(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5605809号
(P5605809)
(45)発行日　平成26年10月15日(2014.10.15)　(24)登録日　平成26年9月5日(2014.9.5)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 18/18 (2006.01)　A61B 17/36 340

請求項の数 12 (全 37 頁)

(21)出願番号	特願2010-526356 (P2010-526356)
(86)(22)出願日	平成20年9月24日 (2008.9.24)
(65)公表番号	特表2010-540053 (P2010-540053A)
(43)公表日	平成22年12月24日 (2010.12.24)
(86)国際出願番号	PCT/GB2008/003235
(87)国際公開番号	WO2009/040523
(87)国際公開日	平成21年4月2日 (2009.4.2)
審査請求日	平成23年9月14日 (2011.9.14)
(31)優先権主張番号	0718721.4
(32)優先日	平成19年9月25日 (2007.9.25)
(33)優先権主張国	英国 (GB)

前置審査

(73)特許権者　512008495
クレオ・メディカル・リミテッド
ＣＲＥＯ　ＭＥＤＩＣＡＬ　ＬＩＭＩＴＥＤ
イギリス、エヌ・ビィ・１６　５・ユー・エイチ　ウェールズ、グウェント、チェプストー、ビューフォート・パーク・ウェイ、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

最終頁に続く

(54)【発明の名称】外科切断装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
外科切断装置であって、
第１の周波数を有する第１のマイクロ波放射信号および第２の周波数を有する第２のマイクロ波放射信号を生成するように配置されるマイクロ波放射源と、
切断要素を有する外科器具とを有し、
前記外科器具は、
生体組織を切るための端縁を有する刃と、
前記第１のマイクロ波放射信号を受けるように前記マイクロ波放射源に接続可能であり、かつ前記切断要素の前記刃の前記端縁に沿って前記第１の周波数の実質的に均一なマイクロ波放射場を送出するように配置される第１のアンテナと、
前記第２のマイクロ波放射信号を受けるように前記マイクロ波放射源に接続可能であり、かつ前記第２の周波数のマイクロ波放射場を前記外科器具から送出するように配置される第２のアンテナとを有し、
前記第２の周波数は前記第１の周波数よりも低く、
前記切断要素の刃の端縁は前記第１のアンテナのための放射部分を備え、前記第２のアンテナは前記切断要素の刃に隣接して配置され、それにより前記第１および第２のアンテナは前記切断要素の刃の端縁に沿ってマイクロ波輻射場を放射する、外科切断装置。
【請求項２】
前記マイクロ波放射源は、前記第１のマイクロ波放射信号を発生するための第１の信号

発生器と、前記第２のマイクロ波放射信号を発生するための第２の信号発生器とを含み、前記第１および第２の信号発生器はそれぞれ前記第１および第２のアンテナに接続可能である、請求項１に記載の外科切断装置。

【請求項３】

前記第１のアンテナおよび／または第２のアンテナを前記マイクロ波放射源に選択的に接続するためのスイッチを備える、請求項１に記載の外科切断装置。

【請求項４】

前記第１および第２の信号発生器は、共通の信号経路を介して前記外科器具に接続可能であり、前記外科器具は、前記第１の周波数のエネルギのみを前記第１のアンテナに、かつ前記第２の周波数のエネルギのみを前記第２のアンテナに送達するように配置されるフィルタリング配置において、前記共通の信号経路を受ける、請求項２に記載の外科切断装置。

【請求項５】

前記マイクロ波放射源と前記外科器具との間に接続されて、前記外科器具から反射して戻される信号を検出する反射放射検出器と、

前記反射放射検出器が検出した反射信号中の標識事象を検出するように配置される反射パワーモニタとをさらに有し、前記標識事象は、あるタイムスロットの間もしくはある持続時間の間検出される反射パワーの予め定められた変化率もしくは反射パワーの一定のレベルであり、前記外科切断装置は、さらに

前記マイクロ波放射源と前記外科器具との間に接続され、前記モニタが前記標識事象を検出すれば、前記マイクロ波放射信号のパワーレベルを自動的に調整するように配置されるパワーレベル調整器を有する、請求項１に記載の外科切断装置。

【請求項６】

前記モニタは、

前記反射信号のｄｖ／ｄｔ（経時的な電圧変化）の値を測定し、測定値をしきい値と比較するように配置される微分器を含み、

これにより前記標識事象はしきい値よりも高いｄｖ／ｄｔの値である、請求項５に記載の外科切断装置。

【請求項７】

前記パワーレベル調整器は、前記標識事象が検出されるとすぐに前記パワーレベルを低下させ、かつ前記パワーレベルの低下後の回復期間で前記パワーレベルを戻して上げるように配置される、請求項５または６に記載の外科切断装置。

【請求項８】

前記マイクロ波放射源と前記外科器具との間に接続されて、前記外科器具から反射して戻される信号を検出する反射放射検出器と、

前記反射放射検出器が検出した反射信号中の標識事象を検出するように配置される反射パワーモニタとをさらに有し、前記標識事象は、あるタイムスロットの間もしくはある持続時間の間検出される反射パワーの予め定められた変化率もしくは反射パワーの一定のレベルであり、

前記モニタは、前記標識事象が検出された際に聴覚または視覚信号を送出するように配置される、請求項１に記載の外科切断装置。

【請求項９】

前記マイクロ波放射源が生成する前記第１および／または第２のマイクロ波放射信号は、調整可能な出力周波数を有する、請求項１に記載の外科切断装置。

【請求項１０】

前記マイクロ波放射源は、ある周波数範囲に亘って信号を送出することができる広帯域周波数発振器であり、前記出力周波数は、前記第１または第２のアンテナが前記組織に接触している際は共振状態をセットアップするように、または治療中の前記生体組織中にエネルギ吸収ピークが生じる周波数に対応するように選択可能である、請求項９に記載の外科切断装置。

【請求項１１】
外科器具であって、
生体組織を切るための端縁を有する刃を備えた切断要素と、
前記切断要素の前記刃の前記端縁において第１の周波数の実質的に均一なマイクロ波放射場を送出するように配置される第１のアンテナと、
前記切断要素から第２の周波数のマイクロ波放射場を送出するように配置される第２のアンテナとを有し、前記第２の周波数は前記第１の周波数よりも低く、
前記切断要素の刃の端縁は前記第１のアンテナのための放射部分を備え、前記第２のアンテナは前記切断要素の刃に隣接して配置され、それにより前記第１および第２のアンテナは前記切断要素の刃の端縁に沿ってマイクロ波輻射場を放射する、外科器具。
【請求項１２】
前記切断要素は、導波管への装着のための結合部と、生体組織を切るための前記端縁を含む刃部とを有するセラミック体を備え、前記放射部分は前記刃部と一体の放射部を有し、前記結合部はインピーダンス変成器を含む、請求項１１に記載の外科器具。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
この出願は、生体組織中に制御可能にマイクロ波エネルギを送達するように配置される外科切断装置に関する。
【背景技術】
【０００２】
発明の背景
本明細書中の開示は、２００６年１０月１０日に出願された、出願人の先の英国特許出願第０６２００６０．４号の内容に基づいている。この書類は、生体組織を切るための刃と関連付けられたアンテナを有する外科器具に結合されるマイクロ波放射源を備える、外科切断、たとえば切除、装置であって、アンテナは源から刃が組織を切開する領域まで制御可能にマイクロ波エネルギを送達するように配置される、装置を記載する。マイクロ波エネルギは血液を凝固させ、切断領域の血流を効果的に封鎖することができる。そのような効果は、肝臓または脾臓など血管が張り巡らされた器官の外科手術を行なう際に特に有利であり得る。
【０００３】
（たとえば１０ＧＨｚ以上の）高いマイクロ波周波数を用いると、放射によるエネルギの侵入深さが限られること、および小さく鋭い刃の構造が組織中へエネルギを効率的に放射して、組織を切開して患部組織または癌性組織の箇所を除去可能でありつつ同時に、刃の長さに沿って均一な場を発生可能であるために血流を封鎖できることによって、より低いマイクロ波周波数のシステムおよびＲＦシステムを用いた場合に勝る特定の利点がもたらされる。マイクロ波周波数が高いほど、エネルギ分布がより局所化され、切断行為が行なわれる部位でのエネルギ密度が応じて高くなり、このため切れ刃が高度に灌流する生体組織構造に導入された際に血流を効果的に封鎖することがより容易になる。エネルギの分布を局所化できることは、健常組織に対して引起される損傷の量を限定するという観点で有利である。この特徴は、器官または健常組織をできるだけ多く残しておくことが最重要である、大きな肝臓患部箇所を取除かなければならない場合に特に有利であろう。実質的に均一な場のプロファイルは、切縁に沿った均一な凝固または他の生体作用（tissue effect）を可能にすることができる。より低周波数（たとえば１ＧＨｚ以下）のマイクロ波エネルギを用いるとアンテナの非放射領域ができ、これは、効果的な凝固を起こさせる機器の能力を減じることになってしまう。端縁に沿って好適なエネルギ密度を有するマイクロ波エネルギの均一な場を送出することにより、外科医が組織構造を切開する際に傷が効果的に封止される。
【０００４】
この明細書中では、マイクロ波は２ＧＨｚから１００ＧＨｚの周波数範囲を意味するが

、好ましくは１０ＧＨｚから２５ＧＨｚ、より好ましくは１４ＧＨｚから２４ＧＨｚの周波数範囲を意味する。たとえば、１４．５ＧＨｚまたは２４ＧＨｚのスポット周波数を用いてもよい。

【０００５】

（たとえば２４ＧＨｚの）より高い周波数は、導波管ケーブルアセンブリがより小型になったり、アンテナがより小型になったり、すなわち刃が標準的なメスと外観上似て見えるようになりかつこれと同じ物理的寸法を有し得たり、また（たとえば１４．５ＧＨｚの）より低周波数の場合よりも侵入深さがより小さくなったりするなどの利点を与え得る。たとえば、肝臓では、２４ＧＨｚでは侵入深さは１．１ｍｍである一方で、１４．５ＧＨｚでは２ｍｍである。侵入深さがより小さければ、刃が組織に切り込む際に、より高いエネルギ密度およびより瞬時の封止または凝固が起こり得るようになるであろう。

【０００６】

英国特許出願第０６２００６０．４号は、アンテナの放射セクションを変化する組織負荷インピーダンスに動的に同調させ得るかまたはインピーダンス整合させ得る（すなわち、放射刃または構造の遠端を治療組織の複素インピーダンスの複素共役に調整し得る）ことによって、組織中に送達されるパワーのレベルを最適化して反射パワーを最小化すると開示した。さらに、たとえばＷＯ２００４／０４７６５９またはＷＯ２００５／１１５２３５に開示されるような治療システムを用いて組織の特性の測定を行えるようにアンテナを配置し得ることが開示された。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【０００７】

発明の概要

本明細書中の開示は多数の特徴を提示し、その各々は、単独でもまたはいずれの組合せでも、以上論じた外科装置において実現可能である。

【０００８】

選択可能なチャネル

第１の局面では、装置は、源からアンテナまでのマイクロ波エネルギの異なる経路である治療チャネルおよび測定チャネルを設けるように配置され得る。測定チャネルは、治療チャネルからのより高いエネルギをいつ安全に印加できるかの判断を可能にするように、治療チャネルよりも低いパワーレベルでエネルギを与え得る。たとえば、反射信号のレベルはまず低パワー条件の下で確立され得、マイクロ波エネルギが組織負荷に吸収されていることがわかると、高パワー源を活性化し得る。

【０００９】

このように、第１の局面に従うと、マイクロ波放射を生成するように配置されるマイクロ波放射源と、生体組織を切るための端縁を有する切断要素、および源に接続されかつ切断要素の端縁において実質的に均一なマイクロ波放射場を送出するように配置されるアンテナを有する外科器具と、アンテナから反射して戻される信号を受けるように配置される反射放射検出器とを有する外科切断装置であって、アンテナは、治療用の第１のパワーレベルのマイクロ波信号を伝達するための第１のチャネルおよび測定用の第２のパワーレベルのマイクロ波信号を伝達するための第２のチャネルを介して源へ選択的に接続可能であり、アンテナは、アンテナから第２のチャネルに沿って直接に検出器に反射される信号をルーティングするように配置される信号転送ユニットを介して検出器に接続される、外科切断装置を設け得る。

【００１０】

測定チャネルでは反射信号は検出器に直接与えられるので、第２のパワーレベルをより低くすることができる。これに対し、反射信号がたとえば結合器を介して間接的に与えられる場合は、順方向信号は、結合された反射信号の振幅が測定可能な程度に確実に十分高くなるように十分高くなければならない。これを達成するのに必要なパワーレベルは、たとえばアブレーションまたは加熱などの組織において望ましくないであろう影響を生じる

のに十分であり得る。この発明は、安全なレベルのマイクロ波放射を組織中に送達できるようにする。「安全な」測定チャネルからの検出信号を用いて、治療用のより高いパワーレベルをいつ用いるべきかを決定し得る。この安全特徴を、空中にある際に機器が送出するパワーを限定することに拡張してもよい。たとえば、アンテナの反射減衰量が空中で約１ｄＢに限定される場合、これは、送達されるパワーが８０Ｗである場合は、６３．５５Ｗが反射されるが１６．４５Ｗが自由空間に放射されることを暗示する。この状況は最も望ましくない。

【００１１】

このように、信号転送ユニットは、第２のチャネル上に、高パワー源をいつ活性化すべきかを判断するために反射パワーレベルを測定する低パワートランシーバを含み得る。そのような配置により、第１のチャネル上にマイクロ波パワーを生成するために、進行波管（ＴＷＴ）またはマグネトロンまたは他の共振空胴タイプの構造を使用できるようになる。この種の機器は、効果的かつ安全な測定を行なうのに有用なパワーレベルで動作することが困難な可能性がある。

【００１２】

第１のパワーレベルは第２のパワーレベルよりも２以上のオーダー大きいものであり得る。たとえば、第１のパワーレベルは３００Ｗまでであり得、第２のパワーレベルは１００ｍＷ以下であり得る。

【００１３】

各チャネルは、電磁放射の伝播のための信号経路を備え得る。チャネルは、たとえば導波管アセンブリ、同軸ケーブルなどのケーブルを備え得る。

【００１４】

第１のチャネルは、源とアンテナとの間に接続されて源が生成するマイクロ波放射を増幅して第１のパワーレベルのマイクロ波信号を与える増幅器を含み得る。第２のチャネルは増幅器をバイパスし得る。したがって、第２の（より低い）パワーレベルで生成される信号は、ノイズおよび信号振幅／位相変化という観点では、より高いパワーの機器が信号歪および他の望まれない影響を生じ得る第１の（より高い）パワーレベルの信号よりも安定しているかもしれない。これは、第１のチャネルの主ノイズ源を備える構成要素が第２のチャネルでは不要であるためであろう。たとえば、第２のチャネルにおける無視できないノイズの唯一の源は、（たとえば低パワー発振器などの）源であり得、オプションで、たとえば、第２のチャネルに沿って伝送損失を補償する低ノイズ増幅器であり得る。低ノイズ増幅器を含む場合、これは好ましくは３ｄＢ未満のノイズ値を有する。

【００１５】

信号転送ユニットは、第２のチャネル上に、源とアンテナと検出器との間に接続されたサーキュレータを含み得る。サーキュレータは、順方向信号を源からアンテナへおよび反射信号をアンテナから検出器へ方向付けるように配置される。したがって、サーキュレータは、反射信号から順方向信号を分離するアイソレータとして働き得る。検出器に接続されたポートへの順方向信号のいかなる漏れの影響も最小限にするため、信号転送ユニットは、サーキュレータに接続された搬送波相殺回路を含み得る。たとえば、サーキュレータの第１のポートが源に接続され、第２のポートがアンテナに接続され、第３のポートが検出器に接続されている場合、搬送波相殺回路は第１のポートと第３のポートとの間に接続され得る。使用され得る好適な搬送波相殺回路の例は、２００６年１０月１０日に出願され、本明細書中に引用により援用される英国特許出願第０６２００６４．６号に与えられている。

【００１６】

信号転送ユニットは、第１のチャネル上に方向性結合器を含み得る。方向性結合器は、反射信号をアンテナから検出器へ結合するように配置される。信号転送ユニットは、第１のチャネル上に、（前進するパワーの一部を測定する）前方向結合器と、（反射パワーの一部を測定する）後方向結合器とを含み得る。方向性結合器はそれぞれ、源からの順方向信号およびアンテナからの反射信号を検出器に結合するように配置される。検出された信

号は、組織に送達されるパワーを算出するためまたはアンテナの放射端での組織のインピーダンスの変化を補償するために用いられ得る。放射アンテナは、たとえば加熱された（cooked）、部分的に加熱された、または加熱されていない（uncooked）、特定の状態にある特定の組織の種類、すなわち肝臓または脾臓、によく整合するように設計され得る。

【００１７】

装置は、第１のチャネル上にインピーダンス調整器を含み得る。検出器は反射信号の大きさおよび位相を検出するように配置され、インピーダンス調整器は、検出された大きさおよび位相に基づいて制御可能な調整可能複素インピーダンスを有する。したがって、第１のチャネルは、装置のインピーダンスを負荷（組織）の変化するインピーダンスに整合させて効率的なパワー転送を可能にするように配置され得る。血液のインピーダンスは血液が凝固すると変化してしまうので、このことは有用であろう。インピーダンス整合は動的であり得る。たとえば、調整は、リアルタイムで自動的に行なわれ得る。

【００１８】

装置は、第１のチャネルまたは第２のチャネルのいずれかにアンテナを接続するように配置されるスイッチを含み得る。スイッチは（たとえば足踏みスイッチペダルを介して）手動で動作可能であり得るか、または検出器が検出する信号に基づいて自動的に動作し得る。たとえば、アンテナが（たとえば空中など）自由空間にあることが検出された場合には、装置は、より低いパワーレベル（たとえば第２のチャネル）に自動的に切換わるように配置され得る。アンテナの設計は、アンテナの刃が組織から抜かれて空気に露出した際に振幅が大きい反射信号が検出されるようなものであり得る。反射信号中の標識事象を検出するための、この目的のために用い得る機器を以下に論じる。

【００１９】

スイッチは、源からアンテナへの異なる物理的通路を切換えるための（たとえば導波管スイッチなどの）機器であり得る。この実施例は、同じ源を用いて、たとえば治療チャネルと測定チャネルとに同じ周波数を有するエネルギを生成することを可能にし得る。他の実施例では、たとえば別個の周波数源を有することによって、または局部発振器信号が単一のマスタ周波数源から導出される周波数混合器および局部発振器の配置を用いることによって、２つのチャネル上で異なる周波数を用い得る。そのような実施例では、スイッチは、２つの選択可能な構成を有するフィルタリング配置を備え得る。すなわち、測定チャネルの周波数のエネルギはブロックするが治療チャネルの周波数のエネルギは伝送するための第１の構成と、治療チャネルの周波数のエネルギはブロックするが測定チャネルの周波数のエネルギは伝送するための第２の構成とである。フィルタリング配置は、好適な帯域フィルタ、ハイパスフィルタ、帯域消去フィルタまたはローパスフィルタを用いて実現され得る。たとえば、各構成に対応するフィルタプロファイル（通過帯域周波数範囲、ロールオフ特性、通過帯域の挿入損失、リップルなど）を有する帯域フィルタを用い得る。これは、アンテナに給電（feed）する信号通路に切換え可能である。この場合、各チャネルはアンテナに給電する信号通路に永久的に接続され得る。

【００２０】

アンテナは、源に接続するための給電構造と、放射場を送出するように配置される放射部とを含み得る。切断要素は放射部を含み得る。このように、場は、同時に切断を行ないながら送出され得るので、これにより即時に封止（焼灼）放射を与え得る。アンテナは、切断要素の端縁に沿って場を送出するように配置され得る。切断要素は、給電構造からエネルギを受けるための結合部を含み得る。結合部は、切断要素が給電構造から実質的に最大の場の結合を受けるように適合され得る。切断要素は、近位結合部および遠位放射部を除いて金属被覆された表面を有し得る。

【００２１】

給電構造は、たとえば切断要素を具備した導波管を含み得る。

アンテナは、たとえば、器具の切れ刃の長さを長くするように並べて装着される複数の切断要素などの複数の放射要素を含み得る。これに代えて、端縁に近接して単一の切断要素上に複数のパッチアンテナを作製してもよい。給電構造は、複数の放射要素のそれぞれ

の間で均等に単一のマイクロ波放射源からのパワーを分割するように配置されたパワースプリッタを含んでもよい。

【００２２】

アンテナは、切れ刃に組入れられて放射刃構造を形成してもよい。このようにすると、放射刃の鋭い端縁は切断行為を行ない得る一方で、刃が組織を切開する際に高度に灌流する組織構造を凝固または封止する機能を果たして失血を防止し得る。

【００２３】

放射されるマイクロ波エネルギの場のプロファイルは、刃の切縁またはその付近に集中され、組織構造中へ方向付けられ得る。

【００２４】

ＧＢ０６２００６０．４に説明されるように、（ここでは１０ＧＨｚ以上と規定される）高いマイクロ波周波数を用いると、放射によるエネルギの侵入深さが限られること、および小さく鋭い刃の構造が組織中にエネルギを効率的に放射して組織を切開して患部組織または癌性組織箇所を除去可能にしつつ同時に、刃の長さに沿って均一な場を発生可能であるために血流を封鎖できることによって、より低いマイクロ波周波数のシステムの使用に勝る特定の利点がもたらされる。マイクロ波周波数が高いほど、エネルギ分布がより局所化され、切断行為が行なわれる部位でのエネルギ密度が応じて高くなり、このため切れ刃が高度に灌流する生体組織構造に導入された際に血流を効果的に封鎖することがより容易になる。ある周波数のマイクロ波エネルギを用いることにより侵入深さが小さくなる、すなわち５ｍｍ未満になるというさらなる利点は、切断／凝固刃に隣接する健常組織に対する所望されない損傷を最小限にできることである。実質的に均一な場のプロファイルは、切縁に沿った均一な凝固または他の生体作用を可能にし得る。この文脈で、実質的に均一とは、送達されるパワーが切縁に沿ってばらつかないように場が送出されることを意味する。たとえば、刃の端縁に沿ったパワー密度プロファイルは、たとえば刃の長さの３分の２以上という大部分に亘って約±２０％（または±１ｄＢ）以下しか変化しないであろう。

【００２５】

（たとえば１ＧＨｚ以下の）より低い周波数のマイクロ波エネルギを用いると、アンテナの非放射領域が生じ得、このことは効果的な凝固を生じる機器の能力を減じてしまう。これは、非効果的封止および部分的な失血を招く可能性がある。刃の端縁に沿って好適なエネルギ密度を有するマイクロ波エネルギの均一な場を送出することにより、傷は、外科医が組織構造を切開する際に効果的に封止される。

【００２６】

以上開示された発明の切断／封止の局面を呈するアンテナ構造は、たとえば、肝臓内の癌腫瘍の制御されかつ焦点合わせされたアブレーションを可能にするために、生体組織をアブレーションするのにも使用され得る。この使用は、局所化されたまたは焦点合わせされたマイクロ波エネルギを発生できることによって可能になる。アブレーションの文脈では、複数の放射要素を用いてエネルギ分布を広げてもよい。

【００２７】

さらに、本明細書中に開示されるアンテナ構造を用いて、たとえば、組織の種類を区別し、および／またはさまざまな種類の癌腫瘍を同定し、および／または腫瘍の成長の段階を判断し、および／または関連の電子計器を制御して外科アンテナの放射セクションが生体組織の複素インピーダンスにインピーダンス整合できるようにして、エネルギ源と治療対象または切除対象生体組織との間での最大限のパワー転送を可能にするよう生体組織の構造に関する情報を得てもよい。この後者の特徴は、肝臓組織および血液中に効率的にエネルギを射出する必要性のために、肝臓切除過程において特に関心があるものであろう。これらの２つの負荷はインピーダンス値が異なるため、刃と組織とがインピーダンスという点で常によく整合できるようにするためには同調システムにおいて調整を行えることが望ましい。このインピーダンスの変更は、放射刃と負荷との間にインピーダンス整合の変化が起こり得ることを暗示し、したがってパワーの一部はエネルギ送達ケーブルに沿って

反射して戻され、受信器で検出された反射パワーに関する信号を、可変同調ネットワークに対して必要な調整を行なえるように用い得る。

【００２８】

選択可能な周波数

第２の局面では、装置は、たとえば異なる治療効果を与えるように、異なる周波数のマイクロ波放射を送達するように配置され得る。周波数がより高いと侵入深さがより小さくなり、したがって、より高い周波数は、たとえば、切断要素で切られる小血管を焼灼するなど、局所化され焦点合わせされた治療に有用である。周波数がより低いと侵入深さがより大きくなり、これは、たとえば、より大きな血管を封止または焼灼するなど、より大きな構造の治療に有用であろう。より低い周波数の放射は、たとえば外科医が大出血を見たときまたはシステムがこれを検出したときなど、必要に応じて活性化され得る。

【００２９】

このように、第２の局面の１つの実施例では、高周波マイクロ波放射を用いた場合には効果的に焼灼されない可能性がある大血管を焼灼するために、第２の周波数のマイクロ波源およびパワー送出アンテナ配置を含み得る。第２の源は上述の第１の局面の特徴を含み得る。たとえば、第２の源は、大きな「出血血管」を焼灼する役割を担う第１のチャネルと、第２のエネルギ源を活性化または非活性化することが必要な時期を検知するための第２のチャネルとの２つのチャネルを介してそのアンテナに選択的に接続可能であり得る。

【００３０】

この発明の第２の局面に従うと、外科切断装置であって、第１の周波数を有する第１のマイクロ波放射信号および第２の周波数を有する第２のマイクロ波放射信号を生成するように配置されるマイクロ波放射源と、生体組織を切るための端縁を有する切断要素、第１のマイクロ波放射信号を受けるように源に接続可能でありかつ切断要素の端縁に沿って第１の周波数の実質的に均一なマイクロ波放射場を送出するように配置された第１のアンテナ、および第２のマイクロ波放射信号を受けるように源に接続可能でありかつ第２の周波数のマイクロ波放射場を外科器具から送出するように配置される第２のアンテナを有する外科器具とを有し、第２の周波数が第１の周波数よりも低い、外科切断装置を設け得る。

【００３１】

この局面において、外科器具は、２つの異なる周波数で制御されたマイクロ波放射場を送出することが可能であり得る。これを達成するため、この器具は、ある周波数を有するマイクロ波信号を効率的に受信するようにかつその信号に対応するマイクロ波放射場を送出するように適合され得る２つのアンテナを含む。２つよりも多くのアンテナを外科器具上に含んでもよい。これに代えてまたはこれに加えて、アンテナは、異なる周波数帯に亘ってマイクロ波放射場を送出するように配置されてもよい。広い帯域幅、すなわち１ＧＨｚから１８ＧＨｚに亘って動作可能な構造が作製されれば、必要なアンテナは１つだけになるかもしれない。２つの特定の周波数で共振するアンテナ構造を用いてもよい。特に、より高い周波数でエネルギを与えるように導波管構造にセットアップされるより高次のモードを利用することが可能であろう。たとえば、矩形導波管を用いる場合、主要モードであるTE_{10}を用いてより低いマイクロ波周波数のエネルギを送達し得、より高次のモード、すなわちTE_{31}を用いて、関心のあるより高いマイクロ波周波数のエネルギを送達し得る。

【００３２】

また、１つのアンテナおよび給電ケーブルを用いて２つの別個の周波数のマイクロ波エネルギを放射する場合、信号合成ネットワークまたは周波数ダイプレクサを発生器で用いて、２つの異なる周波数のエネルギが送達ケーブルに沿って通過（または伝送）可能にすることが望ましいであろう。この配置において、異なる周波数で動作する２つのエネルギ源は、同じチャネルに沿って別個にまたは同時に伝送され得る。

【００３３】

装置は、第１のアンテナおよび／または第２のアンテナを選択的に源に接続するためのスイッチを含み得る。装置は、両方のアンテナから同時に、またはいずれかの時点で１つ

のアンテナのみから送出するように配置され得る。１つの実施例では、スイッチは、たとえば導波管または同軸スイッチなどは、（たとえば源からの別個の信号経路が存在する場合は）アンテナへの信号通路を変更するように配置されてもよい。別の実施例では、スイッチは、（たとえば両方の周波数のエネルギを搬送する共通の信号経路が存在する場合は）フィルタ構成を変更するように配置されてもよい。

【００３４】

源は、第１のマイクロ波放射信号を発生するための第１の信号発生器および第２のマイクロ波放射信号を発生するための第２の信号発生器を含み得る。第１および第２の信号発生器は、それぞれ第１および第２のアンテナに接続可能である。第１および第２の信号発生器は、たとえば誘電体共振発振器（ＤＲＯ）、電圧制御発振器（ＶＣＯ）、ガンダイオード発振器などの、単一の安定した周波数を発生するように配置される低パワー発振器であり得る。

【００３５】

第２の信号発生器は、第１の信号発生器から信号を導出するように配置される装置であり得る。たとえば、第１の信号発生器が発生する信号は、適切なマイクロ波分周器を用いて分割されてもよく、または第１の信号発生器からの信号は、適切なマイクロ波周波数混合器を用いて基準発振器信号と混合されて第２の周波数を発生してもよい。第１の周波数発生器から第２の周波数を導出することの利点は、２つの信号がともに同期されることである。このことは、システムのタイミング制御の観点で、またはアンテナの刃で発生する治療波形の山および谷の位置の制御を有することにより、利点をもたらし得る。２つのエネルギ源を同時に動作させなければならない場合、これは特に有用である。というのも、第１の周波数発生器からの信号が破壊的な態様で干渉したり、第２の周波数発生器からの信号を相殺したりする状況になってしまうことが回避されるからである。この効果は、第１および第２の周波数の両方のエネルギが共通の信号経路を介して外科器具に供給された場合の望まれない生体作用を招き得る。

【００３６】

上述のように、第１および第２の信号発生器は、共通の信号経路に沿って第１および第２のアンテナに接続可能であり得る。発生器からの信号は、たとえば、マイクロストリップまたは導波管信号加算器またはコンバイナを用いて共通の経路上で合成され得る。共通の経路は、たとえば１８ＧＨｚ以上までの広範囲の周波数を伝播することができる低損失同軸ケーブルを備えてもよい。これに代えて、広い帯域の好適な周波数に亘って動作するリッジ導波管を用いてもよい。

【００３７】

外科器具は、フィルタリング配置を介して共通の信号経路に接続されてもよい。これにより、第１の周波数のエネルギのみが第１のアンテナに到達し、第２の周波数のエネルギのみが第２のアンテナに到達することが確実になる。フィルタリング配置は、たとえば、第１の周波数のエネルギは通すが第２の周波数のエネルギは拒否する第１のフィルタ、および第２の周波数のエネルギは通すが第１の周波数のエネルギは拒否する第２のフィルタという、２つの帯域フィルタを含み得る。このように、第１のフィルタは共通の経路と第１のアンテナとの間に接続可能であり得、第２のフィルタは共通の経路と第２のアンテナとの間に接続可能であり得る。（たとえば１４．５ＧＨｚの第１の周波数および２．４５ＧＨｚの第２の周波数などの）約１０ＧＨｚの周波数間隔を有する実施例については、第１および第２の帯域フィルタは４０ｄＢ／デケード以上のロールオフを有し得る。すなわち、２ＧＨｚで現れる所望されない信号は、帯域フィルタが２０ＧＨｚの信号を通過させるように設計されていれば４０ｄＢだけ減衰される。

【００３８】

２つの周波数が、たとえば２４ＧＨｚと５００ＭＨｚなど、周波数空間で十分に分離される代替的な配置では、フィルタリング配置は、第１のフィルタがインダクタ（ＤＣまたはより低周波数のＡＣ信号は許すが、たとえば高い誘導性リアクタンス$X_L = 2\pi f L$、式中ｆは周波数でありＬはインダクタンスである、を有する高周波数の信号は許さない回

路構成）であり、第２のフィルタがキャパシタ（すなわち高周波信号の通過は許すがＤＣまたはより低い周波数信号、たとえば高い容量性リアクタンス
【００３９】
【数１】

$$X_C = \frac{1}{2\pi fC}$$

【００４０】
式中ｆは周波数でありＣは容量である、は通過を許さない回路構成）であるバイアス「Ｔ」配置を備え得る。
【００４１】
第１および第２の信号発生器は、別個の信号経路に沿って第１および第２のアンテナに接続可能であり得る。信号経路は、マイクロ波放射の伝播を許す媒体の中に設けられ得る。媒体は、導波管、同軸ケーブルなどを備え得る。第１および第２の周波数について別個の伝送媒体を設けてもよい。各伝送媒体は、それぞれの周波数の信号を効率的に伝送するように適合され得る。伝送媒体は、外科器具の操作を補助するため、可撓性であり得る。
【００４２】
装置は、各々のアンテナから反射して戻される信号を受けるように配置される反射放射検出器と、源と各々のアンテナとの間に接続されるインピーダンス調整器とを含み得る。検出器は反射信号の大きさおよび位相を検出するように配置され、インピーダンス調整器は、検出された大きさおよび位相に基づいて制御可能な調整可能複素インピーダンスを有する。
【００４３】
したがって、装置は、第１または第２のアンテナを通して負荷（組織）で見られる装置のインピーダンスを負荷（組織）自体のインピーダンスに整合させて効率的なパワー転送が可能になるように配置され得る。インピーダンス整合は動的であり得る。たとえば、調整はリアルタイムで自動的に行なわれ得る。
【００４４】
この発明の第１および第２の局面を組合せてもよい。このように、各々のアンテナは、治療用の第１のパワーレベルのそのマイクロ波信号を伝達するための第１のチャネルおよび測定用の第２のパワーレベルのそのマイクロ波信号を伝達するための第２のチャネルを介して源に選択的に接続可能であり得る。各々のアンテナは、アンテナから第２のチャネルに沿って検出器に直接反射される信号をルーティングするように配置される信号転送ユニットを介して検出器に接続される。このようにして、アンテナの各々を活性化するか否かを決めるための情報を得ることができる。第２のアンテナは、第１のアンテナが第１の（より高い）パワーレベルで送出している間に第２の（より低い）パワーレベルの信号を送出し得る。第２のパワーレベルの第２のアンテナからの反射信号を用いて、第２のアンテナを第１のパワーレベルに切換えるか否かを決め得る。
【００４５】
第１の局面に関して記載された特徴のいずれも、第２の局面にも適用可能であろう。たとえば、第１のパワーレベルは、第２のパワーレベルよりも２オーダー以上大きいものであり得る。
【００４６】
各々のアンテナは、（たとえば専用のまたは共通の信号経路を介して）源に接続可能な給電構造と、そのマイクロ波放射場を送出するように配置される放射部とを含み得る。たとえば、切断要素は、第１のアンテナの放射部を設け得、第１のアンテナの給電構造（たとえば導波管）からエネルギを受けるための結合部を含み得る。結合部は、切断要素が第１のアンテナの給電構造から実質的に最大の場の結合を受けるように適合され得る。切断要素は、第１のアンテナの結合部および放射部を除いて金属被覆された表面を有し得る。第１のアンテナは、切断要素の端縁に沿ってそのマイクロ波放射場を送出するように配置

され得る。このように、放射部は切断要素の端縁であり得、これにより外科器具は放射刃構造を設ける。

【００４７】

第２のアンテナも、切断器具の端縁に沿ってそのマイクロ波放射場を送出するように配置されてもよい。第２のアンテナは、たとえば切断要素上に搭載されるなど、内蔵型構造であり得る。たとえば、第２のアンテナは、たとえば切断要素の端縁に隣接して切断要素に装着されるモノポールアンテナ、ループアンテナ、パッチアンテナ、またはダイポールアンテナであり得る。これに代えて、第２のアンテナは、たとえば、その端縁に近接して切断要素上に作製される複数のパッチアンテナなどの複数の放射要素を備え得る。各々のパッチが送出する場は互いを相補し、目標領域に亘って実質的に均一な全体的な場を発生し得る。第２のアンテナの目標領域は切断要素の端縁付近に局所化され得る。これは第１のアンテナが送出する場よりも切断要素からさらに遠くに延在し得る。第２のアンテナの給電構造は、複数の放射要素のそれぞれの間に、源からのパワーを均等に分割するように配置されるパワースプリッタを含んでもよい。

【００４８】

第１の周波数は１０から４０ＧＨｚの範囲であり得、第２の周波数は１００ＭＨｚから５ＧＨｚの範囲であり得る。

【００４９】

この発明の第２の局面は、生体組織を切るための端縁を有する切断要素と、切断要素の端縁で第１の周波数の実質的に均一なマイクロ波放射場を送出するように配置される第１のアンテナと、切断要素からの第２の周波数のマイクロ波放射場を送出するように配置される第２のアンテナとを有し、第２の周波数が第１の周波数よりも低い、外科器具としても表現され得る。

【００５０】

第１のアンテナは切断要素と一体化されてもよく、第２のアンテナは切断要素の上に搭載されてもよい。このように、切断要素は、第１の周波数のマイクロ波放射を（たとえば導波管から）直接に受けるように配置され得る。切断要素は、導波管への装着のための結合部と、生体組織を切るための端縁を含む刃部とを有するセラミック体を備え得る。切断要素は、結合部で受けるマイクロ波エネルギを刃部から放射するように、結合部および刃部を除いて金属被覆された表面を有し得る。セラミック体の寸法は、刃部から実質的に均一な場が確実に送出されるように、第１の周波数に基づいて選択され得る。（特有の形状であり得る）サファイア（またはアルミナ）放射刃と矩形導波管空胴との間に良好なインピーダンス整合が確実に存在するようにするため、インピーダンス変成器を用いてもよい。これにより、刃と導波管空胴とのサイズが異なり、これらが異なる誘電体材料を含有し、それらの間での効率的なパワー転送を可能にすることを参酌可能になる。変成器の選択は、帯域幅要件、ならびに製品または機器に課されるサイズおよび重量の制約に大きく依存する。先細になった変成器を広帯域幅適用例において用い得るが、これらの構造は長さが比較的長くなる傾向にある。すなわち、それらは通常、複数の１／４波長インピーダンス変成セクションからなる。代替的な構造は段設計である。これらが可能にするのは比較的狭い帯域幅の動作であるが、短い材料セクションを用いて物理的に実現可能である。この２つの設計の間に多段設計がある。ここでは、帯域幅のいかなる増大も、複雑さおよびサイズの増大によって補われている。この構造はこの発明の実施例において好ましいであろう。外科切除具の帯域幅要件は低く、すなわち５０ＭＨｚ未満であり、かつ機器は外科医による操作の容易のために小型かつ軽量でなければならないため、２段設計が最適な解決策を与えると考えられた。２段を用いることによって与えられるわずかにより広い帯域幅により、変成器または他の構成要素における製造公差および源の周波数のわずかな変化を考慮することができるようになる。２段変成器では、パラメータの変更が２段階で達成される。すなわち、関心のある周波数のほぼ奇数個の１／４波長だけ離される。

【００５１】

第１のアンテナは、切断要素の端縁からマイクロ波放射を放射するように配置され得る

。第２のアンテナは、たとえば第１のアンテナ上に搭載されるなど、切断要素の上に搭載され得る。第２のアンテナは、切断要素の端縁に搭載される放射部を含み得る。給電部も切断要素の上に搭載されて、放射部にマイクロ波放射を送達し得る。給電部は、たとえば切断要素の底部に装着される同軸ケーブルであり得る。放射部は、たとえば、（金属被覆されていない）刃部に隣接する金属被覆の層の上に形成される誘電体層上に作製されるマイクロストリップアンテナを含み得る。

【００５２】

可変治療周波数

第３の局面では、装置は、同じアンテナから複数の選択可能な周波数を送出するように配置される。たとえば、装置は、ある周波数帯に亘って送出し得るか、または複数の別々の周波数で効率的に送出するように配置され得る。この局面では、源は、その周波数を選択可能、たとえば調整可能である出力を生成するように配置され得る。たとえば、源は、ある周波数帯を生成してある範囲の組織構造をアブレーションできるようにする広帯域エネルギ源であり得る。以上で説明されたように、より高いマイクロ波周波数は、微細な構造または小血管を焼灼または封止するのに好適であり得、より低いマイクロ波周波数は、より大きな組織構造または大血管を焼灼または封止するのに好適であり得る。この場合、段構造よりはむしろ先細構造を用いて導波管空胴を刃に整合させるインピーダンス整合変成器を設計すること、または動作帯域幅を広げるように少なくとも３段を有する段構造を用いることが好ましいであろう。

【００５３】

この発明の第３の局面に従うと、外科切断装置であって、安定した出力周波数を有するマイクロ波放射信号を生成するように配置されるマイクロ波放射源と、生体組織を切るための端縁を有する切断要素、およびマイクロ波放射信号を受けるように源に接続されかつ切断要素の端縁からマイクロ波放射信号に対応する実質的に均一なマイクロ波放射場を送出するように配置されるアンテナを有する外科器具とを有し、出力周波数が調整可能である、外科切断装置を設け得る。このように、安定した出力周波数は、源が生成し得るある周波数範囲から選択可能であり得る。源は、選択可能なある周波数範囲に亘って入力を発生するための広帯域周波数発振器を含み得る。出力周波数は、たとえばアンテナでの組織の種類などのある条件について選択され得る。たとえば、出力周波数は、アンテナが組織と接触する際に共振状態をセットアップするように選択され得る。これに代えて、出力周波数は、治療中の生体組織にエネルギ吸収ピークが生じる周波数に対応するように選択され得る。

【００５４】

源は可変周波数信号発生器を備え得る。可変周波数発生器は電圧制御発振器（ＶＣＯ）を備え得る。出力周波数は、Ｌ－Ｃ共振回路の容量を変化させるバラクタダイオードに対する電圧を変化させることによって設定される。たとえば、ヒッタイトマイクロウェーブコーポレーション（Hittite Microwave Corporation）のＨＭＣ５３４３ＬＰ４（Ｅ）は、同調電圧が０Ｖから１０Ｖの間で変えられると、上記配置を用いて２３．８ＧＨｚから２４．８ＧＨｚの間の周波数範囲を発生することができる。

【００５５】

これに代えて、可変周波数発生器は、固定周波数源からある周波数範囲に亘るエネルギを生成するように配置される周波数合成器を備え得る。周波数合成器を用いて、多数の予め設定されたまたはプログラム可能な周波数のうちいずれか１つに対して安定したかつ精密な出力信号を生成することができる。

【００５６】

可変周波数信号発生器は、ある周波数範囲内で安定した周波数を有する第１の信号を出力するように配置され得、増幅ユニットは、第１の信号を治療に好適なパワーレベルを有する第２の信号に増幅するように配置される。増幅ユニットは、当該周波数範囲のうちのいずれかの周波数を有する信号を１０Ｗ以上のパワーレベルに増幅することができる。換言すると、増幅ユニットは、信号発生器が生成するある周波数範囲に亘って動作可能であ

る。当該周波数範囲は、標準的な導波管が伝達する周波数に対応し得る。これに代えて、モーディングの恐れを実質的に増大させずにより大きな帯域幅を達成するため、源が生成する信号は、同軸ケーブルによって増幅ユニットに、および次にアンテナに伝達され得る。同軸ケーブルは、相対的に広い周波数範囲内で低い損失を呈することができる。たとえば、当該周波数範囲は１００ＭＨｚから１８ＧＨｚであり得る。同軸ケーブルの外径が関心のあり得る最も高いマイクロ波周波数の波長の半分に匹敵しないまたはそれ以下である限り、ＴＥＭ波が伝播する。標準的でない導波管構造も考えられ得、たとえば、リッジ導波管構造が好ましい。なぜなら、これらは、マイクロ波エネルギが、標準的な矩形または円筒導波管構造を用いて可能であるよりもはるかに広い周波数帯域に亘って伝播できるようにすることで知られているからである。この場合、増幅ユニットは進行波管（ＴＷＴ）を含み得る。１つの実施例では、増幅ユニットは、周波数範囲におけるいずれかの周波数を有する信号を１００Ｗ以上のパワーレベルに増幅することが可能であり得る。

【００５７】

上述のように、周波数は、アンテナの端縁での特定の状態（たとえば組織負荷または吸収ピーク）に依存して調整可能であり得る。装置はその状態を検出し得る。たとえば、装置は、アンテナから反射して戻される信号を受けるように配置される反射放射結合器および検出器を含み得る。検出器は反射信号の大きさおよび位相を検出するように配置され、これにより源の調整可能な周波数は、検出された大きさおよび位相に基づいて制御可能である。

【００５８】

１つの実施例では、源は、ある周波数範囲に亘って順方向マイクロ波放射信号の出力周波数を掃引するように配置され得、これにより、掃引された順方向信号に対応する反射信号の検出された大きさおよび位相に基づいて、治療に好適な周波数を当該周波数範囲から選択可能になる。この配置により、特定の組織の種類において特定のアンテナ構成に最も好適な治療周波数を見出すことができる。たとえば、あるアンテナ形状はある特定的な周波数（「スイートスポット」）で最も効果的に放射し得る。スイートスポットは、順方向信号の周波数を掃引することおよび掃引された周波数についてアンテナから返された反射信号をモニタすることによって見出すことができる。小反射信号は、スイートスポット、すなわちパワーが組織中へ効率的に送達される周波数、を示し得る。ヌル（null）または最小信号検出器は、演算増幅器および比較器などの個別のアナログ回路構成要素を用いてハードウェアで実現されてもよく、またはソフトウェア解決策が実現されてもよく、これによりアナログ信号はアナログ－デジタル変換器を用いてデジタル化され、デジタル化信号がマイクロプロセッサまたはＤＳＰユニットを用いて処理される。

【００５９】

第１および第３の局面の特徴を組合せてもよい。このように、アンテナは、治療用の第１のパワーレベルのマイクロ波信号を伝達するための第１のチャネルおよび測定用の第２のパワーレベルのマイクロ波信号を伝達するための第２のチャネルを介して源に選択的に接続可能であり得、アンテナは、アンテナから第２のチャネルに沿って検出器に直接に反射される信号をルーティングするように配置される信号転送ユニットを介して検出器に接続される。周波数は第２のチャネル上で掃引されて、組織および／または器具の損傷の恐れを最小限にし得る。所望の周波数が決定されると、装置は第１のチャネルに切換えられ得る。第１のパワーレベルは第２のパワーレベルよりも２以上のオーダー大きなものであり得る。

【００６０】

アンテナ自体の構造は、この発明の第１または第２の局面に関連して以上論じた特徴のいずれを含んでもよい。異なるアンテナ形状に対して場のシミュレーションモデリングを行なって、好ましい送出される周波数の理論値を調査し、判断してもよい。したがって、アンテナは、源の周波数範囲内で効率的に送出するように構成され得る。調整可能な源は、特定のアンテナの理論的に最良の周波数値と実際の最良の周波数値との間のいかなる差も調整する周波数の「微調整」という付加的な利点をもたらす。

【００６１】
パワーレベルブースト
第４の局面では、この発明は、切断要素を介して送達されるマイクロ波パワーの治療レベルが手動でブーストされることを可能にし得る。このことの１つの利点は、システムが大血管を効果的に扱えるようになることである。１つの配置では、英国特許出願第０６２００６０．４号に記載のシステムを修正して、装置のユーザ（たとえば外科医）がスイッチ（たとえば足踏みスイッチペダルまたは押しボタン）を操作して組織中へのパワーのブーストを与えてもよい。同じ周波数のより高いパワーレベルは、大血管に遭遇したときに必要となり得る。より高いパワーレベルを用いると、開いた大血管を封止するのにかかる時間を短縮し得る。
【００６２】
この発明の第４の局面に従うと、外科切断装置であって、マイクロ波放射を生成するように配置されるマイクロ波放射源と、生体組織を切るための端縁を有する切断要素、および源に接続されかつ実質的に均一なマイクロ波放射場を切断要素の端縁で放出するように配置されるアンテナを有する外科器具と、源が生成するマイクロ波放射信号を増幅するための、源とアンテナとの間の増幅ユニットとを有し、増幅ユニットは、信号を第１のパワーレベルに増幅するための第１の構成と信号を第１のパワーレベルよりも高い第２のパワーレベルに増幅するための第２の構成との間で手動で切換え可能である、外科切断装置を設け得る。
【００６３】
典型的な治療パワーレベル（すなわち第１のパワーレベル）は、１０Ｗから１２０Ｗの範囲であり得る。ブーストされたパワーレベル（すなわち第２のパワーレベル）は、第１のレベルを２０から５０Ｗ以上増大させ得る。たとえば、ブーストされたパワーレベルは、たとえば１２０から３００Ｗ以上の範囲の１２０Ｗより大きいものであり得る。使えるブーストの量は、システム内で用いられる、たとえば反射パワー保護サーキュレータおよび関連のパワーダンプ負荷などの構成要素の最大パワー取扱い能力ならびに放射刃を実現するのに用いられる材料によって限定され得る。特に、パワーがあまりに長い持続時間の間高くなりすぎるのを許すことで刃の材料に過度に圧力が加わるのを回避することが望ましい。単位容積あたりの材料中に放散されるパワーＰは以下の式によって与えられる。
【００６４】
【数２】

$$P = 2\pi\varepsilon_0\varepsilon''E_{rms}^2$$

【００６５】
式中ε^Wは損失係数であり、
【００６６】
【数３】

$$E_{rms}^2$$

【００６７】
は電界強度である。
パワーブーストを与えるための手動で操作可能なスイッチは、装置の通常動作を活性化させるためのスイッチに加えて設けられ得る。たとえば、スイッチは、好適に目印をつけられた、たとえば異なる色の、足踏みスイッチペダルであり得る。２つの足踏みスイッチペダルの使用は、たとえば高電圧波形および高電流をそれぞれ発生させるための、切断および凝固動作に係る既存の（無線周波数）電気外科手順について既知であり、したがって装置は既存の外科技術と適合性がある。
【００６８】
増幅ユニットは、増幅器と、源からマイクロ波放射信号を受け、かつ増幅器を駆動するための駆動信号を生成するように配置される給電ユニットとを含み得る。給電ユニットは

、第１の構成の駆動信号よりも高いパワーレベルを有する第２の構成で駆動信号を生成するように配置される。このように、パワーブーストは、増幅器へのパワーレベル入力を増大させることによって実現され得る。給電ユニットは、第２の構成において増幅器を飽和まで駆動させるように配置され得る。これに代えて、給電ユニットは、第２の構成において、増幅器を駆動してその出力ポートで最大の予め定められたパワーを発生するように配置され得る。たとえば、組織の不要な損傷を回避するためには、上限を装置が発生するパワーの量に設定することが望ましいであろう。これは、増幅器に与えられる駆動信号を制御することによって達成され得る。これに代えて、パワーは、通常動作に用いられるレベルから、システムで用いられる特定の増幅器配置によって送達可能な最大（飽和）パワーレベルへ上げられてもよい。

【００６９】

給電ユニットは、第１の構成において源と増幅器との間でマイクロ波放射信号を伝達するための第１の信号経路と、第２の構成において源と増幅器との間でマイクロ波放射信号を伝達するための第２の信号経路とを含み得る。第１および第２の信号経路は、第１の構成と第２の構成との間で増幅ユニットを切換えるように手動で選択可能である。別個の信号経路は、ブーストされた治療信号経路では（第１のパワーレベルの）「通常の」治療信号経路上のラインナップ中の構成要素をバイパスして、より高いパワーレベルを効率的に転送可能にする、すなわち源とアンテナとの間の信号経路上の損失を低減または最小化可能にできる点で有利であり得る。

【００７０】

源は、第１または第２の信号経路へマイクロ波放射信号を方向付けるように動作可能である入力スイッチによって給電ユニットに接続され得る。これに代えてまたはこれに加えて、給電ユニットは、第１または第２の信号経路から増幅器へ駆動信号を方向付けるように動作可能な出力スイッチによって増幅器に接続される。

【００７１】

アクチュエータは、入力および出力スイッチを同時に動作させて第１または第２の信号経路のいずれかを選択するように配置され得る。アクチュエータは、上述のように、足踏みスイッチペダルであり得る。

【００７２】

第２の信号経路は、第２の構成において駆動信号のパワーレベルを増大させる、たとえば前置増幅器などのブースト増幅器を含み得る。

【００７３】

装置は、第１の信号経路上に、アンテナから反射して戻される信号を受けるように配置される反射放射検出器と、インピーダンス調整器とを含み得る。検出器は、反射信号の大きさおよび位相を検出するように配置され、インピーダンス調整器は、測定された信号の検出された大きさおよび位相に基づいて制御可能な調整可能複素インピーダンスを有する。この配置を用いれば、（第１のパワーレベルの）「通常の」切除動作の間に高い灌流を検知可能な自動制御システムを実現することが可能になり得、これにより、装置は第２のパワーレベルに自動的に切換わることができる。制御不可能な大出血が起こったことを示すのに用い得る状態は、反射パワー測定信号によって検出された一定電圧レベルによって示され得る。ここで一定電圧レベルとは、十分に整合した状態、すなわち、平均よりも長い持続時間またはタイムスロットの間の反射パワーモニタ／検出器からのローの信号レベル、を表わすものである。である。これは、通常動作では、刃を組織に沿ってまたは組織を通って動かすと血液があふれた状態が凝固状態に急速に変化してインピーダンスが連続的に変化するために反射信号の規則変化が起こるであろうと予測されるため、この状態を確立する有効な手段であり得る。異なる状態についての電圧レベルおよびタイムスロットは実験および臨床試験によって発見され得、システムは、さまざまなタイムスロットおよびレベルをセットアップ可能なように配置され得る。

【００７４】

第２の信号経路は、インピーダンス調整器（すなわち「通常」動作におけるパワー制御

ユニット）をバイパスし得る。したがって、第２の信号経路上で動作する場合、装置は増幅器を過駆動（overdrive）（またはこれを飽和状態まで駆動）するように配置され得る。第２の信号経路を、たとえば５から１０秒またはそれ未満の短い期間利用して、（たとえば開いた大血管による）高い灌流を治療可能にし得る。

【００７５】

第４の局面を第１の局面と組合せてもよい。そのような場合、効果的には３つのパワーレベルが存在する。すなわち、測定用の低パワーレベルと、それぞれ通常の治療およびブーストされた治療用の２つの高パワーレベルとである。このように、アンテナは、治療用の第１または第２のパワーレベルのマイクロ波信号を与えるための増幅ユニットを含む第１のチャネルおよび測定用のより低いパワーレベルのマイクロ波信号を伝達するための増幅ユニットをバイパスする第２のチャネルを介して選択的に源に接続可能であり得る。アンテナは、アンテナから第２のチャネルに沿って検出器に直接に反射される信号をルーティングするように配置される信号転送ユニットを介して検出器に接続される。

【００７６】

以上開示されたように、信号転送ユニットは、第２のチャネル上に、源とアンテナと検出器との間に接続されたサーキュレータを含み得、サーキュレータは、順方向信号を源からアンテナへ、および反射信号をアンテナから検出器へ方向付けるように配置される。

【００７７】

装置は、第１または第２のチャネルの選択を許すように配置されるスイッチを含み得る。チャネルスイッチは、第１または第２のパワーレベルの選択を許すように配置されるスイッチとは別個のものであり得る。

【００７８】

第４の局面はまた、上述の第１、第２または第３の局面のいずれの他の特徴と組合されてもよい。特に、第２の実施例と組合せると、第１および第２の周波数の双方についてブースト配置を設け得る。第２の（より低い）周波数は大血管の対処に既に選択されている。ブースト能力を与えることは、たとえば非常に大きな出血などの極端な状態を扱うためのバックアップを提供し得る。

【００７９】

事象モニタ

第５の局面では、この発明は、アンテナから返された反射信号のある挙動を認識し、認識された挙動に応答して自動的に対策を取れるように配置された反射パワーモニタを設け得る。信号の挙動は治療中の組織の状態を示し得る。たとえば、信号は、組織のインピーダンスが変化していないことを示し得る。これは、送達されるパワーが有効な治療に不十分であることを意味し得る。この認識された挙動に応答して、パワーレベルを自動的にまたは手動で（たとえば第４の局面のブーストの概念を用いて）増大し得る。別の例では、この配置を用いて、治療の間に起こり得る現象または組織「喀出」を低減または防止することができる。組織「喀出」または「飛出し」は、（たとえばプローブまたは刃などの）エネルギ送出外科器具が組織に挿入される圧力蓄積によって生じると考えられる。器具からのエネルギと圧力との組合せは、組織の小片の治療部位からの離脱を引起し得、場合によっては１ｍまでの範囲またはそれを超えた飛散の可能性がある。本装置の動作の間に外科医または他の職員に血液またはたとえば肝臓組織（特に患部）がかかってしまうことを回避することが非常に望まれる。この効果は空洞化効果とも記載されることがある。

【００８０】

この効果は、放射刃が数秒間またはおそらくはそれより短くても１つの位置に保持された場合、切除手順において問題を引起し得る。この効果は、手術中に大きな出血血管（開いた血管）に取組む（すなわち封止または焼灼する）ことが必要である場合に特に起こり得る。本明細書中で論じる装置について起こり得る小さな刃の構造および高い局所化されたパワーレベルのために、刃に沿ったパワー密度は、大血管からの大出血に遭遇した際にパワーブーストが与えられていれば特に、非常に高くなり得る。

【００８１】

発明者らは、反射パワーの挙動が喀出事象が起こりそうな時期を予め示すことができることを発見した。さらに、発明者らは、関連の挙動に応答して好適な措置が取られれば喀出事象の発生を防止可能であることを発見した。

【００８２】

第５の局面に従うと、外科切断装置であって、マイクロ波放射信号を生成するように配置されるマイクロ波放射源と、生体組織を切るための端縁を有する切断要素、および源に接続されかつ切断要素の端縁で実質的に均一なマイクロ波放射場を送出するように配置されるアンテナを有する外科器具と、源とアンテナとの間に接続されてアンテナから反射して戻された信号を検出する反射放射検出器と、反射放射検出器が検出した反射信号中の標識事象を検出するように配置される反射パワーモニタと、源とアンテナとの間に接続され、かつモニタが標識事象を検出すればアンテナが受信したマイクロ波放射信号のパワーレベルを自動的に調整するように配置されるパワーレベル調整器とを有する、外科切断装置を設け得る。

【００８３】

標識事象は反射信号のいずれの検出可能な挙動であってもよい。たとえば、これは反射パワーのある変化率であってもよく、またはあるタイムスロットもしくは持続時間の間の反射パワーの一定レベルであってもよい。標識事象は反射パワーの挙動から導出され得る。たとえば、反射パワーを用いて組織のインピーダンスの変化を判断し得る。これらの変化は標識事象を示し得る。１つの実施例では、この配置を用いて、放射刃が組織を効果的に切って出血を凝固させるのに必要であるよりも長い時間特定の位置に保持された場合に放射刃が組織に対して過度の付帯的損害を生じ得ないことを確実にすることができる。この配置が、刃があまりに長く１箇所に保持されていることを示す事象を検出すれば（たとえば十分に整合した状態を示す定電圧が検出されれば）、パワーを低下させて付帯的損害を低減または防止することができる。

【００８４】

反射パワーモニタは、反射信号における急激な電圧スパイクを検出するように配置され得る。たとえば、モニタは、反射信号のｄｖ／ｄｔの値（経時的な電圧変化）を測定するように配置される微分器を含み得る。微分器は、測定値をしきい値と比較するように配置され得る。これにより、標識事象はしきい値よりも高いｄｖ／ｄｔの値となる。この配置を用いて組織「喀出」を検出し得る。発明者らは、この前に急な立上がりまたは立下がりを伴う電圧スパイクが発生することを見出した。装置は治療の間反射パワーを連続的にモニタし得、標識事象（しきい値を超えるｄｖ／ｄｔの値）が検出されれば、パワーレベルは、第１の値から第２の値へ即時にパワーレベルを低下させるように配置され得る。このように、装置は「喀出」につながることが知られている標識（信号）が観察されるとすぐに、パワーレベルを下げ（または低下させ）得る。パワーレベルの第１の値はパワーレベルの第２の値よりも１以上のオーダー大きなものであり得る。１つの実施例では、第１の（治療）パワーレベルは１００Ｗ以上であり、第２のパワーレベルは１０Ｗ以下である。

【００８５】

微分器（たとえば傾斜検出器微分器）は、アナログの態様で、すなわち別々の演算増幅器、信号比較器、キャパシタおよび抵抗器の配置、ならびにＭＯＳＦＥＴスイッチを用いて、または、たとえばコンピュータもしくはＤＳＰユニットなどのデジタルコンポーネントを用いて、実現され得る。

【００８６】

しきい値は、たとえば、組織喀出に対する感度を選択可能にするために調整可能であり得る。

【００８７】

パワーレベル調整器は、パワーレベル低下後の回復期間にパワーレベルが第１の値に戻るように配置され得る。実際には、パワーは、実質的な器具のダウンタイムなしに治療を継続できるように、または患者の全体的な治療時間が過度にならないことを確実にするように、比較的迅速に戻ることが必要であり得る。腫瘍のアブレーションという用例につい

ては、癌性組織／細胞のすべてが完全に破壊されたことを確実にするため、組織内の臨界温度に確実に到達するようにしなければならない。したがって、回復期間は１００ｍｓ以下であり得る。

【００８８】

反射放射検出器は、モニタされた挙動を表わす反射信号中の変化に対して感度を有するように選択され得る。このように、たとえば源とアンテナとの間に接続された方向性結合器の結合ポートに接続されるなどしてダイオード検出器が用いられれば、標識事象を捕捉するようにその立上がり／立下がり時間が選択され得る。たとえば、検出器は、１０ｍｓの立上がり／立下がり時間を呈し得る、組織喀出事象と関連付けられる電圧スパイクを捕捉するのに１μｓ以下の立上がり／立下がり時間を有するダイオード検出器であり得る。１つの実施例では、非常に高速のパルス応答を有する、たとえばアドバンストコントロールシステムズ（Advanced Control Systems）の製品番号ＡＣＴＰ１５０５Ｎなどのトンネルダイオードベースの検出器を用い得る。

【００８９】

パワーレベル調整器は、源とアンテナとの間に接続されたインピーダンス調整器を備え得る。インピーダンス調整器をインピーダンス整合配置において用いてもよい。検出器は反射信号の大きさおよび位相を検出するように配置され得、インピーダンス調整器は、検出された大きさおよび位相に基づいて制御可能な調整可能複素インピーダンスを有し得る。したがって、この配置では、インピーダンス調整器は、装置のインピーダンスを負荷（組織）のインピーダンスに整合させて効率的なパワー転送を可能にするように配置され得る。インピーダンス整合は動的であり得る。たとえば、調整はリアルタイムで自動的に行なわれ得る。モニタが標識事象を検出すると、その標識事象に対する応答がインピーダンス整合に優先し得る。

【００９０】

反射パワーモニタも、たとえば外科切除手順の間外科医を誘導するユーザ情報を与えるように配置されてもよい。第５の局面は、代替的に、外科切断装置であって、マイクロ波放射信号を生成するように配置されるマイクロ波放射源と、生体組織を切るための端縁を有する切断要素、および源に接続されかつ切断要素の端縁で実質的に均一なマイクロ波放射場を送出するように配置されるアンテナを有する外科器具と、源とアンテナとの間に接続され、アンテナから反射して戻された信号を検出する反射放射検出器と、反射放射検出器が検出した反射信号中の標識事象を検出するように配置される反射パワーモニタとを有し、モニタは、標識事象が検出されると聴覚または視覚信号を送出するように配置される、外科切断装置として表現され得る。聴覚または視覚信号は検出された事象を表し得る。このように、ある聴覚信号は外科医に情報を与えて、外科医が最適な態様で確実に刃を動かすようにし得る。聴覚信号はある音の範囲またはデジタル合成された声のいずれかであり得る。この特徴は、手順の間に健常組織に対して引起こされる付帯的損害を低減または最小化するのに用いることができる。というのも、これは、外科医が必要以上に長期間組織に接触した状態で刃を放置するのを回避し得るからである。

【００９１】

第５の局面を上述の第１、第２、第３または第４の局面の特徴のうちいずれの特徴と、またはそれらの組合せと組合せてもよい。

【００９２】

以上論じた５つの局面は、英国特許出願第０６２００６０．４号に開示される外科器具のいずれとともに用いてもよい。一般的に、外科器具は、たとえば誘電体材料などからなる、たとえば組織を切るための端縁を有する刃を有するものなどの切断要素の中に形成される本体を備える。たとえば、「歯」形状の刃、メス形状の刃、「ペンキ剥離具」形状の刃、のみ形状の刃、半球形状の刃、包丁形状の刃、およびカービングナイフ形状の刃など、さまざまな刃の形状を用い得る。「歯」形状の刃を用いる事例では、組織に食い込むことができるように、歯は底辺の角の各々の角度が６０°である三角形構造の形態をとることが好ましいであろう。外科器具は使い捨てであり得る。

【００９３】
アンテナは外科器具の本体と一体に形成されるか、または当該本体上に作製される。適切な電磁場シミュレーションモデリングツールを用いて、アンテナの構成を、アンテナが送出する場が実質的に均一な態様で刃の端縁に集中するように配置することができる。
【００９４】
外科器具の１つの実施例は、サファイア材料を用いて、マイクロ波場放射構造と鋭利な切断工具との両者として働く刃を形成するロードされた（loaded）導波管アンテナである。導波管（インピーダンス変成器）内部のサファイアセクションの形状と、端セクションまたは刃筐体の設計とは、たとえば電磁場シミュレーションツールを用いて、生体組織とサファイア刃と導波管空胴との間で良好なインピーダンス整合を与えるように設計され得る。サファイア材料は、電鋳プロセスを用いてその表面上に亘って部分的に金属被覆されて、刃の端のみが露出するようにされてもよい。放射／切断刃およびインピーダンス変成器の実現のためのサファイアの使用に対する有望な代替策はアルミナである。アルミナは、低損失マイクロ波構成要素の開発においてよく用いられる良好なエンジニアリング材料であり、サファイアと同様のマイクロ波特性を有する。アルミナは、少量のガラスとともに結合された、大きな容積分率のサファイア小結晶からなる。サファイアの比率によってアルミナの質が決まる。純度が９６％および９９．５％のアルミナの電気的特性をサファイアと比較するのに表１を用い得る。
【００９５】
【表１】

材料	比誘電率 (ε_r)	$(\tan\delta)$ 損失正接
純度 96% アルミナ	9.3996	0.0004
純度 99.5% アルミナ	9.9	0.0001
サファイア	11.5	0.00003

表１：一体型変成器および刃の有望な材料の特性の比較

【００９６】
露出したセクションは放射構造である。サファイア（またはアルミナ）材料から作られる段変成器は、空気のインピーダンスに近い高インピーダンス、すなわち３７７Ωである、非ロードの（unloaded）導波管セクションのインピーダンス（導波管の開放セクションが空気に露出した場合に－１０ｄＢの反射減衰量を与えることは通常であることが留意され得る）と、たとえば１００Ωと１Ωとの間の低インピーダンスであり得る生体組織との間のインピーダンス整合を与える。導波管のサイズは動作周波数に依存する。たとえば、ＷＧ１８（ＷＲ６２）可撓性導波管セクションを用いて、１２．４ＧＨｚから１８ＧＨｚの周波数範囲に亘って動作することができる。これは、本明細書中で論じる動作スポット周波数のうち１つ、すなわち１４．５ＧＨｚ、での使用に好適な構造である。他の導波管は異なる周波数範囲に亘って動作する。
【００９７】
以上概要を述べた局面の実施例が添付の図面を参照して以下に詳細に説明される。
【図面の簡単な説明】
【００９８】
【図１】この発明の第１の局面の実施例である、源からの放射のための、治療チャネルおよび測定チャネルを有する外科切断装置の構成要素を示す概略システム図である。
【図２】この発明の第１および第２の局面の双方の実施例である、２つの周波数でマイクロ波放射を送達することができる外科切断装置の構成要素を示す概略システム図である。
【図２Ａ】この発明の第２の局面の別の実施例である、２つの周波数でマイクロ波放射を送達することができる外科切断装置の構成要素を示す概略システム図である。
【図３】この発明の第３の局面の実施例である、源が送達するマイクロ波放射の周波数が可変である外科切断装置の構成要素を示す概略システム図である。
【図３Ａ】周波数合成器の構成要素の概略図である。

【図４】この発明の第２の局面の実施例である、刃および２つのアンテナを有する外科器具の側面図である。
【図５】この発明の第２の局面の別の実施例である、刃および２つのアンテナを有する別の外科器具の部分断面側面図である。
【図６】この発明の第２の局面の別の実施例である、刃および２つのアンテナを有するさらに別の外科器具の側面図である。
【図７】この発明の第１および第４の局面の実施例である、治療パワーレベルをブーストすることができる外科切断装置の構成要素を示す概略システム図である。
【図８】この発明の第５の局面の実施例である、アナログ微分器を設けて反射パワー信号中の標識事象を検出する外科切断装置の構成要素を示す概略システム図である。
【図９】図８に示される装置中のアンテナに送達されるパワーが、反射信号において検出された事象に依存してどのように変わるかを示すグラフ図である。
【発明を実施するための形態】
【００９９】
詳細な説明；さらなるオプションおよび好例
選択可能なチャネル
図１は、たとえば、この発明の第１の局面の実施例である、外科切除手順（たとえば肝臓切除）における使用に好適な外科切断装置１００を示す。個別の構成要素の多くは、英国特許出願０６２００６０．４に開示された装置で用いられたものと同様である。主な相違点は、源１０２の出力を、マイクロ波放射を源１０２から外科器具１０４上のアンテナ（図示せず）に伝達するための２つのチャネルＡ、Ｂに源１０２の出力を分離するスプリッタ１０６を設けることである。チャネルは異なるパワーレベルで外科器具に放射を送達する。この局面では、刃によって切開される血管を封止または焼灼するパワーレベルで放射を送達するための治療チャネルＡと、刃では実質的に組織に影響を及ぼさないが、その組織に関する情報を得るのに用いることができる、より低いパワーレベルでの放射を送達するための測定（または検知）チャネルＢとが存在する。
【０１００】
詳細には、図１は、安定した周波数を有する低パワー信号（たとえば０ｄＢｍから１０ｄＢｍの間）を出力する（たとえばＶＣＯまたはＤＲＯなどの発振器源である）源１０２を示す。周波数は１０ＧＨｚを上回るいずれの好適な周波数であってもよい。たとえば、周波数は１４．５ＧＨｚ、２４ＧＨｚ、またはそれ以上であり得る。
【０１０１】
源１０２からの出力は、－３ｄＢ結合器、３ｄＢパワースプリッタ、または方向性結合器であり得るパワースプリッタ１０６によって２つの部分に分割される。機器は、導波管、マイクロストリップまたは同軸配置において実現され得る。一方の部分は治療チャネルＡに沿って方向付けられ、他方の部分は測定チャネルＢに沿って方向付けられる。
【０１０２】
治療チャネルＡ上では、信号は入力をパワー増幅器ユニット１０８に駆動し、この実施例では、パワー増幅器ユニット１０８は前置増幅器１１０およびパワー増幅器１１２を備える。増幅器１１０、１１２は、１０ＧＨｚから４０ＧＨｚの範囲の周波数で１Ｗから５００Ｗのパワーレベルを生成することができる、進行波管（ＴＷＴ）、マグネトロン、クライストロン、半導体増幅器などのいずれであってもよい。この実施例では、増幅器は、たとえばそれぞれ２０および３０などの２０以上の利得を有し得る。たとえば固体状態ドライバ増幅器とミニＴＷＴとの直列組合せを備えるマイクロ波パワーモジュールをパワー増幅器ユニット１０８で用いてもよい。低損失導波管またはマイクロストリップパワーコンバイナを用いる複数のマイクロ波パワーモジュールを組合せて所望のパワーレベルを発生することが望ましいであろう。パワー増幅器ユニット１０８の構成は、マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット１１６が与える制御信号C_3によって決まる。
【０１０３】
調整可能信号減衰器１１４はスプリッタ１０６と増幅器ユニット１０８との間の治療チ

ャネルＡ上に位置する。減衰器１１４の機能は、スプリッタ１０６からの信号の振幅を減じて、増幅器ユニット１０８が発生する出力パワーを制御できるようにすることである。減衰器１１４は以下に論じるマイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット１１６からの制御信号C_1に応じて調整可能である。減衰器１１４はＰＩＮダイオード減衰器であり得、好ましくは、増幅器ユニット１０８が、減衰レベルが最小値にある場合に飽和状態に駆動され、および減衰が最大値に設定される場合はパワーが十分に下げられるようにする減衰範囲を与えるように配置される。すなわち、レベルが設定され得ることにより、システムは、それほど大きく灌流していない組織で焼灼または凝固が生じることを可能にし、またはパワーレベルは血液を凝固させない。前者の場合、この高レベルの制御により、不要な付帯的損害または切れ目に隣接する健常組織構造に対する損傷を生じずに、凝固を生じさせることができる。

【０１０４】

パワー増幅器ユニット１０８からの出力はマイクロ波サーキュレータ１１８の入力（第１の）ポートに供給される。マイクロ波サーキュレータの機能は、増幅器ユニットを損傷させ得るまたは出力段で見られるインピーダンス不整合による発振器のような振舞いを増幅器にさせ得る、増幅器ユニットの出力段に戻される高レベルの反射パワーから増幅器ユニット１０８を保護することである。サーキュレータ１１８は時計回り方向にのみパワーが流れ得るように動作する。増幅器ユニット１０８の出力からのパワーは、このようにパワーサーキュレータ１１８の第２のポートに進路変更され、ここで方向性結合器１２０、１２２、導波管スイッチ１２４および伝送ケーブル１２６を介して外科器具１０４に向けて方向付けられる。サーキュレータ１１８の第３のポートはパワーダンプ負荷１２８に接続される。パワーダンプ負荷の機能は、パワーサーキュレータ１１８の第２のポートに入り得る、伝送ケーブル１２６に沿って戻される反射パワーを吸収することである。第２のポートで受けたいずれの反射パワーも第３のポートにおよびパワーダンプ負荷１２８中に進路変更される。サーキュレータ１１８の第３のポートで見られるようなインピーダンスは、ダンプ負荷１２８への入力で見られるようなものと同じになるように配置される。これにより、パワーサーキュレータ１１８の第１のポートに戻されるパワーが確実に存在しなくなる。実際には、サーキュレータ１１８の第３のポートはダンプ負荷の入力インピーダンスとよく整合し、無視できる量のパワーがサーキュレータ１１８のポート３からポート１に転送されるかまたは運ばれる。ダンプ負荷のインピーダンスが５０Ωであることは通常のことである。

【０１０５】

サーキュレータ１１８の第２のポートからの出力パワーは、順方向に進むパワーの一部、すなわち１０％または１％、をサンプリングすることによって順方向パワーを測定するように構成される順方向パワー方向性結合器１２０の入力に供給される。前方向結合器１２０の結合ポートは検出器１３０に接続され、これは結合器１２０がサンプリングしたマイクロ波パワーをＤＣレベルまたはより低い周波数のＡＣレベルに変換する。検出器１３０は、たとえば、ツェナーダイオード、ゼロバイアスショットキーダイオードまたはトンネルダイオードなどのいずれの好適なダイオードを含んでもよい。これに代えて、ホモダイン／ヘテロダイン検波ユニットを検出器１３０の代わりに用いてもよい。後者の実施例では、位相と大きさとの両方を測定することができる。

【０１０６】

検出器１３０からの出力V_1はアナログ－デジタル変換器１３２に与えられてデジタル信号に変換されるため、マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット１１６がこれを操作または使用できるようになる。

【０１０７】

順方向パワー方向性結合器１２０からの出力パワーは逆方向パワー方向性結合器１２２の入力ポートに供給され、逆方向パワー方向性結合器は外科器具１０４の遠端と生体組織との間の不整合によりケーブル１２６に沿って戻されるパワーの一部をサンプリングすることにより反射パワーを測定するように構成される。すなわち、反射係数は、たとえば０

．５または－０．５など、０よりも大きいかまたはそれよりも負であるが、－１から＋１の限界内にある。実際の値は、負荷インピーダンスがケーブルおよび刃／変成器アセンブリの特徴的なインピーダンスよりも大きいかまたは小さいかに依存する。逆方向パワー方向性結合器１２２の結合ポートは検出器１３４に接続される。検出器１３４は、後方向結合器１２２がサンプリングしたマイクロ波パワーをＤＣレベル（またはより低い周波数のＡＣ信号）に変換する。検出器１３４は、たとえばツェナーダイオード、ゼロバイアスショットキーダイオードまたはトンネルダイオードなどのいずれの好適なダイオードを含むダイオード検出器であってもよい。これに代えて、検出器１３４の代わりにホモダイン／ヘテロダイン検波ユニットを用いてもよい。検出器１３４からの出力V_2はアナログ－デジタル変換器１３２に与えられてデジタル信号に変換されるため、マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット１１６がこれを操作または使用できるようになる。検出された信号の値を用いて、システムがとるべき（またはとる必要があるいずれの措置も判断する。すなわち、刃と組織との間のいずれのインピーダンス不整合も補償するために、増幅器からの出力パワーを増大させる必要があり得る。

【０１０８】

逆方向パワー方向性結合器１２２からの出力パワーは導波管スイッチ１２４の第１のポートS_Aに接続される。導波管スイッチ１２４は、外科器具１０４に給電するケーブル１２６に、（高パワー）治療チャネルＡまたは（低パワー）測定チャネルＢのいずれかを接続するように配置される。図１では治療チャネルが選択されている。すなわち第１のポートS_Aが出力ポートS_Cに接続されている。この実施例では、導波管スイッチ１２４は、第１のポートS_Aおよび第２のポートS_Bが出力ポートS_Cに選択的に接続可能な単極２投（ＳＰ２Ｔ）スイッチである。共通の接点（出力ポートS_C）がケーブル１２６に接続される。たとえば同軸スイッチまたは高パワーＰＩＮ／バラクタスイッチなどの他の種類のスイッチを用いてもよい。

【０１０９】

導波管スイッチ１２４の構成（すなわち接続経路$S_A \rightarrow S_C$または$S_B \rightarrow S_C$を与える導波管スイッチ１２４内の可動導波管セクションの位置）は、マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット１１６が与える制御信号C_2によって決まる。

【０１１０】

この実施例では、伝送ケーブル１２６は可撓／捩り可能導波管アセンブリであるが、代わりに低損失同軸ケーブルアセンブリを用いてもよい。ゴムジャケットで可撓／捩り可能導波管を覆うことが好ましい。すなわち、ネオプレンゴムを用い得る。

【０１１１】

外科器具１０４は、基本的なメスの形態を有する刃構造を備える。たとえばアルミナ、サファイアなどの材料からなる矩形ブロックの一方端に、鋭い角度を有する切縁が２つ機械加工される。矩形ブロックの側（すなわち側面ならびに頂面および底面）が金属被覆される。しかしながら、切縁で出会う面同士は金属被覆されない。アルミナはこの位置で露出して放射部を形成する。

【０１１２】

刃構造の寸法は、たとえばマイクロ波場シミュレーションを行なうことにより、外科器具の全体的な構造および構成についての情報（たとえば動作波長）に基づいて得られ得る。

【０１１３】

低パワー測定または検出モードでは、導波管スイッチ１２４の第２のポートS_Bを出力ポートS_Cに接続して、測定チャネルＢからの（低パワー）測定信号が外科器具１０４の遠位放射先端に伝送され得るようにする。

【０１１４】

測定チャネルＢ上では、源１０２からの信号が低ノイズ低パワー増幅器１３６に入力される。いくつかの実施例では、低パワー増幅器１３６は省略してもよい。なぜなら、源１０２が生成しかつスプリッタ１０６が分割する信号のパワーは、外科器具１０４の遠端で

反射される伝送信号の一部が、反射パワー検出器１３８が検出可能な程度に十分高い振幅を有するように十分高いからである。反射パワー検出器は、たとえば示されるようなダイオード検出器またはいずれの他の好適な振幅検出器などの大きさ検出器であってもよい。これに代えて、検出器１３８は、反射信号から大きさと位相との両者の情報を抽出するように配置されるホモダインまたはヘテロダイン受信器であってもよい。本明細書中では、検出可能な信号は、有効な測定を可能にするのに十分高い振幅を有する信号である。すなわち、ノイズ成分から信号成分を識別することが可能である。低パワー増幅器１３６は、２０ｄＢｍまで、およびそれを超える出力パワーレベルを発生することが可能な（たとえばＧａＡｓデバイス、ＨＥＭＤ、ＭＭＩＣなどの）低ノイズ半導体増幅器であり得る。測定信号をブースとする必要がない場合、設計から低ノイズ増幅器を省略することが好ましいであろう。というのも、受信器ラインナップ中のいずれの付加的な能動（active）構成要素も測定信号にノイズ成分を導入してしまうからである。

【０１１５】

低パワー増幅器ユニット１３６からの出力はマイクロ波サーキュレータ１４０の入力（第１の）ポートに与えられる。マイクロ波サーキュレータ１４０の機能は、外科器具１０４からの反射パワーを直接に反射パワー検出器１３８に方向付けることである。サーキュレータ１４０は時計回り方向にのみパワーの流れを可能にするように動作する。したがって、低パワー増幅器１３６の出力からのパワーはサーキュレータ１４０の第２のポートに進路変更される。ここでこれは、導波管スイッチ１２４および伝送ケーブル１２６を介して外科器具１０４に向けて方向付けられる。サーキュレータ１４０の第３のポートは反射パワー検出器１３８に接続される。第２のポートで受けたいずれの反射パワーも第３のポートに進路変更され、したがって検出器１３８によって受けられる。反射信号自体の実質的にすべてが検出器１３８に与えられる（すなわちそれは結合されない）ので、より低パワーの入力信号を用いることができ、これにより外科器具１０４から発せられる必要以上に高いパワーレベルによる組織に対する損傷を引起こす放射の恐れを低減または最小化することができる。

【０１１６】

サーキュレータ１４０の第３のポートからの信号出力は、外科器具１０４の放射刃と生体組織または空気との間のインピーダンス不整合の度合の関数である。

【０１１７】

代替的な実施例（図示せず）では、サーキュレータ１４０の第１のポートでの信号は、反射信号と入射信号との間の差の比較のためにサンプリングされる。別のオプション特徴は、サーキュレータ１４０の第１のポートと第３のポートとの間に発生するいずれのブレークスルー信号も除去するための、サーキュレータ１４０の第１のポートと第３のポートとの間で実現され得る搬送波または順方向信号相殺回路（これも図示せず）である。

【０１１８】

反射パワー検出器１３８を用いて測定された反射信号は、アナログ－デジタル変換器１３２に給電（feed）されてアナログ電圧レベルがデジタル化され、マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット１１６を用いて処理される。したがって、パワーレベル調整は、機器がいずれの高パワーの放射も送達しないうちに測定チャネルＢに沿って伝送される検出された測定信号に基づいて（たとえば制御信号C_1およびC_3を介して）治療チャネルＡに対してなされ得る。これは送出される放射場の安全な制御をもたらし得る。

【０１１９】

組織中へのマイクロ波パワー送達は、単一のペダルであり得る足踏みスイッチ１４２を用いて手動で活性化される。足踏みスイッチ１４２は絶縁回路１４４を介してマイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット１１６に接続され、絶縁回路の機能は、ユーザ／外科医に装着される足踏みスイッチ１４２と装置１００との間のＤＣ絶縁（または直流電気絶縁）を作り出して、そうしなければ存在して回路の一部を形成してしまうであろう如何なるＤＣ経路も効果的に遮断することである。絶縁回路１４４はまた、マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット１１６による処理に好適となるように信号を整えてもよい。すなわち、足踏みス

イッチペダルを１回押すと＋５Ｖ振幅の電圧パルスに変換されてもよい。

【０１２０】

マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット１１６は、以上論じたようなさまざまな構成要素に好適な制御信号C_1、C_2およびC_3を送ることによりシステムの動作を制御する。ユーザインターフェイス１４６はマイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット１１６と通信して、ユーザがたとえばパワーレベル要求、持続時間、エネルギ送達などの指示を入力して、システムまたは器具の動作の状況の表示が与えられるようにする。

【０１２１】

別の代替的な実施例では、装置１００は、ＷＯ２００４／０４７６５９に記載されるように動的インピーダンス整合を与えるように適合されてもよい。このようにすると、別の１組のパワー結合器および同調フィルタも治療チャネルＡ上に設けられ得る。これにより、同調フィルタのインピーダンスが、たとえば、外科器具１０４の遠端の組織のインピーダンスと整合するように、結合器からの信号に基づいてマイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット１１６から送られる信号によって調整可能になる。同調フィルタは、複数の同調ロッドまたはポストを備えるスタブ同調器であってもよく、またはダイオード間の電圧の調整によってリアクタンスが変更されるバラクタダイオードの配置を備えてもよい。

【０１２２】

選択可能な周波数－装置

図２は、この発明の第１および第２の局面の実施例である装置２００を示す。装置２００は２つのマイクロ波源１０２、２０２を有し、その各々は図１に示される装置１００に対応する２つのチャネル（高パワー治療および低パワー測定）配置によって外科器具１０４に接続されている。同じ機能を提供する第１の源１０２からのラインナップ中の構成要素には図１の構成要素と同じ参照番号が付与されている。第２の源２０２からのラインナップ中の構成要素には、２から始まっていることを除いて同様の参照番号が付与されている。たとえば、スプリッタ２０６はスプリッタ１０６と同様の機能を果たす。

【０１２３】

図２に示される装置２００中の源１０２、２０２は、異なる周波数のマイクロ波エネルギを生成する。第１の源１０２は、第２の源２０２より高い周波数のエネルギを生成する。たとえば、源１０２はたとえば１０ＧＨｚから４０ＧＨｚの間の、１０ＧＨｚ以上の周波数を与え得る。この例では、１４．５ＧＨｚまたは２４ＧＨｚが好ましい。第２の源２０２は、組織中への大きな侵入深さを生じて、第１の（より高いマイクロ波）周波数を用いた場合には効果的に対処し得ない大血管を効率的な態様で凝固または封止して出血を制限または防止できるようにするエネルギを与えるように配置される。周波数は、たとえば１００ＭＨｚから５ＧＨｚの間の、５ＧＨｚ未満であってもよい。この例では、２．４５ＧＨｚまたは９２５ＭＨｚが好ましい。

【０１２４】

図２に示される装置２００は、それぞれの源から与えられる異なる周波数で動作する構成要素を用いる点を除き、構築が同一の２つのマイクロ波回路から効果的になる。

【０１２５】

このように、第１の回路は図１を参照して論じた２つのチャネルＡ、Ｂに対応しており、再説明しない。明瞭性のため、アナログ－デジタル変換器１３２とマイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット１１６との間の接続は制御信号C_4で示される。

【０１２６】

第２の回路も治療チャネルＣおよび測定チャネルＤを有し、図１に示される装置と同様に配置される。これは、周波数源２０２、パワースプリッタ２０６、（マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット１１６からの制御信号C_5によって制御される）可変減衰器２１４、マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット１１６からの制御信号C_6によって制御される（前置増幅器２１０およびパワー増幅器２１２を含む）パワー増幅器ユニット２０８、サーキュレータ２１８、５０Ωパワーダンプ負荷２２８、順方向パワー結合器２２０、反射パワー結合器２２２、（出力V_3をアナログ－デジタル変換器２３２に送達する）順方向パワ

ー検出器２３０、（出力V_4をアナログ－デジタル変換器２３２に送達する）反射パワー検出器２３４、マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット１１６からの制御信号C_7によって制御される導波管スイッチ２２４、低パワー増幅器２３６、低パワーサーキュレータ２４０、検出器２３８ならびにケーブルアセンブリ２２６を備える。

【０１２７】

両方の回路において、それぞれ3つの検出器１３０、１３４、１３８、２３０、２３４、２３８からの信号はそれぞれのアナログ－デジタル変換器１３２、２３２に与えられ、（それぞれ制御信号C_4およびC_8で示される）共通のマイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット１１６にインターフェイスされる。しかしながら、この発明はこの配置に限定されてはならない。たとえば、装置２００は2つの回路に対して共通の（たとえば単一の）アナログ－デジタル変換器を用いてもよく、またはアナログ－デジタル変換器１３２、２３２はマイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット１１６との一体化部分を形成してもよい。

【０１２８】

図2に示される装置では、治療チャネルＣは、４つの検出器が与える情報を用いて自動的に「スイッチオン」されて第２の周波数の高パワーレベルを送達し得る。これに代えて、導波管スイッチ２２４は、外科医が大量出血に遭遇した際に外科医によって手動で活性化されてもよい。後者の場合、足踏みスイッチ１４２は、外科医が要求に応じて第２の周波数で生成されるエネルギを投入（またはターンオン）し得るように2つのペダルを含んでもよい。並べて配置されかつ単一のケースの中に搭載される2つのペダルを備える配置は、たとえば青色のペダルと黄色のペダルとを備えてもよい。別の実施例は、外科器具に接続された押しボタンスイッチの活性化により第２の周波数でのエネルギ生成を可能にしてもよい。スイッチは、外科医が組織内部で刃を動かすと外科医によって制御され得る。

【０１２９】

第２の周波数で生じたエネルギは、半波長ダイポール、１／４波長モノポール、半波長ループ、またはマイクロストリップアンテナ配置を用いて送達され得る。図２は、放射刃の（金属被覆されていない）表面のうち１つの上に作製されるマイクロストリップ構造２５０に給電する中心導体を備えて、外科器具１０４の底部端縁に沿って走る同軸ケーブル２２６を用いて送達されるエネルギを示す。この発明の第２の局面を実現するための刃構造は、図４、図５および図６を参照して以下により詳細に論じられる。

【０１３０】

この発明の第２の局面の別の実施例が図２Ａに示される。図２と共通の特徴には同じ参照番号が付与され、再説明されない。この実施例では、単一のアナログ－デジタル変換器１３２を用いて第１および第２の回路から受けた信号V_1、V_2、V_3およびV_4を変換する。この実施例では、各回路は治療チャネルしか備えない。

【０１３１】

図２および図２Ａに示される実施例同士の間の主な相違点は、図２の導波管スイッチ１２４、２２４および別個の信号経路１２６、２２６の代わりに図２Ａでは共通の信号経路１２７およびフィルタリング配置を使用していることである。このように、第１および第２の回路からの増幅されたマイクロ波信号はパワーコンバイナ１５６で合成されて、低損失同軸ケーブルであり得る共通の信号経路１２７を介して外科器具１０４上のそれぞれのアンテナに伝送される。第１および第２の回路は、それらのそれぞれの回路の周波数のエネルギは伝送する（または通過させる）が他の回路の周波数のエネルギはブロックするように配置される、第１の帯域フィルタ１５４および第２の帯域フィルタ２５４をそれぞれ有する。このように、フィルタは、各回路で測定された反射信号がその回路の所望の周波数を有するもののみとなることを確実にする。

【０１３２】

第１および第２の回路は、たとえば上述のような態様で足踏みスイッチ１４２によって制御される単純なスイッチ１５２、２５２を用いて活性化および非活性化され得る。

【０１３３】

可変治療周波数

図３は、この発明の第３の局面の実施例である装置３００を示す。装置３００は図１に示される装置１００と同様のラインナップを有し、同じ構成要素を用いて対応の機能を提供し得る。このように、装置３００は、周波数源３０２と外科器具３０４との間に以下のラインナップを備える。すなわち、（マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット３１６からの制御信号C_2によって制御される）可変減衰器３１４、マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット３１６からの制御信号C_3によって制御される（前置増幅器３１０およびパワー増幅器３１２を含む）パワー増幅器ユニット３０８、サーキュレータ３１８、５０Ωパワーダンプ負荷３２８、順方向パワー結合器３２０、反射パワー結合器３２２、（出力をアナログ－デジタル変換器３３２に送達する）順方向パワー検出器３３０、（出力をアナログ－デジタル変換器３３２に送達する）反射パワー検出器３３４、およびケーブルアセンブリ３２６である。図１と同様に、装置３００は、絶縁回路３４４を介してマイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット３１６に接続される足踏みスイッチ３４２によって制御可能である。ユーザインターフェイス３４６は装置３００用の設定操作を可能にする。

【０１３４】

この発明の第３の局面は、単一の広帯域パワー生成システムを設けることである。システムは、電圧制御発振器または周波数合成器であり得る可変周波数源３０２を備え、これは、その出力周波数がマイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット３１６からの制御信号C_1に基づいて制御される複数の電圧制御発振器を内蔵し得る。この信号は実際、たとえば８本の線、１６本の線または３２本の線などの複数のデジタル制御線であり得る。源は、たとえば５００ＭＨｚから２４ＧＨｚ以上の関心のある範囲のいずれの安定した周波数も生成可能であり得、この帯域内のある周波数範囲、すなわち１ＧＨｚから１０ＧＨｚの間に亘る掃引に源を用いることが可能であることが望ましい。

【０１３５】

１つの実施例では、源は周波数合成器を含む。図３Ａは、周波数合成器である源３０２中の構成要素の概略図である。ここで、源は、たとえば安定水晶発振器である基準発振器３６０、位相比較器３６２、ローパスフィルタ３６４、電圧制御発振器（ＶＣＯ）３６６、および位相ロックループ（ＰＬＬ）配置中で接続されたプログラマブル「Ｎ除算」除算器３６８を含む。

【０１３６】

ＶＣＯ３６６の出力周波数f_oは、印加される電圧、すなわちそのバラクタダイオードに対する電圧、の関数である。位相比較器３６２からの出力は、その２つの入力の信号同士の間の位相差に比例する電圧である。これによりＶＣＯ３６６の周波数が制御され、除算器３６８を介したＶＣＯからの位相比較器入力は、基準入力f_rに対して一定の位相差に留まる。すなわち、これによりそれらの入力周波数が等しくなる。このように、出力周波数f_oはNf_rで維持される。Ｎの大きさは、たとえば制御信号C_1に基づいて可変であり得る。したがって、合成器はＮの異なる値に対応する範囲に亘る一連の離散周波数を出力可能であり得る。この一連のうちの隣接する周波数同士はf_rだけ離れている。

【０１３７】

この実施例で使用可能な市販の周波数合成器の例は、ＧＥＤの２周波位相ロック周波数合成器のＬＭＰＬ－ＧＳＰの商品範囲を含む。それらの製品は、１００ＭＨｚから７ＧＨｚの範囲に亘って周波数を発生することができる。より高い周波数については、エルコムテクノロジーズ（Elcom Technologies）の広帯域幅合成器のＶＭＥＳＧシリーズを用いてもよい。このシリーズの機器は２０ＧＨｚまでで動作することができる。このシリーズ中の１つの製品は、１Ｈｚ分解能で５０ＭＨｚから２０ＧＨｚの周波数範囲を与える。

【０１３８】

パワー増幅ユニット３０８は、５００ＭＨｚから２４ＧＨｚの間にある、たとえば８から１６ＧＨｚの範囲の周波数範囲に亘る、３００Ｗまでおよびこれを超えるマイクロ波パワーを送達することができるように配置される。表２は、この目的に好適であり得る、タレスエレクトロニックデバイシーズ（Thales Electronic Devices）が製造した機器を列挙する。

【０１３９】
【表２】

製品番号	動作範囲 (GHz)	飽和出力パワー (W)	飽和ゲイン (dB)
ハイパワー CW TWT			
TL10055	6 - 18	150	30
TL10058	7.5 - 18	200	30
ミニ/マイクロ TWT			
TH4430S	6 - 18	140	30
TH4430C	6 - 18	160	30

表２：広帯域装置用増幅器構成要素

【０１４０】
この実施例では、伝送ケーブル３２６は低損失同軸ケーブルである。これは、モーディングの発生の恐れなく所望の帯域幅を達成可能である。導波管も用いてもよいが、一般的には同軸ケーブルよりも帯域幅が限られてしまう。標準的な矩形導波管を用いて達成可能なものから周波数帯域幅を増大させる手段として、リッジ導波管構造が考えられ得る。
【０１４１】
検出された信号から反射パワーに関する大きさ、位相、または位相および大きさの情報のいずれかをマイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット３１６が算出できるように装置３００は順方向および反射パワー結合器３２０、３２２の両者を有することが望ましい。この情報を用いて、組織に送達されるエネルギの好適な周波数の選択が可能になり得る。すなわち、周波数は、検出された組織負荷の状態に基づいて選択される。たとえば、用いるべき最適動作周波数を確立するためには、反射パワーにおいてヌルを探索することが望ましいであろう。
【０１４２】
好ましい実施例では、源３０２の可変周波数は、ある範囲に亘って走査（掃引）され得る。順方向および反射パワー結合器３２０、３２２およびそれらのそれぞれの検出器３３０、３３４は、その周波数範囲に亘って組織の応答を記録することができ、マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット３１６が、たとえば当該周波数範囲に亘る装置３００の反射減衰量についての情報を得られるようにし得る。源の動作周波数は、この情報に基づいて自動的に選択され得る。たとえば、特定の組織種類（または別の材料）においてエネルギ吸収ピークが生じる周波数はこのように選択され得る。この配置は、異なる周波数で異なって応答し得るさまざまな外科器具と共にこの装置を使用できる点で有利であり得る。実際に、外科器具が使い捨て可能な品であれば、この発明のこの局面は、製造プロセスの一部としてまたは温度変化を通じて起こる器具同士の間の軽微な差を補償し得る。
【０１４３】
選択可能な周波数－外科器具
この発明の第２の局面は、同じ外科切断器具から２つの異なる周波数を有するマイクロ波エネルギを送出できる装置を設ける。このことは、外科器具上にたとえば２つのアンテナなどの２つの放射構造を設けることによって達成され得る。
【０１４４】
図４は、２つの放射構造を有する外科器具４００の第１の実施例を示す。外科器具４００は、その端がメス形状に形成され、上方および下方の角度付けられた鋭い端縁４０２、４０４がポイント４０６で出会う、導波管（すなわち誘電体）材料からなる矩形ブロックである。下方の角度付けられた端縁４０４は上方の角度付けられた端縁よりも長く、外科器具の主刃を形成する。
【０１４５】
導波管のブロックは、第１の（より高い）周波数のマイクロ波エネルギを搬送する装置の伝送ケーブルに直接に結合される。主刃に隣接する（すなわち下方の角度付けられた端縁４０４付近の）狭い領域４１０を除き、導波管のブロックの表面上に金属被覆４０８が

設けられる。したがって、金属被覆されていない領域４１０は第１の周波数のマイクロ波エネルギのアンテナ（たとえば放射刃）として働く。

【０１４６】

同軸ケーブル４１２は導波管のブロックの底部に沿って搭載される。この同軸ケーブル４１２は、第２の（より低い）周波数のマイクロ波エネルギを搬送する装置の伝送ケーブルである。同軸ケーブルの中心導体４１４は、第２の周波数のマイクロ波エネルギのアンテナとして働くマイクロストリップ構造４１６に接続され、これにマイクロ波エネルギを給電する。この実施例では、マイクロストリップ構造４１６は、金属被覆４０８の層の上に設けられた誘電体材料４１８のストリップ上に、下方の角度付けられた端縁４０４に向けて搭載される。このように、マイクロストリップ構造４１６によって送出される場も外科器具の放射刃から発せられる。しかしながら、この周波数はより低いので、マイクロストリップ構造４１６からの場の侵入深さは、金属被覆されていない領域４１０自体からのものよりも大きい。

【０１４７】

この実施例では、第１の周波数のエネルギを送達するのに用いられる放射刃アンテナの一部を形成する金属被覆４０８の層は、第２の周波数で発生されるエネルギの接地平面としても働く。このように、誘電体材料４１８は、（第２のアンテナの接地平面または第１の導体として働く）金属被覆４０８の層と第２の（活性（active））導体として働きマイクロストリップ設計（図示せず）を設ける金属被覆４１６の第２の層との間にある。

【０１４８】

同軸ケーブルの中心導体４１４は、はんだコンタクト／接合または他の導電性機械的手段を用いて第２の導体４１６に装着される。誘電体層４１８は、関心のある周波数で低損失を呈する噴霧誘電体材料であり得るか、または放射刃構造の金属被覆部分に装着される誘電体材料のシートであり得る。たとえば、カプトンのシートを用いてもよい。

【０１４９】

図５は、２つの異なるマイクロ波周波数で組織中へエネルギを射出することができる外科器具５００の第２の実施例を示す。図４に示される器具と同様に、外科器具５００は、ポイント５０６で出会う上方および下方の角度付けられた鋭い端縁５０２、５０４を有する、端がメス形状に形成された導波管５０１のブロックを備える。下方の角度付けられた端縁５０４がより長く、器具５００の主切れ刃となる。下方の角度付けられた端縁５０４に隣接した領域５１０を除き、導波管５０１のブロックの表面上に金属被覆５０８の層が設けられる。図４と同様に、導波管のブロックは、第１の（より高い）周波数のマイクロ波エネルギを搬送する装置の伝送ケーブル（導波管）５２０に直接に結合される。したがって、金属被覆されていない領域５１０は、第１の周波数のマイクロ波エネルギのアンテナ（たとえば放射刃）として働く。

【０１５０】

この実施例では、金属被覆５０８の層全体が第２の周波数のエネルギを生体組織中に放射する第２のアンテナとして用いられる。第２の周波数のエネルギは同軸ケーブル５２４を介して与えられ、その内部導体５２６は金属被覆５０８の層に接続され、第２の周波数のエネルギをこれに給電する。このように、外科器具５００は、導波管５０１のブロックの全外側部分が放射器または空中線として働くようにして、モノポール型アンテナ構造を提供する。導波管５０１のブロックが放射器として働けるようにするために、伝送ケーブル５２０の本体と導波管５０１のブロックとの間に絶縁層５２２を挿入して、第２の（より低い）周波数エネルギでこれらの構成要素同士の間に電気的絶縁を与える。絶縁層５２２はセラミック材料などの誘電体材料であり得る。絶縁層５２２は、第１の周波数の放射が伝送ケーブル５２０から導波管５０１のブロックに伝送されるのを妨げない。同軸ケーブルの中心導体５２６は絶縁層５２２を貫通する。

【０１５１】

代替的な実施例では、第２の周波数のマイクロ波場の放射が導波管５０１のブロックの特定のセクションまたは部分の上／中に入るまたは伝播することを妨げるまたは限定する

ことが望ましいことがある。これは、絶縁材料の層をそれらの領域に装着することによって達成可能である。たとえば、セラミック材料または放射吸収材料を用い得る。

【０１５２】

図６は、２つの異なるマイクロ波周波数でエネルギを組織中に射出することができる外科器具６００の第３の実施例を示す。図４に示される器具と同様に、外科器具６００は、ポイント６０６で出会う上方および下方の角度付けられた鋭い端縁６０２、６０４を有する、その端がメス形状に形成された導波管６０１のブロックを備える。下方の角度付けられた端縁６０４がより長く、器具６００の主切れ刃となる。下方の角度付けられた端縁６０４に隣接した領域６１０を除き、導波管６０１のブロックの表面上に金属被覆６０８の層が設けられる。図４と同様に、導波管のブロックは、第１の（より高い）周波数のマイクロ波エネルギを搬送する装置の伝送ケーブル（図示せず）に直接に結合される。したがって、金属被覆されていない領域６１０は、第１の周波数のマイクロ波エネルギのアンテナ（たとえば放射刃）として働く。

【０１５３】

この実施例では、内蔵型パッチアンテナ６１１が金属被覆されていない領域６１０に隣接する金属被覆６０８の層の上に搭載される。このように、導波管６０１のブロックの表面の領域は、（たとえば接着剤などの）好適な手段によって刃に装着される第１の誘電体材料６１２で覆われ、その上が接地平面として働く金属被覆６１４の第１の層で覆われ、その上が場が伝播する媒体として働く第２の誘電体層６１６で覆われ、さらにその上が金属被覆６１８の第２の層で覆われる。

【０１５４】

同軸ケーブル６２０は、導波管６０１のブロックの底部に沿って搭載される。この同軸ケーブル６２０は、第２の（より低い）周波数のマイクロ波エネルギを搬送する装置の伝送ケーブルである。同軸ケーブルの中心導体６２２はパッチアンテナ６１１に接続され、マイクロ波エネルギをこれに給電する。したがって、これは第２の周波数のマイクロ波エネルギのアンテナとして働く。同軸ケーブル６２０の中心導体６２２は金属被覆の第２の層に装着され、同軸ケーブルの外側導体６２４は金属被覆６１４の第１の層に装着される。この実施例では、金属被覆の第２の層の端縁から発せられる場が組織構造を焼灼またはアブレーションするのに用いられる。

【０１５５】

パワーレベルブースト

図７は、この発明の第１および第４の実施例のうちの１つの実施例である外科切断装置７００を示す。装置７００は、図１に示される装置１００に対応する２つのチャネル（高パワー治療および低パワー測定）配置によって外科器具７０４に接続されるマイクロ波源７０２を有する。装置１００の対応の構成要素と同じ機能を果たす、源７０２と外科器具７０４との間のラインナップ中の構成要素には、７で始まることを除いて同様の参照番号が付与されている。たとえば、スプリッタ７０６はスプリッタ１０６と同様の機能を果たす。

【０１５６】

このように、ラインナップは、周波数源７０２、パワースプリッタ７０６、（マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット７１６からの制御信号C_1によって制御される）可変減衰器７１４、マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット７１６からの制御信号C_3によって制御される（前置増幅器７１０およびパワー増幅器７１２を含む）パワー増幅器ユニット７０８、サーキュレータ７１８、５０Ωパワーダンプ負荷７２８、順方向パワー結合器７２０、反射パワー結合器７２２、（出力V_1をアナログ－デジタル変換器７３２に送達する）順方向パワー検出器７３０、（出力V_2をアナログ－デジタル変換器７３２に送達する）反射パワー検出器７３４、マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット７１６からの制御信号C_2によって制御される導波管スイッチ７２４、低パワー増幅器７３６、低パワーサーキュレータ７４０、検出器７３８、およびケーブルアセンブリ７２６を備える。これらの要素の機能は第１の局面に関して以上で論じられており、ここで繰返さない。

【０１５７】
この発明の第４の局面は装置の適合である。これにより、通常動作で用いるのと同じ周波数の最大パワーを発生するのが困難な増幅ユニット７０８を駆動することによって、開いた大血管によって生じる灌流出血に対処することができる。
【０１５８】
この実施例では、装置７００は、可変減衰器をバイパスして増幅ユニット７０８への入力をブーストしてフルパワーで増幅ユニット７０８を駆動する過駆動信号経路を含む。治療チャネルＡ上で、１対の単極２投スイッチ７６０、７６２が可変減衰器７１４のいずれかの側に接続される。スイッチ７６０、７６２はＰＩＮスイッチであり得、信号が可変減衰器７１４を通って方向付けられる（「通常」動作）第１の構成、または信号が可変減衰器７１４をバイパスして、低パワー増幅器であり得るブースト増幅器７６４を通って方向付けられる（「ブースト」動作）第２の構成のいずれかを採用するように配置される。スイッチ７６０、７６２は、マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット７１６から受ける制御信号C_4、C_5を介して動作される。
【０１５９】
このように、通常動作では、周波数源７０２によって生成された信号は、第１のスイッチ７６０の共通の接点S_xをその第１のポートS_yに接続することによって可変減衰器７１４の入力に接続され、可変減衰器７１４からの出力信号は、第２のスイッチ７６２の共通の接点S_x'をその第１のポートS_y'に接続することによって増幅ユニット７０８に接続される。このように、源７０２からの減衰後の信号を用いて増幅ユニット７０８を駆動する。これは、上記図１を参照して論じた治療チャネルＡの動作に対応する。
【０１６０】
ブーストまたは「過駆動」動作では、スイッチ７６０、７６２は、マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット７１６から対応の制御信号C_4およびC_5を受けた後、それらの第２の構成を採用する。第２の構成では、源７０２が生成した信号は、第１のスイッチ７６０の共通の接点S_xをその第２のポートS_zに接続することによってブースト増幅器７６４の入力に接続され、ブースト増幅器７６４からの出力信号は、第２のスイッチ７６２の共通の接点S_x'をその第２のポートS_z'に接続することによって増幅ユニット７０８に接続される。したがって、源７０２が発生する信号は、低パワー増幅器７６４を用いて増幅され、増幅された信号が駆動ユニット７０８を飽和状態に駆動するか、またはその出力ポートで最大パワーを発生できるように用いられるように再ルーティングされる。
【０１６１】
低パワー増幅器７６４はあってもなくてもよい。たとえば、源７０２が発生する信号の振幅が付加的な利得を必要とすることなく増幅ユニット７０８を飽和状態に駆動する程十分高ければ、ラインナップから低パワー増幅器７６４を省略してもよい。この事例では、第１のスイッチ７６０の第２のポートS_zは第２のスイッチ７６２の第２のポートS_zに直接に接続され得る。可変減衰器７１４は、その減衰が最小値に設定された場合でも１ｄＢを超える可能性があるその挿入損失を排除するようにバイパスされる。
【０１６２】
代替的な実施例では、周波数源７０２は、可変減衰器７１４が導入する減衰のすべて（または実質的な量）が排除された場合に増幅ユニット７０８の第２段が飽和状態に駆動され得る程度に十分高いパワーレベルを発生する。このように、この実施例における手動で活性化されるブーストは、制御信号を可変減衰器に送って即時に減衰を減じることによって達成され得る。この実施例では、図７に示されるマイクロ波ラインナップからブースト増幅器７６４と共に第１および第２のスイッチ７６０および７６２をそれぞれ省略することが可能である。
【０１６３】
図１に示された装置１００と同様に、ユーザは、絶縁回路７４４を介してマイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット７１６に装着される足踏みスイッチ配置７４２を用いて装置７００を動作させる。この実施例では、足踏みスイッチ配置は２つのペダル７４３、７４５を

備える。第１のペダル７４３は、導波管スイッチ７２４を制御する、すなわち治療チャネルＡと測定チャネルＢとの間の切換を制御するように配置される。第２のペダル７４５は、ユーザ（たとえば外科医）が治療チャネル上のスイッチ７６０、７６２の構成を選択できるように、すなわち通常の治療を選択することまたはフルパワーで増幅器を駆動する（「ブースト」治療）ことを許すように、配置される。ブースト治療は、通常治療の間に送達されるパワーレベルを用いても効果的に対処することができない大量出血にユーザが視覚的に遭遇した場合に望ましいであろう。

【０１６４】

事象モニタ

図８は、この発明の第５の局面の実施例である外科切断装置８００の関連部分を示す。装置８００は、図１に示される装置１００に対応し得る配置によって外科器具８０４に接続されるマイクロ波源８０２（たとえば発振器）を有する。装置１００中の対応の構成要素と同じ機能を果たす、源８０２と外科器具８０４との間のラインナップ中の構成要素には、それらが８で始まる点を除いて同様の参照番号が付与されている。たとえば、可変減衰器８１４は可変減衰器１１４と同様の機能を果たす。

【０１６５】

この発明の第５の局面に従うと、装置８００は、反射パワー結合器８２２から得られ、検出器８３４によって検出された反射パワー信号においてある事象が検出されれば、マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット８１６にトリガ信号C_3を通信するように配置されるモニタリング配置を含む。この実施例では、モニタリング配置は、検出された反射信号のｄｖ／ｄｔの値をモニタし、かつモニタされた値が設定されたしきい値を超える場合はトリガ信号を生成することができるアナログ実現例である。

【０１６６】

詳細には、検出器８３４からの検出信号（たとえば電圧V_r）がバッファ増幅器８４８を介して微分器８５０に与えられる。バッファ増幅器８４８は、主装置ラインナップと微分器８５０との間に介在し、微分器８５０が検出器８３４に対して所望されない負荷を与えることを妨げる。微分器回路は、容量値Ｃを有するキャパシタ８５２と、微分器８５０からの出力が

【０１６７】

【数４】

$$-RC\frac{dV_r}{dt}$$

【０１６８】

となるように配置された抵抗Ｒを有する抵抗器８５４とを含む。この出力は比較器８５６に与えられる。比較器は、

【０１６９】

【数５】

$$-RC\frac{dV_r}{dt}$$

【０１７０】

の値（効果的にはｄV_r／ｄｔの値、というのもこれが唯一の変数であるからである）がしきい値を超えた場合にその出力を切換える（たとえば段階的なトリガ信号８６０を生成する）ように配置される。この実施例では、比較器８５６は

【０１７１】

【数６】

$$-RC\frac{dV_r}{dt}$$

【０１７２】
をポテンショメータ８５８からの出力と比較する。ポテンショメータ８５８はしきい値を可変にする。
【０１７３】
この実施例では、トリガ信号８６０は、dV_r/dtがある値を超えた場合に生成される。dV_r/dtの高い値（たとえば５０００Ｖ／ｓ）は、喀出事象（たとえば治療部位からの組織の激しい噴出）が起こりそうであることを示し得る。装置８００は、トリガ信号８６０に反応して喀出事象の発生を防止するように配置される。マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット８１６がトリガ信号C_3を受信すると、応答制御信号C_4がすぐに可変減衰器８１４に送られ、これは即時に減衰を増大させて、組織に送達されるパワーレベルを低下させて喀出事象を防止する。
【０１７４】
パワーレベルを低下させて喀出事象を防止することはまた、治療の効果も停止させてしまう。したがって、喀出事象を防止するように低下された後は速やかに、応答信号C_4が可変減衰器を動作させてパワーを通常の治療レベルに上げることが望ましい。
【０１７５】
マイクロプロセッサ／ＤＳＰユニット８１６は、制御信号Ｃ１およびＣ２を送って、事象が検出された後で微分器をリセットするリセットスイッチ８６２、８６４（たとえばＭＯＳＦＥＴスイッチ）を動作させるように配置されてもよい。これにより、キャパシタ８５２と抵抗器８６６との間の初期電圧が新しい事象の開始時にゼロに設定されることが確実になる。
【０１７６】
以上論じた実施例では、検出器８３４は、モニタされる挙動を表わす反射信号の変化に感度を有していなければならない。この場合、検出器は、dV_r/dtの急激な変化を検知する必要があり得る。このように、ダイオード検出器を用いれば、その立上がり／立下がり時間は、たとえば１μｓ以下と短くなるはずである。たとえば、アドバンストコントロールシステムズの製品番号ＡＣＴＰ１５０５Ｎなどの、非常に高速のパルス応答を有するトンネルダイオードベースの検出器を用いてもよい。
【０１７７】
使用の際、装置は、通常治療の間は１００Ｗで１４．５ＧＨｚまたは２４ＧＨｚの周波数を有するマイクロ波放射を送達し得、トリガ信号が生成されるdV_r/dtのしきい値は４０００Ｖ／ｓに設定され得る。このように、（たとえば反射パワー信号における１ｍｓの間の５Ｖの上昇に対応する）５０００Ｖ／ｓというdV_r/dtの値が検出されると、パワーレベルは即時に１０Ｗまで下げられ、その後引続く１００ｍｓの間に亘って１００Ｗまで上げられる。全体的な治療時間は、治療開始前にユーザが設定し得る。装置は喀出事象を防止することによって生じる「ダウンタイム」を自動的に補償し得るので、たとえば実際には、１０ｓの治療時間は、喀出防止のための定期的なパワーレベル低下を考慮すると１００ｓまでかかることがある。
【０１７８】
図９は、この発明の第５の局面の装置を用いた、装置によって送達されるパワーが検出された反射信号にどのように反応できるかを図で表わしたものである。図９に示される上側のグラフが検出器８３４からの出力である。３つの急峻な電圧スパイク８７０が存在するが、これは喀出事象が起こりそうであることを示しており、アンテナと組織との間の不整合を示す緩やかな電圧８７２の増加は治療が有効であることを示すものであり得る。下側のグラフは、同じ時間尺度を用いて、組織中に送達されるパワーを示す。電圧スパイク８７０の各々に対応する位置で、１００Ｗから１０Ｗへの即時のパワー降下８７４が存在し、その後比較的緩やかな上昇８７６が引続く。不整合が起こると、送達されたパワーは徐々に下降する。なぜなら、不整合は組織にフルパワーが結合されるのを妨げるからである。
【０１７９】

この発明の第５の局面を用いて他の標識事象を検出して、したがってマイクロ波ラインナップ中の他の機器を制御してもよい。たとえば、モニタリング配置は、いつ増幅器を飽和状態に駆動すべきか、または第２の周波数源を刃に接続すべきか否かを判断し得る。これらの場合、モニタリング配置は、開いた大血管と関連付けられた標識事象を探し得る。この特定の標識は、システムが組織の中の予め定められた距離に亘って切断／凝固を発生させるのにかかる平均時間よりも長い持続時間（タイムスロット）の一定電圧レベルの形態をとり得る。各タイムスロットの大きさは、実験によって確立可能である。

【図１】

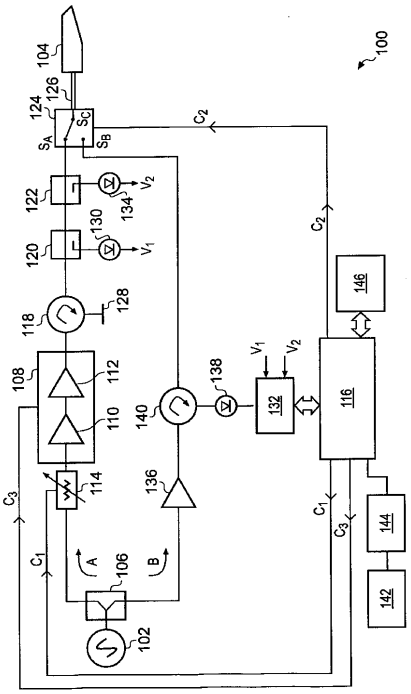


FIG. 1

【図２】

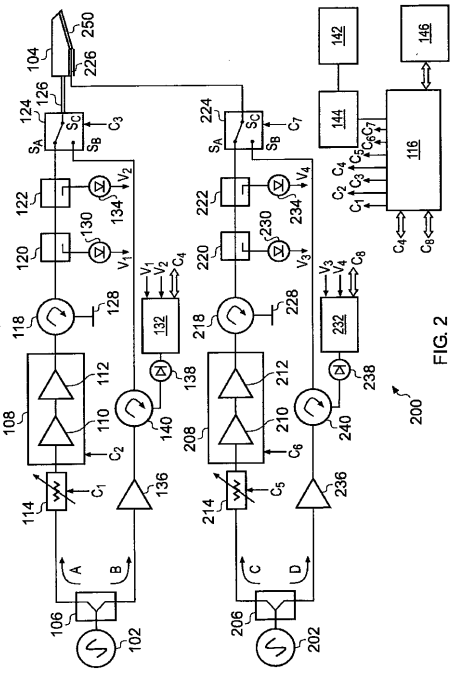


FIG. 2

【図２Ａ】

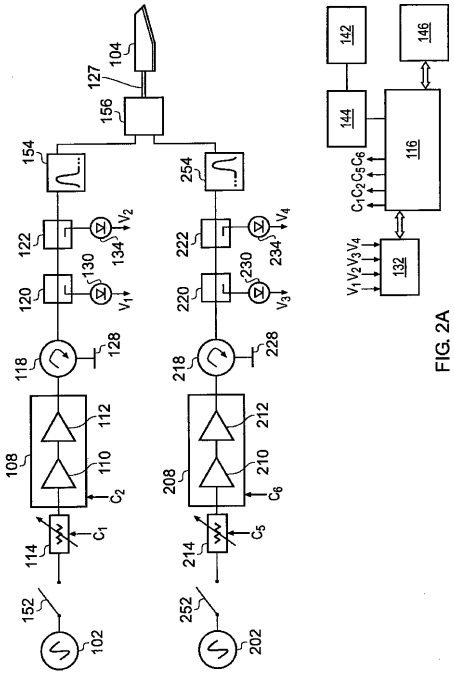


FIG. 2A

【図３】

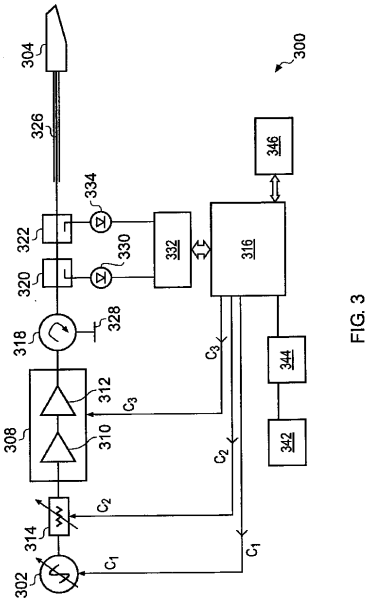


FIG. 3

【図３Ａ】

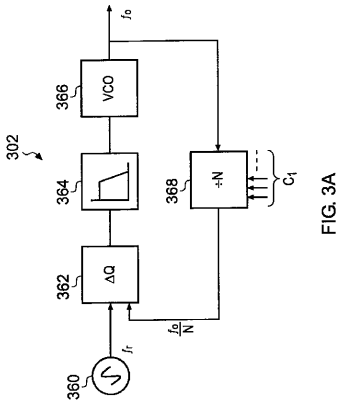


FIG. 3A

【図４】

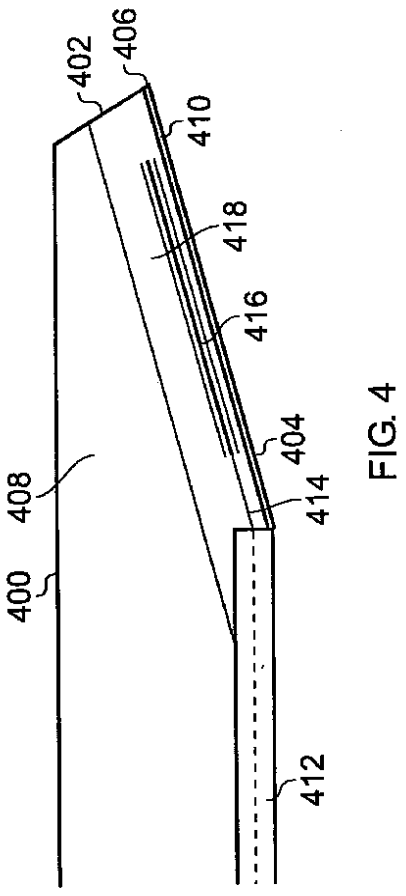


FIG. 4

【図５】

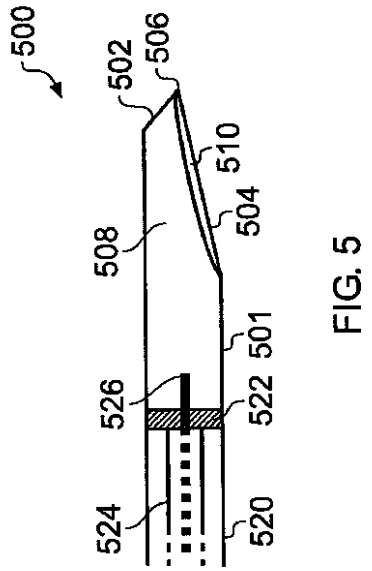


FIG. 5

【図６】

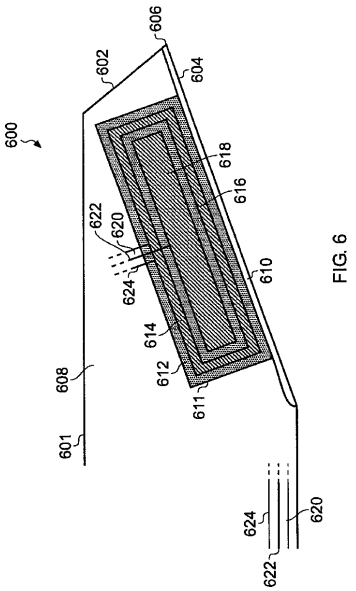


FIG. 6

【図７】

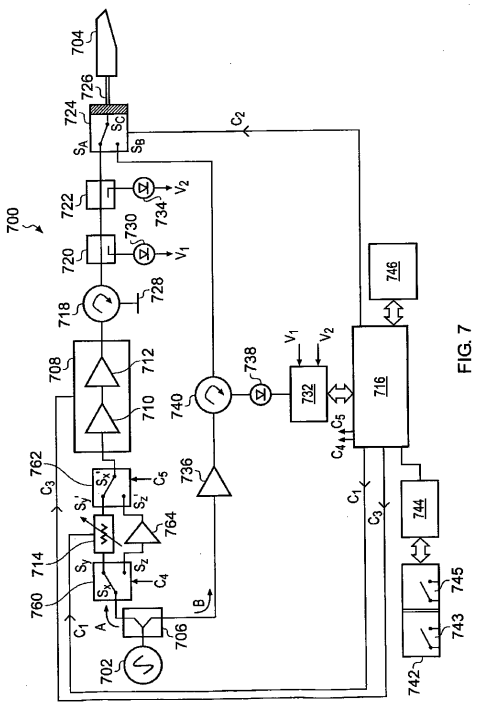


FIG. 7

【図８】

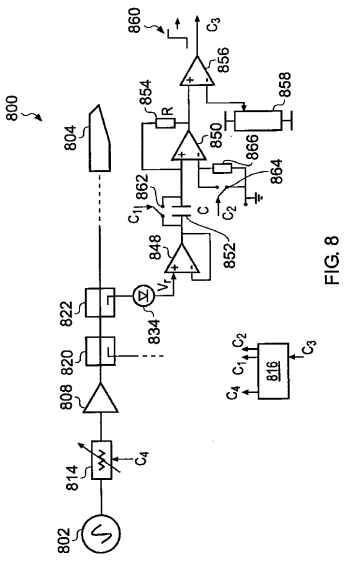


FIG. 8

【図９】

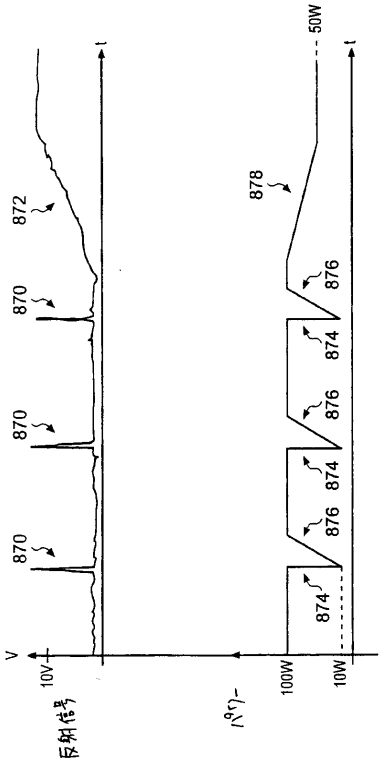

V
10V
反射信号
t
872
870
870
870
パワー
100W
10W
50W
878
874
876
874
876
874
876
876
t

FIG. 9

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 眞人
(72)発明者 ハンコック, クリストファー・ポール
イギリス、ビィ・エス・５ ８・キュー・ゼット ブリストル、セント・ジョージ、ブライアンツ・ヒル、６１

審査官 村上 聡

(56)参考文献 特表２００６－５０７８６５（ＪＰ，Ａ）
特開平０８－１６８４９３（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl., ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ １８／１８