明　細　書

発明の名称 ：

マイクロ波供給装置及びこれを備えたマイクロ波手術装置

技術分野

[0001] 本発明は、処理の対象となる生体組織等の被処置組織を止血、凝固又は切除等するためのマイクロ波を手術用の電極に供給するマイクロ波供給装置及びこれを備えたマイクロ波手術装置に関するものである。

背景技術

[0002] 従来から、マイクロ波の誘電加熱による熱エネルギーを針状の手術電極を介して被処置組織に照射することにより、例えば、肝癌等の腫瘍組織を止血、凝固又は切除等するマイクロ波手術装置が知られている。

[0003] ここで、マイクロ波の誘電加熱による熱エネルギーは、主に、被処置組織において比較的に比誘電率の高い水分の誘電損失により発生する。

[0004] そのため、マイクロ波が被処置組織に連続して照射されると、被処置組織の凝固がある程度まで進行した後、手術用の電極の周囲において被処置組織の水分が不足し、手術用の電極と被処置組織との間で火花放電が生じ、被処置組織が炭化することがある。この場合、手術用の電極の周囲に広がる被処置組織の凝固範囲（図９の符号Ｗで指示する範囲）を必要な範囲まで広げることができない。

[0005] そこで、例えば、特許文献１に記載のように、被処置組織内の水分の減少を抑制しながら誘電加熱を繰り返すことを目的として、マイクロ波を手術用の電極に対して間欠的に供給することも知られている。

[0006] しかしながら、特許文献１に記載のマイクロ波手術装置では、マイクロ波を間欠的に供給する際の具体的な条件が設定されていないため、被処置組織の凝固範囲を有効に広げることができない。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特許第２５１０４７５号

発明の概要

[0008] 本発明の目的は、マイクロ波を間欠的に供給する条件を設定することにより、被処置組織の凝固範囲を有効に広げることができるマイクロ波供給装置及びこれを備えたマイクロ波手術装置を提供することにある。

[0009] 上記課題を解決するために、本願発明者等は、被処置組織に間欠的に照射されたマイクロ波の累積照射時間に対するマイクロ波による誘電加熱の第１効率が、特定の累積照射時間を超えたときに、被処置組織に連続的に照射されたマイクロ波の累積照射時間に対するマイクロ波による誘電加熱の第２効率を超える点に着目して、本願発明に想到した。

[0010] 具体的に、本発明は、手術用の電極に対してマイクロ波を供給するためのマイクロ波供給装置であって、前記マイクロ波を発生するためのマイクロ波発生部と、前記マイクロ波が間欠的に発生するように前記マイクロ波発生部を制御する出力制御部と、を備え、前記出力制御部は、被処置組織に間欠的に照射されたマイクロ波の累積照射時間に対するマイクロ波による誘電加熱の第１効率と被処置組織に連続的に照射されたマイクロ波の累積照射時間に対するマイクロ波による誘電加熱の第２効率とに基づいて第１効率が第２効率よりも大きくなる累積照射時間として予め設定された基準累積照射時間を基準として、少なくとも前記基準累積照射時間の後のマイクロ波の照射を間欠的に行うように前記マイクロ波発生部を制御する、マイクロ波供給装置を提供する。

[0011] また、本発明は、手術用の電極と、前記電極に対してマイクロ波を供給する前記マイクロ波供給装置と、を備えているマイクロ波手術装置を提供する。

[0012] 本発明によれば、マイクロ波を間欠的に供給する条件を設定することにより、被処置組織の凝固範囲を有効に広げることができる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]本発明の実施形態に係るマイクロ波手術装置の概略構成を示すブロック

図である。

[図2]マイクロ波による誘電加熱の効率を示すグラフである。

[図3]被処置組織の凝固範囲の測定に用いられた実験装置を示す概略断面図である。

[図4]図３の実験装置を用いて得られた実験結果１を示す表である。

[図5]図３の実験装置を用いて得られた実験結果２を示す表である。

[図6]図５の実験結果２を凝固範囲の広い順に並び替えたものである。

[図7]図３の実験装置を用いて得られた実験結果３を示す表である。

[図8]図７の実験結果３に対応する条件で測定された被処置組織の温度を示すグラフである。

[図9]図１のマイクロ波手術装置により被処置組織が凝固された状態を示す概略断面図である。

発明を実施するための形態

[0014] 以下添付図面を参照しながら、本発明の実施の形態について説明する。なお、以下の実施の形態は、本発明を具体化した例であって、本発明の技術的範囲を限定する性格のものではない。

[0015] 図１を参照して、マイクロ波手術装置１は、手術用の電極４と、電極４に対してマイクロ波を供給するためのマイクロ波供給装置２と、電極４とマイクロ波供給装置２とを着脱可能に接続する同軸ケーブル３とを備えている。

[0016] 電極４は、中心電極とこの中心電極を外側から被覆する外側電極とが同軸に配置された棒状の電極である（図９参照）。また、電極４の外周面には、被処置組織Ｓの付着を抑制するためにフッ素樹脂によるコーティング部（図示せず）が形成されている。

[0017] マイクロ波供給装置２は、図１に示すように、マイクロ波を発生するためのマイクロ波発生部５と、マイクロ波発生部５を制御する出力制御部６と、オペレータが所定の情報を入力するための入力操作部７とを備えている。

[0018] マイクロ波発生部５は、２４５０±５０ＭＨｚの周波数のマイクロ波を発生可能である。マイクロ波発生部５によるマイクロ波の発生機構は特に限定

されない。

[0019] 出力制御部６は、マイクロ波が間欠的に発生するようにマイクロ波発生部５を制御する。具体的に、出力制御部６は、被処置組織Ｓに照射されたマイクロ波の累積照射時間が予め設定された基準累積照射時間を超えた後にマイクロ波を間欠的に照射するようにマイクロ波発生部５を制御する。以下、図２を参照して、基準累積照射時間Ｔｉ１について説明する。

[0020] 図２は、被処置組織（肝臓と同程度の比誘電率を持つ組織）Ｓに対するマイクロ波の累積照射時間に対する定在波比（Ｓｔａｎｄｉｎｇ Ｗａｖｅ Ｒａｔｉｏ：以下、ＳＷＲという）を示すグラフである。なお、マイクロ波の出力は８０Ｗであり、周波数は２４５０±５０ＭＨｚである。

[0021] 図２における符号Ｌ１は、連続的にマイクロ波を照射した場合におけるＳＷＲ（第２効率）を指示し、符合Ｌ２は、照射時間１０秒及び休止時間５秒で間欠的にマイクロ波を照射した場合におけるＳＷＲ（第１効率）を指示する。また、両ＳＷＲＬ１及びＬ２は、それぞれマイクロ波の累積照射時間が１８０秒となるまでマイクロ波の照射を行なった結果得られたものである。

[0022] ここで、被処置組織Ｓの水分量が減少し、被処置組織Ｓの負荷インピーダンスが変化すると、ＳＷＲは、増加する。つまり、ＳＷＲの値が小さいほど、誘電加熱の効率が良好である。

[0023] 図２に示すように、間欠照射時のＳＷＲＬ２は、Ｐ＜０．０５としたときに、約９０秒を超えると、連続照射時のＳＷＲＬ１と間欠照射時のＳＷＲＬ２との間には有意差が存在する。

[0024] そこで、マイクロ波手術装置１では、治療対象となる被処置組織Ｓが肝臓であり、出力が８０Ｗ、周波数が２４５０±５０ＭＨｚ、マイクロ波の１回当たりの照射時間が１０秒、マイクロ波の１回当たりの休止時間が５秒の場合における基準累積照射時間Ｔｉ１が９０秒に設定されている。

[0025] つまり、図１に示す出力制御部６は、少なくとも累積照射時間が９０秒となった後に、出力８０Ｗ、周波数２４５０±５０ＭＨｚ、照射時間１０秒及び休止時間５秒の条件において、マイクロ波を間欠的に照射するようにマイ

クロ波発生部５を制御する。

[0026] 具体的に、出力制御部６は、マイクロ波の間欠的な照射の出力条件を制御する出力条件制御部８と、予め設定されたマイクロ波の目標照射回数を記憶する記憶部９とを備えている。

[0027] 出力条件制御部８は、入力操作部７による操作に応じて予め記憶部９に記憶された出力条件の中から適切な条件を抽出し、この条件でのマイクロ波の間欠的な照射が実行されるように、マイクロ波発生部５に指令を出力する。

[0028] 例えば、入力操作部７を用いて被処置組織Ｓとして肝臓である指令が入力された場合、出力条件制御部８は、出力８０Ｗ、照射時間１０秒、休止時間５秒の出力条件を設定し、マイクロ波発生部５に指令を出力する。

[0029] また、出力条件制御部８は、入力操作部７により入力された被処置組織Ｓの種類及び記憶部９に記憶された目標照射回数を参照して、マイクロ波の間欠照射の回数を制御する。ここで、目標照射回数は、詳しくは後述するが、マイクロ波の累積照射時間が基準累積照射時間Ｔｉ１（９０秒）以上となり、かつ、前記出力条件でのマイクロ波の間欠的な照射による凝固範囲（図９の符号Ｗで示す範囲）の拡大が収まる（それ以上の回数を重ねても期待するほど拡大しない）回数である。

[0030] なお、基準累積照射時間の９０秒は、出力が８０Ｗ、周波数が２４５０±５０ＭＨｚ、マイクロ波の照射時間が１０秒、休止時間が５秒の出力条件及び被処置組織Ｓの種類（肝臓と同程度の比誘電率を持つ組織）を前提とする値である。ここで、照射時間及び休止時間を変更すると、基準累積照射時間Ｔｉ１も異なるものと考えられるが、基準累積照射時間Ｔｉ１を９０秒以上に設定すればマイクロ波を連続照射する場合よりも高い効率で誘電加熱を行うことができるものと仮定して、より良い条件（照射時間及び休止時間）を見出すために以下の実験を行った。

[0031] この実験の目的は、図９に示すように、被処置組織Ｓに刺入された電極４による被処置組織Ｓの凝固範囲の幅寸法Ｗの最大値が大きくなる条件（照射時間及び休止時間）を特定することにある。なお、図９中の符合Ｄは、被処

置組織Ｓにおける電極４の長さ方向の深さ寸法を指示する。

[0032] まず、図３を参照して、被処置組織Ｓに対する凝固範囲を測定するための実験装置１４について説明する。

[0033] 実験装置１４は、被処置組織（肝臓と同程度の比誘電率を持つ組織）Ｓを所定の温度に調整するためのウォーターバス１２と、先端部が被処置組織Ｓに刺入された状態で電極４を保持するクランプ１１と、クランプ１１を支持するスタンド１０と、電極４に対して同軸ケーブル３を介して接続された図外のマイクロ波供給装置とを備えている。

[0034] マイクロ波供給装置は、マイクロ波の照射条件（出力、周波数、照射時間、及び休止時間）を設定可能で、かつ、この照射条件に応じてマイクロ波を電極４に供給可能である。

[0035] ウォーターバス１２内に貯められた水は、図外のヒーターにより所定の温度に保持されている。

[0036] ウォーターバス１２内の被処置組織Ｓの温度が所定の温度で安定した状態で、電極４を介して被処置組織Ｓにマイクロ波が間欠的に照射される。

[0037] ＜実験結果１（図４）＞

この実験では、以下の実施例１～９について凝固範囲Ｗを確認した。

[0038] 実施例１～３では、それぞれ照射時間が１０秒及び休止時間が５秒に設定され、実施例１の総照射時間（累積照射時間）が９０秒、実施例２の総照射時間が１２０秒、実施例３の総照射時間が２１０秒に設定されている。

[0039] 実施例４～６では、それぞれ照射時間２０秒及び休止時間が５秒に設定され、実施例４の総照射時間が１００秒、実施例５の総照射時間が１６０秒、実施例６の総照射時間が２２０秒に設定されている。

[0040] 実施例７～９では、休止時間が１０秒及び総照射時間が１２０秒に設定され、実施例７の照射時間が１０秒、実施例８の照射時間が１５秒、実施例９の照射時間が２０に設定されている。

[0041] この実験結果１では、実施例１～３内での比較、及び実施例４～６内での比較により、照射時間及び休止時間が一定の場合にはリピート回数が増加す

るほど、凝固範囲Ｗが増加することが確認できる。

[0042] また、実施例１と実施例４との比較、実施例２と実施例５との比較、及び実施例３と実施例６との比較により、照射時間が２０秒の場合の凝固範囲Ｗよりも照射時間が１０秒の凝固範囲Ｗの方が広いことが確認できる。

[0043] なお、総照射時間が１２０秒で共通する実施例２と実施例９とを比較すると、実施例９の方が広い凝固範囲Ｗが計測されているが、照射時間が１０秒の場合と比べて電極４の温度が高くなる照射時間が２０秒の条件については、さらなる実験は行わなかった。

[0044] さらに、休止時間（１０秒）及び総照射時間（１２０秒）が共通する実施例７と実施例８とを比較すると、照射時間が１０秒の場合の凝固範囲Ｗよりも照射時間が１５秒の凝固範囲Ｗの方が広いことが確認できる。

[0045] そこで、照射時間が１０秒で休止時間が５秒の場合及び照射時間が１５秒で休止時間が１０秒の場合における凝固範囲Ｗの限界を確認するために、次の実験を行なった。

[0046] ＜実験結果２（図５及び図６）＞

図５に示すように、この実験では、比較例１～３、及び実施例１０～１９について凝固範囲Ｗを確認した。

[0047] 比較例１～３では、それぞれ総照射時間が基準累積照射時間Ｔｉ１（９０秒）よりも短い６０秒に設定されている。比較例１では、マイクロ波が連続照射され、比較例２では、照射時間が１０秒に設定されているとともに休止時間が５秒に設定され、比較例３では、照射時間が１５秒に設定されているとともに休止時間が５秒に設定されている。

[0048] 実施例１０と１１との対、実施例１２と１３との対、実施例１４と１５との対、実施例１６と１７との対は、それぞれ照射時間が１０秒で休止時間が５秒に設定されているものと、照射時間が１５秒で休止時間が１０秒に設定されているものとの対である。

[0049] そして、実施例１０及び１１では、リピート回数が１０回に設定され、実施例１２及び１３では、リピート回数が１５回に設定され、実施例１４及び

１５では、リピート回数が２０回に設定され、実施例１６及び１７では、リピート回数が２５回に設定されている。

[0050] 実施例１８及び１９では、それぞれ照射時間が１０秒に設定されているとともに休止時間が５秒に設定されている。また、実施例１８では、リピート回数が３０回に設定され、実施例１９では、リピート回数が３５回に設定されている。

[0051] 図６は、比較例１～３及び実施例１０～１９を、凝固範囲Ｗが広い順に並び替えたものである。

[0052] 図５及び図６を参照して、比較例１～３の凝固範囲Ｗには大差がないことが確認できる。これにより、基準累積照射時間の範囲内であれば、連続的にマイクロ波を照射しても間欠的にマイクロ波を照射しても凝固範囲Ｗに与える影響がほとんどないことが分かる。

[0053] また、リピート回数と凝固範囲Ｗとの関係について、実施例１６と１８とを比較する。実施例１８のリピート回数は、実施例１６のリピート回数よりも多いにもかかわらず、実施例１８の凝固範囲Ｗは、実施例１６の凝固範囲Ｗよりも小さい。また、実施例１６と１９とを比較すると、実施例１９のリピート回数は、実施例１６のリピート回数よりも１０回多いにもかかわらず、実施例１９の凝固範囲Ｗは、実施例１６の凝固範囲Ｗに対して２ｍｍしか変化していない。これらのことから、照射時間１０秒、休止時間５秒、出力８０Ｗ、周波数２４５０±５０ＭＨｚの出力条件において凝固範囲の拡大が収まるリピート回数（目標照射回数）は、２５回に設定されている。この目標照射回数は、上述した記憶部９（図１参照）に記憶されている。

[0054] さらに、総時間と凝固範囲Ｗとの関係について、実施例１９と１５及び１７との比較、及び、実施例１３と１６との比較により、照射時間が１０秒で休止時間が５秒の方が照射時間１５秒で休止時間が１０秒の場合よりも総時間に対して効率よく凝固範囲Ｗを広げられることが分かる。

[0055] また、総照射時間と凝固範囲Ｗとの関係について、実施例１６と１５及び１７との比較により、照射時間が１０秒で休止時間が５秒の方が照射時間１

５秒で休止時間が１０秒の場合よりも短い総照射時間で広い凝固範囲Ｗを得ることができることが分かる。

[0056] これらの結果、照射時間が１０秒で休止時間が５秒の組合せは、照射時間１５秒で休止時間１０秒の組み合わせよりも優れていることが分かる。

[0057] ここで、実施例１４の条件で、患者（人体）の肝臓を凝固したところ、凝固計測値（Ｗ×Ｄ）は、２７ｍｍ×４２ｍｍとなり、前記実験と同等の結果が得られている。また、参考として、マイクロ波の出力が６０Ｗ、照射時間が１５秒、休止時間が５秒、リピート回数が２０回の条件で、患者（人体）の肝臓を凝固したところ、凝固計測値（Ｗ×Ｄ）は、２５ｍｍ×４０ｍｍとなった。

[0058] そこで、次に、間欠的なマイクロ波の照射時間を１０秒に固定して次の実験を行った。

[0059] ＜実験結果３（図７）＞

実施例２０～２２では、照射時間が１０秒及びリピート回数が３０回に設定されている。また、実施例２０では、休止時間が５秒に設定され、実施例２１では、休止時間が１０秒に設定され、実施例２２では、休止時間が１５秒に設定されている。

[0060] さらに、実施例２３では、基準累積照射時間Ｔｉ１（９０秒）の間は連続的にマイクロ波を照射するとともに、基準累積照射時間Ｔｉ１の後に間欠的にマイクロ波を照射している。間欠的な照射における１回当たりの照射時間は、１０秒に設定され、休止時間は、５秒に設定されている。

[0061] また、実施例２０～２３の総照射時間は、それぞれ３００秒である。

[0062] 実施例２０～２２の比較により、１回当たりの照射時間及び総照射時間が一定の場合には、休止時間が短いほど凝固範囲Ｗが広くなることが分かる。この理由は、休止時間が短いほど前回に照射したマイクロ波による被処置組織Ｓの温度上昇を有効に利用することができるためであると考えられる。

[0063] 具体的に、図８に示すように、実施例２０の場合の被処置組織Ｓの温度Ｔｅ１、実施例２１の場合の被処置組織Ｓの温度Ｔｅ２、及び実施例２２の場

合の被処置組織Ｓの温度Ｔｅ３について、単位時間当たりの温度上昇率（グラフの勾配）の大小関係は、Ｔｅ１＞Ｔｅ２＞Ｔｅ３となる。

[0064] また、図８に拡大して示すように、実施例２０～２２では、直近のマイクロ波の照射により上昇した被処置組織Ｓの温度が下がり切る前に次のマイクロ波の照射が行なわれている。つまり、実施例２０～２２では、マイクロ波のｎ回目の照射により誘電加熱された被処置組織Ｓの温度がマイクロ波のｎ回目の照射開始時点の温度Ｔｅ５まで低下する時間よりも短い休止時間（５秒、１０秒、１５秒）を挟んで（ｎ＋１）回目のマイクロ波が照射されている。

[0065] なお、図８に示す温度変化は、被処置組織Ｓにおいて電極４からその直径方向に離れた位置で測定されたものであるが、電極４からの距離を変更した場合においても、同様の温度変化が確認された。

[0066] また、実施例２０と２３との比較によれば、基準累積照射時間Ｔｉ１内にマイクロ波を連続的に照射するか（実施例２３）否か（実施例２０）にかかわらず、基準累積照射時間Ｔｉ１よりも後に間欠的に照射することにより、同等の凝固範囲Ｗが得られることが分かる。

[0067] また、図８の温度Ｔｅ１～Ｔｅ４において、右上がりの特性から右下がりの特性に変化する変局点は、マイクロ波の照射が終了したタイミングにほぼ対応する。

[0068] 以上のように、被処置組織Ｓが肝臓と同程度の比誘電率を持つ組織であり、マイクロ波の出力が８０Ｗであり、マイクロ波の周波数が２４５０±５０ＭＨｚである場合において、照射時間が１０秒で、休止時間が５秒であり、基準累積照射時間が９０秒以上である出力条件が上述の実験結果１～３の中で最善の条件であることが確認された。

[0069] また、この照射条件において凝固範囲の拡大が収束する目標照射回数は、図５及び図６に示す実施例１６に示すように２５回であることが確認された。

[0070] さらに、図７の実施例２３のように、基準累積照射時間Ｔｉ１までの間は

連続的にマイクロ波を照射するとともに、基準累積照射時間Ｔｉ１の後に間欠的にマイクロ波を照射した場合にも、基準累積照射時間Ｔｉ１以前も間欠的に照射する場合（実施例２０）と同等の結果が得られている。そのため、実施例２３のように、基準累積照射時間Ｔｉ１が到来するまでの間、連続してマイクロ波が照射することも良好な条件であることが確認された。

[0071] 以上説明したように、マイクロ波供給装置２は、図２に示すようにＳＷＲＬ２がＳＷＲＬ１よりも小さくなる（第１効率が第２効率よりも大きくなる）マイクロ波の基準累積照射時間Ｔｉ１の後のマイクロ波の照射を間欠的に行なう。これにより、基準累積照射時間Ｔｉ１以降のマイクロ波の間欠照射によって、第２効率よりも高い第１効率でマイクロ波による誘電加熱を行うことができる。

[0072] ここで、基準累積照射時間Ｔｉ１を超えると第１効率が第２効率よりも大きくなる（ＳＷＲＬ２がＳＷＲＬ１よりも小さくなる）理由は次のように考えられる。

[0073] 被処置組織Ｓにおける手術用の電極４の周囲の水分量は、連続的な照射及び間欠的な照射にかかわらず、基準累積照射時間Ｔｉ１が到来するまでの間は誘電加熱の効率に影響を与えない程度残されている。一方、基準累積照射時間Ｔｉ１を超えて連続的にマイクロ波を照射すると、被処置組織Ｓの電極の周囲の水分量は、蒸発により誘電加熱の効率が下降する量まで減少する。これに対し、基準累積照射時間Ｔｉ１以降に間欠的にマイクロ波を照射すると、マイクロ波の照射時に被処置組織Ｓの電極４の周囲の部分の水分量は減少するものの、マイクロ波の照射の休止期間中に、この部分に対してその周囲の部分から水分が戻り、この水分に起因して誘電加熱の効率が上昇する。

[0074] したがって、本発明のように、少なくとも基準累積照射時間Ｔｉ１以降にマイクロ波を間欠照射することにより、第２効率よりも高い第１効率での誘電加熱を行うことができる。

[0075] そのため、本発明によれば、基準累積照射時間Ｔｉ１の範囲内でのみマイクロ波を間欠照射する場合と異なり、マイクロ波による凝固範囲を有効に拡

大することができる。

[0076] また、前記実施形態によれば、次の効果を奏する。

[0077] 前記出力制御部６は、基準累積照射時間Ｔｉ１の前においてもマイクロ波が間欠的に発生するようにマイクロ波発生部５を制御するため、マイクロ波の連続的な照射と、間欠的な照射との間でマイクロ波発生部５の制御を切り換える場合と比較して、処理を簡素化することができる。

[0078] また、電極４にマイクロ波を連続して供給する１回当たりの時間を短縮することができるため、電極４において発生する抵抗熱を低く抑えることができる。したがって、電極４に発生した抵抗熱を冷却するための構造を設けることなく、電極４が高温になるのを抑制することができる。

[0079] 出力制御部６が、凝固範囲の拡大がそれ以上期待できないマイクロ波の照射回数として目標照射回数（２５回）を予め記憶するとともに目標照射回数でマイクロ波の発生を停止するようにマイクロ波発生部５を制御するため、マイクロ波の無駄な照射を抑制することができる。

[0080] なお、前記実施形態では、特定の出力条件でのマイクロ波の間欠的な照射による凝固範囲Ｗの最大値に対応する目標照射回数までマイクロ波の間欠的な照射を行なうが、目的とする凝固範囲Ｗごと複数の目標照射回数を予め記憶部９に記憶しておき、入力操作部７により入力された凝固範囲Ｗに応じて目標照射回数が選択されるようにしてもよい。

[0081] この場合、入力操作部７を用いて目的とする凝固範囲Ｗが入力されると、出力条件制御部８は、記憶部９を参照して入力された凝固範囲Ｗに対応する照射回数を決定し、前記出力条件でのマイクロ波の間欠照射を行なうための指令をマイクロ波発生部５に出力する。

[0082] また、前記マイクロ波供給装置２では、図８に示すように、直近のマイクロ波の照射により上昇した被処置組織Ｓの温度が下がり切る前に次のマイクロ波の照射を行うため、前回照射のマイクロ波による誘電加熱の熱量を利用して次のマイクロ波の照射による誘電加熱を行うことができる。その結果、被処置組織Ｓの冷却効果（特に、クーリング効果）による影響を抑制しつつ

凝固範囲を効率的に広げることができる。

[0083] 前記出力制御部６は、マイクロ波の１回当たりの照射時間を１０秒に設定するとともに、休止時間を５秒に設定する。そのため、例えば、人体の肝臓について、比較的に大きな範囲（Ｗ×Ｄ＝２７ｍｍ×４２ｍｍ）を凝固することができる。

[0084] また、前記実施形態では、電極４に被処置組織Ｓの付着を抑制するためのコーティングが設けられているため、被処置組織Ｓの付着を抑制するために解離用の電流を流すといった特別な処理を省略することができる。

[0085] なお、前記実施形態では、照射時間を１０秒、休止時間を５秒に設定しているが、照射時間及び休止時間はこれらに限定されない。例えば、照射時間が２０秒及び休止時間が５秒の組み合わせ（図４の実施例６：２８ｍｍ×５０ｍｍ）、照射時間が１５秒及び休止時間が１０秒の組み合わせ（図５の実施例１７：３１ｍｍ×６０ｍｍ）、照射時間が２０秒で休止時間が１０秒の組み合せ（図４の実施例９：２６ｍｍ×５０ｍｍ）についても、照射時間が１０秒及び休止時間が５秒の条件に近い凝固範囲を得ることができることが実験上確認されている。そのため、これらの組み合せを採用することも可能であると考えられる。

[0086] また、図７に示す実施例２３のように、基準累積照射時間Ｔｉ１が到来するまでの間、連続してマイクロ波が発生するようにすれば、基準累積照射時間が到来するまでの間に、マイクロ波の休止時間を設けることが不要となるため、常時間欠的にマイクロ波を照射する場合と比較して、被処置組織Ｓの凝固に要する時間を短縮することができる。

[0087] なお、前記実施形態の出力制御部６は、マイクロ波の累積照射時間が基準累積照射時間Ｔｉ１以上となる目標照射回数を設定しているが、目標照射回数でマイクロ波の照射を止めることに限定されない。出力制御部６は、基準累積照射時間Ｔｉ１の後にマイクロ波の間欠的な照射が実行されるようにマイクロ波発生部５を制御すればよい。

[0088] なお、上述した具体的実施形態には以下の構成を有する発明が主に含まれ

ている。

[0089] 上記課題を解決するために、本願発明者等は、被処置組織に間欠的に照射されたマイクロ波の累積照射時間に対するマイクロ波による誘電加熱の第１効率が、特定の累積照射時間を超えたときに、被処置組織に連続的に照射されたマイクロ波の累積照射時間に対するマイクロ波による誘電加熱の第２効率を超える点に着目して、本願発明に想到した。

[0090] 具体的に、本発明は、手術用の電極に対してマイクロ波を供給するためのマイクロ波供給装置であって、前記マイクロ波を発生するためのマイクロ波発生部と、前記マイクロ波が間欠的に発生するように前記マイクロ波発生部を制御する出力制御部と、を備え、前記出力制御部は、被処置組織に間欠的に照射されたマイクロ波の累積照射時間に対するマイクロ波による誘電加熱の第１効率と被処置組織に連続的に照射されたマイクロ波の累積照射時間に対するマイクロ波による誘電加熱の第２効率とに基づいて第１効率が第２効率よりも大きくなる累積照射時間として予め設定された基準累積照射時間を基準として、少なくとも前記基準累積照射時間の後のマイクロ波の照射を間欠的に行うように前記マイクロ波発生部を制御する、マイクロ波供給装置を提供する。

[0091] 本発明では、第１効率が第２効率よりも大きくなるマイクロ波の基準累積照射時間の後のマイクロ波の照射を間欠的に行なう。これにより、基準累積照射時間以降のマイクロ波の間欠照射によって、第２効率よりも高い第１効率でマイクロ波による誘電加熱を行うことができる。

[0092] ここで、基準累積照射時間を超えると第１効率が第２効率よりも大きくなる理由は次のように考えられる。

[0093] 被処置組織における手術用の電極の周囲の水分量は、連続的な照射及び間欠的な照射にかかわらず、基準累積照射時間が到来するまでの間は誘電加熱の効率に影響を与えない程度残されている。一方、基準累積照射時間を超えて連続的にマイクロ波を照射すると、被処置組織の電極の周囲の水分量は、蒸発により誘電加熱の効率が下降する量まで減少する。これに対し、基準累

積照射時間以降に間欠的にマイクロ波を照射すると、マイクロ波の照射時に被処置組織の電極の周囲の部分の水分量は減少するものの、マイクロ波の照射の休止期間中に、この部分に対してその周囲の部分から水分が戻り、この水分に起因して誘電加熱の効率が上昇する。

[0094] したがって、本発明のように、少なくとも基準累積照射時間以降にマイクロ波を間欠照射することにより、第２効率よりも高い第１効率での誘電加熱を行うことができる。

[0095] そのため、本発明によれば、基準累積照射時間の範囲内でのみマイクロ波を間欠照射する場合と異なり、マイクロ波による凝固範囲を有効に拡大することができる。

[0096] なお、第１効率、第２効率、及び基準累積照射時間は、それぞれマイクロ波の出力及び周波数、被処置組織の種類（比誘電率の違い）、並びにマイクロ波の照射時間及び休止時間に応じて定まるものである。

[0097] 前記マイクロ波供給装置において、前記出力制御部は、前記基準累積照射時間の前においてもマイクロ波が間欠的に発生するように前記マイクロ波発生部を制御することが好ましい。

[0098] この態様によれば、マイクロ波の連続的な照射と、間欠的な照射との間でマイクロ波発生部の制御を切り換える場合と比較して、処理を簡素化することができる。

[0099] また、前記態様では、電極にマイクロ波を連続して供給する１回当たりの時間を短縮することができるため、電極において発生する抵抗熱を低く抑えることができる。したがって、電極に発生した抵抗熱を冷却するための構造を設けることなく、電極が高温になるのを抑制することができる。

[0100] 前記マイクロ波供給装置において、前記出力制御部は、前記基準累積照射時間が到来するまでの間、連続してマイクロ波が発生するように前記マイクロ波発生部を制御することが好ましい。

[0101] この態様によれば、基準累積照射時間が到来するまでの間に、マイクロ波の休止時間を設けることが不要となるため、常時間欠的にマイクロ波を照射

する場合と比較して、被処置組織の凝固に要する時間を短縮することができる。

[0102] 前記マイクロ波供給装置において、前記出力制御部は、前記被処置組織の凝固範囲が予め設定された目標範囲となる目標照射回数を予め記憶するとともに、前記目標照射回数でマイクロ波の発生を停止するように前記マイクロ波発生部を制御することが好ましい。

[0103] この態様によれば、凝固範囲を目標範囲とするための目標照射回数でマイクロ波の発生を自動的に停止することができる。

[0104] ここで、被処置組織の凝固の範囲は、マイクロ波の累積照射時間が特定の時間を超えると、それほど拡大されないことが確認されている。そこで、このように凝固範囲の拡大がそれ以上期待できない累積照射時間を得るための照射回数を目標照射回数に設定すれば、マイクロ波の無駄な照射を抑制することができる。

[0105] なお、目標照射回数は、マイクロ波の出力及び周波数、被処置組織の種類、並びにマイクロ波の照射時間及び休止時間に応じて予め設定することができる。

[0106] 前記マイクロ波供給装置において、前記出力制御部は、前記マイクロ波のｎ回目の照射により誘電加熱された前記被処置組織の温度が前記マイクロ波のｎ回目の照射開始時点の温度まで低下する時間よりも短い休止時間を挟んで（ｎ＋１）回目のマイクロ波を照射するように前記マイクロ波発生部を制御することが好ましい。

[0107] 上述した被処置組織における水分の戻りの現象について、マイクロ波の間欠的な照射時間の間に設けられる休止時間は、長いほど誘電加熱に有利であると考えられる。一方、マイクロ波の１回当たりの照射時間を固定した状態において休止時間が長くなるほど、被処置組織の凝固範囲が狭くなることが確認されている。この理由は、環境温度の影響又は生体の血液等の循環によって休止時間の間に被処置組織が冷却されるためであると考えられる。特に、血液等の循環による被処置組織の冷却効果（以下、これをクーリング効果

という）の影響が大きいものと考えられる。

[0108] そこで、前記態様のように直近のマイクロ波の照射により上昇した被処置組織の温度が下がり切る前に次のマイクロ波の照射を行なうようにすれば、前回照射のマイクロ波による誘電加熱の熱量を利用して次のマイクロ波の照射による誘電加熱を行うことができる。そのため、被処置組織の冷却効果（特に、クーリング効果）による影響を抑制しつつ凝固範囲を効率的に広げることができる。

[0109] なお、マイクロ波の照射時間及び休止時間は、被処置組織の種類等によって適宜使い分けることを要するが、例えば、マイクロ波の周波数が２４５０±５０ＭＨｚである場合に、前記出力制御部は、マイクロ波の出力を８０Ｗに設定し、マイクロ波の１回当たりの照射時間を１０秒に設定し、休止時間を５秒に設定することができる。

[0110] このようにすれば、例えば、人体の肝臓を凝固する場合に、比較的に大きな範囲を凝固できることが確認されている。

[0111] また、本発明は、手術用の電極と、前記電極に対してマイクロ波を供給する前記マイクロ波供給装置と、を備えているマイクロ波手術装置を提供する。

[0112] 前記マイクロ波手術装置において、前記手術用の電極には、前記被処置組織の付着を抑制するためのコーティングが設けられていることが好ましい。

[0113] この態様によれば、凝固用のマイクロ波とは別に、電極に対する被処置組織の付着を抑制するために解離用の電流を流すといった特別な処理を省略することができる。

請求の範囲

[請求項1] 手術用の電極に対してマイクロ波を供給するためのマイクロ波供給装置であって、

前記マイクロ波を発生するためのマイクロ波発生部と、

前記マイクロ波が間欠的に発生するように前記マイクロ波発生部を制御する出力制御部と、を備え、

前記出力制御部は、被処置組織に間欠的に照射されたマイクロ波の累積照射時間に対するマイクロ波による誘電加熱の第１効率と被処置組織に連続的に照射されたマイクロ波の累積照射時間に対するマイクロ波による誘電加熱の第２効率とに基づいて第１効率が第２効率よりも大きくなる累積照射時間として予め設定された基準累積照射時間を基準として、少なくとも前記基準累積照射時間の後のマイクロ波の照射を間欠的に行うように前記マイクロ波発生部を制御する、マイクロ波供給装置。

[請求項2] 前記出力制御部は、前記基準累積照射時間の前においてもマイクロ波が間欠的に発生するように前記マイクロ波発生部を制御する、請求項１に記載のマイクロ波供給装置。

[請求項3] 前記出力制御部は、前記基準累積照射時間が到来するまでの間、連続してマイクロ波が発生するように前記マイクロ波発生部を制御する、請求項１に記載のマイクロ波供給装置。

[請求項4] 前記出力制御部は、前記被処置組織の凝固範囲が予め設定された目標範囲となる目標照射回数を予め記憶するとともに、前記目標照射回数でマイクロ波の発生を停止するように前記マイクロ波発生部を制御する、請求項２又は３に記載のマイクロ波供給装置。

[請求項5] 前記出力制御部は、前記マイクロ波のｎ回目の照射により誘電加熱された前記被処置組織の温度が前記マイクロ波のｎ回目の照射開始時点の温度まで低下する時間よりも短い休止時間を挟んで（ｎ＋１）回目のマイクロ波を照射するように前記マイクロ波発生部を制御する、

請求項１～４の何れか１項に記載のマイクロ波供給装置。

[請求項6] マイクロ波の周波数が２４５０±５０ＭＨｚである場合に、前記出力制御部は、マイクロ波の出力を８０Ｗに設定し、マイクロ波の１回当たりの照射時間を１０秒に設定し、休止時間を５秒に設定する、請求項１～５の何れか１項に記載のマイクロ波供給装置。

[請求項7] 手術用の電極と、

前記電極に対してマイクロ波を供給する、請求項１～６の何れか１項に記載のマイクロ波供給装置と、を備えているマイクロ波手術装置。

[請求項8] 前記手術用の電極には、前記被処置組織の付着を抑制するためのコーティングが設けられている、請求項７に記載のマイクロ波手術装置。