻き取りのために必要とされる各臓器の硬さに応じた剛性と弾性の最適長さが適宜選択される。刷毛状構造体 1 2 が、極端に短くなった場合は、突起形状となる。

刷毛状構造体 1 2 の個々の単位は、数本から数十本で、その広がりには線上に収束するものが理想的だが、縦 5 . 0 mm ~ 7 . 0 mm、横 2 . 0 mm ~ 6 . 0 mm 程度に展開してもよい。刷毛状構造体 1 2 の全体横幅としては、0 . 2 mm ~ 3 cm、0 . 5 mm ~ 2 . 0 cm、0 . 6 mm ~ 1 . 5 cm 又は 0 . 7 ~ 1 1 mm が例示される。なお、個々の単位は互いに接していても、いなくても良い。

20

刷毛状構造体 1 2 の個々の一本の径は 0 . 1 mm ~ 0 . 5 mm、0 . 2 mm ~ 0 . 5 mm 又は 0 . 3 mm ~ 0 . 5 mm であるが、実質臓器の掻き取りのために必要とされる各臓器の硬さに応じた剛性と弾性のための最適径が適宜選択される。

刷毛状構造体 1 2 は、複数本の金属針からなるものでよく、あるいはそれはワイヤー状でもよく、さらに、中心導体 2 又は外部導体 4 から枝分かれさせて延ばし、刷毛状としても良い。

刷毛状構造体 1 2 は、一列若しくは複数の横列刷毛、ランダム配列刷毛、一列若しくは複数の円形配列刷毛又は一列若しくは複数の半円形配列刷毛等のいずれでも良い。

一列の横列刷毛とは、横一列にならべられた刷毛で、櫛のような形状である。

複数の横列刷毛とは、横複数列にならべられた刷毛で、櫛が複数枚並べられたような形状である。2 枚の横列刷毛であれば、一方をマイクロ波照射部位 1 0 とし、他方をマイクロ波受手部位 1 1 とすることができる。無論、全てをマイクロ波照射部位 1 0 又はマイクロ波受手部位 1 1 とすることもできる。また、複数の横列刷毛であれば、交互にマイクロ波照射部位 1 0 とマイクロ波受手部位 1 1 とすることができる。または、刷毛の個々の一本一本を、マイクロ波照射部位 1 0 とマイクロ波受手部位 1 1 とした、一列若しくは複数の横列刷毛も可能である。

30

ランダム配列刷毛とは、一定幅で、ランダムに刷毛の一本一本を配置したもので、マイクロ波照射部位 1 0 とマイクロ波受手部位 1 1 をランダムに若しくは一定の組み合わせで配置可能である。

一列若しくは複数の円形配列刷毛とは、上記横列刷毛を円形にしたもので、一列の円形配列刷毛であれば、これをマイクロ波照射部位 1 0 又はマイクロ波受手部位 1 1 とすることができる。複数の円形配列刷毛であれば、上記複数の横列刷毛と同様の組み合わせが可能である。また、円形の半分をマイクロ波照射部位 1 0 とし、他の半分をマイクロ波受手部位 1 1 とすることが、一列若しくは複数の円形配列刷毛で可能である。

40

一列若しくは複数の半円形配列刷毛とは、上記横列刷毛を半円形にしたもので、一列の半円形配列刷毛であれば、マイクロ波照射部位 1 0 又はマイクロ波受手部位 1 1 とすることができる。複数の半円形配列刷毛であれば、上記複数の横列刷毛と同様の組み合わせが可能である。また、半円形の半分をマイクロ波照射部位 1 0 とし、他の半分をマイクロ波受手部位 1 1 とすることが、一列若しくは複数の円形配列刷毛で可能である。

刷毛状構造体 1 2 の刷毛の個々の単位は、直状又は曲状でも良い。そして、刷毛状構造

50

体 1 2 の先端において内側方向に曲がっていても良い。また、刷毛状構造体 1 2 の毛先部が、一列に揃っていることが好ましい。

刷毛状構造体 1 2 の構造は、中心導体 2 又は外部導体 4 と直接又は間接的に接続した弾性を持つワイヤーでも良いが、それぞれが中心導体 2 又は外部導体 4 を細くした縦割りの針状構造であってもよい。刷毛が複数本集まり、刷毛状となってやや硬い実質臓器でさえも擦過、粉碎できる弾性力を持てばよい。刷毛の先は収束して幅を狭くすれば、脳外科等で狭い溝が掘れ、余分の臓器を粉碎、凝固する必要はなくなり、有用である。

さらに一般的な手術の際、臓器と臓器の間を止血しながら剥離する器具として（剥離子として）も応用可能と考えられる。

また、刷毛状構造体 1 2 の個々の単位の構造は、半割形状であってもよい。マイクロ波照射のための中心導体 2 と外部導体 4 にあって、中心導体 2 と外部導体 4 の間に絶縁層を設けた同軸構造において、それを縦に切断し、中心導体 2 が縦長に露出した極細半割形状体を複数本使い刷毛状に並べれば、そのまま刷毛として使用できる。

【 0 0 2 4 】

（電極）

本発明で使用する電極は、自体公知の電極を使用可能であり、好ましくは、針型電極である。中心導体 2 と外部導体 4 の両方に電極を 1 又は複数本設置することにより、双極性電極とすることができる。また、中心導体 2 又は外部導体 4 のいずれかに電極を 1 又は複数本設置することにより、単極性電極とすることができる。

【 0 0 2 5 】

（鉗子）

本発明で使用する鉗子は、自体公知の鉗子を使用可能であり、ケリー鉗子、コッヘル鉗子、ペアン鉗子、アリス鉗子等を例示することができるが、特に限定されない。

さらに、中心導体の先端及び / 又は外部導体の先端の形状がハサミ用刃の形状となることにより、組織の切断機能を有することもできる。

【 0 0 2 6 】

（ハサミ）

本発明で使用するハサミは、自体公知のハサミ、特に手術用ハサミであれば使用可能である。

さらに、中心導体の先端及び / 又は外部導体の先端の形状がハサミの形状となることにより、組織の切断機能を有することもできる。

【 0 0 2 7 】

（ナイフ）

本発明で使用するナイフは、内視鏡用ナイフ又は鏡視下手術用ナイフであれば特に限定されない。

さらに、外部導体の先端の形状が内視鏡用ナイフ又は鏡視下手術用ナイフ形状となることにより、ナイフ機能を有することもできる。

【 0 0 2 8 】

（本発明のマイクロ波照射器具の用途）

本発明のマイクロ波照射器具 1 は、従来の医療用、特に手術用マイクロ波照射器具の用途だけでなく、同軸ケーブル 6 の直径の低減化に成功したことにより、下記にも利用可能である。

（ 1 ）内視鏡及び / 又はカテーテルに挿入可能な医療用マイクロ波照射器具。

（ 2 ）アブレーション治療用マイクロ波照射器具。

（ 3 ）工業用同軸ケーブル状マイクロ波照射器具。

（ 4 ）同軸ケーブル状マイクロ波伝送器具。

【 0 0 2 9 】

以下に具体例を挙げて本発明のマイクロ波照射器具 1 を詳細に説明するが、本発明はこれらの例に限定されない。

【実施例 1】

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

(本発明のマイクロ波照射器具)

以下に、本発明のマイクロ波照射器具の実施態様例 1 ~ 6 を例示する。

【 0 0 3 1 】

(実施態様例 1)

本発明のマイクロ波照射器具 1 の一例である実施態様例 1 を図 2、図 3 (b) を用いて説明する。

本発明のマイクロ波照射器具 1 の実施態様例 1 では、中空管 5 を有する中心導体 2、中心導体 2 を覆う絶縁体 3、絶縁体 3 を覆う外部導体 4 により同軸ケーブル 6 が構成されている。同軸ケーブルの末端 7 に吸引装置 1 3 又はポンプ 1 4 が接続されているので、中空管 5 が吸引管 8 又は供給管 9 の機能を有する。中心導体 2 には刷毛状構造体 1 2 が設置しており、刷毛状構造体 1 2 がマイクロ波照射部位 1 0 となり、外部導体 4 の先端がマイクロ波受手部位 1 1 となる。

なお、同軸ケーブル様デバイス部の直径は、約 8 m m であり、同軸ケーブルの長さは、約 1 7 c m である。

【 0 0 3 2 】

(実施態様例 2)

本発明のマイクロ波照射器具 1 の一例である実施態様例 2 を、図 3 (a) を用いて説明する。

本発明のマイクロ波照射器具 1 の実施態様例 2 では、中空管 5 を有する中心導体 2、中心導体 2 を覆う絶縁体 3、絶縁体 3 を覆う外部導体 4 により同軸ケーブル 6 が構成されている。同軸ケーブルの末端 7 に吸引装置 1 3 又はポンプ 1 4 が接続されているので、中空管 5 が吸引管 8 又は供給管 9 の機能を有する。中心導体 2 の先端がマイクロ波照射部位 1 0 となり、外部導体 4 の先端がマイクロ波受手部位 1 1 となる。

なお、同軸ケーブル様デバイス部の直径は、約 8 m m であり、同軸ケーブルの長さは、約 1 7 c m である。

【 0 0 3 3 】

(実施態様例 3)

本発明のマイクロ波照射器具 1 の一例である実施態様例 3 を、図 3 (c) を用いて説明する。

本発明のマイクロ波照射器具 1 の実施態様例 3 では、中空管 5 を有する中心導体 2、中心導体 2 を覆う絶縁体 3、絶縁体 3 を覆う外部導体 4 により同軸ケーブル 6 が構成されている。同軸ケーブルの末端 7 に吸引装置 1 3 又はポンプ 1 4 が接続されているので、中空管 5 が吸引管 8 又は供給管 9 の機能を有する。中心導体 2 には刷毛状構造体 1 2 が設置しており、刷毛状構造体 1 2 がマイクロ波照射部位 1 0 となり、外部導体 4 には刷毛状構造体 1 2 が設置しており、刷毛状構造体 1 2 がマイクロ波受手部位 1 1 となる。

なお、同軸ケーブル様デバイス部の直径は、約 8 m m であり、同軸ケーブルの長さは、約 1 7 c m である。

【 0 0 3 4 】

(実施態様例 4)

本発明のマイクロ波照射器具 1 の一例である実施態様例 4 を、図 8 を用いて説明する。

本発明のマイクロ波照射器具 1 の実施態様例 4 では、中空管 5 を有する中心導体 2、中心導体 2 を覆う絶縁体 3、絶縁体 3 を覆う外部導体 4 により同軸ケーブル 6 が構成されている。

マイクロ波受手部位 1 1 は、外部導体 4 の先端でありナイフの形状 1 7 を有している。さらに、必要に応じて、マイクロ波照射部位 1 0 も、中心導体 2 の先端でありナイフの形状 1 7 を有している。

これにより、本発明のマイクロ波照射器具 1 は、マイクロ波を照射しながら組織の切離を行うことができる。

さらに、ナイフを中心導体 2、絶縁体 3 及び / 又は外部導体 4 の先端に直接又は間接的

10

20

30

40

50

に接続することもできる。なお、ナイフを中心導体 2 に接続すれば、該ナイフよりマイクロ波を照射することができる。

【 0 0 3 5 】

(実施態様例 5)

本発明のマイクロ波照射器具 1 の一例である実施態様例 5 を、図 9 を用いて説明する。

本発明のマイクロ波照射器具 1 の実施態様例 5 では、中空管 5 を有する中心導体 2、中心導体 2 を覆う絶縁体 3、絶縁体 3 を覆う外部導体 4 により同軸ケーブル 6 が構成されている。

ハサミ状鉗子 18 の 2 枚の刃は、それぞれ、マイクロ波照射部位 10 及びマイクロ波受手部位 11 であり、該 2 枚の刃間でマイクロ波の印加・受手が行われる。さらに、レバー 19 が、マイクロ波照射器具 1 に設置されており、鉗子の動作を制御することができる。

これにより、本発明のマイクロ波照射器具 1 は、マイクロ波を照射しながら（照射した後）組織の切離を行うことができる。

さらに、マイクロ波照射部位 10 は中心導体 2 の先端であり鉗子用刃の形状を有し、かつマイクロ波受手部位 11 は外部導体 4 の先端であり鉗子刃の形状を有する態様であれば、2 枚の刃間でマイクロ波の印加・受手が行われる。

【 0 0 3 6 】

(実施態様例 6)

本発明のマイクロ波照射器具 1 の一例である実施態様例 6 を、図 10 を用いて説明する。

実施態様例 6 では、マイクロ波照射器具 1 の長軸方向に対しての垂直面に対しての内角（先端部の角度 20）の範囲を 10 度～60 度になるように該器具の先端（マイクロ波照射方向）を斜めに切断していることを特徴とする { 参照：図 10（a）（b） }。

該先端の形状により、マイクロ波を組織に効率良く照射することができることを確認している { 参照：図 10（c） }。

【 実施例 2 】

【 0 0 3 7 】

(本発明のマイクロ波照射器具を使用してのマイクロ波照射の確認)

本発明のマイクロ波照射器具を使用してのマイクロ波照射の確認を行った。詳しくは、実施態様例 1、2 のマイクロ波照射器具 1（医療用マイクロ波照射器具 1）を使用して、ビーグル犬の肝臓にマイクロ波照射を行った。

実施態様例 2 のマイクロ波照射器具 1 を使用したマイクロ波照射の確認結果を図 4（a）に示す。図 4（a）から明らかなように、実施態様例 2 のマイクロ波照射器具 1 は、想定される患部に正確にマイクロ波照射を行うことができた。

実施態様例 1 の医療用マイクロ波照射器具 1 を使用したマイクロ波照射の確認結果を図 4（b）に示す。図 4（b）から明らかなように、実施態様例 1 の医療用マイクロ波照射器具 1 は、想定される患部に正確にマイクロ波照射を行うことができた。

【 0 0 3 8 】

本発明の医療用マイクロ波照射器具 1 は、上記の患部に正確にマイクロ波照射を行うことができる効果とは別に下記の効果を確認している。

（1）実施態様例 4 の医療用マイクロ波照射器具 1 は、ナイフで組織（患部）を切りながら、同時に、マイクロ波を該組織に照射でき、さらに、該組織の切断片を中空管 5 により吸引することができる。

（2）実施態様例 5 の医療用マイクロ波照射器具 1 は、鉗子で組織（患部）を切りながら（挟みながら）、同時に、マイクロ波を該組織に照射でき、さらに、該組織の切断片を中空管 5 により吸引することができる。

（3）医療用マイクロ波照射器具 1 は、長さが 30cm～300cm、外径が 1mm～30mm、内径が 0.5mm～25mm の軟性中空管構造を有すれば、内視鏡鉗子孔より挿入し、組織の止血破砕、血液等の体液を吸引、生理食塩水等の液体を撒布することが出来る。または、医療用マイクロ波照射器具 1 は、単独で体腔内に挿入し、組織の止血破砕、血液等の体液を吸引、生理

食塩水等の液体を撒布することが出来る。

(4) 中心導体2に刷毛状構造体12(ブラシ状の突起物)を設置したマイクロ波照射部位10により、マイクロ波は該突起物の先端から外部導体4に飛ぶことができる。これにより、該先端が直接組織(患部)に接してマイクロ波を照射することができるので、凝固、止血が容易である。さらに、刷毛状構造体12を動かすことにより容易に組織を擦過することもできる。

(5) 中空管5が吸引管8及び供給管9の機能を有するので、上記凝固、止血と同時に、凝固周辺組織の洗浄、凝固した組織、血の吸引を行うことができる。すなわち、術者は、凝固周辺組織の洗浄、吸引のための作業を大幅に省略することができ、患者にも負担を与えないことがない。

10

(6) 従来のマイクロ波照射手術器具の吸引管及び供給管の位置は、マイクロ波照射部位とは離れて位置に設置していた。すなわち、従来のマイクロ波照射手術器具を使用して組織にマイクロ波照射した場合には、吸引管の先端を該組織まで移動させて、さらに該組織の破片を吸引しなければいけなかった。しかし、本発明の医療用マイクロ波照射器具1は、マイクロ波照射部位10の内径に吸引管8及び供給管9が存在しているので、組織にマイクロ波照射した場合には、吸引管8の先端を該組織まで移動させずに該組織の破片を容易に吸引することができるので吸引効率が高く、さらに供給管9の先端を該組織まで移動させずに該組織の洗浄を行うことができるので洗浄効率も高い。

(7) 従来のマイクロ波照射手術器具の吸引管及び供給管の位置は、マイクロ波照射部位とは別途に設置していた。すなわち、従来のマイクロ波照射手術器具を使用して組織にマイクロ波照射する場合には、吸引管の先端及び供給管の先端の存在が術者の視野を狭めていた。しかし、本発明の医療用マイクロ波照射装置1は、マイクロ波照射部位10の内径に吸引管8、供給管9が存在しているので、術者の視野を狭めることはない。

20

すなわち、本発明の医療用マイクロ波照射装置1は、従来のマイクロ波照射手術器具と比較して、極小化に成功し、加えて、組織の凝固、止血、洗浄、吸引が容易に行うことができ、さらに、それらの操作を短時間かつ効率的に行うことができる。

【0039】

本発明のマイクロ波照射器具は、さらに、上記効果だけでなく、下記の効果も有する。

(8) 伝送ケーブルを中空管5に投入すれば、マイクロ波照射対象のシグナル情報を取得することができる。特に、カメラを先端に有する伝送ケーブルを中空管5に投入すれば、マイクロ波照射対象の画像を取得することができる。

30

(9) 直流電流供給装置を中空管5に投入すれば、マイクロ波照射対象に直流電流を供給でき、さらに直流電気抵抗値が変化する(好ましくは、直流電気抵抗値が0になる)のを測定して、組織の凝固終了を検知することができる。

(10) 高周波供給装置を中空管5に投入すれば、マイクロ波照射対象に高周波を供給でき、止血強化を行うことができる。

(11) 超音波供給装置を中空管5に投入すれば、マイクロ波照射対象に超音波を供給でき、組織を焼き、切る操作の支援ができる。

(12) 光供給装置を中空管5に投入すれば、マイクロ波照射対象に光を供給でき、手術視野を明るくすることができる。

40

【産業上の利用可能性】

【0040】

本発明の医療用マイクロ波照射装置は、従来のマイクロ波照射手術器具とは異なり、極小化に成功し、さらに、手術に必要な繊細な種々の処置においてデバイス先端部にまで十分なマイクロ波照射を可能とし、微細な生体組織の局所的な凝固、固定、止血、シーリングを容易、短時間かつ効率的に行うことを可能とする。さらに、小電力で処置を可能とし、安全性の高いものである。

従って、本発明の医療用マイクロ波照射装置は、医療分野での外科的処置領域、特に脳外科領域、血管内外科領域や消化器内科による内視鏡下治療において、極めて安全性で操作性に優れている。

50

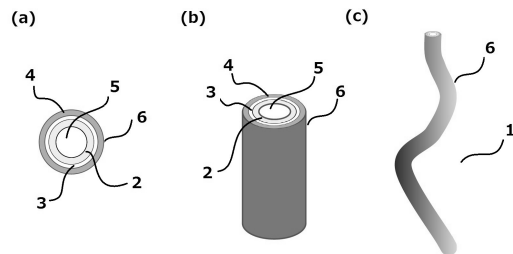
加えて、本発明のマイクロ波照射装置は、工業用同軸ケーブルとしても利用可能である。

【符号の説明】

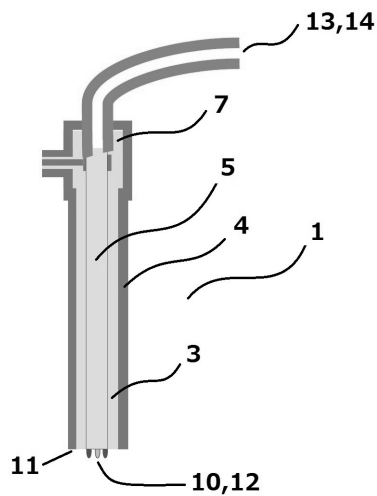
【 0 0 4 1 】

- 1 : マイクロ波照射装置
- 2 : 中心導体
- 3 : 絶縁体
- 4 : 外部導体
- 5 : 中空管
- 6 : 同軸ケーブル
- 7 : 同軸ケーブルの末端
- 8 : 吸引管
- 9 : 供給管
- 10 : マイクロ波照射部位
- 11 : マイクロ波受手部位
- 12 : 刷毛状構造体
- 13 : 吸引装置
- 14 : ポンプ
- 15 : コネクター
- 16 : 小孔
- 17 : ナイフ形状
- 18 : 鉗子
- 19 : レバー
- 20 : 先端部の角度
- 21 : マイクロ波照射エリア

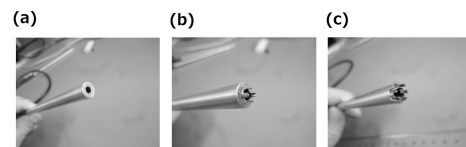
【図 1】



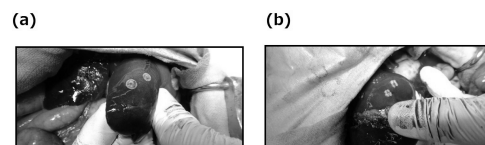
【図 2】



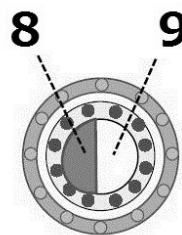
【図 3】



【図 4】



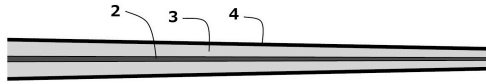
【図 5】



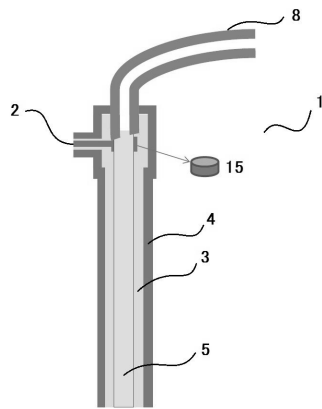
10

20

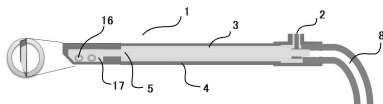
【図 6】



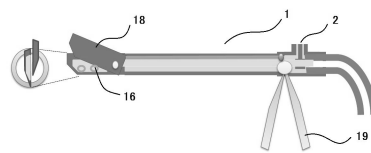
【図 7】



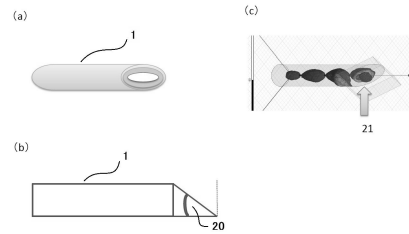
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 谷 徹

滋賀県大津市瀬田月輪町 国立大学法人 滋賀医科大学内

審査官 井上 哲男

(56)参考文献 特開 2 0 1 1 - 1 3 5 9 8 8 (J P , A)

国際公開第 2 0 1 0 / 1 0 9 9 0 8 (W O , A 1)

特開 2 0 0 5 - 3 1 2 8 0 7 (J P , A)

国際公開第 2 0 1 2 / 0 9 5 6 5 3 (W O , A 1)

特表 2 0 1 0 - 5 0 5 5 7 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 8 / 1 8

H 0 5 B 6 / 7 0

H 0 5 B 6 / 8 0

专利名称(译)	微波辐射设备		
公开(公告)号	JP6108501B2	公开(公告)日	2017-04-05
申请号	JP2015547795	申请日	2014-11-13
[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	仲成幸 谷 徹		
发明人	仲 成幸 谷 徹		
IPC分类号	A61B18/18		
CPC分类号	A61B18/1815 A61B2018/00589 A61B2018/00601 A61B2018/00875 A61B2018/00982 A61B2218/007 H05B6/80		
FI分类号	A61B18/18.100		
代理人(译)	庄司隆 Shinobe百合子		
审查员(译)	井上哲夫		
优先权	2013235509 2013-11-13 JP		
其他公开文献	JPWO2015072529A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

具有长导体的内窥镜钳和用于在镜子视图下进行外科手术的微波辐射手术器械即使在微波传输期间也经常产生热量并且需要用于冷却的供水装置。结果，在传统的微波能量照射手术器械中，用于允许水通过的通道（供水装置）分别安装在钳子或内窥镜中。由于该供水装置的空间，不可能获得大的图像电缆尺寸和工作孔直径。此外，供水装置的存在使操作变得困难。一种微波辐射仪器，其中通过使中心导体中空而中空管用作供水管等形成中空管，可以在不影响微波辐射效率的情况下解决上述问题我们发现了我们能做什么并完成了本发明。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6108501号 (P6108501)
(45) 発行日 平成29年4月5日 (2017.4.5)	(24) 登録日 平成29年3月17日 (2017.3.17)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 18/18 (2006.01)	F I A 6 1 B 18/18 1 0 0	
請求項の数 4 (全 17 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-547795 (P2015-547795)	(73) 特許権者 504177284 国立大学法人滋賀医科大学	
(86) (22) 出願日 平成26年11月13日 (2014.11.13)	滋賀県大津市瀬田月輪町（番地なし）	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2014/080125	100088904	
(87) 国際公開番号 W02015/072529	(74) 代理人 弁理士 庄司 隆	
(87) 国際公開日 平成27年5月21日 (2015.5.21)	100124453	
(31) 優先権主張番号 特願2013-235509 (P2013-235509)	(74) 代理人 弁理士 寶延 由利子	
(32) 優先日 平成25年11月13日 (2013.11.13)	(74) 代理人 100135208	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(74) 代理人 弁理士 大杉 卓也	
早期審査対象出願	(74) 代理人 100152319	
	(72) 発明者 弁理士 曾我 亜紀	
	仲 成幸	
	滋賀県大津市瀬田月輪町 国立大学法人	
	滋賀医科大学内	
	最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 マイクロ波照射器具		