

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5156893号
(P5156893)

(45) 発行日 平成25年3月6日 (2013.3.6)

(24) 登録日 平成24年12月21日 (2012.12.21)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 N 5/04 (2006.01)

A 6 1 N 5/04

A 6 1 M 31/00 (2006.01)

A 6 1 M 31/00

請求項の数 20 外国語出願 (全 62 頁)

(21) 出願番号 特願2007-92193 (P2007-92193)
 (22) 出願日 平成19年3月30日 (2007.3.30)
 (65) 公開番号 特開2008-245990 (P2008-245990A)
 (43) 公開日 平成20年10月16日 (2008.10.16)
 審査請求日 平成22年3月29日 (2010.3.29)

(73) 特許権者 000240477
 並木精密宝石株式会社
 東京都足立区新田 3 丁目 8 番 2 2 号
 (72) 発明者 小西 颯
 東京都足立区新田 3 丁目 8 番 2 2 号 並木
 精密宝石株式会社内

審査官 小宮 寛之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 高周波治療器、高周波治療システムおよびそれらの使用方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ダイポールアンテナアセンブリが形成された高周波電力伝送手段と、
 少なくとも頭部においてサファイアからなり、当該頭部は鋭利な辺部を有しておりかつ
 当該ダイポールアンテナを内包する鞘と、から構成され、

前記高周波電力伝送手段は少なくとも 1 つの中心導電体と当該中心導電体の周りに形成
 された誘電絶縁体と外部導体から成り、

これら全ては前記ダイポールアンテナ構成部を形成し、

そのうちの 1 つのダイポールアンテナは、当該外部導体の一部から形成されかつ当該少
 なくとも 1 つの中心導体に電氣的に接続される第 1 電極と、当該外部導体の他の一部から
 形成された第 2 電極と、当該第 1 電極と当該第 2 電極の間に形成された絶縁手段からなり

10

、
 頭部は前記頭部であって、当該頭部は前記辺部と、当該頭部に作られた結合部に結合す
 る可撓性パイプとからなり、

前記可撓性パイプは熱収縮チューブであり、

前記結合部がその周囲に切り込み又はカット面を有することを特徴とする、治療用アン
 テナプローブ。

【請求項 2】

前記絶縁手段は前記外部導体を切除することにより形成され、

前記絶縁手段は絶縁間隙片であって前記外部導体の直径と直径が同じである円盤形状を

20

有し、前記中心導体が貫通する穴を有することを特徴とする、請求項 1 に記載の治療用アンテナプローブ。

【請求項 3】

前記絶縁間隙片は少なくとも一方の側に伝導層を有し、かつ前記第 1 電極と第 2 電極のうちの 1 つが当該伝導層に接していることを特徴とする、請求項 2 に記載の治療用アンテナプローブ。

【請求項 4】

前記絶縁間隙片が有する伝導層が前記第 1 電極と前記第 2 電極に半田付けローにより一部において接続していることを特徴とする、請求項 2 に記載の治療用アンテナプローブ。

【請求項 5】

前記第 1 電極は電氣的に導電性を有する円盤を介して前記中心導体に接続されていることを特徴とする、請求項 1 に記載の治療用アンテナプローブ。

【請求項 6】

前記第 1 電極と第 2 電極に電氣的に接続している追加の電極が当該第 1 電極と第 2 電極の表面に付加されていることを特徴とする、請求項 1 に記載の治療用アンテナプローブ。

【請求項 7】

前記高周波電力伝送手段が、少なくとも第 1 と第 2 の中心導体と、前記少なくとも第 1 と第 2 の中心導体の周りに形成された誘電絶縁体と、外部導電体であって当該外部電極より第 1 電極と第 2 電極の少なくとも 1 つの組が当該第 1 電極と第 2 電極間に介在する絶縁手段と共に形成されることにより少なくとも 1 つのダイポールアンテナが構成されてなる当該外部電極と、からなる結合線路であって、

ダイポールアンテナが、前記第 1 と第 2 の中心導体がそれぞれ前記第 1 電極と前記第 2 電極とに電極供給点介して接続され、当該前記第 1 電極と前記第 2 電極がそれぞれ前記電力供給点において隣り合って対面している配置となって形成されていることを特徴とする、請求項 1 に記載の治療用アンテナプローブ。

【請求項 8】

前記高周波電力伝送手段が、少なくとも第 1 と第 2 の中心導体と、前記少なくとも第 1 と第 2 の中心導体の周りに形成された誘電絶縁体と、外部導電体であって当該外部電極より第 1 電極と第 2 電極の組が当該第 1 電極と第 2 電極間に介在する絶縁手段と共に少なくとも 2 組形成されることにより第 1 のダイポールアンテナと第 2 のダイポールアンテナが構成されることとなる当該外部電極と、からなる結合線路であって、

第 1 のダイポールアンテナが、前記第 1 と第 2 の中心導体がそれぞれ前記第 2 電極と前記第 1 電極とに電極供給点介して接続され、当該前記第 1 電極と前記第 2 電極がそれぞれ前記電力供給点において隣り合って対面している配置となって形成されており、

第 2 のダイポールアンテナが、前記第 1 と第 2 の中心導体がそれぞれ前記第 2 電極と前記第 1 電極とに電極供給点介して接続され、当該前記第 1 電極と前記第 2 電極がそれぞれ前記電力供給点において隣り合って対面している配置となって形成されており、

前記第 1 電極と第 2 電極の第 1 電極組と前記第 1 電極と第 2 電極の第 2 電極組が交互に当該結合線路に形成されていることを特徴とする、請求項 1 に記載の治療用アンテナプローブ。

【請求項 9】

前記結合線路の終端部に形成されたダイポールアンテナは折り曲げた第 1 電極と折り曲げた第 2 電極を有し、これら電極は前記外部導体から形成された第 1 電極と第 2 電極にそれぞれ電氣的に接続された外部電極を有することを特徴とする、請求項 7 又は請求項 8 に記載の治療用アンテナプローブ。

【請求項 10】

前記結合線路の終端部に形成されたダイポールアンテナは前記誘電絶縁体を取り囲む 2 つの半円環状の電極の組であって、当該半円環状の電極が電氣的絶縁間隙を介して隔絶され、前記中心導体が当該半円環状の電極に接続されていることを特徴とする、請求項 7 又は請求項 8 に記載の治療用アンテナプローブ。

10

20

30

40

50

【請求項 1 1】

前記鞘は少なくとも一部が着色されていることを特徴とする、請求項 1 に記載の治療用アンテナプローブ。

【請求項 1 2】

前記鞘は先端部を貫通し鋭利な辺部に穿たれた開口穴を有することを特徴とする、請求項 1 に記載の治療用アンテナプローブ。

【請求項 1 3】

前記鞘の先端部には熱変換器が付加されていることを特徴とする、請求項 1 に記載の治療用アンテナプローブ。

【請求項 1 4】

高周波電力源と、当該高周波電力源に接続されたサーキュレータと、前記高周波電力伝送手段を介して前記サーキュレータに接続された請求項 1 に記載された前記治療用アンテナプローブと、

電力結合器を介して前記高周波電力源に接続された高周波電力メータと、前記高周波電力源により発生した高周波電力を前記電力メータの出力信号により制御する制御器とから成る治療用アンテナプローブシステム。

【請求項 1 5】

前記高周波電力メータの前記出力信号が、前記高周波電力源により発生した前記高周波電力と前記サーキュレータを経て得られる前記治療用アンテナプローブからの反射であるところの当該反射電力との差分電力により制御されていることを特徴とする、請求項 1 4 に記載の治療用アンテナプローブシステム。

【請求項 1 6】

熱変換器からの出力信号が前記制御器に入力され前記高周波電力源により発生した前記高周波電力が前記出力信号により制御されることとなる当該熱変換器を更に含むことを特徴とする、請求項 1 4 又は請求項 1 5 に記載の治療用アンテナプローブシステム。

【請求項 1 7】

前記高周波電力源により発生した前記高周波電力が、前記高周波電力の供給がある場合とない場合がある期間において交互にかつ反復してパルス状に現れるように前記高周波電力源が与えられ、前記制御器より前記高周波電力が設定され、前記高周波電力が供給される所定の期間が前記熱変換器からの前記出力信号により制御されていることを特徴とする、請求項 1 6 に記載の治療用アンテナプローブシステム。

【請求項 1 8】

請求項 5 と請求項 6 のいずれかに記載の治療用アンテナプローブを介して薬剤を注入する注射器を更に含んでいることを特徴とする請求項 1 4 ないし請求項 1 7 のいずれかに記載の治療用アンテナプローブシステム。

【請求項 1 9】

ミトマイシンC、アドリアマイシン、エピルピシン、ピラルピチン、シスプラチン、メトレザーテ、5-FU(FU, 5-FU,)、テガフル、UFT、カルモフル、ドキシフルリダイン、TS-1、イリノテカン、ドセタゼル、リュコヴォリン(全て商標)からなる1群の薬剤の薬効から選択された制癌性効果と癌抑制効果を有する1または2以上の制癌剤が、液相で、または薬液キャリアで、または感温性自己破壊体、重合ミセル、感温性ナノミセル、感温変化型親疎水性ヒドロゲル微粒子、シスジクロロジアミンプラチンを内包させた反応性PEG(ポリエチレングリコール)鎖を有するドラッグキャリア様の重合ミセルで、またはシスジクロロジアミンプラチンを内包したブロック共重合体ミセルを有する感温性薬剤搬送体に入れて、病変生体に注入されて使用される請求項 1 8 に記載の治療用アンテナプローブシステム。

【請求項 2 0】

前記制癌剤が、前記高周波電力源により前記高周波電力を供給すると共に注入手段により前記治療用アンテナプローブに供給されることを特徴とする請求項 1 9 に記載の治療用アンテナプローブシステム。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、高周波（以下、RFと言う）治療器およびそのシステムの構造と使用方法の全般に関する。具体的には、本発明は、RFアンテナアセンブリと少なくとも硬質材料製の切開刃1個を包含する鞘とを有する治療用アンテナプローブなどのRF治療器と、RF治療器を内蔵するRF治療システムと、その使用方法とに関する。

【背景技術】

【0002】

RF手術器は、腫瘍や病変組織を除去する目的で広く用いられている。RF手術器の特徴の一つとして、侵襲性が比較的低いことが挙げられる。これは、手術器を特殊な方法で使用し、病変腫瘍の特定領域に、または病変腫瘍と近接する組織の特定領域に挿入することによる。RF手術器は、腫瘍の内部において、または病変や癌の発現している病変組織の内部において熱を発生させることによって、病変がまさに発現している組織領域にRF電力を吸収させ、その組織領域を温熱焼灼するものである。RF手術器による治療は経皮的に行うが、開腹範囲が比較的狭いため、治療に伴う侵襲性が比較的 low、患者の入院期間を短くすることができる。

【0003】

RF手術器には、次の2種類がある。一方は、RF切除器であり、このRF切除器が挿入された組織の内部において電流を誘起させ、その誘起電流が発生させる温熱によって組織を凝固させるというものである。これは、文献1の説明の通り、Leveenが提案したものである。もう一方の種類のRF手術器は、マイクロ波電力を放射し、その電力をRF手術器が挿入された組織の内部にある水分に吸収させるというものである。細胞内の水分に吸収させた電力によって、組織の蛋白質を分解し、かつ組織の細胞を壊死させるのに必要な温度以上に組織を加熱する。かねてよりマイクロ波の周波数としては、945MHzまたは2.45GHzが用いられている。上記のようなRF手術器を使用する治療方法は、RFハイパーサーミアまたは経皮的マイクロ波凝固法と呼ばれている。

【0004】

治療用製品としては、マイクロターゼ（アルフレッサファーマ社の登録商標、文献1）が有名である。この製品は、上記二つの治療効果を活用するものである。マイクロターゼに用いられる電気プローブ（以下、「プローブ」と略称する）は、同軸ケーブルと似た同軸構造を持つ。具体的には、同プローブは、図1および図2に示す通り、中心導線102（「中心導体」と略称する）と、その外周を取り巻く円筒形状の誘電絶縁体103と、外部導電性筒体104（「外部導体」と略称する）と、それを覆う外部被覆105とで構成される。外部導体104は一方の電極として、中心導体102は他方の電極として形成される。外科手術を行いやすくするため、プローブの先端は図1および図2に示すような針の先端として、または図3と図4に示す弾丸状頭部106として形成する。構造体全体については、温熱療法プローブと呼び、この電気プローブの電気的特性に基づいて特に温熱療法モノポールアンテナプローブ（TTMPと略称する）と呼ぶ。

【0005】

上記2番目の種類（文献3）に関して説明した温熱療法プローブの他にも、水がマイクロ波を吸収し、加熱することに特化した温熱療法プローブが新たに発表されている。このプローブは、セミリジッドな（Semi Rigid）同軸ケーブルで製作したものであるが、この同軸ケーブルはプローブの目的に合った同軸構造となっている。具体的には、図5および図6に示す通り、外部導体104はいくつかのセグメントに分割されており、隣接するセグメント2個それぞれの間に電氣的絶縁間隙107が1個所設けられたものである。第1電極108は、一方の外部導体104であるとともに、隣接するセグメントのうち中心導体102に接続されている方のセグメントとなっているものであって、外部導体104用に形成されたものである。第2電極109は、もう一方の外部導体104であるとともに、隣接するセグメントのもう一方のセグメントであり、かつ第1電極108から絶縁さ

10

20

30

40

50

れているものであって、外部導体 104 から形成されたものである。外部導体は、外部被覆 105 で覆われている。したがって、この温熱療法プローブの電極は、アンテナアセンブリの構造、特にダイポールアンテナの構造を有する。アンテナアセンブリ全体は、絶縁材料で覆うか、あるいは絶縁材料製の絶縁ケースに収納する。この構造体は、温熱療法ダイポールアンテナプローブ（以下、TTDP と略称する）と呼ばれる。

【0006】

文献 1 と文献 2 において説明されている絶縁ケース 117 または 117A の外観は、図 5 および図 6 に示す通りであるが、これらは硬質ポリ塩化ビニル（PVC）製、またはポリ四フッ化エチレン（PTFE）製である。絶縁ケース 117 はダイポールアンテナ全体を覆い、絶縁ケース 117A はダイポールアンテナ全体を収納する。外部導体の構造体のもう一つ別の部分において、第 1 電極の一部が導電円板 110 を介して中心導体に電氣的に接続され、それによってプローブ構造体を円筒対称にしている構造が知られている。このような TTDP は、具体的には図 7 および図 8 に示す通り、絶縁ケース 117 によって覆われている。

【0007】

TTMP と TTDP とによって得られる治療効果を比較して、使用時の実際の現象を確認してみると、TTMP が挿入された病変組織がその領域で加熱され、中心導体とその近傍周辺の外部導体とに挟まれる領域がそこに流れ込む誘電電流によって加熱されることが分かる（図 9）。したがって、TTMP によって焼灼される（焼け焦げない程度に加熱される）領域は、中心導体 102（ t_0 に位置する）から r_1 までの区間に局所化される。ここで、 r_1 は実線と点線が交差する TTMP からの離間距離である。一方、TTDP の場合、第 1 電極と第 2 電極がダイポールアンテナを構成する。TTDP が挿入された位置の周囲の病変組織領域の水分は、そのような位置から放射されたマイクロ波を吸収し、病変組織の蛋白質が分解する温度以上に加熱される。したがって、TTDP によって治療する「焼灼」領域の面積は、TTMP による治療領域の面積よりも（図 10 に示す通り）大きくなるが、これは、第 1 電極と第 2 電極とからなるダイポールアンテナを形成する同軸ケーブル内において、TEM モードからの変換後の水平方向マイクロ波伝播、すなわちマイクロ波放射の物理的特性に起因する。焼灼領域は、 $r = t_s$ 、すなわち絶縁ケース 117 または 117A の表面から $r = r_2$ までの区間である。ここで、 r_2 は実線と点線が交差する TTDP からの離間距離である。特に、癌組織などの腫瘍は、蛋白質分解温度よりも若干高い程度の低温で容易に壊死する。したがって、TTDP では、正常な組織にほとんど負担を与えずに腫瘍を焼灼して壊死させることが可能である。腫瘍に対するこの治療効果は、ハイパーサーミアと同じものである。図 11 および図 12 に示す TTMP と TTDP との細部構造は、図 2 および図 6 に示すものと同じである。図 11 および図 12 において、符号 TR は温熱療法領域を、符号 TI は組織を意味する。

【0008】

【非特許文献 1】“Microtaze” (Trade Mark), a corporate booklet of Alfresa Pharma (www.alfresa-pharma.co.jp/microtaze/520e.pdf).

【非特許文献 2】医器学 74 巻、No. 6、2004 年、292 - 314 ページ

【非特許文献 3】“Clinical Trials of Interstitial Microwave Hyperthermia by Use of Coaxial-Slot Antenna With Two Slots”, Kazuyuki Saito, Hiroyuki Yoshimura, Koichi Ito, Yutaka Aoyagi and Hirotooshi Horita, IEEE Transaction on Microwave Theory and Techniques, Vol. 52, No. 8, August 2004.

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

まず、本発明について以下に概説する。

【0010】

TTMP の表面は、銅製の外部導体で形成される。医療規制により、銅と組織とが直接接触することは許されない。したがって、文献 3 において説明される TTDP の頭部は、

10

20

30

40

50

硬質PVC（ポリ塩化ビニール）製またはPTFE製の絶縁ケースで覆われるか、またはその中に収納される。ただし、これらの材料は、TTDPを組織に経皮的に挿入するには硬度不足である。外科医は、TTDPを挿入してRF温熱療法を行う前にメスまたは外科刃を使って、腫瘍に達する穴を開け、TTDPを挿入する必要がある。したがって、外科医は、治療手術に先立ち、事前処置を行う必要がある。皮膚組織の「事前切開」によって案内溝を設けてTTDPを導くと、あとでそこから出血を誘発する可能性があるため、TTDPを腫瘍内に経皮的に侵襲させ、加熱してRF温熱療法を行える単一施術とすることで、外科医の施術時間が短縮され、外科手術の安全性を高めることが可能となる。

【0011】

本発明の第1の目的は、事前処置の必要性をなくし、RF温熱療法を迅速に行えるようにするための手段を提供することである。この目的のためには、TTDPの絶縁ケースの前方頭部を鋭利にする必要がある。TTDPの頭部を鋭利にすることにより、組織を経皮的に切開することが可能となり、外科医はTTDPの腫瘍への挿入を単一施術で行うことができる。

10

【0012】

文献3中のTTDPについては、アンテナアセンブリを覆う絶縁ケースが強度不足であるため、同アセンブリの機械的安定性を維持できないという問題が別個に存在する。したがって、患者が手術台上で動いてその筋力でTTDPが曲がり、電氣的絶縁間隙が若干歪めば、ダイポールアンテナからの、特に第1電極と第2電極との間の電氣的絶縁間隙からのRF電力放射の放射方向が逸れる。放射電力の方向が逸れるため、腫瘍に加熱むらが生じ、RF温熱療法の施術が不十分または不完全になる。この問題を解決するためには、アンテナアセンブリを堅固に保持する、TTDP全体の剛性を維持できる絶縁ケースが必要である。そのような絶縁ケースを実現するには、鋭利な頭部を組み込んだ鞘と、アンテナを堅固に保持するパイプとを使用し、手術中におけるRF電力放射の方向の逸れを抑制できるようにすればよい。鋭利な頭部は、硬質材料製とする。したがって、本発明の第1の目的を達成するためには、鋭利な頭部を有する絶縁ケースと、アンテナアセンブリに十分な剛性または堅牢性を持たせる堅固なパイプとを使用すればよい。

20

【0013】

文献1、文献2および文献3において説明されているTTMPおよびTTDPは、前者が中心導体と外部導体との間の電氣的絶縁間隙から、後者が第1電極と第2電極との間の電氣的絶縁間隙から、RF電力を放射するようになっている。したがって、誘起電流とRF電力が上記の電氣的絶縁間隙に局所化されるので、プローブ近傍の組織の温度はプローブからやや離れた組織の温度よりも高くなる傾向がある。TTMPの使用目的は高温で腫瘍を凝固させることであるので、このような温度分布のむらはTTMPの使用に当たっては重大な問題とはならない。ただし、TTDPを使用して、腫瘍の蛋白質が分解するに足るだけの温度に腫瘍を保とうとする場合、温度分布にむらがあると、プローブ近傍の組織が高温になる。高温だと、組織の焼殺が起こるのであって、焼灼による蛋白質の分解は起こらない。また、TTDPには別の問題がある。すなわち、TTDPの第1電極と第2電極との間の電氣的絶縁間隙に近い組織は、電氣的絶縁間隙から離れた領域内の他の組織よりも、加熱によって高温になりやすいが、これはマイクロ波放射電力密度がそのような電氣的絶縁間隙から遠ざかるにつれて低下するためである。

30

40

【0014】

TTDPへ供給されるRF電力を低減すれば、温度上昇を抑制することができる。そのようにRF電力を抑制すれば、TTDP近傍の組織の温度を蛋白質分解温度に維持することは可能であるが、TTDPからやや離れた組織の温度は蛋白質分解温度よりも低く保たれる。すると、広い領域内で成長した腫瘍を壊死させるというTTDPの利点が低減されてしまう。

【0015】

本発明の第2の目的は、温度分布のむらを解消することである。この問題を解決するため、非導電性かつ高熱伝導性の材料製の鞘を絶縁ケースとして使用する。この鞘には、硬

50

質材料を用いることができる。非導電性や高熱伝導性などの特性によって、鞘からのＲＦ放射が可能になり、また、鞘近傍に集中した熱が容易に拡がる。さらには、鞘の誘電率を大きくすることが望ましい。というのは、鞘の誘電率が大きければ、空気と腫瘍との誘電率の比が低減し、ＴＴＤＰからの有効電気長を大きく取って鞘の表面の過熱を防止することができるからである。

【００１６】

文献３中のＴＴＤＰには、電氣的絶縁間隙は１個しかなく、それを通じてＲＦ電力を放射し、病変組織を加熱して壊死させるようになっている。したがって、これらのＴＴＤＰの場合、上述の通り放射間隙が１個しかないので、ＴＴＤＰの絶縁ケース沿いに腫瘍を均一に加熱することが難しいという別の問題が存在する。

10

【００１７】

本発明の第３の目的は、放射間隙が１個しかないことに起因する上記の問題を解決することである。そこで、新たなアンテナ構成を提案し、ＴＴＤＰ用のアンテナアセンブリの上部に電氣的絶縁間隙を複数設けるようにする。これらの間隙は、アンテナアセンブリの長手方向沿いに設ける。

【００１８】

すなわち、これらのアンテナには、電氣的絶縁間隙が複数あるので、電氣的絶縁間隙相互の間隔が詰まっており、そのため、加熱の均一性がいっそう向上する。このように間隔を詰めるため、本発明はアンテナ内を伝播するマイクロ波の有効波長を縮めることのできるダイポールアンテナ構造を提供する。この新しいアンテナ構造によって、アンテナに沿った垂直方向のＲＦ電力を、軸方向に長くかつ均一に分布させることが可能となる。すると、ＴＴＤＰの長手方向において腫瘍を均一に加熱することが可能となる。

20

【００１９】

ＲＦ電力の放射は、アンテナに設けた電氣的絶縁間隙から行われる。この電氣的絶縁間隙は、外部導体から作った第２電極と中心導体に接続した第１電極との間に設ける。したがって、電氣的絶縁間隙とアンテナの先端との距離が大きくなり、その結果、ＴＴＤＰの先端部領域へのＲＦ電力放射が十分に行われない。これを「灯台効果」と呼ぶが、その由来は、灯台の屋根からは光が照射されないがそれと同様、ＲＦ電力はアンテナの先端からは放射されないことのたとえからである。

【００２０】

30

そこで本発明の第４の目的は、第１電極を短縮してＲＦ電力をアンテナ先端部に回折させるか、または第１から第３の目的の発明において設けた放射間隙とは異なる放射間隙をアンテナの先端に別個設けることによって、灯台効果を解消することである。このようなアンテナの構造を、電氣的絶縁間隙を複数備える先述の新しいアンテナアセンブリ用に追加採用することができる。こうすることにより、腫瘍におけるＲＦ電力の分布がいっそう均一になる。

【００２１】

本発明の第５の目的は、ＴＴＤＰに薬剤輸送送達機能を持たせ、ＴＴＤＰの挿入された病変組織内に薬剤を注入できるようにすることである。注入後の薬剤は、ＴＴＤＰから放射されるＲＦ電力による加熱によって播散させられ、または活性化（いわゆる薬剤への転換）することができる。ＴＴＤＰには、このような薬剤輸送送達用の経路を設ける。すると、ＴＴＤＰを経皮的に組織に挿入する単一施術によって病変組織の加熱処置、薬剤への転換および薬剤注入を順次または同時に行うことができるようになるので、腫瘍治療においてＴＴＤＰを効果的に使用できるようになる。制癌剤は、腫瘍の治療に見合う量が輸送送達される。

40

【００２２】

本発明の第６の目的は、本発明の第１から第５の目的の説明の通り、本発明において開示したＴＴＤＰを外科医が安全に使用できるようにする制御システムを提供することである。制御システムの操作は、本発明の第１から第５の目的において説明した基本構造を有するＴＴＤＰによる薬剤輸送送達とともに行われる。

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

本発明は、第1の目的を達成するために、RF温熱療法用に改良型のTTDPを提供する。

【0024】

改良型のTTDP（以下、本TTDPと略称する）は、アンテナアセンブリを形成するRF電力伝送手段（同軸ケーブルなど）と、鋭利な辺部を有する頭部の少なくとも1個が硬質材料製であってかつダイポールアンテナアセンブリ（以下、「アンテナアセンブリ」と略称する）を収納する硬質材料製の鞘と、から構成される。RF電力伝送手段は、中心導体1本と、中心導体の外周に形成した円筒状誘電絶縁体と、外部導体とで構成されるが、これらすべてが組み合わさってアンテナアセンブリとなり、そのダイポールアンテナは、外部導体の一部から形成されかつ少なくとも中心導体1本と電氣的に接続される第1電極と、外部導体の他の一部から形成される第2電極と、第1電極と第2電極との間に形成される絶縁手段と、から構成される。頭部は、辺部と可撓性パイプとで構成されるヘッドエレメントであり、可撓性パイプはこのヘッドエレメントに内設した結合部に連結されている。

10

【0025】

具体的には、本TTDPは、サファイアなどの硬質材質製のヘッドエレメントが一部をなす頭部からなる鞘状の絶縁ケースを有する。鞘のヘッドエレメントは、先端の鋭利な辺部と、ヘッドエレメントに密着する可撓性パイプとを有する。鞘の頭部は、ヘッドエレメントと可撓性パイプとで構成される。鞘のヘッドエレメントは、以下、鋭利な辺部を有する頭部と呼ぶ。鋭利な辺部を有する頭部の機能の一つは、外科医が腫瘍や病変組織に本TTDPを経皮的に貫入させるための刃物としての役割である。治療のためにプローブ挿入穴を組織に開ける事前処置が不要になるので、治療を迅速に行うことができる。サファイアは非導電性であるので、アンテナから放射されるマイクロ波の場が大きく減衰することはない。したがって、本TTDPによる焼灼は、文献3において説明されているPVCやPTFEを用いた従来のTTDPと比べて遜色ない。

20

【0026】

アンテナを堅固に保持するパイプとしては、FEP（フッ化エチレンプロピレン共重合体）製、PTFE（ポリ四フッ化エチレン）製、ETFE（エチレン四フッ化エチレン共重合体）製、PFA（四フッ化エチレン・パーフロロアルキルビニルエーテル共重合体）製、熱収縮架橋ポリエチレン製、または熱収縮エチレンプロピレン製であって、アンテナアセンブリに機械的に堅固に接触する絶縁可撓性パイプを使用できる。アンテナアセンブリに対する堅固な接触は、上記の材料（以下、単に「熱収縮チューブ」と呼ぶ）の熱収縮効果によって実現するので、絶縁性パイプはまず成形工程で製作し、そのあと、鋭利な辺部を有する頭部付きの鞘を形成する。加熱工程は、鋭利な辺部を有する頭部、アンテナアセンブリ、およびその周りを覆う絶縁性パイプなどをあらかじめ組み込んだアセンブリについて行う。上記の工程において、絶縁性可撓性パイプは、熱収縮性により収縮し、アンテナアセンブリを堅固に保持する。したがって、本TTDPの電氣的絶縁間隙からのRF電力放射を、手術中における患者の筋肉の曲げ力に抗して機械的に安定させることが可能になる。

30

40

【0027】

上記の目的のための本TTDPの構造は、図13から図15に示す通りである。アンテナアセンブリ220は、中心導体202と、中心導体202の外周を取り巻く円筒状誘電絶縁体203と、外部導体204とで構成される。この外部導体204は、中心導体202と電氣的に接続される第1電極208がそれ自身の一部であり、また、第1電極208から電氣的に絶縁される第2電極209がそれ自身の別の一部となっている。TTDP224は、アンテナアセンブリ220と、頭部を収納する鞘230とで構成される。頭部は、i)鋭利な辺部291と結合部292とで構成されるヘッドエレメント（以下、「鋭利な辺部を有する頭部」と呼ぶ）293と、ii)結合部292に連結する熱収縮チューブ

50

294とを有する。鋭利な辺部を有する頭部293は、サファイアなどの非導電性かつ硬質の材料で作られ、辺部291と、熱収縮チューブ294に連結する結合部292とで形成される。第1電極208と第2電極209は電氣的絶縁間隙207によって絶縁されており、これらすべてをもってアンテナアセンブリ220の部材であるダイポールアンテナが構成される。電氣的絶縁間隙207は、外部導体204の一部を加工により除去して形成する。中心導体202は、図13および図14に示すアンテナアセンブリ220用の導電性円板210を介して第1電極208に接続される。図15に示す別タイプのTTDP224の場合、中心導体202は、第1電極208に直結される。図13は、第1電極208と第2電極209との外観ならびに鞘230の断面を示す。熱収縮チューブ294は、周囲から加熱されるとアンテナアセンブリ220を堅固に保持するようになっている。したがって、アンテナアセンブリは、容易に曲がらない。鋭利な辺部を有する頭部293の辺部291によって、組織を容易に切開できるので、単一施術による処置でTTDP224を腫瘍に経皮的に容易に侵入させることができる。このとき、TTDP224は、外科医が押し込んでも、曲がらずに、腫瘍に向かってまっすぐ貫入する。熱収縮チューブ294の締め付けにより、アンテナアセンブリ220が安定し、TTDPが揺れても第1電極208と、第2電極209と、電氣的絶縁間隙207とからなるダイポールアンテナ構成体からのRF電力放射は不安定にならない。

10

【0028】

本発明の第1の目的のTTDP224には、上述の利点以外にも利点が多数あり、さらなる利点については個別実施例の記述を通じて説明する。

20

【0029】

本発明の2番目の目的は、温度むらを解消することである。

【0030】

具体的には、1)TTDPの表面(したがって、鞘の表面)とその周囲の組織との温度差が大きくなるようにすること、2)TTDPの表面の温度を、特にその裏面が第1電極と第2電極との間の電氣的絶縁空隙に面する高温部分の表面の温度を、効果的に抑制すること、3)TTDPの表面上およびその近傍の組織内の温度と、病変組織の蛋白質が分解する温度との差が大きくなるようにすること、ならびに4)剛性に富んだ鞘を設け、単一操作治療においてTTDPを経皮的に容易に腫瘍に貫入させられるようにすることである。

30

【0031】

本発明の2番目の目的のため、TTDPは、アンテナアセンブリを形成する電力伝送手段(同軸ケーブルなど)と、鋭利な辺部を有する単一体として形成されていてサファイアなどの硬質材料で作られていてアンテナアセンブリを収納する鞘と、から構成される。このRF電力伝送手段は、中心導体1本と、中心導体の外周に形成した円筒状誘電絶縁体と、外部導体とで構成されるが、これらすべてが組み合わさってアンテナアセンブリとなり、そのダイポールアンテナは、外部導体の一部から形成されかつ少なくとも中心導体1本に電氣的に接続される第1電極と、外部導体の別の一部から形成される第2電極と、第1電極と第2電極との間に形成される絶縁手段と、から構成される。

【0032】

40

具体的には、この目的に供せられるTTDPの構造は図16から図18に示す通りである。アンテナアセンブリ320は、中心導体302と、中心導体302の外周を取り巻く円筒状誘電絶縁体303と、外部導体304とで構成されるが、この304の一部は中心導体302に電氣的に接続された第1電極308を形成しており、またその別の一部は第1電極から電氣的に絶縁された第2電極を形成している。TTDP324は、アンテナアセンブリ320と、サファイアなどの誘電性の単一材を材料とする単一体鞘301と、から構成される。第1電極308と第2電極309は、電氣的絶縁空隙307を介して電氣的に絶縁されているが、これらすべてが組み合わさってアンテナアセンブリ320の部材であるダイポールアンテナとなっている。中心導体302は、図16および図17に示すアンテナアセンブリ320においては導電性円板310を介して第1電極308に接続さ

50

れ、また、図 18 に示す別タイプの T T D P 3 2 4 においては第 1 電極 3 0 8 に直結される。図 16 は、第 1 電極 3 0 8 と第 2 電極 3 0 9 との外観図であるが、単一体鞘 3 0 1 については断面図となっている。

【 0 0 3 3 】

単一体鞘 3 0 1 の材質がサファイアである場合、T T D P 3 2 4 の回転軸に対応する原点における放射平面では、S A R (Specific Absorption Rate (比吸収率)) によって定まる温度分布は図 10 に示す通りとなる。実線は組織の温度を、破線は単一体鞘 3 0 1 の温度を示す。ゼロ点は、外部導体 3 0 4 の表面 (したがって、第 1 電極 3 0 8 の表面と第 2 電極 3 0 9 の表面) に対応する。温度 T_s は、蛋白質の分解が始まる 42 を示す。鞘 2 0 1 の材質の誘電率は、サファイアの結晶の向きにより変わるが、9.4 から 11.6 とかなり高めになっている。この数値は、ガラスの場合と比べ、はるかに大きい。

10

【 0 0 3 4 】

比較のため、図 5、図 6、図 7 および図 8 に示す従来型の T T D P について、S A R によって定まる温度分布を図 9 に示す。実線は組織の温度を、破線は T T D P の絶縁ケース 1 1 7 の温度を示す。図 9 (また、後述する通り、図 10) においては、水平方向の破線沿いの符号 T T は温熱療法温度を、垂直方向の線沿いの T D は S A R によって定まる温度をセ氏で示している。

【 0 0 3 5 】

絶縁ケース 1 1 7 または 1 1 7 A の比誘電率は、絶縁ケース 1 1 7 または 1 1 7 A に用いられる硬質 P V C や硬質 P T F E などの材料によって異なる。前者の範囲は 2.3 から 3.1 であり、後者の範囲は 2.2 から 2.9 である。いずれの誘電率も、組織内の水の誘電率 (体温で約 80) よりもはるかに低い。したがって、誘電率の 2 乗を乗じた絶縁ケース 1 1 7 または 1 1 7 A の貫通電界経路によって定まる電氣的経路はかなり短く、T T M P から放射される R F 電力の減衰は軽微である。病変組織の水の誘電率によって、電氣的経路の長さは物理的な長さよりも大きくなる。したがって、温度は、絶縁ケース 1 1 7 または 1 1 7 A の表面 (すなわち図 9 における $r = t_0$) から病変組織に向かうに連れて急激に低下する。蛋白質分解温度である T_s よりも病変組織の温度を高く保つため、 $r = t_0$ における絶縁ケース 1 1 7 の表面温度は十分に高くなる。

20

【 0 0 3 6 】

本発明の T T D P の場合、 t_s における鞘表面は原点 $r = 0$ からの電氣的距離 (図 10 参照) が、図 9 に示すケース 1 1 7 または 1 1 7 A 付きの T T D P (以下、従来型 T T D P と呼ぶ) よりも大きい。これは、サファイア製の単一体鞘 3 0 1 は従来型の絶縁鞘 1 1 7 よりも誘電率が高いからである。T T D P 3 2 4 の鞘の表面はアンテナアセンブリ 3 2 0 の表面からの電氣的距離が大きいので、アンテナアセンブリ T T D P 3 2 4 の表面温度が R F 電力によって大幅に上昇しても、T T D P 3 2 4 の表面温度を抑制することは可能である。すなわち、蛋白質分解温度 T_s を大幅に超えない程度に T T D P の表面付近の組織の温度を抑えることによって、R F 電力によって加熱しても組織が焼け焦げることがないようにすることができる。

30

【 0 0 3 7 】

単一体鞘 3 0 1 の位置は $r = t_s$ であるので、組織の温度が T_s よりも高くなる R F 吸収領域は従来型の T T D P を使用した場合よりも狭くなる。ただし、単一体鞘 3 0 1 によって T T D P に供給される R F 電力を増せば、温度が T_s よりも高くなる R F 吸収領域を、従来型の T T D P を用いる絶縁ケースの R F 吸収領域よりも大幅に拡げることができる。例えば、R F 電力を 20% 増加させると、R F 吸収領域は 60% 拡がる。

40

【 0 0 3 8 】

本発明の T T D P の発熱源は、第 1 電極 3 0 8 と第 2 電極 3 0 9 との間の電氣的絶縁間隙 3 0 7 である。単一体鞘 3 0 1 に使用するサファイアの熱伝導率は 25 W / m / K であるが、これは従来型の T T D P に用いる P V C の熱伝導率を大幅に上回る。したがって、電氣的絶縁間隙 3 0 7 に近い領域で発生したこのような熱は、単一体鞘 3 0 1 の軸方向の熱伝導性が大きいので、抑制することができる。したがって、S A R によって定まる温度

50

Tの分布は、図19に示す実線のようにになる。図19においては、符号TTは温熱療法温度を、符号TDはSARによって定まる組織温度をセ氏で示している。図19における点線は、図9で組織の熱吸収における温度分布を示す実線と同じものである。図19からサファイアが高い熱伝導効果を持つことが容易に見て取れる。単一体鞘301内の電氣的絶縁間隙307に近い位置で発生する熱は単一体鞘301に沿ってTTDPの軸方向に拡がるので、鞘方向に沿って長手方向に均一に加熱できる。

【0039】

本発明の第2の目的に係るTTDP324は、モース硬度9のサファイア製の単一体鞘301に収納される。この値は、例えば、PTFE製であるためモース硬度が1から2である従来型の絶縁鞘117の材料の値を大幅に上回る。サファイアの剛性は非常に高いので、単一体鞘301は変形せず、また、その生体組織中の切開能力はRF電力をTTDP324に供給したときの高温環境においてさえも低下しない。したがって、外科手術に時間がかからず、術後の回復もかなり早くなる。

【0040】

TTDP324の寸法を定量的に分析するため、以下、ダイポールアンテナ構造について電氣的構造の観点から論じる。ここでは、TTDP324が有するダイポールアンテナは、同軸ケーブルなどのRF電力伝送手段から形成されるものとする。ダイポールアンテナは、アンテナアセンブリの部材であるが、以下、これをアンテナアセンブリ(320)と呼ぶ。電氣的絶縁間隙307における電界強度を(図16から図18に示すように)最高にするには、第1電極308と第2電極309との有効長を1/4波長にする必要がある。Lを第1電極の物理長、aを同軸ケーブルの長手方向における電氣的間隙307の物理長、dを円筒状誘電絶縁体303の直径とすると、下記の式が成り立つ。

【数1】

$$\lambda/4 = a + d/2 + \frac{2}{k} \cdot L \quad \dots (1)$$

【0041】

ここで、 λ はマイクロ波の波長(2.45 GHzのマイクロ波を用いた場合、 $\lambda = 122.4 \text{ mm}$)、kは同軸ケーブルを伝播する伝送波の短縮係数である。TTDPからの最大電力放射は、絶縁ケースの側壁の誘電率 ϵ_s (絶縁ケースがサファイア製の場合、 ϵ_s の値は約11.6)を考慮に入れると、下記の範囲内の値において得られる。

【数2】

$$\left(\frac{1}{k} + \sqrt{\epsilon_s}\right)L \geq \frac{\lambda}{4} - a - \frac{d}{2} \geq \frac{2}{k}L \quad \dots (2)$$

【0042】

式(2)によれば、サファイア製の絶縁ケースの場合、TTDP324から得られる電力が最大となるのは、各電極の長さの範囲が $4.9 \sim 9.7 \text{ mm}$ のときである。この長さは、マイクロ波の1/4波長(30.6 mm)よりもはるかに短い。したがって、寸法的に短いアンテナアセンブリを製作すれば、小型のプロブを実現できる。したがって、TTDP324は、従来型のTTMPよりも、小さな腫瘍の手術に適していることになる。

【0043】

本発明のTTDP324の利点は、上述の利点以外にも多数あり、それらについては個別実施例の記述を通じて説明する。

【0044】

本発明の第3の目的は、放射間隙が1個しかないという問題を解決することである。この問題については、電氣的絶縁間隙を複数有して構成した、配列したアンテナアセンブリを用いる。これらの電気絶縁間隙は、そのようなアンテナアセンブリの長手方向沿いに形成する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 5 】

本発明の第3の目的のため、TTDPは、アンテナアセンブリを形成するRF電力伝送手段（結合線路など）と、鋭利な辺部を有する頭部の少なくとも1個が硬質材料製であってかつアンテナアセンブリを収納する硬質材料製の鞘と、から構成される。RF電力伝送手段は、少なくとも、中心導体1本と、中心導体の外周に形成した円筒状誘電絶縁体と、外部導体とで構成されるが、これらすべてが組み合わさってアンテナアセンブリとなり、そのダイポールアンテナのうち少なくとも1本は、外部導体の一部から形成されかつ少なくとも中心導体1本と電氣的に接続される第1電極と、外部導体の他の一部から形成される第2電極と、第1電極と第2電極との間に形成される絶縁手段と、から構成される。頭部は、辺部と可撓性パイプとで構成されるヘッドエレメントであり、可撓性パイプはこのヘッドエレメント内に形成した結合部に連結される。鞘は、サファイアなどの硬質材料製で、単一体として形成することもできる。

10

【 0 0 4 6 】

TTDPの構造として、第1ダイポールアンテナが電力供給点を介して第1中心導体と第2中心導体とを第1電極と第2電極とにそれぞれ接続する構造で形成され、かつ電力供給点において第1電極と第2電極を隣り合わせに対面させる配置で形成され、第2ダイポールアンテナが電力供給点を介して第1中心導体と第2中心導体とを第2電極と第1電極とにそれぞれ接続する構造で形成され、かつ電力供給点において第1電極と第2電極を隣り合わせに対面させる配置で形成されるように第1ダイポールアンテナと第2ダイポールアンテナが組み立てられている構造とすることもできる。この場合において、一つ目の電極対と二つ目の電極対は、アンテナアセンブリ内において交互に形成するものとする。

20

【 0 0 4 7 】

さらに、TTDPのダイポールアンテナは結合線路の終端に形成してもよい。この場合、ダイポールアンテナは、折り曲げた第1電極と折り曲げた第2電極とで構成され、これらの電極の有する外部電極は外部導体から形成された第1電極と第2電極とにそれぞれ電氣的に接続される。

【 0 0 4 8 】

具体的には、図20および図21に示すアンテナアセンブリ420は、アンテナアセンブリを複数並べた構成となっている。図11および図12においては、符合L、E、およびIはそれぞれ有効4/1波長、電界強度、電流強度を表し、また、図11および図12においては、符号TRは温熱療法領域を、符号TIは組織を示している。アンテナアセンブリ420から放射されるマイクロ波の有効長は、式(2)で与えられる関係を満足する。これらは、図22および図23に示すように結合線路435から作られる。具体的には、第1電極408と第2電極409との対が複数形成されており、RF電力伝送ケーブルである結合線路435に第1中心導体402aと第2中心導体402bとが設けられている。これらの中心導体は、電力供給点434aおよび434bを介して第1電極408と第2電極409に接続され、電力供給点434aおよび434bにおいて第1電極408と第2電極409が隣り合わせに対面するようにそれぞれ配置される。各第1電極408と各第2電極409は、電氣的絶縁間隙407によって絶縁されている。

30

【 0 0 4 9 】

本発明のTTDP424は（図24から図26に示す通り）、少なくとも、複数の中心導体を第1中心導体402aおよび第2中心導体402bとして有するアンテナアセンブリ420（中心導体の本数は3本以上も可）と、その外周を取り巻く円筒状誘電絶縁体403と、円筒状誘電絶縁体403の表面上に形成される外部導体404と、アンテナアセンブリ420の部材である複数のダイポールアンテナ436aおよび436bと、から構成される。ダイポールアンテナ436aおよび436bにおいては、第1電極408と第2電極409はどちらも外部導体404の一部から形成され、互いに絶縁される。第1電極408は第1中心導体に、第2電極409は第2中心導体に接続される。各第1電極408と各第2電極409は、電氣的絶縁間隙407によって絶縁される。外部導体404は、略円筒形である。ダイポールアンテナを436a、436b、436cといった具

40

50

合に複数有するアンテナアセンブリ 4 2 0 は、単一体鞘 4 0 1 に収納される。アンテナアセンブリ 4 2 0 と単一体鞘 4 0 1 とをこのように組み合わせることによって、T T D P 4 2 4 を提供する。

【 0 0 5 0 】

図 2 0 と図 2 1 との間、または図 2 4 と図 2 6 との間におけるアンテナアセンブリ 4 2 0 の違いは、各第 1 中心導体 4 0 2 a と各第 2 中心導体 4 0 2 b とを接続するとともに各第 1 電極 4 0 8 と各第 2 電極 4 0 9 とを接続する電力供給点 4 3 4 a および 4 3 4 b の違いである。各第 1 電極 4 0 8 と各第 2 電極 4 0 9 との長手方向の長さは、T T D P 4 2 4 から放射される R F 波の $1/4$ 波長に対応する。複数のダイポールアンテナは物理的に直列に配置されているので、各第 1 中心導体 4 0 2 a は各第 1 電極 4 0 8 に、各第 2 中心導体 4 0 2 b は各第 2 電極 4 0 9 に接続される。この構成の場合、R F 電力の電界と電流はそれぞれ電力供給点 4 3 4 a と 4 3 4 b において節と腹を有する。というのは、R F 波は、対でダイポールアンテナとして機能する第 1 電極 4 0 8 と第 2 電極の中で定常波となるからである。これらの電力供給点 4 3 4 a および 4 3 4 b は電流の腹であるので、外部導体 4 0 4 への最大電流の供給が可能になる。その結果、アンテナアセンブリ 4 2 0 は、第 1 ダイポールアンテナ 4 3 6 a、第 2 ダイポールアンテナ 4 3 6 b、第 3 ダイポールアンテナ 4 3 6 c といった具合に複数のダイポールアンテナを具備できる（図 2 4 から図 2 6 において、ダイポールアンテナ 3 個の全体像を示す）。このようにダイポールアンテナが複数あるので、温熱療法による病変組織の手術において R F 電力放射による均一な加熱が可能となる。

【 0 0 5 1 】

T T D P 4 2 4 においては、上記のダイポールアンテナ 4 3 6 a、4 3 6 b、4 3 6 c 等から放射される R F 波の結合線路 4 3 5 における有効波長は、第 1 中心導体 4 0 2 a と第 2 中心導体 4 0 2 b との相互結合によってかなり短くなっている。したがって、電極の物理長を結合線路 4 3 5 の軸方向において短くすることができる。この短縮効果により、電氣的絶縁間隙である R F 放射源を密に配置して、T T D P 4 2 4 の単位長さ当たりの間隔を詰め、加熱の均一性を高めて病変組織を焼灼することによって、外科手術の所要時間を短縮することができる。

【 0 0 5 2 】

従来型の R F 電力伝送ケーブルについて、中心導体と、その外周を取り巻く円筒状誘電絶縁体と、外部導体とが構成要素となっている場合、同軸ケーブルを使用する。第 1 電極と第 2 電極との軸方向の長さは、同軸ケーブル構造を有する従来型の R F 電力伝送ケーブルの有効波長 λ_e の 4 分の 1 である。有効波長 λ_e は下記の式 (3) によって表される。

【 数 3 】

$$\lambda_e/4 = \frac{\lambda_0/4}{\sqrt{\epsilon_r} \ln \frac{D}{a}} \quad \cdots (3)$$

【 0 0 5 3 】

ここで、 λ_0 は真空下での波長、 ϵ_r は誘電絶縁体の比誘電率、 D は誘導絶縁体の直径、そして a は中心導体の直径である。例えば実際の数値として、R F 周波数を 2.45 GHz 、比誘電率を 2.3 とすると、第 1 電極と第 2 電極との長さは 4.95 cm となる。

【 0 0 5 4 】

T T D P 4 2 4 については、図 2 2 および図 2 3 に示す通り、2 本の第 1 中心導体 4 0 2 a および第 2 中心導体 4 0 2 b と、円筒状誘電絶縁体 4 0 3 と、外部導体 4 0 4 とが用いられている結合線路 4 3 5 が R F 電力伝送ケーブルとして使用される。有効波長は、第 1 中心導体 4 0 2 a と第 2 中心導体 4 0 2 b との結合インピーダンスによってさらに短くなるが、この結合インピーダンスは式 (2) で表される。

【数 4】

$$\lambda_e/4 = \frac{\lambda_0/4}{\sqrt{\epsilon_r} \ln \frac{d}{a}} \quad \cdots (4)$$

【0055】

ここで、図23に示す通り、dは2本の第1中心導体402aと第2中心導体402bとの間の離間距離（両者の中心間の距離）である。したがって、有効波長全体は式（5）で表される。

【数 5】

10

$$\lambda_e/4 = \frac{\lambda_0/4}{\sqrt{\epsilon_r} \ln \frac{D}{a} (1 - k + \frac{k \ln \frac{D}{a}}{\ln \frac{d}{a}})} \quad \cdots (5)$$

【0056】

ここで、kおよび はそれぞれ下記の式で表される。

【数 6】

$$k = \frac{\alpha}{2\pi - \alpha} \quad \cdots (6)$$

20

【数 7】

$$\alpha = 2 \tan^{-1} \left(\frac{a/2}{d} \right) \quad \cdots (7)$$

【0057】

式（6）は、ある中心導体の他の中心導体に対するシールド効果kを表す。kの値は、通常、0.3から0.5である。したがって、結合線路435の短縮効果は式（8）で表される係数によって高められる。

【数 8】

30

$$\frac{1}{1 - k + \frac{k \ln \frac{D}{a}}{\ln \frac{d}{a}}} \quad \cdots (8)$$

【0058】

D = 1.1 mm、d/a = 0.2 mm / 0.18 mmである絶縁ケースの場合、式（8）の値を式（5）に代入することによって短縮効果の値は0.28となる。第1電極と第2電極との長さはともに2.4 cmである。アンテナアセンブリ420についても、同じ短縮効果が得られる。

40

【0059】

複数の中心導体の短縮効果は、中心導体の数量によって高められる。例えば、中心導体が3本使用されている場合、1/4波長は下記の式のようになり、

【数 9】

$$\frac{\lambda_0/4}{\sqrt{\epsilon_r} \ln \frac{D}{a} (1 - 2k + \frac{2k \ln \frac{D}{a}}{\ln \frac{d}{a}})} \quad \cdots (9)$$

電極の長さは、下記の式の係数によって短縮できる。

50

【数 10】

$$\frac{1}{1 - 2k + \frac{2k \ln \frac{D}{a}}{\ln \frac{d}{a}}} \quad \dots (10)$$

【0060】

上記の短縮効果は、電力供給点 434a と 434b との位置に影響されない。中心導体が 3 本ある場合、各中心導体は、2 本の中心導体が第 1 中心導体 402a として、残りの 1 本の中心導体が第 2 中心導体 402b として機能するように用いられる。上記 2 本の中心導体は、隣接し合う 2 個の電力供給点 434a によって定まる各セグメントの中心導体 3 本の中から選択される。

10

【0061】

本発明の TTD P 424 の利点は、上述の利点以外にも多数あり、それらについては個別実施例の記述を通じて説明する。

【0062】

本発明の第 4 の目的は、灯台効果を解消することである。本発明の第 4 の目的のため、TTD P は、アンテナアセンブリを形成する RF 電力伝送手段（連結線路など）と、鋭利な辺部を有する頭部少なくとも 1 個が硬質材料製であってかつアンテナアセンブリを収納する硬質材料製の鞘と、から構成される。RF 電力伝送手段（連結線路など）は、中心導体 2 本と、中心導体の外周を取り巻く円筒状誘電絶縁体と、外部導体とで構成されるが、これらすべてが組み合わさってアンテナアセンブリとなり、そのダイポールアンテナのうち少なくとも 1 本は、外部導体の一部から形成されかつ中心導体 1 本と電氣的に接続される第 1 電極と、外部導体の別の一部から形成される第 2 電極と、第 1 電極と第 2 電極との間に形成される絶縁手段と、から構成される。結合線路の終端に形成されるもう 1 本のダイポールアンテナにおいては、半円環状の電極 2 個 1 対が円筒状誘電絶縁体の周りに設けられる。この円筒状誘電絶縁体は、上記の半円環状電極 2 個が電氣的絶縁間隙を介して絶縁され、かつ中心導体が上記の半円環状電極に電氣的に接続される構造になっている。頭部は、辺部と可撓性パイプとで構成されるヘッドエレメントであり、可撓性パイプはこのヘッドエレメントに内設した結合部に連結される。鞘は、サファイアなどの硬質材料で作

20

30

【0063】

アンテナアセンブリ内に配置されるダイポールアンテナのいずれにおいても、RF 電力放射は第 1 電極と第 2 電極との間に形成される電氣的絶縁間隙から行われる。第 1 電極と第 2 電極をこのように配置して、ダイポールアンテナを形成する。結合線路は、中心導体 2 本によって RF 電力を先端のダイポールアンテナに供給でき、先端のダイポールアンテナに伝送された RF 電力がそこから放射される。結合線路に形成された単数または複数のダイポールアンテナは、このようなアンテナ構造にすることもできる。

【0064】

上記の構成は、図 27 から図 29 に示す通りである。図 27 から図 29 に示すアンテナアセンブリの基本的な配置は、図 24 から図 26 に示すアンテナアセンブリの配置と同じである。このアンテナ構成の詳細な構造は、図 24 から図 26 に示すものと類似している。ただし、アンテナアセンブリ 520 の部材である追加ダイポールアンテナは、アンテナアセンブリ 520 の先端に取り付けられる。図 22 に示す結合線路 435 は、外部導体 504 を介してダイポールアンテナ 536a、536b および 536c を形成するために用いられる。RF 電力を伝送する 2 本の第 1 中心導体 502a および第 2 中心導体 502b は、前方ダイポールアンテナ 538 で終端処理されているので、アンテナアセンブリ 520 の部材である他のダイポールアンテナ 536a、536b、536c 等とともにそこで均等な励振を行うことができる。最終電力供給点 534a および 534b から見た場合に最も近いダイポールアンテナ 536a までの前方ダイポールアンテナ 538 の有効電気長

40

50

は、1/2波長に設定されている。この物理長の場合、前方ダイポールアンテナ538による終端処理によって反射が抑制され、RF電力が前方ダイポールアンテナ538に伝送され、その結果、伝送されたRF電力は最終的に前方ダイポールアンテナから組織領域に放射される。

【0065】

本発明のTTDP524の利点は、上述の利点以外にも多数あり、それらについては個別実施例の記述を通じて説明する。

【0066】

本発明の第1から第4の目的は、従来型のTTMPよりもはるかに進歩したTTDPを好適に実施することである。以下に説明する通り、TTDPの表面の温度制御機能を追加することによって、さらに好適なTTDPを実施することができる。

【0067】

TTDP324、424および524の絶縁ケースがサファイア製の単一体鞘からなる場合、単一体鞘301、401および501の温度制御は、鞘内部に冷却液を循環させることによって容易に実現できる。こうすれば、TTDP324、424および524によるRF放射によって病変組織を加熱しても、単一体鞘301、401および501の表面温度は低く保たれる。したがって、病変組織の温度は均一に制御され、図30に示す通り、加熱しても病変組織の壊死を引き起こす温度を大きく超えることはない。図30において、符号TTは温熱療法温度を、符号TDはSARによって定まる組織温度をセ氏で示している。実線は病変組織の温度が低く抑えられていることを、破線はTTDPの表面からの距離に対するTTDPの温度変化を示している。単一体鞘301、401および501の温度を大幅に下げることができるので、TTDP324、424および524が挿入された病変組織の凝固は抑制されるが、これらの組織の壊死は阻害されず、またTTDP324、424および524の組織への固着も防止される。この温度制御により、外科医は高出力RFを利用できるようになるが、組織の壊死などの治療効果ならびにTTDPの組織への固着の防止により、温熱療法において従来よりも広い領域の病変組織を加熱できるようになる。

【0068】

本発明の第5の目的は、TTDPに薬剤輸送送達機能を持たせ、TTDPを経皮的に挿入した病変組織内に薬剤を注入できるようにすることである。

【0069】

さらに、本発明の第5の目的のため、本発明の第1から第4の目的において説明したTTDPが有する単一体鞘には、自身の辺部を貫く穴が鋭利な辺部に開けられているか、または自身の頭部から穴が開けられている。この鞘の円筒状の表面には、内側から外側に向かって穴が穿たれている。

【0070】

本発明の第5の目的であるTTDPの利点は、下記の通りである。例えば、図106から図110に示すように、薬剤を注入した後、組織内部に分散させることができる。または、拡散させた後、TTDP624から放射されるRF電力による加熱によって活性化させることができる。このTTDPには、このような薬剤輸送送達用の経路が物理的に設けられる。薬剤は、熱感応性ゲル製のカプセルに封入されており、RF放射によって加熱すれば、このゲルカプセルが破れ、薬剤が腫瘍内に分散する。あるいは、加熱によって薬剤が特定腫瘍の細胞の蛋白質の受容性を変化させ、その結果、薬剤がその腫瘍の一部を構成する細胞に浸透する。TTDPは、単一操作による組織への経皮的侵襲によって病変組織の加熱処置、薬剤への変換、および薬剤の注入を行えるので、カプセルまたは薬剤の種類によっては、TTDPが腫瘍の治療において有効である。

【0071】

本発明のTTDP624の利点は、上述の利点以外にも多数あり、それらについては個別実施例の記述を通じて説明する。

【0072】

本発明の第 6 の目的は、本発明の第 1 から第 5 の目的において開示した T T D P を外科医が安全に使用するための制御システムを提供することである。R F 電力を R F 電源から T T D P に導く際、T T D P での電力反射が R F 電源に戻らないようにして、戻り電力による R F 電源での R F 発電の不安定化を防止する必要がある。制御システムには、T T D P において反射される R F 電力が R F 電源に戻らないようにするためのサーキュレータを設ける。この制御システムは、R F 電力の出力レベルを制御し、R F 電力を適切なレベルに保ち、T T D P の挿入された病変組織の過熱を防止する。

【 0 0 7 3 】

本発明の第 6 の目的のため、治療用アンテナプローブシステムは、R F 電源と、同 R F 電源に接続されるサーキュレータと、本発明の第 1 から第 5 の目的に係る T T D P のうちから選択されかつ同軸ケーブルや結合線路などの R F 電力伝送手段を介して上記サーキュレータに接続された T T D P と、電力結合器を介して上記 R F 電源に接続された R F 電力メータと、から構成される。この R F 電力メータは、R F 電源が発生させる R F 電力を電力メータの出力信号によって制御する制御器に接続される。

10

【 0 0 7 4 】

治療用アンテナプローブシステムに熱変換器を組み込んで、この熱変換器からの出力信号を上記制御器への入力とし、その結果、同出力信号によって上記 R F 電源が発生させた R F 電力を制御し、温熱療法の制御を改善することもできる。

【 0 0 7 5 】

本発明の第 6 の目的の治療用アンテナプローブシステムの利点は、上述の利点以外にも多数あり、それらについては個別実施例の記述を通じて説明する。

20

【 0 0 7 6 】

本発明の第 7 の目的は、本発明の第 6 の目的で説明した治療用アンテナプローブシステムと、制癌効果および抗癌効果をもたらす一群の薬効から選択されたある特定の薬効を有する制癌剤と、を併用できるようにすることである。

【 0 0 7 7 】

本発明の治療用アンテナプローブシステムと制癌剤との併用の利点は、上述の利点以外にも多数あり、それらについては個別に実施例の記述を通じて説明する。

【 実施例 】

【 0 0 7 8 】

ここで図面に立ち戻り、多数の T T D P の実施例について、本発明の第 1 から第 6 の目的に沿って説明する。

30

【 0 0 7 9 】

まず、本発明の第 1 の目的のためサファイア製の頭部と可撓性絶縁チューブとを用いた T T D P について、以下に説明する。

【 0 0 8 0 】

図 1 3 から図 1 5 は、本発明の第 1 の目的の好適な実施例を示す。アンテナアセンブリは、中心導体 2 0 2 と、中心導体 2 0 2 の外周に形成した円筒状誘電絶縁体 2 0 3 と、外部導体 2 0 4 とで構成され、外部導体 2 0 4 の一部から形成される第 1 電極 2 0 8 が中心導体 2 0 2 に電氣的に接続され、外部導体 2 0 4 の別の一部から形成される第 2 電極 2 0 9 が第 1 電極 2 0 8 から電氣的に絶縁されている。第 1 電極 2 0 8 と第 2 電極 2 0 9 は、同軸ケーブルなどの R F 電力伝送ケーブルを介して R F 電力を供給するダイポールアンテナを形成する。中心導体 2 0 2、円筒状誘電絶縁体 2 0 3 および外部導体 2 0 4 は、同軸ケーブルの終端部に形成してもよい。T T D P は、アンテナアセンブリ 2 2 0 と、鋭利な辺部を有する頭部 2 9 3 を特徴とする鞘 2 3 0 と、から構成され、鋭利な辺部を有する頭部 2 9 3 は、辺部 2 9 1 と、可撓性絶縁パイプ 2 9 4 に堅固に結合される結合部 2 9 2 と、からなる。鋭利な辺部を有する頭部 2 9 3 の辺部 2 9 1 については、その先端部を機械加工によって鋭い刃物とし、組織を経皮的に切開し、その内部に挿入できるようにする。

40

【 0 0 8 1 】

第 1 電極 2 0 8 と第 2 電極 2 0 9 との電氣的絶縁は、外部導体 2 0 4 の一部を切除しそ

50

の切除部として電氣的絶縁間隙 207 は外部導体 204 に形成される。中心導体 202 と第 1 電極 208 との電氣的接続は、図 13 および図 14 に示す通り、導電性円板 210 を介して行うことが望ましい。図 13 は、アンテナアセンブリ 220 の断面図である。図 14 は、図 13 に示すアンテナアセンブリ 220 の別の断面図である。

【0082】

さらに図 15 は、本発明の第 1 の目的に係るもう一つ別の好適な実施例を示す。中心導体と第 1 電極との電氣的接続は、中心導体 202 を延長し、折り曲げて第 1 電極 208 と電氣的に接触させることによって行う。導電性円板 210 は、この実施例には使用しない。したがって、この実施例は、アンテナアセンブリ 220 に必要な構成部品が従来よりも少ない場合に向いている。

10

【0083】

さらに図 31 は、本発明に係るもう一つ別の好適な実施例を示す。第 1 電極 208 と第 2 電極 209 の構造は、金属パイプから、または外部導体 204 に巻き付けた金属板から作られ、かつ第 1 電極 208 と第 2 電極 209 に電氣的に接触する追加電極 218 と 219 を、第 1 電極 208 と第 2 電極 209 に追加したものである。外部導体 204 が、金属メッシュ（可撓性同軸ケーブルに用いられる）から、または錫または半田で固めた金属メッシュ（セミリジッドな同軸ケーブルに用いられる）から、作られる場合、電極 208 および 209 が軟らかすぎて機械的に正確に成形できないので、電氣的絶縁間隙 207 について、カットラインの明瞭な、または物理的精度の高い電極構造にすることはできない。したがって、第 1 電極 208 および第 2 電極 209 の代わりに追加電極 218 および 219 によってカットラインを明瞭にし、これら追加電極の輪郭線によって電氣的絶縁間隙 207 を電氣的に定義する。

20

【0084】

図 32 から図 34 は、本発明の第 1 の目的に係るその他の好適な実施例を示す。第 1 電極 208 と第 2 電極 209 とを電氣的に絶縁するために設ける電氣的絶縁間隙には、両電極間の電氣絶縁体となり、好ましくは円筒状誘電絶縁体 203 と同一または類似の材質から作られる絶縁環 211 をはめ込む。この絶縁環 211 を使うと、電氣的絶縁間隙が単なる切除によって設けられた場合よりも第 1 電極 208 と第 2 電極 209 との間の絶縁破壊電圧を高くすることができる。したがって、RF 電力の供給量を増し、RF 電力放射の量を増すことができる。曲げ力による電氣的絶縁間隙の歪みについては、上記の絶縁環 211 の機械的剛性によって抑制できる。図 34 に示す絶縁環 211 は円筒状誘電絶縁体 203 に設けた間隙に埋め込まれるので、第 1 電極 208 と第 2 電極 209 とのエッジライン上の余計な材料が取り除かれて、電氣的絶縁間隙における外部導体 204 のエッジが明瞭になる。

30

【0085】

図 35 および図 36 は、図 14 および図 33 に示す TTDPA アンテナアセンブリ 220 を先端に形成する同軸ケーブル 233 を覆って保護する外部被覆 205 に TTDPA 224 が繋がっていることを特徴とする、本発明の第 1 の目的に係るその他の好適な実施例をそれぞれ示す。追加収縮チューブ 212 を追加することによって、収縮チューブ 294 の内側を気密にして外気から遮断し、アンテナアセンブリ 220 から雑菌が漏れ出すことを抑制できる構造としている。当然、TTDPA アンテナアセンブリ 220 を覆う熱収縮チューブ 294 で外部被覆 205 を直接覆ってもよいが、その構成の場合、追加収縮チューブ 212 は不要である。

40

【0086】

図 37 は、図 35 および図 36 に示す追加収縮チューブ 212 を使わず、熱収縮チューブ 294 を引き伸ばして露出同軸ケーブルを覆うことを特徴とする、本発明の第 1 の目的に係るもう一つ別の好適な実施例を示す。この熱収縮チューブ 294 は、露出同軸ケーブルの保護被覆となり、アンテナアセンブリ 220 から雑菌が漏れ出すのを効果的に抑制できる。

【0087】

50

TTDPを容易に取り扱えるようにすることを意図する場合、TTDPの構成をセミリジッドな同軸ケーブルまたは可撓性同軸ケーブルから分離したものとすることが、RF電源からTTDPへの電力伝送上、望ましい場合もある。図38に示す通り、アンテナアセンブリ220は、上記ケーブルから分離されているが、コネクタ214を介して結合されている。RF電力は、RF電力伝送線を介してコネクタ214に供給される。このTTDP224は、上記ケーブルが外れるので、殺菌装置の容器に入れて殺菌できる。これにより、術後の感染のおそれを低減することが可能となる。

【0088】

図39および図40は、追加電極221が第1電極208と第2電極209との間に追加されることを特徴とする、本発明の第1の目的に係るもう一つ別の好適な実施例を示す。SARの分布が追加電極において伸び、TTDP224に沿って長い範囲に渡って焼灼することが可能になり、それによって、焼灼を複数回行うのではなく、TTDP224を病変組織に経皮的に挿入する深さで治療を1回行うだけで済ませられる。

【0089】

図41から図48は、辺部291と熱収縮チューブ294に密着する結合部とからなる、鋭利な辺部を有する頭部293の刃先の形状が一枚刃プローブ形状の鞘230を形成することを特徴とする、本発明の第1の目的に係るその他の好適な実施例を示す。結合部292を熱収縮チューブ294に接合する方法がよく分かるように、熱収縮チューブ294を断面図に示す。何れも若干テーパ状になっていて、右側の直径が左側の直径よりもやや大きくなる。したがって、サファイア製の頭部293を結合部292において熱収縮チューブ294に固く接合できるので、熱収縮チューブ294を引き抜く際にサファイア製の頭部293が組織に取り残されるといった事故を起さずにTTDP224を引き抜くことができる。辺部291と結合部292は、一塊のサファイアまたはサファイア原石を切断または削摩して作る。図41および図42は、直線状の刃先を示す。図43および図44は、先細り状の刃先を示す。図45および図46は、円錐状の刃先を示す。図47および図48は、矢状の刃を示す。

【0090】

図49から図51は、結合部292が有するカット面295が熱収縮チューブと密着しており、同チューブ内での辺部291の回転が防止されるようになっていることを特徴とする、本発明の第1の目的に係るその他の好適な実施例を示す。図50および図51は、辺部291付きの結合部292の断面図を示す。図51に示す切り込み296も、図49と図50に示すカット面と同じく、本発明の第1の目的に対して好適である。

【0091】

本発明の第2の目的は、温度むらを低減することである。本発明の第2の目的のためにサファイア製の鞘によってアンテナアセンブリを覆うTTDPについて、以下、図16から図18を用いて説明する。

【0092】

本発明の第2の目的に供せられるTTDPの構造は、図16から図18に示す通りである。アンテナアセンブリ320は、中心導体302と、中心導体302の外周に形成される円筒状誘電絶縁体303と、外部導体304とから構成されており、第1電極308が外部導体304の一部から形成されかつ中心導体302と電氣的に接続され、第2電極309が第1電極308から電氣的に絶縁された外部導体304の別の部分から形成されることを特徴とする。第1電極308と第2電極309は、同軸ケーブルを介してRF電力の供給を受けるダイポールアンテナを形成する。中心導体302、円筒状誘電絶縁体303および外部導体304は、同軸ケーブルの終端部に形成してもよい。TTDP324は、アンテナアセンブリ320と、サファイア製の単一体鞘301とから構成される。単一体鞘301の頭部は、機械加工によって鋭い刃物となっており、組織を経皮的に切開し、その内部に挿入できるようになっている。

【0093】

第1電極308と第2電極309との電氣的絶縁は、外部導体304の一部の切除跡と

して外部導体 304 に形成される電氣的絶縁間隙 307 によって行う。中心導体 302 と第 1 電極 308 との電氣的接続は、図 16 および図 17 に示す通り、導電性円板 310 を介して行う。図 16 は、アンテナアセンブリ 320 の外観図と単一体鞘 301 の断面図を示す。さらに図 17 は、図 16 に示すアンテナアセンブリの断面図を示す。

【0094】

さらに図 18 は、本発明の第 2 の目的に係るもう一つ別の好適な実施例を示す。中心導体と第 1 電極との電氣的接続は、中心導体 302 を延長し、折り曲げて第 1 電極 308 と電氣的に接触させることによって行う。導電性円板 310 は使用しないので、この実施例は、アンテナアセンブリ 320 用の構成部品が従来よりも少ない場合に適している。

【0095】

さらに図 52 は、本発明の第 2 の目的に係るもう一つ別の好適な実施例を示す。金属パイプから、または外部導体 304 に巻き付けた金属板から作った追加電極 318 と 319 とを、第 1 電極 308 と第 2 電極 309 に追加する。外部導体 304 が金属メッシュパイプ（可撓性同軸ケーブルに用いられる）から、または錫または半田で固めた金属メッシュ（セミリジッドな同軸ケーブルに用いられる）から作られる場合、電極 308 および 309 が軟らかすぎて機械的に正確に成形できないので、電氣的絶縁間隙 307 について、カットラインの明瞭な、または物理的精度の高い電極構造にすることはできない。したがって、第 1 電極 308 および第 2 電極 309 の代わりに追加電極 318 および 319 によってカットラインを明瞭にし、これら追加電極の輪郭線によって電氣的絶縁間隙 307 を電氣的に形状の確定をする。

【0096】

図 53 から図 55 は、本発明の第 2 の目的に係るその他の好適な実施例を示す。第 1 電極 308 と第 2 電極 309 とを電氣的に絶縁するために設ける電氣的絶縁間隙には、円筒状誘電絶縁体 303 と同一または類似の材質から作られる絶縁環 311 を詰める。この絶縁環 311 を使うと、電氣的絶縁間隙が単なる切除した部分である場合よりも第 1 電極 308 と第 2 電極 309 との間の絶縁破壊電圧を高くすることができる。したがって、RF 電力の供給量を増し、RF 電力放射の量を増すことができる。曲げ力による電氣的絶縁間隙の歪みについては、上記の絶縁環 311 の機械的剛性によって抑制できる。図 55 に示す絶縁環 311 は、円筒状誘電絶縁体 303 に設けた間隙に埋め込まれるので、第 1 電極 308 と第 2 電極 309 とのエッジライン上の余計な材料が取り除かれ、電氣的絶縁間隙における外部導体 304 の辺が明瞭になる。

【0097】

図 56 と図 57 は、図 17 および図 54 に示す TTDPA ンテナアセンブリ 320 を先端に形成する同軸ケーブル 333 を覆って保護する外部被覆 305 に TTDPA ンテナアセンブリ 324 が繋がっていることを特徴とする、本発明の第 2 の目的に係るその他の好適な実施例をそれぞれ示す。追加収縮チューブ 312 を追加することによって、単一体鞘 301 の内側を気密化して外気から遮断し、アンテナアセンブリ 320 から雑菌が漏れ出すことを抑制することができる。当然、TTDPA ンテナアセンブリ 320 を収納する単一体鞘 301 は、図 56 および図 57 に示す通り、追加収縮チューブ 312 と外部被覆 305 とで覆われる。

【0098】

図 58 は、金属パイプから、または外部導体 304 に巻き付けた金属板から作られ、図 52 に示す通り、第 1 電極 308 と第 2 電極 309 に電氣的に接触する追加電極 318 と 319 を第 1 電極 308 と第 2 電極 309 に追加することを特徴とする、本発明の第 2 の目的に係るもう一つ別の好適な実施例を示す。追加収縮チューブ 312 は、同軸ケーブル 333 の保護被覆となり、アンテナアセンブリ 320 から雑菌が漏れ出すのを効果的に抑制することができる。

【0099】

TTDPA を容易に取り扱えるようにすることを意図する場合、TTDPA の構成をセミリジッドな同軸ケーブルから、または可撓性同軸ケーブルから分離したものとすることが望ましい場合もある。図 59 に示す通り、アンテナアセンブリ 320 は、上記ケーブルから

10

20

30

40

50

分離されているが、コネクタ 314 を介して結合されている。RF 電力は、RF 電力伝送線を介してコネクタ 314 に供給される。この TTD P 324 は、上記ケーブルが外れるので、殺菌装置の容器に入れて殺菌することができる。これにより、術後感染のおそれを低減することが可能となる。

【0100】

図 60 および図 61 は、第 1 電極 308 と第 2 電極 304 との間に第 3 電極 321 が追加された、本発明の第 2 の目的に係るその他の好適な実施例を示す。SAR 分布が追加電極によって伸びるので、TTD P 324 に沿って長い範囲に渡って焼灼することが可能になり、それによって、焼灼を複数回行うのではなく（文献 3 を参照）、TTD P 324 を病変組織に経皮的に挿入する深さで 1 回治療を行うだけで済ませられる（文献 3 を参照）。

10

【0101】

図 62 から図 69 は、単一体鞘 301 の頭部が機械加工によって鋭い刃物となっており、組織を経皮的に切開し、その内部に挿入することのできる、本発明の第 2 の目的に係るその他の好適な実施例を示す。単一体鞘 301 は、この好適な実施例ではサファイア製であるが、その刃先の形状は、図 62 および図 63 に示す通り、直線状になっている。図 64 および図 65 に示すサファイア製の頭部 301 の刃先の形状は、テーパ状になっている。図 66 および図 67 に示すサファイア製の頭部 301 の刃先の形状は、円錐状になっている。図 68 および図 69 に示すサファイア製の頭部 301 の刃先の形状は、槍の穂先状になっている。

20

【0102】

本発明の第 3 の目的は、放射間隙が 1 個しかないという問題、すなわち、組織に対してただ一つの間隙からしか RF 放射が行われず、焼灼を均一に行うことが難しいという問題、を解決することである。ここで提供するアンテナ構造では、複数の電氣的絶縁間隙が TTD P 用のアンテナ上に形成されている。

【0103】

図 24 から図 26 は、本発明の第 3 の目的に係る一連の好適な実施例を示す。第 1 電極 408 と第 2 電極 409 とからなる各電極対には、結合線路の外部導体 404 の一部を除去して電氣的絶縁間隙 407 を設ける。図 25 は、アンテナアセンブリの正面図を示す。第 1 電極 408、第 2 電極 409、ならびに第 1 中心導体 402a および第 2 中心導体 402b は、図 24 から図 26 に示す通り、結合線路 435 の構造内で電氣的に接続される。ただし、第 1 中心導体 402a と第 2 中心導体 402b との間の電氣的接続方法および第 1 電極 408 と第 2 電極 409 との間の電氣的接続方法は、それぞれの図ごとに異なる。第 1 電極 408 と第 2 電極 409 との各対は、ダイポールアンテナ 436a、436b および 436c を形成する。TTD P 424 は、ダイポールアンテナ 436a、436b および 436c からなるアンテナアセンブリと、サファイア製の単一体鞘 401 とで構成される。鞘については、サファイア製の頭部とポリマー製のパイプとを組み合わせた絶縁材料からなるものを使用することもできる。

30

【0104】

図 24 に示す実施例は、第 1 中心導体 402a と第 2 中心導体 402b とを有する結合線路によるものである。第 1 電極 408 と第 2 電極 409 は、それぞれ電力供給点 434a と 434b を介して第 1 中心導体 402a と第 2 中心導体 402b に接続され、それぞれ電力供給点 434a と 434b に近接して対面している。図 26 に示す実施例は、第 1 中心導体 402a と第 2 中心導体 402b とを有する結合線路によるものである。第 1 中心導体 402a と第 2 中心導体 402b は、第 1 電極対をなす第 1 電極 408 と第 2 電極 409 とにそれぞれ電力供給点 403a および 403b を経由して接続され、第 1 電極 408 と第 2 電極 409 は、電力供給点 403a と 403b に近接して対面する。第 1 および第 2 中心導体は、第 2 電極対をなす第 2 電極 409 と第 1 電極 408 とにそれぞれ電力供給点 403b および 403a 経由で接続され、第 1 電極 408 と第 2 電極 409 は電力供給点 403b と 403a に近接して対面する。第 1 電極対と第 2 電極対は、アンテナア

40

50

センブリ 4 2 0 内に交互に形成される。

【 0 1 0 5 】

さらに、単一体鞘 3 0 1 は、サファイアから作ることもできる。さらに、この鞘は、辺部と、可撓性絶縁パイプ（TEFLON（商標）製、または P T F E 以外のポリエチレン製）に堅固に結合される結合部と、から構成されるサファイア製の頭部を有する鞘として形成される。サファイア製の頭部の辺部は、その先端部を機械加工によって鋭い刃物とすることによって、組織を経皮的に切開し、その内部に挿入できるようになっている。

【 0 1 0 6 】

図 7 0 から図 7 2 は、本発明の第 3 の目的に係る、もう一つ別の一連の好適な実施例を示す。結合線路 4 3 5 は、R F 電源と接続することにより R F 電力伝送ケーブルとして機能し、2 本の第 1 中心導体 4 0 2 a と第 2 中心導体 4 0 2 b に電氣的に接続される。アンテナアセンブリ 4 2 0 は、複数のダイポールアンテナ対からなり、第 1 電極と第 2 電極との間および第 1 中心導体 4 0 2 a と第 2 中心導体 4 0 2 b との間を結ぶその電気接続構成は、図 2 4 および図 2 6 に示す構成と同じである。ただし、第 1 中心導体 4 0 2 a と第 2 中心導体 4 0 2 b との間の電氣的続方法および第 1 電極と第 2 電極との間の電氣的接続方法は、図ごとに異なる。一方、結合線路 4 3 5 は、図 7 0 および図 7 2（両者ともこの一連の好適な実施例の断面図）ならびに図 7 1（この一連の好適な実施例の正面図）に示す通り、電力伝送ケーブルとして機能し、外部被覆 4 0 5 によって覆われる。追加収縮チューブ 4 1 2 を追加することによって、外部被覆 4 0 5 と単一体鞘 4 0 1 との間の気密性を確保する。この気密性の高い構成によって、手術中における T T D P アンテナアセンブリからの雑菌の漏出を防止する。第 1 電極と第 2 電極との間、または中心導体の間のどちらの電氣的接続でも、図 7 0 または図 7 2 に示す方法で行うことができる。追加収縮チューブ 4 1 2 は熱収縮チューブとし、外部被覆 4 0 5 は非収縮被覆としてよい。

【 0 1 0 7 】

図 7 3 から図 7 9 は、本発明の第 3 の目的に係り、特に二つの中心導体である第 1 中心導体 4 0 2 a および第 2 中心導体 4 0 2 b と外部導体 4 0 4 との接続に係る、もう一つ別の一連の好適な実施例を示す。さらに、電氣的絶縁間隙 4 0 7 を介して第 1 電極 4 0 8 と第 2 電極 4 0 9 を絶縁する構造においては、第 1 電極 4 0 8 と第 2 電極 4 0 9 を第 1 中心導体 4 0 2 a と第 2 中心導体 4 0 2 b に接続することによって電氣的接続を行う。第 1 電極と第 2 電極は、結合線路 4 3 5 を切って小部品にしたものである。第 1 中心導体 4 0 2 a および第 2 中心導体 4 0 2 b は、向かい合った小部品の第 1 電極 4 0 8 と第 2 電極 4 0 9 との終端面から引き出される。図 7 3 と図 7 4 に示す通り、電氣的絶縁間隙 4 0 7 は、導電層 4 3 8 a と 4 3 8 b を有するプリント基板（P C B と略称する）から製作可能な絶縁間隙片 4 3 7 によって与えられる。絶縁間隙片 4 3 7 は、結合線路 4 3 5 の断面の形状に似た円板状に成形されており、第 1 中心導体 4 0 2 a と第 2 中心導体 4 0 2 b を通す貫通穴 4 3 9 を 2 個有する。絶縁間隙片 4 3 7 の導電層 4 3 8 a と 4 3 8 b については、貫通穴 4 3 9 の直径に比して大きな穴を開け、貫通穴 4 3 9 において第 1 中心導体 4 0 2 a と第 2 中心導体 4 0 2 b が導電層 4 3 8 a と 4 3 8 b に接触することがないようにする。第 2 電極 4 0 9 側の第 1 中心導体 4 0 2 a は、第 1 電極 4 0 8 に接触する絶縁間隙片 4 3 7 の導電層 4 3 8 a の方向へ引き出される。第 1 電極 4 0 8 側の第 2 中心導体 4 0 2 b は、第 2 電極 4 0 9 に接触する絶縁間隙片 4 3 7 の他方の導電層 4 3 8 b の方向へ引き出される。図 7 3 と図 7 4 に示す通り（図 7 3 は斜視図、図 7 4 は断面図）、第 1 中心導体 4 0 2 a は第 2 電極 4 0 9 に、そして第 2 中心導体 4 0 2 b は第 1 電極 4 0 8 に、半田 4 4 5 を使って半田付けされる。結合線路 4 3 5 に沿って電氣的絶縁間隙 4 0 7 の長手方向の長さを短くして、第 1 電極 4 0 8 と第 2 電極 4 0 9 とによって構成されるダイポールアンテナ内に組み込めるようにするために、第 1 中心導体 4 0 2 a と第 2 中心導体 4 0 2 b との捩り部分を外部導体 4 0 4 から引き出す。第 1 中心導体 4 0 2 a と第 2 中心導体 4 0 2 b との捩り部分が外部導体 4 0 4 の表面からはみ出る場合、図 7 5 に示すように、半田で固めた後ののはみ出し部分を除去する。第 1 中心導体 4 0 2 a と第 2 中心導体 4 0 2 b がそれぞれ絶縁間隙片 4 3 7 上の導電層 4 3 8 a と 4 3 8 b に不必要に接触するのを防止す

るため、図 7 6 (断面図) に示すように、絶縁間隙片 4 3 7 の一部について導電層 4 3 8 a および 4 3 8 b を部分的に残し、第 2 電極 4 0 9 と第 1 電極 4 0 8 とにそれぞれ半田付けし、不要な部分を除去する。第 1 中心導体 4 0 2 a および 第 2 中心導体 4 0 2 b と、絶縁間隙片 4 3 7 と、第 1 電極 4 0 8 および第 2 電極 4 0 9 とを半田付けする場合、結合線路 4 3 5 の円筒状誘電絶縁体 4 0 3 と異なる誘電絶縁材料 (樹脂など) で絶縁片 4 4 3 を別途製作し、図 7 7 に示すように、この絶縁片を 第 1 中心導体 4 0 2 a と 第 2 中心導体 4 0 2 b との周りの隙間に詰めることができる。

【 0 1 0 8 】

絶縁間隙片 4 3 7 を使用する代わりに、第 1 中心導体 4 0 2 a と 第 2 中心導体 4 0 2 b との挟り部分を引き出し、外部導体 4 0 4 に半田付けし、挟り部分のうち結合線路の表面からはみ出す部分を除去し、図 7 8 に示すように第 1 電極 4 0 8 と第 2 電極との間に位置し、挟り部分を収めるスロットに上記の絶縁片 4 4 3 を挿入するかまたは詰め込む。

【 0 1 0 9 】

電氣的絶縁間隙 4 0 7 は、外部導体 4 0 4 の一部を除去して第 1 電極 4 0 8 と第 2 電極 4 0 9 との間に設ける。したがって、中心導体である 第 1 中心導体 4 0 2 a と 第 2 中心導体 4 0 2 b との電氣的接続部 4 3 4 a および 4 3 4 b のためにアンテナアセンブリ 4 2 0 に隙間を設ける必要がある。電氣的接続部 4 3 4 a と 4 3 4 b の接続を良好に行うため、外部導体 4 0 4 の表面にスロット 4 4 2 を設け、図 7 9 に示す通り、第 1 中心導体 4 0 2 a と 第 2 中心導体 4 0 2 b ならびに第 1 電極 4 0 8 と第 2 電極 4 0 9 を確実に半田付けできるようにする。

【 0 1 1 0 】

図 8 0 から図 8 2 は、本発明の第 2 の目的に係り、特にアンテナアセンブリ 4 2 0 と電力伝送ケーブルとして機能する結合線路 4 3 5 との接続に係る、もう一つ別の一連の好適な実施例を示す。結合線路 4 3 5 は、2 本の 第 1 中心導体 4 0 2 a および 第 2 中心導体 4 0 2 b と、円筒状誘電絶縁体 4 0 3 と、外部導体 4 0 4 とから構成されており、その終端にはアンテナアセンブリ 4 2 0 を設ける。結合線路 4 3 5 は、従来型の R F 電力伝送ケーブルと同じものであってもよい。本実施例では、第 1 中心導体 4 0 2 a と第 2 中心導体 4 0 2 b が互いに接続される。片側に導電層 4 3 8 c を有する絶縁間隙片 4 4 0 は、電氣的絶縁間隙 4 0 7 のために使用される。この絶縁間隙片 4 4 0 は、結合線路 4 3 5 の断面の形状に類似した円板状に成形されており、第 1 中心導体 4 0 2 a と 第 2 中心導体 4 0 2 b を通す貫通穴 4 3 9 を 2 個有する。第 1 中心導体 4 0 2 a については、第 1 電極 4 0 8 内から引き出し、結合線路 4 3 5 の外部導体 4 0 4 に半田付けする。電力伝送ケーブルとして機能する結合線路 4 3 5 の中心導体 4 0 2 a とアンテナアセンブリ 4 2 0 内の 第 1 中心導体 4 0 2 a (図 7 0 から図 7 3 を参照) とは、絶縁間隙片 4 4 0 の導電層 4 3 8 c に接続され、図 8 0 に示す通り、第 1 電極に半田 4 4 5 で半田付けされる。

【 0 1 1 1 】

第 1 中心導体 4 0 2 a および 第 2 中心導体 4 0 2 b と絶縁間隙片 4 4 0 の導電層 4 3 8 c とを不必要に接触させることなく、確実に外部導体 4 0 4 と第 1 電極 4 0 8 の 第 2 中心導体 4 0 2 b とを電氣的に接触させるため、貫通穴 4 3 9 の直径と比較して大きな穴を導電層 4 3 8 c に開ける代わりに、図 8 1 (主要部分の斜視図) に示すように導電層 4 3 8 c の大部分を除去し、第 1 電極 4 0 8 と向き合う導電層 4 3 8 c の一部を第 1 電極 4 0 8 に半田付けする。第 2 中心導体 4 0 2 b と、絶縁間隙片 4 4 0 と、第 1 電極 4 0 8 とを半田付けする際に中心導体 4 0 2 b の周りに生じる隙間を埋めるため、図 8 2 に示す通り、上記の絶縁片 4 4 3 を絶縁間隙片 4 4 0 と第 1 電極 4 0 8 との間の隙間に挿入する。結合線路 4 3 5 の中心導体 2 本は、結合線路 4 3 5 の中心導体 2 本の接続点 4 3 4 c で終端処理されるので、中心導体 2 本を 1 本の中心導体として使用して R F 電源から R F 給電を行うことができる。

【 0 1 1 2 】

従来型の R F 電力伝送ケーブルは、単一中心導体 4 0 2 d と、単一中心導体 4 0 2 d の外周に形成した円筒状誘電絶縁体 4 0 3 と、さらにその周りを覆う外部導体 4 0 4 とから

10

20

30

40

50

なる同軸ケーブル 4 3 5 d であり、図 8 3 に示す通り、単一中心導体 4 0 2 d が第 1 中心導体 4 0 2 a に、そして外部導体 4 0 4 が第 2 中心導体 4 0 2 b に電氣的に接続された電力伝送ケーブルとして使用できる。

【 0 1 1 3 】

絶縁間隙片 4 4 0 については、半田付けによって第 1 電極 4 0 8 と第 2 電極 4 0 9 に接触する部分に導電層 4 3 8 a を設けてもよい。具体的には、第 1 中心導体 4 0 2 a と 第 2 中心導体 4 0 2 b との挟り部分を収納する隙間をアンテナアセンブリ 4 2 0 に設ける必要がある。電氣的接続を良好に行うため、外部導体 4 0 4 の表面にスロット 4 4 2 を設け、図 8 4 に示す通り、第 1 中心導体 4 0 2 a と 第 2 中心導体 4 0 2 b ならびに第 1 電極 4 0 8 と第 2 電極 4 0 9 を確実に半田付けできるようにする。

10

【 0 1 1 4 】

図 8 5 から図 8 7 は、本発明の第 3 の目的に係るもう一つ別の一連の好適な実施例を示す。アンテナアセンブリ 4 2 0 は、両方とも第 1 電極 4 0 8 と第 2 電極 4 0 9 とからなるダイポールアンテナ 4 3 6 a および 4 3 6 b と、各電極が互い違いに長手方向に折り曲げられている別の電極対 4 3 6 e とから構成されている。第 1 電極 4 0 8 と第 2 電極 4 0 9 は、外部導体 4 0 4 から形成される。その他の外部電極 4 0 8 a と 4 0 9 a は、第 1 電極 4 0 8 と第 2 電極 4 0 9 にそれぞれ電氣的に接続され、両電極は図 8 5 と図 8 7 の断面図に示す形状に折り曲げられる。図 8 5 および図 8 7 に示すダイポールアンテナ 4 3 6 a と 4 3 6 b との構造は、図 2 4 に示すダイポールアンテナ 4 3 6 a と 4 3 6 b との構造と同じであり、電極対 4 3 6 b と 4 3 6 c との構造はそれぞれ図 2 6 に示す通りである。電力供給点 4 3 4 b と 4 3 4 e は、T T D P 4 2 4 が挿入された外側の組織領域への R F 電力放射量が、アンテナアセンブリ 4 2 0 の各電極上の他の場所と比べ、電氣的絶縁間隙 4 0 7 a において多くなるように定める。電極対 4 3 6 e は、ダイポールアンテナとして機能する。電氣的絶縁間隙 4 0 7 a は結合線路 4 3 5 の外部導体 4 0 4 の一部を除去して形成し、2 本の外部電極 4 0 8 a および 4 0 9 a は外部導体 4 0 4 上で折り曲げて形成され、同外部導体の一部は第 1 電極 4 0 8 として、同外部導体の別の一部は第 2 電極 4 0 9 として形成される。第 2 中心導体 4 0 2 b と 曲げられた外部電極 4 0 9 a との電氣的接続構造は、第 1 中心導体 4 0 2 a と外部導体 4 0 4 について図 7 3 から図 7 9 に示す電氣的接続構造と同じである。第 1 中心導体 4 0 2 a ともう一つ別の外部電極 4 0 8 a (折り曲げ構造) との電氣的接続は、図 1 3 に示す導電性円板 2 1 0 と類似した導電性円板 4 1 0 を介して行う。図 8 6 は、アンテナアセンブリの正面図である。第 1 電極 4 0 8、第 2 電極 4 0 9 および中心導体は、図 8 5 および図 8 7 に示す通り、結合線路 4 3 5 (図 8 5 から図 8 7 では特に図示しない) の内部で電氣的に接続される。ただし、第 1 中心導体 4 0 2 a と第 2 中心導体 4 0 2 b との間の電氣的接続方法および第 1 電極 4 0 8 と第 2 電極 4 0 9 との間の電氣的接続方法は、それぞれの図によって異なる。対をなす第 1 電極 4 0 8 と第 2 電極 4 0 9 はダイポールアンテナ 4 3 6 a および 4 3 6 b を形成し、もう一つ別の対をなす外部電極 4 0 9 a と 4 0 8 a (折り曲げ構造) はダイポールアンテナ 4 3 6 d を形成する。T T D P 4 2 4 は、ダイポールアンテナ 4 3 6 a、4 3 6 b および 4 3 6 e からなるアンテナアセンブリ 4 2 0 と、絶縁材料製の単一体鞘 4 0 1 とで構成される。

20

30

【 0 1 1 5 】

図 8 8 から図 9 0 は、本発明の第 3 の目的に係るもう一つ別の一連の好適な実施例を示す。結合線路 4 3 5 は、R F 電源との接続により R F 電力伝送ケーブルとして機能し、第 1 中心導体 4 0 2 a と 第 2 中心導体 4 0 2 b に電氣的に接続される。アンテナアセンブリ 4 2 0 は、複数のダイポールアンテナ対 4 3 6 a、4 3 6 b、4 3 6 c および 4 3 6 e からなり、第 1 電極 4 0 8 と第 2 電極 4 0 9 との間、および 第 1 中心導体 4 0 2 a と 第 2 中心導体 4 0 2 b との間を結ぶその電気接続構成は図 2 4 および図 2 6 に示す構成と同じである。一方、結合線路 4 3 5 は、図 7 0 および図 7 2 (両者ともこの一連の好適な実施例の断面図) ならびに図 7 1 (この一連の好適な実施例の正面図) に示す通り、電力伝送ケーブルとして機能し、外部被覆 4 0 5 によって覆われる。図 8 9 も、この一連の好適な実施例の正面図である。追加収縮チューブ 4 1 2 を追加することによって、外部被覆 4 0 5

40

50

と単一体鞘 401 との間の気密性が確保される。この気密性の高い構成によって、手術中における T T D P アンテナアセンブリからの雑菌の漏出を防止する。第 1 電極 408 と第 2 電極 409 との間、または第 1 中心導体 402 a と第 2 中心導体 402 b との間の電氣的接続を図 88 または図 90 のどちらにしたがって実施するにせよ、その方法は図 70 または図 72 に示すものと同じとする。追加収縮チューブ 412 は熱収縮チューブ、外部被覆 405 は非収縮被覆としてよい。

【0116】

本発明の第 3 の目的の単一体鞘 401 は、図 24 その他に示す単一体構造に代えて、T T D P 224 用の鞘 230 と同じもの、例えば、鋭利な辺部と熱収縮チューブとで構成される、鋭利な辺部を有する頭部 293 を有する鞘としてよい。

【0117】

図 27 から図 29 は、本発明の第 4 の目的に係る一連の好適な実施例を示す。アンテナアセンブリ 520 は、前方ダイポールアンテナ 538 を形成する電極対 537 a と 537 b を自身の先端に有する。第 1 中心導体 502 a と第 2 中心導体 502 b は、それぞれ電極対 537 a と 537 b に接続される。電極対 537 a と 537 b は、二つの電氣的絶縁間隙 507 a と 539 を共有し、それらによって各電極が互いに絶縁される。R F 電極は、電氣的絶縁間隙 539 から外側に向かって放射される。各間隙は、ダイポールアンテナ 536 a、536 b および 536 c のインピーダンスが同じになるように電氣的絶縁間隙 507 a と電氣的絶縁間隙 539 を形成することによって決定する。その結果、R F 電力がダイポールアンテナ 536 a、536 b および 536 c を介して外側の組織領域に放射されると、R F 電力の一部が円筒状の組織領域に対して水平に放射され、また、R F 電力が前方ダイポールアンテナ 538 を介して外側の組織領域に放射されると、R F 電力の残りの部分は T T D P 524 の挿入された前方組織領域に対して垂直に放射される。図 91 は、前方ダイポールアンテナ 538 の拡大図である。電氣的絶縁間隙 507 a は、結合線路 535 の外部導体 504 の一部を除去して形成される。二つの電極対 537 a と 537 b については、半円環状電極 2 個（各電極については半円環状電極と呼ぶ）が円筒状誘電絶縁体 503 の周りを取り付くようにして形成する。二つの電氣的絶縁間隙 539 は、半円環状に形成した一对の電極 537 a と 537 b との間に形成される。第 1 中心導体 502 a と第 2 中心導体 502 b は、それぞれ電極対 537 a と 537 b に電氣的に接続される。電極対 537 a と 537 b との結合線路 535 の軸に沿った長さは、もっとも近い電力供給点 534 a および 534 b から電氣的絶縁間隙 539 までの有効長が R F 波の 1 / 2 波長となるように定める。すると、最大電流が電氣的絶縁間隙 539 において、また、一定レベルの電流が電氣的絶縁間隙 507 a において発生し、残りの R F 電力が電氣的絶縁間隙 539 と電氣的絶縁間隙 507 a から放射される。電極対 537 a と 537 b は、ダイポールアンテナ、特に前方ダイポールアンテナ 538 に合わせて形成される。電氣的絶縁間隙 539 からの放射は、灯台効果の軽減に特に有効である。図 28 は、アンテナアセンブリの正面図と単一体鞘 501 の断面図とを示す。第 1 電極 508、第 2 電極 509 ならびに第 1 中心導体 502 a および第 2 中心導体 502 b は、図 27 および図 29 に示す通り、結合線路 535 内で電氣的に接続される。ただし、第 1 中心導体 502 a と第 2 中心導体 502 b との間の電氣的接続方法および第 1 電極 508 と第 2 電極 509 との間の電氣的接続方法は、それぞれの図によって異なる。対をなす第 1 電極 508 と第 2 電極 509 はダイポールアンテナ 536 a、536 b および 536 c に合わせて形成され、電極対 537 a と 537 b は前方ダイポールアンテナ 538 に合わせて形成される。T T D P 524 は、ダイポールアンテナ 536 a、536 b、536 c および前方ダイポールアンテナ 538 からなるアンテナアセンブリ 520 と、サファイアなどの絶縁材料製の単一体鞘 501 と、から構成される。

【0118】

図 92 から図 94 は、本発明の第 4 の目的に係るもう一つ別の一連の好適な実施例を示す。結合線路 535 は、R F 電源（上記図に図示せず）との接続により R F 電力伝送ケーブルとして機能し、2 本の第 1 中心導体 502 a と第 2 中心導体 502 b に電氣的に接続

10

20

30

40

50

される。アンテナアセンブリ 520 は、複数のダイポールアンテナ対からなり、第 1 電極と第 2 電極との間、第 1 中心導体 502 a と第 2 中心導体 502 b との間を結ぶその電気接続構成は図 27 および図 29 に示す構成と同じである。一方、結合線路 535 は、図 92 および図 94 (両者ともこの一連の好適な実施例の断面図) ならびに図 93 (この一連の好適な実施例の正面図と単一体鞘 501 の断面図) に示す通り、電力伝送ケーブルとして機能し、外部被覆 405 によって覆われる。追加収縮チューブ 512 を追加することによって、外部被覆 505 と単一体鞘 501 との間の気密性が確保される。この気密性の高い構成によって、手術中における T T D P アンテナアセンブリ 520 からの雑菌の漏出を防止する。第 1 電極 508 と第 2 電極 509 との間、または第 1 中心導体 502 a と第 2 中心導体 502 b との間の電氣的接続を図 92 または図 94 のどちらにしたがって実施するにせよ、その方法は図 70 または図 72 に示すものと同じである。追加収縮チューブ 512 は熱収縮チューブ、外部被覆 505 は非収縮被覆としてよい。

【0119】

図 95 から図 97 は、本発明の第 4 の目的に係るもう一つ別の一連の好適な実施例を示す。アンテナアセンブリ 520 は、前方ダイポールアンテナ 538 を形成する電極対 537 a と 537 b を自身の先端に有する。第 1 中心導体 502 a と第 2 中心導体 502 b は、それぞれ電極対 537 a と 537 b に接続される。電極対 537 a と 537 b は、図 98 に示す通り、半分に切ったカップ状の構造を有する。これらは、前方ダイポールアンテナ 538 を構成要素とする。電極対 537 a と 537 b は、半円環状電極 2 個が円筒状誘電絶縁体 503 の周りに取り付くようにして形成される。第 1 中心導体 502 a と第 2 中心導体 502 b は、導電性端部 540 a および 540 b と埋め込み半田 541 とを介してそれぞれ電極対 537 a と 537 b に電氣的に接続される。電極対 537 a と 537 b は、二つの電氣的絶縁間隙 539 を有し、それらによって各電極が互いに絶縁される。R F 電力は、これらの間隙から外側に向かって放射される。電氣的絶縁間隙 539 は、ダイポールアンテナ 536 a、536 b、536 c および 536 d のインピーダンスが同じになるように電氣的絶縁間隙 507 a と電氣的絶縁間隙 539 を形成することによって決定する。その結果、R F 電力が前方ダイポールアンテナ 538 を介して外側の組織領域に放射されると、R F 電力の一部が円筒状の組織領域に対して水平に放射され、R F 電力の残りの部分は T T D P 524 の挿入された前方組織領域に対して垂直に放射される。図 98 は、前方ダイポールアンテナ 538 の拡大図である。電氣的絶縁間隙 507 a は、結合線路 535 の外部導体 504 の一部を除去して形成する。電極対 537 a と 537 b との結合線路 535 の軸に沿った長さは、もっとも近い電力供給点 534 a および 534 b から電氣的絶縁間隙 539 までの中心導体 第 1 502 a と第 2 中心導体 502 b との有効長が R F 電力の R F 波の 1 / 2 波長となるように定める。すると、最大電流が電氣的絶縁間隙 539 において、また、一定レベルの電流が電氣的絶縁間隙 507 a において発生し、電氣的絶縁間隙 507 からの R F 放射電力とは別の R F 電力が電氣的絶縁間隙 539 と電氣的絶縁間隙 507 a から放射される。電氣的絶縁間隙 539 からの放射は、灯台効果の軽減に特に有効である。図 96 は、アンテナアセンブリの正面図と単一体鞘の断面図を示す。第 1 電極 508、第 2 電極 509 ならびに 第 1 中心導体 502 a および 502 b は、図 95 および図 97 に示す通り、結合線路 535 内で電氣的に接続される。ただし、第 1 中心導体 502 a と第 2 中心導体 502 b との間の電氣的接続方法および第 1 電極 508 と第 2 電極 509 との間の電氣的接続方法は、それぞれの図によって異なる。第 1 電極 508 と第 2 電極 509 からなる各対、536 a、536 b、536 c および 536 d、はダイポールアンテナであり、それぞれ半円環状に成形された電極対 537 a と 537 b もダイポールアンテナを形成する。T T D P 524 は、ダイポールアンテナ 536 a、536 b、536 c および 536 d と前方ダイポールアンテナとからなるアンテナアセンブリ 520 と、サファイアなどの絶縁材料製の単一体鞘 501 と、から構成される。

【0120】

図 99 から図 101 は、本発明の第 4 の目的に係るもう一つ別の一連の好適な実施例を示す。R F 電力伝送ケーブルとして機能する結合線路 535 は、2 本の 第 1 中心導体 50

10

20

30

40

50

2 aと第2中心導体502bに電氣的に接続されるRF電源に接続される。アンテナアセンブリ520は、複数のダイポールアンテナ対からなり、第1電極と第2電極との間、および第1中心導体502aと第2中心導体502bとの間を結ぶ電気接続構成は、図70および図72に示す構成と同じである。一方、結合線路535は、図70および図72（両者ともこの一連の好適な実施例の断面図）ならびに図71（この一連の好適な実施例の正面図と単一体鞘501の断面図）に示す通り、電力伝送ケーブルとして機能し、外部被覆505によって覆われる。追加収縮チューブ512を追加することによって、外部被覆505と単一体鞘501との間の気密性が確保される。この気密性の高い構成によって、手術中におけるTTDPアンテナアセンブリからの雑菌の漏出を防止する。第1電極と第2電極との間、または中心導体の間の電氣的接続を図88または図90のどちらにしたがって実施するにせよ、その方法は図70または図72に示すものと同じである。追加収縮チューブ512は熱収縮チューブとし、外部被覆505は非収縮被覆としてよい。

10

【0121】

TTDPの絶縁ケースがサファイア製の単一体鞘である場合、サファイアの温度制御はサファイア内に冷却液を循環させることによって容易に実現できる。図102と図103は、さらに本発明の第2の目的に係る好適な実施例を示す。図103は、線103で切断したTTDP324の断面図である。TTDP324は、TTDP324の内部に、特に単一体鞘301の内面とアンテナアセンブリ320との間の間隙に、冷却液を出入りさせるためのチューブ313aを有する。溝313cは、TTDP324の内部に液体を流入させやすくするための経路として単一体鞘301の内面に設けられる。単一体鞘301の表面温度は、TTDP324によるRF放射によって病変組織を加熱しても低く保たれる。したがって、病変組織の温度は、均一に制御され、図30に示す通り病変組織の壊死を引き起こす温度を大幅に超えることはない。したがって、TTDP324の挿入された病変組織の凝固は抑制されるが、これらの組織の壊死は阻害されず、またTTDP324の組織への固着も防止される。この温度制御により、外科医は高出力RFを利用できるようになるが、組織の壊死などの治療効果ならびにTTDPの組織への焼着の防止により、従来よりも広い領域の病変組織を加熱できるようになる。チューブ313aおよび313bや単一体鞘301内の溝313cなどと同じ冷却手段を、本発明の第2、第3および第4の目的である他のTTDP、すなわちTTDP224、TTDP424およびTTDP524、にも適用できる。上記の冷却手段の追加による改造によって本発明の第2、第3、第4の目的について得られる個別の実施例は図示しない。というのは、上記のチューブ313aおよび313bや溝313cを追加して単一体鞘301、401および501内に冷却液を流入させるための改造は容易に理解できるからである。図56、57、58、60および61に示すTTDP324、図70、72、88および90に示すTTDP424、ならびに図92、94、99および101に示すTTDP524については、改造により冷却液循環機能を追加できる。

20

30

【0122】

本発明の第4の目的の単一体鞘501は、図92などに示す単一体構造に代えて、TTDP224用の鞘230と同じもの、例えば、鋭利な辺部と熱収縮チューブとで構成される、鋭利な辺部を有する頭部293からなる鞘としてよい。

40

【0123】

図104から図107は、本発明の第5の目的に係り、特に好ましくはサファイア製の鋭利な辺部を有する頭部693またはサファイア製の単一体鞘301を備え、薬剤送達経路を設けることが可能なTTDP624、に係る一連の好適な実施例を示す。図104および図105は、鋭利な先端から辺部を貫く穴が開けられている単一体鞘301の刃先を示す。この穴は薬剤注入用先端穴618hと言い、この穴からTTDP624の挿入された病変組織に薬剤を注入する。図106は、薬剤輸送送達機能を有するTTDP624を示す。この流路は、単一体鞘601とアンテナアセンブリ620との間の間隙に設けたチューブ613dと、薬剤注入用先端穴618hと、から構成される。本構造の他の部分は、図57に示すTTDP324と同じである。薬剤は、シリンジポンプなどの注射手段に

50

入れられそこから供給されるが、その際、流路であるチューブ 6 1 3 d を通って病変組織へ注入される。図 1 0 7 は、もう一つ別の種類の薬剤輸送送達機能、具体的には薬剤を病変組織に水平に注入する機能、を有する T T D P 6 2 4 を示す。単一体鞘 6 0 1 の刃先に設ける薬剤注入用先端穴 6 1 8 h に加え、単一体鞘 6 0 1 の円筒面に内側から外側に抜ける穴を追加する。これらの穴は薬剤注入用側面穴 6 1 8 a と言い、これらの穴を介して単一体鞘の内部から T T D P 6 2 4 の挿入された組織へと薬剤を流出させる。薬剤が薬剤注入用側面穴 6 1 8 a から流出しやすいように、チューブ 6 1 3 d を短くしている。本構造の他の部分は、図 5 7 に示す T T D P 3 2 4 と同じである。アンテナアセンブリ 6 2 0 の表面との接触による薬剤の汚染を防止するには、アンテナアセンブリ 6 2 0 の表面をフォトレジンまたはフォトポリマーでコーティングしてアンテナアセンブリ 6 2 0 の金属表面から薬剤へのイオン溶出を防止すればよい。この薬剤輸送送達方法の特徴は、図 1 0 6 に示す T T D P よりも短時間でかつ均一に薬剤を病変組織部に輸送送達できるということである。この違いは、この薬剤輸送送達機能の優れていることのみを意味するものではなく、薬剤を内包する各種カプセルを多種多様な選択肢から選んで使用する能力を有することを意味する。

10

【 0 1 2 4 】

図 1 0 8 は、本発明の第 5 の目的に係るもう一つ別の好適な実施例を示す。単一体鞘 6 0 1 ではなく鞘 6 3 0 内に熱収縮チューブ 6 9 4 を有する T T D P 6 2 4 に上記の流路を設ける。薬剤の輸送送達方法は、図 1 0 6 に示す T T D P 6 2 4 による場合と同じである。

20

【 0 1 2 5 】

図 1 0 9 および図 1 1 0 は、本発明の第 5 の目的に係るもう一つ別の一連の好適な実施例を示す。本発明の第 3 の目的のために実施する T T D P 4 2 4 には、薬剤輸送送達用の流路が追加される。この流路は、単一体鞘 6 0 1 内を縦貫するチューブ 6 1 3 d と、単一体鞘 6 0 1 の刃先に形成される薬剤注入用先端穴 6 1 8 h とから構成される。

【 0 1 2 6 】

上記の流路を設ける改造を行えば、本発明の第 4 の目的に適用する薬剤輸送送達機能と同じ薬剤輸送送達機能を実施できることは自明である。ただし、病変組織への薬剤輸送送達を可能にするために上記の流路を追加するための改造は容易に理解できるので、これらの実施例については図示しない。図 3 5、3 7、3 9 および 4 0 に示す T T D P 2 2 4、図 5 6、5 8、6 0 および 6 1 に示す T T D P 3 2 4、図 7 0、7 2、8 8 および 9 0 に示す T T D P 4 2 4、ならびに図 9 2、9 4、9 9 および 1 0 1 に示す T T D P 5 2 4 を改造して冷却液を循環させる機能を持たせることもできる。

30

【 0 1 2 7 】

制癌効果または抗癌効果を有する制癌剤、例えば、ミトマイシン C、アドリアマイシン、エピルビシン、ピラルピチン、シスプラチン、メトレザーテ、5 - F U (F U または 5 - F U)、テガフル、U F T、カルモフル、ドキシフルリダイン、T S - 1、イリノテカン、ドセタゼル、リュコヴォリン (全て商標) 等を病変組織に注入するには、液相運搬体または薬剤運搬体、すなわち、感熱自壊型薬剤搬送体や、高分子ミセルや、感熱性ナノミセルや、感温疎水性・感温親水性ヒドロゲル微粒子や、シスジクロロジアミンプラチンを内包させた反応性 P E G (ポリエチレングリコール) 鎖を有するドラッグキャリア様の新型重合ミセルや、シスジクロロジアミンプラチンを内包するブロック共重合体ミセルなどを用いる。制癌剤は、正常な細胞を直接攻撃しない。薬剤の注入後、T T D P 6 2 4 によって組織が加熱されると、制癌剤を内包する運搬体または搬送体の分解が始まる。その後、制癌剤は腫瘍内に留まるので、T T D P 6 2 4 による熱壊死と、薬剤によるアポトーシスの促進とが各所で同時に発生し、温熱治療領域全体に広がる。したがって、癌治療の実施に伴う人体への負担が軽減される。その他の制癌剤、例えば、抗癌剤 - D N A 複合体、化学抗癌剤、高分子抗癌剤などを上記のカプセル化技術と組み合わせて使用することもできる。この T T D P 6 2 4 を癌治療機器に応用すると、薬物活性の効果を高め、かつ長期間持続させることができる。その結果、細胞内の水分の R F 加熱機能と特定の病変細胞へ

40

50

の薬剤注入機能との複合効果が期待できる。

【 0 1 2 8 】

図 1 1 1 は、本発明の第 6 の目的に係る好適な実施例を示す。治療用アンテナプローブシステム 7 3 1 A は、R F 電源 7 2 1 (または、マイクロ波周波数を有するマイクロ波電力を使用する場合、マイクロ波電源と呼ばれる)と、R F 電源 7 2 1 に接続されるサーキュレータ 7 2 2 と、同軸ケーブル 2 3 3 および 3 3 3 や結合線路 4 3 5、5 3 5 および 6 3 5 などの R F 電力伝送手段である送電ケーブル 7 2 9 と、電力結合器 7 2 8 を介して R F 電源 7 2 1 に接続される電力メータ 7 2 3 と、R F 電力を測定する電力メータ 7 2 3 の出力信号によって R F 電源 7 2 1 の発生させる R F 電力を制御する制御器 7 2 5 と、から構成される。電力結合器 7 2 8 の目的は、R F 電源 7 2 1 からの R F 電力出力強度レベルを監視することであり、R F 電力出力からの R F 電力の電力結合器 7 2 8 への割当量は少量でよい。というのは、電力結合器 7 2 8 の使用目的は、R F 電力出力に対する比例関係があることにより、R F 電力出力を監視することができるからである。サーキュレータ 7 2 2 は、負荷 7 4 4 に接続されているので T T D P 7 2 4 からの反射電力を吸収し、R F 電源 7 2 1 に逆流させず、治療用アンテナプローブシステム 7 3 2 A の動作を安定させることができる。

10

【 0 1 2 9 】

上記の治療用アンテナプローブシステム 7 3 2 A の場合、T T D P 7 2 4 への送電ケーブル 7 2 9 の接続をコネクタ、同軸ケーブル 2 3 3 および 3 3 3、または結合線路 4 3 5 および 5 3 5 のいずれで行うかは、T T D P の種類が T T D P 2 2 4、3 2 4、4 2 4、5 2 4、6 2 4 のいずれであるかによって決まる。送電ケーブル 7 2 9 の外部導体は、同軸ケーブル 2 3 3 または 3 3 3 の、または結合線路 4 3 5、5 3 5 または 6 3 5 の、外部導体を介して最終的には第 1 電極 2 0 8、3 0 8、4 0 8、5 0 8 または 6 0 8 と、第 2 電極 2 0 9、3 0 9、4 0 9、5 0 9 または 6 0 9 とに接続される。

20

【 0 1 3 0 】

治療用アンテナプローブシステム 7 3 1 A が、T T D P 7 2 4 とは別個の機器、例えば熱電対や白金製温度センサなどである熱変換器と、T T D P 7 2 4 とを備えていれば、R F 電源 7 2 1 からの出力電力が制御され、R F 電力による病変組織の過熱による凝固が防止されるのでさらに望ましい。また、この制御方法では、T T D P 7 2 4 によって加熱される病変組織の温度を監視することにより、R F 電源 7 2 1 からの R F 電力を治療手術中に適正レベルに維持できる。

30

【 0 1 3 1 】

R F 電源 7 2 1 は、2 . 4 5 G H z のマイクロ波または 9 4 5 M H z のいわゆる U H V を発生させる。R F 電力の周波数が異なっている場合、9 4 5 M H z のときの電氣的絶縁間隙 2 0 7、3 0 7、4 0 7、4 0 7 a、5 0 7、5 0 7 a、5 3 9 および 6 0 7 を修正して、2 . 4 5 G H z のときの 2 . 6 倍になるようにしなければならない。

【 0 1 3 2 】

図 1 1 2 は、本発明の第 6 の目的に係るもう一つ別の好適な実施例を示す。治療用アンテナプローブシステム 7 3 1 B は、T T D P 7 2 4 を備え、その鞘の中には熱変換器 7 2 6 a が組み込まれる。熱変換器 7 2 6 a は、熱電対または白金製温度センサであることが望ましい。図 1 1 3 から図 1 1 6 は、辺部 7 9 1、すなわち鞘 7 3 0 の先端に加工された穴 7 2 6 c に熱変換器 7 2 6 a が挿入されていることを特徴とする、本発明の第 1、第 3、および第 4 の目的の各種 T T D P の断面図を示す。熱変換器 7 2 6 a と鋭利な辺部を有する頭部 7 9 3 は、熱伝導性のセメントまたはヒートシンクオイルによって接触させる。その他の T T D P についても、その単一体鞘 3 0 1、4 0 1、5 0 1 および 6 0 1 に熱変換器 7 2 6 a を組み込めることが望ましい。

40

【 0 1 3 3 】

図 1 1 7 および図 1 1 8 は、本発明の第 6 の目的に係るその他の好適な実施例を示す。符号 P 2 は、差分電力信号を意味する。具体的には、電力メータ 7 2 3 への入力信号は、R F 電源 7 2 1 からの出力電力と、サーキュレータ 7 2 2 の残りのポートが発生させる電

50

力とによって発生する。この残りのポートからの電力を監視することによって T T D P 7 2 4 からの反射電力 (P 1) の測定が可能である。 R F 電源 7 2 1 からの出力電力と反射電力 (P 1) との差分電力が測定できる。 R F 電源 7 2 1 の出力電力 (P 0) が制御器 7 2 5 によって制御されることにより、組織への入力 (P 0 - P 1) が適切に制御される。
【 0 1 3 4 】

その結果、 R F 電源 7 2 1 の出力電力 (P 0) と T T D P 7 2 4 からの反射電力との差分電力の信号が差分電力 (P 2) として測定される。この差分電力 (P 2) は、 T T D P 7 2 4 の挿入された組織に実際に送られる電力とみなされる。したがって、差分電力 (P 2) の信号によって制御器 7 2 5 を制御することにより、 R F 電源 7 2 1 が、組織に対して適切なレベルの R F 電力を出力できるようになっている。

10

【 0 1 3 5 】

図 1 1 9 は、本発明の第 6 の目的に係るもう一つ別の好適な実施例を示す。この実施例は、熱変換器 7 2 6 または 7 2 6 a の信号が制御器 7 2 5 への入力となり、 R F 電源 7 2 1 の O N / O F F 切り換えを制御することの特徴とする、 R F 電源 7 2 1 からの R F 電力の制御シーケンスに関する。具体的には、 R F 電源 7 2 1 からの出力電力は、断続的な給電期間と、時間 t で表される無給電期間という形で表される。給電期間における R F 電力レベルは一定であるが、差分電力 (P 2) を監視することにより R F 電力レベルが組織の過熱レベルを超えたと判定されると、給電停止となる。給電期間の監視および制御は、熱変換器 7 2 6 または 7 2 6 a の出力信号によって行われる。この制御方法を用いれば、 T T D P 7 2 4 が挿入された組織の温度を、温熱療法によって局所的な凝固を起さずに病変領域を壊死させる範囲内に適切に維持できる。

20

【 0 1 3 6 】

制御器 7 2 5 に設定する制御温度の下限 T L は、細胞の壊死が始まる蛋白質分解温度 (4 2 . 5) に近い温度である。温度が制御温度の下限 T L よりも低くなると、熱変換器 7 2 6 から信号が送られて、 R F 電源 7 2 1 の出力が再開される。 R F 電源 7 2 1 からの平均出力電力は 1 0 W で、負荷サイクルは 5 0 % (給電期間と無給電期間はどちらも 1 繰り返し期間の 5 0 % である) で、合計 R F 給電 (負荷率 5 0 % 未満) 時間は本温熱療法による手術の焼灼単位である 6 0 0 秒である。 T T D P 7 2 4 の挿入された組織の温度が 4 4 を超えると、制御器 7 2 1 が R F 電源 7 2 1 を制御し、その出力を遮断する。

【 0 1 3 7 】

30

制御温度の上限 T H は、制御器 7 2 5 で設定する。熱変換器 7 2 6 または 7 2 6 a の出力信号は、制御温度 T L と T H に基づいて評価される。熱変換器 7 2 6 または 7 2 6 a からの出力信号がいったん T H を示すと、先述の通り、 R F 電源 7 2 1 からの出力電力は遮断される。すると、 T T D P の挿入された病変組織の温度が下がり始め、病変組織周辺の正常な細胞の温度に達する。病変組織の温度が T L まで下がると、制御器 7 2 5 は R F 電源 7 2 1 を再起動し、出力電力を供給する。制御器 7 2 5 は、上記のような履歴シーケンスで電力の O N / O F F 切り換えを制御する。

【 0 1 3 8 】

図 1 1 9 は、 R F 電源 7 2 1 を制御する制御器 7 2 5 の動作シーケンスを示す。符号 T M P はセ氏表示の温度を、符号 t は秒単位の時間を、符号 T L および T H は制御温度を、符号 O T T は熱温度出力を、符号 P S は給電期間を、そして符号 N P S は無給電期間を表す。 R F 電力の出力電力レベルは一定に維持され、 T T D P からの R F 電力出力の O N および O F F は、それぞれ 1 サイクルの 5 0 % になるように制御される。組織の温度が T H (4 4) を超えると、電力出力が遮断され、組織の温度が T L (4 2 . 5) まで下がると電力出力が再開される。

40

【 0 1 3 9 】

図 1 2 0 は、本発明の第 6 の目的に係るもう一つ別の好適な実施例を示す。符号 P 2 は、差分電力信号を表す。治療用アンテナプローブシステム 7 3 2 C は、薬剤輸送送達システムを含む。このシステムは、供給チューブ 7 1 3 e を介して薬剤を注入するためのシリンジポンプを内蔵する注入ユニット 7 3 0 からなり、この供給チューブ 7 1 3 e は、延長

50

されてTTDP624のチューブ613dに接続されている。

【0140】

注入ユニット730は、薬剤注入用先端穴618hおよび薬剤注入用側面穴618aを有する上記のTTDP724が挿入された病変組織に薬剤を供給する。注入ユニット730については、手動操作、または電動機による自動動作が行えることが望ましい。本治療用アンテナプローブシステム732Cの他の部分は、治療用アンテナプローブシステム732Aまたは732Bのものと同一である。病変組織に注入する薬剤を活性化するために、TTDP724による焼灼を行う前、最中、または後のうち、どのタイミングでTTDP724への薬剤注入を行うかどうかは制癌剤などの薬効によって異なる。

【0141】

図121は、本発明の第6の目的に係るもう一つ別の好適な実施例を示す。このTTDP724の構成は、本発明の第1の目的のTTDPの構成と同じであり、辺部791、すなわち、鞘730の先端、に加工した穴726cに熱変換器726aが挿入されることを特徴とする。熱変換器726aと辺部791は、熱伝導性のセメントまたはヒートシンクオイルによって接触させる。さらにTTDP724は、図106に示すものと同じ薬物輸送送達機能を有する。このTTDP724により、TTDP724の挿入された組織の温度を監視すること、ならびに組織の温度が適切な状態で制癌剤を輸送送達することが可能になる。

【0142】

その他のTTDPについても、単一体鞘301、401、501および601にも熱変換器726aを組み込めることが望ましい。

【0143】

単一体鞘301、401、501、601および701の構造は、曲げおよび加圧に対する機械的耐久性が高い単体構造とする。

【0144】

熱収縮チューブ294と単一体鞘301は、一部または全体を着色してよい。TTDPの色を目視確認することにより、治療過程と外科手術方法を管理できる治療用アンテナプローブとすることができる。

【0145】

本発明の範囲は、上記の各図面に示した実施例に限定されるものではない。本発明の概念と同じ概念の範囲に収まる変形例も、本発明と同一または等価の発明に含まれる。

【産業上の利用可能性】

【0146】

本発明は、産業上の実用性を有する。本発明の第1から第6の目的は、いずれも産業技術によって実施するものであって、各種産業分野に、具体的には、高周波治療器、高周波治療システムおよびそれらの使用方法に関する医療機器技術に、応用できる。

【図面の簡単な説明】

【0147】

本発明の目的と利点について理解を深めるには、添付図面とともに以下の詳細説明を参照する必要がある。互いに類似した部品には互いに類似した参照番号が割り当てられている：

【図1】マイクロターゼ用の電気プローブの側面図である。

【図2】マイクロターゼ用の電気プローブの断面図である。

【図3】頭部が弾丸形状のマイクロターゼ用の電気プローブの断面図である。

【図4】頭部が弾丸形状のマイクロターゼ用の電気プローブの断面図である。

【図5】文献2における研究対象である新しい温熱療法プローブの図である。

【図6】文献2における研究対象である新しい温熱療法プローブの図である。

【図7】文献2における研究対象である新しい温熱療法プローブの図である。

【図8】文献2における研究対象である新しい温熱療法プローブの図である。

【図9】組織内におけるSARによって定まる温度分布図である。

10

20

30

40

50

- 【図 10】組織内における S A R によって定まる温度分布図である。
- 【図 11】従来技術の温熱療法プローブによる温熱療法が有効な領域の模式図である。
- 【図 12】従来技術の温熱療法プローブによる温熱療法が有効な領域の模式図である。
- 【図 13】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の断面図である。
- 【図 14】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の断面図である。
- 【図 15】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の断面図である。
- 【図 16】本発明の第 2 の目的に係る T T D P の断面図である。
- 【図 17】本発明の第 2 の目的に係る T T D P の断面図である。
- 【図 18】本発明の第 2 の目的に係る T T D P の断面図である。
- 【図 19】本発明の第 2 の目的に係る T T D P を使用する場合において、S A R によって 10
定まる組織内の温度分布図である。
- 【図 20】本発明の第 3 の目的に係る T T D P のアンテナアセンブリの断面図である。
- 【図 21】本発明の第 3 の目的に係る T T D P のアンテナアセンブリの断面図である。
- 【図 22】本発明の第 3 の目的に用いる結合線路の斜視図および断面図である。
- 【図 23】本発明の第 3 の目的に用いる結合線路の斜視図および断面図である。
- 【図 24】本発明の第 3 の目的に係る T T D P の断面図である。
- 【図 25】本発明の第 3 の目的に係る T T D P の断面図である。
- 【図 26】本発明の第 3 の目的に係る T T D P の断面図である。
- 【図 27】本発明の第 3 の目的に係る T T D P の断面図である。
- 【図 28】本発明の第 3 の目的に係る T T D P の断面図である。 20
- 【図 29】本発明の第 3 の目的に係る T T D P の断面図である。
- 【図 30】本発明の第 1 から第 3 の目的に係る T T D P が冷却液を内部で循環させる構造
を備える場合において、組織内における S A R によって定まる温度分布図である。
- 【図 31】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の図である。
- 【図 32】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の図である。
- 【図 33】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の図である。
- 【図 34】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の図である。
- 【図 35】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の図である。
- 【図 36】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の図である。
- 【図 37】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の図である。 30
- 【図 38】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の図である。
- 【図 39】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の図である。
- 【図 40】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の図である。
- 【図 41】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の頭部の図である。
- 【図 42】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の頭部の図である。
- 【図 43】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の頭部の図である。
- 【図 44】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の頭部の図である。
- 【図 45】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の頭部の図である。
- 【図 46】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の頭部の図である。
- 【図 47】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の頭部の図である。 40
- 【図 48】本発明の第 1 の目的に係る T T D P の頭部の図である。
- 【図 49】T T D P のヘッドエレメントの結合部に形成されるカット面である。
- 【図 50】T T D P のヘッドエレメントの結合部に形成するカット面と切り込みとを示す
図である。
- 【図 51】T T D P のヘッドエレメントの結合部に形成するカット面と切り込みとを示す
図である。
- 【図 52】本発明の第 2 の目的の T T D P においてアンテナアセンブリに変更を加えた変
形例の図である。
- 【図 53】本発明の第 2 の目的の T T D P においてアンテナアセンブリに変更を加えた変
形例の図である。 50

【図 9 4】本発明の第 4 の目的に係る T T D P の断面図である。

50

【図 9 5】本発明の第 4 の目的に係る T T D P の断面図である。

【図 9 6】本発明の第 4 の目的に係る T T D P の断面図である。

【図 9 7】本発明の第 4 の目的に係る T T D P の断面図である。

【図 9 8】本発明の第 4 の目的に係る T T D P の追加ダイポールアンテナの斜視図である。

【図 9 9】本発明の第 4 の目的に係る T T D P の断面図である。

【図 1 0 0】本発明の第 4 の目的に係る T T D P の断面図である。

【図 1 0 1】本発明の第 4 の目的に係る T T D P の断面図である。

【図 1 0 2】本発明の第 1 の目的に係る、冷却液循環構造を内蔵する T T D P の断面図である。

10

【図 1 0 3】本発明の第 2 の目的に係る、冷却液循環構造を内蔵する T T D P の断面図である。

【図 1 0 4】本発明の第 5 の目的に係る T T D P の頭部の図である。

【図 1 0 5】本発明の第 5 の目的に係る T T D P の頭部の図である。

【図 1 0 6】本発明の第 5 の目的に係る T T D P の断面図である。

【図 1 0 7】本発明の第 5 の目的に係る T T D P の断面図である。

【図 1 0 8】本発明の第 5 の目的に係る T T D P の断面図である。

【図 1 0 9】本発明の第 5 の目的に係る T T D P の断面図である。

【図 1 1 0】本発明の第 5 の目的に係る T T D P の断面図である。

【図 1 1 1】本発明の第 6 の目的に係る治療用アンテナプローブシステムの回路図である。

20

【図 1 1 2】本発明の第 6 の目的に係る治療用アンテナプローブシステムの回路図である。

【図 1 1 3】本発明の第 6 の目的に係る治療用アンテナプローブシステムに使用する T T D P の断面図である。

【図 1 1 4】本発明の第 6 の目的に係る治療用アンテナプローブシステムに使用する T T D P の断面図である。

【図 1 1 5】本発明の第 6 の目的に係る治療用アンテナプローブシステムに使用する T T D P の断面図である。

【図 1 1 6】本発明の第 6 の目的に係る治療用アンテナプローブシステムに使用する T T D P の断面図である。

30

【図 1 1 7】本発明の第 6 の目的に係る治療用アンテナプローブシステムの回路図である。

【図 1 1 8】本発明の第 6 の目的に係る治療用アンテナプローブシステムの回路図である。

【図 1 1 9】本発明の第 6 の目的に係る治療用アンテナプローブシステムの制御方法を示す制御シーケンスである。

【図 1 2 0】本発明の第 6 の目的に係る治療用アンテナプローブシステムのブロック図である。

【図 1 2 1】本発明の第 6 の目的に係る治療用アンテナプローブシステムに使用する T T D P の断面図である。

40

【符号の説明】

【 0 1 4 8 】

1 0 2 中心導体

1 0 3、2 0 3、3 0 3、4 0 3、5 0 3 円筒状誘電絶縁体

1 0 4、2 0 4 外部導体

1 0 5、2 0 5、3 0 5、4 0 5、5 0 5、6 0 5 外部被覆

1 0 6 弾丸状頭部

1 0 7、2 0 7、3 0 7、4 0 7、4 0 7 a、5 0 7、5 0 7 a、6 0 7 電氣的

絶縁間隙

50

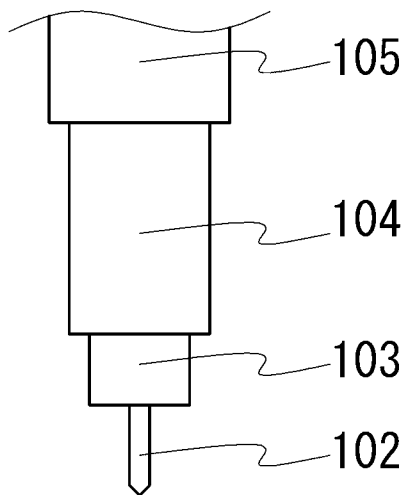
1 0 8、2 0 8、3 0 8、4 0 8、5 0 8、6 0 8	第 1 電極	
1 0 9、2 0 9、3 0 9、4 0 9、5 0 9、6 0 9	第 2 電極	
1 1 0	導電円板	
1 1 7	従来型絶縁用鞘	
1 1 7 A	絶縁ケース	
2 0 2、3 0 2	中心導体	
2 0 4、3 0 4、4 0 4、5 0 4	外部導体	
2 1 0、3 1 0、4 1 0	導電性円板	
2 1 1、3 1 1	絶縁環	
2 1 2、3 1 2、4 1 2、5 1 2	追加熱収縮チューブ	10
2 1 4、3 1 4	コネクタ	
2 1 8、2 1 9、 <u>2 2 1</u> 、3 1 8、3 1 9、6 1 8、6 1 9	追加電極	
2 2 0、3 2 0、4 2 0、5 2 0、6 2 0	アンテナアセンブリ	
2 2 4、3 2 4、4 2 4、5 2 4、6 2 4、7 2 4	T T D P (温熱療法用ダイポールアンテナ)	
2 3 0、6 3 0、7 3 0	鞘	
2 3 3、3 3 3、4 3 5 d、5 3 3	同軸ケーブル	
2 9 1、6 9 1、7 9 1	辺部	
2 9 2、6 9 2、7 9 2	結合部	
2 9 3、6 9 3、7 9 3	鋭利な辺部を有する頭部	20
2 9 4、6 9 4、7 9 4	熱収縮チューブ	
2 9 5	カット面	
2 9 6	切り込み	
3 0 1、4 0 1、5 0 1、6 0 1、7 0 1	単一体鞘	
3 0 3、4 0 3、5 0 3	円筒状誘電絶縁体	
3 1 3 a、 <u>3 1 3 b</u> 、6 1 3 d	チューブ	
3 1 3 c	溝	
3 2 0、4 2 0、5 2 0、6 2 0、7 2 0	アンテナアセンブリ	
3 2 1	第 3 電極	
4 0 2 a、5 0 2 a	第 1 中心導体	30
4 0 2 b、5 0 2 b	第 2 中心導体	
4 0 4、5 0 4	外部導体	
4 0 8 a、4 0 9 a	外部電極	
4 3 4 a、4 3 4 b、 <u>4 3 4 e</u> 、5 3 4 a、5 3 4 b	電力供給点	
4 3 5、5 3 5、6 3 5	結合線路	
4 3 6 a、4 3 6 b、4 3 6 c、4 3 6 d、 <u>4 3 6 e</u> 、5 3 6 a、 <u>5 3 6 b</u> 、5 3 6 c、5 3 6 d		
	ダイポールアンテナ	
4 3 6 e	電極対	
4 3 7、4 4 0	絶縁間隙片	40
5 3 7 a、5 3 7 b	電極対	
4 3 8 a、4 3 8 b、4 3 8 c	導電層	
4 3 9	貫通穴	
5 3 8	前方ダイポールアンテナ	
<u>4 4 5</u>	半田	
4 4 3	絶縁片	
4 3 4 c	接続点	
4 0 2 d	<u>単一中心導体</u>	
4 4 2	<u>スロット</u>	
4 3 6 e	他方の電極対	50

5 3 9	電氣的絶縁間隙
5 4 0 a、5 4 0 b	導電性端部
5 4 1	埋め込み式半田付け
6 1 3 d	チューブ
6 1 8 a	薬剤注入用側面穴
6 1 8 h	薬剤注入用先端穴
7 1 3 e	供給チューブ
7 3 2 A、7 3 2 B、7 3 2 C	治療用アンテナプローブシステム
7 2 1	R F 電源
7 2 2	サーキュレータ
7 2 9	電力伝送ケーブル
7 2 3	電力メータ
7 2 8	電力結合器
7 2 5	制御器
7 2 9	送電ケーブル
7 4 4	負荷
7 2 6、7 2 6 a	熱変換器
7 2 6 c	穴
7 2 5	制御器
7 3 0	注入ユニット

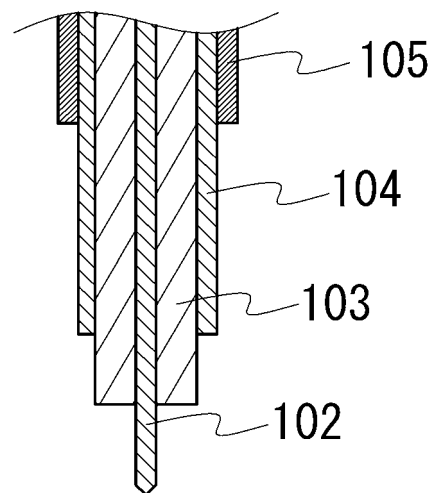
10

20

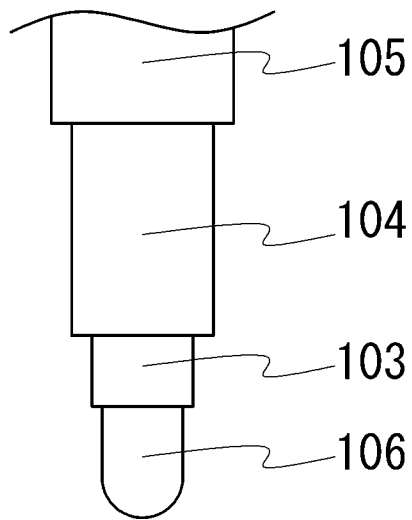
【図 1】



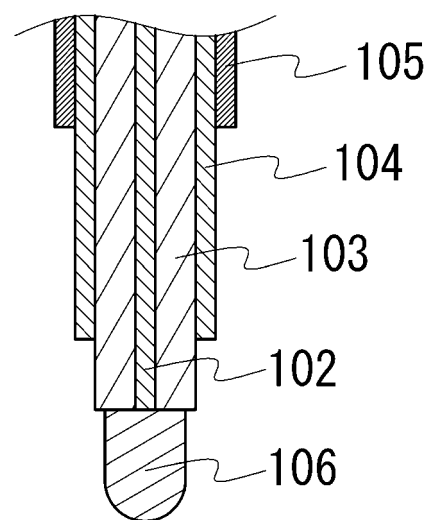
【図 2】



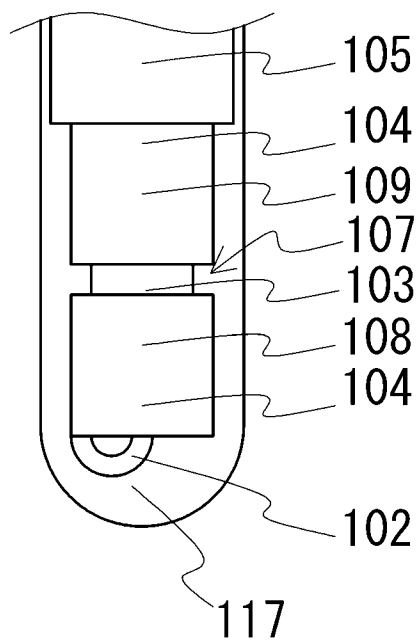
【図 3】



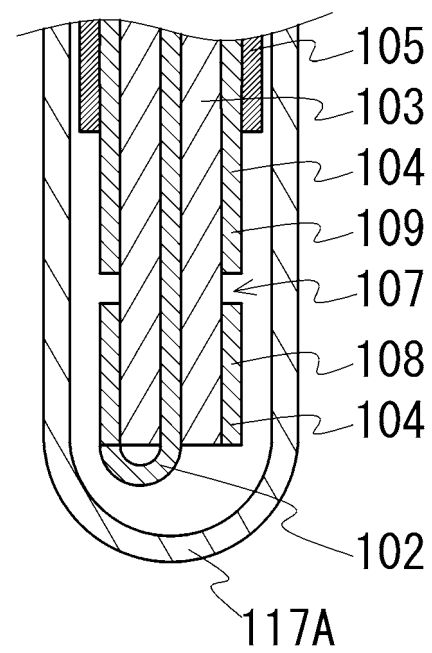
【図 4】



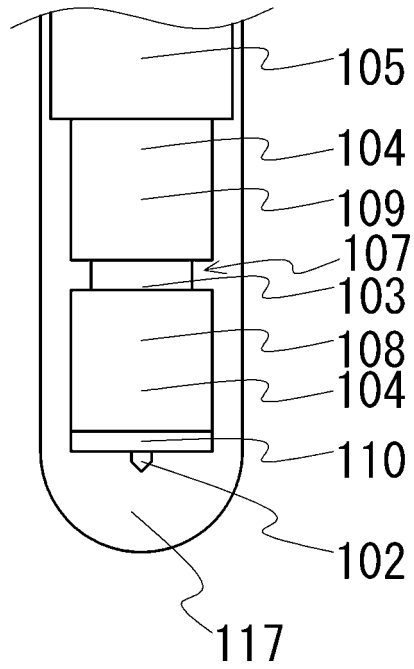
【図 5】



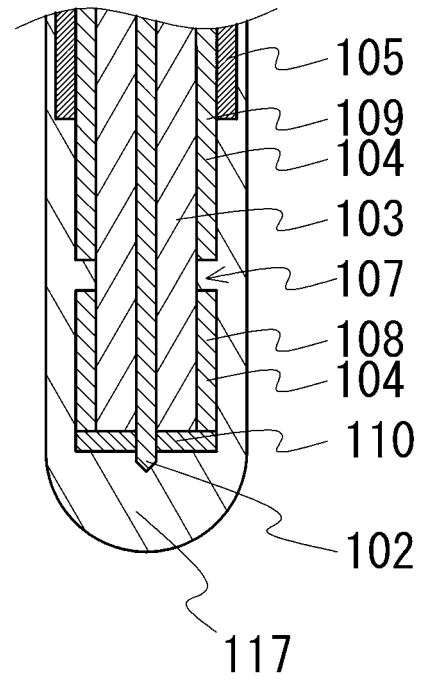
【図 6】



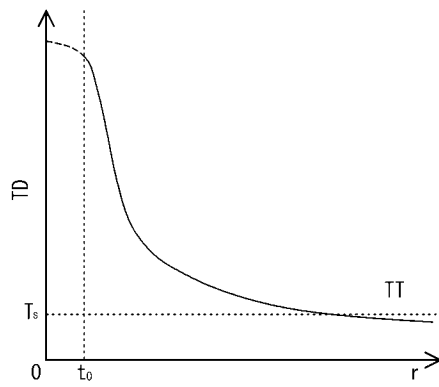
【図 7】



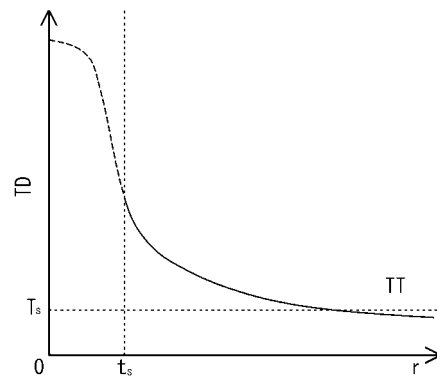
【図 8】



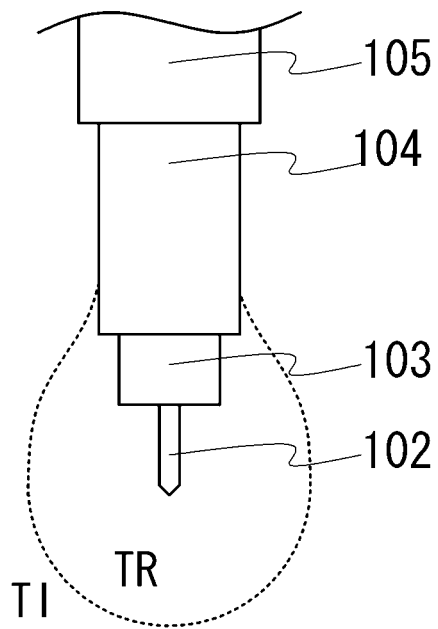
【図 9】



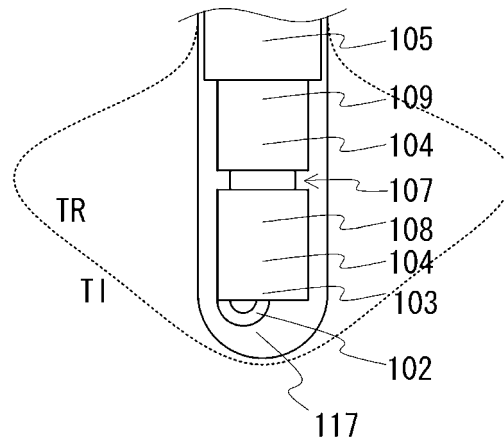
【図 10】



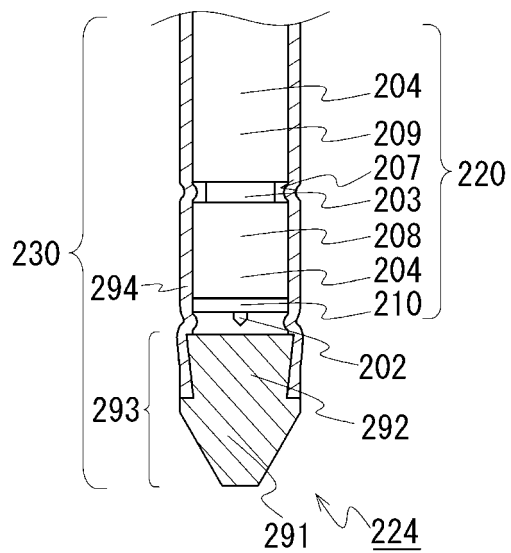
【図 1 1】



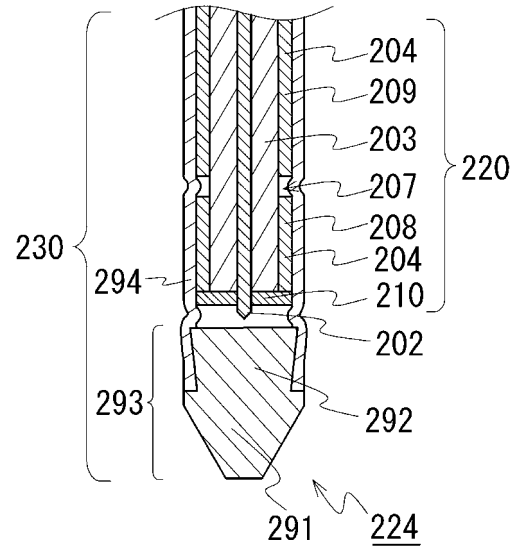
【図 1 2】



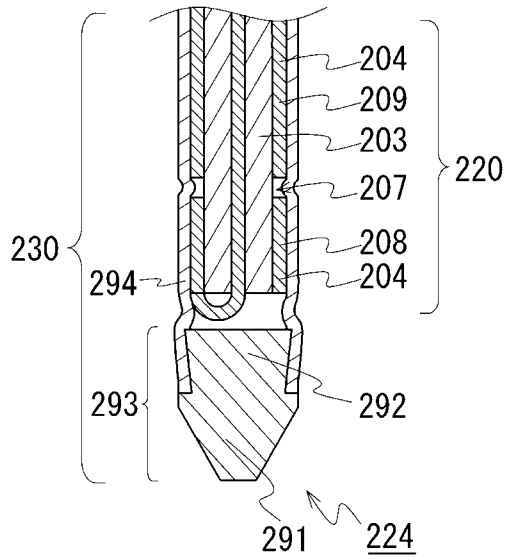
【図 1 3】



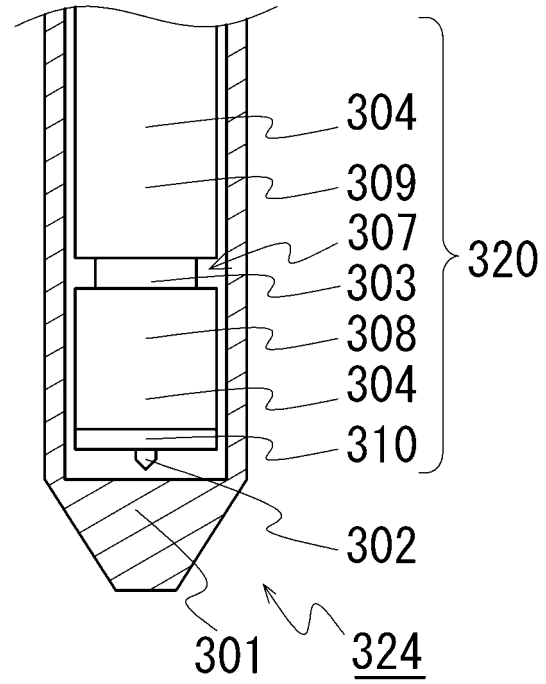
【図 1 4】



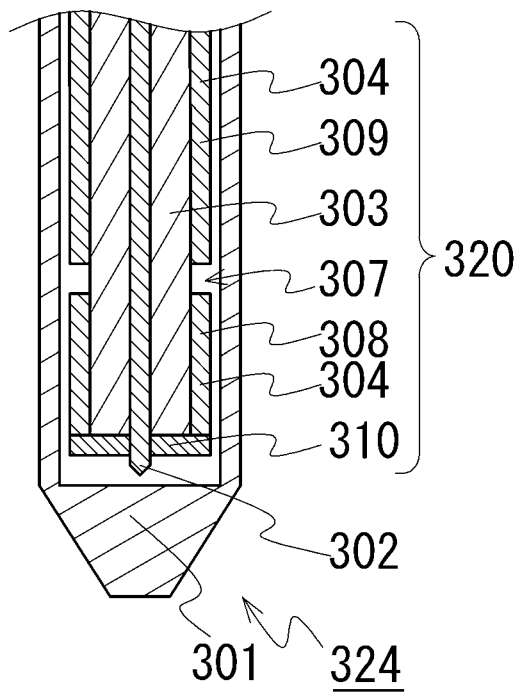
【図 15】



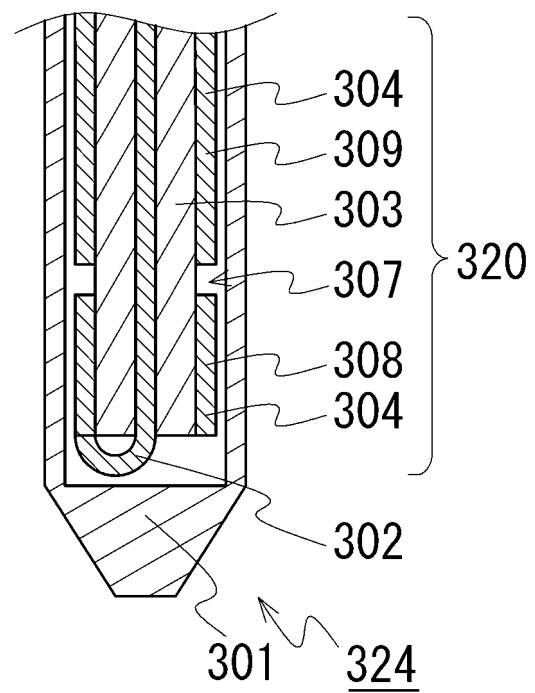
【図 16】



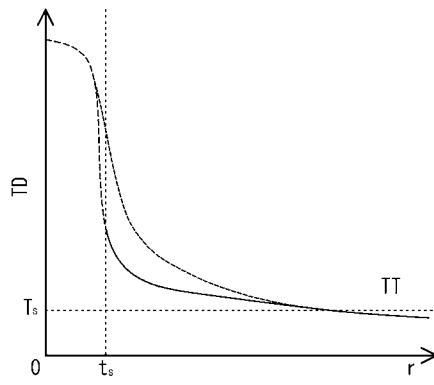
【図 17】



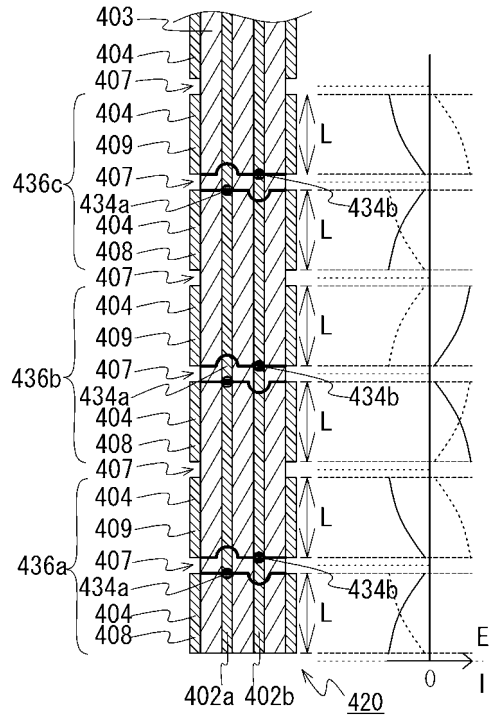
【図 18】



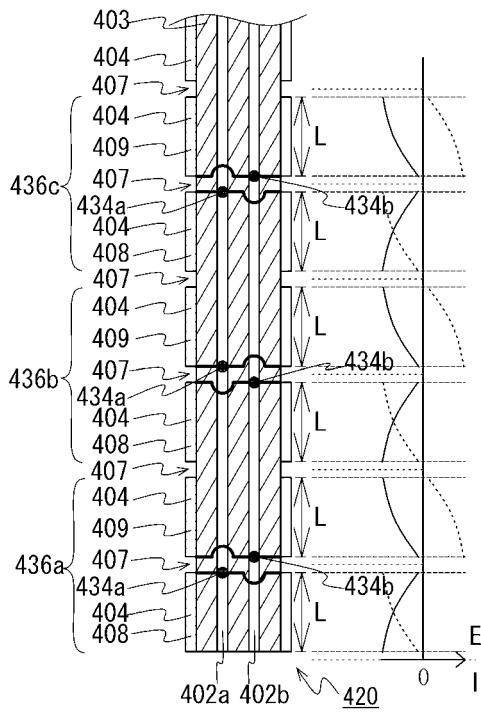
【図 19】



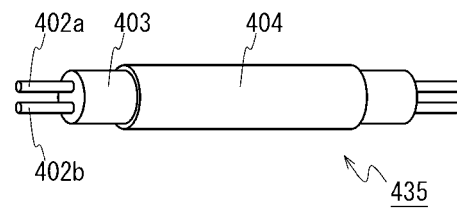
【図 20】



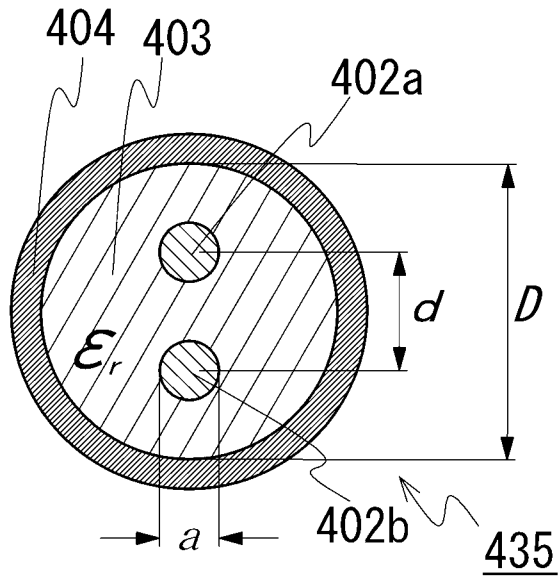
【図 21】



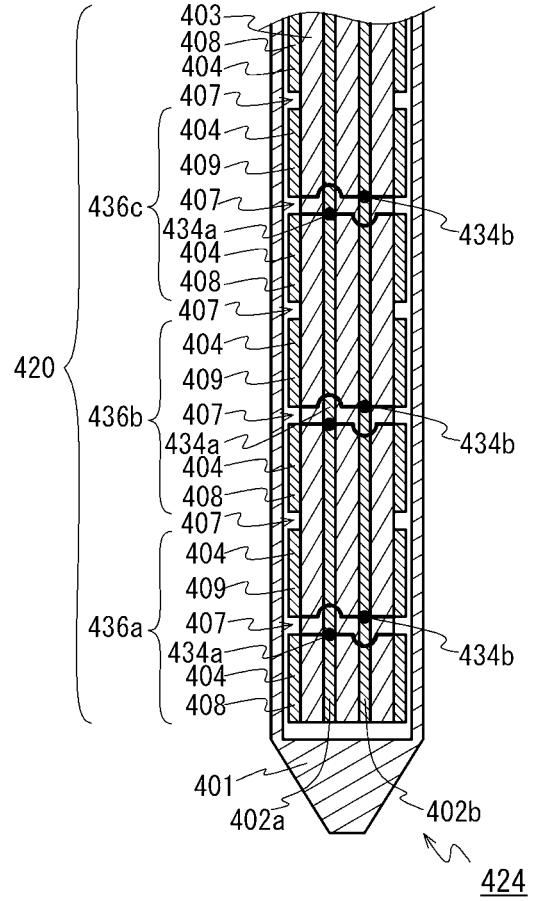
【図 22】



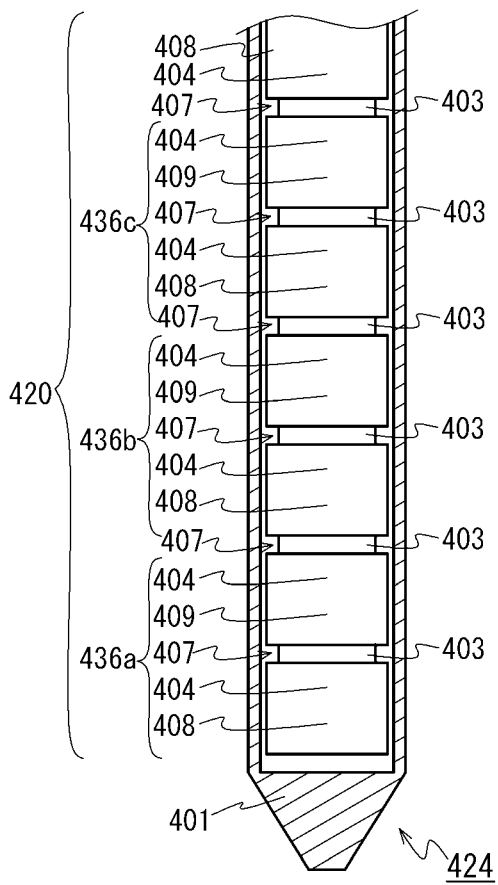
【図 23】



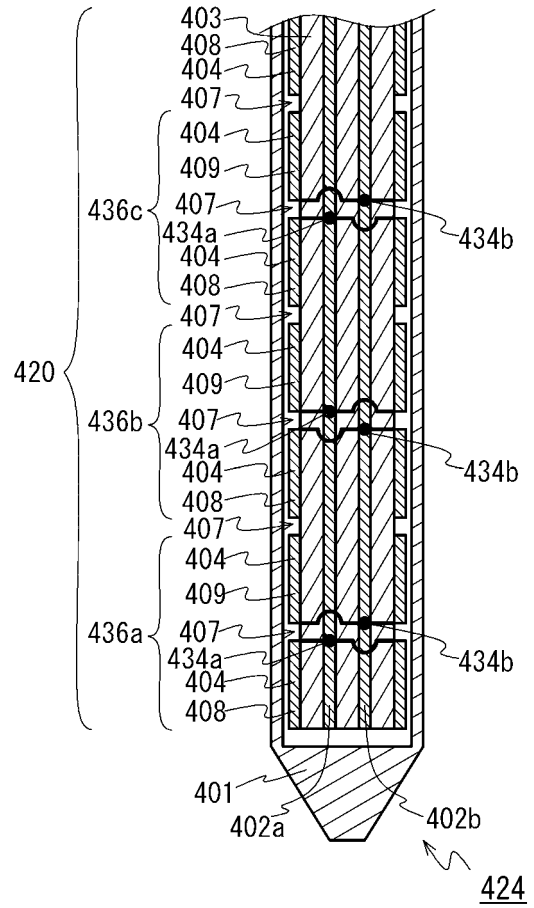
【図 24】



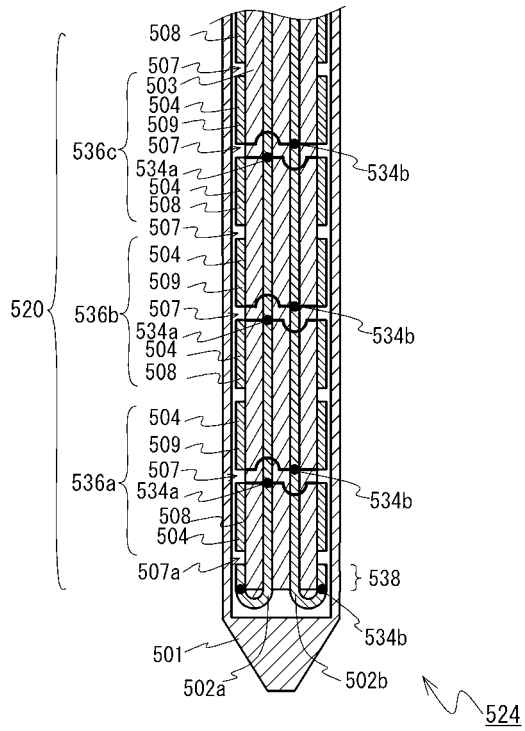
【図 25】



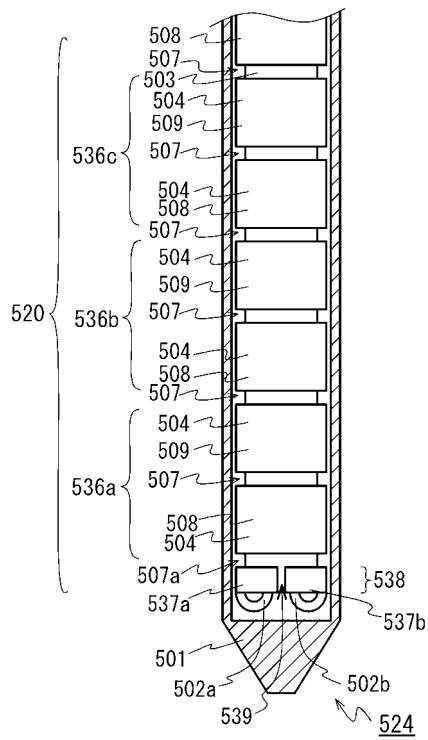
【図 26】



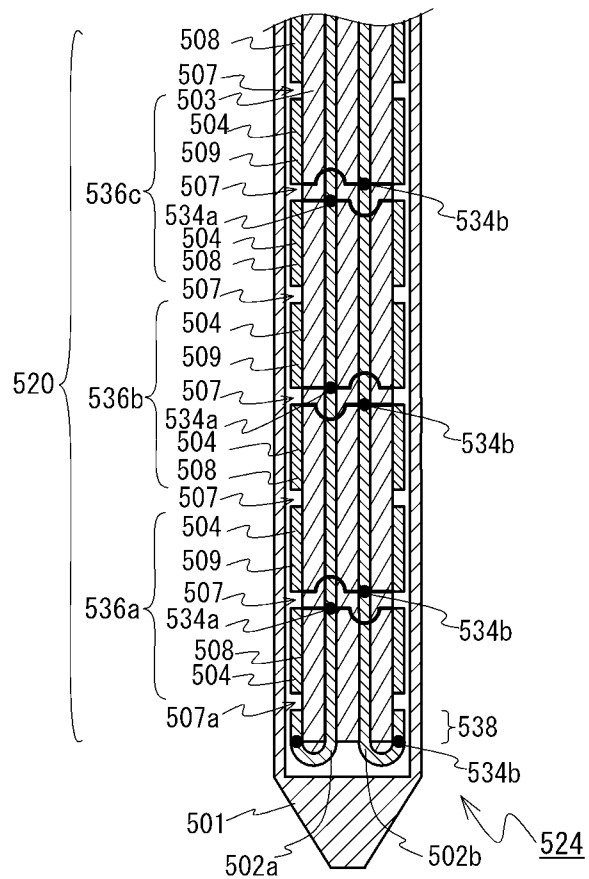
【図 27】



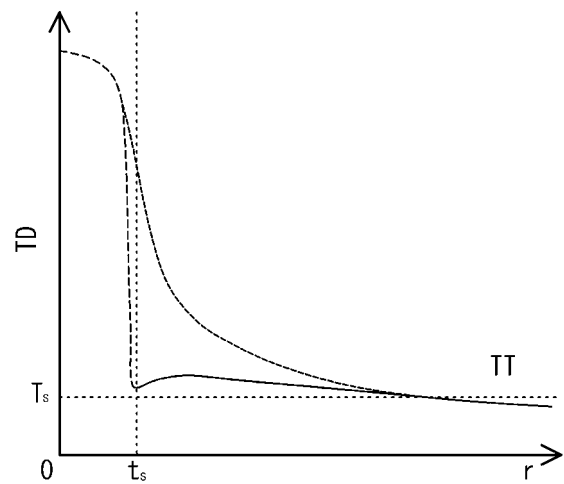
【図 28】



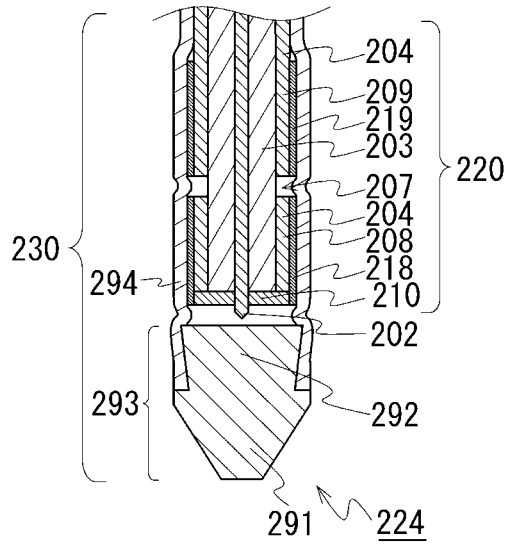
【図 29】



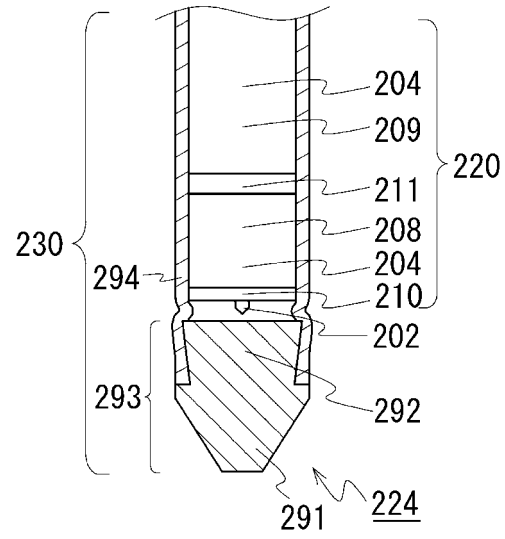
【図 30】



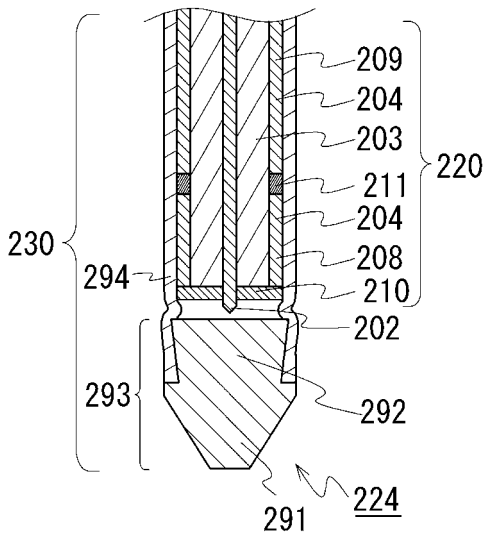
【図 3 1】



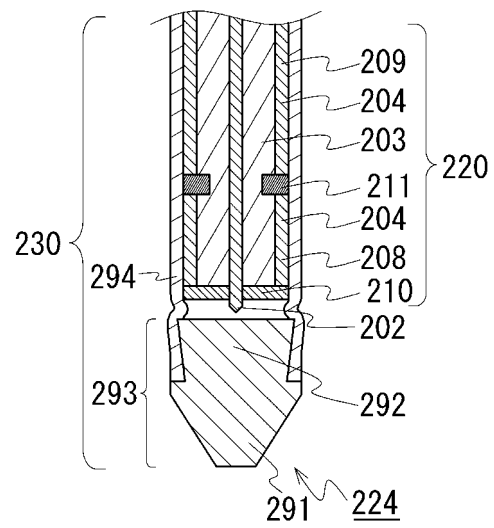
【図 3 2】



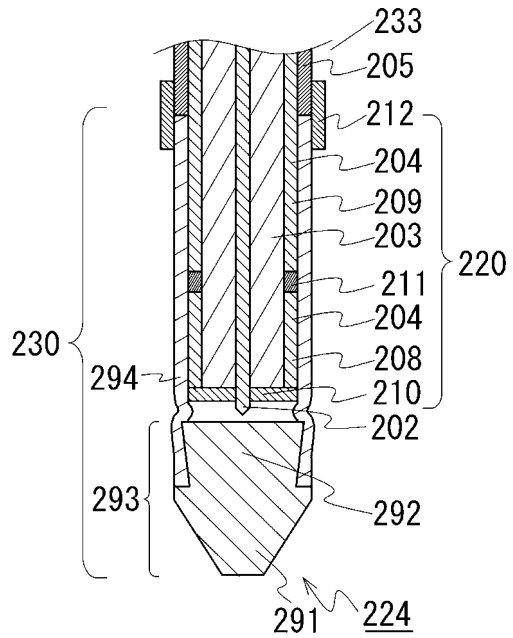
【図 3 3】



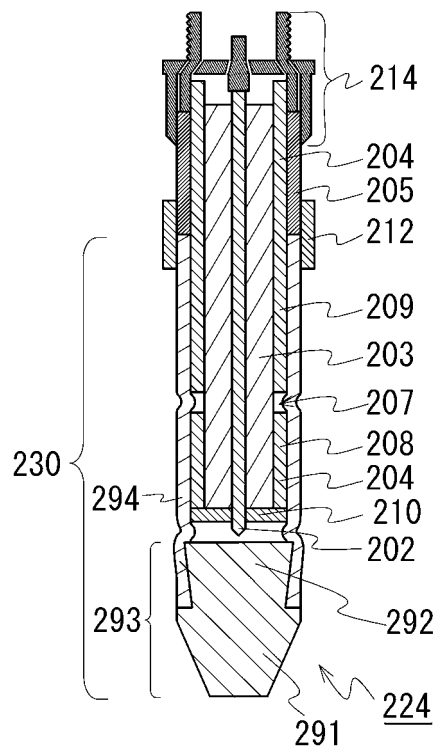
【図 3 4】



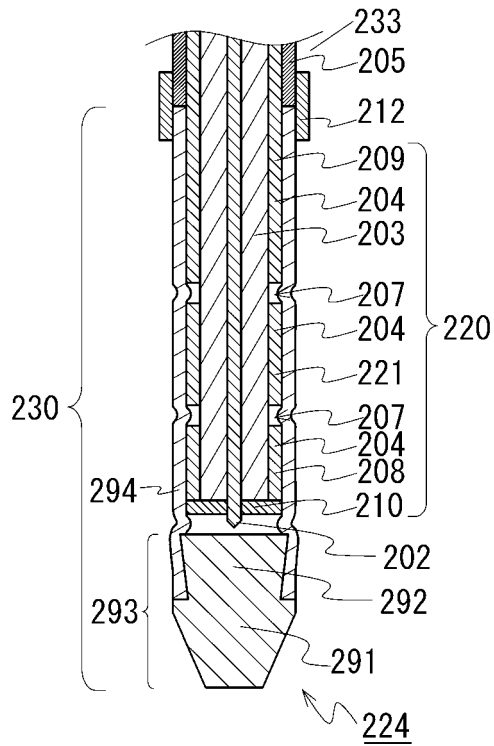
【 図 3 6 】



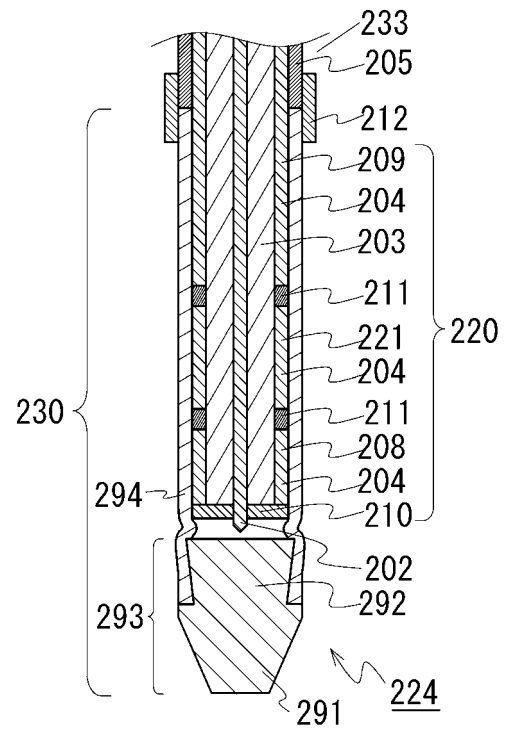
【 図 3 8 】



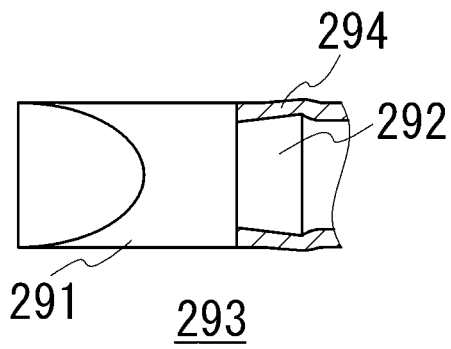
【図 39】



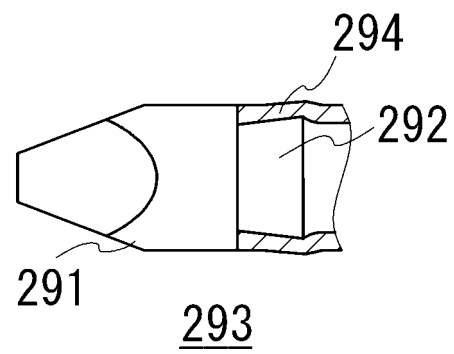
【図 40】



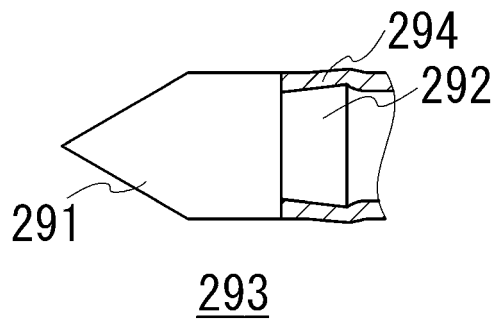
【図 41】



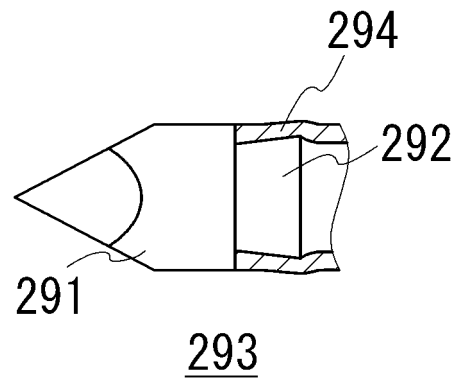
【図 43】



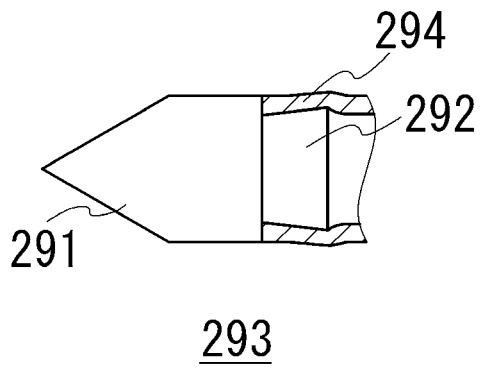
【図 42】



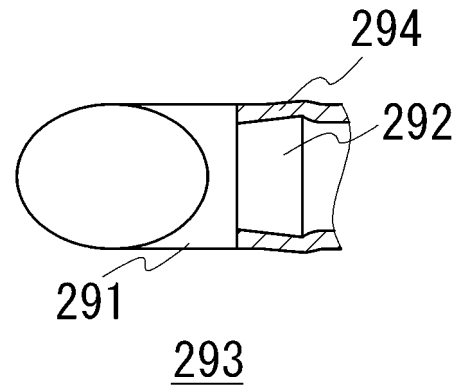
【図 44】



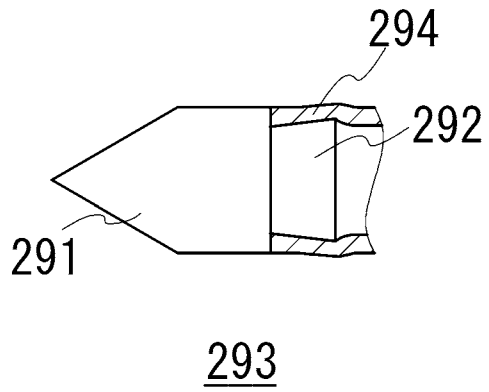
【図 45】



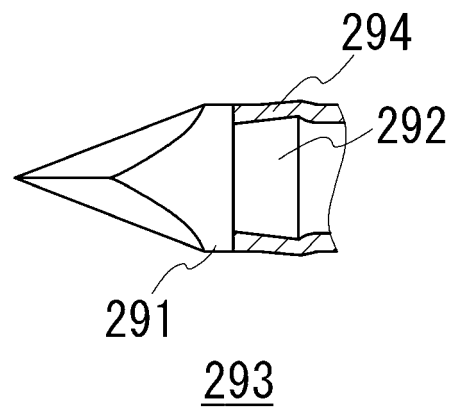
【図 47】



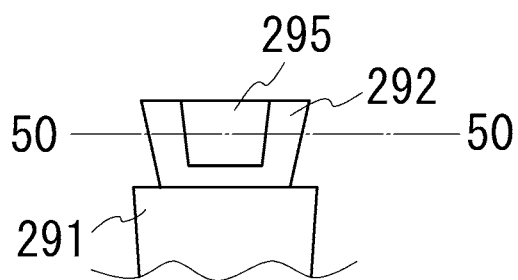
【図 46】



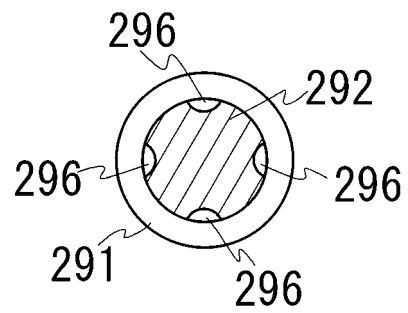
【図 48】



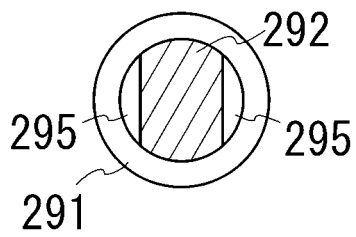
【図 49】



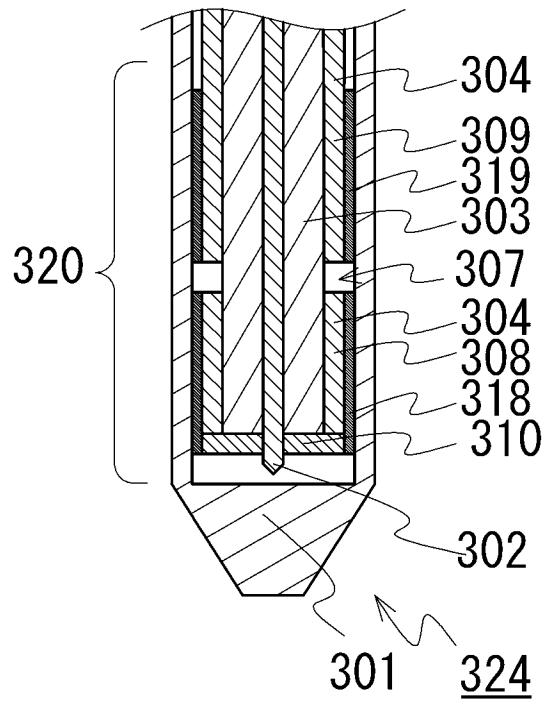
【図 51】



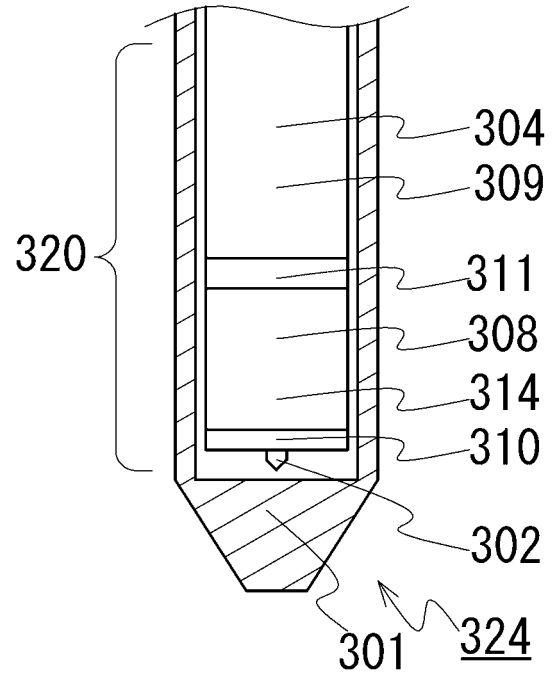
【図 50】



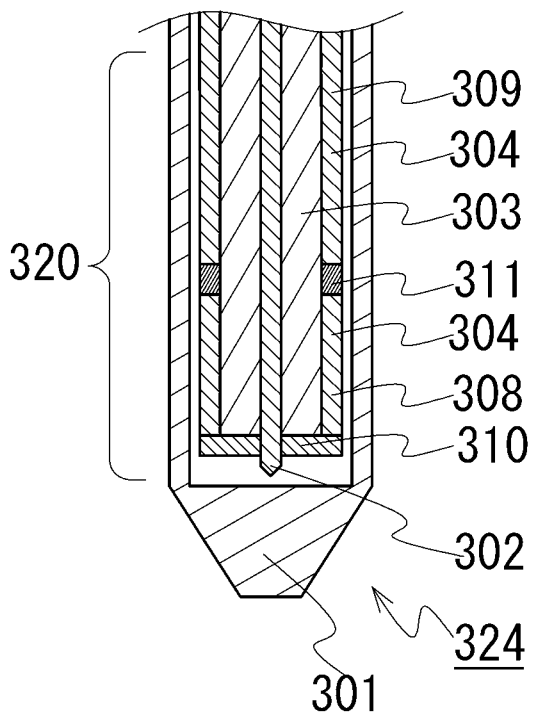
【図 5 2】



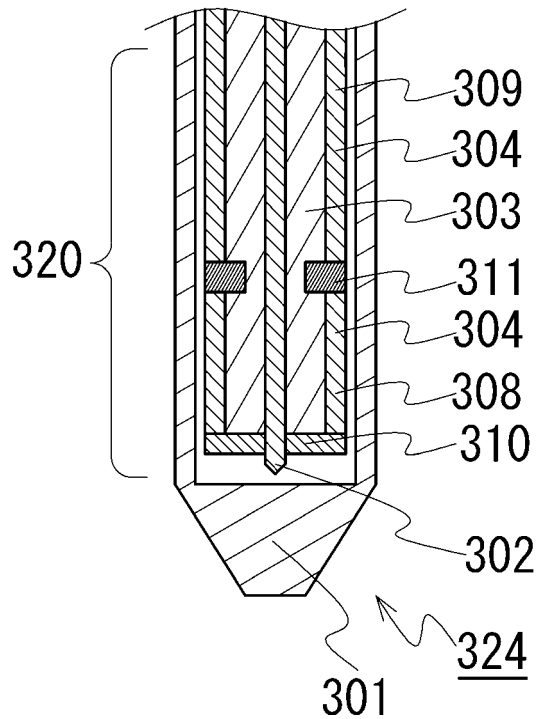
【図 5 3】



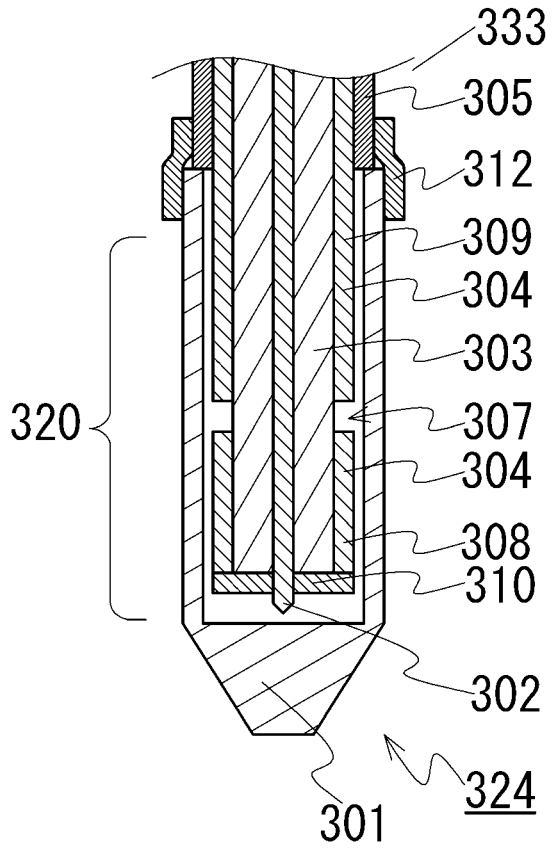
【図 5 4】



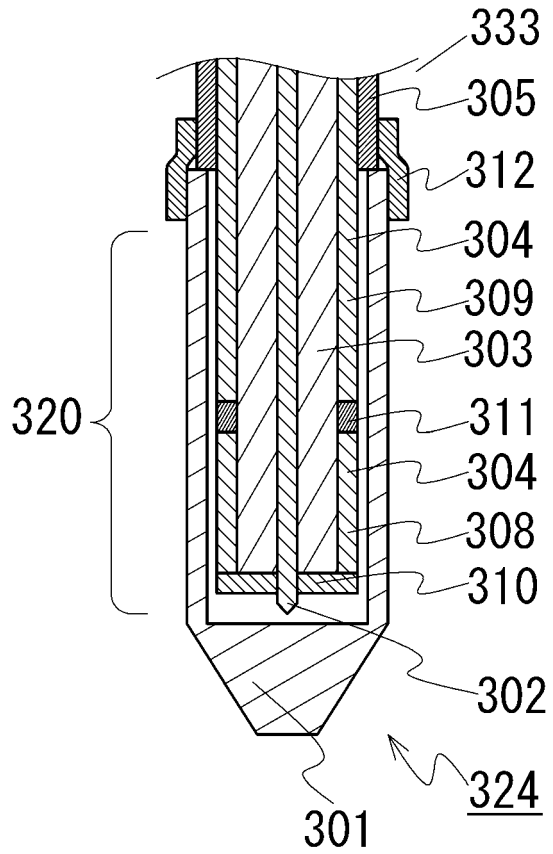
【図 5 5】



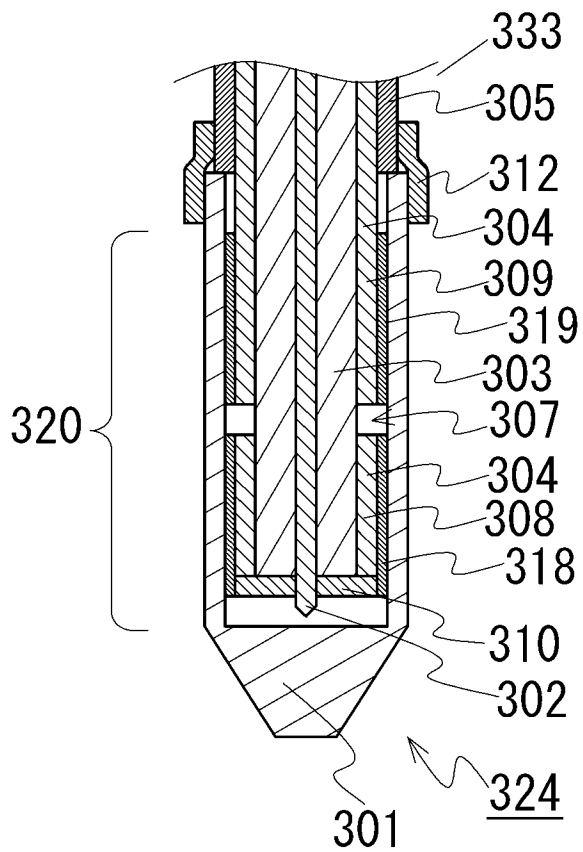
【図 56】



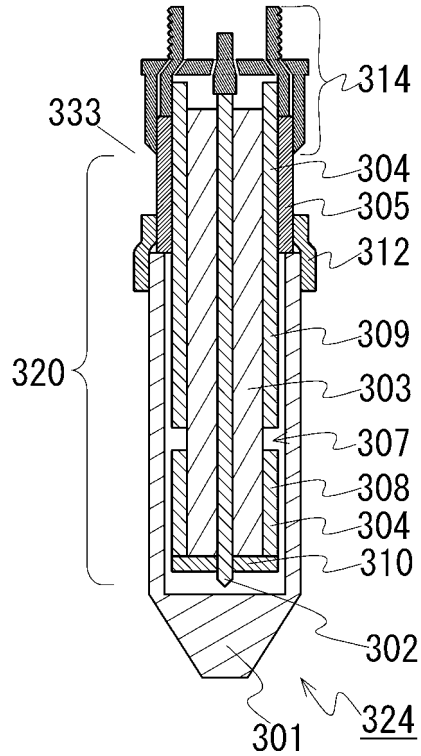
【図 57】



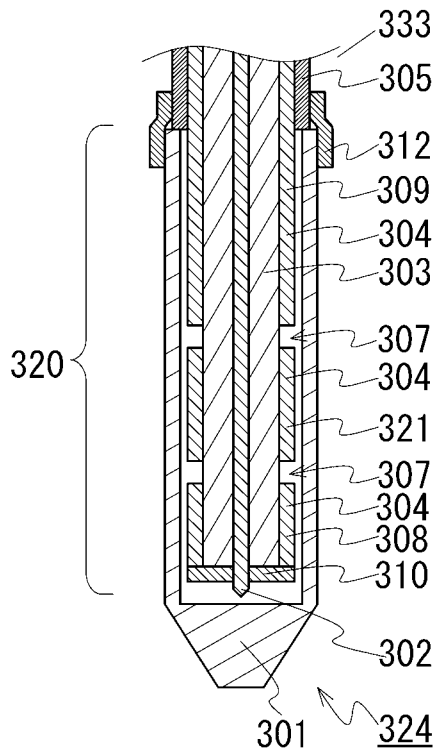
【図 58】



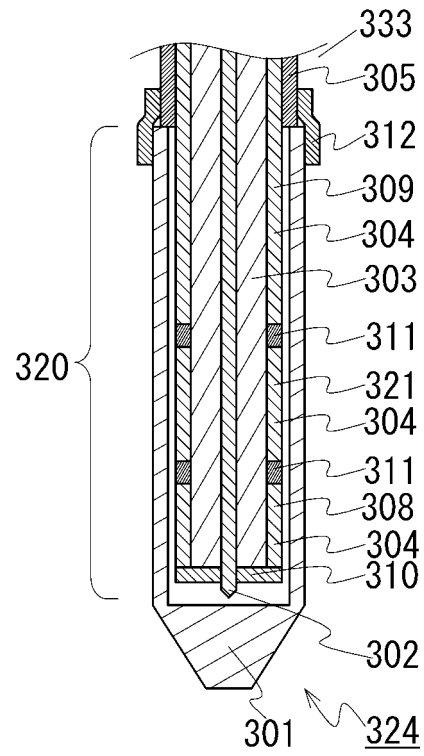
【図 59】



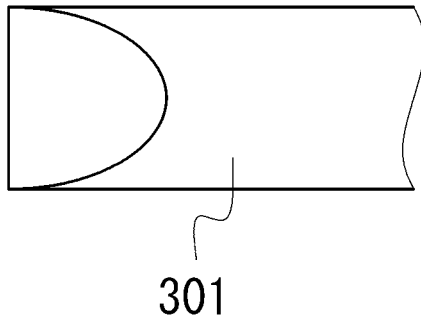
【図 60】



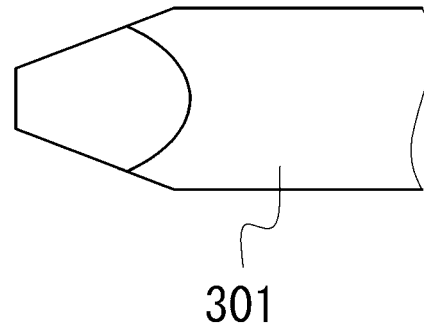
【図 61】



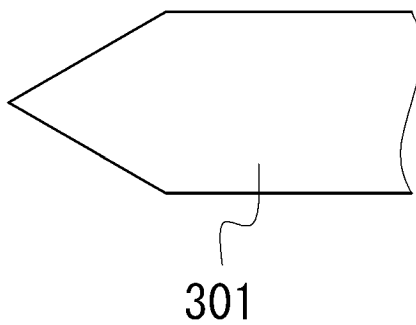
【図 62】



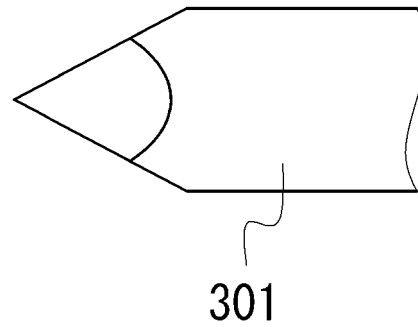
【図 64】



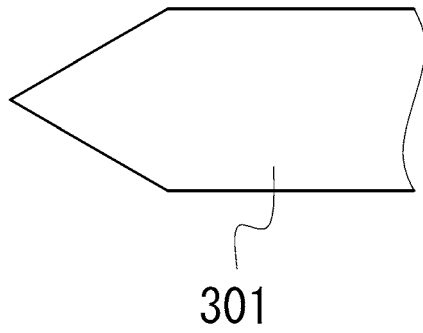
【図 63】



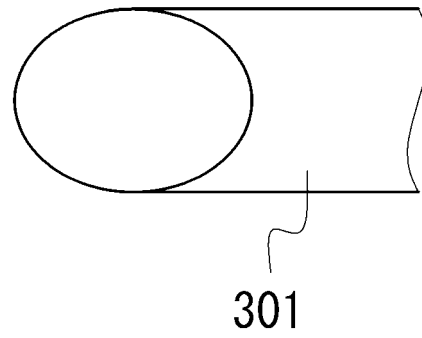
【図 65】



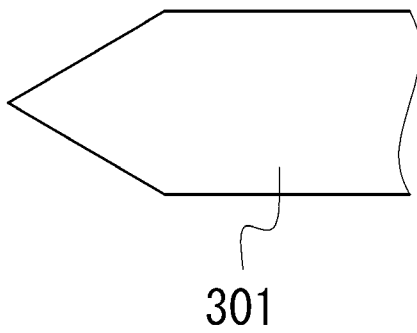
【 図 6 6 】



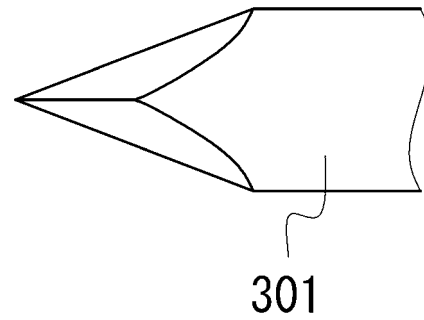
【圖 68】



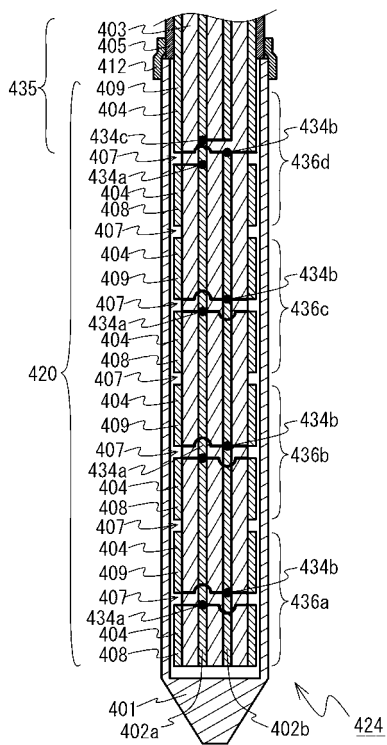
【 図 6 7 】



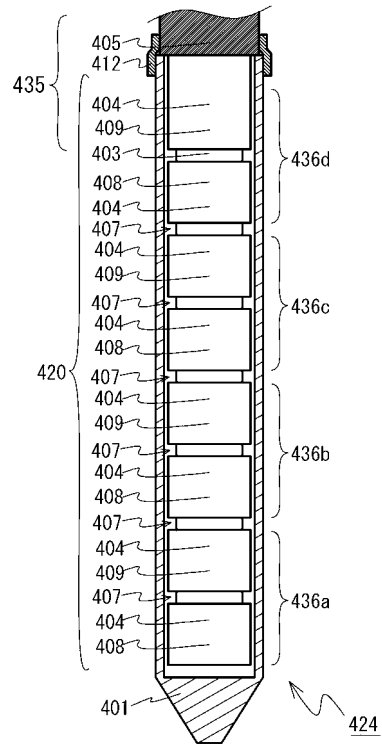
【 図 6 9 】



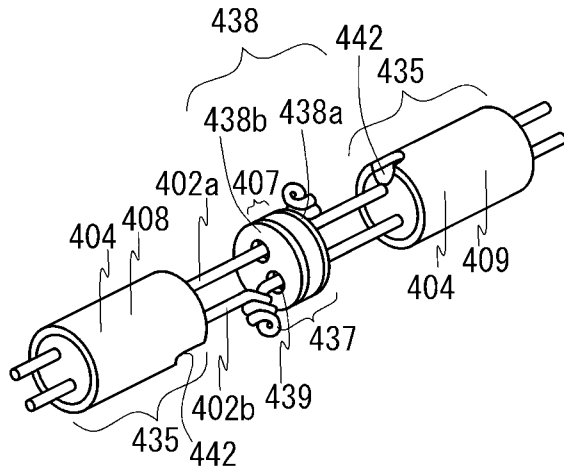
【 図 7 0 】



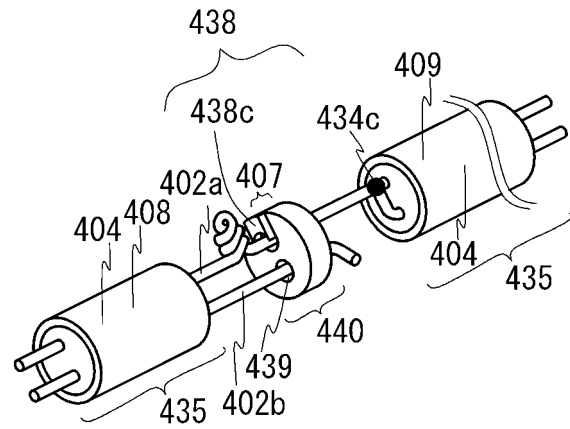
【圖 7 1】



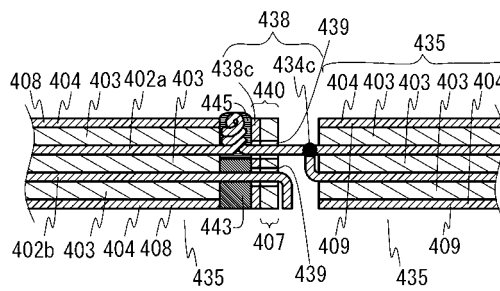
【図 79】



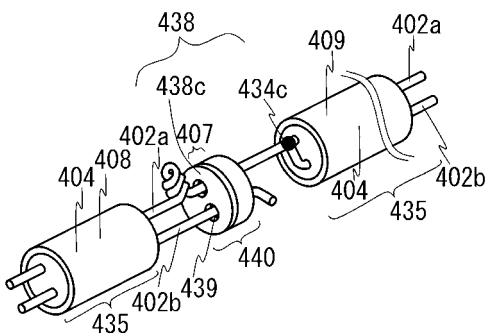
【図 81】



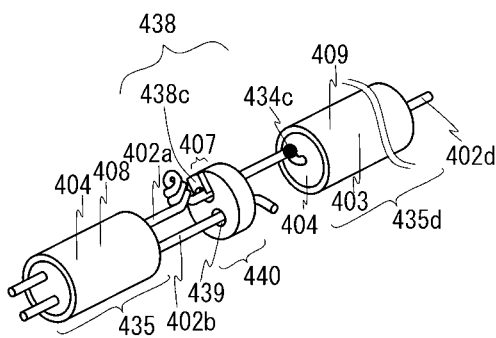
【図 82】



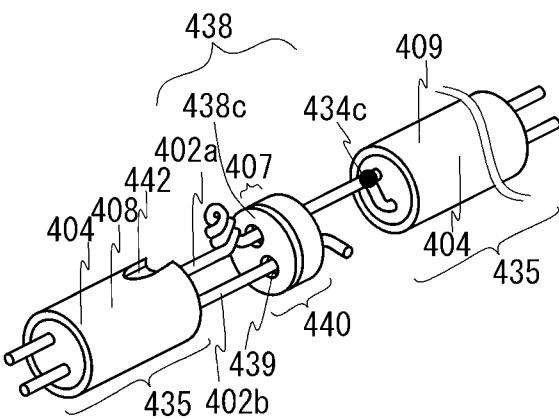
【図 80】



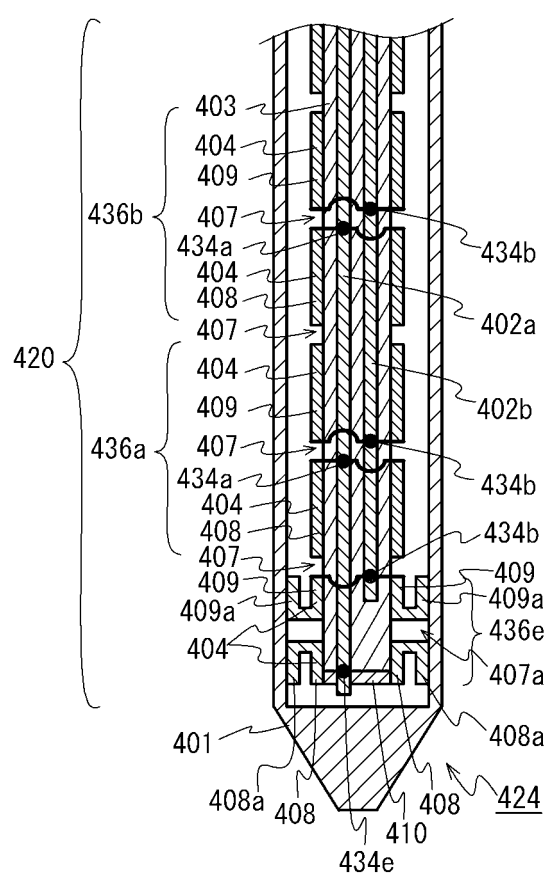
【図 83】



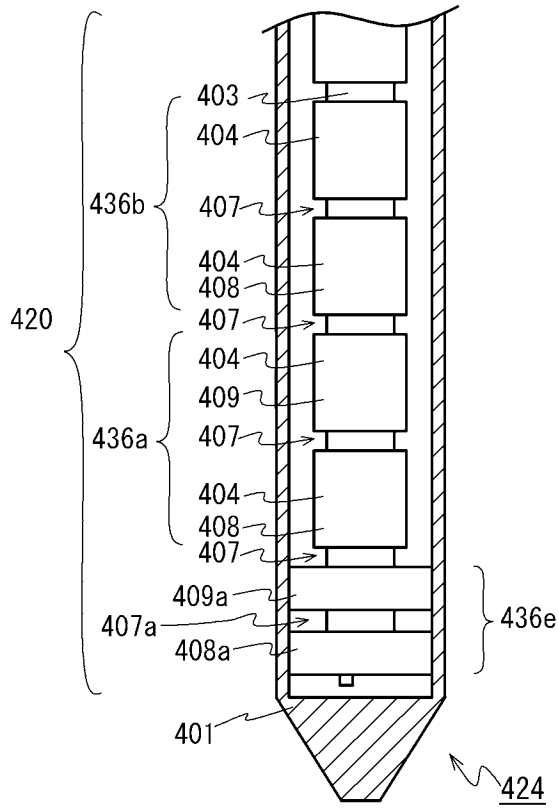
【図 84】



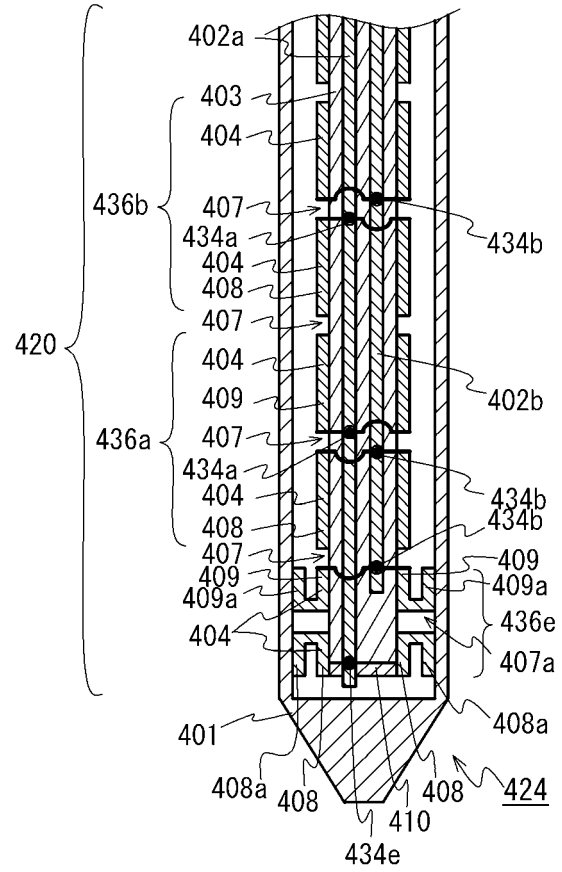
【図 85】



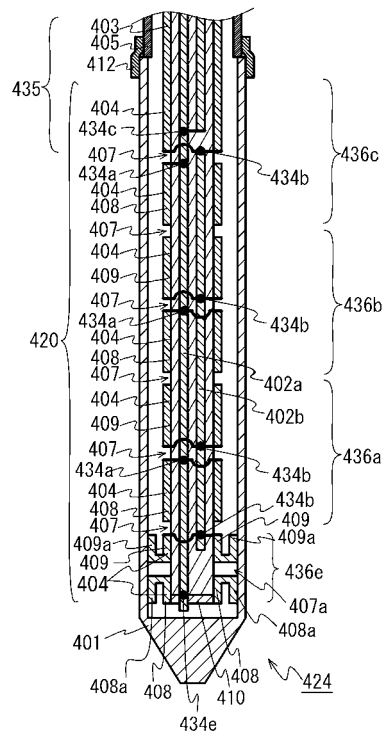
【図 8 6】



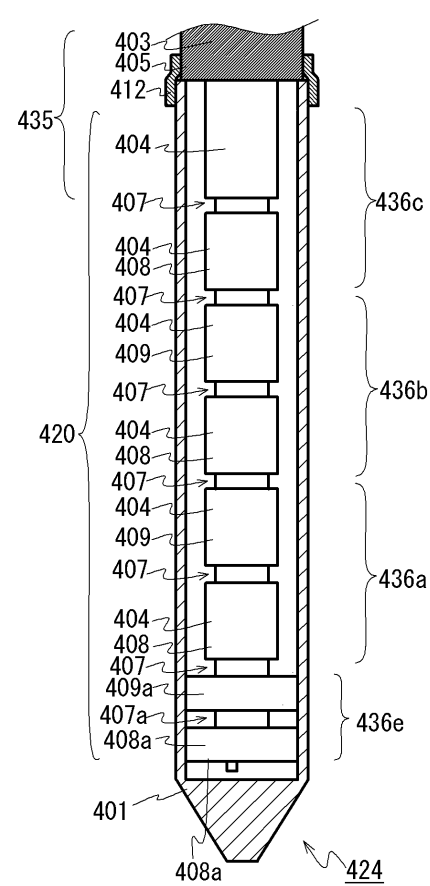
【図 8 7】



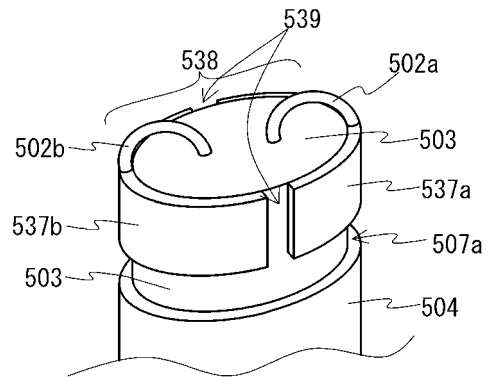
【図 8 8】



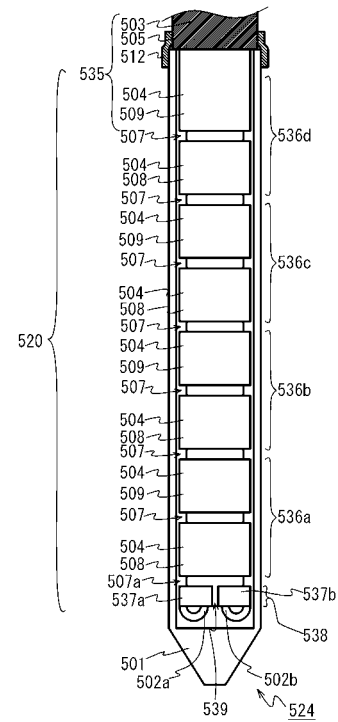
【図 8 9】



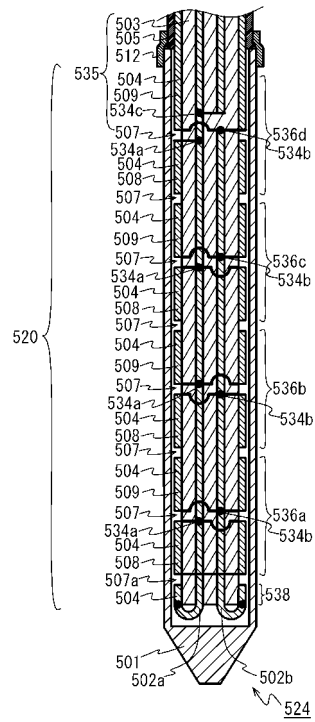
【 図 9 1 】



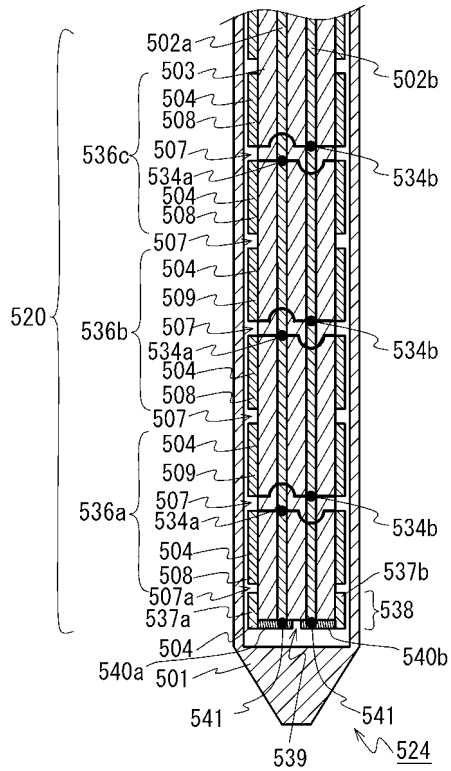
【 図 9 3 】



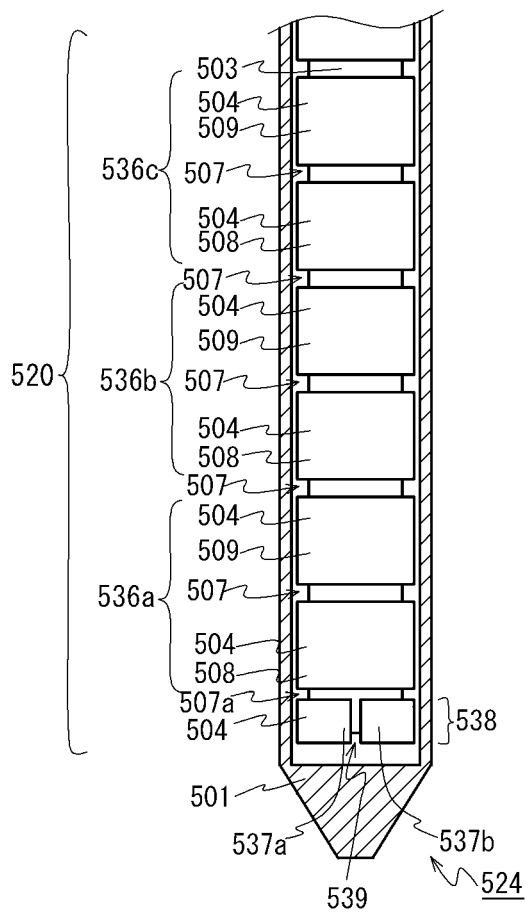
【図 9 4】



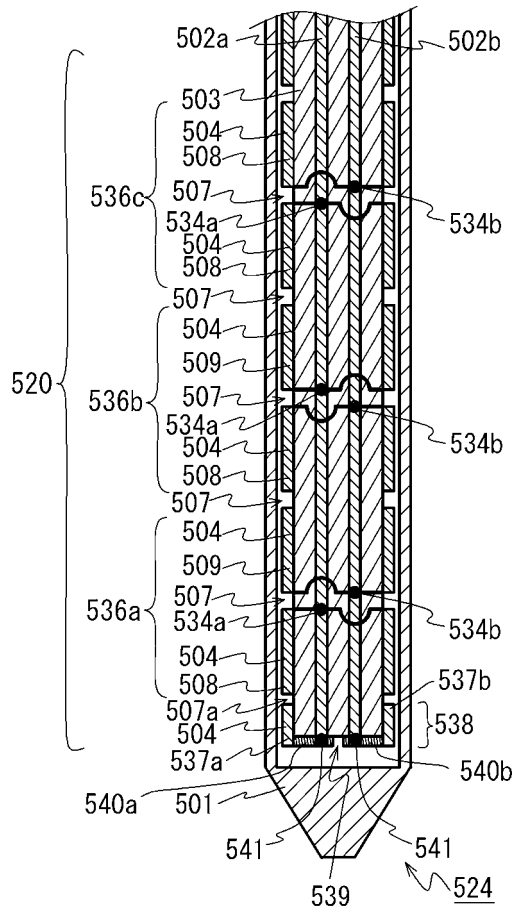
【図 9 5】



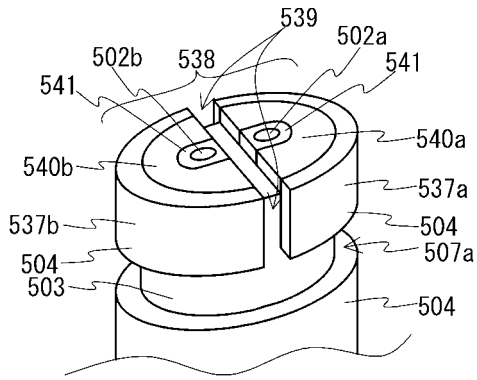
【図 9 6】



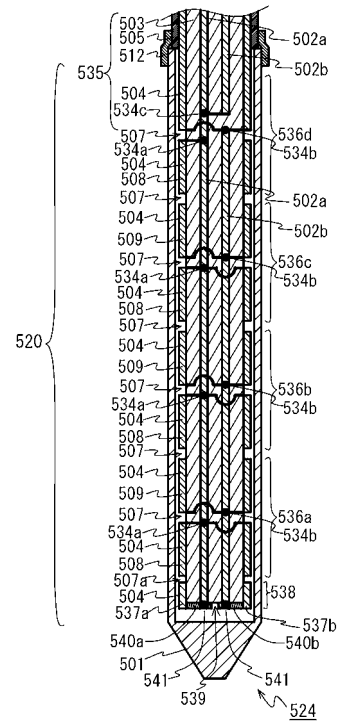
【図 9 7】



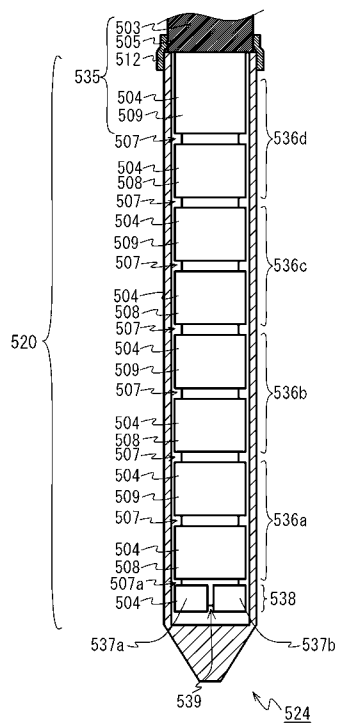
【図 98】



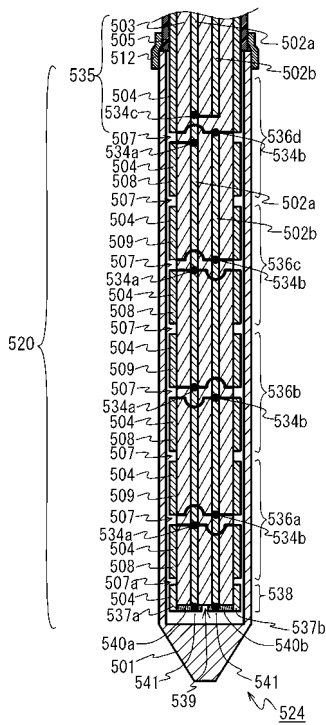
【図 99】



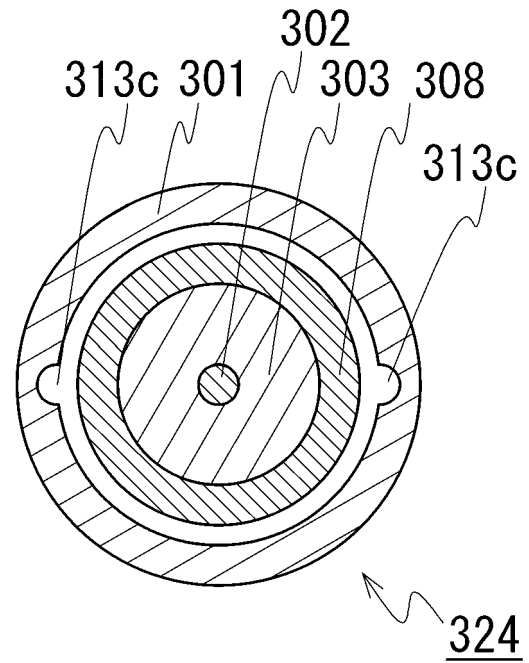
【図 100】



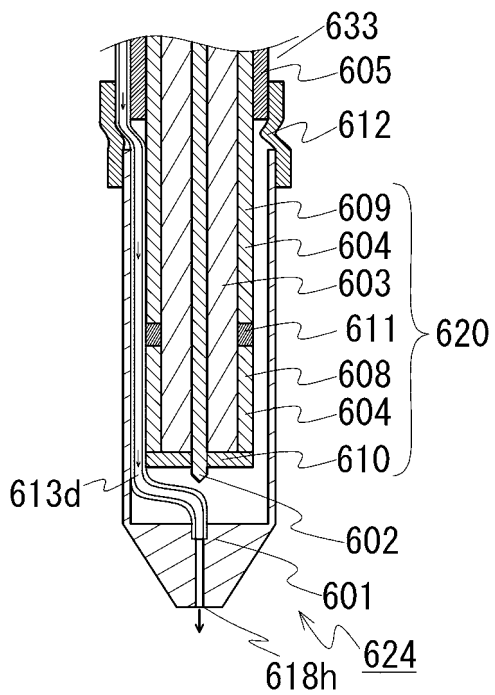
【図 101】



【 図 1 0 3 】



【 図 1 0 6 】

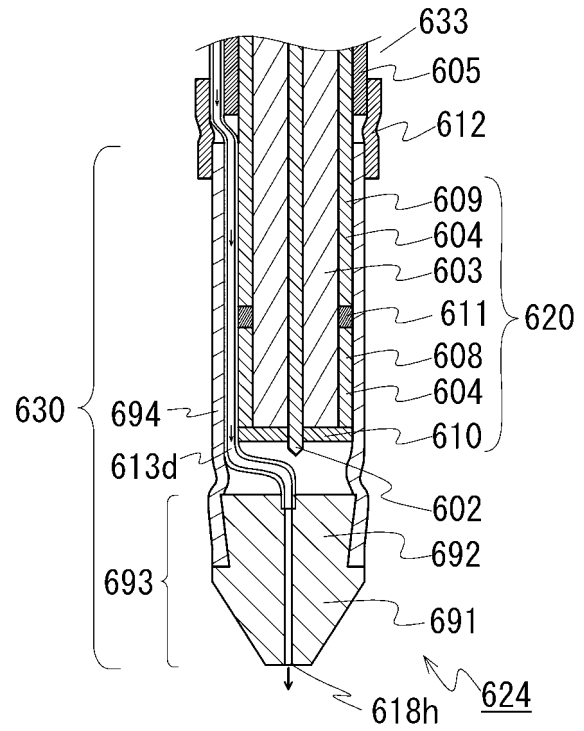


618h

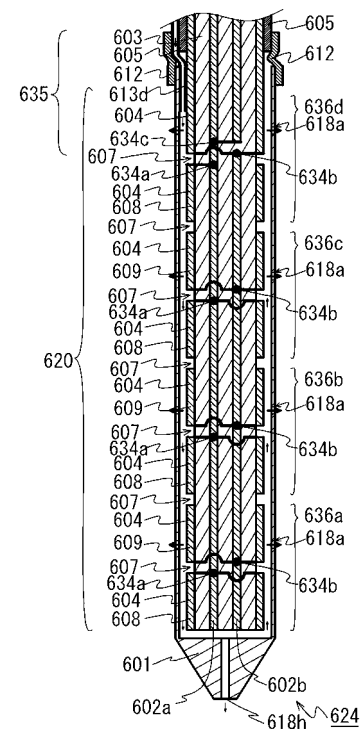
601

This diagram shows a side view of the pen nib assembly 601. The assembly includes a conical tip labeled 618h, which is part of the nib body. The nib body is shown in cross-section with dashed lines indicating internal structure. The main body of the pen is labeled 601.

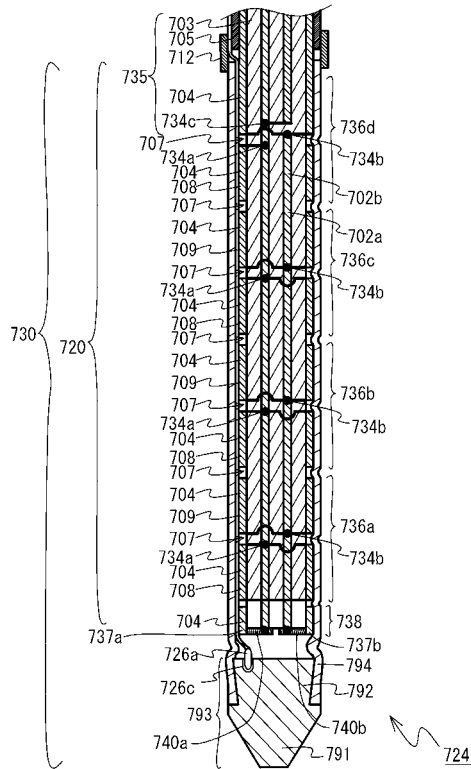
【 図 1 0 8 】



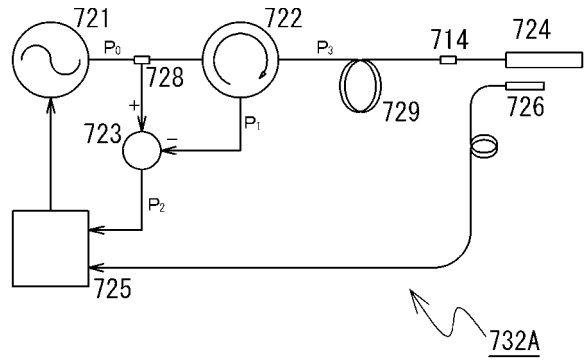
【 ☒ 1 1 0 】



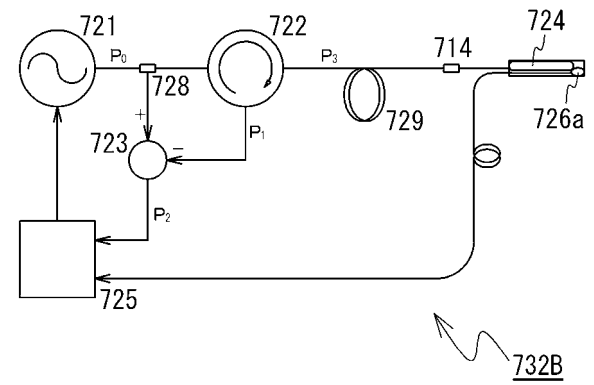
【図 116】



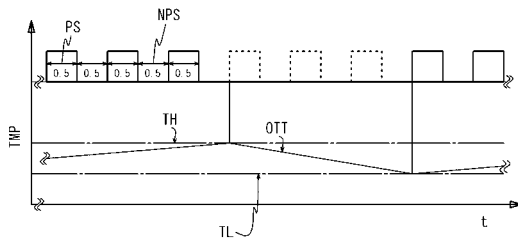
【図 117】



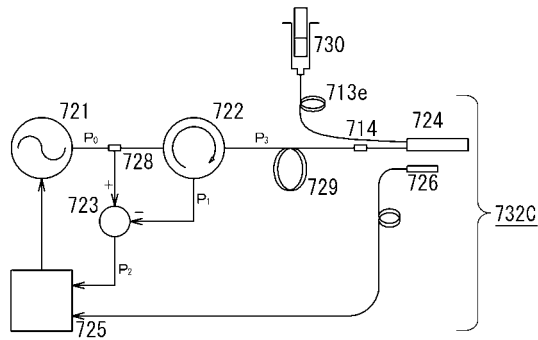
【図 118】



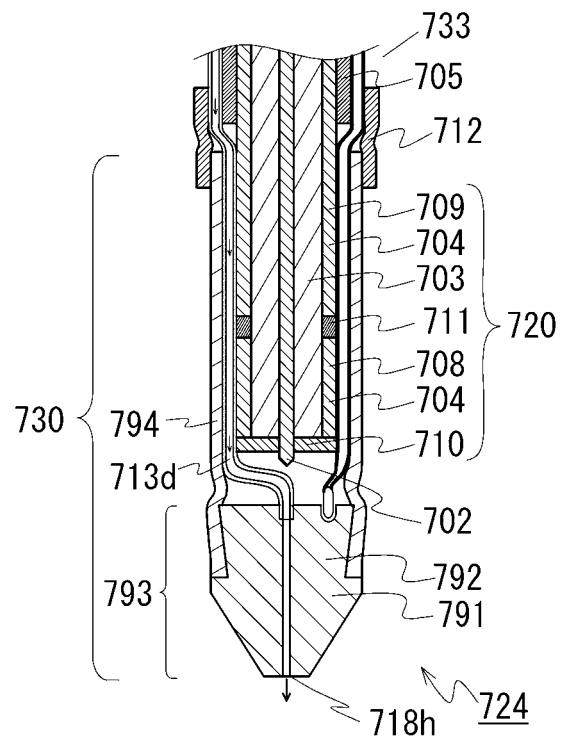
【図 119】



【図 120】



【図 121】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2004-187703(JP,A)
特開昭59-057671(JP,A)
特開2005-040306(JP,A)
特許第2852084(JP,B2)
特開2001-037775(JP,A)
特開平07-185019(JP,A)
特開2007-029457(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61N 5/04