

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5699415号  
(P5699415)

(45) 発行日 平成27年4月8日(2015.4.8)

(24) 登録日 平成27年2月27日(2015.2.27)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 10/02 (2006.01)** A 6 1 B 10/02 1 1 0 H  
 A 6 1 B 10/02 3 0 0 D

請求項の数 8 (全 53 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2013-55036 (P2013-55036)                  (22) 出願日 平成25年3月18日 (2013.3.18)                  (62) 分割の表示 特願2009-531908 (P2009-531908)                          の分割                          原出願日 平成19年10月10日 (2007.10.10)                  (65) 公開番号 特開2013-135932 (P2013-135932A)                  (43) 公開日 平成25年7月11日 (2013.7.11)                          審査請求日 平成25年3月18日 (2013.3.18)                  (31) 優先権主張番号 0620063.8                  (32) 優先日 平成18年10月10日 (2006.10.10)                  (33) 優先権主張国 英国 (GB)</p>	<p>(73) 特許権者 512008495                  クレオ・メディカル・リミテッド                  CREO MEDICAL LIMITE                  D                  イギリス、エヌ・ピー・16 5・ユー・                  エイチ モンマスシャー、チェプストー、                  ビューフォート・パーク、リバーサイド・                  コート                  (74) 代理人 100064746                  弁理士 深見 久郎                  (74) 代理人 100085132                  弁理士 森田 俊雄                  (74) 代理人 100083703                  弁理士 仲村 義平</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外科装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

針を介して生体組織に物質を導入するための外科装置であって、  
 マイクロ波エネルギーを供給する電源と、  
 生体組織に挿入可能な針とを備え、  
 前記針は、  
     挿入用先端で終端する細長い本体と、  
     前記本体の内部に形成された、前記組織に対してあるいは前記組織から物質を伝送す  
 ための、長手方向のチャンネルと、  
     前記チャンネルの内壁に沿った内部導体、および、前記内部導体と同軸であって、誘電  
 物質によって前記内部導体から切り離されている外部導体を有する、同軸アンテナとを備え、  
 前記針は、第1の信号経路および第2の信号経路を介して前記電源に接続されて前記電  
 源からマイクロ波エネルギーを受け、かつ、前記同軸アンテナは、該受けたマイクロ波エ  
 ネルギーを前記挿入用先端において前記生体組織内に結合し、  
 前記第1の信号経路上を送出されるマイクロ波エネルギーは第1の周波数を有し、前記  
 第2の信号経路を送出されるマイクロ波エネルギーは前記第1の周波数よりも大きな周波  
 数を有する、外科装置。

【請求項 2】

前記内部導体は、約 0.5 mm の直径、および、約 0.01 mm の壁厚を有する伝導材

ューブである、請求項 1 に記載の外科装置。

【請求項 3】

前記挿入用先端は、前記同軸アンテナの誘電体物質に取り付けられる剛体要素を備え、前記剛体要素は、前記細長い本体の遠位端部から前記外部導体の外部へと延びる、請求項 1 に記載の外科装置。

【請求項 4】

前記剛体要素と前記誘電体物質との間に配置される整合トランスをさらに備え、前記整合トランスと前記剛体要素は、共同して、前記マイクロ波エネルギーにおける所定の周波数において、前記同軸アンテナのインピーダンスを、所定の治療インピーダンスに整合するように構成される、請求項 3 に記載の外科装置。

10

【請求項 5】

前記針は、内視鏡、気管支鏡、膀胱鏡、および膀胱鏡のいずれかを介して挿入可能である、請求項 1 に記載の外科装置。

【請求項 6】

前記生体組織に供給されるマイクロ波エネルギー量を制御するコントローラをさらに備える、請求項 1 に記載の外科装置。

【請求項 7】

前記長手方向のチャンネルを介して物質を導入して前記同軸アンテナから供給されたマイクロ波エネルギーと反応させるための手段をさらに備える、請求項 1 に記載の外科装置。

【請求項 8】

前記長手方向のチャンネルを介して放射性挿入管を搬送するための手段をさらに備える、請求項 1 に記載の外科装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生検針、すなわち、例えばガン性増殖を識別するという目的のために、体内から液体あるいは細胞（例えば組織）を抽出するという目的に適している針を備える外科装置に関する。

【背景技術】

【0002】

発明の背景

細針生検は、臓器あるいは腫瘍から小さい組織サンプルを取るために、通常、細い中空の針を使用する。細針生検におけるよく見られるタイプは、細針吸引である。この場合、固体の塊からの細胞の嚢胞あるいはクラスターのいずれかから液体を取るために、細針および注射器が使用される。細針吸引および細針生検における処置は、基本的には同一であり、これら 2 つの処置は、同時に実行されることもある。

30

【0003】

細針生検については、人体構造の内部に位置している臓器あるいは腫瘍から得ることも可能である。実行される生検処理が考慮される可能性のある一般的な部位は、乳房、腎臓、肝臓、膵臓、前立腺、甲状腺、肺、卵巣およびリンパ節を含む。細針生検は、臓器あるいは腫瘍の組織を評価するために使用される診断用ツールであるとともに、さらに、特定の治療が機能しているか否かを証明するためにも用いられる診断用ツールである。通常、針が挿入される予定の領域の感覚を失わせるために、通常、局所麻酔薬が使用される。細い中空の生検針が、皮膚を通して、生検部位に挿入される。現在の処置では、位置調整のため、あるいは、多数のサンプルを得るために、一回よりも多く針が挿入されることもある。

40

【0004】

潜在的な乳房の腫瘍を識別するために針生検を実施するときには、外科医は、通常の慣行では、物理的に可能である限り、動悸あるいはしこりの感触によって、関心領域に生検針を誘導する。そして、この情報に基づいて、針を腫瘍内に配置することもある。この手

50

法で生検を実施する場合、検出漏れの発生する高い危険性がある。そして、しこりを感じる領域に対して、そこにガン組織を発見する十分な機会を得るために、複数回の針生検を実行する必要のある可能性もある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しこりが触知不可能なものであった場合、生検を、例えば超音波を用いた画像ガイダンスに基づいて実行することも可能である。しかしながら、超音波誘導の針生検が実行された場合でも、通常、ガン性部位の発見において、複数回の試行が実施される。腫瘍内において生検針を配置するために、イオン化放射を使用した画像化も使用される。針生検の挿入におけるライブ画像をモニタ上で見るため、および、生検を実行するための最も適切な位置を明らかにするために、テレビカメラに接続された蛍光板にX線を照射する、蛍光透視法が使用される。生検針を誘導するためには、コンピュータ断層撮影法（CT）あるいはコンピュータ支援断層撮影法（CAT）も用いられる。この場合、患者の周囲においてX線を回転させるために、スキャナが用いられる。この画像ガイダンスの形式は、潜在的に有害な量のX線放射を患者に浴びせる、という明白な欠点を有している。他の欠点としては、X線撮像法は高価であり、また、多大な時間を必要とする可能性があること、これらは、装置を駆動するために専門家のサポートを必要とすること、および、これらは、ガン性部位の発見において常に成功するわけではないこと、を挙げられる。

【0006】

針生検は、人体内におけるガンの徴候を測定するための安全で信頼できるテストとして、広く用いられ、そして受け入れられている。しかしながら、現在において使用されている方法では、生検針が引き抜かれたとき、ガン性細胞を体内に広げてしまう結果となる可能性がある。心配な点は、生検部位から針を引き抜く処置の際に、悪性細胞が腫瘍から離脱して、健康な組織を含む針の経路に沿って堆積されるかもしれない、ということである。これは、新しい腫瘍の播種（seeding）および成長を引き起こす可能性がある。腫瘍摘出手術を受けた患者と比較して、針生検は、ガンの広がりを50%増加する可能性がある、という報告もある（Dr. Joseph Mercolaによる論文；[http://www.mercola.com/2005/apr/16/needle\\_biopsy.htm](http://www.mercola.com/2005/apr/16/needle_biopsy.htm)）。

【0007】

肝臓の腫瘍を診断するための細針生検の使用が、生検針の経路に沿った転移の播種をもたらしているケースが報告されている。ある臨床的概説では、播種の発生は、事例研究において説明されている特定の個人における死亡原因になる可能性が高い、と述べられている（Metcalfe, M. S., Bridgewater, F. H. G., Mullin, E. J., およびMaddern, G. J., Br. Med. J. , 328, 28th February 2004, pp. 507 - 508）。

【課題を解決するための手段】

【0008】

発明の概要

最も一般的にいえば、本発明は、針を有するアンテナ構造（以下では、「針アンテナ」とする）の形成を提案する。これによれば、針は、従来の組織抽出を実行する能力だけでなく、例えば針の先端部において、組織に対する測定および/または切除を実行するために、組織に対して（あるいは、組織からの）マイクロ波エネルギーを結合する能力を有している。

【0009】

組織の誘電特性（測定情報）を測定する能力は、腫瘍の存在が疑われている組織の領域内に最初に針アンテナを挿入したときに、ガン組織の発見に関して著しい利点を与える。すなわち、複数の組織サンプルを採取する必要がなくなる可能性がある。また、この手法において組織の特性を測定する能力は、検出漏れの発生におけるリスクを減少することが

10

20

30

40

50

可能である。

【0010】

生検針の端部が配置されている正確な位置において、組織に関連する情報を測定する能力は、さらに、上記画像化（例えば、走査型）構成を使用する発見技術に勝る、著しい利点を与える。その理由は、走査型装置では、画像を覆い隠す特定の生物学的構造に起因して、あるいは、画像解像度あるいは信号処理の制限に起因して、腫瘍あるいはガン組織が位置している領域に関する、完全な詳細あるいは信頼できる詳細を提供することができない可能性がある、という点にある。本発明は、これらの制限に悩まされることはない。

【0011】

生検針によって引き起こされる新しい腫瘍の播種については、例えば引き抜きの際に、針の経路を制御可能に切除する能力によって、そうしなければ取り残されてしまう全てのガン細胞を殺すことで、防止することが可能である。この切除機能と前記測定機能との双方を、選択的に実行するように、本発明を構成することが可能である。

10

【0012】

以上のように、ここに開示されている針アンテナは、組織に関する情報を、組織のタイプおよび/または組織の状態という形式で、直接に測定する能力を有することが可能である。この発明において説明されている前記針アンテナについては、制御された組織切除を実行するために使用することも可能である。

【0013】

本発明における1つの態様にしたとすると、サンプルを導入するため、あるいは組織からサンプルを抽出するための、組織内に挿入することの可能な生検針において、生検針は、挿入用の先端部を端部に有する細長い本体と、この本体の内部に形成された、サンプルを伝送するための、長手方向のチャンネルと、内部導体、および、この内部導体と同軸であって、誘電物質によって内部導体から切り離されている外部導体を有する、同軸アンテナとを備えており、この同軸アンテナが、前記挿入用の先端部において、組織に対して/組織からのマイクロ波エネルギーを結合するように構成されており、前記チャンネルが、前記内部導体の内部、あるいは、前記外部導体の外部部分内に形成されている、生検針、を提供することが可能である。前記内部導体については、前記チャンネルの内壁に沿った、伝導層とすることが可能である。好ましくは、前記内部導体は、前記チャンネルを規定する、伝導層（チューブ）である。好ましくは、前記外部導体は、前記細長い本体の外部表面上に形成された、伝導層を備えている。前記外部導体は、前記誘電物質上に形成された伝導層、および、この伝導層上に形成された環状の、あるいは部分的に環状のチャンネルを備えることが可能である。結合されたマイクロ波エネルギーについては、前記挿入用の先端部における組織の特性測定、あるいは、前記先端部における組織の切除のいずれか一方を実行するように、選択可能となってもよい。

20

30

【0014】

本発明における他の態様では、針生検装置において、上述の生検針と、この針における挿入用の先端部において、組織を測定および/または切除するために、マイクロ波周波数エネルギーを、前記針内における前記同軸アンテナに搬送するように構成されたマイクロ波のパワーソースと、を備えた針生検装置を提供することが可能である。この装置は、前記針のインピーダンスを調整するように構成された、動的インピーダンスチューナを備えることが可能であり、これにより、例えば、組織に対する均一な（一様な）エネルギー搬送を確保するために、挿入用の先端部において、組織のインピーダンスを整合するようになっている。本発明におけるこの態様は、アンテナが挿入されるチャンネルの一様な切除を可能とし、これによって播種の発生を防止する、という点において、利点を与える。さまざまな組織構造に対する動的な整合を実施する能力は、さまざまな構造を通してアンテナの先端部が移動する際の、さまざまな組織のタイプに対する整合における多様性に起因する、不均一な切除を防止する。

40

【0015】

言い換えると、この明細書において説明されている針アンテナは、組織のタイプ/状態

50

の測定を実行するという目的のために、および/または、制御された組織切除を実行するために、マイクロ波周波数エネルギーを、同軸構造内に結合することが可能である。また、この針アンテナは、中空のチューブ状の中心導体を有しており、これにより、組織切除プロセスの前、後および最中において、組織生検を実行することが可能となっている。したがって、本発明において開示されている構造は、3機能性の針アンテナ ( *tri-functional needle antenna* ) である、と考えることが可能である。本発明において使用されている最適な周波数、および、この3機能性のアンテナの設計におけるマイクロ波の態様によれば、組織生検を物理的に実施している位置と同じ位置 ( 場所 ) において ( すなわち、遠位端部において )、生物組織の状態に関する情報を測定することが可能となる。

10

## 【0016】

この明細書では、マイクロ波周波数は、1 GHz から 100 GHz、好ましくは 5 GHz から 60 GHz の周波数レンジを意味している。より高い周波数 ( 例えば 200 GHz 以下 ) を使用することも可能である。より好ましくは、使用される周波数ソースは、14 GHz と 15 GHz との間の周波数において動作する。また、14.5 GHz のスポット周波数において動作することは、さらに好ましい。

## 【0017】

この発明は、従来の針生検システム、および、他の類似する組織生検システムに関連する問題点を、克服することが可能である。組織測定を実行するための能力、および、制御可能に組織を切除するための能力は、従来の針生検処置にしばしば付随する、ガン性細胞の播種を防止するという観点において、利点を与える。これは、制御されたマイクロ波エネルギーを利用して、針によって形成された経路あるいはチャネルを密封することによって実現され、これによれば、流体/細胞の生検を、高い信頼性をもって実行することが可能となる。しかも、低パワーのマイクロ波トランシーバを利用して、針の先端部において誘電率測定を実施することによって、健康な組織とガン組織とを区別するためのシステムの能力に起因する、検出漏れが生じることがない。また、現行の治療において ( 超音波や X 線画像化を利用して針が案内されているときでさえも ) 頻繁にあるような、流体/組織サンプルを多数回にわたって採取する必要性を、排除することができる可能性がある。なお、現行の治療では、複数回の試行のうちの1回でもターゲットをヒットすれば、そのヒットは、成功裏の治療を構成したと見なすのに十分である、と考えられている。本発明は、また、RFあるいはマイクロ波エネルギーを利用した、通常の経皮的な腫瘍切除治療において生じる、病理学的な情報の損失の防止を促進するために、切除の前、後および最中において、生検サンプルを採取することができる可能性がある。

20

30

## 【0018】

本発明における組織生検の態様は、ガン組織の抽出、あるいは、ガン組織が存在している可能性のある人体の領域においての使用に限られるものではない。

## 【0019】

なお、この明細書において説明されている針アンテナ構造におけるマイクロ波の設計によれば、針アンテナ構造の遠位端部におけるインピーダンス不整合を、アンテナのシャフトおよびこれに取り付けられているケーブルアセンブリに沿って、発生器に対して後方反射することが可能となる。この場合、反射された信号の測定は、50 の出力インピーダンスを有するマイクロ波パワー増幅器からなることが可能である発生器に、アンテナの遠位端部を整合することを可能とする必要性の計算に使用される。

40

## 【0020】

動的に調整可能な、調整フィルタを使用することが望ましい可能性もある。このフィルタの例としては、例えば、所定の周波数 ( *frequency of interest* ) をもつガイド波長の4分の1の間隔で配されている、3つの調整スタブを有する導波管空洞が挙げられる。これにより、針アンテナの遠位端部と生物組織構造によって存在している負荷との間における、共役整合 ( *conjugate match* ) を生成することが可能となる。当然のことではあるが、この調整フィルタは、パワー増幅器からの出力部

50

と針アンテナの遠位端部との間に配置されており、これにより、増幅器の出力インピーダンスを、調整フィルタの入力インピーダンスに整合すること、および、調整フィルタの出力インピーダンスを、生物組織のインピーダンスに整合することが可能となる。この機能によれば、大量のガン組織に対する制御された切除を実行するため、あるいは、針の経路（あるいはチャンネル）に対する制御された切除（あるいは密封）を実行するために、針アンテナを使用することが可能となる。

#### 【0021】

測定システムに対して情報を返送し、これによって、変化する組織インピーダンスと発生器との間における動的なインピーダンス整合を可能とする針アンテナの能力によれば、組織生検（あるいは腫瘍切除）の実行される部位と外部世界との間の経路に沿って存在する、さまざまな組織構造内に搬送されるエネルギーを、自動的に調整することが可能となり、これにより、経路中に存在する健康な組織構造に対する、一様な組織切除を実現する。すなわち、ガン性細胞の播種を防止するために、経路（あるいはチャンネル）に沿った健康な組織からなる、4 mmの直径を有するチャンネルを切除することが好ましい可能性がある。上述の動作モードを実行することを可能とする針アンテナ構造の能力については、本発明における追加的な機能とすることも可能である。

10

#### 【0022】

本発明については、さらに、良性あるいは悪性の筋骨格の病巣に対する臨床医の診断を補助する、経皮的な筋骨格の生検を実行するための機能において、使用することも可能である。これは、筋骨格の病巣に対する診断あるいは管理における細針吸引の役割が、ゆっくりと徐々に受け入れられるようになってきている、という事実に起因する。また、骨および軟組織腫瘍における細胞病理学は、細針吸引の技術の利用を拡大することに役立つはずである、と予想されている。

20

#### 【0023】

本発明については、また、肺組織に対する生検を実行するために、使用することも可能である。この場合、正確な位置特定に基づいて、生検は、気管支鏡検査法あるいは針生検のいずれかによって得られることになる。針生検は、気管支鏡の到達範囲を超えた、肺の周辺の近傍（すなわち、胸部の中心よりも肋骨に近い部分）におけるガンに関して有用である。この治療では、組織サンプルを得るために、生検針は、胸壁を介して経皮的に挿入される。

30

#### 【0024】

本発明は、人体に対して経皮的に針アンテナを導入することに、限られるわけではない。ここで説明されている針アンテナについては、他の手段によって体内に導入することも可能である。例えば、トロカールを通して、内視鏡を通して、気管支鏡を通して、もともとある開口部を通して、膀胱鏡を通して、あるいは、開放外科手術（open surgical procedure）中に、導入することも可能である。

#### 【0025】

本発明は、制御された切除の実施および誘電率測定の実行に関して、単一の周波数ソースを使用することに限られるわけではない。複数の周波数ソースを使用することも可能である。例えば、制御された切除を実施するために、より低いマイクロ波周波数（例えば、1 GHzから10 GHz）を使用することも、有利となる可能性がある。また、誘電率測定を実施するために、より高い周波数（例えば、20 GHzから100 GHz）を使用することも、有利となる可能性がある。後述する本発明の実施形態は、14.5 GHzで動作する、単一の周波数ソースを使用している。これは、小さい腫瘍に対する制御された切除のため、および、効果的な経路（あるいはチャンネル）の密封のために、高いエネルギー密度を実現する、という利点、および、遠位端部の端部に限定される誘電率測定を実施することを可能とするために、十分に小さい放射距離を実現する、という利点を有している。腫瘍を切除するために、より低いマイクロ波周波数を使用することの利点は、低い周波数のマイクロ波エネルギーに付随するより深い侵入度が、大きな腫瘍に対する効果的な切除を実現するという点に関して、有益となる可能性がある、ということにある。また、

40

50

誘電率を測定するために、より高いマイクロ波周波数を使用することの利点は、高い周波数のマイクロ波エネルギーに付随する短い放射距離が、周囲の組織構造に影響されない局所的な組織測定を効果的に実施するという点に関して、有益となる可能性がある、ということにある。

【 0 0 2 6 】

上述のことから明らかなことではあるが、この発明は、針生検における広範囲にわたる使用を促進することを助長する点において、特に有用である可能性がある。疑わしい腫瘍のある正確な位置に針を誘導するための能力、および、播種を防止するために針の経路を制御可能に切除あるいは密封することを可能とする能力は、現行の生検および位置特定技術に勝る、大きな優位性を与えることが可能である。組織生検の実行中に、腫瘍を制御可能に切除することも可能とする追加的な能力は、さらなる利点を与えることが可能である。

10

【 0 0 2 7 】

他の態様では、本発明は、針生検を実行するための方法を提供する。この方法は、以下に示すステップのうちの任意のもの、あるいはその全てを含んでいる。これらのステップとは、すなわち、

組織生検システムによる制御の下で、健康な組織を介して、ガン性部位に対して生検針アンテナを経皮的に挿入するステップ（すなわち、誘電率測定の実行）と、

第1の組織（流体あるいは細胞）サンプルを採取するステップと、

動的インピーダンス整合による制御の下で、制御された腫瘍切除を開始するステップと

20

、  
制御された切除プロセス中に、さらなる組織サンプルを採取するステップ（例えば、測定間隔を、30秒とすることが可能である）と、

腫瘍の完全な切除、および、安全マージンを残すための、健康な組織からなる追加的な部分に対する制御された切除を達成するために、切除を続行するステップと、

最後の組織サンプルを採取するステップと、

針アンテナの端部に見られるさまざまな組織層が、同じ量だけ切除されること、および、この切除プロセスが十分に制御されていること、を確保するための、動的インピーダンス整合による制御の下で、より低いパワー設定（例えば、2.5Wと20Wとの間）となるように構成されているマイクロ波エネルギーソースを利用して、針を引き抜いているときに、針の経路を密封するステップと、である。

30

【 0 0 2 8 】

本発明は、例えば、小線源療法中に、物質あるいは処置を体内に導入するために、使用することが可能である。

【 0 0 2 9 】

例えば、内部導体の中心および/または外部導体の外部部分（外部ジャケット）において、長手方向のチャンネルを介して導入される物質については、アンテナによって形成される切除ブルームを増大するために、および、このブルームの形状を調整するために、使用することが可能である。例えば、ケーブル損失がほとんど重要性をもたない場合に、より低い周波数のエネルギーを生成する追加的な電極を導入することも可能であり、また、損失物質を導入することも可能である。

40

【 0 0 3 0 】

外部導体の外部部分におけるチャンネルを、冷却液（例えば、生理食塩水あるいは水）を循環させるために使用することも可能である。

【 0 0 3 1 】

要約すれば、本発明における動作モードを、以下のようにすることが可能である。すなわち、

1. 組織生検、および、播種を防止するための、制御された経路切除。本発明の実施形態は、以下のような利点を与えることが可能である。

【 0 0 3 2 】

50

・高いマイクロ波周波数、および、これに付随するエネルギーの浸透深さによって、チャンネル切除の際における、健康な組織に対するダメージを最小化することを保証する。

【0033】

・制御された固体の状態のエネルギー源によって、搬送されるパワーを、組織層にしたがって調整することが可能となることを保証する。

【0034】

2．組織測定（例えば、ガン組織のタイプの痕跡を認識すること）、および、組織生検。本発明の実施形態は、以下のような利点を与えることが可能である。

【0035】

・アンテナの先端部が腫瘍の中心に配置されていることを確保し、これによって検出漏れのリスクを減少するために、測定システムからの情報を使用することが可能である。

【0036】

・インピーダンス測定の情報、生検情報を補完するために使用することが可能である。

【0037】

3．組織測定、組織生検、および、播種を防止するための制御された経路切除。本発明の実施形態は、以下のような利点を与えることが可能である。

【0038】

・組織インピーダンス整合システムを制御して、健康な組織に対するダメージを最小化した状態で、一様なチャンネル（針の経路の周囲のもの）が切除されることを確保するための、フィードバックループにおいて、アンテナが引き抜かれるときに集められる測定情報を、使用することが可能である。

【0039】

・切除ブームの形状およびサイズに関する、前臨床試験において集められた情報を、失われるノード情報がないことを確保するために、使用することが可能である。

【0040】

・アンテナの先端部がノードから所定の距離に配置されたときに（または配置されるまで）、切除を、自動的に開始（または停止）することが可能である。

【0041】

・インピーダンス測定の情報、生検情報を補完するために使用することが可能である。

【0042】

4．組織測定、および、体内への物質の導入。本発明の実施形態は、以下のような利点を与えることが可能である。

【0043】

・ターゲットの組織の中心を特定するための測定システムを用いて、物質を体内に導入することが可能である。

【0044】

・導入された物質を、切除プロセスを増大するために使用することが可能である。これは、マイクロ波エネルギーに反応する物質を利用することによる。

【0045】

・放射性のインプラントを、正確に導入することが可能となる。さらに、播種を防止するために、挿入経路を、制御可能に切除することが可能である。

【0046】

本発明の実施形態を、後述するような添付図面を参照しながら、以下に説明する。

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図1】本発明における第1の実施形態である針生検装置のブロック図である。

【図2】図1に示した装置における、より詳細な図面である。

【図3】本発明における第2の実施形態である針生検装置を示す図である。

10

20

30

40

50

【図4】図3に示したトランシーバに関する回路レイアウトを示す図である。

【図5】本発明における第3の実施形態である針生検装置を示す図である。

【図6】表皮効果を示す図である。

【図7】14.5GHzの周波数で動作するエネルギー源を用いて伝送されるパワー量を、さまざまな金属に関する金属層の厚さの関数として示すグラフである。

【図8】本発明における第5の実施形態である針アンテナを示す図である。

【図9A】本発明における第6の実施形態である針アンテナを示す図である。

【図9B】本発明における第6の実施形態である針アンテナを示す図である。

【図10A】本発明における第7の実施形態である針アンテナを示す図である。

【図10B】本発明における第7の実施形態である針アンテナを示す図である。

10

【図11】コンピュータシミュレーションにおいて用いられる、本発明にしたがう針アンテナのモデルを介する断面を示す図である。

【図12】図11に示した針アンテナからのエネルギー分布における、シミュレーションの結果を示す図である。

【図13】針の中心を通る生検チャンネルがない場合における、図12と同様のシミュレーションの結果を示す図である。

【図14】生検チャンネルを有しない針アンテナに関する、インピーダンス整合を示す図である。

【図15】生検チャンネルを有する針アンテナに関する、インピーダンス整合を示す図である。

20

【図16】さまざまな物質におけるインピーダンス値を示す、スミスチャート上のプロットの図である。

【図17】針アンテナ内の中央生検チャンネルに関する、接続パイプを示す図である。

【図18】図17に示した接続パイプを有する針アンテナに関する、エネルギー密度分布を示す図である。

【図19】図17に示した接続パイプの周囲におけるエネルギー分布を、拡大して示す図である。

【図20】等間隔に配置された4本の接続パイプにおける、インピーダンス整合を示す図である。

【図21】4本の接続パイプからなる構成に関する、エネルギー密度分布を示す図である。

30

【図22】図21に示した4本の接続パイプにおける、インピーダンス整合を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0048】

詳細な説明：追加的な選択権および優先権

この明細書では、「切除」という用語は、例えば腫瘍などのガン組織の領域に対する切除に言及する用語、あるいは、健康な組織の層を針アンテナが通過することによって形成された経路あるいはチャンネルを密封するための切除に言及する用語である可能性がある。後者は、一般的に低いレベルのパワーを必要とし、また、経路切除については、経路上において見られる組織インピーダンスに適合する動的エネルギーによって、実行することが可能である。これにより、針アンテナが外部の世界に向けて組織を横断する際に、制御された量のエネルギーがさまざまなタイプの組織タイプに発射されることを保証する。しかしながら、この発明は、ここに示されている動的インピーダンス整合によって制御された切除を実行することだけに限られる必要はない。

40

【0049】

大まかにいえば、針アンテナ構造の一実施形態は、約2.2mmの外径を有し、かつ、経皮的な挿入を可能とするための鋭く先の尖ったセラミックのコーンを遠位端部に有する、剛性のステンレススチール構造を有している。しかしながら、本発明は、この形状あるいは構造に限られる必要はなく、任意の好適なアンテナ構造を用いて実現することが可能

50

なものである。この構造とは、誘電率情報の測定を可能とするために、かつ、制御された組織切除を実現するために、順方向および逆方向にマイクロ波エネルギーを伝送することを可能とするとともに、その間に、マイクロ波信号の伝播を可能とするための環境構成を混乱させることなく、組織サンプル（流体あるいは細胞）を抽出することが可能であるような構造である。これは、制御された組織切除を実現するために、十分に高いレベルのマイクロ波エネルギーを生物組織に導入するという目的、あるいは、誘電率測定を実施するという目的のためである。

【 0 0 5 0 】

本発明は、アンテナ内の中心導体が約 0 . 5 mm の直径を有している一方、動作周波数が 1 4 . 5 GHz であるときに、大半のマイクロ波エネルギーが適切な導体物質に沿って流れる、あるいは伝送されることを可能とするために、たった約 0 . 0 1 mm の壁厚しか必要としない、という事実を利用している。このため、理論上では、固体の塊 ( s o l i d m a s s ) 内の嚢胞あるいは細胞から液体を除去するために使用することの可能なチャンネルとして利用可能な、0 . 4 mm より大きい直径を有する内径を残すように、中心導体の中心を除去することが可能である。このチャンネルが、針アンテナの内外における他の液体および/または固体を伝送するために使用することが可能である、ということは注目に値する。その例としては、特定の組織のマーキングおよび/または同定に関する、画像化剤あるいは造影剤を挙げられる。

10

【 0 0 5 1 】

最近、日本の科学者が、0 . 2 mm の直径を有する注入針の開発に対して、グッドデザイン賞を受賞したことが報告されている。したがって、これらの要求を満足する中空の中心導体の製造を可能とする技術が存在しているということ、強く確信することが可能である。

20

【 0 0 5 2 】

乳房組織の生検を実行するために適したシステムに対する実用的な実装のために、針の中心導体に関する好ましい中空部分は、0 . 3 mm と 0 . 4 mm との間の直径を有することが可能である。これは、十分な機械的強度を提供するべきであるとともに、全ての電磁場がこの中心導体の外部に沿って伝播すること、すなわち、壁厚が 0 . 0 1 mm よりもはるかに大きく、このために、この構造の内部に設定された電磁場が、この構造が中空であると気づかないこと、を保証するべきである。アンテナ構造の全体が剛性を有していること、および、患者の内部に経皮的に挿入されることが可能であること、を保証するために、針アンテナ構造の外部ジャケットとして、ステンレススチールを使用することが好ましい。

30

【 0 0 5 3 】

この明細書では、アンテナ構造およびアンテナ装置は、以下に示す機能を実行する能力を有するように説明されている。

- ・健康な組織およびガン組織のタイプ、状態および位置を決定するために、誘電率情報を測定すること、
- ・針の先端部が、治療を必要とする可能性のある腫瘍（あるいは他の生物組織）の中心の内部に位置している、と確信した状態で、針生検を実行すること、
- ・腫瘍あるいは他の不健康な組織構造、および、健康な組織における小領域（安全マージン）を、制御可能に切除すること、
- ・治療プロセスの間およびその後、追加的に針生検を実行すること、および、
- ・播種を防止するために、針を引き抜く間に針アンテナによって形成されたチャンネルを、制御可能に切除すること。

40

【 0 0 5 4 】

組織測定、組織生検および組織切除を含む新しい結合処置によれば、ガン組織（流体あるいは細胞）を、1 回目の試行中に発見することが可能となる。そして、針チャンネル（あるいは経路）が制御された切除にしている、という事実起因して、チャンネルを介してガン性細胞を引きずってしまうリスクを、緩和することが可能となる。このため、針

50

アンテナの遠位端部あるいはその周囲に存在する可能性のある全てのガン生細胞を、死亡させることが可能となる。

【0055】

なお、このデバイスを、上述した機能における任意の組み合わせを実行するために使用することも可能である。例えば、これを、腫瘍の中心内に針アンテナを配置し、生検を実行するために使用することが可能である。あるいは、これを、生検を実行し、かつ、播種のリスクを防止する目的で、チャンネルを密閉、あるいは制御可能に切除するために使用することも可能である。また、これを、生検を実行し、ガン性の腫瘍を切除し、そして、チャンネルを密閉するために使用することも可能である。あるいは、熱的切除を用いて腫瘍を首尾よく破壊することを確保するために、切開切除がなされる前、その最中およびその後

10

【0056】

生体システムから組織を除去するよりも、むしろ、生体システム内に物質を堆積するために、本発明を利用することが望ましい可能性もある。この動作モードでは、高い精度をもって物質（固体あるいは液体）を配置することを必要としている体の領域を特定するために、組織の測定および組織の特性解析の機能を使用することが可能である。そして、所望する正確な位置に、物質を堆積することが可能である（低パワーのマイクロ波周波数トランシーバの利用に関連する機能は、これを促進する）。本発明におけるこの態様は、例えば、特定の薬物あるいは放射性を帯びた色素を体内に堆積することに関して、特に有用となる可能性がある。このアイデアについては、小線源治療とともに使用することが可能

20

【0057】

なおまた、切除ゾーンを増加する目的で切除された組織を吸い出すあるいは取り除くために、中心チューブを利用することも可能である。これは、切除された組織が炭化している場合における、特定の使用となる可能性がある。いったん組織が取り除かれると、切除プロセスは再び開始され、このプロセスが何度もくり返される可能性がある。マイクロ波場にとって透明な中心導体の中心だけでなく、外部導体の外部も同様に中空とすることが可能であるために、これを、生検の実行および組織の除去のための、第2のチャンネルとして利用することが可能である。

30

【0058】

本発明は、ガン性の腫瘍に関連する流体あるいは細胞を取り除くことに限定されるわけではない。ターゲットの組織の内部に生検組織を正確に配置することの必要な、体内における敏感な領域から、他の組織を除去するために、針アンテナを使用することも可能である。これらの用途では、本発明を、測定モードのみで動作することが可能である。

【0059】

この明細書において説明される実施形態における、3機能性の特質は、脇の下のリンパ節に対する生検の実行に関して、特に有用となる可能性がある。このリンパ節における乳ガン細胞の存在あるいは不存在は、ガンが拡がっているか否かに関する強力な予測材料となる。転移性の乳癌のための適切な治療法の決定を補助することに関して、顕微鏡を用いた検査のために前哨リンパ節を除去する必要なく、上記のような生検を検査することが可能となっている。この生検方法は、外科的な処置に比べて、はるかに早く、かつ、侵襲度の低いものである。本発明は、この生検方法を、より正確かつ制御されたものとする

40

【0060】

本発明によれば、測定モード、生検チャンネルを用いた検査のための組織の抽出、および、切除モードを用いた抜き取りの最中において針の経路を密封するように制御された切除、を用いて、リンパ節の正確な位置特定が可能となる。リンパ節に対するダメージ（例えば、切除によるもの）を回避するために、プローブの先端部がリンパ節から離れる時期の決定に関して、測定モードを使用することが可能である。リンパ節を無傷のままとしてお

50

くことによって、将来における追加的な測定のために、それを使用することが可能となる。前記針によって生成される切除ブームのサイズ（例えば、高パワーマイクロ波放射場の及ぶ範囲）は、与えられたパワーレベルおよびパルスプロファイルに関して、明確であり、かつ、再現可能である。したがって、測定モードと組み合わせ、測定位置（例えばリンパ節）と切除（例えば、針の経路を密封し、ガン細胞の播種を防止するための、より高パワーのモード（例えば10W））の開始点との間に、正確かつ再現可能に、例えば1～5mmのセーフティゾーンを挿入することが可能となる。この切除モードは、測定モードにおいて得られた情報に基づいて、自動的に使用可能となることができる。

#### 【0061】

さらに、この実施形態が、上記の動的インピーダンス整合を実施するためのチューナを含んでいる場合には、針の経路が異なるタイプの組織（すなわち、所定の周波数において、異なる伝導率および誘電率を有する物質）を通過するようなときでも、抜き取りの際に、針の経路を均一に切除することが可能となる。

10

#### 【0062】

本発明におけるさらなる構成は、針アンテナをできるだけ冷たいままにしておくために、切除の間に、生検チャンネルを介して、水あるいは生理的食塩水をポンピングすることが可能となっている。この構成については、大きな病巣を治療することが望まれるような用途に使用することが、有利である可能性がある。この場合、マイクロ波のパワーレベルを、通常の下での治療モードにおける動作の間に使用されているパワーから、増加する必要がある可能性がある。この場合としては、例えば、2cmを超える直径を有する球形の腫瘍を取り扱わなければならない場合、あるいは、より長い期間にわたって、パワーを供給する必要がある場合などを挙げられる。例えば10cmの直径を有する球形の病巣を治療するために、例えば、最大で100Wの連続波（CW）パワーを、10分間にわたって生成する必要がある可能性がある。

20

#### 【0063】

あるいは、切除の効果を増大すること（例えば、この装置によって得ることの可能な切除体積を増大するなど）の可能な物質（例えば、損失性の生体適合性物質）を導入するために、生検を使用することも可能である。針内における物質の存在が、生成されるマイクロ波場に影響することはない。なぜならば、このマイクロ波エネルギーは、内部導体における外側部分のみを流れるからである。

30

#### 【0064】

ここに導入されている針アンテナ内に備えられているチャンネルを介した、人体からの組織（あるいは他の物質）の収集、あるいは、人体内への物質の導入のいずれかに使用される方法およびデバイスについては、本発明における特定の用途によって決定されることになる。多くの処置では、注射器を使用することが可能である。しかしながら、本発明は、注射器を使用することに限られるわけではない。

#### 【0065】

一実施形態では、生検チャンネルを、切除の際に、壊死した組織あるいは炭化した組織を針の先端部から吸引することに使用することも可能である。これは、動的インピーダンス整合が実施されている場合に、特に有益である。なぜならば、それが、炭化した組織を除去するからである（さもないと、針を、炭化した組織に整合させる必要が生じる）。一般的には、炭化した組織は、チューナのない場合に整合するように針を設計することの可能なものに比べて、非常に異なった負荷を示す。

40

#### 【0066】

他の実施形態では、このデバイスを、脂肪吸引術に使用することが可能である。生検チャンネルを介して吸い出されることの可能な脂肪を熱するために、供給されるマイクロ波放射を使用することが可能である。動的インピーダンス整合装置とともに使用するときには、針インピーダンスを、加熱を目的とするために、脂肪のインピーダンスと整合させることが可能である。この装置は、脂肪吸引術における侵襲的な性質を減少することが可能であるとともに、癒痕化あるいは他の永久的なダメージを最小化することが望まれた場合に

50

において、その繊細な組織構造に対する使用、あるいは、その美容整形における使用を促進することが可能である。さらに、チャンネルの構造は、チャンネルの周囲においてマイクロ波エネルギーを集中させるように作用することが可能である。これは、必要とされている位置における加熱を目的とする場合に、有益となる可能性がある。

【0067】

以下に示す本発明における完全な説明においては、制御された組織切除を実行するための、装置あるいは電気的な器具類に関連した特定の態様、および、組織状態における変化を検出するための装置は、単に、概観として提示されているだけである。なぜならば、発明者におけるより早期の出願（WO2004/047659およびWO2005/115235）は、これらの態様について詳細に記述しているからである。なお、一方で、現在の説明は、敏感な測定トランシーバ（測定モードに関する）、および、整合フィルタの動作（制御された切除モードに関する）における、特定の態様を特に対象としている。

【0068】

表皮効果および針アンテナのサイズ

この発明は、エネルギーの周波数が増加するにしたがって、伝導体の全断面積において均一に分散されている状態から、伝導体の表面のみに存在するように、伝導が移動を開始する、という事実を利用している。例えば、周波数が3GHzを超えているような極超短波帯（super high frequency band：SHF）のマイクロ波の周波数は、本発明においては好ましい。なぜならば、これらは、0.1mmよりも薄い厚さの伝導体、あるいは、より好ましくは、0.01mmよりも薄い厚さの伝導体が望まれる場合に、特に役に立つからである。本発明において使用される好ましい周波数は、14.5GHzである。また、伝導体は、高い伝導率を有していることが好ましい。これにより、伝導体の厚さを、マイクロメートル（ $\mu\text{m}$ ）の範囲に設定することが可能となる。電磁気的なエネルギーの周波数が増加するにしたがって伝導体の厚さを減少することに関連する現象は、表皮効果として知られている。

【0069】

高いマイクロ波周波数の放射、すなわち、10GHzを超える周波数で動作しているソースからの放射を利用することは、マイクロ波エネルギーが、組織内において低い伝播距離あるいは浸透深さを生成し、このために、針アンテナの端部（流体あるいは細胞が、生体システムから抽出される部分）に誘電率測定が局在化する、という点において有利である。上述の点から明らかとなるべきことであるが、本発明によれば、誘電率（あるいは、組織のタイプ/状態）の測定が実行されるポイントを、組織生検が抽出されるポイントと同一にすることが可能である。この説明から理解されるべきことでもあるが、針アンテナの先端部については、組織インピーダンスの変化に対して敏感となるように設計することが有利である。例えば、針アンテナの遠位端部において使用されている物質は、所定の周波数において低い散逸係数を提示することが好ましく、また、この物質における比誘電率については、代表的な組織インピーダンスと針アンテナ構造における他の部分のインピーダンスとの間における、良好なインピーダンス整合を得られるように、選択することが可能である。なお、組織インピーダンスは、比誘電率、および、所定の周波数における組織の伝導率の関数となる。これら2つのパラメータについては、マイクロ波の周波数における誘電物質の挙動を説明するために、使用することが可能である。

【0070】

伝導体を介して電流が流れているときには、生じる磁束は、同心円の形状となる。伝導体内に存在する磁束もあり、これらは、中心を流れる電流に対して、より強くリンクしている。その結果として、伝導体における中心部分のインダクタンスは、表面の近傍における伝導体のインダクタンスよりも、大きくなる。これは、中央部分内に、より多くの数の磁束鎖交が存在するためである。高い周波数では、余分なインダクタンスにおけるリアクタンスが十分に大きいので、インピーダンスの高い伝導体の中央近傍よりもむしろ、インピーダンスの低い伝導体の表面に沿って、電流を流すことが可能である。

【0071】

10

20

30

40

50

伝導体におけるバルク抵抗率によっては、十分に高い周波数では、全てのマイクロ波電流が、伝導体における非常に小さい厚みの中を流れることになる。また、この電流は、最も高い比誘電率を有する、表面に最も近い部分に集中する傾向にある。低いバルク抵抗率を有する物質を使用することによって、表皮深度をより浅くすることが可能となる。

【0072】

単線では、電流は、外表面に集中する。このために、表皮深度の浅い場合には、中実の伝導体を、性能の点での損失を生じることなく、中空のチューブによって入れ替えることが可能となる。この現象は、図6に示されている。表皮深度については、方程式1および方程式2のいずれか一方を用いて、計算することが可能である。

【0073】

【数1】

$$\delta_s = \sqrt{\frac{2}{\omega \mu \sigma}} \quad \dots 1$$

$$\delta_s = \sqrt{\frac{\rho}{\pi f}} \quad \dots 2$$

10

【0074】

ここで、 $S$  は、表皮深度であり（単位はメートル（m））、 $\omega$  は角振動数（ $2\pi f$ ）であり（単位はヘルツ（Hz））、 $\sigma$  は伝導率であり（単位はシーメンス（Sあるいは $S/m$ ））、 $\rho$  は抵抗率（単位はオーム・メートル（ $\Omega \cdot m$ ））であり、 $f$  は周波数であり（単位はヘルツ（Hz））、そして、 $\mu$  は自由空間の透磁率である（単位は、1メートルあたりのヘンリー（ $H/m$ ）（ $= 4\pi \times 10^{-7} H/m$ ））。

20

【0075】

表1に、1MHz、10MHz、100MHz、1GHz、および10GHzのスポット周波数における、一般的に使用される導体の物質に関する、表皮深度の値を示している。この表は、金属化の厚さが最小値に維持されなければならない場合における、小さい直径の構造（例えば、最大直径の生検チャネルを有する中空の中心導体が必要となる場合における、同軸構造）では、高いマイクロ波周波数を使用する必要性がある、ということを示している。

30

【0076】

【表 1】

物質	記号	20°Cでの バルク抵抗率 ( $\Omega \times 10^{-6} \text{m}$ )	表皮深度 (各周波数における $\mu\text{m}$ )				
			1MHz	10MHz	100MHz	1GHz	10GHz
アルミニウム	Al	2.65	81.9	25.9	8.19	2.59	0.819
ベリリウム	Be	3.3	91.4	28.9	9.14	2.89	0.914
真鍮	Cu70/Zn30	7	133	42.1	13.3	4.21	1.33
ブロンズ	Cu89/Sn11	15	195	61.6	19.5	6.16	1.95
銅	Cu	1.69	65.4	20.7	6.54	2.07	0.654
金	Au	2.2	74.7	23.6	7.47	2.36	0.747
グラファイト	C	783.7	1409	446	141	44.6	14.1
ニッケル	Ni	6.9	132	41.8	13.2	4.18	1.32
銀	Ag	1.63	64.3	20.3	6.43	2.03	0.643

表 1: 1MHz、10MHz、100MHz、1GHz、および10GHzの周波数における、一般的に使用されるさまざまな物質に関する、表皮深度 (単位は  $\mu\text{m}$ )。

【0077】

伝送されるパワーのパーセンテージについては、物質の厚さの関数として、方程式 3 によって示すことが可能である。

【0078】

【数 2】

$$\%P = \left(1 - e^{-x/\delta}\right) \times 100, \quad \dots 3$$

【0079】

ここで、 $x$  は、金属化層の厚さであり (単位はメートル (m))、 $\%P$  は、与えられた金属化の厚さ内を流れるパワーのパーセンテージである (単位はワット (W))。例えば、方程式 3 は、金属化の厚さが 6 表皮深度である場合には、99.75% のパワーが伝送されるはずである、ということ予想する。

【0080】

以下に示す実施形態では、共通に使用される 4 つの金属物質が検討された。これらは、銅、銀、ニッケルおよびスチールであった。図 7 は、方程式 1 を利用した表皮深度の計算、および、方程式 3 によって与えられる指数関数的な関係に基づいて、これら 4 つの金属に関し、伝送されるパワーの変動を、金属化の厚さの関数として示している。図 7 の生成に関して、使用された動作周波数は、14.5 GHz であった。これらの金属については、非磁性であり、以下に示すような伝導率値 ( ) が当てはまる、と考えられている。

【0081】

銀 :  $= 5.80 \times 10^7 \text{ S/m}$   
 銅 :  $= 6.14 \times 10^7 \text{ S/m}$   
 ニッケル :  $= 1.28 \times 10^6 \text{ S/m}$   
 スチール :  $= 5.0 \times 10^6 \text{ S/m}$ 。

【0082】

金属化の厚さを最小化するためには、使用すべき最高の金属は銀である、ということがわかる。これに続いて、銅が肉薄している。スチールを使用する場合には、最も厚い金属化層が必要となる。なお、図 7 に示されているグラフ上では、示されている最大の厚さは

8 μmであるが、スチールに関するラインは、他の3つの物質に収斂しない。

【0083】

表2は、銀、銅、ニッケルおよびスチールに関して、流れるパワーが90%、99%および99.9%である場合における、金属化における必要な厚さに関する数値を示している。

【0084】

【表2】

	銀	銅	ニッケル	スチール
伝送される出力 (%)	金属化の厚さ (μm)			
90	1.23	1.26	2.69	4.30
99	2.46	2.53	5.38	8.61
99.9	3.68	3.79	8.07	12.91

10

表2；動作周波数が14.5GHzである場合の、

一般的に使用される伝導体に関する、必要な金属化の厚さ

【0085】

なお、金属化層の厚さを最小化できることにより、伝導体の直径における内側および外側の厚さを最小化した針アンテナ構造を製造することが可能となる。これは、針アンテナ構造の外径を最小化すること、および/または、生検チャンネルの直径を最大化することに対する、優位性を有する（この分析は、構造の特性インピーダンスが一定に維持されることが必要であること、および、内部導体と外部導体との間における誘電物質の比誘電率が一定であること、を前提としている。これらの特徴は、組織切除および/または誘電性の（組織の状態/タイプの）測定を実行するために、および、組織生検の実行に関して、経皮的なシステムが使用される場合に、有利となる可能性がある。

20

【0086】

同軸の針アンテナ構造における特性インピーダンスは、以下に与えられる方程式4によって説明される。

30

【0087】

【数3】

$$Z_0 = \frac{138}{\sqrt{\epsilon_r}} \log_{10} \frac{c}{e}, \quad \dots 4$$

【0088】

ここで、 $Z_0$ は、同軸ラインにおける特性インピーダンスであり（単位はオーム（ $\Omega$ ））、 $r$ は、中心導体と外部導体との間における誘電物質の比誘電率であり（単位はメートル（m））、 $c$ は、外部導体の内径であり（単位はメートル（m））、そして、 $e$ は、内部導体における外径である（単位はメートル（m））。直径 $c$ および $e$ の位置は、図8に示した3機能性の針アンテナ構造上に示している。

40

【0089】

図8を参照すると、金属物質としてスチールを使用し、2つの伝導体の間に比誘電率3.045の誘電体の充填物を有し、14.5GHzの周波数で動作し、そして、50の特性インピーダンスを有している構造では、以下に示すような物理的なサイズ（方程式1、3および4を使用して計算された）を使用することが可能である。

【0090】

- ・エネルギーの99.9%を伝送するための、スチールの厚さ  $b = 12.91 \mu\text{m}$
- ・針アンテナの外径  $a = 2.2 \text{ mm}$

50

- ・外部導体の内径  $c = 2.18 \text{ mm}$
- ・内部導体の外径  $e = 0.51 \text{ mm}$
- ・内部導体の内径  $d = 0.49 \text{ mm}$ 。

## 【0091】

これは、 $0.49 \text{ mm}$ 以下（理論的には、 $0.49709 \text{ mm}$ 以下）の直径を有する生検チャンネルを使用することの可能な、例示的な実施例である。この実施例では、使用されている誘電物質が、中央に開いた $0.51 \text{ mm}$ の孔を有する、堅いロッドの物質であることを前提としている。厚さ $12.91 \mu\text{m}$ のスチールからなる第1の層は、ロッドの外側に堆積されることが必要であり、また、厚さ $12.91 \mu\text{m}$ のスチールからなる第2の層は、ロッドの中心を介して開けられた孔の内壁上に堆積されることが必要である、と考えられる。

10

## 【0092】

堅い誘電体を使用し、その外部表面および中心孔の内壁をコーティングする、というアイデアについては、本発明の独立した態様とすることが可能である。

## 【0093】

内部に開けられた孔の壁に付着している金属化のコーティング厚みを、これによって全てのエネルギーが流れると考えられる厚さであって、この厚さ（すなわち、このケースでは $12.91 \mu\text{m}$ ）以下の厚さに限定する考えにより、生検チャンネルの直径を最大化することが可能となるとともに、生検チャンネルに沿って、最大量の組織を移送することが可能となる。

20

## 【0094】

ここに示した実施例では、スチールが使用されている。その理由は、この構成のための可能な候補として考えられている4つの物質のうち、スチールが最も低い伝導率を呈するからである。

## 【0095】

## 生検装置

図1は、システム全体のブロック図を示している。この構成によれば、1つの針アンテナ構造80を利用することによって、3つの動作モードを実行することが可能である。誘電率測定（あるいは、組織の認識あるいはあるいは位置特定モード）では、安定的な周波数ソース10が、低パワーの送信信号として使用され、低パワーの送信器回路180に供給される。ここでは、それは、モード選択スイッチ60およびケーブルアセンブリ70を介して、針アンテナ80内に導かれる。生物組織110内に挿入された針アンテナ80によって、関心領域120内に導入される測定信号は、ケーブルアセンブリ70、モード選択スイッチ60、低パワー測定送信器180（キャリア相殺回路を有する高分離サーキュレータを備えている）、チャンネル選択スイッチ200を介して受信器300内にフィードバックされ、この受信器300内に入る。受信器300は、局部発信器160を使用しており、これにより、第1の中間周波数（IF）信号を生成する。この中間周波数信号は、測定信号を変換するために使用され、これにより、測定信号は、これからデジタル信号プロセッサ190が大きさ情報および位相情報の双方を抽出することができるような形状の信号となる。受信器300は、第2のIFステージ（図1には示していない）を含むことも可能である。上記の位相および大きさ情報は、その後、デジタル信号プロセッサ190および/またはマイクロプロセッサ210を利用して、針アンテナ80の先端部が接触した組織290のタイプを決定するために、処理される。組織のタイプ290については、ユーザインターフェイス220を利用して、表示することが可能である。

30

40

## 【0096】

制御された切除モードでは、安定的な周波数ソース10が、パワー増幅器および制御ユニット20に供給される。制御ユニット20は、ターゲットの組織120内に伝送されるパワーのレベルおよび期間（エネルギープロファイル）を制御するために使用される。これにより、制御された切除を実行することが可能となる。あるいは、制御ユニット20は、制御された経路封鎖のために、針チャンネル121内に供給されるパワーのレベルおよび

50

期間を制御するために使用される。パワー増幅器および制御ユニット20からの出力は、第1の転送および反射パワー連結ユニット30に供給される。このユニット30の機能は、制御ユニット20から出力された転送されたパワーの一部、および、整合フィルタ40の入力部における不整合によって後方に反射されたパワーの一部を測定することにある。転送されたパワーおよび反射されたパワーの一部は、モニタ選択スイッチ150への入力部に供給される。第1の転送および反射パワー連結ユニット30からの出力は、整合フィルタ40の入力部に供給される。このフィルタ40の機能は、パワーソース20を針アンテナ80の遠位端部によって見られる負荷インピーダンスとインピーダンス整合することにある。これは、処理組織120あるいは針の経路121のいずれか一方となる可能性がある。整合フィルタ40の調整は、導波管空洞の内部あるいは外部にある、3つの調整スタブ130、131、132を動かすことによって実行される。この空洞は、整合フィルタ40の一部を形成している。調整スタブ130、131、132の動きは、スタブアクチュエータおよび好適な制御ユニット140によって実行される。線形のアクチュエータ、および、比例積分微分(PID)制御システム(ここでは図示せず)を使用することが好ましい可能性がある。整合フィルタ40からの出力は、第2の転送および反射パワー連結ユニット50に供給される。このユニット50の機能は、整合フィルタ40から出力された転送されたパワーの一部、および、針アンテナ80の遠位端部における不整合によって後方に反射されたパワーの一部を測定することにある。これらの転送されたパワーおよび反射されたパワーの一部は、モニタ選択スイッチ150への入力部に供給される。

【0097】

スタブ130、131、132の位置は、第1および第2の転送および反射パワー連結器30および50のそれぞれにおける結合されたポートにおける信号によって、決定される。これらの信号は、モニタ選択スイッチ150における4つのスイッチ位置のそれぞれをポーリングすることによって、測定される。このスイッチ位置は、デジタル信号プロセッサ190によって与えられる選択信号によって、決定される。モニタ選択スイッチ150から出力される信号は、チャンネル選択スイッチ200を介して、受信器300に供給される。このスイッチ200では、スイッチ接点が、モニタ選択スイッチ150を、受信器300への入力部に接続している。受信器300は、内部周波数混合器(図示せず)を備えている。この混合器は、第1および第2の転送および反射パワー連結器30および50のそれぞれと、局部発信器160からの、選択された信号を使用して、第1のIF周波数を生成する。第2の内部周波数混合器が、第2のIFステージ(図示せず)を形成するために使用される。そして、この第2のIFステージからの出力信号が、デジタル信号プロセッサ190に供給される。ここで、位相および大きさの抽出が実行される。デジタル信号プロセッサ190は、位相および大きさ情報を使用して、スタブアクチュエータおよび制御ユニット140に送信するための、必要な信号を決定する。これにより、パワー増幅器20からの出力を、針アンテナ80の遠位端部において見られるインピーダンスと整合することの可能な位置に、調整スタブ130、131、132を、整合フィルタ40における導波管の内部において動かすことが可能となる。第2の転送および反射パワー連結器50からの出力は、モードチャンネルスイッチ60に接続されている。このスイッチ60は、転送および反射パワー連結器50からの出力を、ケーブルアセンブリ70への入力部に接続するように構成されている。ケーブルアセンブリ70の出力は、針アンテナ80の入力部、あるいは近接端部に接続されている。デジタル信号プロセッサ190からの制御信号は、チャンネル選択スイッチ200およびモードチャンネルスイッチ60内のスイッチ接点を変更するのに使用される。これにより、制御された切除モードあるいは組織測定モードを、選択することが可能となる。

【0098】

ここでは、デジタル信号プロセッサ190は、アナログデジタル変換器(ADC)を備えており、これにより、受信器300からのアナログ信号をデジタル形式に変換する、と仮定している。実際には、外部的なADCユニットを使用することが好ましい可能性もある。足踏みスイッチ(foot switch)240は、組織切除および測定を始動する

10

20

30

40

50

ために使用されている。発生器 60 および足踏みスイッチ 240 からの入力ラインから出力されたマイクロ波エネルギーは、DC 隔離バリア（ここでは図示せず）を有している。これは、DC パス（図示せず）を介してユーザあるいは患者の回路に発生器が結合されることを、防止するために必要とされている。切除モードでは、ユーザインターフェイス 220 は、組織内に搬送されるエネルギーの投入量、治療時間、および、任意の他の有用な情報および/または関連性のある情報を示すことが可能である。生検モードでは、ユーザインターフェイス 220 は、ベッセル 290 内に備えられている組織のレベル、および、ポンプ 250 が始動されるタイミングを示すことが望まれる可能性がある。組織測定モードでは、ユーザインターフェイス 220 は、組織のタイプおよび/または組織の状態の表示を示すことを望まれる可能性がある。さらに、アンテナの遠位端部がガン組織に接触したときには、警報音を鳴らすか、あるいは、表示を点滅することが望まれる可能性もある。

10

#### 【0099】

安定的な周波数ソース 10 および局部発信器 160 は、同じ温度補償的な安定的な水晶発振器 170 を、リファレンスソースとして使用している。このリファレンスについては、デジタル信号プロセッサ 190 にも供給することが可能であり、タイミングリファレンスとして使用することも可能である。

#### 【0100】

組織測定、あるいは制御された動的な切除を開始する前に、針アンテナ較正ユニット 230 を利用して、針アンテナ 80 を較正する必要がある。較正は、針アンテナ 80 を、針アンテナ較正ユニット 230 内に含まれている空洞あるいはスロット内に挿入することによって、実施される（この空洞あるいはスロットは、同軸のものでもよく、また、導波管であってもよい）。デジタル信号プロセッサ 190 からの制御信号は、較正ユニット 230 内に含まれているリニアモータを始動するために使用される。このモータは、導波管空洞に沿ってスライディングショートを動かすものであり、これによって複数の較正ポイントを測定することが可能となる。較正中では、ケーブルアセンブリ 70 の近位端部は、マイクロ波生成器 60 における RF 出力ポートに接続されている必要がある。なおまた、ケーブルアセンブリ 70 の遠位端部は、針アンテナ 80 の近位端部に接続されていなければならない。なお、デバイスの製造ステージにおいては、ケーブルアセンブリ 70 と針アンテナ 80 とを、1つのアセンブリに一体化することが好ましい可能性がある。

20

30

#### 【0101】

モードチャンネルスイッチ 60 およびチャンネル選択スイッチ 200 は、これらが同時に接触位置を変更するように構成されている。これら 2つのスイッチにより、制御された切除あるいは測定モードを選択することが可能となる。この位置制御は、デジタル信号プロセッサ 190 によって与えられる選択信号に基づいている。第1のスイッチ位置（S a）では、システムは、切除モードで動作される。また、第2の位置（S b）では、システムは、測定あるいは組織認識モードで動作される。

#### 【0102】

流体供給パイプ 100 は、好ましくは針アンテナ 80 の側壁を介して、針アンテナ 80 に接続されている。また、流体供給パイプ 100 は、収集タンクすなわちベッセル 260 に接続されている。これは、生検組織（流体あるいは細胞）290 を収集するために使用されている。内部パイプが、針アンテナ 80 の外部ジャケットを、針アンテナ 80 の中心導体（ここでは図示せず）に接続している。ポンプ 250 は、針アンテナ 80 内に含まれている中空のチャンネル（ここでは図示せず）に沿って、組織サンプル 290 を吸い出すために、および、組織供給パイプ 100 を介して、タンク 260 内に向けて組織を吸い出すために、使用されている。システム内における漏れのないことを、確保する必要がある。バルブ 251 は、組織 290 がポンプ 250 内に向けられる可能性がないことを確保するために、用いられている。マイクロプロセッサ 210 は、ポンプ 250 の動作を制御するために使用されている。ベッセルの内部における組織のレベルをモニタするために、流体レベルモニタあるいはセンサ 253 を、組織ベッセル 260 の内部に設けることが望まし

40

50

い場合もある。マイクロプロセッサ 210 については、レベルモニタあるいはセンサ 253 からの信号を処理するために、使用することも可能である。また、この情報を、ユーザインターフェイス 220 を利用して表示することも可能である。マイクロプロセッサ 210 については、また、バルブ 252 の動作を制御するために使用することも可能である。このバルブ 252 は、ベッセル 260 を空にするために使用される。バルブ 252 の動作については、レベルセンサ 253 から得られる情報に基づいた動作とすることが可能である。なお、タンク 253 およびポンプ 250 を、注射器と交換することも可能である。

#### 【0103】

ケーブルアセンブリ 70 は、好ましくは、湾曲部を有するランダム位相変動の低い低損失同軸ケーブルである。しかしながら、フレキシブル導波管などの、他のケーブルアセンブリを使用することも可能である。1メートルあたりのケーブルの挿入損失については、1 dB よりも小さいことが好ましい。また、湾曲部を有するランダム位相変動については、1° rms よりも小さいことが好ましい。

#### 【0104】

DC電源 270 は、サブアセンブリおよびユニットに対して、DC電力を供給するために使用される。

#### 【0105】

針アンテナ構造に対し、パリレンCからなる絶縁保護コーティングを付与することが好ましい可能性もある。10 μm 程度のコーティング厚みであれば、この構造におけるマイクロ波の挙動に影響を与えることはないが、針の表面における摩擦係数を減少し、針アンテナがさまざまなタイプの組織内に押し込まれたときに、針アンテナと組織との間における摩擦力を減少することを補助することになる。パリレンCは、付与することが容易であり、また、人体の内部での使用に関連する広範囲にわたる物質テストに耐えてきた、生体適合性物質である。3機能性の針アンテナの先端部が非生体適合性物質から形成されている場合にも、パリレンCの層（あるいはコーティング）を加えることにより、この構造を、人体の内部で使用することが可能となる。

#### 【0106】

流体ポンピングシステムが密封されたシステムである、ということを確認しなければならないとともに、流体あるいは組織が、中心導体と外部導体とを接続しているパイプの領域において漏れることが不可能である、ということも確保されなければならない。セラミックコーンの先端部が使用されており、このセラミックの先端部から流体が供給されるような場合には、中空のセラミック部分と中心導体との間の界面が密封されている、ということを確認しなければならない。中心導体を、セラミックコーンの先端部の端部まで延ばすことが望ましい可能性もある。この新しい構造に対する完全な電磁場分析は、不連続性を考慮に入れるために、および、この構造におけるマイクロ波の動作が正常に機能しないことが全くない、ということを保証するために、実施される。

#### 【0107】

システム内に漏れが存在する場合には、組織あるいは流体をサンプル部位 120 からタンクあるいはベッセル 260 にポンプすることが困難である可能性がある、ということを目指しておくべきである。漏洩ポイントのある場合には、空気がシステム内に入り込むことになる。これは、ガン性部位 120 からタンクあるいはベッセル 260 への組織の伝送を、より困難にする可能性がある。体内から流体をポンピングする前に、システム内に生じる可能性のある全ての気泡を除去することが望ましいかもしれない。

#### 【0108】

図2は、完全なシステムのブロック図である。ここでは、針アンテナ 80 の構成を、詳細に示している。なお、図2の機能性は、図1のものと同様である。この機能性については、上述したように、既に詳細に説明されている。物理的には、針アンテナ 80 の詳細以外の点については、図2は、図1と同様である。ただし、部材あるいはサブアセンブリの分割に関する、以下に示すような相違点がある。すなわち、図2では、パワー増幅器および制御ユニット 20 が、2つのユニット、すなわち、パワー/調節制御ユニット 21、お

10

20

30

40

50

よび、パワー増幅器 22 に分割されている。また、スタブアクチュエータおよび制御ユニット 140 が、線形アクチュエータ 141 およびアクチュエータコントローラ 142 に分割されている。さらに、マイクロプロセッサ 210 とデジタル信号プロセッサ 190 とが、マイクロプロセッサおよび信号プロセッサ 211 に結合されている。

【0109】

針アンテナ 80 は、入力マイクロ波コネクタ 81 を備えている。これは、本発明における使用に関して関心のあるマイクロ波周波数において使用することの可能な、任意の好適なマイクロ波コネクタ（例えば、SMA、MCX、SMCタイプなど）からなることが可能である。このマイクロ波コネクタ 81 は、針アンテナ 80 をケーブルアセンブリ 70 に接続するために使用されるとともに、さらに、マイクロ波エネルギーを針アンテナ 80 に結合するため、および、針アンテナ 80 の出力に結合するためにも、使用することが可能である。中心導体 88 の近位端部は、マイクロ波コネクタ 81 の中心導体に結合されている。中心導体 88 における第 1 の部分は、組織伝送チューブ 100 に取り付けられている接続パイプ 101 と中心導体 88 との間の接続が確立されるまでは、中実の伝導体であることが好ましい可能性がある。中心導体 88 は、組織接続パイプ 101 と中心導体 88 との間の界面から、針アンテナ構造 80 の遠位端部まで、中空である。この遠位端部は、組織 290 が中心導体 88 に吸い出される部分である。中空部分 84 は、中心導体 88 の遠位端部と中実の部分との間の壁の厚さ 89 が、中心導体の中心部分を除去することによってマイクロ波エネルギーの伝送が影響されないような厚さとなるような直径であって、かつ、伝導体 89 の壁が、それ自身を支えるために、および、この器具が製造されるときに針アンテナ構造を容易に組み立てるために十分な強度を有するような、直径を有している。マイクロ波エネルギーの大部分が伝送されることを確保するために、中心導体 88 の壁の厚さは、少なくとも 6 表皮深度の厚さであることが好ましい。この表皮深度は、物質の特性および動作の周波数によって決定される。好適な物質に関する表皮深度の計算および表皮深度の特性における完全な詳細については、この明細書において既に説明している。接続パイプ 101 は、中心導体 88 における中空の領域 84 を、収集ベッセル 260 に取り付けられている組織伝送チューブ 100 に接続している。このパイプ 101 は、誘電物質あるいは伝導体から形成することが可能である。同軸構造における特性インピーダンスを保護するために、および、この構造内の不連続性を最小化するために、パイプ 101 は、第 1 の誘電物質 87 の物質と同様の物質から形成されていることが好ましい。このパイプ 101 の位置、サイズおよび使用される物質は、同軸構造内に設定されている横断電磁 (TEM) 場に影響する可能性がある。しかしながら、電磁場の分布に対する任意の変更については、パイプ 101 における近傍の構造の内部に整合トランスを含めることによって、補償することが可能である。この整合トランスは、調整スタブであってもよい。この調整スタブは、伝導ピンあるいは誘電体ポストであってもよい。接続パイプ 101 の影響との整合性を得るための手段を必要とする場合、この整合構造は、単に、誘電物質 87 の比誘電率における変更、あるいは、接続パイプ 101 の領域にある外部導体 85 の壁を通して挿入される、追加的なピンであってもよい。整合構造における特定の形態は、針アンテナ 80 における特定の形状に依存することになる。そして、使用にかかる最もよい整合構造を決定するために、完全な針アンテナにおける電磁場のシミュレーションを実行することが必要となる可能性がある。なお、小さい供給チャネル 84 および小さい接続パイプ 101 に関しては、接続パイプ 101 を構造に含めることによって生成される場の不連続性はごくわずかとなるはずであり、したがって、それを無視することが可能である。この発明は、単一の供給パイプ 101 を使用することには限られない。生検（あるいは物質）チャネル 84 の内部における流れの圧迫を最小化するために、複数の供給パイプを使用することが好ましい可能性がある。図 2 に示されている単一の接続パイプ 101 よりも、むしろ、例えば 4 本の供給パイプを使用することも可能である。生じるかもしれない予想される圧迫を最小化するために、パイプの全体的な断面積が、生検チャネル 84 の断面積と等しくなるように、4 本の供給パイプを構成することが好ましい可能性もある。この場合には、生検サンプル（あるいは他の物質）は、外部導体 85 の壁内における 4 つの出

10

20

30

40

50

口（あるいは、物質が体内に搬送される場合には、4つの入り口）から集められることになる。供給パイプ間の間隔については、単一の接続パイプ101をシステムに導入することによって生じる不整合を最小化するように、調整することが可能である。すなわち、これにより、3機能性の針アンテナ設計（既に上に記載している）内に、個別のインピーダンストランス（あるいは整合スタブ）を導入する必要性をなくすることが可能である。3機能性の針アンテナ設計におけるこの態様については、この明細書の終わりに、より詳細に説明する。これは、一般的な針アンテナ構造に関する、初期の電磁場シミュレーションの結果に由来するものである。同軸の針アンテナ構造80における外部導体85は、この同軸構造における第2の伝導体である。外部導体85は、近位端部において、マイクロ波コネクタ81に接続されており、さらに、遠位端部において、セラミックの先端部および整合トランス82に接続されている。外部導体85は、好適な導体物質から形成されている。この物質は、針アンテナ構造80の全体に関して剛性を与えるものであり、さらに、人体内への経皮的な挿入を可能とするために、生体適合性物質であることが好ましい。理論的には、外部導体85の厚みは、ほぼ6表皮深度である必要があるだけである。これは、好ましい動作周波数においては、12 $\mu\text{m}$ 程度の浅さである可能性がある。実際には、この厚さは、10倍ほど増加することになる。これは、針アンテナ構造80を補助を受けずに組織層を通して押し込むことを可能とするために、針アンテナ構造80の全体に関して必要とされる剛性を得るためである。方程式4および図2に示した針アンテナ80の図面からわかるように、限定された伝導体の厚さを必要とすることは、組織チャンネル84の直径を最大化すること、および、針アンテナ80の全体の外径を最小化すること、という利点を有する。内部導体88と外部導体85との間における第1の誘電体87は、針アンテナ80における同軸部分の特性インピーダンスを決定するために、使用されている。第1の誘電物質87については、2つの伝導体間における潜在的な絶縁破壊電圧を増加するために、および、内部導体を中央に配置しておくために、使用することも可能である。第1の誘電物質87は、動作周波数において低い誘電損失を呈することが好ましい。第1の誘電物質87として利用可能な物質としては、低密度のポリテトラフルオールエチレン（PTFE）、拡張されたPTFE、あるいは、テープを巻かれたPTFEを挙げられる。針アンテナ構造が短く（例えば10cm未満）、かつ、絶縁破壊電圧が問題にならず、さらに、構造の全体的な直径を減少するために誘電体装荷（比誘電率が1よりも大きくなる）が必要とされないような特定のケースでは、中心導体を空中に浮かせておくことが好ましい可能性もある。第2の誘電物質82は、針アンテナ構造80の遠位端部において使用されている。第2の誘電物質82は、マイクロ波セラミック物質からなることが好ましい。使用されるセラミックは、好ましくは、針アンテナを経皮的に体内に挿入することを可能とするような、堅い物質であることが好ましい。また、セラミックの先端部が、望ましくない組織の破壊を引き起こす可能性のある、過剰に高い温度となることを防止するために、使用されるセラミックは、動作周波数において、低い損失を呈することが好ましい。組織チャンネル84は、針アンテナ構造80の先端部において組織290の抽出を実行することが可能なように、第2の誘電体82内に延ばされている。この機能を実施するために、中心導体88を通る孔の直径と同様の直径を有する孔を、誘電物質82に設けることも可能である。セラミックコーンの内部に孔を設けることの効果を最適化するために、電磁（EM）場シミュレーションを実行することが望ましい可能性もある。この機能は、組織のタイプあるいは状態を判断するための比誘電率測定が実行される場所と同じ場所において、組織サンプルあるいは生検を実行することが可能となる、という利点を提供する。この孔については、組織がコーンの先端部を詰まらせてしまうことを防止するという目的のために、さらに、コーンの先端部が皮膚を貫通するほど十分に鋭く、経皮的な針の挿入が可能となる、ということを確認するためにも、第2の誘電物質82の面内に配置することが好ましい可能性がある。システム内における漏れをなくすために、中空の中心導体88と第2の誘電物質82における中空領域との間の界面における、良好な密封を確保する必要がある。この機能は、組織伝送チャンネル84が小さい直径を有している場合、特に、漏洩ポイントのサイズが伝送チャンネル84の直径と同程度である場合に、重要である。第2の

10

20

30

40

50

誘電物質 82 における追加的な機能は、針アンテナ 80 の同軸部分（方程式 4 によって説明される）と、治療組織 290 における複合インピーダンスに関する一般的な代表的な値との間における、インピーダンス整合を実行するという機能である。上記のインピーダンストランスは、4 分の 1 波長のトランスであってもよい。この場合、82 に使用される物質の誘電率が、第 1 の誘電物質 87 の誘電率と生物組織 290 に関する代表的な誘電率との間の整合条件を生成するように、選択される。第 1 の誘電物質 87 と第 2 の誘電物質 82 との間の界面は、それぞれ、明確にされるべきである。すなわち、第 2 の誘電物質 82 が堅いセラミックであり、第 1 の誘電物質 87 が低密度の P T F E である場合には、堅いセラミックは、低密度の P T F E を押しつぶしたり変形させたりしてはならない。さもないと、この領域における同軸部分の特性インピーダンスが変わってしまうか、あるいは、前記界面が不明確になってしまう可能性があり、これにより、第 1 の誘電物質 87 と第 2 の誘電物質 82 との間のそれぞれの界面における、不整合あるいは反射が引き起こされてしまうことがある。第 2 の整合トランス 83 は、針アンテナアセンブリ 80 内に示されている。これは、小さな金属製のスタブあるいはスエージとすることが可能である。これは、このポイントにおいて見られる、望ましくないリアクタンス（誘導性のもの、あるいは容量性のもの）を、消滅させるために使用される。なお、第 2 の誘電物質 82 および金属スエージ 83 によって与えられる整合の結合効果は、図 2 に示した特定の針アンテナ構造 80 におけるインピーダンス整合の付与に関して効果的である。これは、特定の腫瘍モデルを利用した、腫瘍へのエネルギー搬送を最適化する。個別の構造のそれぞれは、個別の針アンテナ 80、動作周波数、および代表的な組織負荷 290 に関連する特定の配置に適合した、特定の解を必要とする可能性がある。特定の針アンテナ構造 80 を最適化するために、電磁（EM）場シミュレーションを実行することが好ましい可能性もある。ここに提示されているアンテナ構造を最適化するために使用されている、EM 場シミュレーションパッケージの例は、Computer Simulation Technology（CST）の Microwave Studio である。

#### 【0110】

針アンテナ 80 の遠位端部は、外科用のメスを用いた切り込みを形成する必要なく、アンテナ構造を皮膚を通して押し込むことが可能となる程度に、十分に鋭くなければならない。切り込みを形成する必要がある場合には、この切り込みは、できるだけ小さくなければならない（例えば 2 mm 未満）。また、この切り込みは、皮膚組織の外層を貫通するためだけに使用されなければならない。いったん小さい切り込みが形成された場合には、健康な組織を介して、関心領域 120 に向けて、容易に、アンテナ構造を押し込むことが可能である。最小量の摩擦を与える生体適合性物質（例えば、パリレン C）によって、針アンテナ構造を被覆することは、有利である。

#### 【0111】

なお、ポンプ 250 およびベッセル 260 を、注射器（図示せず）によって交換することが可能である。この構成では、針アンテナ 80 を注射器に接続するために、チューブ 100 が使用される。この注射器については、人体から血液サンプルを取るために使用されたり、人体に薬剤を注入するために使用されたりするような、標準的な医療用の注射器とすることが可能である。流体あるいは細胞を抽出するために注射器を使用することは、上述したポンプおよびベッセルの構成を使用するよりも、むしろ、好ましい可能性もある。

#### 【0112】

図 3 は、組織のタイプ / 状態の測定を実行するため、および針生検を実施するために単独で使用する事の可能なシステムの図を示している。個別の部材およびブロックの機能性については、既に説明している。唯一の相違点は、アナログ - デジタル変換器（ADC）191 が示されていることである。ADC の機能は、トランシーバ 181 の受信器部分からアナログ信号を取り出して、このアナログ信号を、受信のためのデジタル信号プロセッサ 190 にとって受信可能な形式の、デジタル信号に変換することにある。図 3 に示されている構成が組織を除去しないために、3 機能性の動作のために必要な以下に示すユニットは、もはや不要である。これらのユニットとは、すなわち、パワー調節および制御ユ

10

20

30

40

50

ニット 2 1、パワー増幅器 2 2、第 1 の転送および反射パワーモニタ 3 0、3 スタブチューナ 4 0、第 2 の転送および反射パワーモニタ 5 0、測定 / 切除スイッチ 6 0、調整スタブ 1 3 0 ~ 1 3 2、線形アクチュエータ 1 4 1、およびアクチュエータコントローラ 1 4 2 である。このシステムを使用して、組織生検 2 9 0 が実行される予定のガン組織部位 1 2 0 に向けて、針アンテナを針チャンネル 1 2 1 に沿って経皮的にガイドすることには、これに関連する複数の利点がある。従来の超音波あるいは X 線技術を利用することによって得られる正確性よりも、より大きな正確性をもって、ガン組織を発見することができる可能性がある。超音波あるいは X 線による画像化とともにこのシステムを使用して、ガン組織 1 2 0 の正確な位置に関する追加的な情報を得ることが望ましい可能性もある。組織を画像化することが困難な人体の領域において（すなわち、骨が画像化を邪魔している場合、あるいは、関心領域 1 2 0 が非常に小さい場合）、このシステムを利用することが好ましい可能性もある。現在では、多数の組織サンプルを採取する必要のあることが多いため、これを解消するために、このシステムを使用することも可能である。点線 1 0 0 によって示された領域は、高感度で低パワーの送信器および受信器（トランシーバ）ユニット 1 8 1 の動作のために必要とされるブロックを示している。これらのブロックは、図 4 に示した個別のマイクロ波部材に分解される。

10

#### 【 0 1 1 3 】

組織のタイプ / 状態の測定および針生検のシステム（あるいはユニット）に関する与えられた構成を製造することによって、比較的にかさばり位置特定 / 生検ユニットを、生成することが可能であるはずである。これは、このシステムが、高パワーの組織切除増幅器、およびこれに関連する高電流電源、転送 / 反射パワーモニタおよびスタブチューナ、スタブアクチュエータシステム、および、アクチュエータコントローラユニット、を必要としないという事実起因する。

20

#### 【 0 1 1 4 】

図 4 は、組織のタイプ / 状態の測定を実行するため、および針生検を実施するために単独で使用することの可能なシステムにおける第 2 の図を示している。この構成には、低パワーのトランシーバ回路および信号発信器 1 0 0 0 に関する特定の実施形態が示されている。1 0 0 0 内に含まれている個別のマイクロ波部材を除いては、図 4 に示されている全ての部材は、上記において従前に説明したものと同一である。ここに示されているトランシーバは、送信信号経路と受信信号経路とを分離するために、マイクロ波サーキュレータ 3 0 4 を使用している。トランシーバの動作原理について、以下に説明する。ソース発信器 1 0 を使用して生成された、低振幅の安定した 1 4 . 5 G H z のマイクロ波信号が、ポート 1 からポート 2 に向けて、サーキュレータ 3 0 4 を通過する。そして、この信号は、ケーブルアセンブリ 7 0 に沿って、針アンテナ 8 0 を介して、関心領域 1 2 0 に送信される。組織 / 針の先端部において入射される信号の一部は、その後、針アンテナ 8 0 のシャフト、およびケーブルアセンブリ 7 0 に沿って後方に反射され、サーキュレータ 3 0 4 のポート 2 に戻る。サーキュレータ 3 0 4 内に逆流した信号のための内部経路は、ポート 2 からポート 3 への経路である。受信された信号は、サーキュレータ 3 0 4 のポート 2 からポート 3 を通過して、低い周波数に変換されて、好ましくは標準的な ADC である ADC 1 9 1 に適した周波数において、アナログ信号を供給する。この送信回路は、ソース発信器 1 0 を備えており、これが、1 4 . 5 G H z の単一の周波数を生成する。このソース 1 0 は、好ましくは、誘電体共振器型の発振器（DRO）を備えている。これは、温度補償型の結晶基準 1 7 0 に対して位相固定され、これにより、所望される中心周波数の周囲で小さく変動する単一の周波数（例えば、+ / - 1 K H z の変動を伴う、1 4 . 5 G H z の搬送周波数）を提供する。ソース発信器 1 0 からの出力は、第 1 のバンドパスフィルタ 3 0 1 の入力ポートに接続されている。この第 1 のバンドパスフィルタ 3 0 1 の機能は、ソース発信器信号 1 0 によって生成された信号を通過させる一方、他の周波数をもって存在する他の全ての信号を跳ね返すことにある。第 1 のバンドパスフィルタ 3 0 1 は、第 1 の局部発信器 1 6 0 の周波数をもって存在する全ての信号を、ブロックすることが必要である。全ての信号は、ソース発信器 1 0 によって生成される信号レベルに対して 4 0 d B よ

30

40

50

り大きく減衰されるために、局部発信器 160 の周波数をもって存在することが可能であることが好ましい。これは、測定システム全体の機能を劣化させる、第 1 の局部発信器 160 からの信号を無効にするためである。第 1 のバンドパスフィルタ 301 からの出力は、第 1 のアイソレータ 302 の入力部に接続されている。このアイソレータ 302 の機能は、マイクロ波サーキュレータ 304 のポート 1 に存在する任意の反射信号が、ソース発信器 10 の出力部に逆流して、動作に影響を与えること（例えば、ロードプリングに起因する周波数の変動、あるいは、出力パワーレベルの変動を引き起こすなど）ができないことを確保することにある。アイソレータ 302 によってもたらされる信号のアイソレーションは、少なくとも 20 dB であることが好ましい。アイソレータ 302 からの出力は、第 1 の方向性結合器 303 の入力部に接続されている。この結合器 303 の機能は、受信された信号に関するキャリア相殺を実行するために、ソース発信器 10 からの信号の一部を取り出すことにある（この態様については、後に、受信回路の機能を示す際に説明する）。第 1 の結合器 303（出力ポート）の通過経路（主な信号ライン）からの出力は、マイクロ波サーキュレータ 304 におけるポート 1 内に進入する。マイクロ波サーキュレータ 304 は、マイクロ波信号のためのラウンドアバウトのように作用する。すなわち、それによって、信号が、一方向のみに流れるようになる。マイクロ波サーキュレータ 304 を通過する信号経路は、以下の通りである。すなわち、ポート 1 において入力され、ポート 2 において出力される。ポート 2 において入力され、ポート 3 において出力される。そして、ポート 3 において入力され、ポート 1 において出力される。理想的には、全ての信号は、ポート 1 からポート 3 に、ポート 3 からポート 2 に、あるいは、ポート 2 からポート 1 に向かって進むことは不可能なはずである。また、ポート 1 から 2、2 から 3、3 から 1 への経路損失あるいは挿入損失は、理想的には、0 となるはずである。実際には、ポート 1 からポート 3 に、ポート 3 からポート 2 に、および、ポート 2 からポート 1 に進む信号もある。また、信号のレベルは、アイソレーションとして知られる特性によって、決定される。良好なサーキュレータに関しては、ポート間におけるアイソレーションの値は、できるだけ高くなる。例えば、狭帯域幅の動作が必要とされる場合には、最適化されたサーキュレータは、35 dB 以下のアイソレーションを呈することが可能である。この構成にとって関心のある周波数帯域において動作することの可能な、良好なサーキュレータに関する送信ポート間の挿入損失は、通常、約 0.1 dB である。送信ステージからの出力信号は、ポート 2 において、マイクロ波サーキュレータ 304 から出力される。そして、この信号は、ケーブルアセンブリ 70 を下って、針アンテナ 80 を通過して、関心領域 120 に進入する。針アンテナ 80 の遠位端部から現れる信号のレベルは、生物組織構造 290 が全く影響されないレベル、すなわち、パワーレベルが、10 mW (10 dBm) よりも小さく、多くの場合に約 1 mW (0 dBm) となるような、レベルである。

#### 【0115】

受信器側では、針アンテナ 80 に沿って後方に反射された信号は、ケーブルアセンブリ 70 を介して、マイクロ波サーキュレータ 304 のポート 2 にたどり着く。この場合、それは、ポート 2 からポート 3 に進んでいる。ポート 3 から出力された受信信号は、第 2 の方向結合器 307 における、入力ポートに進入する。第 1 および第 2 の方向結合器 303 および 307 のそれぞれは、キャリア相殺回路の一部を形成する。これは、送信信号と受信信号との間における、信号アイソレーションのレベルを増大するために使用される。このキャリア相殺回路は、第 1 の方向結合器 303、可変位相調整器 305、可変減衰器 306 および第 2 の方向結合器 307 を有している。キャリア相殺回路の動作は、以下の通りである。すなわち、ソース 10 からの前進信号 (forward going signal) の一部（この場合、-10 dB (すなわち 10%)）は、第 1 の方向性結合器 303 の結合ポートから、位相調整器 305 の入力部内に供給される。そして、位相調整器 305 からの出力は、可変減衰器 306 の入力部内に供給される。可変減衰器 306 からの出力は、第 2 の方向結合器 307 における結合ポートに接続される。第 2 の方向結合器 307 は、「低損失」経路内においてマイクロ波サーキュレータ 304 のポート 3 からの受信信号がこの結合器を通過するように、構成されている。既に述べたように、キャリア

10

20

30

40

50

相殺回路の目的は、送信信号と受信信号との間のアイソレーションを増大すること、すなわち、ポート1からポート3に向かう孤立された経路を介して、マイクロ波サーキュレータ304のポート3にまでたどり着く、マイクロ波サーキュレータ304のポート1における送信パワーの効果を減少することにある。さらに、マイクロ波サーキュレータ304のポート2と針アンテナとの間における出力回路の不整合によって生じる、望ましくない反射に起因する信号もあるはずである。キャリア相殺回路は、また、これらの信号の大きさについても、小さくするはずである。図示した構成では、ソース発信器10からの転送パワーの一部は、位相調整器305によって位相を調整され、さらに、減衰調整器306によって大きさを調整される。これらの調整は、第2の方向結合器307における結合ポートを介して、第2の方向結合器307の主なライン上に出射される信号が、マイクロ波サーキュレータ304のポート1からポート3に結合している望ましくない送信信号の成分に対して、逆位相となり、かつ、これと等しい大きさとなるまで、実施される。第2の方向結合器307における主なラインに対して結合している信号が、望ましい受信信号に付加されている望ましくない信号と逆位相であり、かつ、これと同一の大きさとなっている場合には、この望ましくない信号は、除去されるはずである（この信号は、マイクロ波サーキュレータ304のポート1からポート3にわたる限定的なアイソレーションと、出力経路内における望ましくない反射との双方によって構成されている）。さらに、第2の方向結合器307における出力部において見られる信号は、望ましい受信信号となるはずである。第1および第2の方向結合器303および307におけるそれぞれの結合因子は、同一（この場合、10dB）となっていることが好ましい。単一周波数の送信信号を使用することは、1つの固定された位相調整が必要となるだけであることから、マイクロ波サーキュレータ304のポート1とポート3との間における飛躍的に高まったアイソレーションを増大することが可能となる、という観点において有利である。この機能は、また、反射経路の間に存在する可能性のある不整合に起因する、反射経路に沿って戻ってくる任意の反射信号に対する、効果的な相殺を可能とすることに役立つ。この機能については、さらに、システム全体における測定感度を増大するために使用することも可能である。

#### 【0116】

第2の方向結合器307における出力ポートは、第2のアイソレータ308の入力部に接続されている。この第2のアイソレータ308の機能は、低ノイズ増幅器309の入力部における全ての不整合あるいは反射が、キャリア相殺回路の動作に影響を与えることを防止することにある。第2のアイソレータ308からの出力は、低ノイズ増幅器309の入力ポートに接続されている。この低ノイズ増幅器309の機能は、受信信号のレベルを、RF入力部において第1の周波数混合器310によって受信することの可能なレベルに押し上げて、これにより、この周波数混合器310の動作を可能とすることにある。増幅器309については、低ノイズ増幅器とし、その入力部における受信信号がノイズで汚染されないことを確保するのが好ましい。このノイズとは、例えば、この増幅器自身によって生成される熱的なノイズあるいはショットノイズであり、これらは、受信信号に付加されて、測定システムの感度を制限するものである。第1の周波数混合器への局部発信器入力信号は、14.45GHzの信号である。これは、第1の局部発信器ソース160によって生成される。この第1の局部発信器ソース160は、好ましくは、誘電体共振器型の発振器(DRO)である。これは、温度補償型の結晶基準170に対して位相固定され、これにより、所望される中心周波数の周囲で小さく変動する単一の周波数（例えば、+/-1kHzの変動を伴う、14.45GHzの信号）を提供する。ソース発信器10（および、測定されたRF信号）は、第1の局部発信器160に対して同期されていることが好ましい。そして、これは、同一の結晶基準170を利用することによって、実現することが可能である。第1の局部発信器160からの出力は、第3の信号アイソレータ311の入力部に接続されている。このアイソレータ311の目的は、第1の駆動増幅器312への入力において見られる、全ての不整合あるいは反射信号が、第1の局部発信器160によって生成される周波数に対して、ロードプリングによって引き起こされる変更を加えることを防止することにある。第3のアイソレータ311の出力は、第1の駆動増幅器3

10

20

30

40

50

12の入力部に接続されている。この駆動増幅器312の機能は、第1の局部発信器160によって生成される信号のレベルを、第1の混合器310の正確な動作を可能とする局部発信器信号として第1の周波数混合器310に受け入れられるレベルに押し上げることにある。駆動増幅器312の出力は、第2のバンドパスフィルタ313の入力部に接続されている。この第2のバンドパスフィルタ313の機能は、第1の局部発信器信号160によって生成された信号を通過させる一方、他の周波数をもって存在している他の全ての信号を跳ね返すことにある。第2のバンドパスフィルタ313は、ソース発信器10の周波数をもって存在している全ての信号を、ブロックすることが必要である。全ての信号は、第1の局部発信器160によって生成される信号レベルに対して40dBより大きく減衰されるために、ソース発信器10の周波数をもって存在することが可能であることが好ましい。これは、測定システム全体の機能を劣化させる、ソース発信器10からの信号を無効にするためである。第2のバンドパスフィルタ313からの出力は、第1の周波数混合器310に向かう局部発信器の入力部内に供給されている。第1の周波数混合器310は、2つの出力周波数を生成する。これらは、RF周波数および局部発信器(LO)の周波数の和および差、すなわち、 $RF + LO$ および $RF - LO$ である。この特定の実施形態では、 $14.5\text{ GHz} + 14.45\text{ GHz} = 28.95\text{ GHz}$ 、および、 $14.5\text{ GHz} - 14.45\text{ GHz} = 50\text{ MHz}$ 、である。これらの周波数は、中間周波数(IF)として知られている。この50MHzのIFは、測定信号から大きさおよび位相を抽出するために使用することの可能な、実用的な周波数であるために、この構成において必要とされている。第1の周波数混合器310からの出力IFは、第3のバンドパスフィルタ314

10

20

30

40

50

の入力部に供給されている。この第3のバンドパスフィルタ314の機能は、周波数の和( $RF + LO$ )の信号、および、存在する可能性のある他の全ての望ましくない信号(例えば、ソース発信器10の信号、第1の局部発信器160の信号、結晶基準信号170、および、第2の局部発信器信号)を、除去することにある。図4に与えられている特定の実施形態において示されているこのバンドパスフィルタは、50MHzのIF信号が劣化することなくこのフィルタを通過すること、を可能とする。第3のバンドパスフィルタ314からの出力は、第2の周波数混合器317に向かうRF入力部内に供給される。この第2の周波数混合器317の機能は、50MHzのIF信号を、さらに低い周波数に変換することにある。第2の周波数混合器317に向かう局部発信器の入力は、第2の局部発信器ソース319に由来する。このソース319は、結晶発信器あるいは電圧制御発信器(VCO)モジュールであることが好ましい。第2の局部発信器ソース319は、温度補償型の結晶基準170に接続され、所望される中心周波数の周囲で小さく変動する単一の周波数を生成するようになっていたことが好ましい。主のソース発信器10、第1の局部発信器160および第2の局部発信器319は、互いに同期されていることが必要であり、これは、同一の結晶基準170を利用することによって実現することが可能である。第2の局部発信器319の出力は、2方向パワースプリッタ315の入力部に接続されている。このパワースプリッタ315の機能は、第2の局部発信器319によって生成されたパワーレベルを、インピーダンス不整合を引き起こすことなく、2つの等しい部分に分離することにある。同軸の3dBパワースプリッタを使用することは、好ましい可能性がある。パワースプリッタ315における第1の出力は、第2の駆動増幅器316内に供給される。この駆動増幅器316の機能は、第2の局部発信器319によって生成された信号のレベルを、第2の周波数混合器317の正確な動作を可能とする局部発信器信号として、第2の周波数混合器317に受け入れられるレベルに押し上げることにある。第2の駆動増幅器316からの出力は、第2の周波数混合器317における局部発信器入力部内に供給される。第2の周波数混合器317は、2つの出力周波数を生成する。これらは、RF周波数および局部発信器(LO)の周波数の和および差、すなわち、 $RF + LO$ および $RF - LO$ である。この特定の実施形態では、 $50\text{ MHz} + 40\text{ MHz} = 90\text{ MHz}$ 、および、 $50\text{ MHz} - 40\text{ MHz} = 10\text{ MHz}$ 、である。この10MHzのIFは、測定信号から大きさおよび位相を抽出するために、標準的なADC191によって使用することの可能な、実用的な周波数であるために、この構成において必要とされている。低周波数

のADCを使用するという利点は、より大きな線形性およびダイナミックレンジを通常的に得られる、ということにある。第2の周波数混合器317からの出力IFは、第4のバンドパスフィルタ318の入力部に供給されている。この第4のバンドパスフィルタ318の機能は、周波数の和(RF+LO)の信号(この場合、90MHz)、および、存在する可能性のある他の全ての望ましくない信号(例えば、ソース発信器10の信号、第1の局部発信器160の信号、結晶基準信号170、および/または、第2の局部発信器信号)を、除去することにある。図4に与えられている特定の実施形態において示されているこのバンドパスフィルタは、10MHzのIF信号が劣化することなくこのフィルタを通過すること、を可能とする。パワースプリッタ315からの第2の出力は、デジタル信号プロセッサ190に供給されており、タイミング機能のため、および、測定信号の同期のために使用される。図4内に含まれている他の全てのブロックおよび部材については、上記において、既に詳細に説明している。

#### 【0117】

図5は、針アンテナによって形成されるチャネルあるいは経路に対する制御された切除を実行するため、および/または、治療を受ける組織あるいは腫瘍に対する制御された切除を実行するため、および、組織生検を実施するための、システムを示している。図5に示されている受信器は、信号アイソレータ309の入力ポートから、図4に示されているものと同一であり、上述されている。すなわち、部材308、309、310、160、170、311、312、313、314、319、316、317、318および191の動作および構成は、図4に示したものと同一であり、上述されている。図5に示した構成の機能が、針チャネルあるいは経路に対する制御された切除を可能とすること、および/または治療組織に対する制御された切除を可能とすることにある、という事実に起因して、前記受信器は、調整フィルタ40の両側に接続された転送および反射パワー方向結合器から得られた信号を利用して、調整ロッド130、131および132の位置を制御するようになっている。これらのロッドは、組織内への効率的なパワー搬送を実現するために、針アンテナ80の先端部において見られるインピーダンスを、パワー増幅器26の出力インピーダンスに整合させることを可能とするものである。ユーザによって制御された要求に基づいて変化する組織負荷インピーダンス内に対し、望ましい一定のパワーを搬送することを可能とするための、このシステムの動作は、調整フィルタ40と針アンテナ80の遠位端部との間における、低い挿入損失を必要とする。調整フィルタ40、転送および反射パワーモニタ50、ケーブルアセンブリ70および針アンテナ80の組み合わせは、単一の共振フィルタと考えることが可能である。このフィルタは、調整フィルタ40と針アンテナ80の遠位端部との間における多重反射を、パワー増幅器26と組織負荷290との間における効果的なインピーダンス整合を可能とするために使用する、共振空洞として動作する。このため、このフィルタは、可能な限り、高い品質係数(Q)を有すべきである。図5に示した構成では、ソース発信器10(既に説明済)からの出力は、第1のバンドパスフィルタ11の入力部に供給される。この第1のバンドパスフィルタ11の機能は、ソース発信器信号10によって生成された信号を通過させる一方、他の周波数をもって存在する他の全ての信号を跳ね返すことにある。第1のバンドパスフィルタ11は、第1の局部発信器160の周波数をもって存在する全ての信号を、ブロックすることが必要である。全ての信号は、ソース発信器10によって生成される信号レベルに対して40dBより大きく減衰されるために、局部発信器160の周波数をもって存在することが可能であることが好ましい。これは、インピーダンス整合システムの機能を劣化させる、第1の局部発信器160からの信号を無効にするためである。第1のバンドパスフィルタ11からの出力は、変調スイッチ23内に供給されている。この変調スイッチ23の機能は、デジタル信号プロセッサ190によって制御されている信号制御ラインDSP1を切り替えることによって、ソース発信器10によって生成される信号を切り替える(すなわち変調する)ことにある。変調スイッチ23からの出力は、パワーコントローラ24の入力部に供給されている。このパワーコントローラ24の機能は、ソース発信器10によって生成されたパワーのレベルを減衰することによって、パワー増幅器26の出力部にお

10

20

30

40

50

いて生成されるパワーレベルを調整する手段を提供するとともに、それに続いて、生物組織 290 内に搬送されるパワーのレベルを調整することにある。この減衰のレベルは、デジタル信号プロセッサ 190 によって設定される、デジタル制御ライン DSP 2 上に存在する信号によって、決定される。パワーコントローラ 24 からの出力信号は、プリアンプ 25 の入力部に供給される。このプリアンプ 25 の機能は、入力信号を、固定された量のゲイン分、増幅することにある。プリアンプ 25 内に、高ゲインの MMIC デバイスを使用することが好ましい可能性がある。プリアンプ 25 からの出力は、パワー増幅器 26 への入力部に供給される。このパワー増幅器 26 の機能は、プリアンプ 25 の出力部からのパワーを、効率的な組織切除をもたらすために使用することの可能なレベルに、押し上げることにある。パワー増幅器の出力ステージ（例えば、パワー増幅器 26 に関連するもの）には、通常、低ゲインで高パワーのマイクロ波トランジスタを使用する。また、システムからの望ましい出力パワーレベルを生成するために、複数の上記のようなパワートランジスタからの出力を、結合する必要がある可能性がある。パワー増幅器 26 からの出力は、増幅器 26 の出力部に戻ってくる反射信号によって生じる可能性のあるダメージに対して、ポート 3（すなわち、ケーブルアセンブリ 70 に沿って反射パワーが後進してきた後に、反射パワーが入射するポート）に接続されている 50 のパワーダンプ負荷を有するマイクロ波サーキュレータによって、保護されている。この構成は、また、増幅器を、前記パワーデバイスの出力ポイントにおいて見られるインピーダンスの変化によって生じる、ロードプリングからも保護している。保護のない場合、このようなロードプリングは、増幅器をパワー発信器として作用させる可能性がある。この発信器は、不可避免的に、増幅器に対して生じるダメージをもたらす。パワー増幅器 26 からの出力は、第 1 の転送 / 反射パワーモニタ 30 の入力部に接続されている。この第 1 の転送 / 反射パワーモニタ 30 の機能は、マイクロ波受信器に供給することの可能な、転送および反射パワーの一部を供給することにある。これは、必要な整合条件を生成するための調整スタブの位置の制御に使用される、後続する処理のためである。第 1 の転送 / 反射パワーモニタ 30 からの出力は、調整フィルタ 40 への入力部に供給される。この調整フィルタ 40 の機能は、整合条件を形成するとともに、針アンテナ 80 の遠位端部と調整フィルタ 40 との間に共振空洞を生成することにある。3 つの調整スタブ 130、131 および 132 は、好適な線形アクチュエータ 141 によって制御される。この線形アクチュエータ 141 は、アクチュエータコントローラ 142 に接続されている。このアクチュエータコントローラ 142 の制御信号は、信号制御ライン DSP 4 によって供給される。この信号制御ライン DSP 4 は、デジタル信号プロセッサ 190 に接続されている。調整フィルタ 40 からの出力は、第 2 の転送 / 反射パワーモニタ 50 の入力部に接続されている。この第 2 の転送 / 反射パワーモニタ 50 の機能は、マイクロ波受信器に供給することの可能な、転送および反射パワーの一部を供給することにある。これは、必要な整合条件を生成するための調整スタブの位置の制御に使用される、後続する処理のためであり、これにより、組織構造に搬送されるエネルギーの正確な制御が可能となる。この機能により、針生検に引き続く、経路あるいはチャンネルの様な切除が可能となる。第 1 の転送 / 反射パワーモニタ 30 および第 2 の転送 / 反射パワーモニタ 50 からの結合ポートは、単極 4 投 (SP4T) 時間領域多重化スイッチ 150 に供給される。このスイッチ 150 の機能は、測定信号を、第 1 および第 2 の転送 / 反射パワーモニタ 30 および 50 のそれぞれから、測定受信器 (308、309、310、160、170、311、312、313、314、319、316、317、318 および 191 を含む) およびデジタル信号プロセッサ 190 に移送することにある。これにより、位相および大きさの抽出が可能となるとともに、共振条件あるいは整合条件を設定するために、調整スタブ 130、131 および 132 における必要な位置を決定する、後続の処理が可能となる。固定された減衰器 31、32、51、52 は、転送 / 反射パワーモニタ 30、50 の結合ポートと SP4T スwitch 150 の 4 つの入力ポートとの間に結合されているように、図示されている。このスイッチの位置は、デジタル信号プロセッサ 190 に接続されている、制御信号 DSP 3 によって制御されている。第 1 および第 2 の転送 / 反射パワーモニタ 30 および 50 のそれぞれからの信号は、SP4

10

20

30

40

50

Tスイッチ150によって、十分に高いスピードで刈り込まれる (p o l l e d)。これにより、調整フィルタ40の入力および出力ポートにおいて測定された、転送および反射信号からの位相および大きさの情報を、互いに比較することが可能となる。このため、調整スタブ(ロッド)の位置における必要な調整を、決定することが可能となる。

#### 【0118】

##### 針構造

図6は、中実の伝導体500における表皮深度の効果を示している。マイクロ波エネルギー(あるいは信号)を流すための断面積520の広さは、伝導体における全体的な断面積に比べて小さいことがわかる。伝導体が必要とされていない伝導体の領域510は、伝導体500に沿って前方あるいは後方に伝播している(あるいは、流れている)マイクロ波エネルギーにとっては、事実上、透明である。この伝導体の領域510については、中空に形成することが可能であるとともに、任意の物質(例えば、生体液、生体細胞、薬剤、放射性的色素、放射性的造影剤、生理的食塩水あるいは水)を充填することも可能である。

#### 【0119】

図7は、伝送されるパワーのパーセンテージを、金属化層の厚さ(別の表現とするなら、14.5GHzの動作周波数において、一般的に使用されている導体物質にとって必要とされる、断面積のサイズ)の関数として示すグラフである。選択された物質は、銅、銀、ニッケルおよびスチールである。銅および銀は非常に類似しており、銀を用いると、堆積される金属化層をわずかに薄くすることが可能である、ということがわかる。銅および銀の双方に関し、マイクロ波エネルギーの全てを伝送することに関して必要となる厚さは、8 $\mu$ mであることがわかる。ニッケルおよびスチールでは、伝導体に沿って全てのマイクロ波エネルギーを流すことを可能とするためには、金属化層をより厚く堆積することを必要とする。スチールでは、全てのマイクロ波エネルギーを流すためのコンジットを提供するためには、堆積される金属化層を最も厚くする必要がある。伝導体としてスチールを使用する場合、マイクロ波エネルギーの99.9%が伝送されるのは、厚さを12.91 $\mu$ mとしたときである、ということが計算で示されている。

#### 【0120】

図8は、代表的な3機能性の針アンテナの構造における、詳細図を示している。この構造における顕著な特徴部分については、上記において既に説明されている。図8に示されている構造では、生検チャンネル84は、第2の誘電物質82によって形成されているコーンの先端部の側面を介して、組織290を採取する。第2の誘電物質82は、堅い物質であることが好ましい。マイクロ波セラミックについては、一般的に好まれる物質として使用することが可能である。この構成では、生検チャンネル84への注入口が、セラミックコーンの先端部の側面に配置されているが、このような構成は、コーンの先端部を鋭くして、生物組織を通過する経皮的な挿入を促進することが可能である、という利点を有している。この図面では、針アンテナの全体的な構造の外径が、文字a800によって示されており、外部導体における金属化層の厚さが、文字b801によって示されており、外部導体の内径が、文字c802によって示されており、内部導体の外径が、文字e804によって示されており、内部導体の内径が、文字d803によって示されており、そして、内部導体の厚さが、文字f805によって示されている。大きさc802およびe804は、この同軸構造における特性インピーダンスの計算において使用されている。この計算のために、方程式4を使用することが可能である。

#### 【0121】

図9Aは、実用的な3機能性のアンテナに関する、特定の実施形態を示している。このアンテナでは、生検チャンネル84の注入口が、この構造の中心に配されている。図9に示されている特定の実施形態は、以下のようなサイズを含んでいる。すなわち、第2の誘電体における半径809、第2の誘電体における外径808、この同軸構造の外部導体の内部に挿入されているときの、第2の誘電体における直径815、第2の整合トランスエレメント83をはめ込むことを可能とする、第2の誘電体82の直径807、第2の誘電物質

10

20

30

40

50

の近位端部におけるテーパの長さ 8 1 3、金属スエージの長さ 8 1 4、第 2 の誘電体における内部直径 8 0 6、この同軸構造の端部と針アンテナの遠位端部との間における、第 2 の誘電体の長さ 8 1 1、および、この同軸構造の内部における第 2 の誘電物質の長さ 8 1 0、を含んでいる。第 2 の誘電物質 8 2 の構造は、代表的な組織（あるいは腫瘍）構造 2 9 0、第 2 の誘電物質 8 2、および第 1 の誘電物質 8 7 の複合インピーダンスの間において、インピーダンス整合を実行する第 1 のインピーダンストランスとして作用するように、設計されている。金属スエージ 8 3 は、第 2 の整合トランスであり、この同軸構造と第 2 の誘電物質 8 2 との間におけるインピーダンス整合を実行するために、使用されている。第 2 のトランス 8 3 は、容量性あるいは誘導性のリアクタンスを有する、単一のスタブであることも可能である。このリアクタンスは、無効要素 ( r e a c t i v e e l e m e n t ) を相殺するために、使用することも可能である。この要素は、第 1 および第 2 の誘電物質 8 7 および 8 2 のそれぞれの間の領域内に、本質的に存在する可能性のあるものである。図 9 B は、針アンテナ 8 0 の先端部における拡大図を示している。このアンテナ 8 0 では、生検チャンネル 8 4 は、遠位端部の中央を通過している。動的インピーダンス整合が使用されている場合には、特定のインピーダンスに対する良好な整合性を与えるための構造を、設計する必要はない。なぜならば、チューナの動作によって、任意のインピーダンスに対してアンテナを整合することが可能であるからである。

#### 【 0 1 2 2 】

図 1 0 A は、実用的な 3 機能性のアンテナに関する、特定の実施形態を示している。このアンテナでは、生検チャンネル 8 4 の注入口が、第 2 の誘電物質 8 2 から形成されているコーンの先端部の側面を通して、組織 2 9 0 を採取するようになっている。第 2 の誘電物質 8 2 は、堅い物質であることが好ましい。マイクロ波セラミックについては、一般的に好まれる物質として使用することが可能である。図 1 0 B は、針アンテナ 8 0 の先端部における拡大図を示している。このアンテナ 8 0 では、生検チャンネル 8 4 が、第 2 の誘電物質 8 2 から形成されている、セラミックコーンの側面を通過している。図 1 0 A および図 1 0 B に関連する他の全ての詳細については、この明細書において既に説明している。

#### 【 0 1 2 3 】

##### 電磁場シミュレーション

針アンテナ構造 8 0 内に生検チャンネルを含むことによる効果を検証するために、電磁場シミュレーションが実施されている。

#### 【 0 1 2 4 】

初期のシミュレーションの結果は、針アンテナ 8 0 における内部導体 8 8 の中心内に、0 . 4 mm の直径の生検（あるいは物質）チャンネル 8 4 を組み込むことが可能であることを示している。ここで使用しているシミュレーションモデルでは、チャンネル 8 4 は、セラミックの先端部 8 2 を通して外に延ばされている。このため、この生検（あるいは物質）チャンネル 8 4 を通して、生検を実施することが可能である。マイクロ波パラメータが関係している限り、中心導体 8 8 内における孔あるいはチャンネル 8 4 は効果を有しない、ということは明らかである。しかしながら、当然のことではあるが、セラミックの先端部 8 2 内の孔は、マイクロ波パラメータに影響する。しかし、これについては、動的インピーダンス整合および調整メカニズムを利用することによって、補償することが可能である。これらは、本発明の一部として、この明細書において既に説明されている。

#### 【 0 1 2 5 】

##### シミュレーションの結果

生検チャンネル 8 4 は、同軸ラインにおける中心導体 8 8 の軸に沿って下り、セラミックの先端部 8 2 の端部を通過するように、モデル化されていた。チャンネル 8 4 は、入力ポートからセラミックの先端部 8 2 の端部（入力ポートから 2 5 mm）に向けて、2 mm だけ延ばされていた。生検チャンネル 8 4 の全体は、どの場合においても、3 機能性の針アンテナ 8 0 を囲む同一の物質 2 9 0 によって満たされるように、モデル化されていた。すなわち、針の先端部は、ガン性の病巣の内部に埋没されている、と仮定されている。使用されている組織物質 2 9 0 は、腫瘍、乳房の脂肪および空気である。

## 【 0 1 2 6 】

3機能性の針アンテナ80の断面が、図11に示されている。生検チャンネル84は、左右方向のハッチングによって示されている。どの場合においても、セラミックの注入口82の先端部における生検サンプル290の存在は、針アンテナ80に対する整合性を修正していた。中心導体88におけるチャンネル84の内部に生検サンプル290が存在していることは、先端部における最初の1ミリメートル (first millimetre) を除いては、針アンテナ80におけるマイクロ波の挙動に影響しない。その理由は、中心導体88の壁86が、厚さにおいて複数の表皮深度より厚く、このために、生検サンプル290が、中心導体88の外側にある場から遮断され、さらに、生検チャンネル84が、このチャンネル84に沿う波の伝播に関するカットオフ周波数よりも、十分に低くなっていることにある。これは、生検サンプル290が非常に高い誘電定数(すなわち誘電率)を有している可能性のあることを考慮したときでさえも、同様である。誘電率が50である場合には、これは、想定される使用において見いだされる可能性のある最も高い値であるが、チューブあるいはチャンネル84は、伝播を実現するためには、内径において3.5mmを超えている必要があるはずである。さらに、たとえそうになっていたとしても、サンプル290における高い損失が、最初の数ミリメートルにおいて、非常に急速な信号減衰を引き起こすはずである。

10

## 【 0 1 2 7 】

図12は、3機能性の針アンテナ80に関する、エネルギー分布1200を示している。生検チャンネル84内のパワー密度1200、セラミックの先端部82、および、周囲の腫瘍290が図示されている。生検チャンネル84内における損失は、非常に少ないことがわかる。

20

## 【 0 1 2 8 】

図13は、生検チャンネルが存在しない場合における、針アンテナ80に関するエネルギー分布を示している。生検チャンネル84の存在によって、針アンテナの先端部の近傍において、より多くのパワー吸収が生じていることがわかる。また、ピーク吸収がわずかに小さくなっている。これは、おそらく、2つの効果に起因する。すなわち、第1には、生検チャンネル84が存在するときには、パワーは、より大きな体積内に拡散する。これは、前記先端部の近傍において、より多くのパワーが吸収されるからである。そして、第2には、生検サンプル290が、針アンテナ80と生検組織290との間における整合性を悪化させ、このために、搬送されるパワーが、全体として、わずかに減少する。既に述べたように、3つのスタブチューナを利用した動的な調整メカニズムは、第2の効果に起因する損失の大部分を回復するはずである。この不整合条件については、また、針アンテナをわずかに設計しなおすことによって、解消することが可能である。さらに、生物組織の層における誘電特性を測定するための組織生検を実施するためだけに、本発明が使用されている場合には、このアプローチは、好ましいものとなるはずである。生検チャンネル84が導入された場合における、パワー吸収のパターンの変化、あるいは、先端部の近傍におけるエネルギー分布の変化は、有利となる可能性がある。その理由は、生検チャンネル84を追加することによって、構造80の先端部の近傍において、より多くの組織加熱がもたらされる、ということ、シミュレーションが示しているからである。これは、ガン性細胞をあとに残すことを防ぐ一方、健康な組織の切除量を最小化することを求められる、経路(あるいはチャンネル)の密封において、特に有用となる可能性がある。

30

40

## 【 0 1 2 9 】

針アンテナ80の先端部における、生検チャンネル84によって導入されたインピーダンス整合の変化が、図14および図15に示されている。図14は、生検チャンネルのない場合における、針アンテナ80に関するインピーダンス整合を示しており、図15は、新しい3機能性の針アンテナ80(生検チャンネル84を含む)における、インピーダンス整合を示している。このインピーダンス整合は、1.4GHzと1.5GHzとの間の周波数レンジに関して示されている(正方形のマーカーは、1.45GHzを示している)。

## 【 0 1 3 0 】

50

2つの構造の間において、インピーダンス整合に著しい変化のあることがわかる。位相は、80度ほど回転されており、反射損失は、約17dBからおよそ8dBに変化している。インピーダンス値は、さまざまな代表的な生物組織構造に関して、生検チャンネル84を含む針アンテナアセンブリ80の近位端部を基準としていた。前記生物組織構造とは、すなわち、針アンテナ80の遠位端部を実際に曝す可能性のある構造であり、図16に示されている。これらのシミュレーションの結果は、軸が交叉している極座標の中心の近傍の領域を示している。図16のスケールは、図14および図15のスケールの約2倍の大きさである。図16に示されているシミュレーションの結果からわかるように、生検チャンネル84が針アンテナ80の全体に含まれている場合においても、さまざまなタイプの生物組織を区別することが可能である。これは、組織生検を実施するために、および、生体システムにおけるさまざまな誘電特性を効果的に測定するために、本発明を使用することが可能であることを、を示している。

10

**【0131】**

図16の上端に近いポイントの一群は、血液を多く含む組織に関するものであり、底部のポイントは、脂肪組織に関するものである、ということを観察することが可能である。

**【0132】**

3機能性の針アンテナ80の遠位端部から生検サンプル290を取り除くために、内部導体88の壁と外部導体85の壁との間に、供給パイプ100に向かう接続パイプ101が必要とされる。いずれかの点において、接続パイプ101は、同軸の供給口の壁を通過する必要がある。接続パイプ101における複数の設計が、この構成においてモデル化されてきた。結局、4本の接続パイプ101、102、103、104は、針アンテナの遠位端部を通過する生検チューブ84の断面と等しい、全ての断面をもって使用されている。この全ての断面は、生検サンプル290の流れにおける圧迫を最小化することと、接続パイプ101、102、103、104の間において、マイクロ波の良好な伝導および物理的な強さを実現するために、内部導体88上に十分な幅の壁86を残すこととの間の、妥協案である。

20

**【0133】**

針アンテナ構造80における近位の供給端の近傍における、接続パイプ101、102、103、104からなる輪(ring)も、モデル化された。これらの接続パイプ101、102、103、104は、内部導体88の内部の生検サンプル290と、外部導体85の外表面との間に位置している。これらの接続チューブ101、102、103、104は、内部導体88の壁86、第1の誘電性絶縁体87、および、外部導体85の壁を通過している。これらのパーツは非常に近接近しているため、これらの間における生検サンプル290の漏れを防止するために、特に、この3機能性の針アンテナが、使い捨て器具として意図されている場合には、追加的な壁が必要とされることはない、と考えられる。

30

**【0134】**

第1のシミュレーションは、0.2mmの直径を有する4本の接続パイプが、針アンテナの近位端部から等しい距離に配置され、直角に交わる交叉を形成している構成を使用して、実行された。4本の接続パイプ101、102、103、104における全ての断面は、この同軸構成における中心導体88の内部における、チャンネル84の断面と等しくなっていた。同軸の針アンテナを通過する断面が、図17に示されている。3本の接続パイプ101、102、103を見ることが可能である。組織290は、外部スリーブ(あるいは供給パイプ100)によって、同軸ラインの外部導体85における4つの孔から、集められることになる。このスリーブは、マイクロ波の挙動に影響しないために、ここではモデル化されていない。

40

**【0135】**

針アンテナ構造80の全体におけるパワー損失密度あるいはエネルギー密度1200が、図18に示されている。また、ベース部分における場の拡大図が、図19に示されている。

50

## 【0136】

生検サンプルから得られた腫瘍290を内部に有する、4本の接続パイプ101、102、103、104を導入することによって、腫瘍に搬送される全てのパワーが減少していることがわかる。これは、接続パイプ101、102、103、104におけるインピーダンス不整合と、これらのパイプ内における損失とを組み合わせた結果である、と考えられる。図19に示されている拡大図は、接続パイプ101、102、103、104の内部およびその周囲において、著しいパワー損失密度のあることを、裏付けている。

## 【0137】

同一のポイントにおいて接続されている4本の接続チューブ101、102、103、104に関する、針アンテナ構造80に対するインピーダンス整合が、図20に示されている。

10

## 【0138】

内部導体88と外部導体85とのそれぞれの間における孔の配置が、その後、これらの孔によって生じるインピーダンス不整合および/または損失を減少することを試みるために、修正された。遠位端部から等距離に、軸の周囲に90度の間隔を以て4つの孔を配置することに代えて、これらが、2つの直列した対として、軸の周囲に180度の間隔を以て配置された。

## 【0139】

複数の構成が試された。この試みは、2つの単純な同一の無損失不整合の相殺を与える理想的な間隔である、4分の1波長の間隔(すなわち、3.5mm)から始められた。4分の1波長は、何らの改善も与えないことが明らかになった。このため、間隔は、まず2mmに減少され、その後、1.5mmに減少された。4つの孔の周囲におけるパワー損失密度および整合性が、図21および図22に示されている。図21では、孔の周囲における損失密度に明白な減少は見られないが、図22から明らかのように、不整合が減少している。これは、全ての孔をプローブの先端部から等距離に配することに比して、性能の点において、全体的な改善をもたらすはずである。

20

## 【0140】

このシミュレーションの結果は、針アンテナ構造80を修正して、本発明における不可欠の部分形成する誘電率測定および制御された切除の機能を著しく劣化することなく、セラミックあるいは金属のいずれかからなるチューブを有し、0.4mmの直径を有する生検チャンネル84を導入することが可能である、ということを示している。

30

## 【0141】

針アンテナ構造80の外面から生検チャンネル84への接続を、内部および外部導体の壁86および85のそれぞれを通過し、介在する第1の誘電体87を通過する、0.2mmの直径を有する4つの孔を利用して、形成することが好ましい。

## 【0142】

生検サンプル物質290の存在は、本発明において説明されている3機能性の針アンテナの全体的な性能に関する、小さいが許容範囲にある減少をもたらす可能性がある。





【 図 3 】

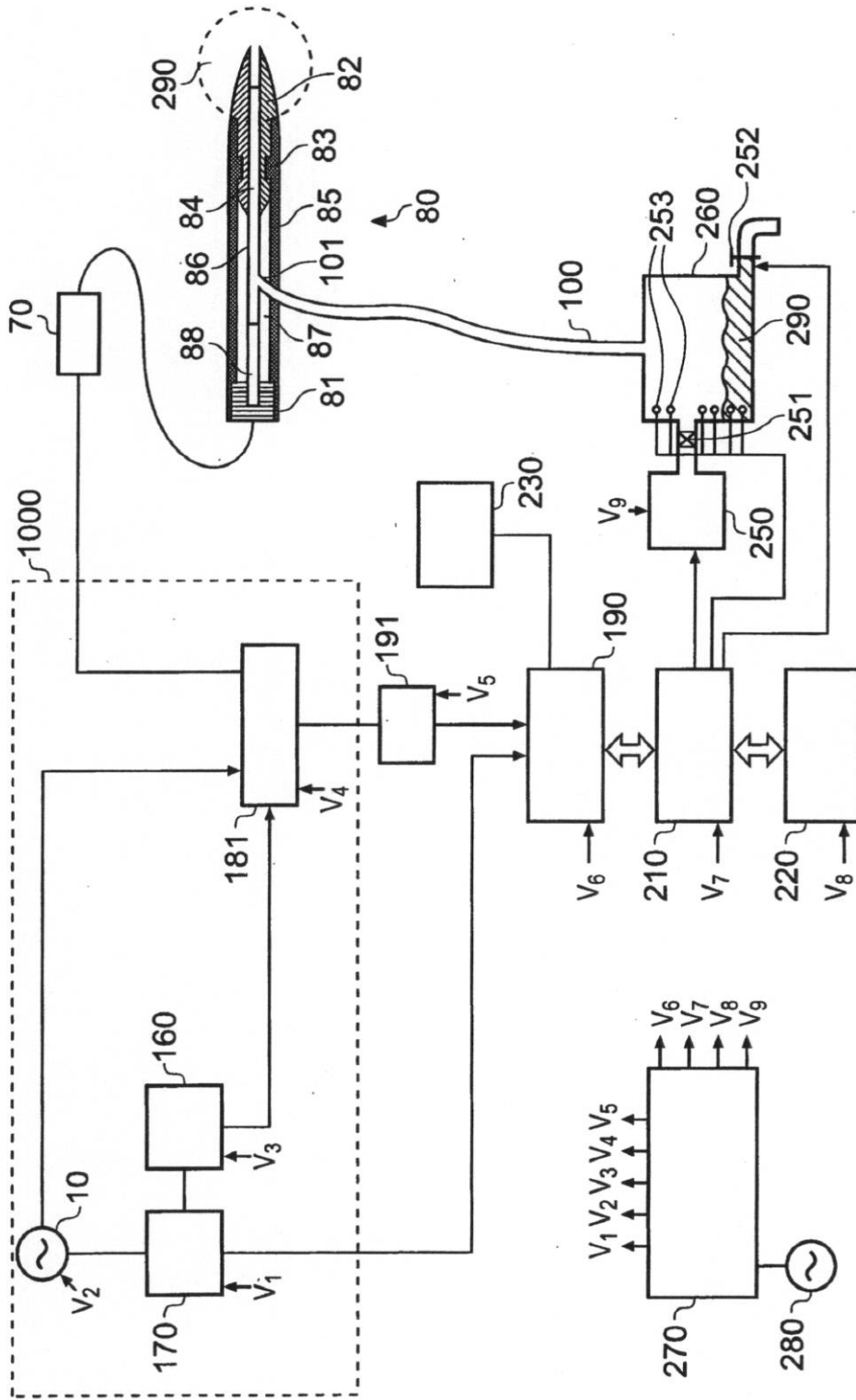


FIG. 3

【図4】

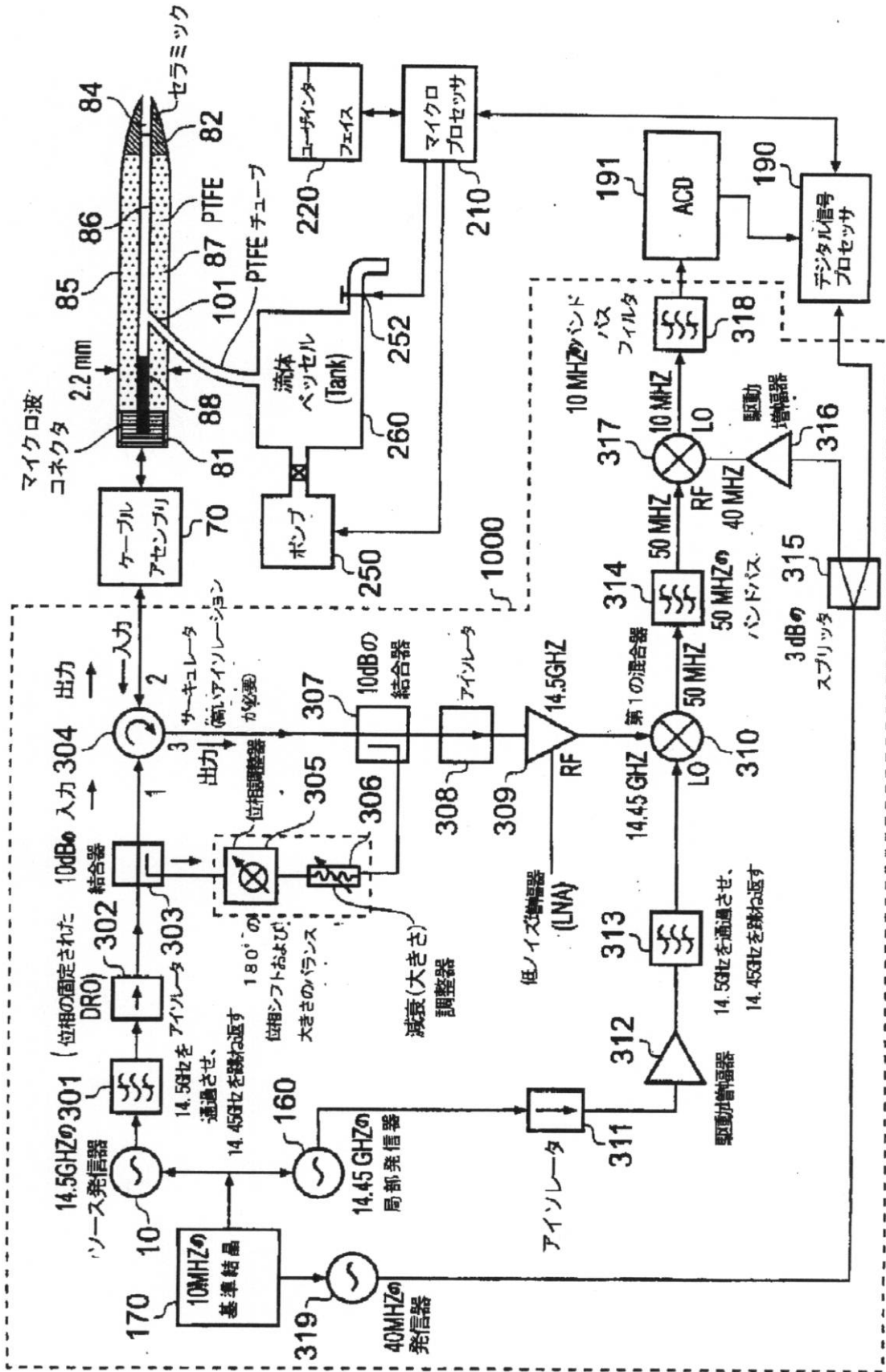


FIG. 4

【図5】

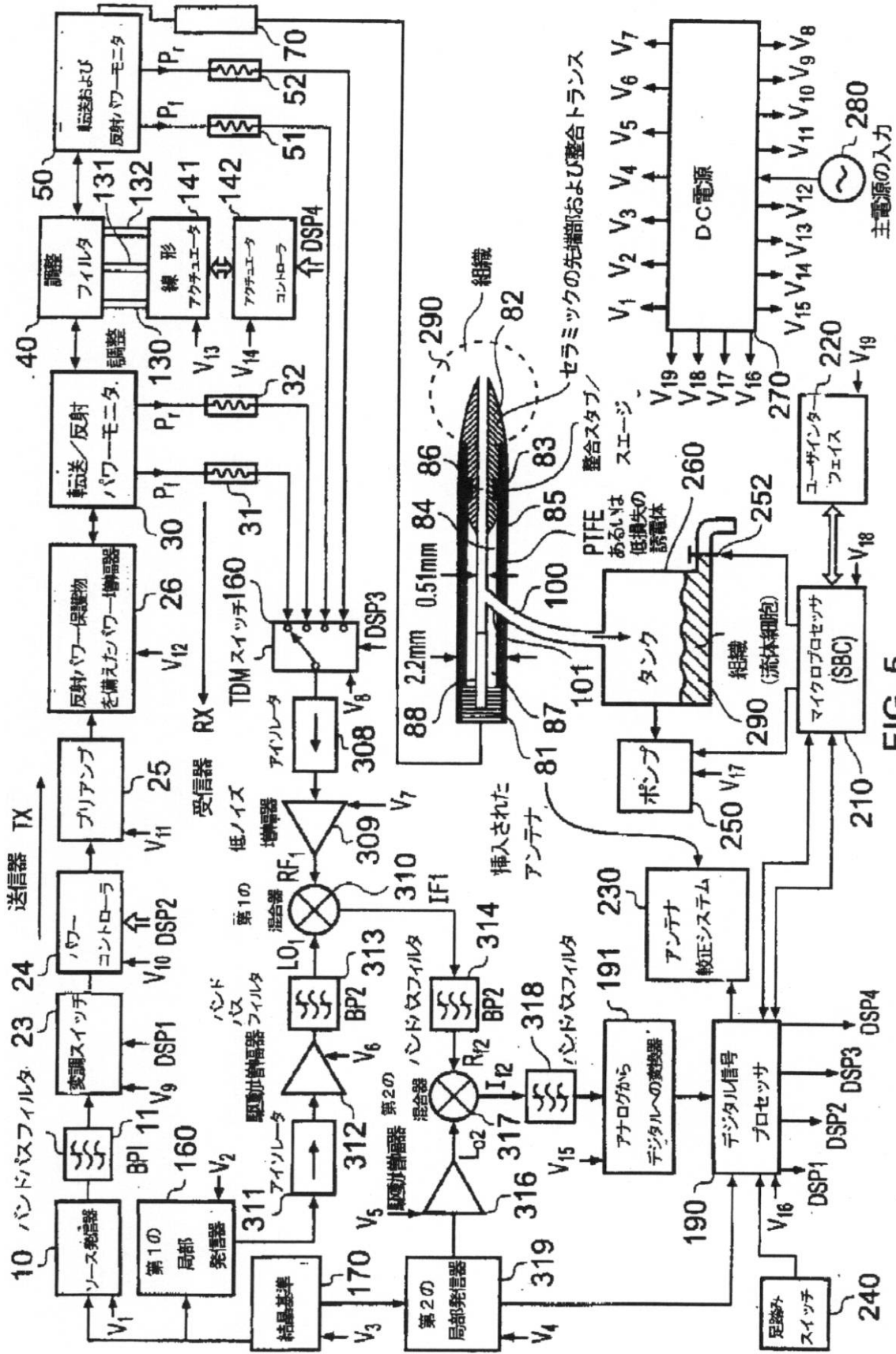


FIG. 5

【図6】

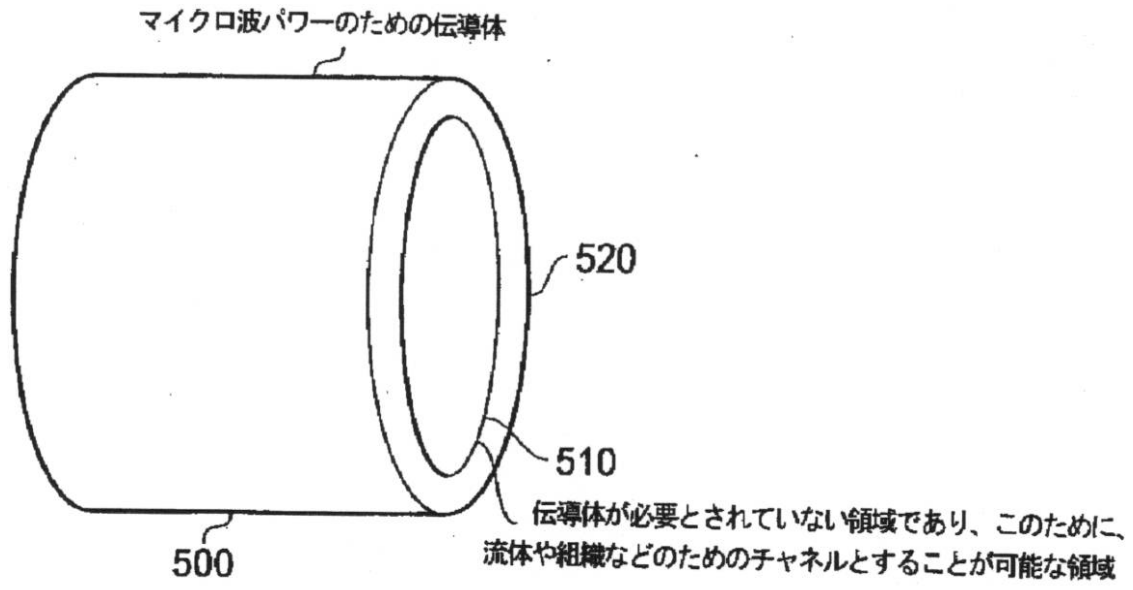


FIG. 6

【 図 7 】

14. 5GHzにおける、金属化の厚さの関数としての伝送されるパワー

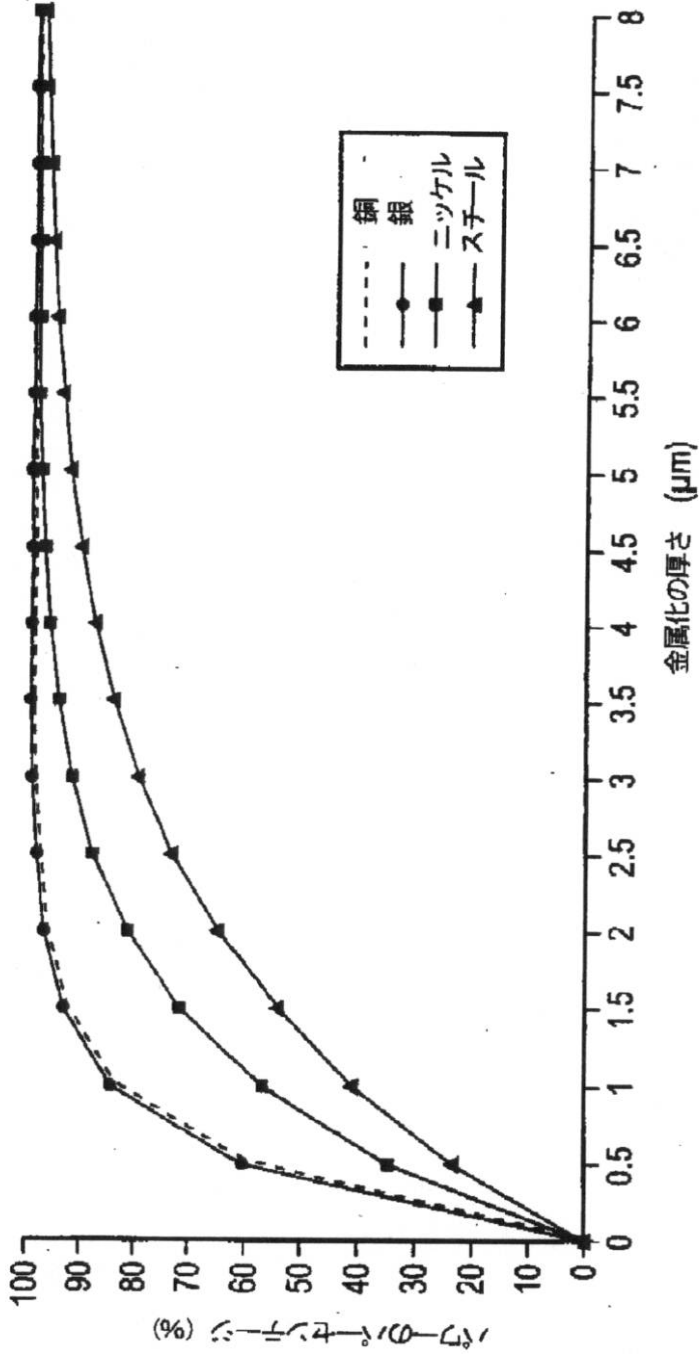


FIG. 7

【 図 8 】

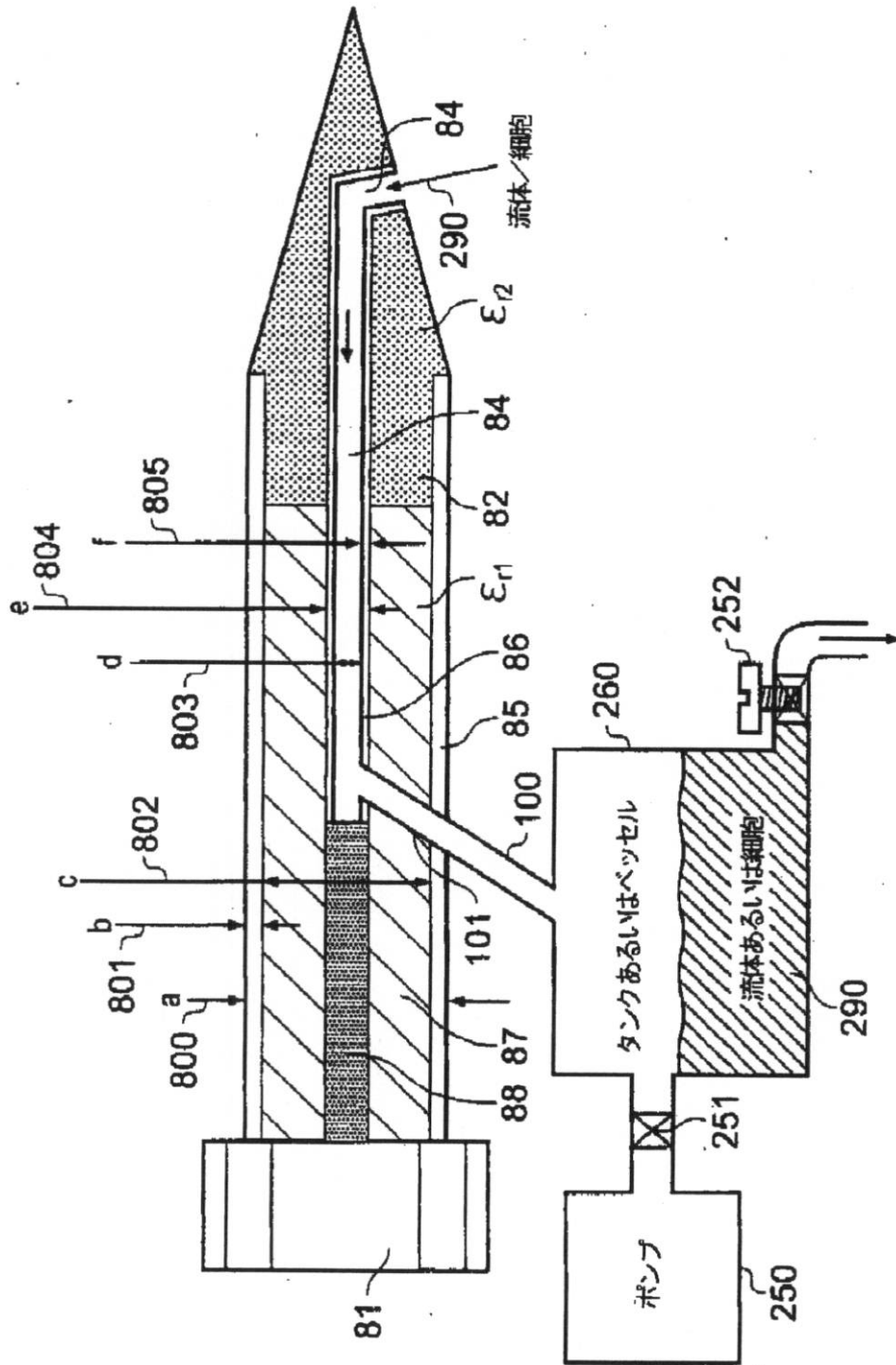
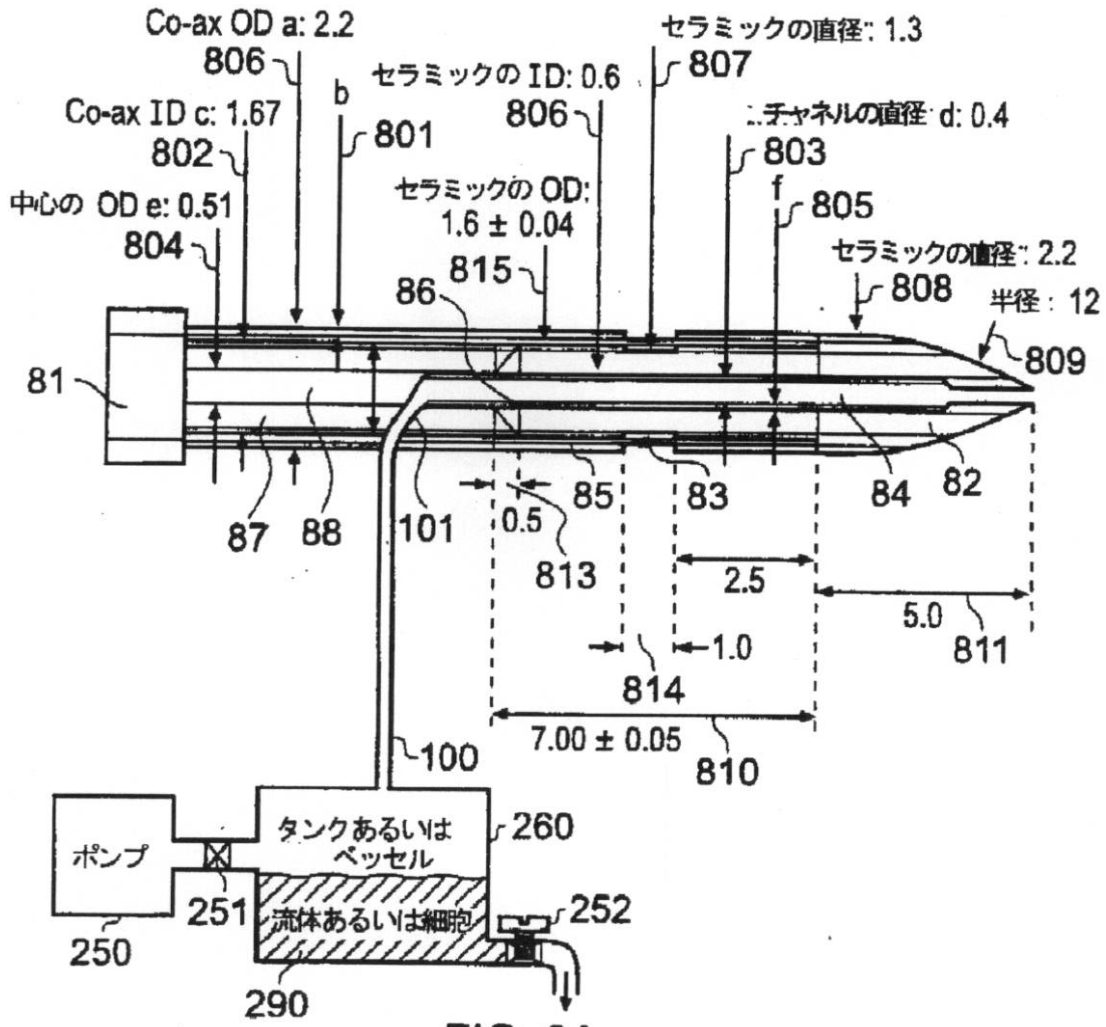
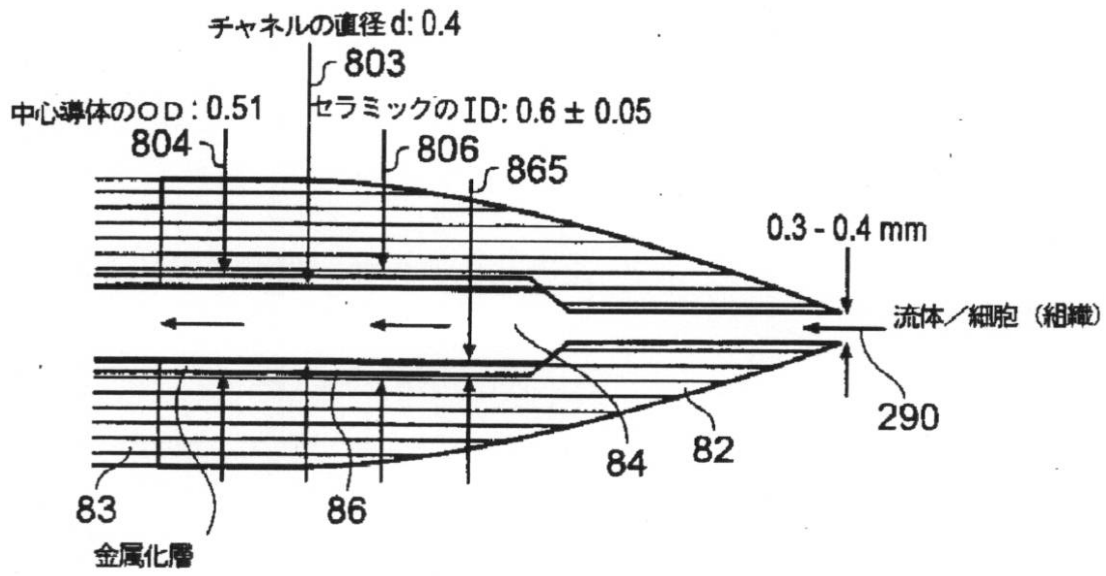


FIG. 8

【図9A】



【図9B】



【図10A】

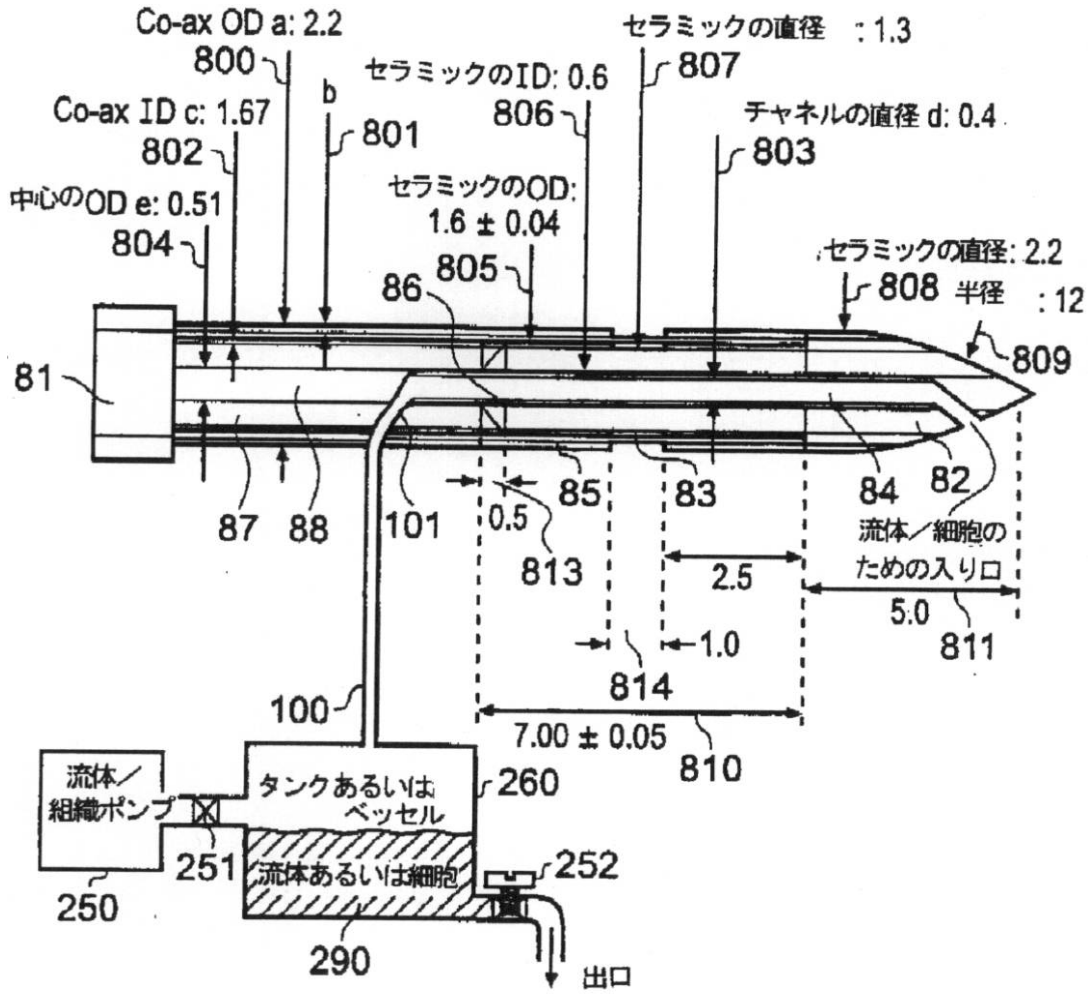


FIG. 10A

【図10B】

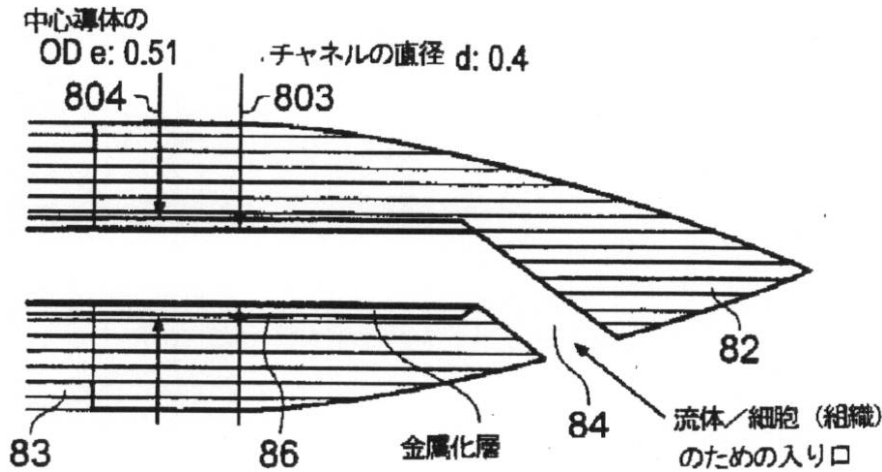


FIG. 10B

【図 11】

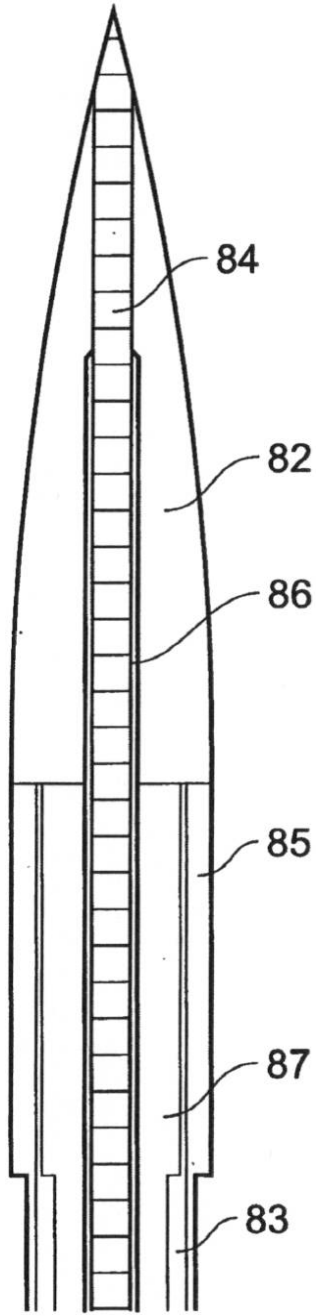


FIG. 11

【 図 1 2 】

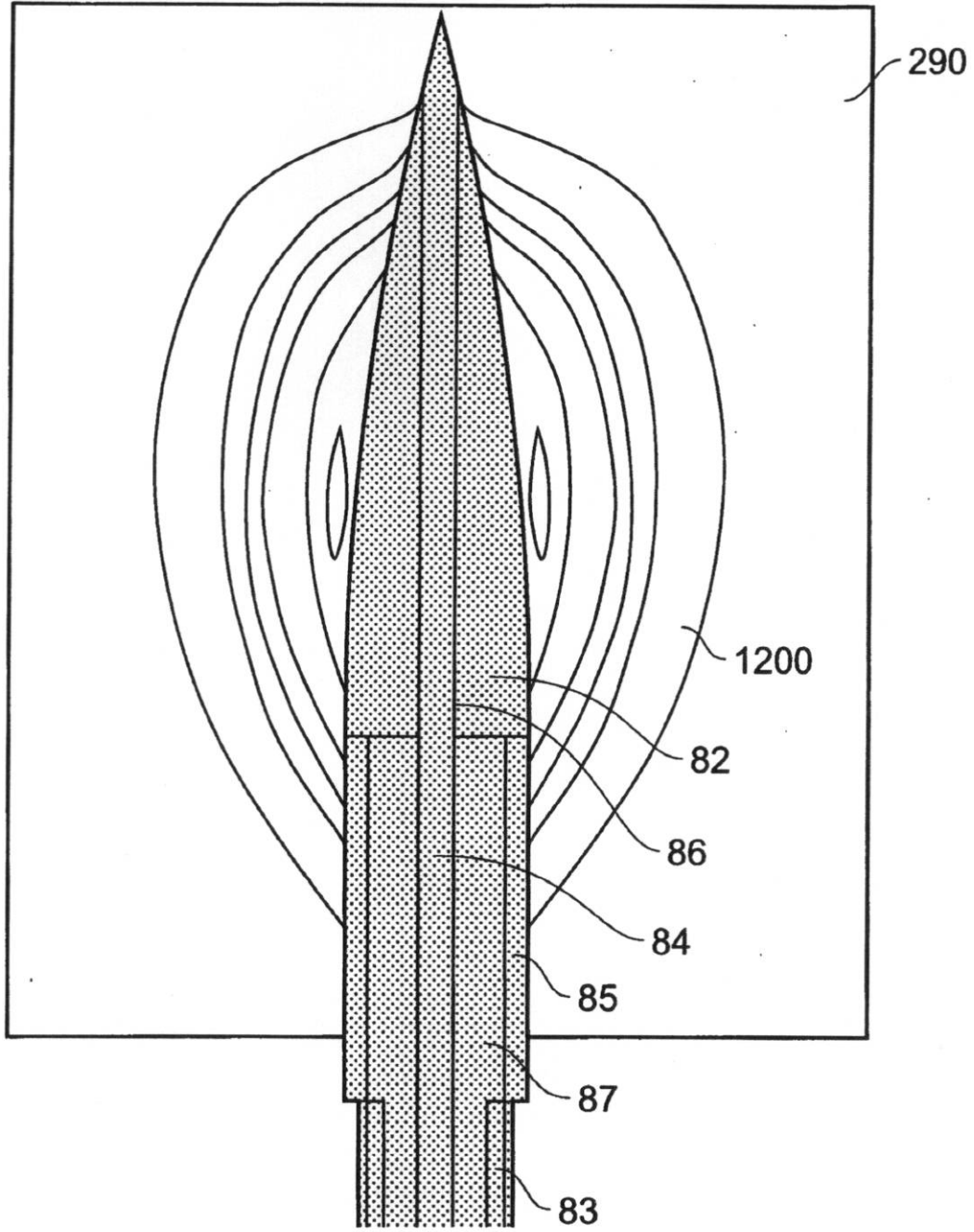


FIG. 12

【 図 13 】

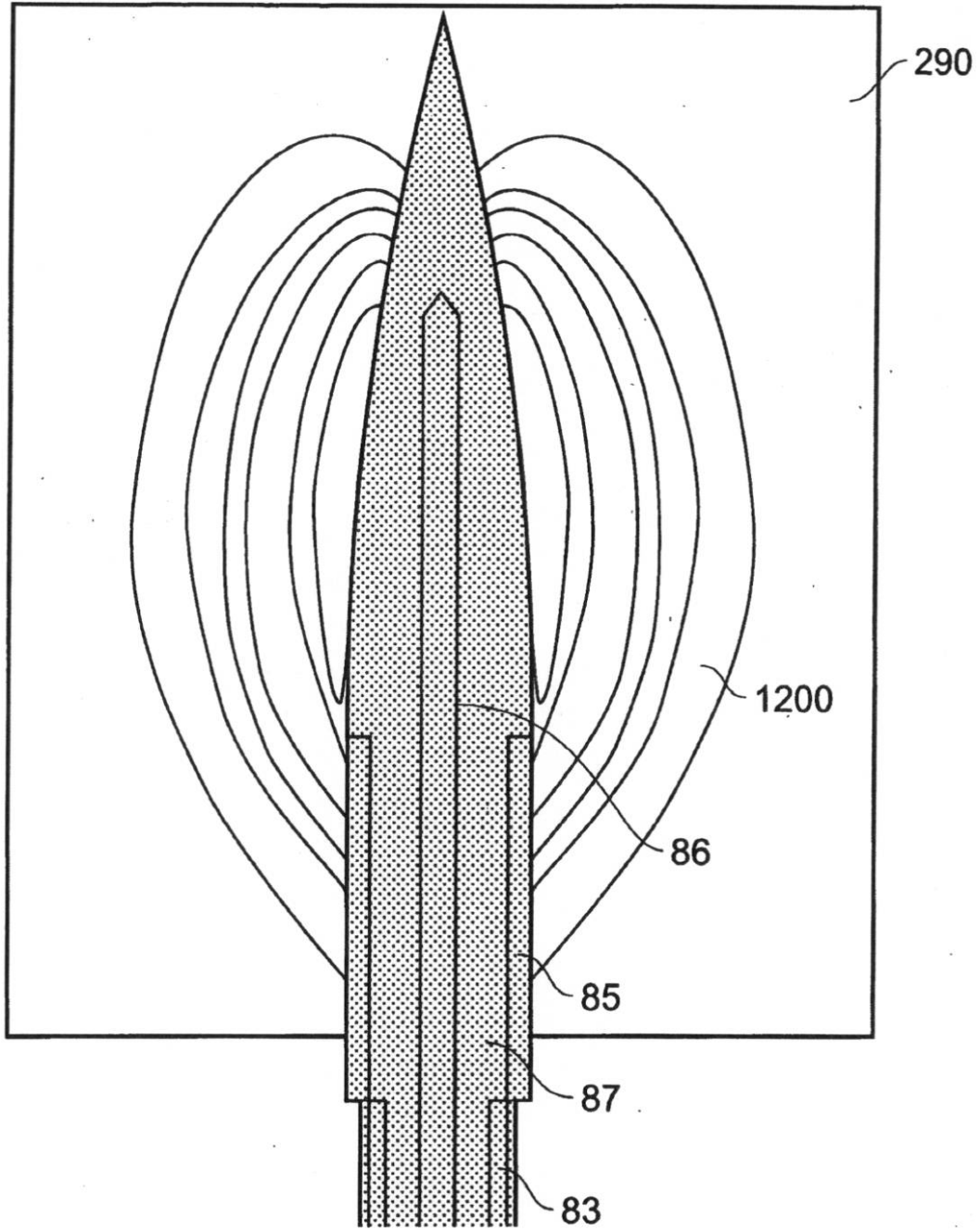


FIG. 13

【 図 1 4 】

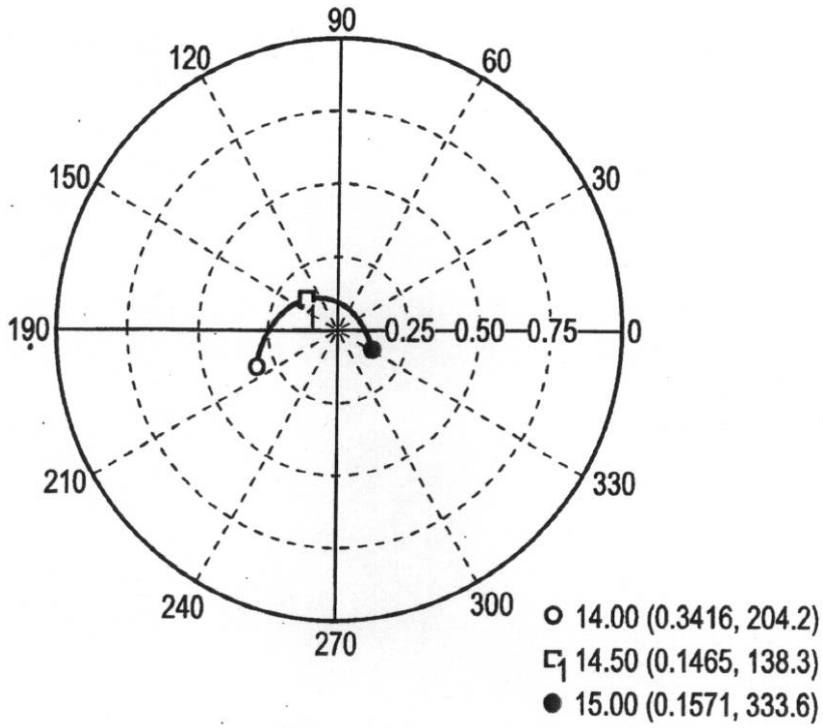


FIG. 14

【 図 1 5 】

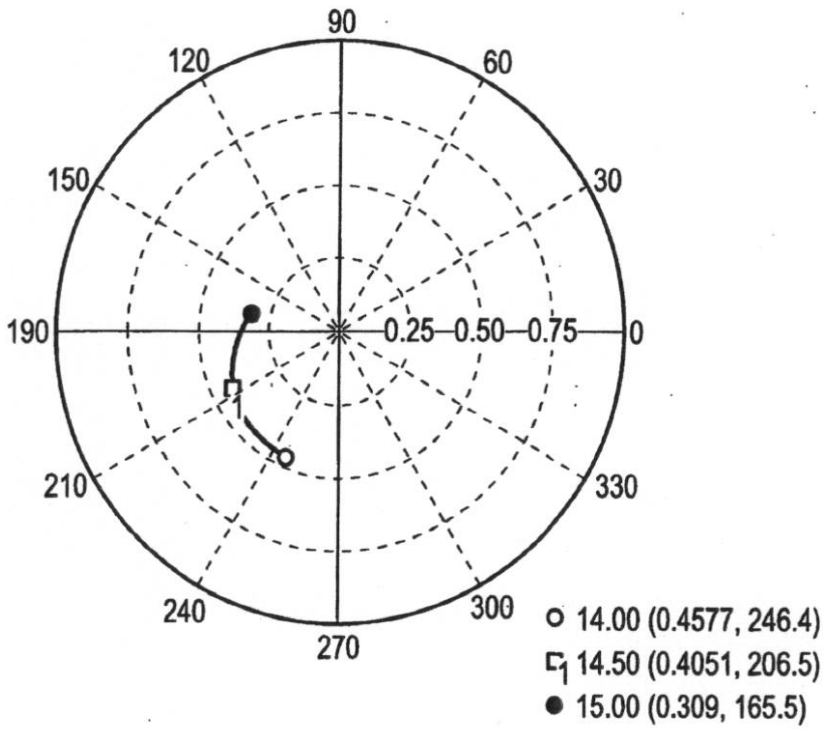


FIG. 15

【図16】

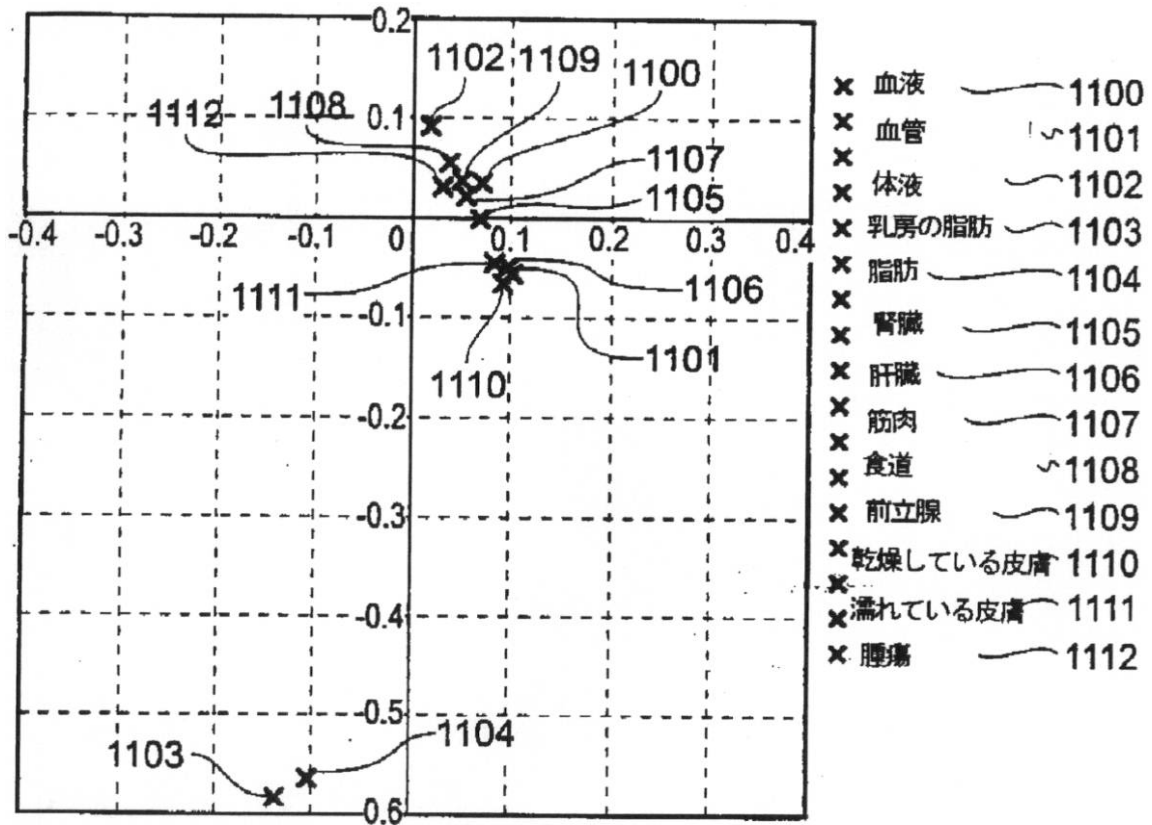


FIG. 16

【図17】

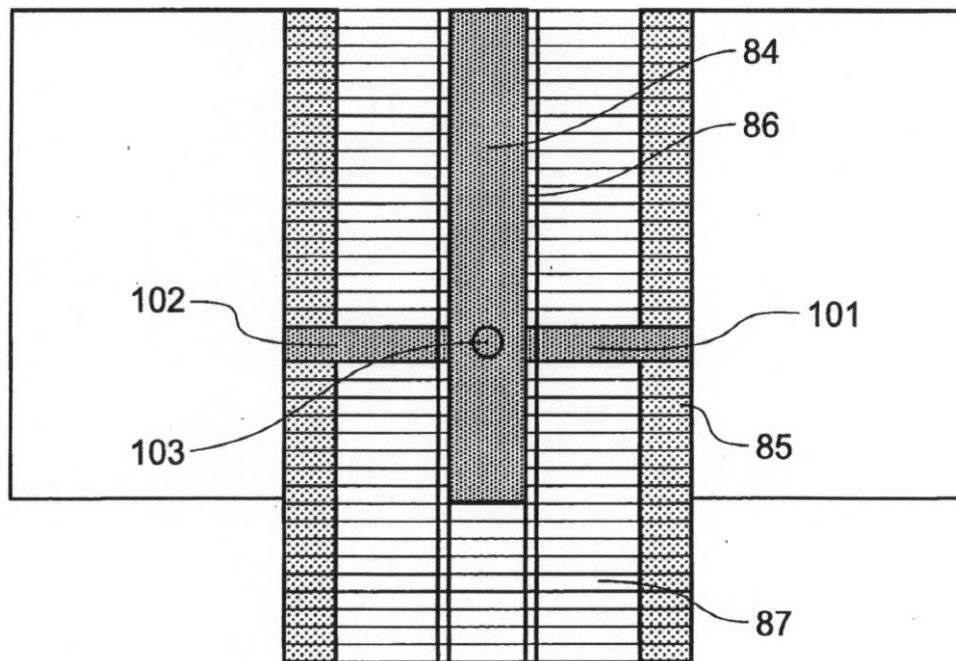


FIG. 17

【 図 18 】

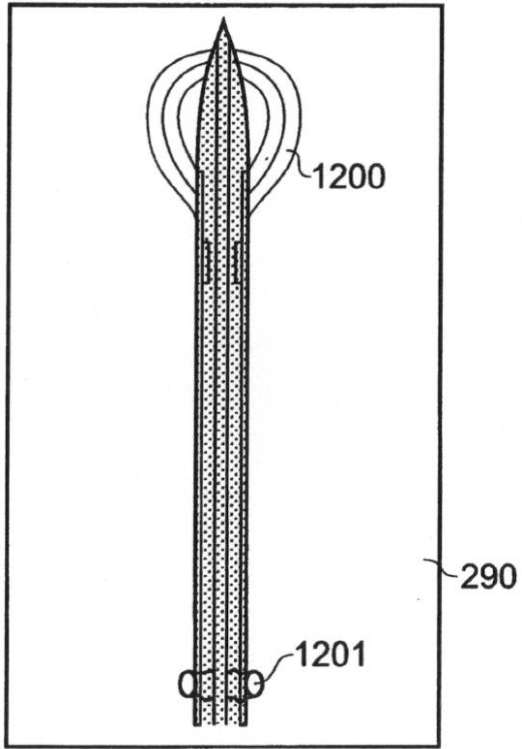


FIG. 18

【 図 19 】

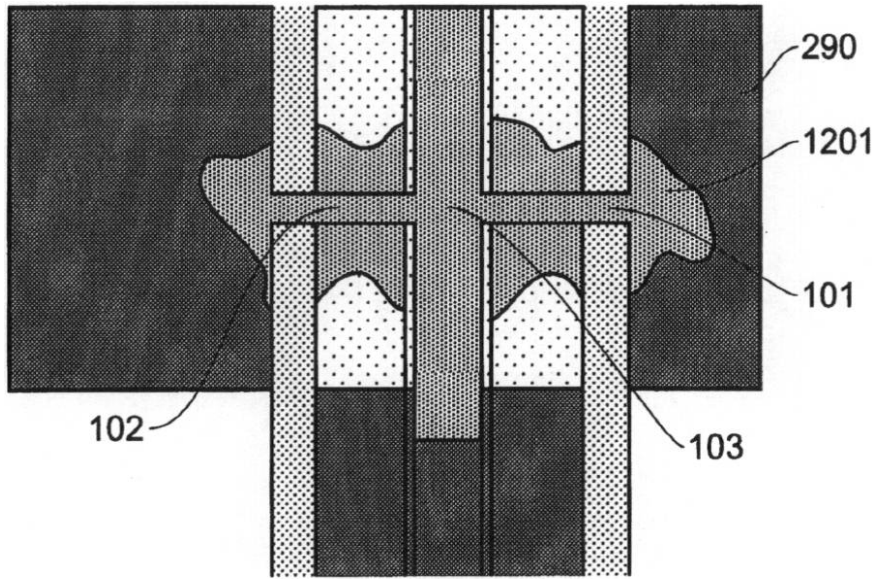


FIG. 19

【 2 0 】

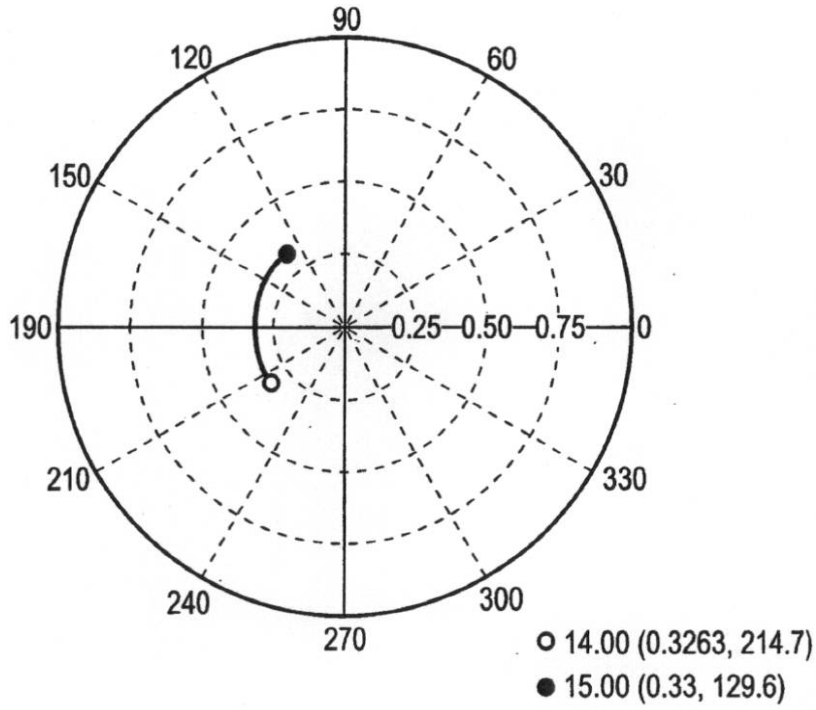


FIG. 20

【 2 1 】

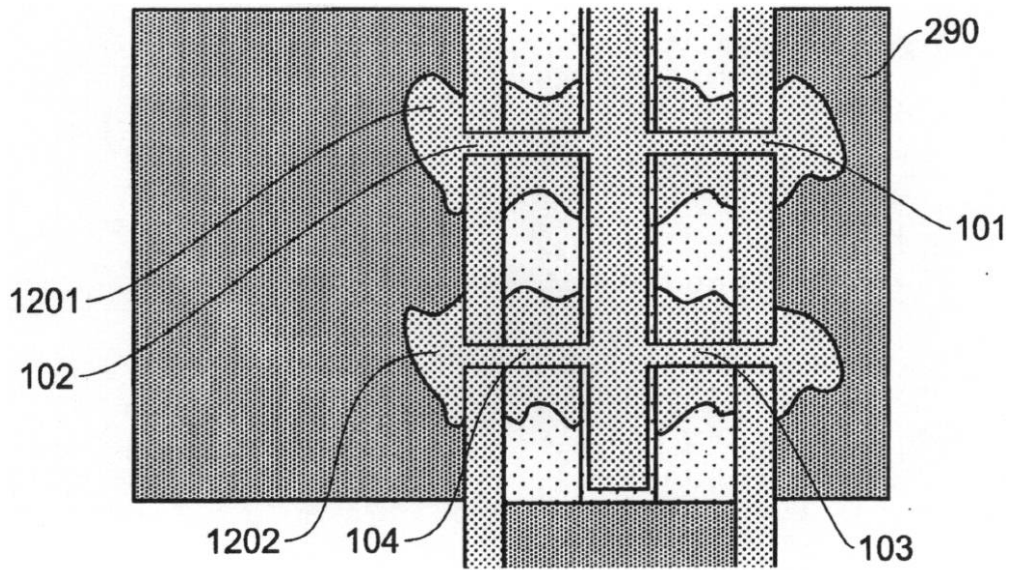


FIG. 21

【 図 2 2 】

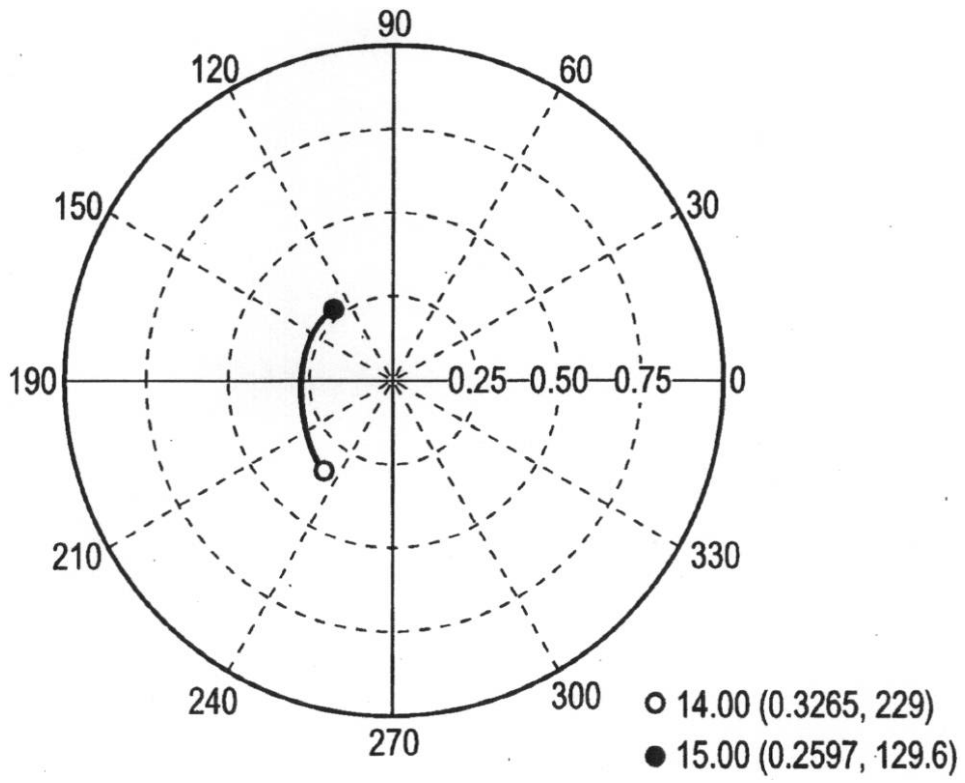


FIG. 22

---

フロントページの続き

(74)代理人 100096781

弁理士 堀井 豊

(74)代理人 100111246

弁理士 荒川 伸夫

(74)代理人 100124523

弁理士 佐々木 真人

(72)発明者 ハンコック、クリストファー・ポール

イギリス、ピィ・エス・5 8・キュー・ゼット エイボン、プリストル、セント・ジョージ、ブ  
ライアンツ・ヒル、6 1

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特表2003-528684(JP,A)

特表2003-534037(JP,A)

特表2003-533325(JP,A)

特表2002-526191(JP,A)

特表平08-510148(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 10/02

专利名称(译)	外科装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP5699415B2</a>	公开(公告)日	2015-04-08
申请号	JP2013055036	申请日	2013-03-18
[标]申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
申请(专利权)人(译)	克莱奥医药有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	克莱奥医药有限公司		
[标]发明人	ハンコッククリストファーポール		
发明人	ハンコック,クリストファー・ポール		
IPC分类号	A61B10/02		
CPC分类号	A61B10/0233 A61B10/0283 A61B10/04 A61B18/18 A61B18/1815 A61B2010/045 A61B2018/00642 A61B2018/00875 A61B2018/1425 A61B1/018 A61B1/2676 A61B1/307 A61B5/0507 A61B5/065 A61B18/1477 A61B2018/00577 A61B2018/00636 A61B2018/00702 A61B2018/00982 A61B2018/183 A61B2018/1869 A61B2018/1876 A61B2018/1892 A61M5/158 A61N5/022 A61N5/1007 A61N2005/1024		
FI分类号	A61B10/02.110.H A61B10/02.300.D A61B10/00.103.B A61B10/02.110 A61B10/02.110.B A61B10/02.110.K A61B10/04		
代理人(译)	森田俊夫 堀井裕 荒川信夫		
优先权	2006020063 2006-10-10 GB		
其他公开文献	JP2013135932A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

公开了一种活检针(80)，其具有形成在同轴天线的内导体(86)内的纵向通道(84)。同轴天线终止于刚性插入尖端(82)，例如，陶瓷锥体，可插入生物组织。输送到同轴天线的微波能量(例如，具有1到100GHz的频率)在插入尖端处发射。插入尖端可以布置成使同轴天线的阻抗与预定的组织阻抗相匹配。发射的辐射可用于测量插入尖端处的组织的性质或治疗(例如消融)组织。还公开了针活组织检查装置，其中微波能量可控地从微波发生器输送到针。该装置可包括阻抗调谐器，以使针的阻抗与插入尖端处的组织动态匹配。

物質	記号	20°Cでの バルク抵抗率 ( $\Omega \cdot 10^{-4} \text{m}$ )	表皮深度(各周波数における $\mu\text{m}$ )				
			1MHz	10MHz	100MHz	1GHz	10GHz
アルミニウム	Al	2.65	81.9	25.9	8.19	2.59	0.819
ベリリウム	Be	3.3	91.4	28.9	9.14	2.89	0.914
真鍮	Cu70/Zn30	7	133	42.1	13.3	4.21	1.33
ブロンズ	Cu89/Sn11	15	195	61.6	19.5	6.16	1.95
銅	Cu	1.69	65.4	20.7	6.54	2.07	0.654
金	Au	2.2	74.7	23.6	7.47	2.36	0.747
ガラス	C	783.7	1409	446	141	44.6	14.1
ニッケル	Ni	6.9	132	41.8	13.2	4.18	1.32
銀	Ag	1.63	64.3	20.3	6.43	2.03	0.643