

(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2011-217961

(P2011-217961A)

(43) 公開日 平成23年11月4日(2011.11.4)

| | | |
|-------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl. | F 1 | テーマコード (参考) |
| A 6 1 N 5/04 (2006.01) | A 6 1 N 5/04 | 4 C 0 6 1 |
| A 6 1 B 1/00 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 3 3 4 D | 4 C 0 8 2 |
| | | 4 C 1 6 1 |

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2010-90600 (P2010-90600)
 (22) 出願日 平成22年4月9日 (2010.4.9)

(71) 出願人 304021831
 国立大学法人 千葉大学
 千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33号
 (71) 出願人 000113263
 HOYA株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100091362
 弁理士 阿仁屋 節雄
 (74) 代理人 100090136
 弁理士 油井 透
 (74) 代理人 100105256
 弁理士 清野 仁
 (74) 代理人 100145872
 弁理士 福岡 昌浩

最終頁に続く

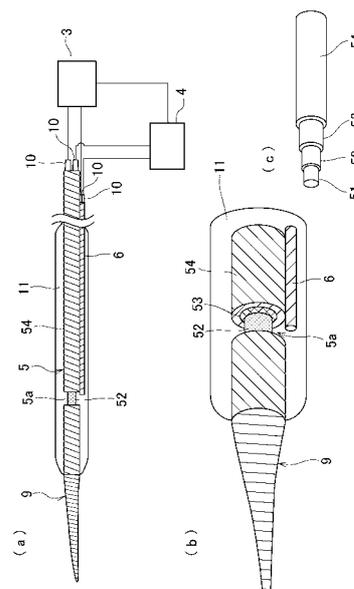
(54) 【発明の名称】 マイクロ波プローブ及び温熱治療装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 術者への負担を軽減し、術中における人体組織への影響を緩和するマイクロ波プローブ及び温熱治療装置を提供する。

【解決手段】 内視鏡の挿通チャンネルに挿脱自在なマイクロ波プローブであって、前記マイクロ波プローブは、患部を加温するための加温部5aが設けられたマイクロ波アンテナからなるアンテナ部5と、前記マイクロ波プローブの末端に設けられた末端部9と、を具備し、前記末端部は、先細りのテーパ形状であり且つ可撓性を有する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡の挿通チャンネルに挿脱自在なマイクロ波プローブであって、前記マイクロ波プローブは、

患部を加熱するための加熱部が設けられたマイクロ波アンテナからなるアンテナ部と、前記マイクロ波プローブの末端に設けられた末端部と、

を具備し、

前記末端部は、先細りのテーパ形状であり且つ可撓性を有することを特徴とするマイクロ波プローブ。

【請求項 2】

10

前記アンテナ部は同軸ケーブルからなり、

前記加熱部は、前記同軸ケーブルに設けられたスリットであり、前記スリットからマイクロ波が放射され、前記患部が誘電加熱されることを特徴とする請求項 1 に記載のマイクロ波プローブ。

【請求項 3】

前記マイクロ波プローブには更に測温部が備えられており、前記測温部は、熱電対、ファイバー型温度計及び超音波センサのいずれか又はそれらの組み合わせを有することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載のマイクロ波プローブ。

【請求項 4】

電源部との連結のためのコネクタであって、前記アンテナ部及び前記測温部に設けられたコネクタには、滅菌自在な材料が用いられていることを特徴とする請求項 3 に記載のマイクロ波プローブ。

20

【請求項 5】

前記アンテナ部の外部被覆には、滅菌自在な材料が用いられていることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載のマイクロ波プローブ。

【請求項 6】

請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載のマイクロ波プローブを用いた温熱治療装置であって、

測温部により測定された温度情報を制御部に伝達し、前記温度情報における温度と、前記制御部により制御される所定の温度との差を補正するために電源部の出力を変動させる手段を、前記制御部が備えていることを特徴とする温熱治療装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、マイクロ波プローブ及び温熱治療装置に関し、特に、マイクロ波による患部の温熱治療に用いられるマイクロ波プローブ及び温熱治療装置に関する。

【背景技術】

【0002】

これまでに、体内に存在する腫瘍を一定の温度にコントロールすることによって治療を行うという温熱治療（ハイパーサーミア）が知られている。

40

【0003】

このとき、温度コントロールに用いられる器具として、プローブ内に挿通されたマイクロ波アンテナが挙げられる（例えば、非特許文献 1 参照）。

【0004】

このマイクロ波アンテナとしては、同軸ケーブルが主に用いられている（例えば、特許文献 1 参照）。この同軸ケーブルの具体的構成としては、断面同心円状にて中心から順に内部導体、誘電体、外部導体、外部被覆が設けられたものが挙げられる。以降、マイクロ波アンテナのことを単にアンテナともいう。

【0005】

そして、同軸ケーブルの一部において外部導体及び外部被覆を除去して誘電体を露出さ

50

せることにより、スリットを形成している。そしてこのスリットの部分からマイクロ波を放射することにより、患部を加温することが特許文献 1 に記載されている。

【0006】

この特許文献 1 とは別に、マイクロ波アンテナと共にガイドワイヤーを用いる技術も知られている（例えば、特許文献 2 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】特開平 9 - 164215 号公報

【特許文献 2】特開平 7 - 39589 号公報

10

【非特許文献】

【0008】

【非特許文献 1】Kazuyuki Saito et al, IEEE TRANSACTIONS ON MICROWAVE THEORY AND TECHNIQUES . VOL . 54 , NO . 8 , AUGUST 2006 (p . 3443 - 3449)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

非特許文献 1 や特許文献 2 には、主として胆道における腫瘍を加温するためアンテナを用いることについて記載されている。その場合、当然、アンテナを胆道に移動させる必要がある。

20

【0010】

胆道の温熱治療の概略を表す図 1 に示すように、経口にてアンテナを体内に挿入する場合、口、食道、胃を経て、十二指腸 31 から胆道 32 内の患部 34 へとアンテナを移動させる必要が出てくる。しかしながら、この十二指腸 31 と胆道 32 の間にはファーター乳頭部 33（以降、単に乳頭部ともいう）が存在する。

【0011】

この乳頭部 33 は括約筋を有している。そのため、特許文献 2 に記載のように、アンテナと共にガイドワイヤーを用いる場合、乳頭部 33 に対して最初にガイドワイヤーを通過させようと試みる際に、ガイドワイヤーそのものによって乳頭部 33 を傷つけるおそれがある。

30

【0012】

そして、過度に力を入れてガイドワイヤーを乳頭部 33 に対して通過させた場合、乳頭部 33 を傷つけるおそれもある。また、ガイドワイヤーが乳頭部 33 を通過した後、勢い余ってガイドワイヤーが胆道 32 を傷つけるおそれもある。

【0013】

さらに、ガイドワイヤーを先行させて胆道 32 に移動させたとしても、今度はガイドワイヤーに続くべきアンテナ 100 が乳頭部 33 の括約筋により移動を遮られてしまうおそれがある。また、ガイドワイヤーと同様に、力の入れ方によってはアンテナ 100 が乳頭部 33 や胆道 32 を傷つけるおそれもある。

40

【0014】

このように、乳頭部 33 に対して、ガイドワイヤー及びアンテナ 100 を順次通過させる作業が別途必要になる。その結果、患者に対しては人体組織の損傷のおそれが増大するのみならず、術者に対しては作業が別途必要となり、余計なストレスが掛かることになってしまう。

【0015】

本発明の目的は、上述の事情を考慮してなされたものであり、術者への負担を軽減し、術中における人体組織への影響を緩和するマイクロ波プローブ及び温熱治療装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

50

【 0 0 1 6 】

本発明の第1の態様は、内視鏡の挿通チャンネルに挿脱自在なマイクロ波プローブであって、前記マイクロ波プローブは、患部を加温するための加温部が設けられたマイクロ波アンテナからなるアンテナ部と、前記マイクロ波プローブの末端に設けられた末端部と、を具備し、前記末端部は、先細りのテーパ形状であり且つ可撓性を有することを特徴とするマイクロ波プローブである。

本発明の第2の態様は、第1の態様に記載の発明において、前記アンテナ部は同軸ケーブルからなり、前記加温部は、前記同軸ケーブルに設けられたスリットであり、前記スリットからマイクロ波が放射され、前記患部が誘電加温されることを特徴とする。

本発明の第3の態様は、第1又は第2の態様に記載の発明において、前記マイクロ波プローブには更に測温部が備えられており、前記測温部は、熱電対、ファイバー型温度計及び超音波センサのいずれか又はそれらの組み合わせを有することを特徴とする。

本発明の第4の態様は、第3の態様に記載の発明において、電源部との連結のためのコネクタであって、前記アンテナ部及び前記測温部に設けられたコネクタには、滅菌自在な材料が用いられていることを特徴とする。

本発明の第5の態様は、第1ないし第4のいずれかの態様に記載の発明において、前記アンテナ部の外部被覆には、滅菌自在な材料が用いられていることを特徴とする。

本発明の第6の態様は、第1ないし第5のいずれかの態様に記載のマイクロ波プローブを用いた温熱治療装置であって、測温部により測定された温度情報を制御部に伝達し、前記温度情報における温度と、前記制御部により制御される所定の温度との差を補正するために電源部の出力を変動させる手段を、前記制御部が備えていることを特徴とする温熱治療装置である。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 7 】

本発明によれば、術者への負担を軽減し、術中における人体組織への影響を緩和できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 8 】

【 図 1 】胆道内の患部に対する温熱治療の概要を示す概略図である。

【 図 2 】本実施形態に係る温熱治療装置の概要を示す概略図である。

【 図 3 】本実施形態に係るマイクロ波プローブを示す図であり、(a)は温熱治療装置におけるマイクロ波プローブと制御部及び電源部との関係を示す図であり、(b)はマイクロ波プローブにおける一部を拡大した図であり、(c)はアンテナ部の構造を示す図である。

【 図 4 】本実施形態に係るマイクロ波プローブをファーター乳頭部へと挿入する方法を示す図である。

【 図 5 】本実施形態に係る内視鏡の概略斜視図である。

【 図 6 】別の実施形態に係るマイクロ波プローブを示す図である。

【 図 7 】別の実施形態に係るマイクロ波プローブを示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 9 】

本発明者らは、ファーター乳頭部33のように括約筋を有する部位に対して容易に挿入可能なプローブについて種々検討した。そして、プローブが容易に挿入可能であると同時に、括約筋を有する部位のように挿入しづらい部位に対してプローブを挿入する際に、人体組織を傷つけない構成についても検討を行った。

【 0 0 2 0 】

この検討により、本発明者らは、挿入しづらい部位に対して最初に挿入される部分、すなわちプローブの末端を先細りのテーパ形状とし、さらには、プローブの末端が可撓性を有する、という構成を想到した。

【 0 0 2 1 】

10

20

30

40

50

このような構成により、仮に、ガイドワイヤーを用いない場合であっても、括約筋を有する部位に対して、テーパ形状の末端からプローブが容易に挿入可能となることを見出した。

【0022】

それと共に、仮にプローブの末端が人体組織に食い込んでも、プローブの末端に可撓性が与えられることによって、プローブがそのまま人体組織を貫通するのを抑制でき、ひいては人体組織の損傷の可能性を抑制できることを見出した。

【0023】

(実施の形態1)

以下、本発明の実施形態を説明する。

本発明の実施の形態においては、次の順序で説明を行う。

1. 温熱治療装置の構成の概要
2. マイクロ波プローブの構成の概要
3. マイクロ波プローブの各部の詳細
 - 1) アンテナ部
 - 2) 測温部
4. 内視鏡及びマイクロ波プローブの使用方法的説明
5. 実施の形態の効果に関する説明

10

【0024】

< 1. 温熱治療装置の構成の概要 >

図2は本発明の実施の形態に係る温熱治療装置の構成例を示す概略図である。

20

【0025】

図2にて図示した温熱治療装置は、マイクロ波プローブ1と、内部の挿通チャンネルにマイクロ波プローブ1を挿脱自在とした長尺な内視鏡2と、マイクロ波プローブ1の加温度合い及び内視鏡2の動作を制御する制御部3と、マイクロ波プローブ1及び内視鏡2及び制御部3に電力を供給する電源部4を有している。以下、本実施形態に係るマイクロ波プローブ1について説明する。

【0026】

< 2. マイクロ波プローブの構成の概要 >

図3は本発明の実施の形態に係るマイクロ波プローブ1の構成例を示す概略図である。

30

【0027】

まず、本実施形態に係るマイクロ波プローブ1は、内視鏡2の挿通チャンネルに挿脱自在且つ長尺なプローブ1である。本実施形態においては、内視鏡2と共に経口にて体内に挿入し、十二指腸31と胆道32の間にある括約筋(ファーター乳頭部33の孔)を通過させるプローブ1について説明する。なお、以降、マイクロ波プローブ1を単にプローブ1とも言う。

【0028】

また、図3(a)に示すように、本実施形態においては長尺なプローブ1において、電源部4と連結している側を基端、その反対側であり人体内に挿入する側を末端とする。以下に説明するアンテナ部5及び内視鏡2についても同様である。

40

【0029】

図3(a)(b)にて図示したプローブ1は、マイクロ波にて患部34を加温するための加温部5aを有するアンテナ部5を具備しており、そしてこのアンテナ部5には末端部9が設けられている。

【0030】

本実施形態のプローブ1は、このアンテナ部5及び末端部9に加え、さらに好ましくは、このアンテナ部5にて加温される温度を測定する測温部6を備えた構成になっている。

【0031】

なお、本実施形態においては、ガイドワイヤーを含まないプローブ1について説明している。先に述べたように、ガイドワイヤーを用いることにより、乳頭部33や胆道32を

50

傷つけるおそれが生じるためである。

本実施形態においては、上述の構成を有するプローブ 1 について説明する。

【 0 0 3 2 】

< 3 . マイクロ波プローブの各部の詳細 >

1) アンテナ部

アンテナ部 5 は、同軸ケーブルにより構成される。そしてこのアンテナ部 5 には、患部 3 4 を加温するための加温部 5 a と、前記アンテナ部 5 の末端に設けられた末端部 9 であって、先細りのテーパ形状及び可撓性を有する末端部 9 と、が設けられている。

【 0 0 3 3 】

この同軸ケーブルは、図 3 (c) に示すように、断面において同心円の中心が同一である長尺の内部導体 5 1、その外側に設けられた絶縁体 5 2、その外側に設けられた外部導体 5 3、この外部導体 5 3 を被覆する外部被覆 5 4 からなる。

【 0 0 3 4 】

なお、アンテナ部 5 の外部被覆 5 4 には、滅菌自在な材料が用いられている。こうすることにより、プローブ 1 を繰り返し使用しやすくなる。

【 0 0 3 5 】

そして加温部 5 a は、図 3 (a) (b) に示すように、同軸ケーブルに設けられたスリット 5 a により構成される。

【 0 0 3 6 】

このスリット 5 a の作製方法としては、この同軸ケーブルの一部において外部導体 5 3 及び外部被覆 5 4 を除去し、外部導体 5 3 の一部を短絡させるためのスリット 5 a を形成する。このスリット 5 a により、短絡した外部導体 5 3 からマイクロ波が放射される。このマイクロ波により、患部 3 4 が所定の温度に加温される。

なおこのスリット 5 a の数は、図 2 に示すように 1 つだけでも良いし、患部 3 4 が複数箇所か否か、患部 3 4 の範囲等に応じて複数設けてもよい。

【 0 0 3 7 】

次に、アンテナ部 5 の末端には末端部 9 が設けられている。本実施形態においては、この末端部 9 が、先細りのテーパ形状及び可撓性を有している。

つまり本実施形態においては、アンテナ部 5 の末端部 9 が、結果として、マイクロ波プローブ 1 の末端に設けられた末端部 9 となる。

【 0 0 3 8 】

ここで挙げた末端部 9 が有する可撓性としては、主に、3 つの要因からなる可撓性が考えられる。

すなわち、

- 1 . 末端部の形状
- 2 . 末端部の素材
- 3 . 末端部の構造

に起因する可撓性である。本実施形態においては、主として 1 . 末端部の形状を工夫して末端部 9 に可撓性を持たせたものについて述べる。

【 0 0 3 9 】

本実施形態においては、アンテナ部 5 そのものの末端部 9 を先細りのテーパ形状としている。

このテーパの度合いとしては、アンテナ部 5 の挿入の際に末端部 9 が乳頭部 3 3 の孔から受ける摩擦抵抗及び弾性変形抵抗に対しては十分に打ち勝つことができるものであるのが一つの条件である。

【 0 0 4 0 】

これに加えて、乳頭部 3 3 における孔以外の部分や胆道 3 2 に末端部 9 が食い込んだ際の弾性変形抵抗に打ち勝つことができない可撓性、つまり、末端部 9 の先端が組織に食い込んだとしても末端部 9 が撓むことによりそのまま組織を貫通することを防ぐ程度の可撓性を末端部 9 が有していることが、もう一つの条件である。

10

20

30

40

50

【0041】

これらの条件を満たすように末端部9を先細りのテーパ形状にすることにより、以下の効果が得られる。

【0042】

まず、括約筋を有する乳頭部33にプローブ1を挿入する際に掛ける力が少なく済む。さらに、このような末端部9を有することにより、括約筋により締まっている乳頭部33に対し、ガイドワイヤを用いずとも、プローブ1のアンテナ部5自身の末端形状によって、プローブ1を比較的容易に挿入することができる。

【0043】

また、この末端部9に対して可撓性が与えられることにより、プローブ1が乳頭部33を通過する際の乳頭部33への損傷のおそれを低減することができる。

10

【0044】

さらに、プローブ1が乳頭部33を通過したあとも、通過の際の勢いが余り、例えば胆道32に末端部9が接触したとしても、末端部9が撓むおかげで、プローブ1が接触後そのまま胆道32を貫通することを抑制することもできる。

【0045】

さらに、本実施形態ならばガイドワイヤを用いずとも良くなる。つまり、アンテナ部5の末端部9のみを用いて乳頭部33の孔にプローブ1を挿入するだけで済む。すなわち、「ガイドワイヤを通した後、プローブ1を通す」といった、乳頭部33を傷つける2回の機会を1回に減らすことができる。

20

【0046】

この末端部9の具体的な構成としては、以下の通りである。

すなわち、アンテナ部5の末端の外部被覆54を除去し、外部導体53を露出させる。そして、この末端に高分子樹脂からなるキャップを嵌める。

本実施形態においては、このキャップを上述のようなテーパ形状を有する末端部9とする。

【0047】

なお、このときの末端部9に用いられる素材は、人体に悪影響を与えない高分子樹脂であればよく、例えばテフロン(登録商標)でもよい。また、末端部9に用いられる素材は、滅菌可能な材料であればより好ましい。こうすることにより、プローブ1を繰り返し使用しやすくなる。

30

【0048】

なお、先に述べた加温部5aは、この末端部9以外に設けられており、末端部9に対して別体で設けられている。こうすることにより、アンテナ部5の挿入は末端部9にて行い、挿入した後は加温部5aにて安定して患部34を加温するという様に役割分担を各部分が行える。その結果、容易且つ安定して治療を行うことができる。

【0049】

2) 測温部

次に、加温部5aにおいて加温された温度を測定するための測温部6について説明する。

40

この測温部6は、熱電対と、ファイバー型温度計と、超音波センサのいずれかから構成されている。

【0050】

熱電対6は、熱電能の異なる二種類の金属を接合した温度センサであり、2つの接合点を異なる温度にすると一定の方向に電流が流れ、熱起電力が生じる現象(ゼーベック効果)を利用した温度センサである。

【0051】

本実施形態においては、この熱電対6が長尺なものを使用する。そして熱電対6の末端が前記スロットに位置させながら、アンテナ部5の外部被覆54に沿わせて配置する。さらに、この熱電対6とアンテナ部5とをテフロン(登録商標)樹脂でコーティングし、熱

50

収縮チューブ 11 からなる最外部被覆 11 を形成する。

【0052】

この熱電対 6 の代わりに、ファイバー型温度計や超音波センサを設けてもよい。また、熱電対 6 と共にこれらを設けてもよい。

【0053】

上述した測温部 6 により、スリット 5 a 近傍の温度の値が測定される。そしてこの測定された温度の値を、図 2 及び図 3 に示す温熱治療装置の制御部 3 に伝達する。そして、前記制御部 3 に設けられた温度補正手段により、前記温度情報における温度と、前記制御部 3 により制御される所定の温度との差を補正するために電源部 4 の出力を変動させる。

【0054】

この温度補正手段により、所定の温度よりも患部 3 4 が加温され、正常な組織が死滅することを抑制することができる。また、患部 3 4 への加温が充分でないといった不具合を解消することができる。

【0055】

なお、この熱電対 6 やファイバー型温度計や超音波センサは、各々複数設けてもよいし、各種一つずつ設けてもよい。ただ、プローブ 1 の柔軟性を向上させるという点では、いずれか 1 つだけ設けるのが好ましい。

【0056】

なお、電源部 4 とアンテナ部 5 との間、及び電源部 4 と測温部 6 との間を連結するコネクタ 10 には、滅菌自在な材料が用いられている。アンテナ部 5 及び測温部 6 に、このコネクタ 10 が設けられることにより、プローブ 1 を繰り返し使用しやすくなる。

なお、制御部 3 とアンテナ部 5 との間、及び制御部 3 と測温部 6 との間についても、同様のコネクタ 10 を用いても良い。

【0057】

以上、本実施形態におけるマイクロ波プローブ 1 について述べた。

次に、このマイクロ波プローブ 1 により内部を挿通されている内視鏡 2 について、温熱治療の方法と共に説明する。

【0058】

< 4 . 内視鏡及びマイクロ波プローブの使用法の説明 >

本実施形態における内視鏡 2 は、上述のマイクロ波プローブ 1 を挿通自在とできるものである必要がある。

【0059】

さらに、本実施形態に係る内視鏡の概略斜視図である図 5 に示すように内視鏡 2 の末端部 9 には、乳頭部 3 3 へのマイクロ波プローブ 1 すなわちアンテナ部 5 の挿入の様子を確認するための撮影部 2 1、撮影部 2 1 による撮影に必要な明かりを提供する照明部 2 2、アンテナ部 5 の進行方向を所望の方向に変化させる起上部 2 3 が設けられている。

【0060】

この撮影部 2 1 は乳頭部 3 3 の様子を映し出すことができる程度の精度を有していれば良く、照明部 2 2 はこの撮影が可能な程度の明かりを提供できれば良い。この撮影部 2 1 及び照明部 2 2 は、先に述べた電源部 4 から電源が供給され、制御部 3 により動作が制御される。

【0061】

また、起上部 2 3 は内視鏡 2 の内部に設けられており、撮影部 2 1 及び照明部 2 2 と同じく、電源部 4 から電源が供給され、制御部 3 により動作が制御される。

【0062】

具体的には、マイクロ波プローブ 1 を内部に有する内視鏡 2 が経口により挿入後、胆道 3 2 及び乳頭部 3 3 手前の十二指腸 3 1 に至るまでは、この起上部 2 3 は折りたたまれた状態で内視鏡 2 内に収納されている。

【0063】

そして、乳頭部 3 3 近傍へと近づいたとき、図 1 にも示すように、この起上部 2 3 を制

10

20

30

40

50

御部 3 により操作して起立させる。そして、十二指腸 3 1 の側壁にある乳頭部 3 3 の方向にアンテナ部 5 が向かうように調整する。

そして、照明部 2 2 にて乳頭部 3 3 近傍を照らしながら、アンテナ部 5 を挿入する様子を撮影部 2 1 にて撮影する。

このように撮影しながら、術者は乳頭部 3 3 の孔からアンテナ部 5 を挿入する。

【0064】

その後、テーパ形状及び可撓性を有する末端部 9 から、アンテナ部 5 を乳頭部 3 3 の孔から胆道 3 2 内へと挿入する(図 4 (a) (b))。そして、アンテナ部 5 におけるスリット 5 a を患部 3 4 近傍へと配置する。こうして、アンテナ部 5 を胆道 3 2 内に残し、アンテナ部 5 のスリット 5 a により患部 3 4 を加温し、温熱治療を行う(図 4 (c))。

10

【0065】

< 5 . 実施の形態の効果に関する説明 >

本実施形態におけるマイクロ波プローブ 1 及び温熱治療装置は以下の効果を奏する。

【0066】

すなわち、マイクロ波プローブ 1 において、挿入しづらい部位に対して最初に挿入される部分、つまりマイクロ波プローブ 1 の末端を先細りのテーパ形状とし、さらには、このマイクロ波プローブ 1 の末端が可撓性を有する、という構成とする。

【0067】

これにより、仮に、ガイドワイヤを用いない場合であっても、括約筋を有する部位に対して末端からアンテナ部 5 を挿入自在とすると共に、人体組織を傷つけるおそれがあるアンテナ部 5 の末端に可撓性が与えられる。この可撓性によって、人体組織の損傷のおそれを抑制できる。その結果、術者への負担を軽減し、術中における人体組織への影響を緩和できる。

20

【0068】

なお、本実施形態に係るマイクロ波プローブ 1 及び温熱治療装置は、胆道 3 2 の腫瘍の治療以外にも、患部 3 4 に至るまでに括約筋のような挿入困難な部位が存在する場合においても適用可能であるのは言うまでもない。

【0069】

(実施の形態 2)

本発明の技術的範囲は上述した実施の形態に限定されるものではなく、発明の構成要件やその組み合わせによって得られる特定の効果を導き出せる範囲において、種々の変更や改良を加えた形態も含む。

30

以下、実施の形態 1 の変形例について詳述する。

【0070】

末端部 9 についてであるが、実施の形態 1 においては、アンテナ部 5 の末端部 9 をテーパ形状とした。それとは別に、図 6 に示すように、熱電対 6 及びアンテナ部 5 をコーティングした熱収縮チューブ 1 1、つまりプローブ 1 そのものにテーパ形状の末端部 9 を設けてもよい。

【0071】

この場合の末端部 9 の具体的な構成としては、以下の通りである。

40

すなわち、アンテナ部 5 の末端の外部被覆 5 4 を除去し、外部導体 5 3 を露出させる。

そして、この末端に高分子樹脂からなり末端が平坦なキャップ 5 6 を嵌める。

【0072】

そして、アンテナ部 5 における少なくともスロットを含む部分に対し、熱可塑性高分子樹脂でコーティングし、最外部被覆 1 1 が熱収縮チューブからなるプローブ 1 を形成する。本実施形態においては、この最外部被覆 1 1 の末端部 9 を上述のようなテーパ形状とする。

【0073】

この場合、末端部 9 はプローブ 1 と一体に成型されていても良い。もちろん、実施の形態 1 のように別体に成型されていても良い。

50

【 0 0 7 4 】

(実施の形態 3)

実施の形態 1 においては、主に末端部 9 の形状に起因する可撓性について述べた。本実施形態においては、1 . 末端部の形状、以外の要因、すなわち、2 . 末端部の素材、3 . 末端部の構造、に起因する可撓性について述べる。

【 0 0 7 5 】

まず、2 . 末端部の素材、についてであるが、先に述べたように、アンテナ部 5 の挿入の際に末端部 9 が乳頭部 3 3 の孔から受ける摩擦抵抗及び弾性変形抵抗に対しては十分に打ち勝つことができ、末端部 9 の先端が組織に食い込んだとしても末端部 9 が撓むことによりそのまま組織を貫通することを防ぐ程度の可撓性を有する素材を用いても良い。

10

【 0 0 7 6 】

こうすることにより、末端部 9 を撓む程度に長尺なテーパ形状にせずとも、乳頭部 3 3 の孔を通過することができ、乳頭部 3 3 及び胆道 3 2 を傷つけるおそれも抑制できる。さらには、末端部 9 を長尺とせずとも良くなり、内視鏡 2 へのプローブ 1 の収納効率が向上する上、プローブ 1 製造の際の末端部 9 作製の手間も省け、歩留まりが向上する。

【 0 0 7 7 】

なお、この素材としては、具体的には人体に影響を及ぼさない物質、例えばシリコンが挙げられる。

【 0 0 7 8 】

次に、3 . 末端部の構造、についてであるが、図 7 に示すように、末端部 9 の素材や形状に起因する可撓性がなくとも、例えば末端部 9 を首振り構造にすることにより、末端部 9 全体として可撓性が存在するようにすることもできる。

20

【 0 0 7 9 】

具体的には、末端部 9 における基端側にシリコンなどの柔軟な物質からなる首振り部 9 1 を設ける。末端部 9 が比較的硬質であった場合でも、こうすることにより末端部 9 全体として可撓性を有することになる。その結果、乳頭部 3 3 や胆道 3 2 を傷つけるおそれが抑制される。また、末端部 9 における基端側をバネ構造として可撓性を担保しても良い。

【 0 0 8 0 】

本実施形態及び実施の形態 1 では、可撓性の要因を個別に説明したが、もちろん上述の要因を複数組み合わせても良い。そうすることにより、末端部 9 にさらに可撓性が付与されるし、可撓性が高すぎて乳頭部 3 3 の孔に挿入できない場合は、適宜上述の要因を変更又は組み合わせ、可撓性の高低を調整しても構わない。

30

【 0 0 8 1 】

(実施の形態 4)

実施の形態 1 においては、加温部 5 a が末端部 9 以外に設けられており、末端部 9 に対して別体で設けられている場合について述べた。本実施形態においては、加温部 5 a が末端部 9 を兼ねている場合について述べる。

【 0 0 8 2 】

例えば極めて細い通路を有する患部 3 4 に対して加温治療を行う場合、アンテナ部 5 における同軸ケーブルを細径にすることが考えられる。

40

【 0 0 8 3 】

この細径化により、アンテナ部 5 自体が可撓性を有することになる。ここでは、アンテナ部 5 の末端側がプローブ 1 における末端部 9 を兼ねることになる。

【 0 0 8 4 】

こうすることにより、わざわざ可撓性を有する末端部 9 をプローブ 1 に設ける必要がなくなる。その結果、プローブ 1 の製造工程において、末端部 9 を作製する工程が不要となり、歩留まりが向上する。

【 0 0 8 5 】

(実施の形態 5)

50

実施の形態 1 のマイクロ波プローブ 1 に、更に吸引用チューブを設けてもよい。吸引用チューブを設けることにより、術中、人体組織から出血したとしても、少量の出血であればこのチューブから吸引して排出することができる。

【0086】

また、内視鏡 2 における撮影部 2 1 の撮影を妨害する膿等の体液であっても、このチューブから吸引して排出することができる。その結果、作業を中断することなく、温熱治療を行うことができる。

【0087】

さらに、冷却液還流用チューブを設けてもよい。冷却液還流用チューブを設けることにより、アンテナ部 5 における加温部 5 a すなわちスリット 5 a 近傍が所定の温度以上に加温されそうになっても、冷却液還流用チューブがスリット 5 a 近傍の温度を下げることができ、異常加温による正常細胞の死滅を抑制することができる。

10

【0088】

具体的には、吸引用チューブと冷却液還流用チューブは長尺なものを使用する。

そして冷却液還流用チューブは、測温部 6 に影響を与えない程度に距離を置きつつ、アンテナ部 5 の外部被覆 5 4 上に配置する。そして吸引用チューブは、この冷却液還流用チューブと平行させて配置する。

なお、吸引するための引き込み口は、プローブ 1 の末端部 9 に設けてもよいし、側面部に設けてもよい。

【0089】

20

(実施の形態 6)

実施の形態 1 の加温部 5 a となる同軸ケーブルのスリット 5 a に加え、別の加温部 5 a を設けてもよい。

【0090】

患部 3 4 によっては近傍に太い血管が存在し、マイクロ波で加温を行っても太い血管の血流によって熱が奪われ、加温が充分に行えない場合も想定される。

【0091】

その場合、マイクロ波を放出するアンテナ部 5 のスリット 5 a に加え、末端に電熱自在な部材を有する新たな熱源を、アンテナ部 5 (プローブ 1) の最外部被覆 1 1 上に設けてもよい。

30

【0092】

こうすることにより、太い血管が近傍に存在する患部 3 4 であっても、十分な温熱治療を患部 3 4 に対して行うことができる。

【0093】

(実施の形態 7)

実施の形態 1 のプローブ 1 において、加温部 5 a (スリット 5 a) 近傍に、加温部 5 a を示すマーカを設けてもよい。最外部被覆 1 1 が透明な場合は、アンテナ部 5 におけるスリット 5 a 近傍に、マーカを設けてもよい。

【0094】

乳頭部 3 3 の孔へアンテナ部 5 を挿入した後、乳頭部 3 3 の括約筋が開いていれば、内視鏡 2 の撮影部 2 1 にてマーカを確認しながら患部 3 4 を確実に加温することができる。

40

【0095】

(実施の形態 8)

同じくプローブ 1 において、テーパ形状の末端部 9 よりも基端側、又は末端部 9 そのものにバルーンを形成する機構を設けてもよい。また、アンテナ部 5 の一部には最外部被覆 1 1 を行わず、この部分におけるアンテナ部 5 の外部被覆 5 4 にバルーンを形成する機構を設けてもよい。

【0096】

乳頭部 3 3 から胆道 3 2 にプローブ 1 を挿入後、このバルーンを形成することにより、

50

折角挿入したプローブ 1 (ひいてはアンテナ部 5) が胆道 3 2 及び乳頭部 3 3 から抜けてしまうことを抑制し、確実に患部 3 4 を加温することができるためである。

【0097】

(実施の形態 9)

実施の形態 1 においては、マイクロ波プローブ 1 の末端に設けられた末端部 9 であって、先細りのテーパ形状を有する末端部 9 について述べた。本実施形態においては、テーパ形状の詳細について述べる。

【0098】

まず、実施の形態 1 におけるテーパ形状としては、円錐状、多角錐状等々、末端部 9 における末端側が、末端部 9 における基端側よりも断面積が漸減していくものであれば良い。

10

【0099】

そして、本実施形態においては、このテーパ形状が扁平形状 (つまり断面が略長方形形状) である場合について挙げる。こうすることにより、料理に用いられるヘラのように、乳頭部 3 3 の孔を通過した後、引き続いて太くなっていくアンテナ部 5 を容易に胆道 3 2 内へと挿入することができる。

【0100】

また、このテーパ形状が円錐形状かつ流線型であっても良い。こうすることにより、乳頭部 3 3 の孔への挿入の際、孔による摩擦抵抗や弾性変形抵抗を最小限にすることができると考えられる。

20

【0101】

(実施の形態 10)

これに加え、末端部 9 の先端が乳頭部 3 3 や胆道 3 2 に食い込んだとしても、末端部 9 ひいてはプローブ 1 がそのまま人体組織を貫通してしまうことを抑制するために、末端部 9 の先端を流線型としつつも、その先端の基端側を逆流線型となる形状に末端部 9 を形成しても良い。

【0102】

こうすることにより、末端部 9 の先端が乳頭部 3 3 の孔以外を刺してしまったとしても、先端よりも基端側の部分は逆流線型となっていることから、乳頭部 3 3 の孔から受ける摩擦抵抗及び弾性変形抵抗が一気に増大する。その結果、末端部 9 を挿入する際に一旦、いわばブレーキがかかる。

30

【0103】

挿入にブレーキがかかった時点で内視鏡 2 における撮影部 2 1 にて作業の様子を確認する。そして、乳頭部 3 3 の孔以外を刺していた場合は、末端部 9 の先端のみが乳頭部 3 3 に食い込む程度で済み、再び乳頭部 3 3 の孔を目指す作業を行うことができる。

【0104】

逆に、乳頭部 3 3 の孔を刺していた場合は、そのまま胆道 3 2 内にアンテナ部 5 における末端部 9 を挿入すればよい。

【0105】

その結果、末端部 9 によって人体組織を傷つけるおそれを顕著に抑制することができる。

40

【0106】

(実施の形態 11)

更にこれらに加え、孔による摩擦抵抗を軽減するために、乳頭部 3 3 との接触面積を減らす処理を末端部 9 に行ってもよい。

【0107】

具体的には、末端部 9 の表面に対してシボ加工を行ったり、凹部を設けたりしても良い。こうすることにより、より容易にアンテナ部 5 を胆道 3 2 内に挿入することができ、ひいては術者のストレスを軽減することができる。

【0108】

50

(実施の形態 1 2)

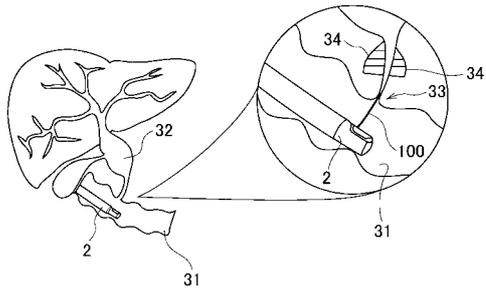
実施の形態 1 においては、加温部 5 a として、同軸ケーブルの或る部分において全周に亘るスリット 5 a を設けた。このスリット 5 a が全周に亘る代わりに、同軸ケーブルの一部のみに外部導体 5 3 を短絡させるためのスリット又は孔を設けても良い。この孔の形状は円形状でも矩形形状でも良い。また、この孔は、患部 3 4 の大きさ等に合わせて適宜複数設けても良い。

【符号の説明】

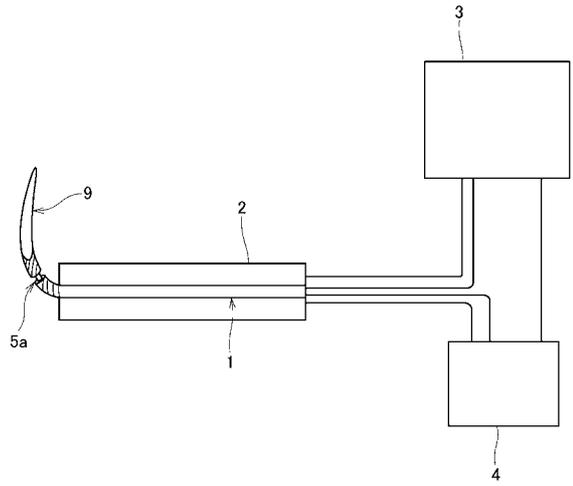
【 0 1 0 9 】

| | | |
|-------|--------------------|----|
| 1 | ・・・マイクロ波プローブ | |
| 2 | ・・・内視鏡 | 10 |
| 2 1 | ・・・撮影部 | |
| 2 2 | ・・・照明部 | |
| 2 3 | ・・・起上部 | |
| 3 | ・・・制御部 | |
| 4 | ・・・電源部 | |
| 5 | ・・・アンテナ部 | |
| 5 a | ・・・加温部 (スリット) | |
| 5 1 | ・・・内部導体 | |
| 5 2 | ・・・絶縁体 | |
| 5 3 | ・・・外部導体 | 20 |
| 5 4 | ・・・外部被覆 | |
| 5 6 | ・・・キャップ | |
| 6 | ・・・測温部 (熱電対) | |
| 9 | ・・・末端部 | |
| 9 1 | ・・・首振り部 | |
| 1 0 | ・・・コネクタ | |
| 1 1 | ・・・最外部被覆 (熱収縮チューブ) | |
| 3 1 | ・・・十二指腸 | |
| 3 2 | ・・・胆道 | |
| 3 3 | ・・・ファーター乳頭部 | 30 |
| 3 4 | ・・・患部 | |
| 1 0 0 | ・・・アンテナ | |

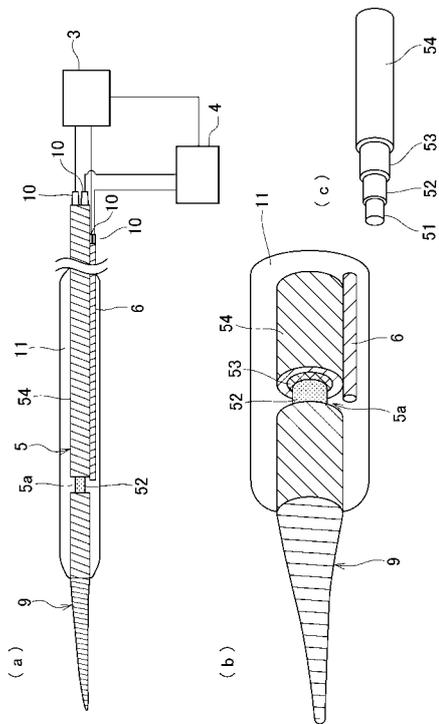
【 図 1 】



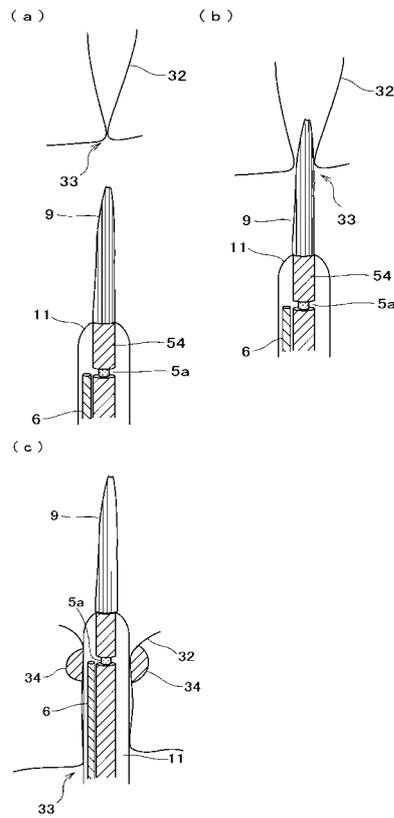
【 図 2 】



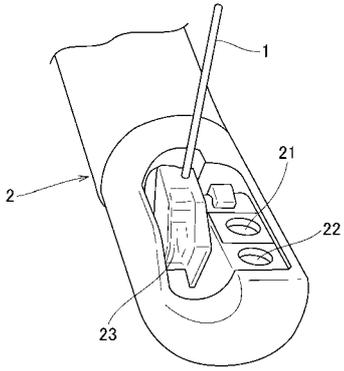
【 図 3 】



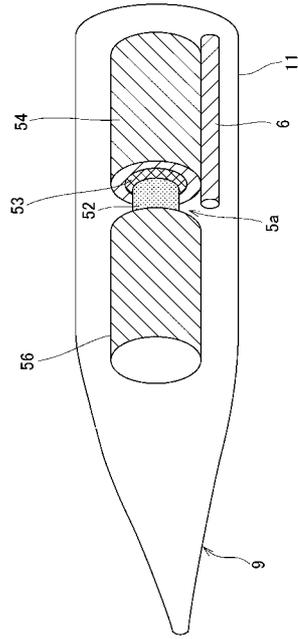
【 図 4 】



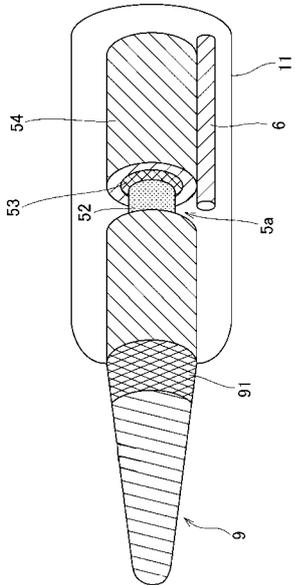
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

- (74)代理人 100161034
弁理士 奥山 知洋
- (72)発明者 齊藤 一幸
千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33号 国立大学法人千葉大学内
- (72)発明者 伊藤 公一
千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33号 国立大学法人千葉大学内
- (72)発明者 露口 利夫
千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33号 国立大学法人千葉大学内
- (72)発明者 折田 政寛
東京都新宿区中落合二丁目7番5号 HOYA株式会社内
- (72)発明者 渡部 敦
東京都新宿区中落合二丁目7番5号 HOYA株式会社内
- Fターム(参考) 4C061 GG15 HH56
4C082 MA02 MC01 ME03 MG07 MJ02 MJ09
4C161 GG15 HH56

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 微波探头和热处理装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP2011217961A | 公开(公告)日 | 2011-11-04 |
| 申请号 | JP2010090600 | 申请日 | 2010-04-09 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 保谷股份有限公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 国立大学法人千叶 HOYA株式会社 | | |
| [标]发明人 | 齊藤一幸 伊藤公一 露口利夫 折田政寛 渡部敦 | | |
| 发明人 | 齊藤一幸 伊藤公一 露口利夫 折田政寛 渡部敦 | | |
| IPC分类号 | A61N5/04 A61B1/00 | | |
| FI分类号 | A61N5/04 A61B1/00.334.D A61B1/00.623 A61B1/018.515 | | |
| F-TERM分类号 | 4C061/GG15 4C061/HH56 4C082/MA02 4C082/MC01 4C082/ME03 4C082/MG07 4C082/MJ02 4C082/MJ09 4C161/GG15 4C161/HH56 | | |
| 代理人(译) | 仁清野 福岡正弘 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供一种微波探针和热疗装置，以减轻操作员的负担并减轻手术过程中对人体组织的影响。能够插入到内窥镜的插入通道中或从其移除的微波探头，其中，微波探头是包括微波天线的天线部分，该微波天线设置有用于加热患部的加热部分5a。如图5所示，端部具有设置在微波探头的端部的端部9，该端部具有锥形形状和挠性。[选择图]图3

