

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-518471

(P2004-518471A)

(43) 公表日 平成16年6月24日(2004.6.24)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 N 5/04
 A 6 1 B 18/18
 H 0 1 Q 1/44
 H 0 1 Q 9/26
 H 0 1 Q 9/30

F I

A 6 1 N 5/04
 H 0 1 Q 1/44
 H 0 1 Q 9/26
 H 0 1 Q 9/30
 A 6 1 B 17/36 3 4 0

テーマコード (参考)

4 C 0 6 0
 4 C 0 8 2
 5 J 0 4 6

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 35 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)
 (85) 翻訳文提出日 平成15年7月31日 (2003.7.31)
 (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)
 (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)

(71) 出願人 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

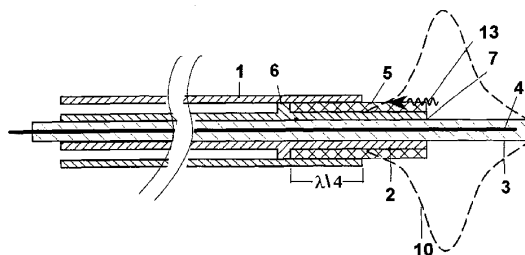
最終頁に続く

(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隙間マイクロ波

(57) 【要約】

本発明は最小の侵襲性の外科技術に関する。発生器の方向への反射波の後方伝播を阻止するため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経皮的な鋭い発熱治療マイクロ波用のアンテナの製造方法を提供する。装置の小型化は特に腫瘍に対する医薬および手術における間隙発熱治療で最小の侵襲性を可能にする。アンテナ製造方法は、ターゲット組織にアンテナ 2, 3, 4 を誘導するための金属針 1 を提供する。アンテナ 2 の外部導体 4 上には金属カラー 6 が予め定められた位置に接続され、プラスチックシース 5 はフィード 7 とカラー 6 との間の部分の外部導体 2 をカバーするために設けられ、アンテナが挿入される金属針 1 の内部壁はその後カラー 6 とシース 5 を含み誘導するために使用され、特にカラー 6 は金属針 1 の内部壁と電氣的に接触する。アンテナはしたがって可変の長さのチョークと小型化された直径で得られる。熱電対は“フィード”ゾーンで直接突出するチョークを貫通して誘導できる。

【選択図】 図 3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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ため金属針中へ挿入されることができ侵入型、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のための同軸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、
前記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、
前記軸的な導体を外部導体へ接続し、前記端部部分とは反対方向で前記同軸導電部分に沿って配置されている導電カラーとを有し、
チョークの同軸導電部分が前記金属針によって構成されていることを特徴とするアンテナ。

10

【請求項 2】

前記カラーは前記針と滑動接触しており、チョークの長さは変更されることができる請求項 1 記載のアンテナ。

【請求項 3】

前記カラーの隣に位置し、前記端部部分に近接して、チョークの誘電体層であるプラスチックシースが設けられている請求項 1 記載のアンテナ。

20

【請求項 4】

前記シースは付着防止材料であり、針から突出する長さを有し、高温の加熱治療中に外部の部分が組織に付着することを防止している請求項 1 記載のアンテナ。

【請求項 5】

熱電対がカラーと、チョークを形成する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、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】

腫瘍学における敏感な発熱治療形式のために、侵入型、経皮的、腹腔鏡、内視鏡、医薬と手術の外科用処理のための同軸マイクロ波アンテナ上に可変の長さのチョークを構成する方法において、前記アンテナはターゲットの組織へ導入するのに必要な金属針へ挿入されることができ、
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、
前記端部部分の近くの導電カラーを前記アンテナ上に設け、それによって前記導電カラーは前記金属針中を滑動することを特徴とする方法。

30

【請求項 7】

前記端部部分に隣接する前記カラーの隣には、チョークに対して内部である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請求項 6 記載の方法。

40

【請求項 8】

アンテナの前記シースおよび誘電体層は P T E E である請求項 6 記載の方法。

【請求項 9】

前記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請求項 6 記載の方法。

【請求項 10】

ターゲットの組織へ誘導するのに必要な金属針に挿入されることができ発熱治療用のアンテナにおいて、
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、

50

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、前記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発熱治療アンテナ。

【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。

【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な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。

【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

10

20

30

40

50

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】

実際には、加熱するときに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チ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チ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。

10

【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)。

【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 $\lambda/4$ の長さの同軸誘導部分において構成され、 λ 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。

20

【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 に入り、全体が $\lambda/2$ 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。

30

【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。

【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。

40

【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。

【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

50

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。 10

【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。

【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。 20

【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】

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、 30

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とその金属針中に構成されていることを特徴としている。 40

【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。

【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 50

端部を有する。

【 0 0 2 7 】

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。

10

【 0 0 2 8 】

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。

【 0 0 2 9 】

アンテナのシースと誘電体層は P T E E から構成されると有効である。

【 0 0 3 0 】

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。

【 0 0 3 1 】

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、

20

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。

【 0 0 3 2 】

【 発明の実施の形態 】

30

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 m m 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、g e r g o t e c n i c o 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。

40

【 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 s a l d a n d o 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

50

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。

【0035】

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。

【0036】

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 $\lambda/2$ 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 $\lambda/4$ 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。

10

【0037】

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。

【0038】

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。

20

【0039】

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 $\lambda/4$ 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。

【0040】

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を通して設けられる。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。

30

【0041】

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。

【0042】

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。

40

【0043】

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。

【0044】

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。

【0045】

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

50

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。

10

【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。

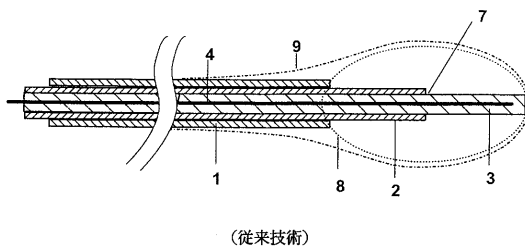
【図 4】

図 3 のアンテナの分解図。

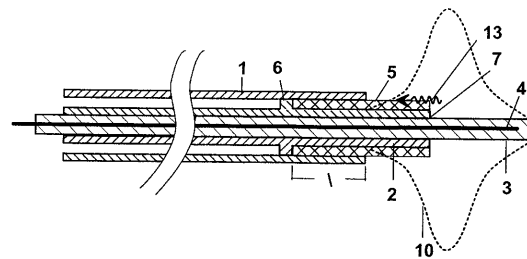
【図 5】

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 20 断面図。

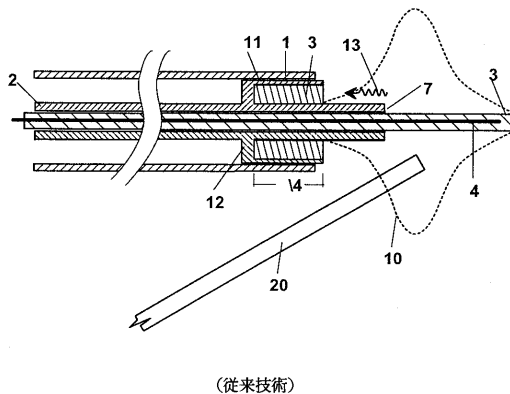
【図 1】



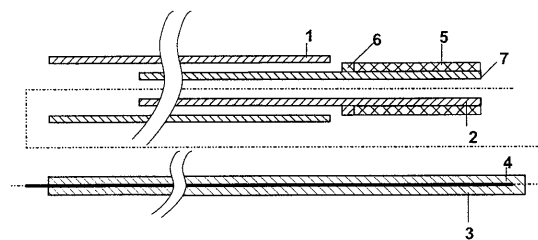
【図 3】



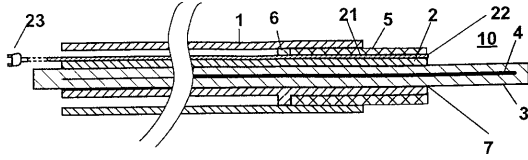
【図 2】



【図 4】



【図 5】



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
8 August 2002 (08.08.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/061880 A2

- (51) International Patent Classification: **H01Q 9/30**, A61N 5/04
- (21) International Application Number: PCT/IB02/00299
- (22) International Filing Date: 31 January 2002 (31.01.2002)
- (25) Filing Language: Italian
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: PI2001A000006 31 January 2001 (31.01.2001) IT
- (71) Applicant (for all designated States except US): **CNR CONSIGLIO NAZIONALE DELLE RICERCHE** [IT/IT]; Piazzale Aldo Moro, 7, I-00185 Roma (IT).
- (72) Inventor; and
- (75) Inventor/Applicant (for US only): **LONGO, Iginio** [IT/IT]; Largo Duca D'Aosta, 11, I-56123 Pisa (IT).
- (74) Agent: **CELESTINO, Marco**, Viale Giovanni Pisano, 31, I-56123 Pisa (IT).
- (81) Designated States (national): AF, AG, AI, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LI, LR, LS, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GI, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SI, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- Published:**
— without international search report and to be republished upon receipt of that report
- For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.*



(54) Title: INTERSTITIAL MICROWAVE ANTENNA WITH MINIATURIZED CHOKE FOR HYPERTHERMIA IN MEDICINE AND SURGERY

(57) Abstract: The present invention relates to minimally invasive surgery techniques. It provides a method for manufacturing an antenna for percutaneous acute hyperthermia microwave applications of the monopole or dipole co-axial type provided with trap, commonly called choke, for blocking the propagation of the backwards reflecting wave towards the generator. The miniaturisation of the device allows a use minimally invasive for interstitial hyperthermia in medicine and surgery, in particular for oncology. The method of manufacturing the antenna provides a metal needle (1) for the introduction of the antenna (2, 3, 4) in the target tissue. On the external conductor (4) of the antenna (2) a metal collar (6) is connected in a predetermined position; a plastics sheath (5) is applied in order to cover the external conductor (2) in the portion between the feed (7) and the collar (6); the inner wall of the metal needle (1) wherein the antenna is inserted is then used for containing and guiding the collar (6) and the sheath (5); in particular, the collar (6) being in electrical contact with the inner wall of the metal needle (1). An antenna is thus obtained with choke of variable length and with miniaturized diameter. A thermocouple can be introduced through the choke that protrudes directly in the "feed" zone. (Figure 3)

WO 02/061880 A2

WO 02/061880

PCT/IB02/00299

- 1 -

TITLE

INTERSTITIAL MICROWAVE ANTENNA WITH MINIATURIZED CHOKE FOR
HYPERTHERMIA IN MEDICINE AND SURGERY

DESCRIPTION5 Field of the invention

The present invention relates to minimally invasive surgery techniques, for interstitial, percutaneous, laparoscopic, endoscopic and intrasurgery applications in medicine and surgery, especially in oncology.

10 More precisely, it relates to a microwave antenna, for hyperthermia, operating from 37C up to over 100C, of the monopole or dipole co-axial type equipped with "trap", commonly called choke, for blocking the propagation of the reflecting wave that turns back towards the generator.

15 Furthermore the invention relates to a method of construction of such an antenna.

Description of the prior art

Hyperthermia in oncology is method used for over 30 years for treatment of cancer (Hahn GM, Hyperthermia and
20 Cancer, Plenum Press, in the York, 1982). It consists in heating the cancer cells to obtain their necrosis directly or with additional use of other methods such as radiotherapy, chemotherapy or other surgery techniques.

For heating tissues, in particular for treatment of
25 surface lesions, firstly electromagnetic waves have been used produced by a source located out of the human body.

More recently thin appliances have been used among which microwave antennas, operating between some hundreds of MHz and some thousands of MHz, typically at 2450 MHz,
30 executed in co-axial tube, for interstitial, percutaneous, laparoscopic, endoscopic and intrasurgery applications, suitable to the local treatment of deep lesions (Iskander MF & Tumei AM, Design Optimization of Interstitial Antennas, IEEE Transactions on Biomedical Engineering,
35 1989, 238-246).

WO 02/061880

PCT/IB02/00299

- 2 -

Such antennas are usually inserted in the lesion to treat using catheters or metal needles, under echographic guide, TAC, NMR or other computerised imaging techniques. They are suitable to be used in association with drugs, ionizing waves and/or with surgery ablation.

These microwave antennas, normally, are manufactured using a flexible or semi-rigid co-axial tube, suitably modified at one end, for conveying microwave power into the tissues to cause hyperthermia.

In Figure 1 an axial cross section is shown of an antenna inserted in a biopsy needle 1. The antenna, in its active portion at the right of the drawing, is suitably configured as radiating dipole or monopole. More precisely, 2 is the external conductor of the co-axial tube, 3 is the dielectric layer that insulates the external conductor from the central conductor 4. The point indicated with 7 is the feeding point, i.e. the active portion of the antenna, commonly called "feed", where the emitted power, normally, is maximum.

The isothermal surfaces that can be obtained by heating a biological tissue (not crossed by large blood vessels) with a normal antenna, that for example is made by cutting at an end a portion of the external conductor 2 of the co-axial tube and leaving dielectric layer 3 uncovered, as described in Figure 1, have a rotationally symmetric configuration. Their projection on the plane of the figure is elliptical, with a central maximum of transmission, as above said, near feeding point 7 of the antenna, where the distal portion of the external conductor 2 of the co-axial tube is cut. The surface of dotted projection 8 indicates an isothermal surface of the tissue that is being radiated by this type of antenna in a purely theoretical case.

Actually, the impedance of the antenna is never perfectly adapted with that of the medium in which it

WO 02/061880

PCT/IB02/00299

- 3 -

operates, owing to the variation of the dielectric characteristics of the medium same when heating, and for other reasons connected with the guided propagation of an electromagnetic wave. During the delivery of microwave power there is always an backward wave that returns along the external conductor of the antenna, from the active end towards the generator, causing an backward elongation of the heating figure. The dashed curve 9 indicates the projection of an backwardly elongated isothermal surface corresponding to this effect. This drawback prevents from suitably concentrating the heat production near the active portion of the antenna and is a big limit to the use of this technique.

Per overcome this drawback normally the antenna is equipped with a device, called choke, or trap, often used in radio-broadcasting antennas (see for example Reintjes JF & Coate GT, Principles of Radar, McGraw-Hill Book Company, in the York 1952, p 851) that blocks the backwards propagation of the reflected power.

This device, indicated with 11 in figure 2, consists in a co-axial guiding portion, $\lambda/4$ long, being λ the wavelength of the emitted waves, obtained by arranging at an end the external conductor of the co-axial tube of the antenna, near the feed 7, a short circuit metal tube 12. In Figure 2, 1 is the needle guide of the antenna, 2 is the external conductor of the antenna, 3 is the insulating material and 4 is the central conductor.

In this case the backwards reflecting wave, indicated with 13, runs the external surface of the antenna, enters choke 11, reflects itself at its end in a short circuit and, after a total path of $\lambda/2$ is again at the entrance of the choke but in phase opposition with respect to that that at inlet, with a result of a null intensity. The isothermal surface that is obtained when

WO 02/061880

PCT/IB02/00299

- 4 -

the antenna is equipped with choke 11 is indicated by the continuous curve 10 of Figure 2.

Actually, as it can be seen, the introduction of the choke 11 causes a substantial increase of the diameter of the antenna, and then of needle 1, thus limiting its applications when a minimum invasive operation is required, such as for example in out-patient's departments, in the repeated treatments, etc..

For manufacturing reasons, and because of the resistance limits of the material, the radial dimension of the choke cannot be reduced under certain limits.

Furthermore, in case of change of the dielectric characteristics of the medium caused by the variation of the temperature during the treatment, or in case of variation of the frequency of the antenna, as when a microwave generator with adjustable frequency, the choke cannot be lengthened or shortened, in order to be always about a fourth of the wavelength long. The impedance of the existing chokes is therefore fixed, whereby the elimination of the returning wave can not be totally effective when the operating temperature is changed.

An application of hyperthermia is, furthermore normally associated to a measure of the local temperature. In fact, it is necessary for measure the heating temperature of the cancer lesions, or other lesions to treat, to preserve the adjacent healthy tissues and for controlling the actual heating power of the antenna.

Usually, in the operation region a sensor of temperature is inserted (indicated with 20 in figure 2) For example, metal thermocouples are used. However, they cannot be introduced during the delivery of energy by the antenna, owing to eddy currents in the metal of thermocouple, that overheats thus affecting the measure. Furthermore the presence of a thermocouple changes the distribution of the microwave field, changing the heating

WO 02/061880

PCT/IB02/00299

- 5 -

cannot be introduced during the delivery of energy by the antenna, owing to eddy currents in the metal of thermocouple, that overheats thus affecting the measure. Furthermore the presence of a thermocouple changes the
5 distribution of the microwave field, changing the heating pattern. Therefore, the temperature measure with a metal thermocouple must be done with the drawback of stopping often the delivery of energy. Alternatively, optical-fibre sensors are known to have no metal and are not affected by
10 the field or do not perturbate it, but have the drawback of being expensive and fragile. In both cases of metal thermocouples or optical-fibre sensors, there is the further drawback of introducing a further catheter for guiding the sensor into the operation region.

15 Summary of the invention

It is object of the present invention to provide an co-axial microwave antenna for applications in medicine and surgery that is provided with trap, or choke, for blocking the backwards propagation of the reflecting wave
20 towards the generator, wherein a miniaturisation of this trap with respect to the prior art is possible, in order to allow the use for minimally invasive applications.

It is another object of the present invention to provide an antenna that, in case of variation of the
25 medium wavelength, allows the choke to be lengthened or shortened for a more correct operation.

It is a further object of the present invention to provide an antenna that allows a measure of temperature operation region.

30 It is a further object of the present invention to provide a method for the production of a such an antenna that allows this miniaturisation with simple construction.

These and other objects are achieved by the antenna according to the present invention, that can be inserted

WO 02/061880

PCT/IB02/00299

- 6 -

in a metal needle necessary for the introduction of the antenna in the target tissue, the antenna having:

- an inner conductor,
- a dielectric layer that coats the inner conductor for
5 all its length,
- an external conductor that covers coaxially the dielectric layer except from an end portion,
- a choke mounted outside the external conductor near the end portion, the choke comprising a co-axial conducting
10 portion of diameter higher than the external conductor,
- a conducting collar for connecting the co-axial conductor to the external conductor, the conducting collar being arranged along the co-axial conducting portion opposite to the end portion,
- 15 - the characteristic of the antenna being that the co-axial conducting portion of the choke consists in the metal needle same.

Advantageously, the collar is in sliding contact with the needle, whereby the length of the choke can be
20 changed.

Preferably, next to the collar and adjacent to the end portion, the antenna has a plastics sheath that is a dielectric layer in the choke.

The sheath can be of antiadhesive material and of
25 length that protrudes from the needle, preventing the outer portion to adhere to tissues during the high temperature heating treatment.

Advantageously, a thermocouple is provided put through the choke and the sheath, said thermocouple being
30 in contact with the external conductor of said co-axial tube and having the sensitive end that comes out from said sheath protruding into the zone of feed of the antenna.

According to another aspect of the invention, a method of construction of a choke with variable length on

WO 02/061880

PCT/IB02/00299

- 7 -

a co-axial antenna, the antenna being inserted in a metal needle necessary for the introduction of the antenna in the target tissue, the antenna having:

- an inner conductor,
- 5 - a dielectric layer that coats the inner conductor for all its length,
- an external conductor that covers coaxially the dielectric layer except from an end portion,
- 10 the characteristic being that of providing on the antenna a conducting collar near the end portion, whereby the conducting collar slides in the metal needle.

Preferably, next to the collar adjacent to the end portion a plastics sheath is arranged on the antenna that is a dielectric layer in the choke.

- 15 The sheath and the dielectric layer of the antenna are advantageously of PTFE.

The collar can be made of metal welded to the external conductor of the antenna.

- According to a further aspect of the invention an
- 20 antenna for hyperthermia, that can be inserted in a metal needle necessary for the introduction of the antenna in the target tissue, comprises:

- an inner conductor,
- a dielectric layer that coats the inner conductor for
- 25 all its length,
- an external conductor that covers coaxially the dielectric layer except from an end portion,
- a choke mounted outside the external conductor near the end portion, the choke comprising a co-axial conducting
- 30 portion of diameter higher than the external conductor,
- the characteristic being of providing a thermocouple put through the choke, said thermocouple being in contact with said external conductor and having the sensitive end that comes out from said choke and protrudes into the zone

WO 02/061880

PCT/IB02/00299

- 8 -

of feed of the antenna.

Brief description of the drawings

Further characteristics and advantages of the interstitial microwave antenna and of the method for its production, according to the present invention, will be made clearer with the following description of an embodiment thereof, exemplifying but not limitative, with reference to the further attached drawings wherein:

- figure 3 shows a sectional axial view of an antenna second invention;
- figure 4 shows an exploded view of the antenna of figure 3;
- figure 5 shows the antenna of figure 3 to which a thermocouple is added that crosses the choke and protrudes into the zone of feed.

Description of a preferred embodiment

In Figure 3 an axial cross section is shown of an antenna according to the invention inserted in a metal tube that consists in an biopsy needle 1, for example a 14 Gauge, outer diameter = mm 2.1 needle.

The antenna, in its active portion at the right of the figure, is a radiating dipole or monopole. More precisely, the antenna is formed by a co-axial tube having an external conductor 2, by a dielectric layer 3 and by a central conductor 4 immersed in the dielectric layer 3 that the insulates from the external conductor 2. The external conductor 2, as well known, end point indicated with 7, which is the feeding point the active portion of the antenna, said feed in gergo tecnico, where the emitted power, normally, is maximum.

According to the invention, is provided a plastics sheath insulating 5 and a collar metal 6. More precisely, this result can be obtained:

- saldando on the external conductor of the antenna 2 the

WO 02/061880

PCT/IB02/00299

- 9 -

metal collar 6 in a predetermined position,

- by arranging the sheath 5 of plastics that coats the external conductor 2 in the portion that goes from feed 7 up to collar 6,

5 - using the wall inner of the same metal needle 1 wherein the antenna is inserted for containing and guiding the collar 6 and the sheath 5, in particular, the collar 6 being in electrical contact with the wall inner of the metal needle 1.

10 The invention allows to make in a easy and not expensive way a miniaturized microwave antenna equipped with choke, suitable for local treatment of deep lesions in medicine and surgery. In fact, in combination with the metal needle 1, the collar 6 and the sheath 5 allow to
15 obtain a choke of variable length and made reducing to the minimum the increase of the outer diameter of the antenna.

Like the choke of figure 2, in fact, in figure 3 the wave 13 is reflected back starting from the feed 7 and runs the external surface of the antenna, enters the choke
20 formed between the needle 1 and the external conductor 4, reflects itself on the collar 6 in short circuit and, after a total $\lambda/2$ path is again at the inlet of the choke in phase opposition with respect to the wave at the inlet, obtaining a null intensity. The variation of wavelength in
25 case of temperature rise, or other cause, can be corrected by varying the position of the collar 6 with respect to needle 1, so that the choke is always $\lambda/4$ long. Within a certain range the variation of impedance of the antenna during the operation can be compensated in the same way
30 changing the length of the choke and then of the portion between the choke and the feed.

The isothermal surface that is obtained when the antenna is equipped with the choke according to the invention is shown also in this case by the dashed curve

WO 02/061880

PCT/IB02/00299

- 10 -

axial tube of the antenna, and the inner wall 1 of the needle guide through which the antenna is inserted.

More precisely, the metal collar 6 keeps the electrical contact with the inner wall of the needle guide 1 and is thus a mobile by-pass.

Sheath 5 has, then, the following functions:

- is a co-axial wave guide $\lambda/4$ long supplying an effective choke for the antenna,
- it is a centering element for the sliding in the antenna needle,
- in the portion outer to the choke the adhesion of tissues is avoided during the high temperature heating treatment, and it does not allow their contact with metal surfaces different from the needle guide within which the antenna slides.

With reference to figure 5, according to a different embodiment of the invention, a thermocouple is provided 21 put through the collar 6 and the sheath 5 that forms the choke. Thermocouple 21 is in contact with the external conductor 2 of the co-axial tube that forms the antenna, and has its sensitive end 22 that comes out from the sheath 5 protruding into the zone 10 of feed of the antenna. The other end of thermocouple is connected to the a temperature measuring instrument not shown by means of a plug 23.

According to the invention thermocouple 21 does not affects the operation of the antenna. In fact, the thermocouple is integral to the metal of the outer co-axial conductor 2. Therefore, thermocouple 22 is practically shielded.

Thermocouple 21 can be a common metal thermocouple, formed by a metal sheath in which are metal different conductors are joined at the sensitive end 22. Such a metal thermocouple not much expensive, much less than in

WO 02/061880

PCT/IB02/00299

- 11 -

optical fibre sensors (for example fluoride-optical sensors).

A further advantage of thermocouple 21 is that of an external thermocouple has not to be inserted through an additional catheter to part and, especially, the measure
5 can be made directly in the operation region during the feeding delivery that produces the hyperthermia.

Thermocouple 21 can be put also in hyperthermia antennas different from that shown in figures from 3 to 5.

10 The foregoing description of a specific embodiment will so fully reveal the invention according to the conceptual point of view, so that others, by applying current knowledge, will be able to modify and/or adapt for various applications such an embodiment without further
15 research and without parting from the invention, and it is therefore to be understood that such adaptations and modifications will have to be considered as equivalent to the specific embodiment. The means and the materials to realise the different functions described herein could
20 have a different nature without, for this reason, departing from the field of the invention. It is to be understood that the phraseology or terminology employed herein is for the purpose of description and not of limitation.

25

WO 02/061880

PCT/IB02/00299

- 12 -

CLAIMS

1. Co-axial microwave antenna for applications interstitial, percutaneous, laparoscopic, endoscopic and intrasurgery in medicine and surgery, in species for acute hyperthermia in oncology, that can be inserted into a metal needle for introduction into a target tissue, said antenna having:
- an inner conductor,
 - a dielectric layer that coats the inner conductor for all its length,
 - an external conductor that covers coaxially the dielectric layer except from an end portion,
 - a choke mounted outside the external conductor near said end portion, said choke comprising a co-axial conducting portion of diameter higher than the external conductor,
 - a conducting collar for connecting said axial conductor to the external conductor, said conducting collar being arranged along said co-axial conducting portion opposite to said end portion,
- characterised in that**
- the co-axial conducting portion of the choke consists in said metal needle.
2. Antenna second claim 1, wherein said collar is in sliding contact with said needle, whereby the length of the choke can be changed.
3. Antenna second claim 1, wherein next to said collar adjacent to said end portion a plastics sheath is provided that is a dielectric layer in the choke.
4. Antenna second claim 1, wherein said sheath is of antiadhesive material and has a length that protrudes from the needle, preventing the outer portion to adhere to tissues during the high temperature heating treatment.

WO 02/061880

PCT/IB02/00299

- 13 -

5. Antenna second claim 1, wherein a thermocouple is provided put through the collar and the sheath that forms the choke, said thermocouple being in contact with the external conductor of said co-axial tube and having the sensitive end that comes out from said sheath protruding into the zone of feed of the antenna.

6. A method of construction of a choke with variable length on a co-axial microwave antenna for interstitial, percutaneous, laparoscopic, endoscopic and intrasurgery applications in medicine and surgery, in species for acute hyperthermia in oncology, said antenna being inserted into a metal needle necessary for introduction into a target tissue, said antenna having:

- an inner conductor,
- a dielectric layer that coats the inner conductor for all its length,
- an external conductor that covers coaxially the dielectric layer except from an end portion,

characterised in that of providing on said antenna a conducting collar near said end portion, whereby said conducting collar slides in said metal needle.

7. Method according to claim 6, wherein next to said collar adjacent to said end portion a plastics sheath is provided on the antenna that is a dielectric layer inner to said choke.

8. Method according to claim 6, wherein said sheath and the dielectric layer of the antenna are of PTFE.

9. Method according to claim 6, wherein said collar is made of metal welded to the external conductor of the antenna.

10. A antenna for hyperthermia, that can be inserted in a metal needle necessary for the introduction of the antenna in the target tissue, comprising:

- an inner conductor,

WO 02/061880

PCT/IB02/00299

- 14 -

- a dielectric layer that coats the inner conductor for all its length,
- an external conductor that covers coaxially the dielectric layer except from an end portion,
- 5 - a choke mounted outside the external conductor near the end portion, the choke comprising a co-axial conducting portion of diameter higher than the external conductor,
- characterised in that** a thermocouple is provided put
- 10 through the choke, said thermocouple being in contact with said external conductor and having the sensitive end that comes out from said choke and protrudes into the zone of feed of the antenna.

WO 02/061880

PCT/IB02/00299

- 1/3 -

Fig. 1
(prior art)

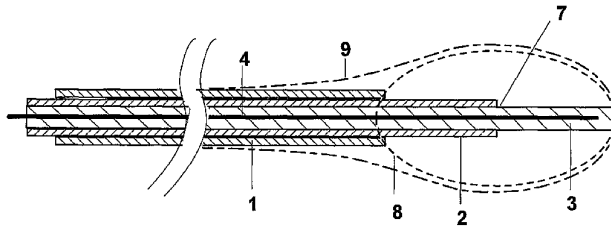
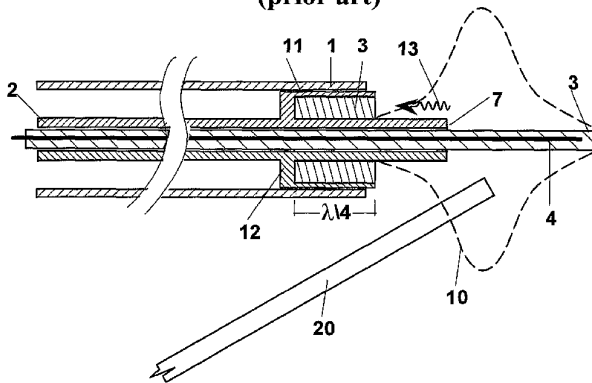


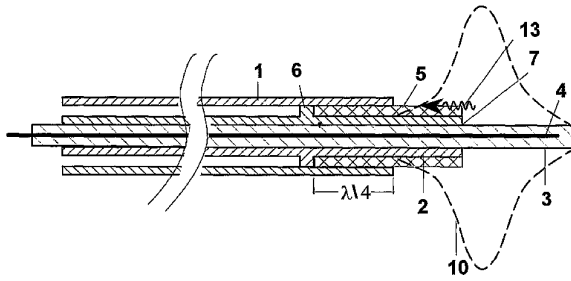
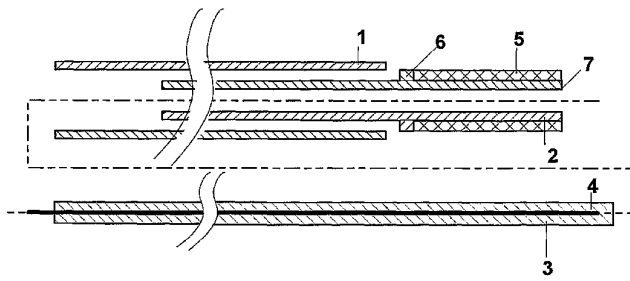
Fig. 2
(prior art)



WO 02/061880

PCT/IB02/00299

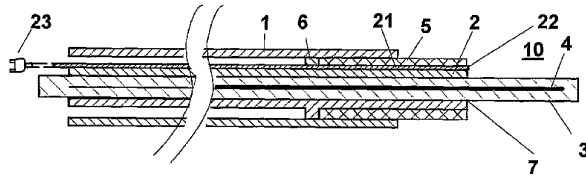
- 2/3 -

Fig. 3**Fig. 4**

WO 02/061880

PCT/IB02/00299

- 3/3 -

Fig. 5

【国際公開パンフレット（コレクトバージョン）】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
8 August 2002 (08.08.2002)

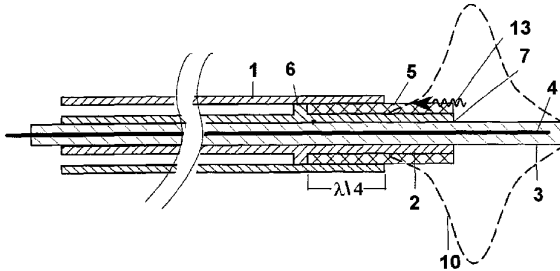
PCT

(10) International Publication Number
WO 02/061880 A3

- (51) International Patent Classification: **H01Q 9/30**, A61N 5/04
- (21) International Application Number: PCT/IB02/00299
- (22) International Filing Date: 31 January 2002 (31.01.2002)
- (25) Filing Language: Italian
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: PT2001A000006 31 January 2001 (31.01.2001) IT
- (71) Applicant (for all designated States except US): **CNR CONSIGLIO NAZIONALE DELLE RICERCHE** [IT/IT]; Piazzale Aldo Moro, 7, I-00185 Roma (IT).
- (72) Inventor: and
- (75) Inventor/Applicant (for US only): **LONGO, Iginio** [IT/IT]; Largo Duca D'Aosta, 11, I-56123 Pisa (IT).
- (74) Agent: **CELESTINO, Marco**; Viale Giovanni Pisano, 31, I-56123 Pisa (IT).
- (81) Designated States (national): AI, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GI, GM, GR, GU, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SI, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- Published: with international search report before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments

[Continued on next page]

(54) Title: INTERSTITIAL MICROWAVE ANTENNA WITH MINIATURIZED CHOKE FOR HYPERTHERMIA AND SURGERY



(57) Abstract: The present invention relates to minimally invasive surgery techniques. It provides a method for manufacturing an antenna for percutaneous acute hyperthermia microwave applications of the monopole or dipole co-axial type provided with trap, commonly called choke, for blocking the propagation of the backwards reflecting wave towards the generator. The method of manufacturing the antenna provides a metal needle (1) for the introduction of the antenna (2, 3, 4) in the target tissue. On the external conductor (4) of the antenna (2) a metal collar (6) is connected in a predetermined position; a plastic sheath (5) is applied in order to cover the external conductor (2) in the portion between the feed (7) and the collar (6); the inner wall of the metal needle (1) wherein the antenna is inserted is then used for containing and guiding the collar (6) and the sheath (5); in particular, the collar (6) being in electrical contact with the inner wall of the metal needle (1). An antenna is thus obtained with choke of variable length and with miniaturized diameter. A thermocouple (21) can be introduced through the choke that protrudes directly in the "feed" zone.

WO 02/061880 A3

WO 02/061880 A3 

(88) **Date of publication of the international search report:** 7 November 2002 *For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.*

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/JP 02/00299

| | | |
|---|--|--|
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 H01Q/30 A61N5/04 | | |
| According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC | | |
| B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 H01Q A61N A61B | | |
| Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched | | |
| Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, INSPEC | | |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
| Category * | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| A | LIN J C ET AL: "THE CAP-CHOKE CATHETER ANTENNA FOR MICROWAVE ABLATION TREATMENT" IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, IEEE INC. NEW YORK, US, vol. 43, no. 6, 1 June 1996 (1996-06-01), pages 657-660, XP000598333 ISSN: 0018-9294 * Sections I and II, Fig. 1 * | 1 |
| A | SCHALLER G ET AL: "FIELD SIMULATION OF DIPOLE ANTENNAS FOR INTERSTITIAL MICROWAVE HYPERTHERMIA" IEEE TRANSACTIONS ON MICROWAVE THEORY AND TECHNIQUES, IEEE INC. NEW YORK, US, vol. 44, no. 6, 1 June 1996 (1996-06-01), pages 887-895, XP000588979 ISSN: 0018-9480 * Section II, Fig. 1 and 2 * | 1 |
| -/-- | | |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex. | | |
| * Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "Z" document member of the same patent family | | |
| Date of the actual completion of the international search 1 July 2002 | | Date of mailing of the international search report 30/08/2002 |
| Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.O. Box 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Tx. 31 551 spo nl, Fax: (+31-70) 340-9010 | | Authorized officer La Casta Muñoz, S |

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/JP 02/00299

| C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
|--|---|-----------------------|
| Category * | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| A | EP 1 055 400 A (GYRUS MEDICAL LTD) 29 November 2000 (2000-11-29) paragraph [0021] - paragraph [0030]; figures 1A,2A --- | 1 |
| A | LABONTE S ET AL: "MONOPOLE ANTENNAS FOR MICROWAVE CATHETER ABLATION" IEEE TRANSACTIONS ON MICROWAVE THEORY AND TECHNIQUES, IEEE INC. NEW YORK, US, vol. 44, no. 10, PART 2, 1 October 1996 (1996-10-01), pages 1832-1840, XP000629369 ISSN: 0018-9480 abstract; figure 1 --- | 1 |
| A | US 448 198 A (BSD MEDICAL CORPORATION) 15 May 1984 (1984-05-15) column 9, line 62 -column 10, line 17; figures 2,3,9A-9D ----- | 1 |

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT | | International application No. PCT/IB 02/00299 |
|--|-------------------------------------|---|
| Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet) | | |
| This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons: | | |
| 1. | <input type="checkbox"/> | Claims Nos.: because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely: |
| 2. | <input type="checkbox"/> | Claims Nos.: because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically: |
| 3. | <input type="checkbox"/> | Claims Nos.: because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 8.4(a). |
| Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet) | | |
| This International Searching Authority found multiple inventions in this International application, as follows: | | |
| see additional sheet | | |
| 1. | <input type="checkbox"/> | As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims. |
| 2. | <input type="checkbox"/> | As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee. |
| 3. | <input type="checkbox"/> | As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.: |
| 4. | <input checked="" type="checkbox"/> | No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: |
| 1-9 | | |
| Remark on Protest | | |
| | | <input type="checkbox"/> The additional search fees were accompanied by the applicant's protest. |
| | | <input type="checkbox"/> No protest accompanied the payment of additional search fees. |

International Application No. PCT/IB 02/00299

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 219

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. Claims: 1-9

Coaxial microwave antenna inserted into a metal needle for introduction into a target tissue, the antenna comprising an inner conductor, a dielectric coating the inner conductor, an external conductor covering the dielectric layer except for an end portion and a conducting collar connected to the external conductor. The conducting collar is also connected to the metal needle, the combination of both elements thus operating as an antenna choke.

2. Claim : 10

Coaxial microwave antenna inserted into a metal needle for introduction into a target tissue, the antenna comprising an inner conductor, a dielectric coating the inner conductor, an external conductor covering the dielectric layer except for an end portion and a choke. A thermocouple is provided in contact with the external conductor and protruding from the choke into the feed zone of the antenna.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.

PCT/JP 02/00299

| Patent document cited in search report | Publication date | Patent family member(s) | Publication date |
|---|---------------------|----------------------------|--|
| EP 1055400 | A | 29-11-2000 | AU 3645500 A 30-11-2000 CA 2308953 A1 28-11-2000 EP 1055400 A1 29-11-2000 JP 2001128990 A 15-05-2001 US 6409724 B1 25-06-2002 |
| US 448198 | A | NONE | |

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN, TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE, GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NO,NZ,OM,PH,P L,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(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

Fターム(参考) 4C060 KK50

4C082 MC01 MC03 MC05 ME03 ME05

5J046 AA07 AB06 AB07 SA00

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用微型扼流圈清除微波，用于医学和外科手术中的放热治疗 | | |
| 公开(公告)号 | JP2004518471A | 公开(公告)日 | 2004-06-24 |
| 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 , Nazuionare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 | A61B18/18 A61N5/04 H01Q1/44 H01Q9/26 H01Q9/30 | | |
| CPC分类号 | H01Q9/30 A61B18/18 A61B18/1815 | | |
| FI分类号 | A61N5/04 H01Q1/44 H01Q9/26 H01Q9/30 A61B17/36.340 | | |
| F-TERM分类号 | 4C060/KK50 4C082/MC01 4C082/MC03 4C082/MC05 4C082/ME03 4C082/ME05 5J046/AA07 5J046/AB06 5J046/AB07 5J046/SA00 | | |
| 代理人(译) | 河野 哲 中村 诚 | | |
| 优先权 | 102001900905416 2001-01-31 IT | | |
| 其他公开文献 | JP4234432B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

本发明涉及微创手术技术。本发明提供一种制造单极或双极同轴型经皮尖锐放热治疗微波天线的方法，该天线具有通常称为扼流圈的陷阱，以防止反射波在发生器方向上向后传播。该装置的小型化允许最小的侵入性，尤其是在医学中的间隙加热疗法和肿瘤手术中。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。金属套环6连接到天线2的外导体4上的预定位置和塑料护套5提供用于覆盖馈电线7和套环6之间的部分的外导体2，并且天线插入其中的金属针1的内壁然后用于引导并包括套环6和护套5，特别地，套环6与金属针1的内壁电接触。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。

