

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5907545号
(P5907545)

(45) 発行日 平成28年4月26日 (2016. 4. 26)

(24) 登録日 平成28年4月1日 (2016. 4. 1)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 17/39 3 1 0

請求項の数 6 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2014-510244 (P2014-510244)	(73) 特許権者	515223411
(86) (22) 出願日	平成24年4月30日 (2012. 4. 30)		スターメド カンパニー リミテッド
(65) 公表番号	特表2014-519876 (P2014-519876A)		大韓民国、4 1 0-7 2 2、コヤン-シ、
(43) 公表日	平成26年8月21日 (2014. 8. 21)		イルサンドン-ク、ペクソク-ドン、1 1
(86) 国際出願番号	PCT/KR2012/003361		4 1-1、イルサンテクノ タウン、ナン
(87) 国際公開番号	W02012/153928		バー 9 0 1-1
(87) 国際公開日	平成24年11月15日 (2012. 11. 15)	(74) 代理人	110000877
審査請求日	平成25年11月20日 (2013. 11. 20)		龍華国際特許業務法人
(31) 優先権主張番号	10-2011-0044720	(72) 発明者	シン、キョン ミン
(32) 優先日	平成23年5月12日 (2011. 5. 12)		大韓民国、1 2 0-0 9 0 ソウル、ソデ
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)		ムン-グ、ホンジェ-ドン 4 5 9、ホン
			ジェウ-オン ヒュンダイ アpartment
			ナンバー 1 1 3-1 7 0 2

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 フレキシブル管が備えられる高周波熱治療用電極装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

取っ手の前方に電極針が備えられ、前記電極針で発生する高周波熱で病変部位を焼灼して壊死させる高周波熱治療用電極装置において、

前記取っ手と前記電極針との間に設けられ、折れ曲がり変形が容易であるフレキシブル管と、

前記フレキシブル管と前記取っ手との間に設けられた押し棒と、
を備え、

前記フレキシブル管は、前記取っ手の移動によって前記電極針が内視鏡のワーキングチャンネルに沿って病変部位の組織に挿入できるように、所定の硬度を持ち、

前記押し棒、前記フレキシブル管および前記電極針が、シース管の内部に収容され、使用時に前記シース管の外部に前記電極針の先端部が露出され、

前記電極針の内部に冷却水を循環供給するための冷却水循環ブロックが前記取っ手の内部一側に備えられ、

前記冷却水循環ブロックは、

冷却水供給管及び冷却水排出管が連結され、その内部に形成される冷却水供給路及び冷却水排出路と、前記冷却水供給路及び前記冷却水排出路の間に形成されセンサーラインを誘導するセンサー誘導管とを有する第1ブロックと、

その内部に形成される空間を有し、前記冷却水排出路が延設され、前記第1ブロックの一側に結合され、前記冷却水供給路と連通する第2ブロックと、

10

20

その内部に形成される空間を有し、前記第2ブロックの一側に結合され、前記冷却水排出路と連通される第3ブロックと、を備える、高周波熱治療用電極装置。

【請求項2】

前記シース管の内部に電極ラインが備えられ、前記電極ラインの先端は前記電極針の外周面の一侧に連結される、請求項1に記載の高周波熱治療用電極装置。

【請求項3】

前記取っ手は、把持部と、前記把持部の内部に摺動自在の摺動部とを備えて形成され、前記シース管は、前記摺動部と共に移動できる、請求項1または2に記載の高周波熱治療用電極装置。

【請求項4】

前記冷却水循環ブロックの一側には、冷却水供給のために前記電極針の内部に延びるガイド管が結合される、請求項1から3のいずれか1項に記載の高周波熱治療用電極装置。

【請求項5】

前記ガイド管の内部一侧に温度測定センサーが備えられる、請求項4に記載の高周波熱治療用電極装置。

【請求項6】

前記センサーラインが前記冷却水排出路と略平行に設けられる、請求項1から5のいずれか1項に記載の高周波熱治療用電極装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、身体器官の癌組織など病変部位を高周波で加熱することで焼灼して壊死させる高周波熱治療用電極装置に係り、さらに詳細には、内視鏡のワーキングチャンネルに沿って挿入できるように、十分な硬度を持ちながら折れ曲がり変形の容易なフレキシブル管が備えられる高周波熱治療用電極装置に関する。

【背景技術】

【0002】

一般的に身体器官、例えば、肝のような器官に癌組織などが発生すれば、非手術的な方法や外科的な手術によって治療している。

【0003】

この時、外科的な手術は、主に病変部位の身体を切除せねばならないため、その部位が非常に広くて大きい傷あとを残し、また長い療養期間を要するなどの問題がある。

【0004】

また、癌組織などの再発可能性があり、再発した場合には再手術せねばならないため、患者に苦痛はもとより経済的負担及び危険性の大きい短所がある。

【0005】

よって、最近是非手術的な方法、例えば、経動脈化学索術、経皮的エタノール注入法、全身的抗癌化学療法、局所的熱治療などが用いられており、このうち、局所的熱治療が短期治療成績や長期的生存率の向上に最も効果的であると知られている。

【0006】

局所的熱治療には、高周波熱治療、マイクロウエーブ焼灼術、レーザー焼灼術などがあり、このうち、高周波による解熱の治療料が最も効果的に用いられている。

【0007】

ここで、高周波熱治療は、身体器官、例えば、肝に癌組織が発生する場合、これを切除せずに癌組織のみを高周波熱によって焼灼して壊死させる治療方法である。

【0008】

このような高周波熱治療のための電極装置は、施術者が把持する取っ手の前方に電極針が組み立てられ、電極針には高周波を供給する電極ラインが連結される。

【0009】

そして、施術者は、電極針を身体器官の癌組織のような病変部位を貫通するように挿入

10

20

30

40

50

した後、高周波発生機から高周波を電極針に供給し、高周波熱によって病変部位を焼灼して壊死させる治療を行うようになる。

【0010】

一方、医療分野で内視鏡は、例えば、体腔などの管状器官内に細長い挿入部を挿入することで大腸などの臓器を観察するものであり、必要に応じては内視鏡のワーキングチャンネル内に挿入される処置具を用いて各種医療的処置を行う。

【0011】

この時、内視鏡のワーキングチャンネルを用いて高周波熱治療を行うためには、ワーキングチャンネルに沿って病変部位まで電極針を挿入する必要があるが、従来の電極針は本体すべてがステンレススチールなどの金属材料からなるため柔軟性が劣り、人体内の管状器官の形態に沿って折れ曲がるワーキングチャンネル内に挿入し難い。

10

【0012】

また、このような問題点を解決するために、電極針の本体をポリマーなどの柔軟な材質で製作する場合、電極針を病変部位まで移動させて組織に差し込むための圧入力十分に伝達されないという問題がある。

【0013】

さらに、高周波熱治療時、高周波摩擦熱によって組織が凝固して壊死される過程で、熱によって組織内の水分も共に蒸発するが、これによって電極針の先端に病変部位が焦げつく炭化現象が発生する。

【0014】

20

このような電極針の炭化現象は電極針の高周波通電障害を発生させて病変部位の焼灼を困難にし、電極針の分離作業も困難にする問題を引き起こすところ、熱による組織内の水分蒸発をなるべく抑制せねばならない。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

本発明は、前述したような問題を解決するためになされたものであり、本発明の一実施形態は、取っ手の前方に電極針が備えられ、電極針で発生する高周波熱で病変部位を焼灼して壊死させる高周波熱治療用電極装置において、取っ手と電極針との間に所定の硬度を持ちながら折れ曲がり変形の容易なフレキシブル管が備えられ、内視鏡のワーキングチャンネルに沿って病変部位まで挿入でき、電極針の内部に冷却ラインが備えられることを特徴とする、フレキシブル管が備えられる高周波熱治療用電極装置に関する。

30

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明の望ましい一実施形態によれば、取っ手の前方に電極針が備えられ、電極針で発生する高周波熱で病変部位を焼灼して壊死させる高周波熱治療用電極装置において、取っ手と電極針との間にフレキシブル管が備えられ、折れ曲がり変形が容易であることを特徴とするフレキシブル管が備えられる高周波熱治療用電極装置が提供される。

【0017】

ここで、フレキシブル管は、取っ手の移動によって電極針が内視鏡のワーキングチャンネルに沿って病変部位の組織に挿入できるように、所定の硬度を持つことが望ましい。

40

【0018】

また、電極針は、シース管の内部に収容され、使用時にシース管の外部に先端部が露出される。

【0019】

このとき、シース管の内部に電極ラインが備えられ、電極ラインの先端は電極針の外周面の一侧に連結される。

【0020】

また、取っ手は、把持部と、把持部の内部に摺動自在の摺動部とを備えて形成され、シース管は、摺動部と共に移動できる。

50

【0021】

一方、電極針の内部に冷却水を循環供給するための冷却水循環ブロックが取っ手の内部一側に備えられる。

【0022】

このとき、冷却水循環ブロックは、冷却水供給管及び冷却水排出管が連結され、その内部に冷却水供給路及び冷却水排出路が形成される第1ブロックと、第1ブロックの一側に結合され、冷却水供給路と連通して冷却水排出路が延設される第2ブロックと、第2ブロックの一側に結合され、冷却水排出路と連通される第3ブロックと、を備えて形成される。

【0023】

10

また、冷却水循環ブロックの一側には、冷却水供給のために電極針の内部に延びるガイド管が結合される。

【0024】

そして、ガイド管の内部一側には温度測定センサーが備えられることが望ましい。

【0025】

一方、フレキシブル管と取っ手との間に押し棒がさらに備えられる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】本発明の一実施形態によるフレキシブル管が備えられる高周波熱治療用電極装置の斜視図である。

20

【図2】本発明の一実施形態によって冷却水が電極針に供給される様を示す概路図である。

【図3】本発明の一実施形態によって電極針から冷却水が回収される様を示す概路図である。

【図4】本発明の一実施形態によるフレキシブル管が備えられる高周波熱治療用電極装置の使用状態図である。

【図5】本発明の他の実施形態によるフレキシブル管が備えられる高周波熱治療用電極装置の使用状態図である。

【発明を実施するための形態】

【0027】

30

以下、本発明の一実施形態によるフレキシブル管が備えられる高周波熱治療用電極装置の望ましい実施形態を、添付した図面を参照して説明する。この過程で図面に図示された線の厚さや構成要素のサイズなどは、説明の明瞭性及び便宜のために誇張して図示されている。

【0028】

また、後述する用語は、本発明での機能を考慮して定義された用語であり、これは、ユーザ、運用者の意図または慣例によって変わりうる。したがって、これらの用語についての定義は、本明細書全般の内容に基づいてなさねばならない。

【0029】

同時に、以下の実施形態は、本発明の権利範囲を限定するものではなく本発明の請求範囲に提示された構成要素の例示的な事項に過ぎず、本発明の明細書全般の技術思想に含まれ、特許請求の範囲の構成要素で均等物として置換可能な構成要素を含む実施形態は、本発明の権利範囲に含まれる。

40

【0030】

図1は、本発明の一実施形態によるフレキシブル管が備えられる高周波熱治療用電極装置の斜視図である。

【0031】

図1に示したように、本発明の一実施形態によるフレキシブル管が備えられる高周波熱治療用電極装置10は、取っ手20の前方に電極針50が備えられ、電極針50で発生する高周波熱で病変部位を焼灼して壊死させる医療装置であり、取っ手20と電極針50と

50

の間にフレキシブル管 40 が備えられて折れ曲がり変形が容易である。

【0032】

ここで、取っ手 20 は、施術者が把持する把持部 21 と、把持部 21 の内部に摺動自在の摺動部 22 とを備えて形成される。

【0033】

また、摺動部 22 の先端には、把持部 21 の一側に結合された金属材質の押し棒 30 が突出し、押し棒 30 の先端にはフレキシブル管 40 の終端が結合され、フレキシブル管 40 の先端には電極針 50 の終端が結合される。

【0034】

この時、押し棒 30 は、施術者が把持して挿入方向を調節して力を加える部位であり、電極針 50 を病変部位まで移動させる一方、電極針 50 が組織内部に挿入されるように圧入力を伝達する役割を行い、例えば、ステンレススチールなどの十分な強度を持つ材質からなることが望ましい。

10

【0035】

また、フレキシブル管 40 は押し棒 30 から力を伝達され、電極針 50 を押しつつ、例えば、内視鏡のワーキングチャンネル（図示せず）に沿って折れ曲がって挿入できる。

【0036】

この時、フレキシブル管 40 は、電極針 50 が病変部位の組織を差し入れるように、押し棒 30 から伝達された力を電極針 50 に伝達する。

【0037】

20

よって、フレキシブル管 40 は、例えば、PEEK (Polyether Ether Ketone) などの所定の硬度を持ち、かつ折り曲げられる合成樹脂材からなることが望ましい。

【0038】

さらに、電極針 50 は、病変部位の組織に挿入された状態で高周波を放射し、周辺の組織を凝固させて壊死させることで、例えば、ステンレススチールなどの人体に無害でさびがつかず、かつ通電可能な金属材質からなることが望ましい。

【0039】

この時、電極針 50 の一部が絶縁処理されるが、これは、絶縁処理された部分では発熱が起きないようにして、電極針 50 を組織に挿入した時に挿入の深さによって焼灼される部分と、焼灼されない部分とを区分して施術するためである。

30

【0040】

ここで、押し棒 30 とフレキシブル管 40 及び電極針 50 の内部には中空が形成され、この中空には電極針 50 を冷凍させるための冷却水循環ラインと、冷却水の温度測定のために温度測定センサー 51 に連結されるセンサーライン 25 と、が備えられる。

【0041】

このために、図 1 に示したように、把持部 21 の終端に冷却水供給管 23 と冷却水排出管 24 及びセンサーライン 25 が連結されるが、冷却水供給管 23 を通じて冷却水循環ラインに冷却水が供給され、冷却水循環ラインを経た冷却水は、冷却水排出管 24 を通じて外部に排出され、センサーライン 25 は、電極針 50 の先端部まで延びて温度測定センサー 51 に連結される。

40

【0042】

この時、センサーライン 25 は、2 本の絶縁コーティングされた異種金属ワイヤで形成され、各ワイヤの先端が半田付けなどの方法によって電氣的に連結され、温度測定センサー 51 として機能する。

【0043】

一方、押し棒 30 とフレキシブル管 40 及び電極針 50 は、柔軟でありながら所定の硬度を持つ材質のシース管 60 によって取り囲まれ、このシース管 60 は、摺動部 22 の先端部に結合されて摺動部 22 と共に前後方向移動する。

【0044】

50

すなわち、摺動部 2 2 が後方に移動して把持部 2 1 の内部に収容されれば、電極針 5 0 を覆っているシース管 6 0 も後方に移動し、したがって、シース管 6 0 によって覆われている電極針 5 0 が外部に露出され、病変部位の組織に挿入されて高周波熱治療を進める。

【0045】

一方、摺動部 2 2 が把持部 2 1 から前方に移動すれば、シース管 6 0 が前方に移動して露出された電極針 5 0 を被せ、電極針 5 0 はシース管 6 0 の内部に収容される。

【0046】

望ましくは、摺動部 2 2 の先端が内視鏡のワーキングチャンネルにルアーロックタイプ (luer lock type) に結合され、シース管 6 0 の先端部が病変部位に位置した時、把持部 2 1 を押してシース管 6 0 から電極針 5 0 を露出させて組織に挿入させた後、高周波熱治療を施す。

10

【0047】

この時、高周波熱治療が終われば、把持部 2 1 を引き寄せて電極針 5 0 を再びシース管 6 0 の内部に収容する。

【0048】

図 2 は、本発明の一実施形態によって冷却水が電極針に供給される態様を示す概路図であり、図 3 は、本発明の一実施形態によって電極針から冷却水が回収される態様を示す概路図であり、冷却水の循環過程の理解を容易にするために、シース管 6 0 及び摺動部 2 2 の構成を除いて図示したことを明らかにする。

【0049】

20

高周波熱治療時、高周波摩擦熱によって組織が凝固して壊死される過程で、熱によって組織内の水分も共に蒸発し、これによって電極針 5 0 の先端に病変部位が焦げつく炭化現象が発生する。

【0050】

このような電極針 5 0 の炭化現象は、電極針 5 0 の高周波通電障害を発生させて病変部位の焼灼を困難にし、電極針 5 0 の分離作業も困難にする問題を引き起こすところ、熱による組織内の水分蒸発をなるべく抑制せねばならない。

【0051】

このために、本発明の一実施形態によってフレキシブル管が備えられる高周波熱治療用電極装置 1 0 では、電極針 5 0 の内部に冷却水が循環される冷却水循環ラインが形成され、以下、これについてさらに詳細に説明する。

30

【0052】

図 2 に示したように、把持部 2 1 の内部一側に冷却水循環ブロック 7 0 が備えられるが、この冷却水循環ブロック 7 0 は、電極針 5 0 に供給される冷却水と、電極針 5 0 から回収される冷却水とが混じり合わないように、それぞれの流路を区分する役割を行う。

【0053】

この時、冷却水循環ブロック 7 0 は、把持部 2 1 の内部に収容されるように、把持部 2 1 の形状に対応する形状に形成されることが望ましく、一体に形成でき、望ましくは、少なくとも一つ以上の合成樹脂材の単位ブロックが集まって冷却水循環ブロック 7 0 をなす。

40

【0054】

例えば、図 2 に示したように、全体的に円筒状の第 1 ブロック 7 1、第 2 ブロック 7 2 及び第 3 ブロック 7 3 が順次に U V ポンディングなどの方法で結合されて冷却水循環ブロック 7 0 をなし、各ブロック間の結合部位には漏れ防止のためのパッキング 7 4 が挟み込まれることが望ましい。

【0055】

この時、冷却水循環ブロック 7 0 の最終端には第 1 ブロック 7 1 が配され、この第 1 ブロック 7 1 の終端には、冷却水を供給する冷却水供給管 2 3 と、冷却水が排出される冷却水排出管 2 4、及び電極針 5 0 の先端部まで延びて温度測定センサー 5 1 に連結されるセンサーライン 2 5 とが連結される。

50

【0056】

そして、第1ブロック71の内部には、冷却水供給路75と冷却水排出路76とが互いに離隔して形成され、その間にセンサーライン誘導管77が形成される。

【0057】

この時、冷却水供給路75は冷却水供給管23と連結され、冷却水排出路76は冷却水排出管24と連結され、センサーライン誘導管77を通じてセンサーライン25が第1ブロック71を横切るようになるが、センサーライン誘導管77の内壁一侧にセンサーライン25の一侧が半田付けなどの方法で固定されることが望ましい。

【0058】

第1ブロック71の前方には第2ブロック72が備えられ、この第2ブロック72を横切

10

【0059】

また、第2ブロック72の内部には空間部が形成され、第1ブロック71の冷却水供給路75がこの空間部に連通され、したがって、冷却水供給路75に沿って供給される冷却水は、第2ブロック72の内部空間部に流れ込む。

【0060】

この時、第1ブロック71から冷却水排出路76が第2ブロック72を横切って延設され、したがって、冷却水供給路75に沿って第2ブロック72の内部に誘導された使用前の冷却水と、冷却水排出路76に沿って流れる使用後の冷却水は混じり合わずに分離された状態に流動する。

20

【0061】

第2ブロック72の前方に第3ブロック73が備えられるが、第3ブロック73の内部には空間部が形成され、第2ブロック72の冷却水排出路76がこの空間部に連通され、したがって、第3ブロック73の内部に流れ込んだ使用後の冷却水は、冷却水排出路76を通じて抜け出る。

【0062】

また、センサーライン25をその内部に収容するガイド管80が第3ブロック73を横切るが、ガイド管80の終端は、第2ブロック72の空間部に連通するように結合され、ガイド管80の先端は、押し棒30及びフレキシブル管40を経て電極針50の先端部まで延びる。

30

【0063】

よって、このガイド管80を通じて第2ブロック72の使用前の冷却水が電極針50の先端部まで供給される。

【0064】

図2に示した矢印は、使用前の冷却水の流動を示したものであり、これを参照して使用前の冷却水の供給過程を再び説明すれば、次の通りである。

【0065】

まず、冷却水供給管23を通じて供給される使用前の冷却水は、第1ブロック71の冷却水供給路75を経て第2ブロック72の内部に流れ込む。

【0066】

40

そして、第2ブロック72から電極針50の先端部までガイド管80が連通されるにつれて、第2ブロック72の使用前の冷却水は、ガイド管80を通じて電極針50の先端部に供給されることである。

【0067】

一方、図3に示した矢印は、使用後の冷却水の流動を示すものであり、これを参照して使用後の冷却水の回収過程を説明すれば、次の通りである。

【0068】

ガイド管80を通じて電極針50の内部に供給された冷却水は、電極針50の先端部を冷凍させた後で回収されるが、電極針50とフレキシブル管40及び押し棒30を通じて回収される使用後の冷却水は、電極針50とフレキシブル管40及び押し棒30の内周面

50

とガイド管 80 の外周面との間にそれぞれ形成される隙間を通じて流動する。

【0069】

そして、押し棒 30 の終端が第 3 ブロック 73 の内部空間部に連通して結合されるので、電極針 50 とフレキシブル管 40 及び押し棒 30 を通して流動した使用後の冷却水は第 3 ブロック 73 に流れ込み、第 3 ブロック 73 の内部空間部に連通する冷却水排出路 76 を通じて、第 2 ブロック 72 及び第 1 ブロック 71 を経て冷却水排出管 24 に回収され、最終的に外部に排出される。

【0070】

この時、冷却水の流動は、例えば、外部に別途に備えられるポンプ（図示せず）によって可能であり、回収された冷却水の温度を低めて、冷却水供給管 23 を通じて電極針 50 に再供給することも可能である。

10

【0071】

一方、ガイド管 80 の先端部内部に温度測定センサー 51 が備えられる。

【0072】

この温度測定センサー 51 は、供給される冷却水の温度を確認するためのものであり、温度測定センサー 51 にはセンサーライン 25 が連結される。

【0073】

この時、センサーライン 25 は、第 1 ブロック 71 のセンサーライン誘導管 77 と、第 2 ブロック 72 の空間部、及びガイド管 80 を順次を経て温度測定センサー 51 に連結される。

20

【0074】

さらに、別途に備えられる高周波オシレータ（図示せず）から出力された高周波を電極針 50 に伝達するために、電極針 50 の一側に電極ライン 26 が連結されるが、この電極ライン 26 は、絶縁コーティングされた電線で形成され、高周波オシレータから把持部 21 の終端に延びる。

【0075】

この時、電極ライン 26 は、冷却水循環ブロック 70 の外周面に沿ってシース管 60 の内部に延びるが、押し棒 30 とフレキシブル管 40 及び電極針 50 の外周面と、シース管 60 の内周面との間に形成される隙間を通じて延び、電極針 50 の外周面の一側に電極ライン 26 の先端が連結される。

30

【0076】

本発明の一実施形態によれば、図 2 及び図 3 に示したように、電極ライン 26 は、第 1 ブロック 71 に挿入された後で折り曲げられて第 1 ブロック 71 の終端に抜け出、冷却水循環ブロック 70 と押し棒 30 及びフレキシブル管 40 の外周面に密着して延びた後、電極針 50 の先端部外周面の一側に連結され、このような電極ライン 26 の連結構成は必要に応じて多様に設計変更できるということはいうまでもない。

【0077】

図 4 は、本発明の一実施形態によるフレキシブル管が備えられる高周波熱治療用電極装置の使用状態図であり、さらに詳細には、内視鏡のワーキングチャネルを用いて高周波熱治療を施す時の態様を示すものである。

40

【0078】

本発明の一実施形態によるフレキシブル管が備えられる高周波熱治療用電極装置 10 の作動は、次の通りである。

【0079】

内視鏡を用いて高周波熱治療を施す場合、内視鏡のワーキングチャネルに電極針 50 を挿入し、押し棒 30 でフレキシブル管 40 を押して電極針 50 を病変部位に到達させる。

【0080】

この時、押し棒 30 とフレキシブル管 40 及び電極針 50 はシース管 60 の内部に収容された状態であり、摺動部 22 の先端部は、内視鏡のワーキングチャネルにルアーロックタイプに固定される。

50

【0081】

フレキシブル管40は、所定の硬度を持ちながらも折り曲げられるので、例えば、体腔や大腸などの人体内の管状器官の折れ曲がり形状に沿って電極針50が容易に病変部位まで移動し、フレキシブル管40を通じて伝達された圧入力によって組織内部に挿入される。

【0082】

また、移動過程で、電極針50はシース管60の内部に収容されるので、電極針50のチップによる内視鏡装備や人体組織の損傷が防止される。

電極針50が病変部位に到達すれば、図4に示したように、取っ手20の把持部21を取って押してシース管60から電極針50の先端を突出させて組織内部に挿入させ、高周波オシレータから電極ライン26を通じて電極針50に伝達される高周波出力を用いて高周波熱治療を施す。

10

【0083】

この時、電極針50の炭化現象を防止するために、電極針50の内部に冷却水が循環供給されるが、取っ手20の終端に連結される冷却水供給管23を通じて冷却水が供給されれば、取っ手20の内部に備えられる第1ブロック71の冷却水供給路75を通じて第2ブロック72に冷却水が流れ込む。

【0084】

次いで、第2ブロック72から電極針50の先端部まで延びるガイド管80を通じて、電極針50の先端部まで冷却水が供給される。

20

【0085】

使われた冷却水は、電極針50の内周面とガイド管80の外周面との隙間、フレキシブル管40の内周面とガイド管80の外周面との隙間、及び押し棒30の内周面とガイド管80の外周面との隙間を順に通過して第3ブロック73に戻り、冷却水排出路76を通じて第2ブロック72及び第1ブロック71を順に経て冷却水排出管24を通じて排出され、このように回収された冷却水の温度を低めて冷却水供給管23に再供給することもできる。

【0086】

この時、冷却水の温度は、電極針50の先端部に位置する温度測定センサー51によって確認できる。

30

【0087】

図5は、本発明の他の実施形態によるフレキシブル管が備えられる高周波熱治療用電極装置の使用状態図であり、さらに詳細には、内視鏡を用いずに高周波熱治療を施す時の態様を示すものである。

【0088】

図5に示したように、本発明の他の実施形態によれば、取っ手20の摺動部22を引き寄せてシース管60から電極針50を露出させ、電極針50を病変部位の組織内部に挿入させた後、高周波オシレータから電極ライン26を通じて電極針50に伝達される高周波出力を用いて、病変部位の組織に対する高周波熱治療を施すことができる。

【産業上の利用可能性】

40

【0089】

本発明の一実施形態によるフレキシブル管が備えられる高周波熱治療用電極装置によれば、電極針の終端に所定の硬度を持つフレキシブル管が備えられるので、病変部位まで折れ曲がり挿入でき、病変部位の組織に電極針を差し込むための圧入力がフレキシブル管を通じて十分に伝達され、よって、内視鏡のワーキングチャンネルに挿入されて内視鏡を用いる効果的な高周波熱治療を可能にする。

【0090】

また、電極針の内部に冷却水循環ラインが形成され、病変部位組織内の水分の蒸発を抑制して電極針の炭化現象を防止するので、効率的な高周波熱治療が可能であり、電極針の内部に備えられる温度測定センサーを通じて冷却水の温度など供給状態を確認できる。

50

【００９１】

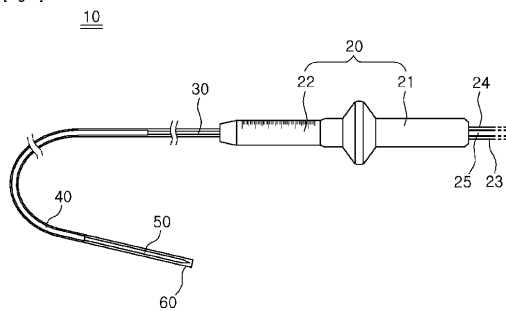
この時、フレキシブル管は、所定の硬度を持つので、フレキシブル管の折れ曲がりによって電極針の内部の冷却水循環ライン及びセンサーラインが折り曲げられて閉鎖されるか、または短絡されることを防止できる。

【００９２】

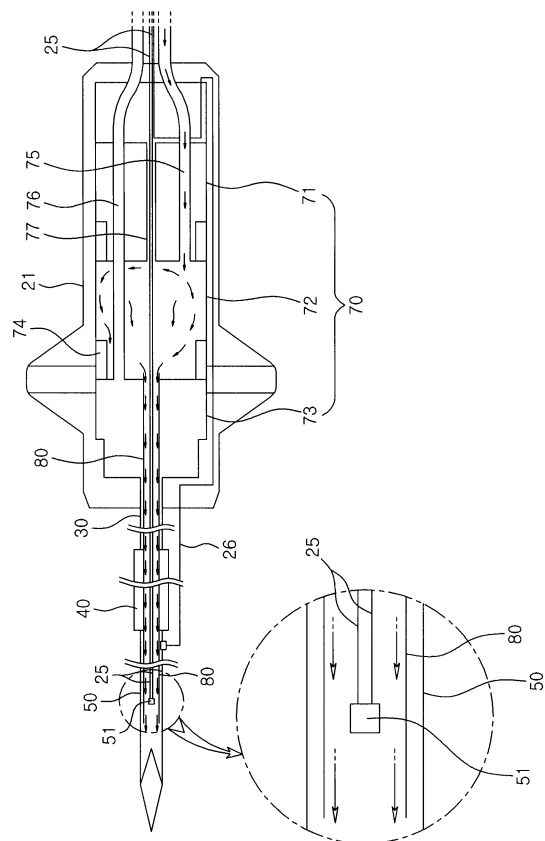
さらに、保管及び移動時、または内視鏡のワーキングチャンネルへの挿入時に電極針はシース管の内部に収容され、高周波熱治療など必要な場合にのみ外部に露出させられるので、予想できなかった装備または組織の損傷を予め防止できる。

【図１】

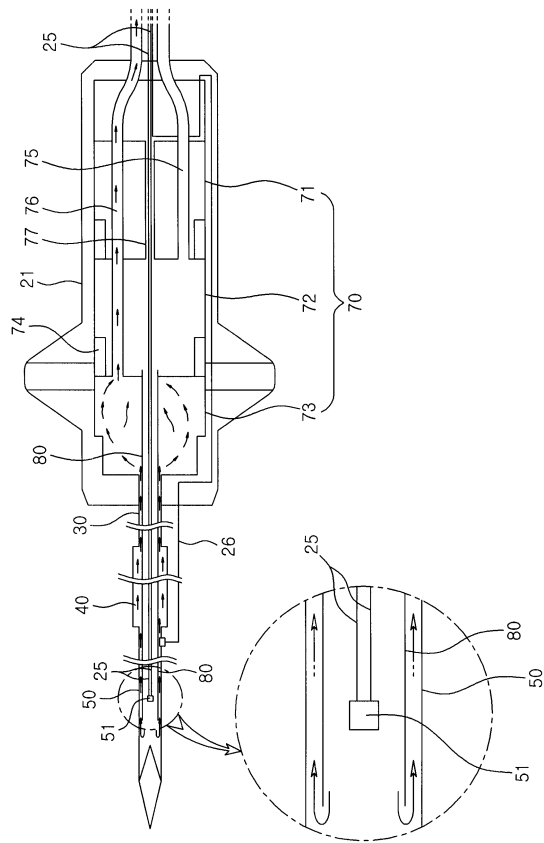
[Fig. 1]



【図２】

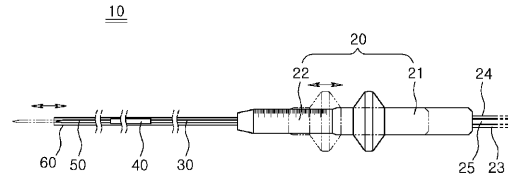


【図 3】



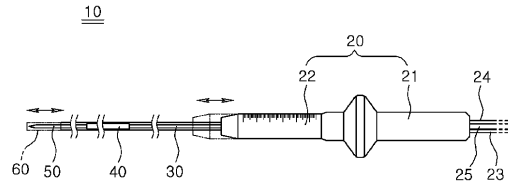
【図 4】

[Fig. 4]



【図 5】

[Fig. 5]



フロントページの続き

(72)発明者 シン、キョン ホン

大韓民国、415-738 ギョンギード、ギムポーシ、サウードン 21/1 857 プンニ
ョンマウル サンボ アpartment ナンバー114-1404

(72)発明者 キム、ドン ウン

大韓民国、415-781 ギョンギード、ギムポーシ、ジャギードン 1598、コウダンマウ
ル ジュオン アpartment ナンバー101-1504

(72)発明者 セオ、ドン ワン

大韓民国、138-931 ソウル、ソンパーグ、チャムシル 4ードン、パーク リオ アパー
トメント ナンバー229-2304

審査官 寺澤 忠司

(56)参考文献 特開2001-231790 (JP, A)

米国特許第06193717 (US, B1)

米国特許出願公開第2008/0287946 (US, A1)

特開2000-139944 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12

专利名称(译)	一种用于高频热疗的电极装置，具有柔性管		
公开(公告)号	JP5907545B2	公开(公告)日	2016-04-26
申请号	JP2014510244	申请日	2012-04-30
[标]申请(专利权)人(译)	Taewoong医药股份有限公司 Shinkyonmin		
申请(专利权)人(译)	Taewoong医药股份有限公司 申庆 - 最小		
当前申请(专利权)人(译)	Sutamedo有限公司		
[标]发明人	シンキョンミン シンキョンホン キムドンウン セオドンワン		
发明人	シン、キョン ミン シン、キョン ホン キム、ドン ウン セオ、ドン ワン		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/1477 A61B2018/00023 A61B2018/00595 A61B2018/00791 A61B2018/0091 A61N1/06		
FI分类号	A61B17/39.310		
优先权	1020110044720 2011-05-12 KR		
其他公开文献	JP2014519876A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

高频热疗电极装置技术领域本发明涉及一种高频热疗电极装置，本发明的一个实施例提供一种高频热疗电极装置，其具有设置在手柄前方的电极针，该手术通过烧灼使坏死部位坏死。通过电极针产生的高频热量来定位。一种配备有柔性管的高频热疗电极装置，其特征在于：具有规定硬度但易弯曲变形的柔性管设置在手柄和电极针之间，使得针可以是沿着内窥镜的工作通道插入到病变部位，并且电极针在其内部设置有冷却线。

(21) 出願番号	特願2014-510244 (P2014-510244)	(73) 特許権者	515223411
(86) (22) 出願日	平成24年4月30日 (2012. 4. 30)		スターメド カンパニー リミテッド
(65) 公表番号	特表2014-519876 (P2014-519876A)		大韓民国、410-722、コヤン-シ、
(43) 公表日	平成26年8月21日 (2014. 8. 21)		イルサンドン-ク、ベクソク-ドン、11
(86) 国際出願番号	PCT/KR2012/003361		41-1、イルサンテクノ タウン、ナン
(87) 国際公開番号	WO2012/153928		バー901-1
(87) 国際公開日	平成24年11月15日 (2012. 11. 15)	(74) 代理人	110000877
審査請求日	平成25年11月20日 (2013. 11. 20)		龍華国際特許業務法人
(31) 優先権主張番号	10-2011-0044720	(72) 発明者	シン、キョン ミン
(32) 優先日	平成23年5月12日 (2011. 5. 12)		大韓民国、120-090 ソウル、ソダ
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)		ムン-グ、ホンジェ-ドン 459、ホン
			ジェウオン ヒュンダイ アパートメント
			ナンバー113-1702