

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4234432号
(P4234432)

(45) 発行日 平成21年3月4日(2009.3.4)

(24) 登録日 平成20年12月19日(2008.12.19)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 N	5/04	(2006.01)	A 6 1 N	5/04	
A 6 1 B	18/18	(2006.01)	A 6 1 B	17/36	3 4 O
H O 1 Q	1/44	(2006.01)	H O 1 Q	1/44	
H O 1 Q	9/26	(2006.01)	H O 1 Q	9/26	
H O 1 Q	9/30	(2006.01)	H O 1 Q	9/30	

請求項の数 9 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2002-561316 (P2002-561316)
(86) (22) 出願日 平成14年1月31日(2002.1.31)
(65) 公表番号 特表2004-518471 (P2004-518471A)
(43) 公表日 平成16年6月24日(2004.6.24)
(86) 国際出願番号 PCT/IB2002/000299
(87) 国際公開番号 W02002/061880
(87) 国際公開日 平成14年8月8日(2002.8.8)
審査請求日 平成16年12月22日(2004.12.22)
(31) 優先権主張番号 P12001A000006
(32) 優先日 平成13年1月31日(2001.1.31)
(33) 優先権主張国 イタリア(IT)

(73) 特許権者 503277086
シーエヌアール・コンシグリオ・ナズィオ
ナレ・デッレ・リセルチェ
イタリア国、アイーオー185 ローマ、
ピアッツァーレ・アルド・モロ 7
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100075672
弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医薬および手術における発熱治療用の小型化されたチョークを有するマイクロ波アンテナ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

侵入型、経皮的、腹腔鏡、内視鏡および医薬および手術の外科用処理または腫瘍学にお
ける敏感な発熱治療のために、ターゲットとする組織へ導入する金属針を構成している管
状体中へ挿入された同軸構造のマイクロ波アンテナにおいて、

内部導体と、

全長にわたって前記内部導体を被覆している誘電体層と、

前記誘電体層の端部部分を除いて前記誘電体層を同軸的に被覆している外部導体と、

前記外部導体の外側の、端部に近い位置に設けられているチョークとを具備し、

前記マイクロ波アンテナの外部導体はその端部の近くの端部から間隔を隔てた外面に外
部導体を囲んで設けられた導電カラーを備え、この導電カラーは内部導体と外部導体とよ
りなる同軸構造のアンテナが挿入される金属針を構成する管状体の内面に接触してそれと
電氣的に接続され、導電カラーとの接触部分から端部側の管状体部分と、それに対向する
外部導体の部分と、導電カラーとによって前記チョークが構成されている同軸構造のマイ
クロ波アンテナ。

【請求項 2】

前記導電カラーはチョークの長さを調節可能にするために前記金属針と滑動接触してい
る請求項 1 記載のアンテナ。

【請求項 3】

前記導電カラーの隣接して位置し、前記チョークの誘電体層として機能するプラスティ

ックのシースが設けられている請求項 1 記載のアンテナ。

【請求項 4】

前記シースは付着防止材料であり、金属針の端部から突出して高温の加熱治療中に金属針の端部から外部に突出した部分が組織に付着することを防止している請求項 3 記載のアンテナ。

【請求項 5】

熱電対が、チョークを形成している導電カラーとシースとを貫通して設けられ、前記熱電対は前記同軸チューブの外部導体と接触して設けられ、前記シースから出てアンテナのフィードゾーン中へ突出している感応端部を有している請求項 1 記載のアンテナ。

【請求項 6】

侵入型、経皮的、腹腔鏡、内視鏡および医薬および手術の外科用処理または腫瘍学における敏感な発熱治療のために、ターゲットとする組織へ導入する金属針を構成している管状体中へ挿入された同軸構造のマイクロ波アンテナの構成方法において、

内部導体を準備し、

この内部導体の全長にわたってこの内部導体を被覆する誘電体層を形成し、

この誘電体層の端部部分を除いて前記誘電体層を同軸的に外部導体を被覆し、

前記マイクロ波アンテナの外部導体の端部の近くの端部から間隔を隔てた外面に外部導体を囲んで導電カラーを取付け、この導電カラーは、内部導体と外部導体とよりなる同軸構造のアンテナが金属針を構成する管状体に挿入されるときこの導電カラーが金属針の管状体の内面に接触して金属針中を滑動可能に金属針と電気的に接続されるように構成されており、導電カラーとの接触部分から端部側の金属針の管状体部分と、それに対向する外部導体の部分と、導電カラーとによって前記チョークが構成されるマイクロ波アンテナの構成方法。

【請求項 7】

前記導電カラーに隣接する外部導体の端部部分にチョークの誘電体層として動作するプラスチックのシースが配置される請求項 6 記載の方法。

【請求項 8】

前記シースおよび前記アンテナの誘電体層は P T E E で構成されている請求項 6 記載の方法。

【請求項 9】

前記導電カラーは金属で構成され、アンテナの前記外部導体に溶接される請求項 6 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、隙間、経皮的、腹腔鏡、内視鏡、医薬および手術の外科内応用、特に腫瘍学における最小の侵襲性外科技術に関する。特に、発生器の方向に戻る反射波の伝播を遮断するために通常チョークと呼ばれる“トラップ”が設けられた単極または双極の同軸タイプの 37 から 100 までにわたって動作する発熱治療用のマイクロ波アンテナに関する。さらに、本発明はこのようなアンテナの構成方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

腫瘍学における発熱治療は癌の治療で 30 年にわたって使用された方法である (Hahn GM Hyperthermia and Cancer、Plenum Press、York、1982 年)。これは直接的にまたは放射線療法、化学療法のような他の方法またはその他の外科技術の付加的な使用によりネクロシスを得るため癌細胞を加熱することからなる。

【0003】

特に表面の外傷の治療のための組織の加熱では、最初に電磁波が人体の外に位置するソースにより発生されて使用される。

【0004】

さらに最近の細い器具がマイクロ波アンテナ間で使用されており、数百MHz乃至数千MHz、典型的には2450MHz間で動作し、侵入型、経皮型、腹腔鏡、内視鏡、深い損傷部の局部的治療に適した外科間応用において同軸チューブで実行される (Iskander MF & Tumei AM, Design optimization of Interstitial Antennas, IEEE Transactions on Biomedical engineering、1989年、238 - 246 頁)。

【0005】

このようなアンテナは通常、超音波検査の誘導、TAC、NMR、または他のコンピュータ化されたイメージ技術の下でカテーテルまたは金属針を使用して治療するために損傷部に挿入される。これらは医薬、イオン化された波および/または外科的な切除に関して使用されるのに適している。

10

【0006】

これらのマイクロ波アンテナは通常、フレキシブルまたは半硬質の同軸チューブを使用して製造され、発熱治療を行うためにマイクロ波パワーを組織へ伝達するように適切に1端部で変形される。

【0007】

図1では、生検(バイオプシ)針1に挿入されているアンテナの軸に沿った断面が示されている。図面の右側のそのアクティブ部分のアンテナは放射双極(ダイポール)または単極(モノポール)として適切に構成される。さらに正確には2は同軸チューブの外部導体であり、3は中心導体4から外部導体を絶縁する誘電体層である。7で示されている点はフィード点、即ち通常“フィード”と呼ばれるアンテナのアクティブ部分であり、ここでは放射されたパワーは通常最大である。

20

【0008】

図1で示されているように、例えば同軸チューブの外部導体2の一部を1端部で切断して誘電体層3を被覆しない状態により形成される通常のアンテナにより(大きい血管が通っていない)生物学的組織を加熱することによって得られる等温表面は回転対称形状を有する。図面の平面上のこれらの投影は楕円形であり、前述したように同軸チューブの外部導体2の末端部が切断されているアンテナのフィード点7近くに最大の中心の送信部を有する。破線の投影表面8は純粋に理論的なケースにおけるこのタイプのアンテナにより放射される組織の等温表面を示している。

【0009】

30

実際には、加熱するとき同一の媒体の誘電体特性の変化のために、および電磁波の誘導された伝播に関連する他の理由のために、アンテナのインピーダンスはこれが動作する媒体のインピーダンスに完璧に適合されていない。マイクロ波パワーの放出中に、常にアンテナの外部導体に沿ってアクティブ端部から発生器方向へ戻る後方向の波が存在し、加熱図形の後方の延長を生じる。破線曲線9はこの効果に対応する後方に延びた等温表面の投影を示している。この欠点はアンテナのアクティブ部分の近くに熱の発生を適切に集中することを阻み、この技術の使用を大きく制限する。

【0010】

この欠点を克服するために、通常、アンテナは無線放送アンテナでしばしば使用され反射されたパワーの後方伝播を遮断するチョークまたはトラップと呼ばれる装置を取付けられる(例えばReintjes JF & Coate GT, Principles of Radar、McGraw-Hill Book Company、York、1952年、851 頁参照)。

40

【0011】

図2で11で示されているこの装置は、フィード7近くにアンテナの同軸チューブの外部導体と、短絡回路金属チューブ12を1端部に配置することにより得られる / 4の長さの同軸誘導部分において構成され、は放射された波の波長である。図2では、1はアンテナの針誘導装置であり、2はアンテナの外部導体であり、3は絶縁材料であり、4は中心導体である。

【0012】

この場合、13で示されている後方反射波はアンテナの外部表面を移動し、チョーク11に入

50

り、全体が $\pi/2$ のパスが入口の位相に関して反対の位相のチョークに再度入った後、短絡回路のその1端部でそれ自体反射し、その結果強度がゼロになる。アンテナにチョーク11が取付けられたときに得られる等温表面は図2の連続曲線10により示される。

【0013】

【発明が解決しようとする課題】

実際には、図に示されるように、チョーク11の導入はアンテナと針1の直径の実質上の増加を招き、したがって外来患者部門のように例えば反復される治療等で最小の侵襲性の手術が必要とされるときにその応用を限定する。

【0014】

製造上の理由および、材料の抵抗の限定のために、チョークの半径方向の寸法はある制限下で減少されることができない。

10

【0015】

さらに、治療中の温度変化により生じる媒体の誘電体特性の変化の場合、またはマイクロ波発生器が調節可能な周波数を有するときのようにアンテナの周波数の変化の場合、チョークは常にほぼ第4の波長の長さであるように長くされまたは短くされることはできない。既存のチョークのインピーダンスはそれ故固定されており、それによって反射して戻る波の消去は動作温度が変化されるとき全体的に効果的ではない。

【0016】

発熱治療の応用はさらに、局所的な温度の測定に通常関連される。事実、隣接する健康な組織を維持してアンテナの実際の加熱パワーを制御するように治療を行うため癌障害の加熱温度を測定することが必要である。

20

【0017】

通常、動作領域では、温度センサが挿入される(図2の20で示されている)。例えば金属の熱電対が使用される。しかしながら、これらは加熱しすぎて測定に悪影響する熱電対の金属の渦電流のために、アンテナによるエネルギーの放出中に導入されることができない。さらに熱電対の存在はマイクロ波のフィールド分布を変化し、加熱の変化は加熱しすぎて測定に悪影響する熱電対の金属の渦電流のために、アンテナによるエネルギーの放出中に導入されることができない。さらに熱電対の存在はマイクロ波フィールドの分布を変化させ、加熱パターンを変化させる。それ故、金属の熱電対による温度測定はエネルギー放出をしばしば停止しなければならない欠点を有する。代わりに、光ファイバセンサは金属をもたず、フィールドによる影響を受けず、またはそれを乱さないが、高価で脆弱であるという欠点を有することで知られている。金属の熱電対または光ファイバセンサのいずれの場合にも、センサを動作領域へ導入するため更に別のカテーテルを導入する欠点がさらに存在する。

30

【0018】

本発明の目的は、発生器の方向へ反射する波の後方伝播を阻止するためにトラップまたはチョークが設けられている医薬および外科手術の応用のための同軸マイクロ波アンテナを提供することであり、ここで従来技術に関するこのトラップの小型化が可能であり、それによって最小の侵襲性応用での使用を可能にする。

【0019】

本発明の別の目的は、中間波長の変化の場合に、より正確な動作のためにチョークが長くされるかまたは短くされることを可能にするアンテナを提供することである。

40

【0020】

本発明の更に別の目的は、動作領域の温度の測定を可能にするアンテナを提供することである。

【0021】

本発明の更に別の目的は、簡単な構造でこの小型化を可能にするこのようなアンテナの生成方法を提供することである。

【0022】

【課題を解決するための手段】

50

これらおよび他の目的は本発明によるアンテナにより実現され、これはターゲットとする組織へアンテナを誘導するのに必要な金属針中に挿入されることができ、そのアンテナは、

内部導体と、

全長にわたって内部導体を被覆する誘電体層と、

端部部分を除いて誘電体層を同軸的に被覆する外部導体と、

端部部分の近くの外部導体の外側に取付けられ、外部導体よりも大きい直径の同軸導電部分を具備するチョークと、

同軸導体を外部導体へ接続し、端部部分とは反対方向で同軸導電部分に沿って配置されている導電カラーとを具備し、

アンテナはチョークの同軸導電部分がその金属針中に構成されていることを特徴としている。

10

【0023】

カラーは針と滑動接触しており、チョークの長さは変更されると有効である。

【0024】

好ましくはカラーの隣に位置し端部部分に近接して、アンテナはチョークの誘電体層であるプラスチックシースを有する。

【0025】

シースは付着防止材料であり、針から突出する長さであり、高温の加熱治療中に外部部分が組織に付着することを防止している。

20

【0026】

有効に、熱電対はチョークとシースを貫通して設けられ、前記熱電対は前記同軸チューブの外部導体と接触し、前記シースから出てアンテナのフィードゾーンへ突出している感応端部を有する。

【0027】

本発明の別の特徴によれば、同軸アンテナで可変の長さを有するチョークの構成方法では、アンテナはそれをターゲットの組織へ誘導するのに必要な金属針中に挿入され、アンテナは、

内部導体と、

全長にわたって内部導体を被覆する誘電体層と、

端部部分を除いて誘電体層を同軸的に被覆する外部導体とを有し、

端部部分の近くの導電カラーをアンテナ上に設け、導電カラーが金属針中を滑動するようにすることを特徴とする。

30

【0028】

端部部分に隣接するカラーの隣には、チョークの誘電体層であるプラスチックシースがアンテナ上に配置されることが好ましい。

【0029】

アンテナのシースと誘電体層はPTEEから構成されると有効である。

【0030】

カラーはアンテナの外部導体に溶接された金属から作られることができる。

40

【0031】

本発明の更に別の特徴によると、発熱治療用のアンテナは、それをターゲットの組織へ誘導するのに必要な金属針中に挿入され、

内部導体と、

全長にわたって内部導体を被覆する誘電体層と、

端部部分を除いて誘電体層を同軸的に被覆する外部導体と、

端部部分の近くの外部導体の外側に取付けられ、外部導体よりも大きい直径の同軸導電部分を具備するチョークとを具備し、

熱電対がチョークを貫通して設けられ、この熱電対は前記外部導体と接触し、前記チョークから出てアンテナのフィードゾーンへ突出している感応端部を有することを特徴とする

50

。

【 0 0 3 2 】

【 発明の実施の形態 】

隙間マイクロ波アンテナと、その製造方法の更なる特性および利点は本発明にしたがって、例示であり限定ではないその実施形態の以下の説明と、更に添付図面の参照により明白になるであろう。

図 3 では、本発明により、例えば 1 4 ゲージで外部直径 = 2 . 1 mm の生検針 1 で構成される金属チューブに挿入されたアンテナの軸に沿った断面図が示されている。

【 0 0 3 3 】

アンテナは図面の右側のアクチブ部分では放射双極または単極である。さらに正確にはアンテナは、外部導体 2 を有する同軸チューブと、誘電体層 3 と、外部導体 2 から絶縁された誘導体層 3 中に埋没されている中心導体 4 とにより形成される。外部導体 2 ではよく知られているように、7 で示されているエンドポイントはアンテナのアクチブ部分のフィード点であり、gergo tecnico における前記フィードでは放射されるパワーは通常最大である。

【 0 0 3 4 】

本発明によれば、プラスチックシース絶縁体 5 とカラー金属 6 が設けられている。さらに正確には、この結果は以下により得られ、

アンテナ 2 の外部導体のsaldandoで、金属カラー 6 が予め定められた位置にあり、フィード 7 からカラー 6 までの部分の外部導体 2 を被覆するプラスチックのシース 5 を配置することにより、

アンテナがカラー 6 とシース 5、特に金属針 1 の壁の内部と電氣的に接触しているカラー 6 を含んで誘導するために挿入される同じ金属針 1 の壁の内部を使用する。

【 0 0 3 5 】

本発明は医薬および手術で深い傷の局部的治療に適したチョークが取付けられている最小化されたマイクロ波アンテナを容易で高価ではない方法で製造することを可能にする。実際に、金属針 1 と、カラー 6 と、シース 5 の組み合わせは可変の長さのチョークを得ることを可能にし、アンテナの外部直径の増加を最小に減少させる。

【 0 0 3 6 】

図 2 のチョークのように、実際に図 3 では、波 13 はフィード 7 の開始から反射して戻り、アンテナの外部表面を伝播し、針 1 と外部導体 2 との間に形成されたチョークに入り、全体が / 2 のパスが入口における波に関して反対の位相でチョークの入口に再度入った後、短絡回路のカラー 6 でそれ自体反射し、ゼロの強度を得る。温度の上昇の場合または他の原因による波長の変化は針 1 に関してカラー 6 の位置を変化することにより補正されることができ、それによってチョークは常に / 4 の長さである。ある範囲内で、動作中のアンテナのインピーダンスの変化はチョークの長さ、その後のチョークとフィードとの間の部分の長さを変更するのと同じ方法で補償されることができる。

【 0 0 3 7 】

本発明にしたがってアンテナにチョークが取付けられるときに得られる等温表面もまたこの場合、破線曲線により示されており、アンテナの軸方向のチューブと、アンテナが挿入される針の誘導装置 1 の内部壁も示されている。

【 0 0 3 8 】

さらに正確には、金属カラー 6 は針の誘導装置 1 の内部壁との電気接触を維持し、したがって可動のバイパスである。

【 0 0 3 9 】

シース 5 は以下の機能を有する。

アンテナの実効的なチョークを供給する / 4 の長さの同軸の導波体であり、アンテナの針中で滑動する中心素子であり、

チョークに対して外部の部分では、組織の付着は高温の加熱治療中に避けられ、アンテナが滑動する針の誘導装置とは異なる金属表面との接触を可能にされない。

【 0 0 4 0 】

図 5 を参照すると、本発明の異なる実施形態にしたがって、熱電対 21 はチョークを形成するカラー 6 とシース 5 を通って設けられる。熱電対 21 はアンテナを形成する同軸チューブの外部導体 2 と接触し、アンテナのフィードゾーン 10 へ突出するシース 5 から出ている感応端部 22 を有する。熱電対の他方の端部はプラグ 23 によって、図示されていない温度測定機器へ接続されている。

【 0 0 4 1 】

本発明によれば、熱電対 21 はアンテナの動作に影響しない。実際に、熱電対は外部同軸導体 2 の金属と一体的である。それ故、熱電対 22 は実際的には遮蔽されている。

【 0 0 4 2 】

熱電対 21 は金属の異なる導体が感応端部 22 で接合される金属シースにより形成された普通の金属熱電対である。このような金属の熱電対はそれ程高価なものではなく、光ファイバセンサ（例えばフッ化物の光センサ）よりも廉価である。

【 0 0 4 3 】

熱電対 21 の更なる利点は外部熱電対を付加的なカテーテルを通して測定部分に挿入するのではなく、測定は発熱治療を発生する供給転送中に動作領域で直接行うことができることである。

【 0 0 4 4 】

熱電対 21 はまた図 3 乃至 5 で示されているのとは異なる発熱治療アンテナに配置されることができる。

【 0 0 4 5 】

特定の実施形態についての前述の説明は、概念的な視点にしたがって本発明を十分に明らかにしており、それによって当業者は現在の知識を適用することにより、さらに研究せず、本発明から逸脱せずにこのような実施形態を種々の応用に変形および / または適合することができ、それ故、このような適合および変形は特定の実施形態に等しいものと考慮されなければならないことが理解されよう。ここで説明した異なる機能を実現するため手段および材料は、この理由で本発明の技術的範囲を逸脱せずに異なる性質を有することができる。ここで使用した表現または用語は説明のためのものであり、本発明を限定する目的ではないことが理解されよう。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 生検針 1 に挿入されているアンテナの軸に沿った断面図。

【 図 2 】 フィード 7 近くにアンテナの同軸チューブの外部導体と、短絡回路金属チューブ 12 を 1 端部に整列することにより得られる / 4 の長さの同軸誘導部分において構成される装置の図。

【 図 3 】 アンテナの第 2 の本発明の軸に沿った断面図。

【 図 4 】 図 3 のアンテナの分解図。

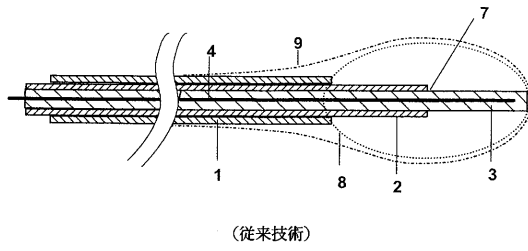
【 図 5 】 チョークを交差してフィードゾーンへ突出する熱電対が付加されている図 3 のアンテナの断面図。

10

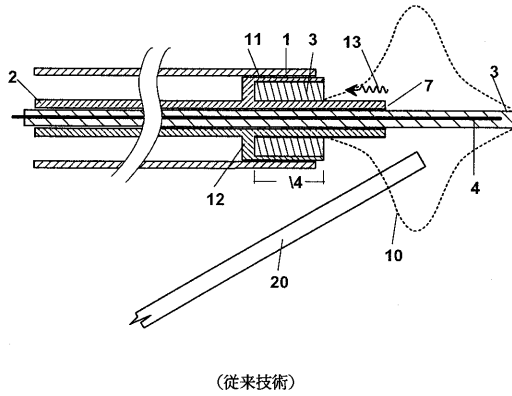
20

30

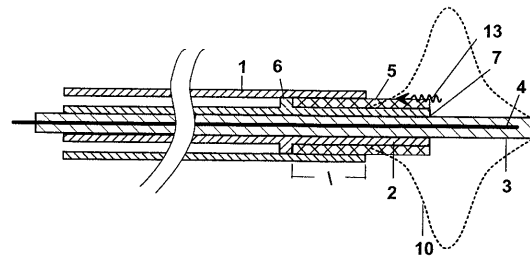
【図 1】



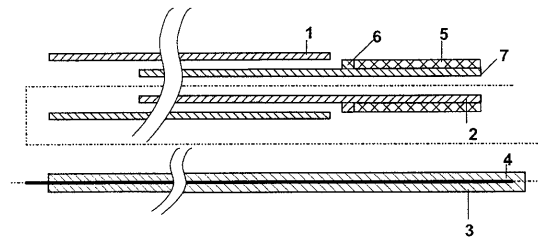
【図 2】



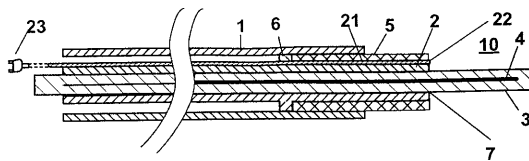
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 ロンゴ、イギニオ

イタリア国、アイ - 5 6 1 2 3 ピサ、ラルゴ・デュカ・ダオスタ 1 1

審査官 川端 修

(56)参考文献 特開平 0 9 - 0 2 8 7 1 6 (J P , A)

国際公開第 9 9 / 0 5 6 6 4 3 (W O , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61N 5/04

A61B 18/18

H01Q 1/44

H01Q 9/26

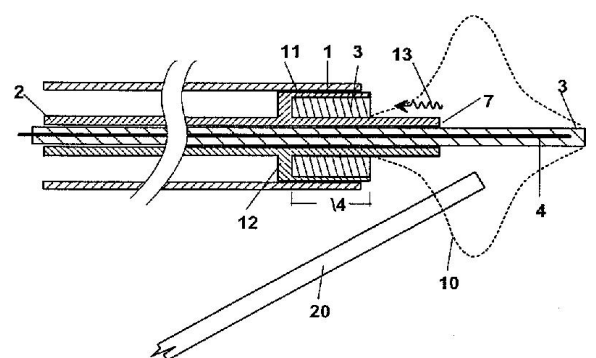
H01Q 9/30

专利名称(译)	带有微型扼流圈的微波天线，用于医学和外科手术中的放热治疗		
公开(公告)号	JP4234432B2	公开(公告)日	2009-03-04
申请号	JP2002561316	申请日	2002-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	国家研究委员会		
申请(专利权)人(译)	CNR-Consiglio , Nazaionare阿尔Riseruche		
当前申请(专利权)人(译)	CNR-Consiglio , Nazaionare阿尔Riseruche		
[标]发明人	ロンゴイギニオ		
发明人	ロンゴ、イギニオ		
IPC分类号	A61N5/04 A61B18/18 H01Q1/44 H01Q9/26 H01Q9/30		
CPC分类号	H01Q9/30 A61B18/18 A61B18/1815		
FI分类号	A61N5/04 A61B17/36.340 H01Q1/44 H01Q9/26 H01Q9/30		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
审查员(译)	川端修		
优先权	102001900905416 2001-01-31 IT		
其他公开文献	JP2004518471A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及微创手术技术。提供了用于经皮急剧放热治疗微波同轴型单极或双极陷阱的天线的常规制造方法中提供了一个名为扼流圈防止反射波的向后传播在发电机的方向。该装置的小型化允许最小的侵入性，尤其是在医学中的间质热疗和肿瘤手术中。天线制造方法提供金属针1，用于将天线2,3,4引导到目标组织。在天线2的外导体4连接到其中金属轴环6是预定的位置，所述塑料护套5被设置成覆盖所述进料7和套环6，天线之间的部分的外导体2金属针1被插入，然后用于诱导的内部壁包括在与金属针1电接触的色6和护套5，特别是彩色6内壁上。因此获得具有可变长度扼流圈和小型化直径的天线。热电偶可以通过直接在“进料”区域中突出的扼流圈引导。点域

【 图 2 】



(従来技術)