(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7649044号
(P7649044)

(45)発行日　令和7年3月19日(2025.3.19)

(24)登録日　令和7年3月11日(2025.3.11)

(51)国際特許分類
Ａ６１Ｂ　18/18　(2006.01)

ＦＩ
Ａ６１Ｂ　18/18　１００

請求項の数　24　（全22頁）

(21)出願番号　特願2021-562173(P2021-562173)
(86)(22)出願日　令和2年4月28日(2020.4.28)
(65)公表番号　特表2022-531111(P2022-531111A)
(43)公表日　令和4年7月6日(2022.7.6)
(86)国際出願番号　PCT/EP2020/061764
(87)国際公開番号　WO2020/221751
(87)国際公開日　令和2年11月5日(2020.11.5)
審査請求日　令和5年4月19日(2023.4.19)
(31)優先権主張番号　1906010.2
(32)優先日　平成31年4月30日(2019.4.30)
(33)優先権主張国・地域又は機関
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・ピィ・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
(74)代理人　110001195
弁理士法人深見特許事務所
(72)発明者　ハンコック，クリストファー
イギリス、エヌ・ピィ・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
最終頁に続く

(54)【発明の名称】　電気手術器具用のマイクロ波増幅装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
電気手術器具用のマイクロ波増幅装置であって、
ケーブルアセンブリと、
前記ケーブルアセンブリの近位端に接続された近位送出部であって、前記近位送出部が、
前記ケーブルアセンブリを通じてＤＣ信号を送出するように構成されたＤＣ源と、
前記ケーブルアセンブリを通じてマイクロ波信号を送出するように構成されたマイクロ波源と
を備える、前記近位送出部と、
前記ケーブルアセンブリの遠位端に接続された遠位増幅部であって、前記遠位増幅部が、前記マイクロ波信号を、増幅すべき入力信号として受け取るように構成された電力増幅器を備え、前記遠位増幅部が、前記電力増幅器にわたって、前記ＤＣ信号をドレイン電圧として印加するように構成されている、前記遠位増幅部と、
前記ＤＣ信号からバイアス電圧を抽出し、それを前記電力増幅器のゲートに印加するように構成されたゲート電圧抽出モジュールと、を備え、
前記電力増幅器が、生体組織にマイクロ波エネルギーを供給するように構成された構造体に、増幅したマイクロ波信号を供給するように接続可能な出力を有し、
前記遠位増幅部および前記ゲート電圧抽出モジュールは、外科用スコープ装置の器具チャネルを通して挿入可能な寸法である、前記マイクロ波増幅装置。
【請求項２】

前記ゲート電圧抽出モジュールが、前記ＤＣ信号の電圧をダウンコンバートして前記バイアス電圧を生成するように構成されたＤＣ－ＤＣコンバータを備える、請求項１に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項３】

前記ＤＣ－ＤＣコンバータが、降圧型コンバータを備える、請求項２に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項４】

前記ゲート電圧抽出モジュールが、前記ＤＣ信号から１対のバイアス電圧を抽出するように構成されており、前記１対のバイアス電圧が、前記電力増幅器の非導通状態に対応する第１のバイアス電圧と、前記電力増幅器の導通状態に対応する第２のバイアス電圧とを含む、請求項１～請求項３のいずれか１項に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項５】

前記ゲート電圧抽出モジュールが、並列に接続された１対の降圧型コンバータを備えており、前記１対の降圧型コンバータが、前記第１のバイアス電圧を生成するための第１の降圧型コンバータと、前記第２のバイアス電圧を生成するための第２の降圧型コンバータとを備える、請求項４に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項６】

前記電力増幅器の前記ゲートに、前記第１のバイアス電圧または前記第２のバイアス電圧を選択的に印加するように構成されたゲート制御モジュールをさらに備える、請求項４または５に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項７】

前記ゲート制御モジュールが、前記電力増幅器の前記ゲートに、前記第１のバイアス電圧または前記第２のバイアス電圧を選択的に印加するように配置されたスイッチを備える、請求項６に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項８】

前記遠位増幅部が、前記ＤＣ信号によって提供される動作電圧を採用するように配置された電圧レールを備えており、前記スイッチが、前記電圧レールに前記動作電圧を印加すると、前記第２のバイアス電圧を選択するように構成されている、請求項７に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項９】

前記ゲート制御モジュールが、前記電圧レールへの前記動作電圧の印加と、前記第２のバイアス電圧を選択するための前記スイッチの作動との間に、タイムラグを導入するように配置された遅延回路をさらに備える、請求項８に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項１０】

前記第１のバイアス電圧及び前記第２のバイアス電圧は共に、前記ドレイン電圧とは逆の極性を有する、請求項４～９のいずれか１項に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項１１】

前記ゲート電圧抽出モジュールが、前記遠位増幅部にある、請求項１～請求項１０のいずれか１項に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項１２】

前記ゲート電圧抽出モジュールと前記電力増幅器の前記ゲートとの間に接続されたローパスフィルタをさらに備える、請求項１１に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項１３】

前記ローパスフィルタは、それぞれが（（２ｎ－１）λ）／４の長さを有する１対の４分の１波長スタブを備え、前記１対の４分の１波長スタブは、前記電力増幅器の前記ゲートからｎλ／２の距離に位置する第１の４分の１波長スタブと、前記第１の４分の１波長スタブから距離ｎλ／２だけ間隔を空けた第２の４分の１波長スタブとを備え、λは前記マイクロ波信号の波長であり、ｎは１以上の整数である、請求項１２に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項１４】

前記ゲート電圧抽出モジュールが、前記近位送出部にあり、前記ＤＣ信号が、前記ケーブルアセンブリによって前記遠位増幅部に伝達されるバイアス電圧を含む、請求項１～１０のいずれか１項に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項１５】

前記ケーブルアセンブリが、誘電材料によって外部導体から分離された内部導体を備える同軸伝送線路を備えており、前記マイクロ波信号が、前記同軸伝送線路によって伝達され、前記ＤＣ信号が、前記内部導体を通じて伝達される、請求項１～請求項１４のいずれか１項に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項１６】

前記マイクロ波信号が、コンデンサを介して前記同軸伝送線路に結合される、請求項１５に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項１７】

前記電力増幅器の前記出力が、前記構造体に前記増幅したマイクロ波信号を結合するように構成されたコンデンサを含む、請求項１～請求項１６のいずれか１項に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項１８】

前記マイクロ波信号が、前記ケーブルアセンブリの前記近位端で１０Ｗ以下の電力を有する、請求項１～請求項１７のいずれか１項に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項１９】

前記遠位増幅部が、前記ＤＣ信号によって提供される動作電圧を採用するように配置された電圧レールを備えており、前記電圧レールが、前記ＤＣ信号を受け取るために、前記ケーブルアセンブリの遠位端に第１の接続線路によって接続されており、前記電圧レールが、前記ドレイン電圧を提供するために、前記電力増幅器のドレインに第２の接続線路によって接続されている、請求項１～請求項１８のいずれか１項に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項２０】

前記第１の接続線路に近位ローパスフィルタを、前記第２の接続線路に遠位ローパスフィルタをさらに備える、請求項１９に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項２１】

前記近位ローパスフィルタは、それぞれが（（２ｎ－１）λ）／４の長さを有する１対の４分の１波長スタブを備え、前記１対の４分の１波長スタブは、前記第１の接続線路と前記ケーブルアセンブリとの間の接続点からｎλ／２の距離に位置する第１の４分の１波長スタブと、前記第１の４分の１波長スタブから距離ｎλ／２だけ間隔を空けた第２の４分の１波長スタブとを備え、λは前記マイクロ波信号の波長であり、ｎは１以上の整数である、請求項２０に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項２２】

前記遠位ローパスフィルタは、それぞれが（（２ｎ－１）λ）／４の長さを有する１対の４分の１波長スタブを備え、前記１対の４分の１波長スタブは、前記電力増幅器の前記ドレインからｎλ／２の距離に位置する第１の４分の１波長スタブと、前記第１の４分の１波長スタブから距離ｎλ／２だけ間隔を空けた第２の４分の１波長スタブとを備え、λは前記マイクロ波信号の波長であり、ｎは１以上の整数である、請求項２０または請求項２１に記載のマイクロ波増幅装置。

【請求項２３】

請求項１～請求項２２のいずれか１項に記載のマイクロ波増幅装置と、

前記電力増幅器の前記出力に接続された放射先端部であって、前記放射先端部が、前記増幅したマイクロ波信号を生体組織に放射するように構成されたアンテナを備える、前記放射先端部とを備える、電気手術器具。

【請求項２４】

前記マイクロ波増幅装置及び前記放射先端部が、外科手術用スコープデバイスの器具チャネルを通して挿入可能となる寸法に作られている、請求項２３に記載の電気手術器具。

【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、生体組織を治療するため、例えば切除または止血を行う（すなわち、血液凝固を促すことにより、破れた血管を封止する）ためにマイクロ波周波数エネルギーが使われる電気手術装置に関する。この電気手術装置は、例えば組織を切断するために、やはり高周波エネルギーを供給する外科手術装置の一部分として用いられることもある。
【背景技術】
【０００２】
電磁（ＥＭ）エネルギー、特にマイクロ波及び高周波（ＲＦ）エネルギーは、体組織を切断する能力、凝固させる能力、及び切除する能力があり、電気外科手術に役立つことが分かっている。一般に、ＥＭエネルギーを体組織に供給するための装置は、エネルギーを組織に供給するために、ＥＭエネルギー源を備える発生器と、この発生器に接続される電気手術器具とを含む。従来の電気手術器具は、多くの場合、患者の体内に経皮的に挿入されるように設計されている。しかし、例えば標的部位が、動いている肺、または胃腸（ＧＩ）管の薄肉部分にある場合には、器具を経皮的に体内に設置することは困難であり得る。他の電気手術器具を、気道や、または食道もしくは結腸の管腔などの体内の経路を通すことができる外科手術用スコープデバイス（例えば、内視鏡）により、標的部位に送達することができる。これにより、低侵襲性の治療が可能になり、それによって患者の死亡率を低下させ、術中及び術後の合併症率を低下させることができる。
【０００３】
マイクロ波ＥＭエネルギーを使用する組織切除は、生体組織が主に水で構成されているという事実に基づいている。ヒトの軟器官組織は、通常、７０％～８０％の水分含量である。水分子は永久電気双極子モーメントを有しており、このことは、分子中に電荷不均衡が存在することを意味する。この電荷不均衡により、分子は、時間的に変化する電界を加えることによって発生する力に応じて、その電気双極子モーメントを加えられた電界の極性と合わせるように回転しながら動く。マイクロ波周波数では、分子が急速に振動することで摩擦加熱を生じ、結果として熱の形で電界エネルギーが散逸する。これは誘電加熱として知られている。
【０００４】
この原理はマイクロ波切除療法において利用され、この療法では、マイクロ波周波数の局所的な電磁界を加えることにより、標的組織中の水分子が急速に加熱され、組織の凝固及び細胞死がもたらされる。肺及び他の器官の様々な症状を治療するために、マイクロ波放射プローブを用いることが知られている。例えば、肺では、マイクロ波放射を用いて、喘息を治療したり、腫瘍または病変を切除したりすることができる。
【０００５】
外科的切除術は、ヒトまたは動物の体内から臓器の一部分を取り除く方法である。そのような臓器は、多数の血管を含み得る。組織が切断されると（分割または横切されると）、細動脈と呼ばれる微小血管が損傷し、または破裂する。初期出血に続いて、出血点をふさごうとして血液が凝血塊に変えられる凝固カスケードが起こる。手術中に、患者が、可能な限り血液を失わないことが望ましく、したがって出血のない切断を提供しようとして、様々なデバイスが開発されてきた。内視鏡処置の場合、血流が手術者の視界を遮る可能性があり、それによって処置が打ち切られ、代わりに別の方法、例えば開腹術を用いざるを得なくなる可能性があるので、出血が生じることも、出血ができるだけ早く、または適切な方法で対処されないことも望ましいことではない。
【０００６】
電気手術用の発生器は、開腹処置及び腹腔鏡処置で用いるために、病院の手術室に広く普及しており、内視鏡検査室にもますます増えつつある。内視鏡処置では、電気手術用のアクセサリが、通常は、内視鏡内の管腔を通して挿入される。腹腔鏡手術のための同等のアクセスチャネルと対照して検討すると、そのような管腔は、比較的内径が狭く、長さが

より長い。肥満患者の場合、手術用アクセサリは、ハンドルからＲＦ先端部までの長さが３００ｍｍとなることがあるが、腹腔鏡の場合の同等の距離は２５００ｍｍを超過し得る。

【０００７】

鋭利なブレードの代わりに、高周波（ＲＦ）エネルギーを用いて生体組織を切断することが知られている。ＲＦエネルギーを使用して切断する方法は、電流が（細胞及び細胞間電解質のイオン含有量によって助長されて）組織マトリクスを通過する際に、組織を横切る電子の流れに対するインピーダンスによって熱が生じるという原理を用いて行われる。ＲＦ電圧が組織マトリクスに印加されると、細胞内で十分な熱が発生して、組織の水分を気化させる。このように乾燥が増大する結果として、特に組織を通る電流経路全体の中で最も高い電流密度を有する器具のＲＦ放出領域（本明細書ではＲＦブレードと呼ぶ）に隣接して、ＲＦブレードの切断極に隣接する組織は、ブレードとの直接的な接触を失う。そして、印加された電圧は、この空隙のほぼ全体にわたって発生し、結果的に、この空隙はイオン化してプラズマが形成される。プラズマは、組織と比較して非常に高い体積抵抗率を有する。この差異化により、ＲＦブレードの切断極と組織との間に電気回路を作り上げたプラズマに、加えられたエネルギーが集中するので、この差異化は重要である。十分に低速でプラズマに進入する揮発性物質はいずれも気化され、したがって組織を切り裂くプラズマであると認識されることになる。

【０００８】

ＧＢ２４８６３４３は、生体組織を治療するためにＲＦエネルギー及びマイクロ波エネルギーの両方を供給する電気手術装置のための制御システムを開示する。プローブに供給されるＲＦエネルギー及びマイクロ波エネルギーの両方のエネルギー供給プロファイルは、プローブに伝達されるＲＦエネルギーのサンプリングされた電圧及び電流の情報と、プローブに伝達されるマイクロ波エネルギー、及びプローブから伝達されるマイクロ波エネルギーのサンプリングされた順方向電力及び反射電力の情報とに基づいて設定される。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【０００９】

最も一般的には、本発明は、可撓性のケーブルアセンブリ、例えば、患者の体内を通して、場合によっては、例えば、内視鏡、気管支鏡などの外科手術用スコープデバイスの器具チャネルを介して、治療部位に挿入するのに適しているケーブルアセンブリの遠位端に設置された電気手術器具の一部分としてのマイクロ波増幅装置を提供する。ケーブルアセンブリは、低電力マイクロ波信号及びＤＣ信号のための共通経路を提供し得る。マイクロ波増幅装置は、低電力マイクロ波入力を治療に適した電力レベルに増幅するように配置された電力増幅器を含む。一例では、ケーブルアセンブリは、電力増幅器のドレイン電圧を提供するための一次ＤＣ信号と、電力増幅器のバイアス電圧を提供するための二次ＤＣ信号との両方を伝達し得る。別の例では、マイクロ波増幅装置は、単一のＤＣ信号から電力増幅器用のドレイン電圧及びゲート電圧を引き出す回路を遠位端に含む。

【００１０】

両配置は、治療を可能にするのに適した電力レベルのマイクロ波エネルギーが近位側で生成され、次いでケーブルアセンブリによって伝達される従来の構造と対比され得る。本配置は、従前の配置で起こり得る望ましくないケーブル損失を回避することができる。このことは、例を挙げて説明することができる。器具に１０Ｗの電力が必要とされ、ケーブルの長さに沿って１０ｄＢの損失がある場合、従来のシステムでは１００Ｗの入力電力を必要とする。このようなシステムでは、ケーブル沿いに９０Ｗの電力が失われるので、近位の増幅器は１００Ｗ以上の出力電力を達成できなければならない。対照的に、１０ｄＢのゲインを有する増幅器を遠位端で使用することにより、本発明の装置は、遠位部で受け取られるマイクロ波信号の電力が１Ｗであれば、１０Ｗの出力を達成し得る。ケーブル損失が１０ｄＢの場合、これにはマイクロ波信号の近位端での電力が１０Ｗであることが必要とされる。したがって、このシナリオでのケーブル沿いの損失（９Ｗ）は、従来の配置に比べて一桁小さい。

【００１１】
本発明によれば、電気手術器具用のマイクロ波増幅装置であって、ケーブルアセンブリと、ケーブルアセンブリの近位端に接続された近位送出部であって、近位送出部が、ケーブルアセンブリを通じてＤＣ信号を送出するように構成されたＤＣ源と、ケーブルアセンブリを通じてマイクロ波信号を送出するように構成されたマイクロ波源とを備える、近位送出部と、ケーブルアセンブリの遠位端に接続された遠位増幅部であって、遠位増幅部が、マイクロ波信号を、増幅すべき入力信号として受け取るように構成された電力増幅器を備える、遠位増幅部とを備え、遠位増幅部が、電力増幅器にわたって、ＤＣ信号をドレイン電圧として印加するように構成されており、電力増幅器が、生体組織にマイクロ波エネルギーを供給するように構成された構造体に、増幅したマイクロ波信号を供給するために接続可能な出力を有する、マイクロ波増幅装置が提供される。本装置では、ＤＣ信号が操作されて、ケーブルアセンブリの遠位端で電力増幅器の動作を可能にする。したがって、装置は、ケーブルアセンブリを通じて高電力マイクロ波信号を伝達させることなく動作する。
【００１２】
装置は、ＤＣ信号からバイアス電圧を抽出し、それを電力増幅器のゲートに印加するように構成されたゲート電圧抽出モジュールを含み得る。ゲート電圧抽出モジュールは、遠位増幅部または近位送出部にあり得る。近位送出部にあるとき、ＤＣ信号は、２つの別個の成分、すなわち、電力増幅器のドレイン電圧に対応する一次ＤＣ信号と、電力増幅器のバイアス電圧に対応する二次ＤＣ信号とを含み得る。別個の成分は、ケーブルアセンブリ内の独立した伝送線路によって伝達され得る。
【００１３】
ケーブルアセンブリは、誘電材料によって外部導体から分離された内部導体を備える同軸伝送線路を備え得る。マイクロ波信号は、この同軸伝送線路によって伝達され得る。有利には、ＤＣ信号は、内部導体を通じて伝達され得、それにより、共通の伝送線路構造が、マイクロ波信号及びＤＣ信号の両方を伝達するために使用される。他の例では、ＤＣ信号は、ケーブルアセンブリ内の別個の伝送線路によって伝達されてもよい。ＤＣ信号が２つの成分を有する場合、一方の成分（例えば二次ＤＣ信号）を同軸伝送線路の内部導体上で伝送させることができ、他方の成分は別個の伝送線路上で伝送される。
【００１４】
マイクロ波信号は、コンデンサを介して同軸伝送線路に結合され得る。これにより、ＤＣ信号が漏れてマイクロ波源に戻るのを防ぐ。ＤＣ源は、マイクロ波信号がＤＣ源に漏れるのを防ぐために、ローパスフィルタを含むことができる。
【００１５】
電力増幅器の出力は、構造体に増幅したマイクロ波信号を結合するように構成されたコンデンサを含み得る。コンデンサは、生体組織にマイクロ波エネルギーを供給するための構造体にＤＣ信号が伝わるのを防ぐＤＣアイソレータとして機能する。すなわち、コンデンサは、ＤＣ信号から患者を保護することができる。
【００１６】
ゲート電圧抽出モジュールは、ＤＣ信号の電圧をダウンコンバートしてバイアス電圧を生成するように構成されたＤＣ－ＤＣコンバータを備え得る。例えば、ＤＣ－ＤＣコンバータは、降圧型コンバータを備えてもよい。
【００１７】
一実施形態では、ゲート電圧抽出モジュールは、ＤＣ信号から１対のバイアス電圧を抽出するように構成され得る。１対のバイアス電圧は、電力増幅器の非導通状態に対応する第１のバイアス電圧と、電力増幅器の導通状態に対応する第２のバイアス電圧とを含み得る。例えば、ゲート電圧抽出モジュールは、並列に接続された１対の降圧型コンバータを備えており、１対の降圧型コンバータが、第１のバイアス電圧を生成するための第１の降圧型コンバータと、第２のバイアス電圧を生成するための第２の降圧型コンバータとを備えてもよい。装置は、電力増幅器のゲートに、第１のバイアス電圧または第２のバイアス

電圧を選択的に印加するように構成されたゲート制御モジュールをさらに備えてもよい。例えば、ゲート制御モジュールは、デフォルト条件として（電力増幅器が非導通であり、したがって入力信号にゲインを少しも提供しないことを保証するために）第１のバイアス電圧を印加するように構成することができ、特定の状況では（すなわち、組織の治療が求められている場合には）、第２のバイアス電圧を印加するために、この条件を無効にすることができる。例えば、ゲート制御モジュールは、電力増幅器のゲートに、第１のバイアス電圧または第２のバイアス電圧を選択的に印加するように配置されたスイッチを備えてもよい。遠位増幅部は、ＤＣ信号によって提供される動作電圧を採用するように配置された電圧レールを備え得る。スイッチは、電圧レールに動作電圧を印加すると、第２のバイアス電圧を選択するように構成されてもよい。言い換えれば、スイッチは電圧レールに動作可能なように接続されており、スイッチの作動は電圧レールの電圧に依存する。電圧レールの電圧が（例えば、ＤＣ信号の不在を示す）閾値未満である場合、スイッチはデフォルトの位置を採用し、電力増幅器は非導通状態にある。

【００１８】

ゲート制御モジュールは、電圧レールに動作電圧を印加してから、第２のバイアス電圧を選択するためにスイッチを作動させるまでの間に、タイムラグを導入するように配置された遅延回路をさらに備え得る。

【００１９】

ゲート抽出電圧モジュールは、第１のバイアス電圧及び第２のバイアス電圧の両方に、ドレイン電圧とは逆の極性を持たせるように構成され得る。一例を挙げれば、ドレイン電圧は２８Ｖ、第１のバイアス電圧は－６Ｖ、第２のバイアス電圧は－２Ｖである。この例では、第２のバイアス電圧は、電力増幅器の特性における導通状態への遷移寸前であるように選ばれている。

【００２０】

マイクロ波信号は、ケーブルアセンブリの近位端で１Ｗ以下の電力を有し得る。また一方、増幅したマイクロ波信号は、５Ｗ以上、例えば１０Ｗ以上の電力を有し得る。

【００２１】

遠位増幅モジュールは、ＤＣ信号を処理する構成要素をマイクロ波信号から保護するための分離構造を含み得る。例えば、遠位増幅モジュールは、ゲート電圧抽出モジュールと電力増幅器のゲートとの間に接続されたローパスフィルタを含んでもよい。ローパスフィルタは、マイクロストリップ伝送線路上に製造することができる。ローパスフィルタは、それぞれが（（２ｎ－１）λ）／４の長さを有する１対の４分の１波長スタブを備え、１対の４分の１波長スタブは、電力増幅器のゲートからｎλ／２の距離に位置する第１の４分の１波長スタブと、第１の４分の１波長スタブから距離ｎλ／２だけ間隔を空けた第２の４分の１波長スタブとを備えてもよく、λはマイクロ波信号の波長であり、ｎは１以上の整数である。

【００２２】

遠位増幅部は、ＤＣ信号によって提供される動作電圧を採用するように配置された電圧レールを備えており、電圧レールが、ＤＣ信号を受け取るために、ケーブルアセンブリの遠位端に第１の接続線路によって接続されており、電圧レールが、ドレイン電圧を提供するために、電力増幅器のドレインに第２の接続線路によって接続されている。電圧レールは、ローパスフィルタを適切に配置することにより、ゲート電圧抽出モジュールと同様にしてマイクロ波信号から保護することができる。例えば、第１の接続線路に近位ローパスフィルタが、第２の接続線路に遠位ローパスフィルタがあってもよい。近位ローパスフィルタは、それぞれが（（２ｎ－１）λ）／４の長さを有する１対の４分の１波長スタブを備え、この１対の４分の１波長スタブは、第１の接続線路とケーブルアセンブリとの間の接続点からｎλ／２の距離に位置する第１の４分の１波長スタブと、第１の４分の１波長スタブから距離ｎλ／２だけ間隔を空けた第２の４分の１波長スタブとを備え、λはマイクロ波信号の波長であり、ｎは１以上の整数である。遠位ローパスフィルタは、それぞれが（（２ｎ－１）λ）／４の長さを有する１対の４分の１波長スタブを備え、１対の４分

の１波長スタブは、電力増幅器のドレインからｎλ／２の距離に位置する第１の４分の１波長スタブと、第１の４分の１波長スタブから距離ｎλ／２だけ間隔を空けた第２の４分の１波長スタブとを備え、λはマイクロ波信号の波長であり、ｎは１以上の整数である。

【００２３】

別の態様では、上記に示したマイクロ波増幅装置と、電力増幅器の出力に接続された放射先端部であって、放射先端部が、増幅したマイクロ波信号を生体組織に放射するように構成されたアンテナを備える、放射先端部とを含む電気手術器具が提供される。任意の適切なアンテナ構造を用いることができる。例えば、放射先端部は、内部導体が外部導体の遠位端を超えて延在してアンテナを形成する同軸構造を有することができる。あるいは、放射先端部は、対向する表面にメタライゼーションの層を有する絶縁誘電体の平面片を含む平面構造を有してもよい。メタライゼーションの層を、アンテナとして動作するように構成することができる。

【００２４】

マイクロ波増幅装置及び放射先端部は、外科手術用スコープデバイスの器具チャネルを通して挿入可能となる寸法に作られ得る。

【００２５】

放射先端部は、追加の入力、例えば、高周波エネルギーを受け取るように構成することができる。放射先端部は、治療部位に流体を供給するための手段（例えば、針など）を含むことができる。

【００２６】

本明細書では、用語「内側」とは、器具チャネル及び／または同軸ケーブルの中心（例えば軸）に半径方向に、より近いことを意味する。用語「外側」とは、器具チャネル及び／または同軸ケーブルの中心（軸）から半径方向に、より離れていることを意味する。

【００２７】

本明細書では、用語「伝導性」とは、文脈による別段の指示がない限り、電導性という意味で使用される。

【００２８】

本明細書では、用語「近位」及び「遠位」とは、細長い器具の端のことをいう。使用の際に、近位端は、ＲＦ及び／またはマイクロ波エネルギーを提供するための発生器により近く、一方、遠位端は、発生器からより遠くにある。

【００２９】

本明細書では、「マイクロ波」は、４００ＭＨｚ～１００ＧＨｚの周波数範囲を指すために広く使われ得るが、好ましくは１ＧＨｚ～６０ＧＨｚの範囲を指す。マイクロ波ＥＭエネルギーの好ましいスポット周波数には、９１５ＭＨｚ、２．４５ＧＨｚ、３．３ＧＨｚ、５．８ＧＨｚ、１０ＧＨｚ、１４．５ＧＨｚ、及び２４ＧＨｚが含まれる。５．８ＧＨｚが好ましい場合がある。デバイスは、これらのマイクロ波周波数のうちの複数の周波数でエネルギーを供給し得る。

【００３０】

用語「高周波」または「ＲＦ」は、３００ｋＨｚ～４００ＭＨｚの周波数を示すために使用され得る。

【００３１】

以下、添付の図面を参照しながら本発明の実施形態を詳細に説明する。

【図面の簡単な説明】

【００３２】

【図１】本発明の理解を支援するための電気手術装置の全体的な概略システム図である。

【図２】本発明が使用され得る電気手術器具の遠位端の分解図である。

【図３】本発明の実施形態である、遠位器具に基づくマイクロ波発生モジュールの概略図である。

【図４】同軸伝送線路の近位端にＤＣ電力及び低電力マイクロ波エネルギーを送出するための構成要素の概略図である。

【図５】本発明の実施形態のための遠位マイクロ波増幅モジュールを示す概略回路図である。
【図６】本発明の別の実施形態である、遠位器具に基づくマイクロ波発生モジュールの概略図である。
【発明を実施するための形態】
【００３３】
さらなる選択肢と好適例
背景－電気手術装置
図１は、本発明の理解に役立つＧＢ２４８６３４３に開示されているような電気手術装置４００の概略図である。この装置は、ＲＦチャネル及びマイクロ波チャネルを備える。ＲＦチャネルは、生体組織の治療（例えば切断または乾燥）に適した電力レベルのＲＦ周波数電磁信号を生成し、制御するための構成要素を含む。マイクロ波チャネルは、生体組織の治療（例えば凝固または切除）に適した電力レベルのマイクロ波周波数電磁信号を生成し、制御するための構成要素を含む。以下に、より詳しく説明するように、本発明は、この装置のマイクロ波チャネルを置き換えることができるマイクロ波エネルギーの供給手段を提供するものである。
【００３４】
マイクロ波チャネルは、マイクロ波周波数源４０２と、その後段に続くパワースプリッタ４２４（例えば、３ｄＢパワースプリッタ）とを有し、パワースプリッタ４２４は、源４０２からの信号を２つに分岐する。パワースプリッタ４２４からの一方の分岐は、マイクロ波チャネルを形成する。このマイクロ波チャネルは、制御信号$Ｖ_{１０}$を介してコントローラ４０６によって制御される可変減衰器４０４と、制御信号$Ｖ_{１１}$を介してコントローラ４０６によって制御される信号変調器４０８とを備える電力制御モジュールと、治療に適した電力レベルでプローブ４２０から供給するために順方向マイクロ波ＥＭ放射を生成するための駆動増幅器４１０及び電力増幅器４１２を備える増幅器モジュールとを有する。増幅器モジュールの後に、マイクロ波チャネルは、（マイクロ波信号検出器の一部分を形成する）マイクロ波信号結合モジュールに続く。このマイクロ波信号結合モジュールは、サーキュレータ４１６であって、その第１のポートと第２のポートとの間の経路に沿って、周波数源からプローブにマイクロ波ＥＭエネルギーを供給するように接続されているサーキュレータ４１６と、サーキュレータ４１６の第１のポートにある順方向結合器４１４と、サーキュレータ４１６の第３のポートにある反射方向結合器４１８とを備える。第３のポートからのマイクロ波ＥＭエネルギーは、反射方向結合器を通過した後、パワーダンプ負荷４２２に吸収される。マイクロ波信号結合モジュールはまた、順方向結合信号または反射結合信号のいずれかを検出のためにヘテロダイン受信機に接続するための、制御信号$Ｖ_{１２}$を介してコントローラ４０６によって作動される、スイッチ４１５を含む。
【００３５】
パワースプリッタ４２４からの他方の分岐は、測定チャネルを形成する。測定チャネルは、マイクロ波チャネル上の増幅列をバイパスするので、プローブから低電力信号を供給するように構成される。制御信号$Ｖ_{１３}$を介してコントローラ４０６によって制御される一次チャネル選択スイッチ４２６は、マイクロ波チャネルまたは測定チャネルのいずれかからの信号を選択してプローブに供給するよう動作可能である。マイクロ波信号発生器を低周波ＲＦ信号から保護するために、一次チャネル選択スイッチ４２６とプローブ４２０との間に高域通過フィルタ４２７が接続される。
【００３６】
測定チャネルは、プローブから反射される電力の位相及び大きさを検出するように配置された構成要素を含み、この構成要素は、プローブの遠位端にある物質、例えば生体組織についての情報をもたらし得る。測定チャネルは、サーキュレータ４２８であって、その第１のポートと第２のポートとの間の経路に沿って、源４０２からプローブにマイクロ波ＥＭエネルギーを供給するように接続されたサーキュレータ４２８を備える。プローブから戻ってきた反射信号が、サーキュレータ４２８の第３のポートに導かれる。サーキュレ

ータ４２８は、順方向信号と反射信号とを分離して、正確な測定を容易にするために用いられる。ただし、サーキュレータは、その第１のポートと第３のポートとを完全には分離しないため、すなわち、順方向信号の一部が第３のポートに漏出して反射信号に干渉する可能性があるため、（順方向結合器４３０からの）順方向信号の一部を（注入結合器４３２を介して）第３のポートから出てくる信号に注入し戻す搬送波相殺回路を使用してもよい。搬送波相殺回路は、注入された部分が、第１のポートから第３のポートに漏出してくる全ての信号と、その信号を相殺するために、１８０°位相がずれていることを保証する位相調節器４３４を含む。搬送波相殺回路はまた、注入された部分の大きさが、全ての漏出信号と同じであることを保証する信号減衰器４３６を含む。

【００３７】

順方向信号のドリフトを補償するために、測定チャネル上に順方向結合器４３８が設けられる。順方向結合器４３８の結合出力と、サーキュレータ４２８の第３のポートからの反射信号とは、スイッチ４４０のそれぞれの入力端子に接続される。このスイッチ４４０は、結合された順方向信号、または反射信号のいずれかを検出のためにヘテロダイン受信機に接続するように、制御信号V_{14}を介してコントローラ４０６によって作動される。

【００３８】

スイッチ４４０の出力（すなわち、測定チャネルからの出力）及びスイッチ４１５の出力（すなわち、マイクロ波チャネルからの出力）は、二次チャネル選択スイッチ４４２のそれぞれの入力端子に接続される。この二次チャネル選択スイッチ４４２は、測定チャネルがプローブにエネルギーを供給しているときに、測定チャネルの出力がヘテロダイン受信機に接続され、マイクロ波チャネルがプローブにエネルギーを供給しているときに、測定チャネルの出力がヘテロダイン受信機に接続されるのを確実にするように、一次チャネル選択スイッチと連動して、制御信号V_{15}を介してコントローラ４０６によって動作可能である。

【００３９】

ヘテロダイン受信機は、二次チャネル選択スイッチ４４２によって出力される信号から、位相及び大きさの情報を抽出するのに使用される。このシステムでは、シングルヘテロダイン受信機を示しているが、必要ならば、信号がコントローラに入る前にソース周波数を２度ミックスダウンするダブルヘテロダイン受信機（２つの局部発振器及び混合器を含む）を使用してもよい。ヘテロダイン受信機は、局部発振器４４４と、二次チャネル選択スイッチ４４２によって出力される信号をミックスダウンするための混合器４４８とを備える。局部発振器信号の周波数は、混合器４４８からの出力が、コントローラ４０６で受け取られるのに適した中間周波数になるように選択される。局部発振器４４４及びコントローラ４０６を高周波マイクロ波信号から保護するために、帯域通過フィルタ４４６、４５０が設けられる。

【００４０】

コントローラ４０６は、ヘテロダイン受信機の出力を受け取り、この出力から、マイクロ波チャネル上または測定チャネル上の順方向信号及び／または反射信号の位相及び大きさを示す情報を求める（例えば、抽出する）。この情報を使用して、マイクロ波チャネル上の高電力マイクロ波ＥＭ放射、またはＲＦチャネル上の高電力ＲＦ　ＥＭ放射の供給を制御することができる。ユーザは、ユーザインタフェース４５２を介してコントローラ４０６とインタラクトすることができる。

【００４１】

図１に示すＲＦチャネルは、制御信号V_{16}を介してコントローラ４０６によって制御されるゲートドライバ４５６に接続されたＲＦ周波数源４５４を備える。ゲートドライバ４５６は、ハーフブリッジ配置であるＲＦ増幅器４５８に動作信号を供給する。このハーフブリッジ配置のドレイン電圧は、可変ＤＣ電源４６０によって制御可能である。出力変圧器４６２が、生成されたＲＦ信号を、プローブ４２０に供給するための線路上に伝達する。その線路上には、高周波マイクロ波信号からＲＦ信号発生器を保護するために、ローパスフィルタ、帯域通過フィルタ、帯域消去フィルタ、またはノッチフィルタ４６４が接

続されている。

【００４２】

組織負荷に供給される電流を測定するために、変流器４６６がＲＦチャネル上に接続される。電圧を測定するために、（出力変圧器から取り出されてもよい）分圧器４６８が用いられる。分圧器４６８及び変流器４６６からの出力信号（すなわち、電圧及び電流を示す電圧出力）は、それぞれの緩衝増幅器４７０、４７２及び電圧クランプ用ツェナーダイオード４７４、４７６、４７８、４８０によって調整された後、コントローラ４０６に直接接続される（図１に信号Ｂ及びＣとして示す）。

【００４３】

位相情報を得るために、電圧信号及び電流信号（Ｂ及びＣ）はまた、位相比較器４８２（例えばＥＸＯＲゲート）にも接続される。この位相比較器４８２の出力電圧は、ＲＣ回路４８４によって積分されて、電圧波形と電流波形との間の位相差に比例する電圧出力（図１にＡとして示す）を生成する。この電圧出力（信号Ａ）は、コントローラ４０６に直接接続される。

【００４４】

マイクロ波／測定チャネル及びＲＦチャネルは、信号結合器１１４に接続される。この信号結合器１１４は、ケーブルアセンブリ１１６を通じて、両種類の信号を別々にまたは同時にプローブ４２０に伝達する。信号は、プローブ４２０から患者の生体組織に供給される（例えば放射される）。ケーブルアセンブリ１１６は、外科手術用スコープデバイス（図示せず）の器具（作業）チャネルの全長にわたって挿入可能であり得る。プローブ４２０は、外科手術用スコープデバイスの器具チャネルを通過し、内視鏡の管の遠位端で（例えば、患者の体内に）突出するように形作られ得る。プローブ４２０は、ＲＦ　ＥＭエネルギー及び／またはマイクロ波ＥＭエネルギーを生体組織に供給するためのアクティブ先端部と、流体を供給するための格納式皮下注射針とを含み得る。これらの複合技術は、不必要な組織を切断し、破壊するための独自のソリューションと、標的領域の周囲の血管を封止する機能とを提供する。

【００４５】

マイクロ波チャネルと信号結合器１１４との接合部には、導波管アイソレータ（図示せず）が設けられ得る。導波管アイソレータは、３つの機能、すなわち、（ｉ）非常に高いマイクロ波電力（例えば１０Ｗを超える）の通過を可能にすること、（ｉｉ）ＲＦ電力の通過を遮断すること、及び（ｉｉｉ）高い耐電圧（例えば１０ｋＶを超える）を提供することを実行するように構成され得る。また、導波管アイソレータに（例えば内部に）、または導波管アイソレータに隣接して、容量性構造（ＤＣブレークとも呼ばれる）が設けられ得る。容量性構造の目的は、隔離障壁を越える容量結合を低減させることである。

【００４６】

背景－電気手術器具

図２は、本発明を適用することができる電気手術器具である例示的なプローブ２１４（遠位端アセンブリまたは器具先端部と呼ばれることもある）の分解図を示す。プローブ２１４は、例えば、図１を参照して上で述べたケーブルアセンブリ１１６に対応する可撓性シャフトの外側カニューレ管２１６の遠位端に取り付けられている。カニューレ管２１６は、流体を器具先端部に運ぶための管腔を画定する可撓性スリーブを形成しており、器具先端部は、その遠位端で固定されている。トルク伝達機能を提供するために、外側カニューレ管２１６は、例えば、半径方向内側のポリマー層と半径方向外側のポリマー層との間に取り付けられた編組線（例えばステンレス鋼）ラップを含む編組管で形成されており、このポリマーは例えばＰｅｂａｘ（登録商標）であってもよい。

【００４７】

外側カニューレ管２１６は、その遠位端で、可撓性導管であり得る非編組管状部分２１８に接続されている。管状部分２１８は、任意の好適なポリマー材料、例えばＰｅｂａｘ（登録商標）などから形成され得る。管状部分２１８は、軸方向の長さ（すなわちシャフト軸に沿った長さ）が、１ｍｍ以上であり得る。このことは、マイクロ波エネルギーの使

用中に、容量性コンダクタンスの結果として編組が加熱されるリスクを回避するために、編組の端部と遠位端アセンブリ２１４の近位端との間に、安全な距離が導入されることを確実にし得る。この配置は、平面伝送線路の２つのプレートまたは同軸伝送線路内の２つの導体が、短絡すること、または互いに接続されることを防ぐこともできる。

【００４８】

管状部分２１８は、「ソフト先端部」２１８と呼ばれることもある。ソフト先端部２１８は、いくつかの例では、スリーブまたはカニューレ管２１６の遠位端に結合された追加の長さのポリマー管であり得る。結合には、任意の好適な接着剤、例えばエポキシなどを使用してもよい。管状部分２１８とカニューレ管２１６との間の接合部上に、追加の機械的強度を提供することによってこの接合箇所を補強するために、支持管２１７が取り付けられ得る。支持管２１７は、管状部分２１８及びカニューレ管２１６の両方が、その中で例えば接着によって固定される短いポリマー管部分であってもよい。支持管２１７は、可撓性であってもよく、及び／またはシャフトの可撓性に悪影響を及ぼさないことを確実にするように選ばれた長さを有し得る。

【００４９】

管状部分２１８、カニューレ管２１６、及び支持管２１７の接合部はまた、シャフトの遠位端にさらなる構造的強度を提供するために、熱収縮スリーブ（図示せず）内に取り込まれ得る。

【００５０】

カニューレ管２１６内の編組により、シャフトの近位端に加えられるトルクを、器具先端部の回転運動に変換することが可能になる。

【００５１】

管状部分２１８の遠位端は、保護外殻２２２の対応する近位部２２０上に適合するように構成される。保護外殻２２２は、生体組織との摩擦が少ない剛性の高い材料、例えばステンレス鋼から形成される。外殻２２２は、好ましくは金属材料から形成されるが、非金属材料、例えばセラミックから形成されてもよい。外殻は、

－遠位端アセンブリ２１４をカニューレ管２１６に固定すること、

－周囲の生体組織にエネルギーを供給するアクティブ先端部構造に、保護下面を提供すること、

－格納式の針を保護するハウジングと支持フレームとを提供すること、及び

－組み立て時とその後の使用時に、同軸ケーブルに対してアクティブ先端部構造を位置決めすることのためのいくつかの機能を果たすように形成されている。

【００５２】

これらの機能を果たす外殻２２２の構造の部分については、以下に、より詳しく説明する。

【００５３】

本発明の実施形態では、保護外殻２２２は、図３～図５を参照して、より詳細に説明するように、マイクロ波発生回路の遠位構成要素（本明細書では遠位マイクロ波発生モジュールとも呼ぶ）を収容するようにさらに構成される。

【００５４】

遠位端アセンブリ２１４は、アクティブ先端部２２４を含み、このアクティブ先端部２２４は、その上面及び下面に導電層（例えばメタライゼーションの層）を有する誘電材料２２１（例えば、アルミナ）の平面片である。導電層はそれぞれ、カニューレ管２１６によって運ばれる同軸ケーブル１４２の内部導体２２８及び外部導体２２６のそれぞれ一方に電気的に接続されている。同軸ケーブル１４２の遠位端で、その外側シースが取り除かれて、ある長さの外部導体２２６が露出する。同軸ケーブルの内部導体２２８は、外部導体２２６の遠位端を越えて延在する。後述するように、同軸ケーブル１４２とアクティブ先端部２２４とは、内部導体２２８の突出部分がアクティブ先端部の第１の導電層上に横たわり、一方、外部導体２２６が保護外殻２２２を介して第２の導電層と電気的に接続されるに至るように、互いに対して取り付けられている。第１の導電層が外部導体２２６か

ら分離され、第２の導電層が内部導体２２８から分離される。

【００５５】

導電層は、高融点導体、例えばＷまたはＴｉから形成され得る。しかし、一例を挙げれば、同軸ケーブル１４２の内部導体及び外部導体とアクティブ先端部２２４との間の電気的接続において、はんだの使用を容易にするために、電気的接続が行われる導電層上の近位領域に、より融点の低い導体を堆積させてもよい。このより融点の低い導体は、銀（Ａｇ）または金（Ａｕ）であってもよい。

【００５６】

アクティブ先端部２２４の遠位端は、患者の体内で鋭い角が出現するのを避けるために湾曲させてある。

【００５７】

外部導体２２６は、保護外殻２２２を介して、アクティブ先端部２２４の下面にある下部導電層に電気的に接続される。保護外殻２２２の近位端には、同軸給電ケーブル１４２の遠位端を受け入れて支持するためのＵ字型チャネル２４８が形成されている。遠位端アセンブリは、外部導体２２６の露出部分がＵ字型チャネル２４８内に収まるように構成されている。外部導体２２６の露出部分を圧着するために、スリーブまたはカラーなどの導電性要素２３０が用いられる。圧着に起因する圧縮は、同軸ケーブルが、保護外殻２２２によって受け入れられる領域において変形することを意味する。例えば、同軸ケーブルの外部導体２２６が露出している部分は、楕円形の断面を有していてもよく、それにより、Ｕ字型チャネル２４８の側面に当接して、安定した電気的接触を形成する。すなわち、圧着された外部導体２２６は、締まりばめを介して外殻によって保持され得る。

【００５８】

外部導体２２６とアクティブ先端部２２４上の下部導電層２２９との間の電気的接続を仕上げるために、保護外殻２２２が、例えば、はんだ付けによって下部導電層に電気的に結合される（例えば図５参照）。本実施形態では、この目的のために、はんだプリフォーム２３１が提供される。はんだプリフォーム２３１は、保護外殻２２２の上面に形成された凹部２４９内に受容可能なように成形されている。この例では、凹部４９は長方形であり、はんだプリフォーム２３１はこれに対応する形状を有しているが、任意の好適な形状を使用することができる。凹部２４９は、はんだが、確実に、アクティブ先端部２２４の下面と保護外殻２２２との間にのみ存在するように、すなわち、アクティブ先端部２２４の側縁へ流れないように、保護外殻の縁から後退させてある。組み立てられたときに、はんだプリフォーム２３１は、上記の低融点の導体（例えば金）で被覆されたアクティブ先端部２２４の下面上の領域と合致し得る。はんだ付けプロセスを容易にするために、構成要素が組み立てられる際に、はんだプリフォームと共に、好適なフレックス（図示せず）が設けられてもよい。はんだ付けプロセス自体は、誘導はんだ付けであってもよい。誘導はんだ付けの効果は、はんだプリフォーム２３１におけるアクティブ先端部２２４及び保護外殻２２２の領域に限定されてもよい。

【００５９】

上記の構成は、保護外殻２２２が、（ｉ）アクティブ先端部２２４、（ｉｉ）はんだプリフォーム２３１、及び（ｉｉｉ）同軸ケーブル１４２の全てを、正確で再現性のある組み立てを保証する固定された空間的な関係で保持するので有利である。

【００６０】

本発明の実施形態では、同軸ケーブル１４２の遠位部分とアクティブ先端部２２４との間の接続は、以下でより詳細に説明するように、遠位マイクロ波発生モジュールを介して行われてもよい。

【００６１】

遠位端アセンブリは、保護外殻２２２の下面に形成された凹部内に保持される針ガイド２３２をさらに備える。針ガイド２３２は、例えばポリイミド製の中空管（例えばフェルール）であり、その中に皮下注射針２３４が摺動可能に取り付けられる。針２３４は、カニューレ管２１６の中にある液体を受け取って治療部位に供給するために、カニューレ管

２１６の内部容積と流体連通している。
【００６２】
遠位端アセンブリ２１４が組み立てられた後、遠位端アセンブリ２１４は、締まりばめ及び接着剤（例えば、エポキシ）により、管状部分２１８の遠位端内に固定され得る。接着剤はまた、管状部分２１８の遠位端のためのプラグを形成して流体密封を提供することができ、この流体密封は、界面接合箇所に導入される流体の唯一の出口が、針２３４を通ることを結果としてもたらす。同様に、内部導体２２８と上部導電層２２７との間の接合部（例えば、はんだ付けされた接合箇所）は、好適な接着剤（例えばエポキシ）から形成され得る保護カバー２５１（図５参照）を有し得る。保護カバー２５１は、保護外殻２２２とアクティブ先端部２２４との間の接続を強化することができ、その一方では管状部分２１８の末端プラグ、すなわち、界面接合箇所に導入される流体の唯一の出口が針を通ることを結果としてもたらす流体密封をも形成する。
【００６３】
使用時には、アクティブ先端部２２４が患者と密接に接触する。針２３４は、針２３４の展開及び後退を行わせるための制御ワイヤ２３５に作用する界面接合箇所上の摺動機構の制御を介して、アクティブ先端部２２４の遠位端を越えて伸長させ、ガイド管２３２の内部に戻る位置まで後退させることができる。針は、その伸ばされた位置において、組織の局所的膨張及び／またはマーキングを行う目的で流体を注入するのに使用される。アクティブ先端部２２４上の導電層は、ＲＦ及び／またはマイクロ波の電磁エネルギーを供給するための双極電極を形成する。
【００６４】
針ガイド２３２は、遠位アセンブリの内側及び近位に後進延在して、拡張された沿面クリアランスを提供し、それによってＲＦ／マイクロ波の活性化がアクティブ先端部２２４の遠位先端部領域にわたってのみ生じることを確保する。
【００６５】
器具によるマイクロ波増幅
図３は、本発明の実施形態であるマイクロ波発生装置３００を示す。マイクロ波発生装置３００は、可撓性ケーブルアセンブリ３０６によって分離された近位送出部３０２及び遠位増幅部３０４を有する。ケーブルアセンブリ３０６は、図１に関して上で述べたケーブルアセンブリ１１６に対応し得る。
【００６６】
近位送出部３０２は、ＤＣ電力及びマイクロ波信号３１０の両方をケーブルアセンブリ３０６に送出するように機能する。ケーブルアセンブリ３０６は、マイクロ波信号３１０を遠位増幅部３０４に伝達するための同軸伝送線路を備える。ケーブルアセンブリ３０６は、ＤＣ電力を遠位増幅部３０４に伝達するための独立した細長い導体（例えばワイヤ）を含み得る。しかし、有利には、マイクロ波信号３１０を伝える同軸伝送線路の内部導体上にＤＣ電力を送出してもよい。
【００６７】
近位送出部３０２は、ＤＣ電力を発生させるためのＤＣ電力発生器３１６を備える。ＤＣ電力発生器３１６は、例えば、２８Ｖの電圧V_{DD}を有するＤＣ信号を出力し得る。
【００６８】
近位送出部３０２は、マイクロ波信号３１０を生成するように配置されたマイクロ波信号発生器３１４を備える。マイクロ波信号発生器３１４については、図４を参照して後述する。マイクロ波信号発生器３１４からのマイクロ波信号３１０は、コンデンサ３１２を介して同軸伝送線路に結合されており、このコンデンサ３１２は、ＤＣ電力発生器３１６からのＤＣ信号がマイクロ波信号発生器３１４に漏れるのを防ぐためのＤＣ隔離障壁として機能する。
【００６９】
マイクロ波発生器３１４からのマイクロ波信号３１０は、生体組織を治療する（例えば、切除する、または凝固させる）のに必要な電力レベルよりも小さい電力レベルを有し得

る。例えば、マイクロ波発生器３１４から出力されるマイクロ波信号３１０は、１０Ｗ以下の電力レベルを有し得る。ケーブルアセンブリが、その長さに沿って１０ｄＢの損失を示す場合、このことは、遠位端におけるマイクロ波信号３２２の電力が１Ｗであることを意味する。したがって、電力増幅器３２０が１０ｄＢのゲインを示す場合、治療に利用可能な電力は１０Ｗである。

【００７０】

マイクロ波信号発生器から低電力マイクロ波信号を伝送することは、ケーブルアセンブリ３０６を介した伝送中に失われる電力が少ないことを意味する。これにより、マイクロ波損失によるケーブルアセンブリ３０６の加熱を回避し、または低減させ、したがってケーブルアセンブリの経路に沿って偶発的に組織が加熱されるリスクを回避する。

【００７１】

遠位増幅部３０４は、ケーブルアセンブリ３０６から受け取ったマイクロ波信号３１０を、治療に適した電力レベルに増幅するように機能する。増幅したマイクロ波信号３１８は、遠位増幅部３０４によって出力されると、コンデンサ３１９を介して、上記のアクティブ先端部２２４などの器具先端部３０８に結合され、そこから治療部位の生体組織に供給される（例えば、放射または他の方法で発せられる）。コンデンサ３１９は、器具先端部３０８と遠位増幅部３０４との間のＤＣ障壁として動作して、ＤＣ信号が器具先端部に到達するのを防止する。

【００７２】

遠位増幅部３０４は、例えばパワーＭＯＳＦＥＴなどの電力増幅器３２０を含む。電力増幅器３２０は、同軸伝送線路から出力されたマイクロ波信号３２２を入力として受け取る。電力増幅器３２０への入力は、コンデンサ３２４により、ケーブルアセンブリ３０６内のＤＣ信号から保護されている。

【００７３】

遠位増幅部３０４は、マイクロ波信号からＤＣ電力を分離し、それを電力増幅器３２０の両端に印加するように配置されている。遠位増幅部３０４は、ＤＣ信号（V_{DD}）が印加される電圧レール３２６を含み得る。マイクロ波信号３２２は、以下に、より詳細に説明するように、１対の４分の１波長スタブを備え得るフィルタリング配列３２８によって、電圧レール３２６から遮断され得る。同様に、マイクロ波エネルギーが電力増幅器３２０から電圧レール３２６上に漏れ出すのを防ぐために、電圧レール３２６と電力増幅器３２０との間の接続部に、フィルタリング配列３３０を配置することもできる。

【００７４】

遠位増幅部３０４は、電力増幅器３２０のゲートに印加されるバイアス電圧V_{GG}をＤＣ信号から引き出すように動作するゲート電圧抽出モジュール３３２をさらに備える。ゲート電圧抽出モジュール３３２は、ＤＣ－ＤＣコンバータを含んでもよく、このＤＣ－ＤＣコンバータは、ＤＣ信号電圧を電力増幅器３２０に適したレベルにダウンコンバートする。

【００７５】

遠位増幅部３０４は、電力増幅器３２０へのゲート電圧の印加を制御するためのゲート制御モジュール３３４をさらに備え得る。以下に、より詳細に説明するように、ゲート制御モジュール３３４は、電力増幅器３２０のオン（導通）状態とオフ（非導通）状態とにそれぞれ対応する２つのバイアス電圧状態を切り替えるように動作してもよい。ゲート制御モジュール３３４は、増幅プロセスの円滑な初期化を確保するために、電力増幅器３２０にわたる（すなわち、そのドレイン電圧としての）ＤＣ信号の印加と、電力増幅器３２０をオンにするためのバイアス電圧の印加との間に、時間遅延を導入するように動作してもよい。

【００７６】

マイクロ波エネルギーが電力増幅器３２０からゲート制御モジュール３３４に漏れるのを防ぐために、ゲート制御モジュール３３４と電力増幅器３２０のゲートとの間の接続部に、フィルタリング配列３３６が配置されてもよい。

【００７７】
ゲート電圧抽出モジュール３３２及びゲート制御モジュール３３４の詳細な構造については、図５を参照して後述する。
【００７８】
使用時にマイクロ波発生装置３００は、このようにして、低電力の入力マイクロ波信号を治療に適した電力レベルに増幅することを実行する。増幅した電力レベルは、入力電力レベルよりも１桁以上高くすることができ、例えば１０Ｗ以上である。この構成により、ケーブルアセンブリ３０６に沿った電力の損失が非常に少なくなり、それにより、ケーブルアセンブリ３０６が通る経路に沿って組織が誤って加熱されるリスクが低減されることになる。
【００７９】
遠位増幅部３０４は、図２に示す遠位端アセンブリ２１４内に設置されてもよい。例えば、遠位増幅部３０４は、アクティブ先端部２２４の近位端と同軸ケーブル１４２の遠位端との間に配置されてもよい。保護外殻２２２は、遠位増幅部３０４の構成要素を支持するために、基板（例えばＰＣＢなど）をその上に実装していてもよいし、または基板（例えばＰＣＢなど）であってもよい。
【００８０】
図４は、同軸伝送線路３７０の近位端にマイクロ波信号及びＤＣ信号が送出される近位送出部３０２の例の概略図である。図３と共通する特徴には同じ参照番号を付け、改めて説明しない。同軸伝送線路３７０は、誘電材料３７４によって外部導体３７６から分離された内部導体３７２を備える。同軸伝送線路３７０は、例えば、Ｈｕｂｅｒ＋Ｓｕｈｎｅｒによって製造されたＳｕｃｏｆｏｒｍケーブルであってもよい。
【００８１】
図４は、マイクロ波信号発生器３１４のための構成要素を示す。本例では、マイクロ波信号発生器３１４は、マイクロ波周波数源３７８と、その後段に続く可変減衰器３８０とを有しており、これらは、図１に示すシステムと同じようにして、制御信号を介してコントローラ（図示せず）によって制御されてもよい。可変減衰器３８０の出力は、信号変調器３８２に入力され、この信号変調器３８２は、例えばマイクロ波信号にパルス状の波形を適用するように、コントローラによって制御されてもよい。信号変調器からの出力は、駆動増幅器３８４に入力されて、遠位増幅部に伝送するための所望の電力レベルでマイクロ波信号を発生させる。マイクロ波信号は、コンデンサ３１２を介して同軸伝送線路３７０に結合される。
【００８２】
ＤＣ電力発生器３１６は、同軸伝送線路３７０の内部導体３７２にＤＣ電圧を印加するように接続された電圧源３８６を備える。電圧源３８６は、スイッチモード電源であり得るか、または装置を携帯可能にするために、電池を使用してもよい。接続部は、マイクロ波信号の電圧源３８６への逆伝送を防止するためにローパスフィルタ３９０が設けられているマイクロストリップ伝送線路３８８の一部分であり得るか、またはマイクロストリップ伝送線路３８８を含み得る。ローパスフィルタ３９０は、マイクロストリップ伝送線路３８８上に１対の４分の１波長スタブ３９２、３９４を備える。第１のスタブ３９２は、同軸伝送線路３７０の内部導体３７２への接続点３９６から半波長（すなわちｎλ／２）の距離に設置されている。ただし、λは、マイクロ波伝送線路３８８上のマイクロ波信号の波長であり、ｎは、１以上の整数である。これにより、第１の４分の１波長（すなわち（（２ｎ－１）λ）／４）スタブ３９２の基部が短絡状態にあり、したがって４分の１波長スタブ３９２の他端が開回路状態にあることが確実となる。第２の４分の１波長スタブ３９４は、第１のスタブから半波長（すなわちｎλ／２）の距離だけ間隔を空けて配置されている。
【００８３】
ＤＣ電力発生器３１６は、ＤＣ信号経路上の他の不要なＡＣ要素を取り除くために、ＤＣ信号を伝達する伝送線路にシャント接続されたコンデンサのセット３８７をさらに備え

る。

【００８４】

図５は、本発明の実施形態のための遠位マイクロ波増幅モジュール３０４を示す概略回路図である。前の図面と共通する特徴には同じ参照番号を付け、改めて説明しない。

【００８５】

本例では、ケーブルアセンブリ３０６の遠位端が、遠位マイクロ波増幅モジュール３０４に接続されている。ケーブルアセンブリ３０６は、マイクロ波信号及びＤＣ信号の両方を伝達する、上で述べた同軸伝送線路３７０を含み得る。遠位マイクロ波増幅モジュール３０４は、フィルタを使用してＤＣ信号からマイクロ波信号を分割する。ＤＣ信号は、マイクロ波信号の通過を阻止するように配置された１対の４分の１波長スタブ３２８を備えるローパスフィルタを有する第１の接続線路５０２を介してＤＣレール３２６に進む。

【００８６】

この１対のスタブ３２８は、マイクロストリップ伝送線路上に作製されてもよい。第１のスタブは、同軸伝送線路の内部導体への接続点から半波長（すなわちｎλ／２）の距離に設置されている。ただし、λは、マイクロ波伝送線路上のマイクロ波信号の波長であり、ｎは、１以上の整数である。これにより、第１の４分の１波長（すなわち（（２ｎ－１）λ）／４）スタブの基部が短絡状態にあり、したがって４分の１波長スタブの他端が開回路状態にあることを確実にする。第２の４分の１波長スタブは、第１のスタブから半波長（すなわちｎλ／２）の距離だけ間隔を空けて配置されている。

【００８７】

一方、マイクロ波信号は、接続線路５０４沿いに電力増幅器３２０に進み、そこで増幅すべき入力信号となる。接続線路５０４は、マイクロストリップ伝送線路などであってもよい。接続線路５０４は、マイクロ波信号が結合されるが、ＤＣ信号を遮断するコンデンサ３２４を含む。したがって、コンデンサ３２４は、ケーブルアセンブリ３０６内の同軸伝送線路３７０から伝達される任意のＤＣ成分から電力増幅器３２０を隔離する。

【００８８】

接続線路５０６は、電圧レール３２６を電力増幅器３２０に接続して、電力増幅器３２０にわたって（すなわちドレイン電源として）ＤＣ信号の電圧を印加する。接続線路５０６上の電力増幅器３２０からマイクロ波エネルギーが漏れ出るのを防ぐために、１対の４分の１波長スタブ３３０がローパスフィルタとして配置されている。１対のスタブ３３０は、接続線路５０６と電力増幅器３２０との間の接続点に関してではあるが、スタブ３２８と同じようにして配置されてもよい。

【００８９】

接続線路５０６は、ＤＣ信号経路上の他の不要なＡＣ要素を取り除くために、ＤＣ信号を伝達する接続線路にシャント接続されたコンデンサのセット５０８をさらに備える。

【００９０】

接続線路５０６は、電力増幅器３２０と電圧レール３２６との間に直列に接続されたインダクタ５１０をさらに備える。このインダクタンスにより、電圧レール３２６へのＡＣ信号の漏れがさらに抑制される。

【００９１】

上に述べた接続線路のそれぞれは、ＤＣ信号またはマイクロ波信号を必要に応じて伝達するための適切な伝送線路として実装することができる。例えばコンパクトな構成にまとめられ得る可撓性の基板上にあるマイクロストリップ線路が好適な例である。

【００９２】

本実施形態では、遠位マイクロ波増幅モジュール３０４は、電圧レール３２６から電力増幅器用のバイアス電圧V_{GG}を抽出するように構成されている。電圧レール３２６は、比較的高い電圧、例えば２８Ｖまたは同じような電圧であってもよいが、その一方で電力増幅器３２０のためのバイアス電圧は、１桁低い電圧である必要があり得る。バイアス電圧を得るために、遠位マイクロ波増幅モジュール３０４は、ゲート電圧抽出モジュール３３２を含む。ゲート電圧抽出モジュール３３２は、ＤＣ－ＤＣコンバータとして機能し、

本実施形態では、１対の並列降圧型コンバータ５１２、５１４として実装されており、これらのそれぞれが異なる電圧を出力するように構成されていて、バイアス電圧を２つの異なる状態に切り替えることができるようにする。

【００９３】

各降圧型コンバータ５１２、５１４は、入力電圧を提供するために電圧レール３２６に接続されている。各降圧型コンバータ５１２、５１４内の静電容量及びインダクタンスの値は、入力電圧を所望の出力電圧に変換するように選択される。出力電圧は、電力増幅器の動作特性に基づいて選択することができる。本例では、降圧型コンバータ５１２、５１４は、ダイオードを用いて各コンバータにおける適切な電流の流れ方向を制御することにより、負の出力電圧を生成するように構成される。このことは、出力電圧（バイアス電圧）を、電力増幅器が導通状態となる特性のポイントの近くに設定できることを意味する。

【００９４】

例えば、第１の降圧型コンバータ５１２は、電力増幅器特性の非導電部にあるバイアス電圧、例えば－６Ｖを出力するように構成されてもよい。第２の降圧型コンバータ５１４は、電力増幅器特性の導電部にあるバイアス電圧、好ましくは導電状態への遷移の直後にあるバイアス電圧、例えば－２Ｖを出力するように構成されてもよい。

【００９５】

１対の降圧型コンバータ５１２、５１４からの出力は、ゲート制御モジュール３３４の一部を構成するスイッチ５１６のそれぞれの入力極に接続されている。スイッチ５１６の出力は、接続線路５１８に接続されており、この接続線路５１８は、ゲート電圧抽出モジュール３３２から電力増幅器３２０のゲートにバイアス電圧を提供するために、接続線路５０４に接続されている。

【００９６】

接続線路５１８上の電力増幅器３２０からマイクロ波エネルギーが漏れ出るのを防ぐために、１対の４分の１波長スタブ３３６がローパスフィルタとして配置されている。１対のスタブ３３６は、接続線路５１８と接続線路５０４との間の接続点に関してではあるが、スタブ３２８と同じようにして配置されてもよい。

【００９７】

接続線路５１８は、バイアス電圧信号経路上の他の不要なＡＣ要素を取り除くために、バイアス電圧を伝達する接続線路５１８にシャント接続されたコンデンサのセット５２０をさらに備える。

【００９８】

ゲート制御モジュール３３４は、電力増幅器３２０のゲートに必要なバイアス電圧を印加するように動作する。したがって、ゲート制御モジュール３３４は、電力増幅器３２０を選択的に作動させるように効果的に動作する。本例では、ゲート制御モジュール３３４は、電力増幅器３２０にバイアス電圧を提供するために、降圧型コンバータ５１２、５１４を選択するスイッチ５１６を制御するように機能する。スイッチ５１６は、電圧レール３２６へのＤＣ信号の印加時に通電されるインダクタ５２２によって制御されてもよい。したがって、スイッチ５１６は、インダクタ５２２が通電されていないときに、デフォルト（例えばオフ）の構成を採用することができる。この構成では、スイッチ５１６は、非導通電圧レベル（例えば－６Ｖ）の降圧型コンバータを電力増幅器に接続する。インダクタ５２２が通電されると、スイッチは、作動された（例えばオン）構成を採用し、導通電圧レベル（例えば－２Ｖ）の降圧型コンバータが電力増幅器に接続される。

【００９９】

本実施形態では、ゲート制御モジュール３３４は、電力増幅器３２０のための「ソフトスタート」回路５２４を含み、この回路は、インダクタ５２２に印加される電圧を滑らかに増加させることにより、スイッチの状態変化を遅延させるように作用する。本構成の利点は、電力増幅器を作動させるためのバイアス電圧が印加される前に、電力増幅器３２０にわたるドレイン電圧が定常状態に到達することを可能にすることである。「ソフトスタート」回路５２４は、ＲＣ回路５２８からの変化する第１の入力と、分圧器回路５３０か

らの固定入力との差に基づいて、インダクタ５２２への出力を生成するコンパレータ５２６を用いて実装される。

【０１００】

図６は、本発明の実施形態であるマイクロ波増幅装置５５０の別の例を示す概略図である。図３と共通する特徴には同じ参照番号を付け、改めて説明しない。

【０１０１】

図６の装置５５０は、ゲート電圧が、近位端で生成され、ケーブルアセンブリ３０６を介して二次ＤＣ信号として転送される点で、図３の装置とは異なる。したがって、本例のＤＣ電力発生器３１６は、ケーブルアセンブリ３０６を通じて運ぶためのＤＣ信号（電圧V_{DD}を有する）を出力するＤＣ源３８６を含み得る。この例では、ケーブルアセンブリは、ＤＣ信号用の専用伝送線路３７１を含む。近位部分３０４では、伝送線路３７１の遠位端は、上に述べたタイプのものであってもよいローパスフィルタ３３０を介して、電力増幅器３２０のドレインに結合される。専用伝送線路３７１は、ローパスフィルタを介してドレインに直接接続してもよいし、または図６に示す電圧レール３２６を介して接続してもよい。

【０１０２】

ＤＣ電力発生器３１６はまた、電力増幅器用のバイアス電圧を発生させるための手段を含んでもよい。いくつかの例では、バイアス電圧は、例えば、ドレイン電圧用のＤＣ源３８６よりも低い電圧で動作する別個のＤＣ源を使用して発生させてもよい。ただし、図６に示す実施形態では、近位部分３０２にゲート電圧抽出モジュール３３２を設けることにより、ドレイン電圧と同じＤＣ源からバイアス電圧を得ている。ゲート電圧抽出モジュール３３２は、上記と同じ方法で動作するように構成してもよい。近位部分３０２はまた、ケーブルアセンブリ３０６に供給されるバイアス電圧を制御するためのゲート制御モジュール３３４を含み得る。

【０１０３】

本例では、バイアス電圧は、ケーブルアセンブリ３０６内の同軸伝送線路３７０の内部導体を通じて遠位部分に伝達される。同軸伝送線路３７０はまた、マイクロ波信号発生器３１４からのマイクロ波信号３１０を伝達するためにも用いられる。

【０１０４】

いくつかの例では、ＤＣ信号用の専用線路３７１は、同軸伝送線路３７０の外部導体の周りに形成され、そこから絶縁層によって分離されて、例えば、信号３軸ケーブルを効果的に形成する追加の導電層であってもよい。本例では、マイクロ波信号が電圧レール３２６上に漏れるのを避けるために、ＤＣ信号が同軸伝送線路３７０から分離されるポイントで、遠位部分３０４に低域フィルタを含めることが望ましい場合がある。

【図面】

【図１】

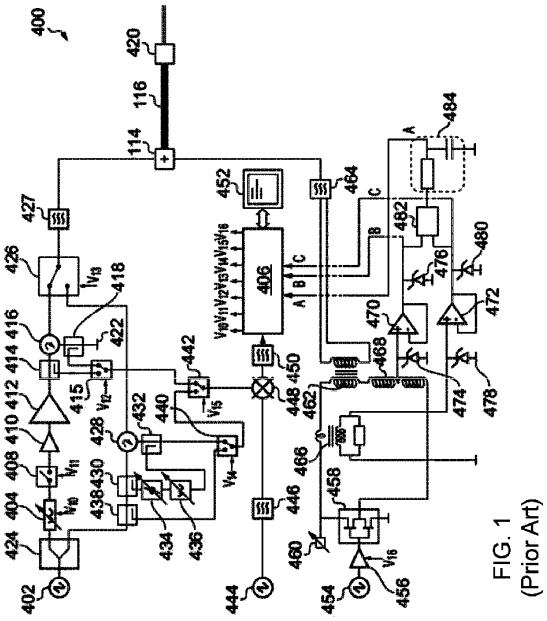


FIG. 1 (Prior Art)

【図２】

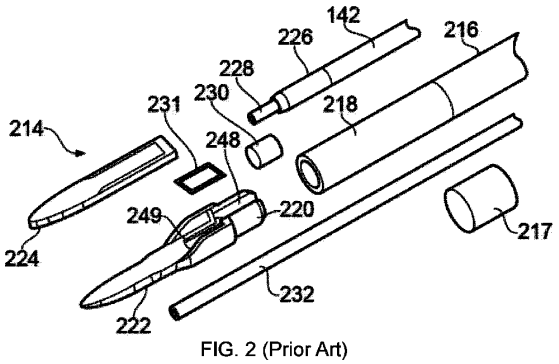
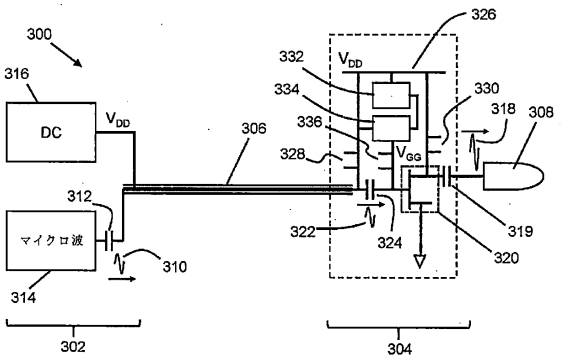


FIG. 2 (Prior Art)

【図３】



【図４】

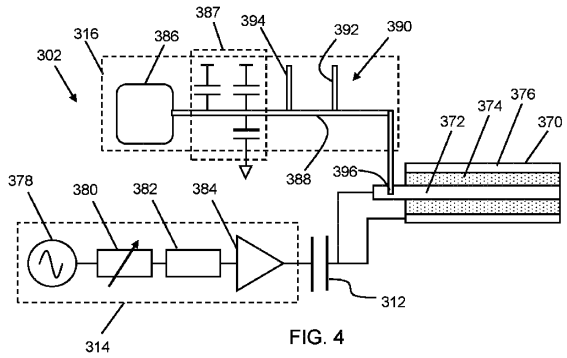


FIG. 4

【図５】

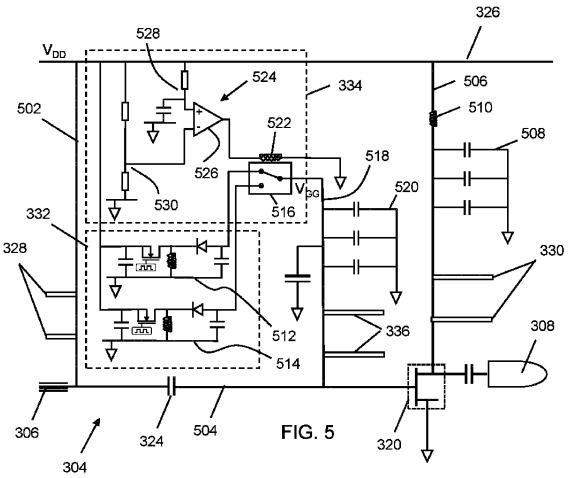
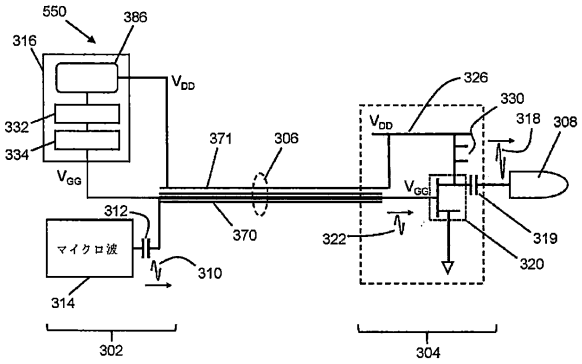

V_{DD}
528
326
524
334
506
502
510
522
508
518
526
V_{GG}
520
530
516
332
328
330
512
336
514
308
306
324
504
320
304

FIG. 5

【図６】


550
386
316
V_{DD}
332
334
V_{GG}
371
306
326
330
318
308
V_{DD}
V_{GG}
312
370
322
319
320
マイクロ波
310
314
302
304

フロントページの続き

ス・ユニット・２、クレオ・メディカル・リミテッド内

審査官　鈴木 敏史

(56)参考文献　特表２０１２－５２５９２０（ＪＰ，Ａ）
特表２０１０－５１２２１４（ＪＰ，Ａ）
米国特許出願公開第２０１１／０１４０６０７（ＵＳ，Ａ１）

(58)調査した分野　(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　１８／１８