

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2019-519281

(P2019-519281A)

(43) 公表日 令和1年7月11日(2019.7.11)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/18 (2006.01) A 6 1 B 18/18 1 0 0 4 C 1 6 0

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2018-560072 (P2018-560072)	(71) 出願人	512008495 クレオ・メディカル・リミテッド CREO MEDICAL LIMITED 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・ウェイ、ビューフォート・パーク、クレオ・ハウス・ユニット・2
(86) (22) 出願日	平成29年6月5日(2017.6.5)	(74) 代理人	110001195 特許業務法人深見特許事務所
(85) 翻訳文提出日	平成30年11月14日(2018.11.14)	(72) 発明者	ハンコック、クリストファー・ポール イギリス、ビー・エイ・1 4・エル・エヌ・バス・アンド・ノース・イースト・サマセット、バス、ネビア・ロード、37 最終頁に続く
(86) 国際出願番号	PCT/EP2017/063609		
(87) 国際公開番号	W02017/215972		
(87) 国際公開日	平成29年12月21日(2017.12.21)		
(31) 優先権主張番号	1610252.7		
(32) 優先日	平成28年6月13日(2016.6.13)		
(33) 優先権主張国	英国 (GB)		

(54) 【発明の名称】 マイクロ波源が組み込まれた電気外科装置

(57) 【要約】

電気外科器具であって、マイクロ波電力を得るための増幅器が、その電力を器具の遠位部分内に送出するための放射構造体と同じ領域に配置される電気外科器具。器具は外科スコープ装置（たとえば、内視鏡）の器具チャンネルを通して挿入可能であってもよい。マイクロ波発生ラインアップ全体を器具内に組み込んでDC入力電力のみが必要であるとしてもよい。したがって、既知の装置に存在するマイクロ波電力損失及び付随する欠点を回避することができる。増幅器をワイドバンドギャップ半導体材料（たとえば、GaN及びGaN系合金）を用いて製造してもよい。これらの材料によって、RF及びマイクロ波周波数で作動する装置を製造することができる。

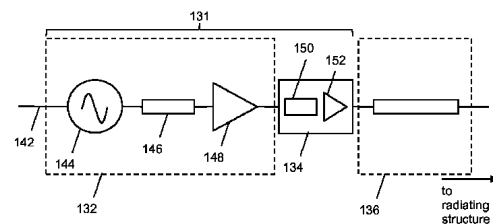


Fig. 3

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体組織を切除するための電気外科器具であって、処置すべき前記生体組織に接触するための組織処置部を含み、前記組織処置部は、

生体組織を切除するのに適したマイクロ波エネルギーを発生させるように配置された電力増幅器を含むマイクロ波電源と、

前記マイクロ波電源に接続された放射構造体であって、前記マイクロ波エネルギーを前記生体組織内に送出するように構成された前記放射構造体とを含む、前記電気外科器具。

【請求項 2】

前記電力増幅器はワイドバンドギャップ半導体トランジスタを含む、請求項 1 に記載の電気外科器具。

10

【請求項 3】

前記電力増幅器は GaN 系 HEMT を含む、請求項 1 または 2 に記載の電気外科器具。

【請求項 4】

前記電力増幅器はクラス F デザインを有する、いずれかの先行請求項に記載の電気外科器具。

【請求項 5】

前記マイクロ波電源は前記電力増幅器を駆動するための発電機回路を含む、いずれかの先行請求項に記載の電気外科器具。

【請求項 6】

20

前記発電機回路は、

DC 入力信号を受け取ってマイクロ波周波数信号を発生させるように配置された発振器と、

前記マイクロ波周波数信号を受け取って前記電力増幅器に対する入力信号を発生させるように配置されたドライバ増幅器とを含む、請求項 5 に記載の電気外科器具。

【請求項 7】

前記組織処置部は電源を含む、いずれかの先行請求項に記載の電気外科器具。

【請求項 8】

前記電源は DC 電力を発生させるための電池である、請求項 7 に記載の電気外科器具。

【請求項 9】

30

前記電源は、外部電源からの電力と誘導または磁気カップリングするためのカップリングユニットを含む、請求項 7 に記載の電気外科器具。

【請求項 10】

前記電力増幅器は前記放射構造体に可変伝送線によって接続されている、いずれかの先行請求項に記載の電気外科器具。

【請求項 11】

前記可変伝送線は調整可能な電気長を有する、請求項 10 に記載の電気外科器具。

【請求項 12】

前記可変伝送線は軸方向に伸縮可能な同軸構造を含む、請求項 10 または 11 に記載の電気外科器具。

40

【請求項 13】

前記電力増幅器は、前記可変伝送線の前記電気長を調整するために、前記可変伝送線に沿って前記放射構造体に対して移動可能である、請求項 10 または 11 に記載の電気外科器具。

【請求項 14】

前記組織処置部はスリーブによって囲まれている、いずれかの先行請求項に記載の電気外科器具。

【請求項 15】

フレキシブルシャフトを介して前記組織処置部に接続された柄部を含み、

前記組織処置部は、外科スコープ装置の器具チャンネルを通して挿入するのに適した遠位

50

端アセンブリを形成する、いずれかの先行請求項に記載の電気外科器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[発明の分野]

本発明は、マイクロ波エネルギーを用いて生体組織を処置するための電気外科装置に関する。特に、生体組織を切除するのに十分な電力を発生させることができる電気外科装置に関する。本発明は、外科スコープ装置（たとえば、内視鏡、胃鏡、気管支鏡など）を用いる手技において特定の用途を見出し得るが、原理は、腹腔鏡及び開腹処置で用いる装置に等しく適用される。

10

【背景技術】

【0002】

生体組織の処置においてマイクロ波エネルギーを用いることは良く知られている。しかし、マイクロ波エネルギーを厳密に制御して送出することは依然として問題であり、これは主に、マイクロ波源と、組織と接触しているアプリケータ構造との間の損失の影響が原因である。これらの影響は、外科スコープ装置を用いる低侵襲処置において特に問題となる可能性がある。このような装置では、発電機は通常、患者の外側に配置される。すなわち、高電力処置信号を器具コードの長さに沿って伝えることが、信号が処置領域で利用できる前に必要である。器具コード内で損失が発生すると望ましくない腔内加熱が生じる可能性があり、結果として処置領域で利用可能な電力が制限され、その結果、処置時間が長くなる。

20

【0003】

US 9,023,025には、マイクロ波増幅器が電気外科器具の柄部内に取り外し可能に取り付けられた電気外科システムが開示されている。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0004】

最も一般的には、本発明は、少なくともマイクロ波信号発生ラインアップの出力段を電気外科器具の遠位部分に組み込むことを意図している。言い換えれば、本発明によって、マイクロ波電力を得るための主増幅器がその電力を送出するための放射構造体と同じ領域に配置される電気外科器具が提供される。

30

【0005】

本発明は基本的にワイドバンドギャップ半導体材料（たとえば、Ga_{0.5}N_{0.5}及びGa_{0.4}N_{0.6}系合金）の開発に基づいている。これらの材料によって、RF及びマイクロ波周波数で作動する装置を製造することができる。特に、AlGa_{0.5}N/Ga_{0.5}N電力高電子移動度トランジスタ（HEMT）によって、電気外科用に利用できる出力電力性能が著しく向上したことが分かっている。

【0006】

GaN HEMTは材料バンドギャップが大きい。このため、GaN HEMTは高ドレイン電圧及び高電力密度（すなわち、10 W/mm²以上）で動作することができる。この結果、より小さい装置を用いて所定の電力密度を達成すること、及びそれを様々な放射構造体に組み込むことができる。たとえば、ESD/EMR手技用または自然開口部を通して飲み込むかまたは挿入することができる小型カメラに組み込み用の放射スパチュラ形状構造である。

40

【0007】

いくつかの実施形態では、マイクロ波発生ラインアップ全体を器具に組み込むことができるため、DC電力だけを導入すればよい。したがって、既知の装置に存在するマイクロ波電力損失及び付随する欠点を回避することができる。

【0008】

本発明によれば、生体組織を切除するための電気外科器具であって、処置すべき生体組

50

組織に接触するための組織処置部を含み、組織処置部は、生体組織を切除するのに適したマイクロ波エネルギーを発生させるように配置された電力増幅器を含むマイクロ波電源と、マイクロ波電源に接続された放射構造体であって、マイクロ波エネルギーを生体組織内に送出するように構成された放射構造体と、を含む電気外科器具が提供され得る。したがって、処置用にマイクロ波電力を発生させるための装置が放射構造体とともに配置されている。その結果、高電力信号を生体組織内に送出する前に、高電力信号を運ぶ必要がある距離を最小限にすることができる。

【0009】

組織処置部はより大きい器具の一部であってもよい。たとえば、器具は、器具の動作を保持及び／または制御するための柄部を含んでいてもよい。柄部を1つ以上のケーブルによって組織処置部に接続して、たとえば、後述するように、制御信号を移送してもよいしまたは器具を配向または調整するために機械的力を伝達してもよい。場合によっては、これらのケーブルは、たとえば器具を外科スコープ装置とともに用いるべきときには、長くてもよい。組織処置部内に電力増幅器を設けることによって、本発明では、柄部と放射構造体との間で高電力マイクロ波信号を運ぶ必要がないことが確実になる。

10

【0010】

電力増幅器は、ワイドバンドギャップ半導体トランジスタ（たとえば、GaN系HEMT）を含んでいてもよい。入力信号と出力マイクロ波エネルギーとの間での電力の効率的な移送を確実にするために、電力増幅器はクラスFデザインを有していてもよい。

20

【0011】

組織処置部内のマイクロ波電源は、電力増幅器を駆動するための発電機回路を含んでいてもよい。原理的には、この回路を他の場所（たとえば、柄部内）に配置することができるが、電力変換効率を最大にするために組織処置部内に設けることが望ましい。

【0012】

発電機回路は、DC入力信号を受け取ってマイクロ波周波数信号を発生させるように配置された発振器と、マイクロ波周波数信号を受け取って電力増幅器に対する入力信号を発生させるように配置されたドライバ増幅器と、を含んでいてもよい。発振器は電圧制御発振器（VCO）または誘電体共振発振器（DRO）であってもよい。ドライバ増幅器は任意の好適なMMICデバイスであってもよい。発電機回路は、発振器に対する出力をパルス状にするための信号変調器（たとえば、スイッチ）を含んでいてもよい。ある例では、マイクロ波エネルギーのパルスを用いて電力増幅器を駆動することが望ましい場合がある。変調器をこれらのパルスを制御するために設けてもよい。発電機回路は、信号減衰器を、たとえばドライバ増幅器の前に備えて、電力増幅器に対する入力信号の大きさを制御できるようにしてもよい。

30

【0013】

組織処置部は、電源を、たとえばDC入力信号を与えるために含んでいてもよい。電源が組織処置部の一部であることは必須でなくともよい。たとえば前述した柄部内に配置してもよい。しかし組織処置部内に電源を含むことによって、本発明を、患者の身体内に十分に挿入するかまたは他の方法で導入することができる（すなわち、外側部分への物理接続を維持する必要がない）完全なスタンドアロンデバイスとして具体化してもよい。たとえば、本発明は内視鏡検査カプセルなどとして具体化してもよい。

40

【0014】

電源はDC電力を与えるための電池であってもよい。たとえば、電源は電池（たとえば、リチウムイオン電池）、スーパーキャパシタ、または燃料電池を含んでいてもよい。その代わりにまたはそれに加えて、電源は、外部電源からの電力と誘導または磁気カップリングするためのカップリングユニットを含んでいてもよい。

【0015】

組織内へのエネルギー送出の効率をさらに向上させるために、電力増幅器を可変伝送線によって組織処置部内の放射構造体に接続してもよい。伝送線は、任意の好適な構造を有していてもよく、同軸線、またはマイクロストリップベースの構造であってもよい。構造

50

の可変性を、伝送線が調整可能な電気長を示すことができるようにすることによって提供してもよい。

【0016】

一実施形態では、可変伝送線は、軸方向に伸縮可能な同軸構造（たとえば、互いに対して軸方向に動くことができる２つの別個の嵌合する同軸セクションを有する）を含んでもよい。同軸セクションは、伝送線がその長さを調整する機能を維持するために、軸方向に伸張可能な誘電体材料と伸縮可能な伝導性部分とを含んでもよい。

【0017】

別の実施形態では、電力増幅器は、可変伝送線の電気長を調整するために可変伝送線に沿って放射構造体に対して移動可能であってもよい。

10

【0018】

組織処置部をスリーブによって囲んで、たとえば、マイクロ波電源部品を保護してもよい。スリーブを引っ込めて放射構造体を露出してもよい。

【0019】

放射構造体は、生体組織内にマイクロ波電力を発射するための任意の好適なアンテナを含んでもよい。放射構造体は二極であってもよい。すなわち、第１の伝導体と第２の伝導体とを含み、これらがマイクロ波エネルギーに対するアンテナとして働くように誘電体材料によって分離されていてもよい。放射構造体は同軸構造またはマイクロストリップベースの構造であってもよい。たとえば、放射構造体はダイポールアンテナ、スロット付アンテナなどを含んでもよい。

20

【0020】

本発明の器具を外科スコープ装置と共に用いることに具体的に適合させてもよい。たとえば、器具は、フレキシブルシャフトを介して組織処置部に接続された柄部を含んでもよく、組織処置部は、外科スコープ装置の器具チャンネルを通して挿入するのに適した（たとえば、フィットするように寸法取りされた）遠位端アセンブリを形成している。

【0021】

本発明の器具は広範囲の処置において応用例を見出し得る。たとえば、胃腸管を用いることに適した組織切除装置内で用いてもよい。放射構造体は腫瘍切除に適した全方位アンテナであってもよい。前述のように、器具はGI管において視認及び切除するためのカプセルまたはピルカメラの一部であってもよい。本発明は、骨（または他の場所）内に挿入するための埋め込み可能な装置、特に外部供給源から作動することができる実施形態において用途を見出し得る。これらの埋め込んだ装置を用いて、腫瘍の成長を制御してもよいし、または組織の重量が通常よりも高速度で増大する他の状態を制御してもよい。ここでの１つの特定の用途は、脳腫瘍の成長を制御することである。

30

【0022】

本明細書では、「マイクロ波」を大まかに用いて、400 MHz ~ 100 GHz の周波数範囲、しかし好ましくは1 GHz ~ 60 GHz 範囲を示し得る。考慮している特定の周波数は、915 MHz、2.45 GHz、3.3 GHz、5.8 GHz、10 GHz、14.5 GHz、及び24 GHz である。

【0023】

同様に、「伝導体」または「伝導性」材料に言及する場合、本明細書では、文脈上別の意味を意図していることが明らかである場合を除いて、電気伝導性を意味すると解釈すべきである。

40

【0024】

本発明の実施形態について添付図面を参照して以下に説明する。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図１】本発明の実施形態とともに用いるための電気外科システムを示す概略図である。

【図２】本発明の実施形態である組み込まれたマイクロ波源を有する遠位端アセンブリを示す概略図である。

50

【図 3】図 2 の遠位端アセンブリ内の部品の概略図である。

【図 4 A】本発明の実施形態で用いることができる可変伝送線の動作を例示する概略側面図である。

【図 4 B】本発明の実施形態で用いることができる可変伝送線の動作を例示する概略側面図である。

【図 5 A】本発明の実施形態で用いることができる可変同軸伝送線の動作を例示する概略的な断面図である。

【図 5 B】本発明の実施形態で用いることができる可変同軸伝送線の動作を例示する概略的な断面図である。

【図 6】本発明の実施形態で用いることができる出力段例における部品を示す概略図である。

10

【図 7】本発明の実施形態で用いることができる放射構造体の概略的な断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0026】

さらなる選択肢及び選好

図 1 は、本発明を用いてもよい電気外科システム 100 の概略図である。

【0027】

システムは外科スコープ装置 114（たとえば、内視鏡、胃鏡、腹腔鏡など）を含んでいる。外科スコープ装置 114 は、複数の入力ポートと器具コード 120 が延びる出力ポートとを有する本体 116 を含む。器具コード 120 は、複数の内腔を囲む外部ジャケット
20
を含んでいる。複数の内腔は本体 116 から器具コード 120 の遠位端へ種々の事柄を伝える。複数の内腔のうちの 1 つは器具（作業）チャンネルである。フレキシブルシャフト 112 が、器具（作業）チャンネルの全長に沿って挿入可能である。他の内腔は、光放射を伝えるためのチャンネルを含んで、たとえば、遠位端に照明を与えるかまたは遠位端から画像を収集してもよい。本体 116 は、遠位端を視認するためのアイピース 122 を含んでいてもよい。遠位端に照明を与えるために、光源 124（たとえば、LED など）を照明入力ポート 126 によって本体 116 に接続してもよい。

【0028】

フレキシブルシャフト 112 の近位端には柄部 106 がある。柄部 106 は、流体送出装置 108（たとえば、注射器）から流体供給 107 を受け取るために接続してもよいが
30
、この必要性は不可欠ではない。必要ならば、柄部 106 は、器具制御メカニズムであって、引き金 110 をスライドすることによって、たとえば、1 つ以上の制御ワイヤまたはプッシュロッド（図示せず）の長手方向（前後）の動きを制御するように動作可能な器具制御メカニズムを収容することができる。複数の制御ワイヤがある場合、完全制御を得るために柄部上に複数の滑り引き金があってもよい。

【0029】

フレキシブルシャフト 112 の遠位端には、遠位側アセンブリ 118（図 1 では一定の比率で描かれてはいない）がある。遠位側アセンブリ 118 は、外科スコープ装置 114 の器具チャンネルを通過して、器具コード 120 の遠位端で突出する（たとえば、患者内部で）ように成形されている。遠位端アセンブリは、生体組織内にマイクロ波エネルギーを
40
送出するための能動チップを含んでいる。これについては以下でより詳細に述べる。

【0030】

遠位側アセンブリ 118 の構造を、最大外径が 2.0 mm 以下、たとえば、1.9 mm 未満（より好ましくは、1.5 mm 未満）となるように配置してもよく、フレキシブルシャフトの長さを 1.2 m 以上とすることができる。

【0031】

本体 116 は、フレキシブルシャフトに沿って（たとえば、好適なリード線を用いて）遠位端アセンブリ 118 に DC エネルギーを送出するように接続された DC 電源 128 を含んでいてもよい。DC 電源は、本体 116 内に取り付けられた電池（たとえば、リチウムイオン電池）、スーパーキャパシタ、または燃料電池であってもよい。別の例では、D
50

C電源128は、遠隔電源（図示せず）から装置内にエネルギーを誘導または磁気カップリングするために配置されたカップリングユニットであってもよい。この場合、カップリングユニットは、カップリングされたエネルギーからDC信号を得るために内部の整流及びフィルタリングを含んでいてもよい。

【0032】

さらに他の例では、DC電源は遠位端アセンブリの一部であってもよく、この場合、器具チャンネルに沿って延びるリード線は必要ではない。

【0033】

少なくとも器具コード120の遠位端の位置を制御することが望ましい場合がある。本体116は、1つ以上の制御ワイヤ（図示せず）によって器具コード120の遠位端に機械的にカップリングされた制御アクチュエータ130を含んでいてもよい。制御ワイヤは器具コード120を通して延びている。制御ワイヤは器具チャンネル内を進んでもよいしまたはその独自のチャンネル内を進んでもよい。制御アクチュエータ130は、レバーもしくは回転可能なノブ、または任意の他の知られたカテテル操作装置であってもよい。器具コード120の操作を、たとえば、コンピュータ断層撮影（CT）画像から集められた仮想3次元マップを用いて、ソフトウェア支援してもよい。

【0034】

図2に、本発明の実施形態である電気外科器具を組み込む遠位端アセンブリ118を示す。本発明の電気外科器具の特徴は、マイクロ波エネルギーをその場で発生させる部品を有するため、フレキシブルシャフトに沿ってマイクロ波信号を伝える必要がないことである。したがって、遠位端アセンブリ118は、発電機回路132と出力段134とを有するマイクロ波発電機ラインアップ131を含んでいる。出力段134は、GaN系トランジスタ（たとえば、高密度GaNHETデバイス）を含んでいる。マイクロ波発電機ラインアップ131は、伝送線136を介して放射構造体138に接続されている。後述するように、伝送線136は、マイクロ波発電機ラインアップから放射構造体138への電源供給の効率を向上させるように調整可能であってもよい。

【0035】

遠位端アセンブリ118をジャケットまたはスリーブ140に入れてもよい。これによって、遠位端アセンブリの部品を、器具チャンネルに沿って挿入するときに保護してもよい。スリーブ140は、装置上に直接形成されたポリマーのオーバーモールドであってもよいし、または堆積された絶縁コーティングであってもよい。

【0036】

図2では、スリーブ140は開口端を有すると示している。放射構造体138が組織と直接接触していることが望ましい場合、開いたスリーブを用いてもよい。また、遠位端アセンブリが高周波（RF）エネルギーを送出するようにも構成され、直接の組織接触を有することが望ましい場合にも、開口スリーブは有用であり得る。

【0037】

しかし、開いたスリーブを有することは必須である必要はない。たとえば、ジャケットは閉じた遠位端を有していてもよい。組織と内部部品との間に障壁を形成するためにジャケットを完全にシールしてもよい。遠位端を成形して、たとえば、装置の位置決めまたは出力フィールドの成形を助けてもよい。

【0038】

発電機回路132の近位側には、DC電源128から発電機回路にDC電力を伝えるための他のインターフェース回路及び/またはケーブル（たとえば、ケーブル142）があってもよい。前述したように、DC電源128は、スコープ装置の本体116内にあってもよいし、または遠位端アセンブリ118の一部であってもよい。

【0039】

マイクロ波発電機ラインアップ131に対する回路全体をフレキシブル基板上に実装してもよい。これによって、遠位端アセンブリ118を可撓性にし得る。その結果、遠位端アセンブリ118を、必要に応じて、曲げること、湾曲させること、または所定の形状（

10

20

30

40

50

すなわち平坦、円筒)に変形することが可能になる。

【0040】

図3は、マイクロ波発電機ラインアップ131のさらなる部品を示す概略図である。発電機回路132は、マイクロ波信号(たとえば、1GHz以上、好ましくは5.8GHz以上の周波数を有する)を出力するための発振器144を含んでいる。発振器144は電圧制御発振器(VCO)または誘電体共振発信器(DRO)であってもよい。発振器144は、前述したDC電力を入力として受け取ってもよい。発振器144からの出力を変調器146によってパルス状にしてもよい。発振器144からの出力をドライバ増幅器148に与える。ドライバ増幅器148は、出力段134に対する入力信号を発生させるために配置されている。ドライバ増幅器148は任意の好適なMMICデバイスであってもよい。ラインアップは、出力段134に送出される信号の振幅を制御するための減衰器(図示せず)を含んでいてもよい。出力段134自体は、バイアス回路150と、電力増幅器として構成されたGaN系トランジスタ152とを含んでいてもよい。出力段は、放射構造体から反射して戻る信号から出力段部品を保護する回路(図示せず)を含んでいてもよい。たとえば、サーキュレータをGaN系トランジスタからのフォワードパス上に取り付けてもよい。サーキュレータによって、反射電力をダンプ負荷に対して迂回させてもよい。しかし、この保護構造は必須ではない。なぜならば、GaNベースの構造は対処するのに十分堅固にすることができるからである。

10

【0041】

図3に、発振器144と変調スイッチ146とが遠位端アセンブリ118の一部である実施形態を例示する。これは必須である必要はない(望ましいけれども)。たとえば、発振器144と変調スイッチ146とを外科スコープ装置の本体116内にまたは本体116に配置してもよい。別の例では、発電機回路132全体(すなわち、ドライバ増幅器148を含む)を遠位端アセンブリから近距離に(たとえば、本体116内に)配置してもよい。したがって、出力段134に対する入力信号を器具チャネルに沿って送信してもよい。

20

【0042】

説明するために、一例では、出力電力が10dBm(1mW)のDROとゲインが20dBのMMICとが、スコープ装置の本体内に配置されていてもよい。このシナリオではたとえケーブルの挿入損失が10dBであっても、遠位端アセンブリでは依然として20dBm(100mW)が利用可能である。この例では、出力段は、第2のMMICと、それに続いてGaN系トランジスタ152を含んでいてもよい。第2のMMICのゲインが10dBで、高密度GaNデバイスのゲインが10dBである場合、送出に利用できるのは40dBm(10W)である。

30

【0043】

伝送線136は、出力段134で発生したマイクロ波電力を放射構造体に伝えるための任意の好適な構造であってもよい。たとえば、同軸(導波路を含む)構造とマイクロストリップ構造との両方を用いてもよい。これについては以下に詳細に説明する。

【0044】

伝送線136によって、インピーダンス整合機能が与えられて、放射構造体へのエネルギー送出の効率が向上し得る。たとえば、オンボードまたはその場での整合を、負荷(おそらく放射構造体を含む)と出力段(たとえば、高密度GaN装置の出力接合部)との間の距離(たとえば、部分または波長または位相における)を変えることによって実現してもよい。この例では、ラインの長さによって負荷を単位伝導度円上に動かした時点で、サセプタンスをゼロにするように並行に接続された変数または配置されたシャントスタブを提供してもよい。

40

【0045】

別の例では、伝送線は、インラインまたは直列接続の4分の1波長変成器であってもよい。この構造によって、負荷の実際のインピーダンスが、GaNトランジスタの出力の複素インピーダンスの実部と整合する。

50

【 0 0 4 6 】

伝送線に対して用いることができる同軸ベースの構造（非同軸導波路、たとえば正方形導波路を含む）の例は以下のものであってもよい。

【 0 0 4 7 】

（ a ）短尺構造（たとえば、長さが波長の 1 0 分の 1 以下である）。この結果、より長い任意の長さの線と比べて、（伝送線及び出力段インピーダンスが非同一ならば）損失が最小限でインピーダンス不整合が小さい。

【 0 0 4 8 】

（ b ）4 分の 1 波長（または 4 分の 1 波長の奇数倍）伝送線を用いてもよい。伝送線の幾何学的形態を、伝送線のインピーダンスが出力段と放射器との間のインピーダンス変成器として働くように選んでもよい。この結果、非理想的な負荷に対する整合が向上するであろう。

【 0 0 4 9 】

（ c ）2 分の 1 波長（または 2 分の 1 波長の奇数倍）伝送線を用いてもよい。この結果、（出力段と伝送線との間のインターフェースにおける）出力段によって観察されるインピーダンスは、放射構造体の入力インピーダンスと実質的に同等である。その結果、伝送線のインピーダンス（及び幾何学的形態）の制約が減る。

【 0 0 5 0 】

また、前述の同軸ベース伝送線の同じ原理が、マイクロストリップ、ストリップライン、または同一平面上にあるライン構造に基づいた伝送線に適用され得る。

【 0 0 5 1 】

整合に役立つことができるように伝送線に適合することは、伝送線の対向する端部にある部品間の相対的な軸方向運動を可能にして、その結果、伝送線の有効長を変えることによって実現することができる。

【 0 0 5 2 】

一例では、これを、スリーブ 1 4 0 内の 1 つ以上の内部部品の放射構造体 1 3 8 に対する軸方向運動を可能にすることによって行うことができる。このような動きは、遠位側伝送線 1 3 6 内（すなわち、出力段 1 3 4 と放射構造体 1 3 8 との間）の滑りまたは伸縮継手（締め込みまたはハンダ付けされたフレキシブル伝導体）によって可能にすることができる。

【 0 0 5 3 】

図 4 A 及び 4 B に、調整可能な伝送線の一例を示す。この例では、伝送線 1 3 6 は、誘電体材料 1 5 8 の層上に形成された上方の伝導体 1 5 4 と下方の伝導体 1 5 6 とを有するマイクロストリップ構造である。放射構造体 1 3 8 は伝送線 1 3 6 の遠位端 1 6 0 に接続されていると概略的に示す。この接続は固定してもよい。

【 0 0 5 4 】

出力段 1 3 4 は伝送線 1 3 6 の近位端 1 6 2 に取り付けられている。フレキシブルリード線 1 6 4、1 6 6 が、出力段の当該部品を上方の伝導体 1 5 4 と下方の伝導体 1 5 6 とにそれぞれ接続するために設けられている。

【 0 0 5 5 】

出力段 1 3 4 は、伝送線 1 3 6 に沿って放射構造体 1 3 8 に対してスライドするように適合されている。伝送線 1 3 6 との電気接続が不要な場所で生じることを防止するために、絶縁層 1 6 7 を出力段 1 3 4 上に設けてもよい。動きを制御するための好適なメカニズムについて以下に述べる。

【 0 0 5 6 】

図 4 B に示すように、出力段 1 3 4 が伝送線 1 3 6 に沿ってスライドすると、リード 1 6 4 が第 1 の伝導体 1 5 4 に接続する位置が変わる。この動きによって、位相の変化が、放射構造体 1 3 8 に対する伝送線長さの有効な変化に起因して可能になる。その結果、インピーダンスを純粋に実数（すなわち、リアクタンス（容量または誘導成分）がない）にシフトすることができる。インピーダンス整合が向上すると、発電機回路からのエネルギー

10

20

30

40

50

ーを放射構造体により効率的にカップリングすることができ、したがって放射構造体を囲む組織により効率的にエネルギーを送出することができる。

【0057】

図5A及び5Bに、同軸伝送線の長さを変えるために用いることができるスライド同軸変成器接合部の断面図を示す。この例では、伝送線136は、遠位部分168及び近位部分170から形成された内部伝導体を有する同軸構造を含む。これらの部分は、互いに対して軸方向にスライドする相互嵌合要素を有するため、伝導性経路を破壊することなく内部伝導体の長さを変えることができる。図示した具体例では、遠位部分は雄要素172を有し、これは近位部分170における雌要素174とはまり合う。

【0058】

軸方向に伸張可能な誘電体材料176（たとえば、パネ、発泡体などから形成されている）によって、内部伝導体が同軸の外部伝導体178から分離されている。外部伝導体178は、内部伝導体の遠位部分168及び近位部分170に対応してこれらと共に動く2つの部分である。伝導性シース180が外部伝導体の部分間の接合部に位置していて、伝導性経路が維持されることを確実にしている。同軸変成器の外部伝導体170及びシース180は可撓性であってもよいまたは剛性であってもよい。代替的な実施形態では、外部伝導体170はコイルパネまたは編組パネを含んでいて、間隙182が開いたときにパネが延びて伝導性経路を維持するようになっていてもよい。この構造によって、インピーダンス整合を容易にすることが、たとえば、幾何学的形態と内部及び外部伝導体間の間隔とに対するより大きな変化を可能にすることで可能になる。

【0059】

図5Bに示すように、伝送線が軸方向に伸びると（たとえば、近位部分170を近位方向に引くことによって）、遠位及び近位部分が引き離されて、誘電体材料176が間隙182内に伸張して伝送線構造の完全性が維持される。

【0060】

こうして、図5A及び5Bに示す構造は折り畳み式の4分の1波長変成器を形成する。

他の例では、伝送線はマイクロストリップ構造及び同軸ベース構造の両方を含んでいてもよい。

【0061】

軸方向運動の制御を、たとえば、操作者が柄部106上のスライダ110を用いて内部または外部のプッシュ/プルワイヤまたはスリーブをスライドすることによって機械的に行ってもよい。代替的に、軸方向運動をたとえば電子機械スイッチを用いて電気的に駆動してもよい。正確な動きを、マイクロステッピングモーターまたは同様のものを用いることによって実現してもよい。これらは、スコープ装置の本体116における柄部106内に取り付けることができる。

【0062】

図6は、本発明の一実施形態で用いることができる出力段134内の部品の概略図である。前述したように、出力段134は、高密度GaN系HEMT152を発電機回路132から受け取る入力信号に対する増幅器として用いる。任意の好適な増幅器構成を用いてもよいが、従来のクラスA、B、A-B、またはC以外の方式を用いて出力トランジスタ152をバイアスして、DCからマイクロ波電力への変換効率を最適化することが望ましい場合がある。

【0063】

特に、DC電源も遠位端アセンブリ内に（たとえば、スタンドアロン電池としてかまたは外部供給源からエネルギーを引き出すためのカップリングユニットとして）配置した場合、装置を、電力付加効率（PAE）がその理論限界近くまでであるように構成することが望ましい場合がある。図6に出力段134を示す。これはクラスFバイアシング構造を設定することによって実現される。この構造は、最大で90%PAEを達成でき得る。一例では、物理長が周波数の波長の1/12に設定されたオープンスタブをトランジスタの出力に取り付ける。この配置によって、動作の効率が、ドレイン電圧及びドレイン電流の波

10

20

30

40

50

形に作用することによって増加し得る。理想的なシナリオでは、ドレイン電圧が最大であるときにゼロ出力電圧が望まれるか、またはドレイン電流が最大であるときにゼロ電流が望まれる。これによって、GaNデバイス内に散逸する電力が、ドレインからソースに流れる電流とドレイン・ソース接合部にかかる電圧とに関係づけられることが確実になる。

【0064】

図6のクラスF構造は、第1の共振回路（たとえば、LCまたはタンク回路）184をGaN系HEMT152に対する入力に設け、第2の共振回路190をその出力に設けている。各共振回路184、190は、対応する整合回路186、188（たとえば、直列LC回路）を有している。装置は、クラスB動作と同様の方法で、カットオフ付近またはカットオフにおけるバイアスである。

10

【0065】

DCに対する出力において、また入力における入力マイクロ波信号において生成されるマイクロ波電力量の点で効率を増加させるために、標準的な線形クラスA方式（すなわち、クラスB、AB、C、D、E、またはF）以外の方式を用いてGaN装置を動作させることが望ましい。

【0066】

増幅器の効率は、設計で用いるトランジスタの特性によって制限される。クラスFデザインを用いた場合、100%効率を達成することが理論的に可能であるが、これはトランジスタが理想的な電流源であることを想定している。実際には、クラスF配置を用いて最大で10%の電力付加効率（PAE）を達成することが可能なはずである。

20

【0067】

第2の共振回路190は、偶数高調波に対する短絡回路（すなわち $2f_0$ における短絡回路、 f_0 は回路の共振周波数）として、また奇数高調波に対する開回路（すなわち $3f_0$ における開回路）として現れる負荷に基づいて出力波形を成形するように構成されている。したがって、ドレイン電圧波形は矩形波に向けて成形されるが、ドレイン電流は半波正弦波形と類似するように成形される。

【0068】

第1の共振回路184は、装置が確実に矩形波パルスによって駆動されることを助ける。

【0069】

図2に概略的に示す放射素子138は、マイクロ波エネルギーの送出に適した任意の形態を取ってもよい。放射素子138は二極であってもよい。すなわち第1の伝導体と第2の伝導体とを含み、これらが生体組織内にマイクロ波エネルギーを放射するためのアンテナとして働くように配置されていてもよい。外科スコープ装置の器具チャネルの挿入に適したこのタイプの構造としては、スパチュラタイププローブ（たとえば、WO2011/010089、WO2012/095653、及びWO2014/006369に記載されたもの）が挙げられる。代替的に、ダイポールまたはスロット付アンテナを用いることができる。誘電体放射器（たとえば、WO2008/044013に開示されたものと同様）を用いてもよい。

30

【0070】

図7は、生体組織内にマイクロ波エネルギーを送出するために遠位側アセンブリ118内で用いることができる放射構造体200の遠位端の断面図である。放射構造体200は同軸ケーブル202を含んでいる。同軸ケーブル202は、その近位端において前述の伝送線構造に接続されていて、出力段からマイクロ波エネルギーを受け取る。同軸ケーブル202は内部伝導体206を含む。内部伝導体206は第1の誘電体材料210によって外部伝導体208から分離されている。同軸ケーブル202は好ましくは、マイクロ波エネルギーに対して低損失である。チョーク（図示せず）を同軸ケーブル上に設けて、遠位端から反射されるマイクロ波エネルギーの逆伝播を抑制し、したがって装置に沿って生じる後加熱を制限してもよい。

40

【0071】

50

同軸ケーブル 202 はその遠位端において放射チップセクション 204 で終了する。この実施形態では、放射チップセクション 204 は、外部伝導体 208 の遠位端 209 の前で延びる内部伝導体 206 の遠位伝導性セクション 212 を含んでいる。遠位伝導性セクション 212 は、その遠位端において、第 2 の誘電体材料から形成された誘電体チップ 214 によって囲まれている。第 2 の誘電体材料は、第 1 の誘電体材料 210 と同じにすることもできるし、または異なるものにすることもできる。誘電体チップ 214 の長さは遠位伝導性セクション 212 の長さよりも短い。

【0072】

同軸ケーブル 202 と放射チップセクション 204 とは、それらの最表面上に生体適合性の外部シース（図示せず）が形成されていてもよい。外部シース 218 は生体適合性材料から形成してもよい。

10

【0073】

誘電体チップ 214 は任意の好適な遠位形状（たとえば、ドーム形状、円筒形、円錐形などのうちのいずれか）であってもよい。滑らかなドーム形状が好ましい場合がある。なぜならば、小さいチャネルを通して移動させたときに、アンテナの可動性が増すからである。

【0074】

図 7 に示す放射構造体 200 は同軸構造に基づいているが、これは必須である必要はない。たとえば、放射構造体は平坦で、マイクロストリップタイプ構造上に形成してもよい。代替的に、放射構造体を、伸張可能な下部構造、たとえば膨張可能なバルーンまたは鉗子型ヒンジ構造（たとえば、WO 2015/097472 に開示されたもの）上に形成してもよい。

20

【0075】

放射構造体が出すマイクロ波エネルギーは、電力レベルが組織切除に適し得る。これは、本発明の電気外科的発明の主な用途であり得る。しかし、器具は、たとえば装置の遠位端における組織の特性を測定するために、より低い電力レベルで動作してもよい。

【0076】

一例では、装置を、測定の場合に切除の場合よりも高い周波数値で動作するように配置してもよい。たとえば、切除を 5 . 8 GHz で行ってもよく、一方で測定を 60 GHz または 77 GHz で行ってもよい。これらの高い周波数によって高感度測定を得ることができる。遠位端アセンブリ内にマイクロ波源を組み込むことによって、ケーブル曲がり及びたわみが原因の位相及び大きさの変動によって生じる測定の不確かさが回避される。

30

【0077】

より高い周波数測定信号がオフ切発振器 144 からの低電力信号とカップリングオフすることによって得られて、信号を混合して測定用の周波数にすることができるようを選択された周波数を有する別個の局所的な発振器が提供され得る。この配置によって、切除及び測定を同時に行うことができる場合がある。

【図 1】

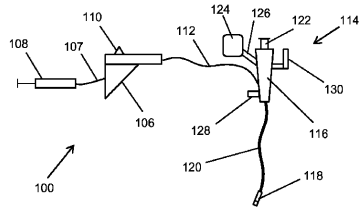


Fig. 1

【図 2】

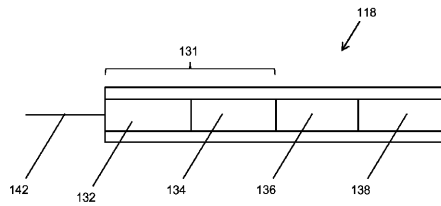
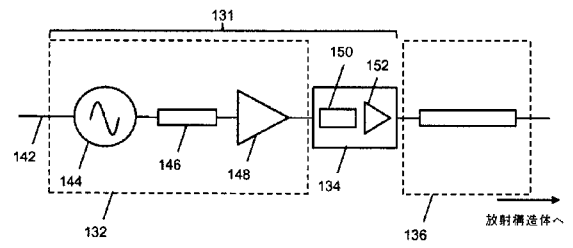


Fig. 2

【図 3】



【図 4 A】

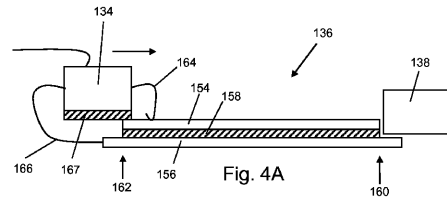


Fig. 4A

【図 4 B】

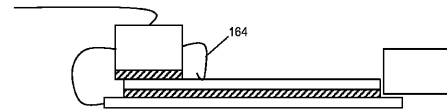


Fig. 4B

【図 5 A】

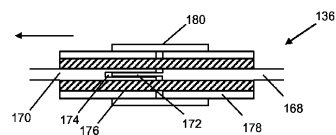


Fig. 5A

【図 5 B】

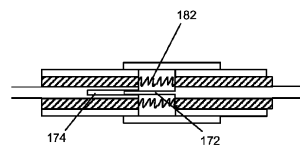
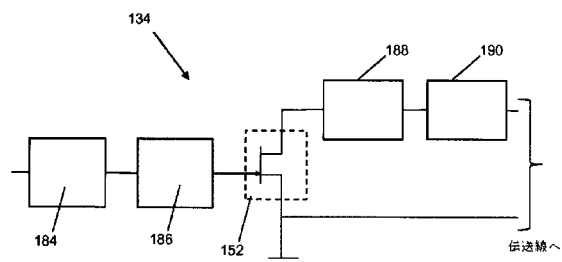


Fig. 5B

【図 6】



【図 7】

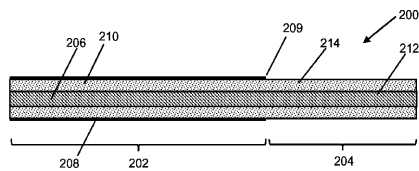


Fig. 7

【手続補正書】

【提出日】平成30年4月13日(2018.4.13)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体組織を切除するための電気外科器具であって、
処置すべき前記生体組織に接触するための組織処置部と、
フレキシブルケーブルを介して前記組織処置部に接続された柄部であって、前記組織処置部は、外科スコープ装置の器具チャネルを通して挿入するのに適した遠位端アセンブリを形成する、前記柄部とを含み、

前記組織処置部は、

生体組織を切除するのに適したマイクロ波エネルギーを発生させるように配置された電力増幅器を含むマイクロ波電源と、

前記マイクロ波電源に接続された放射構造体であって、前記生体組織内に前記マイクロ波エネルギーを送出するように構成された前記放射構造体とを含み、

前記電力増幅器は前記放射構造体に可変伝送線によって接続されている、前記電気外科器具。

【請求項 2】

前記電力増幅器はワイドバンドギャップ半導体トランジスタを含む、請求項 1 に記載の電気外科器具。

【請求項 3】

前記電力増幅器は GaN 系 HEMT を含む、請求項 1 または 2 に記載の電気外科器具。

【請求項 4】

前記電力増幅器はクラス F デザインを有する、いずれかの先行請求項に記載の電気外科器具。

【請求項 5】

前記マイクロ波電源は前記電力増幅器を駆動するための発電機回路を含む、いずれかの先行請求項に記載の電気外科器具。

【請求項 6】

前記発電機回路は、

DC 入力信号を受け取ってマイクロ波周波数信号を発生させるように配置された発振器と、

前記マイクロ波周波数信号を受け取って前記電力増幅器に対する入力信号を発生させるように配置されたドライバ増幅器とを含む、請求項 5 に記載の電気外科器具。

【請求項 7】

前記組織処置部は電源を含む、いずれかの先行請求項に記載の電気外科器具。

【請求項 8】

前記電源は DC 電力を発生させるための電池である、請求項 7 に記載の電気外科器具。

【請求項 9】

前記電源は、外部電源からの電力と誘導または磁気カップリングするためのカップリングユニットを含む、請求項 7 に記載の電気外科器具。

【請求項 10】

前記可変伝送線は調整可能な電気長を有する、請求項 1 に記載の電気外科器具。

【請求項 11】

前記可変伝送線は軸方向に伸縮可能な同軸構造を含む、請求項 1 または 10 に記載の電気外科器具。

【請求項 1 2】

前記電力増幅器は、前記可変伝送線の前記電気長を調整するために、前記可変伝送線に沿って前記放射構造体に対して移動可能である、請求項 1 または 1 0 に記載の電気外科器具。

【請求項 1 3】

前記組織処置部はスリーブによって囲まれている、いずれかの先行請求項に記載の電気外科器具。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2017/063609

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B18/18
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B A61N

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	US 2010/036369 A1 (HANCOCK CHRISTOPHER PAUL [GB]) 11 February 2010 (2010-02-11) paragraphs [0018], [0027], [0038], [0056], [0062], [0064], [0070], [0110], [0131], [0170]; figures 1b, 1c, 2a-c, 4-6 -----	1-11 12-15
X A	US 2013/072920 A1 (BEHNKE II ROBERT J [US] ET AL) 21 March 2013 (2013-03-21) paragraphs [0022] - [0024], [0047], [0057], [0069], [0078], [0085], [0086], [0093]; figures 3,4 ----- -/--	1-8, 14 9-13, 15

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

28 August 2017

Date of mailing of the international search report

06/09/2017

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Link, Tatiana

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2017/063609

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	US 2010/145328 A1 (HANCOCK CHRISTOPHER PAUL [GB] ET AL) 10 June 2010 (2010-06-10) paragraphs [0010], [0016], [0017], [0023], [0041], [0054] - [0055], [0082], [0105], [0114], [0115], [0122]; claim 40; figures 4,5,10,11 -----	1-12,14 13,15
X A	US 2012/035688 A1 (HANCOCK CHRISTOPHER P [GB]) 9 February 2012 (2012-02-09) paragraphs [0071], [0120], [0122], [0126], [0128], [0140]; figure 10 -----	1-11,14 12,13,15
X A	US 2010/286681 A1 (PODHAJSKY RONALD J [US]) 11 November 2010 (2010-11-11) paragraphs [0070], [0075], [0084] - [0095]; figures 5A,6 -----	1-6,14, 15 7-13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/063609

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2010036369 A1	11-02-2010	AU 2007330615 A1 CA 2708250 A1 CN 101778650 A EP 2121130 A2 JP 5352831 B2 JP 2010511459 A US 2010036369 A1 WO 2008068485 A2	12-06-2008 12-06-2008 14-07-2010 25-11-2009 27-11-2013 15-04-2010 11-02-2010 12-06-2008
US 2013072920 A1	21-03-2013	NONE	
US 2010145328 A1	10-06-2010	CA 2705806 A1 CN 101578075 A EP 2120764 A2 ES 2442684 T3 JP 5448167 B2 JP 2010512214 A US 2010145328 A1 WO 2008071914 A2	19-06-2008 11-11-2009 25-11-2009 12-02-2014 19-03-2014 22-04-2010 10-06-2010 19-06-2008
US 2012035688 A1	09-02-2012	AU 2010212645 A1 CA 2789349 A1 CN 102348479 A EP 2396079 A1 GB 2467604 A JP 2012517256 A US 2012035688 A1 WO 2010092328 A1	01-09-2011 19-08-2010 08-02-2012 21-12-2011 11-08-2010 02-08-2012 09-02-2012 19-08-2010
US 2010286681 A1	11-11-2010	AU 2010246238 A1 CA 2761199 A1 EP 2429655 A1 JP 5675779 B2 JP 2012525920 A US 2010286681 A1 WO 2010129348 A1	08-12-2011 11-11-2010 21-03-2012 25-02-2015 25-10-2012 11-11-2010 11-11-2010

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ

(72)発明者 バーン, パトリック

イギリス、エヌ・ピー・１６５・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、クレオ・メディカル・リミテッド内

Fターム(参考) 4C160 JK01

专利名称(译)	包含微波源的电外科设备		
公开(公告)号	JP2019519281A	公开(公告)日	2019-07-11
申请号	JP2018560072	申请日	2017-06-05
[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		
[标]发明人	ハンコッククリストファー・ポール バーンパトリック		
发明人	ハンコック,クリストファー・ポール バーン,パトリック		
IPC分类号	A61B18/18		
CPC分类号	A61B18/1815 A61B2018/00577 A61B2018/1823 A61B2018/1861 A61M25/0136		
FI分类号	A61B18/18.100		
F-TERM分类号	4C160/JK01		
优先权	2016010252 2016-06-13 GB		
其他公开文献	JP2019519281A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种电外科手术器械，其中用于获得微波功率的放大器位于与辐射结构相同的区域中，该辐射结构用于将该功率输送到器械的远端部分。该仪器可以通过手术观察仪器（例如内窥镜）的仪器通道插入。整个微波产生系列可以集成到仪器中，仅需要直流输入功率。因此，可以避免已知设备中存在的微波功率损失和伴随的缺点。可以使用宽带隙半导体材料（例如，GaN和GaN基合金）制造放大器。这些材料允许制造在RF和微波频率下工作的设备。

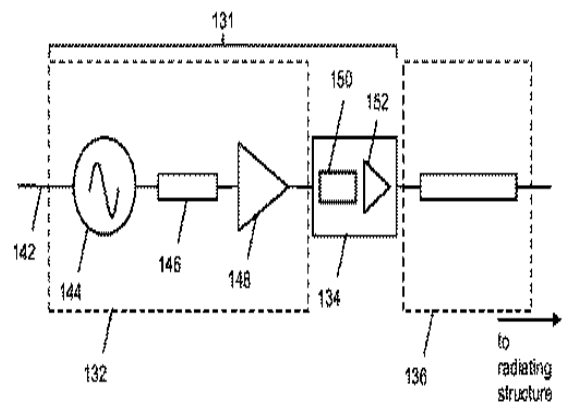


Fig. 3