

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5948507号
(P5948507)

(45) 発行日 平成28年7月6日(2016.7.6)

(24) 登録日 平成28年6月10日(2016.6.10)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 18/12

請求項の数 12 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2015-545541 (P2015-545541)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成27年3月27日 (2015.3.27)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2015/059757		東京都八王子市石川町2951番地
(87) 国際公開番号	W02015/156158	(74) 代理人	100108855
(87) 国際公開日	平成27年10月15日 (2015.10.15)		弁理士 蔵田 昌俊
審査請求日	平成27年9月11日 (2015.9.11)	(74) 代理人	100103034
(31) 優先権主張番号	特願2014-82288 (P2014-82288)		弁理士 野河 信久
(32) 優先日	平成26年4月11日 (2014.4.11)	(74) 代理人	100075672
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 峰 隆司
早期審査対象出願		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100140176
			弁理士 砂川 克
		(74) 代理人	100179062
			弁理士 井上 正

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 プラズマ処置システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

導電性溶液を噴出する噴出口が形成され、前記導電性溶液を前記噴出口に向かって供給する供給経路と、

前記導電性溶液を吸引する吸引口が形成され、前記導電性溶液を吸引することにより、前記噴出口から前記吸引口に向かう前記導電性溶液の灌流層を形成する吸引経路と、

第1の電極部と、前記第1の電極部に対する相対位置が変化しない状態で設けられる第2の電極部と、を備え、前記灌流層に浸った状態の前記第1の電極部及び前記第2の電極部に高周波エネルギーが伝達されることにより、前記灌流層においてプラズマを発生させて処置対象を処置する処置部と、

前記第1の電極部及び前記第2の電極部に伝達される前記高周波エネルギーを出力可能な高周波エネルギー源と、

前記噴出口から噴出される前において前記導電性溶液の温度を調整する温度調整ユニットと、

前記処置部に固定され、前記第1の電極部と前記第2の電極部が前記灌流層に浸った状態において前記灌流層に浸る位置に位置し、前記灌流層に浸った状態において前記灌流層の温度を検知する温度検知部と、

前記温度検知部での検知結果に基づいて、前記灌流層の前記温度が目標の温度範囲になる状態に、前記温度調整ユニットでの前記導電性溶液の前記温度の調整を制御するとともに、前記供給経路を通して供給される前記導電性溶液の供給量及び前記吸引経路を通して

10

20

吸引される前記導電性溶液の吸引量を制御する制御部と、
を具備し、

前記制御部は、前記高周波エネルギー源から前記高周波エネルギーを出力させるエネルギー操作の入力を検出した際に、前記灌流層の温度の前記検知結果に基づいて、前記高周波エネルギー源からの前記高周波エネルギーの出力の有無又は前記高周波エネルギーの出力状態を制御する、プラズマ処置システム。

【請求項 2】

前記灌流層の目標となる前記温度範囲を設定する目標設定部をさらに具備する、請求項 1 のプラズマ処置システム。

【請求項 3】

前記目標設定部は、前記高周波エネルギー源からの前記高周波エネルギーの出力の有無又は前記高周波エネルギーの出力状態に基づいて、前記目標の前記温度範囲を設定する、請求項 2 のプラズマ処置システム。

【請求項 4】

前記供給経路を通して供給される前記導電性溶液の前記供給量を検知する供給量検知部と、

前記噴出口から噴出された前記導電性溶液の前記吸引経路を通しての前記吸引量を検知する吸引量検知部と、

前記供給量検知部での検知結果及び前記吸引量検知部での検知結果に基づいて、前記灌流層における前記導電性溶液の灌流液体量を算出する演算処理部と、

をさらに具備し、

前記目標設定部は、算出された前記灌流液体量に基づいて、前記目標の前記温度範囲を設定する、

請求項 2 のプラズマ処置システム。

【請求項 5】

前記制御部は、算出された前記灌流液体量に基づいて、前記供給経路を通しての前記供給量又は前記吸引経路を通しての前記吸引量を調整する、請求項 4 のプラズマ処置システム。

【請求項 6】

前記制御部は、前記目標の前記温度範囲より高い値の閾値を設定し、検知された前記灌流層の前記温度が前記閾値以上になる場合に、前記高周波エネルギー源からの前記高周波エネルギーの出力を停止する、請求項 1 のプラズマ処置システム。

【請求項 7】

前記制御部は、前記導電性溶液の前記供給量及び前記吸引量を制御することにより、前記灌流層の灌流液体量を変化させることなく、前記灌流層における前記導電性溶液の前記温度を調整する、請求項 1 のプラズマ処置システム。

【請求項 8】

前記温度調整ユニットの作動状態と前記灌流層の前記温度との関係を算出する演算処理部をさらに具備し、

前記制御部は、前記演算処理部によって算出された前記作動状態と前記温度との前記関係に基づいて、前記温度調整ユニットでの前記温度の前記調整を制御する、

請求項 1 のプラズマ処置システム。

【請求項 9】

前記供給経路を通しての前記導電性溶液の前記供給量を検知する供給量検知部をさらに具備し、

前記演算処理部は、前記供給量検知部での検知結果に基づいて、前記温度調整ユニットの前記作動状態と前記灌流層の前記温度との前記関係を算出する、

請求項 8 のプラズマ処置システム。

【請求項 10】

前記温度検知部は、前記第 1 の電極部と前記第 2 の電極部が前記灌流層に浸った状態に

10

20

30

40

50

において、前記第 1 の電極部と前記第 2 の電極部との間の前記灌流層に高周波電流が流れる領域で、前記処置部に固定される、請求項 1 のプラズマ処置システム。

【請求項 1 1】

前記第 1 の電極部は、前記第 1 の電極部と前記第 2 の電極部が前記灌流層に浸った状態において、前記第 2 の電極部より前記処置対象の近くに位置し、

前記温度検知部から前記第 1 の電極部までの第 1 の距離は、前記温度検知部から前記第 2 の電極部までの第 2 の距離に比べて、小さい、

請求項 1 0 のプラズマ処置システム。

【請求項 1 2】

前記吸引口から吸引された後において、前記導電性溶液の PH を検知する PH 検知部をさらに具備し、

前記制御部は、前記温度検知部での前記検知結果に加えて前記 PH 検知部での検知結果に基づいて、前記温度調整ユニットでの前記温度の前記調整を制御するとともに、前記導電性溶液の前記供給量及び前記吸引量を制御する、

請求項 1 のプラズマ処置制御ユニット。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、処置部に設けられる第 1 の電極部と第 2 の電極部との間に導電性溶液の灌流層を通して高周波電流が流れることにより、灌流層にプラズマを発生させ、発生したプラズマを用いて処置対象を処置するプラズマ処置システムに関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献 1 には、第 1 の電極部（アクティブ電極）及び第 2 の電極部（リターン電極）がプローブの処置部に設けられた処置具を備えるプラズマ処置システムが、開示されている。このプラズマ処置システムでは、第 1 の電極部は、第 2 の電極部に対して相対位置が変化しない状態で設けられている。また、処置具には、処置部が先端方向に向かって突出する状態でプローブが挿通されるシースが、設けられている。シースとプローブの間には、供給経路が形成され、シースの先端に供給経路の噴出口が形成されている。また、プローブの内部には吸引経路が形成され、処置部の先端面に吸引経路の吸引口が形成されている。処置においては、供給経路を通して導電性溶液（生理食塩水）が供給され、吸引経路を通して供給された導電性溶液が吸引される。これにより、処置において、処置対象と処置部との間に、供給経路の噴出口から吸引経路の吸引口へ向かう導電性溶液の灌流層が形成される。

【0003】

第 1 の電極部及び第 2 の電極部が灌流層に浸った状態で第 1 の電極部及び第 2 の電極部に高周波エネルギー（高周波電力）が伝達されることにより、灌流層において第 1 の電極部と第 2 の電極部との間に、高周波電流が流れる。第 1 の電極部と第 2 の電極部との間の電圧を大きくすると、導電性溶液の灌流層に高周波電流が流れることにより、灌流層の第 1 の電極部と第 2 の電極部との間に蒸気層が形成される。そして、蒸気層においてブレイクダウンが起こり、導電性溶液の灌流層においてプラズマが発生する。処置においては、発生したプラズマによって、生体組織等の処置対象が蒸散する（ablated）。このような処置を、低温アブレーション処置（low-temperature ablation treatment）といい、例えば、扁桃腺（tonsil）の切除に用いられる。なお、第 1 の電極部及び第 2 の電極部に伝達される高周波エネルギーの制御等は、プラズマ処置制御ユニットによって行われる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2011 - 45756 号公報

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

前記特許文献1のように、導電性溶液の灌流層に高周波電流を流すことにより、灌流層においてプラズマを発生させ、プラズマを用いて処置対象を蒸散させる処置では、灌流層での導電性溶液の温度によって、プラズマの発生状態が変化する。前記特許文献1では、高周波電流によって灌流層での導電性溶液の温度は上昇するが、噴出口から噴出される前において、導電性溶液の温度は、調整されない。このため、灌流層において、導電性溶液が処置に適切な温度にならない場合がある。この場合、灌流層で適切にプラズマが発生せず、プラズマ処置（低温アブレーション処置）における処置性能が低下してしまう。

【0006】

本発明は前記課題に着目してなされたものであり、その目的とするところは、2つの電極部（第1の電極部及び第2の電極部）が浸る灌流層において、処置に適切な温度に導電性溶液が調整されるプラズマ処置システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

前記目的を達成するために、本発明のある態様のプラズマ処置システムは、導電性溶液を噴出する噴出口が形成され、前記導電性溶液を前記噴出口に向かって供給する供給経路と、前記導電性溶液を吸引する吸引口が形成され、前記導電性溶液を吸引することにより、前記噴出口から前記吸引口に向かう前記導電性溶液の灌流層を形成する吸引経路と、第1の電極部と、前記第1の電極部に対する相対位置が変化しない状態で設けられる第2の電極部と、を備え、前記灌流層に浸った状態の前記第1の電極部及び前記第2の電極部に高周波エネルギーが伝達されることにより、前記灌流層においてプラズマを発生させて処置対象を処置する処置部と、前記第1の電極部及び前記第2の電極部に伝達される前記高周波エネルギーを出力可能な高周波エネルギー源と、前記噴出口から噴出される前において前記導電性溶液の温度を調整する温度調整ユニットと、前記処置部に固定され、前記第1の電極部と前記第2の電極部が前記灌流層に浸った状態において前記灌流層に浸る位置に位置し、前記灌流層に浸った状態において前記灌流層の温度を検知する温度検知部と、前記温度検知部での検知結果に基づいて、前記灌流層の前記温度が目標の温度範囲になる状態に、前記温度調整ユニットでの前記導電性溶液の前記温度の調整を制御するとともに、前記供給経路を通して供給される前記導電性溶液の供給量及び前記吸引経路を通して吸引される前記導電性溶液の吸引量を制御する制御部と、を備え、前記制御部は、前記高周波エネルギー源から前記高周波エネルギーを出力させるエネルギー操作の入力を検出した際に、前記灌流層の温度の前記検知結果に基づいて、前記高周波エネルギー源からの前記高周波エネルギーの出力の有無又は前記高周波エネルギーの出力状態を制御する。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、2つの電極部が浸る灌流層において、処置に適切な温度に導電性溶液が調整されるプラズマ処置システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】第1の実施形態に係るプラズマ処置システムを示す概略図である。

【図2】第1の実施形態に係るシースの先端部及びプローブの処置部の構成を概略的に示す斜視図である。

【図3】第1の実施形態に係る処置部の近傍の処置時の状態を示す概略図である。

【図4】第1の実施形態に係るプラズマ処置制御ユニットの処置における処理を示すフローチャートである。

【図5】図4の灌流層の灌流液体量を調整する処理を示すフローチャートである。

【図6】図4の灌流層の温度を調整する処理を示すフローチャートである。

【図7】ある変形例に係るプラズマ処置システムを示す概略図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 0 】

(第1の実施形態)

本発明の第1の実施形態について、図1乃至図6を参照して説明する。

【 0 0 1 1 】

図1は、本実施形態に係るプラズマ処置システム1を示す図である。このプラズマ処置システム1は、プラズマを発生させ、このプラズマによって処置対象である生体組織を蒸散させる処置に用いられる。プラズマを利用した生体組織の切除により、切除組織周辺への熱損傷は比較的小さくなり、低侵襲な処置が実現される。プラズマ処置システム1は、例えば耳鼻咽喉科分野において、扁桃組織の切除術などに用いられる。また、このプラズマ処置システム1は、例えば、整形外科分野において滑膜の切除、軟骨の切除などに用い

10

【 0 0 1 2 】

図1に示すように、プラズマ処置システム1は、処置具(プラズマ処置具)2を備える。この処置具2は、長手軸Cを有する。ここで、長手軸Cに平行な2方向の一方を先端方向(図1の矢印C1の方向)とし、先端方向とは反対方向を基端方向(図1の矢印C2)の方向とする。プラズマ処置システム1は、エネルギー生成器等のエネルギー源ユニット3と、フットスイッチ等のエネルギー操作入力部5と、を備える。また、プラズマ処置システム1には、供給源(送液源)6及び吸引源7が、設けられている。そして、プラズマ処置システム1には、温調ヒータ等の温度調整ユニット8が設けられている。

20

【 0 0 1 3 】

供給源6は、生理食塩水バッグ等の液体バッグ11と、供給ポンプ(送液ポンプ)12と、を備える。液体バッグ11には、生理食塩水等の導電性溶液が充填されている。供給源6には、供給経路(送液経路)13の一端が接続されている。処置具2の外部では、例えば外付けの供給チューブ(図示しない)等によって、供給経路13が形成されている。供給ポンプ12を作動することにより、液体バッグ11に充填された導電性溶液(液体)が、供給経路13を通して供給される(送液される)。

【 0 0 1 4 】

吸引源7は、排液タンク16と、吸引ポンプ17と、を備える。吸引源7には、吸引経路18の一端が接続されている。処置具2の外部では、例えば外付けの吸引チューブ(図示しない)等によって吸引経路18が、形成されている。吸引ポンプ17を作動することにより、排液等の吸引物が、吸引経路18を通して吸引され、排液タンク16に回収される。

30

【 0 0 1 5 】

処置具(プラズマ処置具)2は、術者によって保持される保持ケース(保持部)21と、保持ケース21の先端方向側に連結されるシース22と、シース22に挿通されるプローブ23と、を備える。プローブ23及びシース22は、先端方向側から保持ケース21の内部に挿入されている。プローブ23の先端部には、処置部25が形成されている。処置部25は、シース22の先端から先端方向へ向かって突出している。保持ケース21には、ケーブル26の一端が着脱可能に接続されている。ケーブル26の他端は、エネルギー源ユニット3に接続されている。

40

【 0 0 1 6 】

図2は、シース22の先端部及びプローブ23の処置部25の構成を示す図である。図2に示すように、処置部25は、シース22から先端方向へ向かって突出し、外部に対して露出している。処置部25は、プローブ23の先端を形成する先端面27と、処置部25の外周を形成する外周面28と、を備える。

【 0 0 1 7 】

図1に示すように、保持ケース21には、供給ポート(送液ポート)31が形成されている。供給経路13は、供給ポート31から保持ケース21の内部に挿入される。そして、本実施形態では、プローブ23とシース22との間の空間を通して、供給経路13が延設されている。処置具2においては、例えば、プローブ23とシース22との間に延設さ

50

れる供給チューブ（図示しない）によって、供給経路13が形成されている。供給経路13は、供給ポート31において、分離可能である。図2に示すように、処置部25には、供給経路13の噴出口32が形成されている。本実施形態では、噴出口32は、シース22とプローブ23との間の空間の先端に位置し、先端方向へ向かって開口している。供給経路13を通して供給された導電性溶液は、噴出口32から先端方向へ向かって、処置具2の外部（シース22の外部）へ噴出される。

【0018】

図1に示すように、保持ケース21には、吸引ポート33が形成されている。吸引経路18は、吸引ポート33から保持ケース21の内部に挿入される。そして、本実施形態では、プローブ23の内部を通して、吸引経路18が延設されている。処置具2においては、例えば、プローブ23の内部に延設される吸引チューブ（図示しない）によって、吸引経路18が形成されている。吸引経路18は、吸引ポート33において分離可能である。図2に示すように、処置部25には、吸引経路18の吸引口35が形成されている。本実施形態では、吸引口35は、処置部25の先端面27に位置し、先端方向へ向かって開口している。噴出口32から噴出された導電性溶液等が、吸引物として、吸引口35から吸引される。そして、吸引物は、処置具2の外部から吸引口35及び吸引経路18を通して吸引され、排液タンク16に回収される。

【0019】

本実施形態では、ケーブル26が、処置具2の保持ケース21に着脱可能である。また、保持ケース21の供給ポート31において供給経路13が分離可能であり、保持ケース21の吸引ポート33において吸引経路18が分離可能である。このため、処置具2の使用後において、処置具2を、エネルギー源ユニット3（ケーブル26）、エネルギー操作入力部5、供給源6及び吸引源7から分離可能となる。これにより、処置具2のみを廃棄し、処置具2以外の機器（エネルギー源ユニット3、エネルギー操作入力部5等）を再利用することが可能となる。

【0020】

エネルギー源ユニット3は、高周波エネルギー（高周波電力）を出力可能な高周波エネルギー源41を備える。高周波エネルギー源41は、例えば、エネルギー生成器に設けられる電源（交流電源）であり、高周波電流（Radio Frequency current）の波形が例えば正弦波、三角波となる高周波電力が出力される。高周波エネルギー源41には、第1の外部高周波経路42Aの一端及び第2の外部高周波経路42Bの一端が接続されている。第1の外部高周波経路42A及び第2の外部高周波経路42Bは、ケーブル26の内部を通して延設されている。第1の外部高周波経路42A及び第2の外部高周波経路42Bは、例えばケーブル26の内部に延設される電気配線（図示しない）によって形成されている。第1の外部高周波経路42A及び第2の外部高周波経路42Bは、互いに対して電氣的に絶縁されている。

【0021】

処置具2の保持ケース21には、第1の接続端子43A及び第2の接続端子43Bが設けられている。第1の接続端子43A及び第2の接続端子43Bは、互いに対して電氣的に絶縁されている。第1の接続端子43Aには、第1の内部高周波経路45Aの一端（基端）が接続され、第2の接続端子43Bには、第2の内部高周波経路45Bの一端（基端）が接続されている。第1の内部高周波経路45A及び第2の内部高周波経路45Bは、処置具2を通して延設され、互いに対して電氣的に絶縁されている。第1の内部高周波経路45Aは、例えばプローブ23の内部に延設される電気配線（図示しない）、プローブ23の導電部（図示しない）等によって形成されている。また、第2の内部高周波経路45Bは、例えばプローブ23とシース22との間の空間に延設される電気配線（図示しない）、シース22の導電部（図示しない）等によって形成されている。ケーブル26が保持ケース21に接続されることにより、第1の接続端子43Aにおいて第1の外部高周波経路42Aが第1の内部高周波経路45Aに電氣的に接続され、第2の接続端子43Bにおいて第2の外部高周波経路42Bが第2の内部高周波経路45Bに電氣的に接続される

10

20

30

40

50

【0022】

図2に示すように、処置部25の先端面27には、本実施形態では2つの第1の電極部(アクティブ電極)46A, 46Bが固定されている。第1の電極部46A, 46Bは導電材料から形成され、本実施形態では、吸引経路18の吸引口35の外周側に位置している。第1の電極部46A, 46Bは長手軸回りについて、互いに離間して配置されている。図1に示すように、第1の電極部46A, 46Bには、第1の内部高周波経路45Aの他端(先端)が接続されている。高周波エネルギー源41から第1の外部高周波経路42A及び第1の内部高周波経路45Aを通して高周波エネルギーが伝達されることにより、第1の電極部46A, 46Bは電極として機能する。

10

【0023】

図2に示すように、処置部25の外周面28には、本実施形態では1つの第2の電極部(リターン電極)47が固定されている。第2の電極部47は、導電材料から形成され、本実施形態では、長手軸回りについて外周面28の全周に渡って延設されている。また、第2の電極部47は、シース22の先端(噴出口32)より先端方向側に位置している。ここで、第1の電極部46A, 46B及び第2の電極部47は、処置部25に固定されている。このため、第1の電極部46A, 46B及び第2の電極部47は、互いに対して相対位置が変化しない状態で、処置部25に設けられる。また、第1の電極部46A, 46B及び第2の電極部47は、供給経路13の噴出口32と吸引経路18の吸引口35との間に位置している。図1に示すように、第2の電極部47には、第2の内部高周波経路45Bの他端(先端)が接続されている。高周波エネルギー源41から第2の外部高周波経路42B及び第2の内部高周波経路45Bを通して高周波エネルギーが伝達されることにより、第2の電極部47は、第1の電極部46A, 46Bとは別の電極として機能する。すなわち、第2の電極部47は、第1の電極部46A, 46Bとは電位の異なる電極として機能する。

20

【0024】

エネルギー源ユニット3は、CPU(Central Processing Unit)、ASIC(Application Specific Integrated Circuit)等を含む処理ユニット(プロセッサ)50と、メモリ等の記憶部51と、を備える。処理ユニット50は、高周波エネルギー源41及び記憶部51に電気的に接続され、処理ユニット50は、高周波エネルギー源41へ制御信号等を伝達可能である。処理ユニット50は、制御部52と、目標設定部53と、演算処理部55と、を備える。制御部52、目標設定部53及び演算処理部55は、例えばCPU又はASICを形成する電子回路の一部(制御回路、演算回路等)である。また、制御部52、目標設定部53及び演算処理部55は、互いに対して電気的に接続され、互いに対して電気信号等を伝達し合うことが可能である。なお、本実施形態では、処理ユニット50及び記憶部51は、高周波エネルギー源41と一体に設けられているが、ある変形例では、処理ユニット50及び記憶部51は、高周波エネルギー源41とは別体で設けられてもよい。また、記憶部51、制御部52、目標設定部53及び演算処理部55での処理については、詳細に後述する。

30

【0025】

フットスイッチ等のエネルギー操作入力部5では、高周波エネルギー源41から高周波エネルギーを出力させるエネルギー操作が入力される。エネルギー操作の入力に基づいて、有線又は無線によって、エネルギー操作入力部5から操作信号が制御部52に伝達される。制御部52は、操作信号(エネルギー操作の入力)に基づいて、高周波エネルギー源41からの高周波エネルギーの出力状態を制御する。また、高周波エネルギー源41からの高周波エネルギーの電流値、電圧値等の出力状態は、検知され、検知された電流値等の情報は、処理ユニット50の制御部52に、伝達される。エネルギー操作入力部5には、例えば、第1の入力スイッチ56A及び第2の入力スイッチ56Bが、設けられている。第1の入力スイッチ56Aが閉じられることにより、生体組織等の処置対象を蒸散させる処置で用いられる蒸散(ablation)出力モードで、高周波エネルギー源41から高周波工

40

50

エネルギーが出力される。また、第2の入力スイッチ56Bが閉じられることにより、処置対象を凝固させる処置で用いられる凝固(coagulation)出力モードで、高周波エネルギー源41から高周波エネルギーが出力される。一般的に、蒸散出力モードでは、凝固出力モードに比べて、第1の電極部46A, 46Bと第2の電極部57との間の電圧は、大きくなる。

【0026】

なお、ある実施例では、エネルギー操作入力部5にエネルギーレベル調整部(図示しない)を設け、蒸散出力モード及び凝固出力モードのそれぞれにおいて、高周波エネルギー源41から出力される高周波エネルギーのエネルギーレベルを術者が調整可能としてもよい。また、処置具2にID(個別識別番号)を格納するメモリ(図示しない)を設け、ケーブル26が保持ケース21に接続されることにより、処理ユニット50の制御部52が接続された処置具2のIDを読取る構成にしてもよい。この構成では、記憶部51には、互いに対して仕様(アクティブ電極及びリターン電極の寸法、位置及び形状、供給経路の寸法等)が異なる複数の種類の処置具2のID情報、及び、それぞれのIDに対応する高周波エネルギーのエネルギーレベルの情報が、記憶されている。そして、読取られたID及び記憶部51に記憶された情報に基づいて、蒸散出力モード及び凝固出力モードのそれぞれでの、高周波エネルギー源41から出力される高周波エネルギーのエネルギーレベルが自動的に設定される。

【0027】

また、処理ユニット50の制御部52は、有線又は無線によって、供給源6の供給ポンプ12及び吸引源7の吸引ポンプ17に制御信号を伝達可能であり、供給ポンプ12の作動状態及び吸引ポンプ17の作動状態を制御可能である。供給ポンプ12の作動状態の変化に対応して、供給源6からの導電性溶液の供給量(送液量)が変化する。また、吸引ポンプ17の作動状態の変化に対応して、吸引源7による吸引物(導電性溶液)の吸引量が変化する。供給経路13には、供給量検知部(送液量検知部)57が配置されている。本実施形態では、供給量検知部57は、処置具2の外部に位置している。供給量検知部57は、例えば周知の流量センサの1つであり、供給源6から供給される導電性溶液(生理食塩水)の供給量を検知する。そして、供給量の検知結果を示す検知信号を、有線又は無線によって、制御部52に伝達可能である。制御部52は、供給量検出部57での検知結果に基づいて、供給ポンプ12の作動状態を制御している。なお、供給量検知部57は、供給源6に設けられてもよく、小型のものであれば、供給経路13において処置具2の内部に設けられてもよい。すなわち、噴出口32から噴出される前において、供給量が検知されればよい。

【0028】

吸引源7の排液タンク16には、吸引量検知部58が取付けられている。吸引量検知部58は、例えば周知の液面センサ、水位センサの1つであり、吸引源7によって吸引される導電性溶液(吸引物)の吸引量を検知する。そして、吸引量の検知結果を示す検知信号を、有線又は無線によって、制御部52に伝達可能である。制御部52は、吸引量検知部58での検知結果に基づいて、吸引ポンプ17の作動状態を制御している。なお、吸引量検知部58として、周知の流量センサを用いてもよく、この場合、吸引量検知部58は、吸引経路18に設けられる。また、小型のものであれば、吸引量検知部58は、吸引経路18において処置具2の内部に設けられてもよい。すなわち、吸引口35から吸引された後において、導電性溶液の吸引量が検知されればよい。

【0029】

前述したように、処理ユニット50の制御部52が接続された処置具2のIDを読取る構成にしてもよい。この場合、記憶部51に、供給ポンプ12の作動特性の情報、吸引ポンプ17の作動特性の情報、互いに対して仕様が異なる複数の種類の処置具2のID情報、それぞれのIDに対応する供給源6からの供給量の情報、及び、それぞれのIDに対応する吸引源7による吸引量の情報が、記憶されている。そして、読取られたID及び記憶部51に記憶された情報に基づいて、蒸散出力モード及び凝固出力モードのそれぞれにお

10

20

30

40

50

いて、供給ポンプ12の作動状態及び吸引ポンプ17の作動状態が制御部52によって制御され、供給源6からの供給量及び吸引源7による吸引量が調整される。

【0030】

図2に示すように、処置部25の先端面27には、温度検知部61が固定されている。温度検知部61は、例えば熱電対等の温度センサである。本実施形態では、第1の電極部(アクティブ電極)46A、46Bと第2の電極部(リターン電極)47との間に、温度検知部61が位置している。また、本実施形態では、温度検知部61から第1の電極部(46A及び46Bの中で温度検知部61から近い一方)までの第1の距離L1は、温度検知部61から第2の電極部47までの第2の距離L2より小さい。したがって、温度検知部61は、第1の電極部46A、46Bの近傍に位置している。なお、本実施形態では、エネルギー源ユニット3(処理ユニット50を含む)、供給量検知部57、吸引量検知部58及び温度検知部61によって、プラズマ処置(低温アブレーション処置)においてプラズマ処置システム1を制御するプラズマ処置制御ユニットが、構成されている。

10

【0031】

図1に示すように、温度検知部61には、信号経路62の一端が接続されている。信号経路62は、処置具2の内部(プローブ23の内部)及びケーブル26の内部を通して延設され、他端が処理ユニット50の制御部52に接続されている。信号経路62は、例えば、プローブ23の内部に延設される信号線及びケーブル26の内部に延設される信号線によって形成されている。信号経路62は、ケーブル26の保持ケース21への接続位置で分離可能である。温度検知部61での検知結果を示す検知信号は、信号経路62を介して制御部52に伝達される。

20

【0032】

処理ユニット50の制御部52は、有線又は無線によって、温度調整ユニット8に制御信号を伝達可能であり、温度調整ユニット8の発熱状態等の作動状態を制御可能である。本実施形態では、温度調整ユニット8は、作動されることにより、供給源6において導電性溶液を加熱又は冷却し、導電性溶液を温度調整している。制御部52は、温度検知部61での検知結果に基づいて、温度調整ユニット8の作動状態を制御し、供給源6において導電性溶液の温度を調整している。温度調整ユニット8の作動状態の変化に対応して、温度調整ユニット8の近傍での導電性溶液の温度が変化する。すなわち、制御部52は、温度検知部62での検知結果に基づいて、温度調整ユニット8での導電性溶液の温度の調整を制御している。なお、温度調整ユニット8は、供給経路13において導電性溶液の温度調整を行ってもよく、小型のものであれば、処置具2の内部において供給経路13の導電性溶液の温度調整を行ってもよい。すなわち、噴出口32から噴出される前において、温度調整ユニット8によって導電性溶液の温度が調整されればよい。処置における温度検知部61での温度の検知、及び、制御部52による温度調整ユニット8の作動状態の制御については、詳細に後述する。

30

【0033】

図3は、処置(例えば、処置対象Tを蒸散させる処置)における処置部25の近傍の状態を示す図である。なお、図3に示される処置は、低温アブレーション処置(low-temperature ablation treatment)といい、例えば、扁桃腺(tonsil)の切除に用いられる。図3に示すように、生体組織等の処置対象Tを蒸散させる処置においては、処置部25の先端面27を処置対象Tの表面T1に対向させる。処置部25(先端面27)は、処置対象Tと直接的に接触せず、処置対象Tから離間している。先端面27が処置対象Tの表面T1に対向しているため、第1の電極部46A、46Bは、第2の電極部47より処置対象Tの近くに位置している。このため、処置においては、第1の電極部46A、46Bが、処置対象Tに対して主に作用する電極となる。

40

【0034】

処置においては、供給ポンプ12及び吸引ポンプ17が作動され、供給源6から供給経路13を通して導電性溶液が供給される。そして、処置部25の噴出口32から処置対象Tの表面T1に向かって、供給された導電性溶液が噴出される。また、吸引源7によって

50

、噴出口 3 2 から噴出された導電性溶液が吸引される。処置部 2 5 の外部の導電性溶液は、吸引口 3 5 から吸引経路 1 8 を通して吸引され、排液タンク 1 6 に回収される。前述のように供給源 6 による導電性溶液の供給、及び、吸引源 7 による導電性溶液の吸引が行われることにより、処置部 2 5 と処置対象 T の表面 T 1 との間に、導電性溶液の灌流層 H が形成される。灌流層 H では、噴出口 3 2 から吸引口 3 5 へ向かう導電性溶液の流れ（図 3 の矢印 B 1）が、形成される。

【 0 0 3 5 】

処置においては、第 1 の電極部 4 6 A , 4 6 B 及び第 2 の電極部 4 7 が灌流層 H に浸す。第 1 の電極部 4 6 A , 4 6 B 及び第 2 の電極部 4 7 は、噴出口 3 2 と吸引口 3 5 との間に位置するため、容易に灌流層 H に浸される位置に位置している。第 1 の電極部 4 6 A , 4 6 B 及び第 2 の電極部 4 7 が灌流層 H に浸った状態で第 1 の電極部 4 6 A , 4 6 B 及び第 2 の電極部 4 7 に高周波エネルギー（高周波電力）が伝達されることにより、灌流層 H において第 1 の電極部 4 6 A と第 2 の電極部 4 6 B との間に、高周波電流が流れる。蒸散出力モードで高周波エネルギーが出力された場合、第 1 の電極部 4 6 A , 4 6 B と第 2 の電極部 4 7 との間の電圧（電位差）が大きくなる。第 1 の電極部 4 6 A , 4 6 B と第 2 の電極部 4 7 との間の電圧が大きくなることにより、導電性溶液の灌流層 H に高周波電流が流れ、灌流層 H の第 1 の電極部 4 6 A , 4 6 B と第 2 の電極部 4 7 との間に蒸気層が形成される。そして、蒸気層においてブレイクダウンが起こり、導電性溶液の灌流層 H においてプラズマが発生する。すなわち、灌流層 H において、第 1 の電極部 4 6 A , 4 6 B と第 2 の電極部 4 7 との間で高周波電流が流れる領域に、プラズマ層 Q が形成される。発生したプラズマによって、生体組織等の処置対象が蒸散する（ablated）低温アブレーション処置が行われる。

【 0 0 3 6 】

なお、処置部 2 5 における噴出口 3 2 、吸引口 3 5 、第 1 の電極部 4 6 A , 4 6 B 及び第 2 電極部 4 7 のそれぞれの位置、数、寸法、形状は、図 2 及び図 3 の構成に限るものではない。例えば、ある実施例では、供給経路 1 3 がプローブ 2 3 の内部を通過して延設され、処置部 2 5 の先端面 2 7 に噴出口 3 2 が設けられ、吸引経路 1 8 がプローブ 2 3 とシース 2 2 との間を通過して延設され、シース 2 2 とプローブ 2 3 との間の空間の先端に吸引口が設けられる。また、別のある実施例では、供給経路 1 3 及び吸引経路 1 8 の両方がプローブ 2 3 の内部を通過して延設され、噴出口 3 2 が処置部 2 5 の外周面 2 8 に位置し、吸引口 3 5 が処置部 2 5 の先端面 2 7 に位置する。さらに、別のある変形例では、第 1 の電極部（4 6 A , 4 6 B）及び第 2 の電極部（4 7）の両方が、処置部 2 5 の先端面 2 7 に固定されている。以上から、噴出口 3 2 と吸引口 3 5 との間に挟まれる状態で、処置部 2 5 において、第 1 の電極部（4 6 A , 4 6 B）及び第 2 の電極部（4 7）が配置され、噴出口 3 2 から吸引口 3 5 に向かう流れが形成される導電性溶液の灌流層 H に浸ることが可能な位置に、第 1 の電極部（4 6 A , 4 6 B）及び第 2 の電極部（4 7）が位置すればよい。

【 0 0 3 7 】

また、本実施形態では、供給経路 1 3 及び吸引経路 1 8 は、処置具 2 の内部を通過するが、これに限るものではない。例えば、送水経路 1 3 及び吸引経路 1 8 の少なくとも一方が、処置具 2 とは別体で設けられてもよい。ただし、この場合も、第 1 の電極部（4 6 A , 4 6 B）、第 2 の電極部（4 7）及び温度検知部 6 1 は、処置部 2 5 に固定され、灌流層 H に浸る位置に位置している。

【 0 0 3 8 】

また、灌流層 H の灌流液体量（液体量）は、第 1 の電極部 4 6 A , 4 6 B 及び第 2 の電極部 4 7 が灌流層 H に浸る程度の多さ（大きさ）であればよく、灌流液体量が過度に大きくなることが好ましい。これにより、噴出口 3 2 から噴出された導電性溶液が、吸引口 3 5 から吸引されずに、体内の処置対象 T 以外の部位（例えば気管支）に流入することが、有効に防止される。これにより、処置に用いられる導電性溶液及び処置で発生した血液の処置対象 T 以外の部位への流入に起因する合併症の発生が、有効に防止される。こ

で、灌流層Hの灌流液体量が最大になる場合でも、例えばシース22は灌流層Hに浸っていない。

【0039】

また、第1の電極部46A、46Bの灌流層Hに浸った表面積より、第2の電極部47の灌流層Hに浸った表面積が大きくなるのが、好ましい。これにより、灌流層Hにおいて、第2の電極部47の近傍での高周波電流の電流密度が、第1の電極部46A、46Bの近傍に比べて、低くなり、第2の電極部47の近傍での灌流層Hの温度が、第1の電極部46A、46Bの近傍に比べて、低くなる。したがって、第1の電極部46A、46Bの近傍で、プラズマが発生し易くなり、処置対象Tに近い第1の電極部46A、46Bが処置対象Tへの影響が大きいアクティブ電極として適切に作用する。すなわち、処置対象Tから遠い第2の電極部47がアクティブ電極として機能することが有効に防止され、灌流層Hにおいて処置に適切なプラズマ層Qが形成される。

10

【0040】

プラズマによって蒸散された処置対象Tは、灌流層Hの導電性溶液と一緒に、吸引口35から吸引経路18を通して吸引される。なお、プラズマによって処置対象Tを蒸散させるメカニズムについては、現段階では、明らかにされていない。現段階では、プラズマ層Qで生成されるOHラジカルが、処置対象Tを蒸散させる1つの要因として、考えられている。また、灌流層Hにおいてプラズマを発生させるために必要な高周波エネルギーのエネルギーレベル(第1の電極部46A、46Bと第2の電極部47との間の電圧、灌流層に流れる高周波電流の電流値)は、第1の電極部46A、46B及び第2の電極部47の構造(形状、位置、電極間距離等)によって、変化する。したがって、記憶部51に、第1の電極部46A、46B及び第2の電極部47の構造に関する情報、及び、プラズマを発生させるために必要な高周波エネルギーのエネルギーレベルの情報が記憶され、制御部52は、記憶された情報に基づいて、高周波エネルギーの出力状態を制御してもよい。

20

【0041】

図4は、処置(主に、処置対象Tを蒸散させる処置)における、プラズマ処置制御ユニット(エネルギー源ユニット3及び温度検知部61を含む)での処理を示すフローチャートである。処置においては、処置部25の先端面27が処置対象Tに対向する状態で、エネルギー操作入力部5において、エネルギー操作が入力される。エネルギー操作の入力によって、例えば第1の入力スイッチ56Aが閉じられる。これにより、図4に示すように、制御部52に操作信号が入力され、制御部52によってエネルギー操作の入力が検出される(ステップS101-Yes)。そして、エネルギー操作の入力に基づいて、制御部52は、高周波エネルギー源41から出力される高周波エネルギー(高周波電力)のエネルギーレベルを設定する(ステップS102)。ここで、設定されるエネルギーレベルは、処置に用いられる処置具2の仕様(第1の電極部46A、46B及び第2の電極部47の位置、寸法、形状等)に基づいて、決定される。また、蒸散出力モードでは、凝固出力モードに比べて、エネルギーレベルが高く設定される。設定されるエネルギーレベルに関する情報は、記憶部51に記憶されてもよい。

30

【0042】

そして、制御部52からの制御信号に基づいて、供給ポンプ12が作動され、吸引ポンプ17が作動される。これにより、供給源6からの導電性溶液の供給及び吸引源7による吸引が開始される(ステップS103)。制御部52は、例えば、記憶部51に記憶された供給ポンプ12の作動特性及び吸引ポンプ17の作動特性に基づいて、供給ポンプ12の作動状態及び吸引ポンプ17の作動状態を制御している。供給源6による供給及び吸引源7による吸引が開始されることにより、前述のように、処置部25の先端面27と処置対象Tとの間に、導電性溶液の灌流層Hが形成される。

40

【0043】

そして、灌流層Hの液体量である灌流液体量の調整処理が行われる(ステップS104)。また、灌流層Hの温度の調整処理も行われる(ステップ105)。低温アブレーション処置では、灌流層Hの灌流液体量及び灌流層Hでの導電性溶液の温度によって、プラズ

50

マの発生状態が変化する。すなわち、高周波エネルギーの出力状態が変化しない場合でも、灌流層Hの灌流液体量又は温度の変化に対応して、プラズマの発生が変化する。このため、灌流層Hの灌流液体量及び温度を適切な範囲(値)に調整することにより、灌流層Hにおいて適切にプラズマを発生させることが重要となる。

【0044】

図5は、灌流層Hの灌流液体量を調整する処理を示すフローチャートである。図5に示すように、灌流液体量を調整する処理では、まず、目標設定部53によって、灌流液体量の目標となる液体量範囲(液体量値)が設定される(ステップS121)。目標となる液体量範囲は、例えば、処置において適切なプラズマが発生する液体量範囲である。目標となる液体量範囲は、例えば、処置具2の仕様(第1の電極部46A, 46B及び第2の電極部47の形状、大きさ等)に基づいて、設定される。また、高周波エネルギーの出力の有無に基づいて目標となる液体量範囲が設定されてもよく、高周波エネルギーが出力されている場合は、高周波エネルギーの出力状態(例えばステップS102で設定されたエネルギーレベル)に基づいて、目標となる液体量範囲を設定してもよい。この場合、記憶部51には、処置具2の仕様と目標となる液体量範囲との関係、高周波エネルギーの出力状態と目標となる液体量範囲との関係を示すテーブル等が予め記憶されている。また、目標となる液体量範囲は、処置に適した液体量範囲であるため、液体量範囲内において最小となる場合でも、第1の電極部46A, 46B及び第2の電極部47が灌流層Hに浸っている状態に、液体量範囲が設定される。また、液体量範囲内において最大となる場合でも、体内の処置対象T以外の部位への導電性溶液の流入が防止される灌流液体量であり、例えば、シース22は灌流層Hに浸っていない。

【0045】

そして、供給量検知部57によって供給源6からの導電性溶液の供給量が検知されるとともに、吸引量検知部58によって吸引源7によって吸引される導電性溶液(蒸散した処置対象Tも含む)の吸引量が検知される(ステップS122)。そして、供給量を示す検知信号及び吸引量を示す検知信号が制御部52に伝達される。そして、演算処理部55が、供給量の検知結果及び吸引量の検知結果に基づいて、灌流層Hでの灌流液体量が算出される(ステップS123)。灌流液体量を算出は、例えば、記憶部51に記憶された計算プログラムを用いて行われる。

【0046】

そして、制御部52によって、灌流層Hの灌流液体量がステップS121で設定された目標の液体量範囲になったかが、判定される(ステップS124)。ステップS123で算出された灌流層Hの灌流液体量が目標の液体量範囲になっている場合は(ステップS124 - Yes)、灌流液体量が維持される状態に、制御部52によって供給ポンプ12及び吸引ポンプ17が制御される。一方、灌流層Hの灌流液体量が目標の液体量範囲でない場合は(ステップS124 - No)、供給ポンプ12によって供給源6からの供給量が調整されるとともに(ステップS125)、吸引ポンプ17によって吸引源7への吸引量が調整される(ステップS126)。この際、制御部52は、供給量の検知結果、吸引量の検知結果及び灌流液体量の算出結果に基づいて、供給ポンプ12の作動状態及び吸引ポンプ17の作動状態を制御している。供給量の調整及び吸引量の調整は、灌流液体量がステップS121で設定された目標の液体量範囲になる状態に、行われる。例えば、灌流液体量が目標の液体量範囲より小さい場合には、制御部52が供給ポンプ12の作動状態を制御することにより、供給量を増加させ、制御部52が吸引ポンプ17の作動状態を制御することにより、吸引量を減少させる。

【0047】

図6は、灌流層Hの温度を調整する処理を示すフローチャートである。図6に示すように、灌流層の温度を調整する処理では、まず、目標設定部53によって、灌流層の目標となる温度範囲(温度)が設定される(ステップS131)。目標となる温度範囲は、例えば、処置において適切なプラズマが発生する温度範囲である。目標となる温度範囲は、例えば、処置具2の仕様、高周波エネルギーの出力の有無等に基づいて、設定される。また

、高周波エネルギーが出力されている場合は、高周波エネルギーの出力状態（例えばステップS102で設定されたエネルギーレベル）に基づいて、目標となる温度範囲を設定してもよい。この場合、記憶部51には、処置具2の仕様と目標となる温度範囲との関係、高周波エネルギーの出力状態と目標となる温度範囲との関係を示すテーブル等が記憶されている。また、ステップS123で算出された灌流層Hの灌流液体量に基づいて、目標となる温度範囲が設定されてもよい。なお、一般的に、低温アブレーション処置では、灌流層Hの温度は、45～90 になり、60～70 であることが好ましい。したがって、目標となる温度範囲における最小値は、45 以上であり、60 以上であることが好ましい。また、目標となる温度範囲における最大値は、90 以下であり、70 以下であることが好ましい。

10

【0048】

そして、温度検知部61によって、灌流層Hの温度が検知される（ステップS132）。図3に示すように、温度検知部61は、噴出口32と吸引口35との間に配置され、第1の電極部46A、46B及び第2の電極部47が灌流層Hに浸った状態において、灌流層Hに浸る位置に位置している。このため、低温アブレーション処置において処置対象Tと処置部25との間に形成される灌流層Hの温度が、適切に検知される。なお、本実施形態では、温度検知部61は、処置部25の先端面27に固定されているが、これに限るものではない。例えば、第1の電極部46A、46B及び第2の電極部47が灌流層Hに浸った状態において、灌流層Hに浸る位置に位置することを条件に、処置部25の外周面28に配置されてもよい。すなわち、第1の電極部46A、46B及び第2の電極部47が灌流層Hに浸った状態において、灌流層Hに浸る位置であれば、温度検知部61位置は、

20

【0049】

また、本実施形態では、温度検知部61は、第1の電極部（アクティブ電極）46A、46Bと第2の電極部（リターン電極）47との間に、温度検知部61が位置している。すなわち、第1の電極部46A、46B及び第2の電極部47が灌流層Hに浸った状態において、第1の電極部46A、46Bと第2の電極部47との間の灌流層Hに高周波電流が流れる領域に、位置している。このため、低温アブレーション処置において、処置対象Tに作用するプラズマ層Qが発生する領域の温度が、温度検知部61によって検知される。また、本実施形態では、温度検知部61から第1の電極部（46A及び46Bの中で温度検知部61から近い一方）までの第1の距離L1は、温度検知部61から第2の電極部47までの第2の距離L2より小さい。このため、温度検知部61は、低温アブレーション処置において、処置対象Tへの影響が大きい第1の電極部（アクティブ電極）46A、46Bの近傍に位置している。したがって、灌流層Hにおいて処置対象Tへの影響の大きい領域の温度が、温度検知部61によって検知される。

30

【0050】

灌流層Hの温度が検知されると（ステップS132）、温度調整ユニット8の作動状態（すなわち、温度調整ユニット8による導電性溶液の温度の調整状態）と灌流層Hの温度との関係が、演算処理部55によって算出される（ステップS133）。例えば、温度調整ユニット8での発熱状態又は冷却状態の変化に対する灌流層Hの温度の変化が、算出される。温度調整ユニット8の作動状態と灌流層Hの温度との関係は、供給源6からの供給量、供給速度（送液速度）、供給経路13の長さ（寸法）、温度調整ユニット8の位置等に対応して、変化する。このため、例えば、ステップS122で検知された供給量に基づいて供給源6からの供給速度を算出し、検知された供給量及び算出された供給速度に基づいて、温度調整ユニット8の作動状態と灌流層Hの温度との関係を計算してもよい。また、例えば、供給経路13の長さの情報及び供給ポンプ12の仕様等が記憶部51に記憶され、記憶された情報に基づいて、温度調整ユニット8の作動状態と灌流層Hの温度との関係を計算してもよい。

40

【0051】

そして、制御部52によって、灌流層Hの温度がステップS131で設定された目標の

50

温度範囲になったかが、判定される（ステップS134）。ステップS132で検知された灌流層Hの温度が目標の温度範囲になっている場合は（ステップS134 - Yes）、灌流層Hの温度が維持される状態に、制御部52によって温度調整ユニット8が制御される。一方、灌流層Hの温度が目標の温度範囲でない場合は（ステップS134 - No）、制御部52によって、灌流層Hの温度の検知結果に基づいて、温度調整ユニット8の作動状態（発熱状態等）を制御する（ステップS135）。温度調整ユニット8の作動状態の制御は、ステップS133で算出された温度調整ユニット8の作動状態と灌流層Hの温度との関係を用いて、行われる。これにより、温度調整ユニット8での発熱量等が調整される。なお、温度調整ユニット8によって、導電性溶液の加熱に加えて冷却も行われる場合は、温度調整ユニット8の作動状態を制御することにより、温度調整ユニット8の発熱量に加えて冷却量も調整可能である。温度調整ユニット8の作動状態の制御（すなわち、噴出口32より前での導電性溶液の温度の調整）は、灌流層Hの温度がステップS131で設定された目標の温度範囲になる状態に、行われる。例えば、灌流層Hの温度が目標の温度範囲より低い場合には、温度調整ユニット8の作動状態を制御することにより、温度調整ユニット8での発熱量を増加させる。

10

【0052】

また、図6に示すように、制御部52は、灌流層Hの温度の検知結果に基づいて、温度調整ユニット8に加えて、供給ポンプ12の作動状態を制御し、吸引ポンプ17の作動状態を制御される。これにより、供給経路13を通して供給される導電性溶液の供給量（供給速度）が調整され（ステップS136）、吸引経路18を通して吸引される導電性溶液（蒸散された処置対象も含む）の吸引量（吸引速度）が調整される（ステップS137）。供給量及び吸引量が制御されることにより、灌流層Hの温度が調整される。この際、供給量及び吸引量が調整されることにより、灌流層Hの灌流液体量は、変化してもよく、変化しなくてもよい。なお、本実施形態では、ステップS104で灌流層Hの灌流液体量が目標の液体量範囲に調整されるため、ステップS136、S137において灌流層Hの灌流液体量が変化しないことが、好ましい。供給量及び吸引量の調整は、灌流層Hの温度がステップS131で設定された目標の温度範囲になる状態に、行われる。例えば、灌流層Hの温度が目標の温度範囲より高く、かつ、温度調整ユニット8の近傍で灌流層Hより導電性溶液の温度が低い場合には、供給源6からの供給量（供給速度）及び吸引源7への吸引量（吸引速度）を増加させる。これにより、温度の低い導電性溶液が迅速に灌流層Hに供給され、灌流層Hの温度が低下する。この際、供給量及び吸引量の両方が増加させることにより、灌流層Hの灌流液体量を変化させることなく、灌流層Hの温度を変化させることが可能となる。

20

30

【0053】

灌流液体量の調整処理（ステップS104）及び灌流層Hの温度の調整処理（ステップS105）が行われると、ステップS102で設定されたエネルギーレベルで、高周波エネルギー源41から高周波エネルギーの出力が開始される（ステップS106）。灌流層Hの灌流液体量及び温度は、ステップS104、S105によって、低温アブレーション処置において適切な範囲に設定される。このため、第1の電極部46A、46B及び第2の電極部47に出力された高周波エネルギーが伝達されることにより、前述のように灌流層Hにおいてプラズマが適切に発生する。

40

【0054】

また、エネルギー源ユニット3では、目標の温度範囲より高い値となる閾値が、制御部52によって設定されるか、又は、記憶部51に記憶されている。高周波エネルギーが出力されると、温度検知部61によって灌流層Hの温度が検知され、制御部52によって、検知された灌流層Hの温度が、閾値以上であるかが判定される（ステップS107）。灌流層Hの温度が閾値以上である場合（ステップS107 - Yes）、高周波エネルギー源41からの高周波エネルギーの出力停止される（ステップS111）。なお、灌流層Hの温度が閾値以上の場合に蒸散出力モードのエネルギーレベルで高周波エネルギーが出力されると、例えば処置対象及び処置対象以外の生体組織が熱損傷する可能性がある。

50

【 0 0 5 5 】

処置を続行する場合は（ステップ S 1 0 8 - N o ）、灌流液体量の調整処理（ステップ S 1 0 4 ）及び灌流層 H の温度の調整処理（ステップ 1 0 5 ）が行われ、ステップ S 1 0 6 において高周波エネルギーの出力が維持される。そして、ステップ S 1 0 7 の判定が行われる。すなわち、蒸散出力モードのエネルギーレベルで高周波エネルギーが出力されている状態においても、灌流液体量の調整処理（ステップ S 1 0 4 ）及び灌流層 H の温度の調整処理（ステップ 1 0 5 ）が行われ、ステップ S 1 0 7 の判定が行われる。灌流層 H の温度が閾値以上である場合（ステップ S 1 0 7 - Y e s ）、前述したように、高周波エネルギーの出力が停止される（ステップ S 1 1 1 ）。すなわち、ステップ S 1 1 1 では、灌流液体量の算出結果及び灌流層 H の温度の検知結果に基づいて、高周波エネルギー源 4 1 からの高周波エネルギーの出力の有無及び高周波エネルギーの出力状態が、制御部 5 2 によって制御される。

10

【 0 0 5 6 】

なお、ステップ S 1 1 1 では、高周波エネルギーの出力を停止する代わりに、設定されたエネルギーレベルより低いエネルギーレベルで、高周波エネルギーを出力してもよい。この場合、低いエネルギーレベルで高周波エネルギーが出力されるため、第 1 の電極部 4 6 A , 4 6 B と第 2 の電極部 4 7 との間の電圧も低くなり、灌流層 H の灌流液体量及び温度に関係なく灌流層 H においてプラズマが発生しない。また、ステップ S 1 0 7 の灌流層 H の温度が閾値以上であるか否かの判定は、高周波エネルギーの出力が停止された状態で行われてもよい。この場合、灌流層 H の温度が閾値以上であると、高周波エネルギーの出力停止が維持される。また、ある実施例では、灌流層 H の温度の調整処理（ステップ S 1 0 5 ）のみが行われ、灌流層 H の灌流液体量の調整処理（ステップ S 1 0 4 ）が行われなくてもよい。また、図 4 乃至図 6 に示す処理を行うプログラムが、記憶部 5 1 に記憶されている。

20

【 0 0 5 7 】

前述した本実施形態では、検知された供給量及び吸引量から灌流層 H の灌流液体量を算出し、灌流層 H の灌流液体量が目標の液体量範囲となるように、供給量及び吸引量が調整される。このため、目標の液体量範囲を処置に適切な液体量範囲に設定することにより、低温アブレーション処置において、灌流層 H で適切にプラズマを発生させ、処置性能が確保される。

30

【 0 0 5 8 】

また、本実施形態では、温度検知部 6 1 によって灌流層 H の温度を検知し、灌流層 H の温度の検知結果に基づいて、灌流層 H の温度が目標の温度範囲となるように、温度調整ユニット 8 の作動状態（発熱状態、冷却状態等）を制御している。このため、目標の温度範囲を処置に適切な温度範囲に設定することにより、低温アブレーション処置において、灌流層 H で適切にプラズマを発生させ、処置性能が確保される。

【 0 0 5 9 】

（変形例）

図 7 に示すように、ある変形例では、吸引経路 1 8 に pH 検知部 6 5 が設けられている。本変形例では、処置具 2 の外部に pH 検知部が位置している。pH 検知部 6 5 は、例えば、吸引経路 1 8 において導電性溶液（蒸散した処置対象を含む）に電流を流すことにより導電性溶液の pH を検知する pH センサである。導電性溶液の pH の検知結果に基づく検知信号は、有線又は無線によって、制御部 5 2 に伝達される。また、本変形例では、エネルギー源ユニット 3（処理ユニット 5 0 を含む）、供給量検知部 5 7、吸引量検知部 5 8 及び温度検知部 6 1 に加えて pH 検知部 6 5 によって、プラズマ処置（低温アブレーション処置）においてプラズマ処置システム 1 を制御するプラズマ処置制御ユニットが、構成されている。

40

【 0 0 6 0 】

なお、pH 検知部 6 5 は、吸引源 7 に設けられてもよく、小型のものであれば、吸引経路 1 8 において処置具 2 の内部に設けられてもよい。すなわち、吸引口 3 5 から吸引され

50

た後において、導電性溶液のpHがpH検知部65によって検知されればよい。

【0061】

供給経路13の噴出口32から噴出される前では、導電性溶液のpHは、所定の範囲内になる。例えば、導電性溶液が生理食塩水の場合は、pHは4.5～7.0の範囲内になる。低温アブレーション処置によって導電性溶液に蒸散した処置対象が含まれることにより、導電性溶液のpHが変化し、pHが所定の範囲内でなくなる。したがって、吸引口35から吸引された後において導電性溶液のpHを検知することにより、処置対象Tが適切に蒸散しているか否か、すなわち、灌流層Hにおいて適切にプラズマが発生しているか否かを判断可能となる。なお、検知される導電性溶液のpHは、処置対象の含有の有無、処置対象の種類、処置対象の含有量等によって、変化する。

10

【0062】

本変形例では、制御部52は、温度検知部61での灌流層Hの温度の検知結果に加えてpH検知部65でのpHの検知結果に基づいて、温度調整ユニット8の作動状態を制御し、灌流層Hの温度を調整している。また、温度検知部61での検知結果に加えてpH検知部65での検知結果に基づいて、供給源6からの供給量及び吸引源7への吸引量が調整され、灌流層Hの灌流液体量が調整されてもよい。なお、灌流液体量の調整及び灌流層Hの温度の調整は、第1の実施形態と同様にしておこなわれる。

【0063】

前述の実施形態等のプラズマ処置制御ユニット及びプラズマ処置システム(1)では、灌流層(H)の温度を検知する温度検知部(61)は、処置部(25)に固定され、第1の電極部(46A, 46B)と第2の電極部(47)が灌流層(H)に浸った状態において灌流層(H)に浸る位置に位置している。そして、温度検知部(61)での検知結果に基づいて、灌流層(H)の温度が目標の温度範囲になる状態に、制御部(52)が温度調整ユニット(8)での温度の調整を制御し、導電性溶液の供給量及び吸引量を制御している。

20

【0064】

以上、本発明の実施形態等について説明したが、本発明は前述の実施形態等に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変形ができることは勿論である。

【0065】

以下、特徴的な事項について付記する。

30

記

(付記項1)

第1の電極部と、前記第1の電極部に対する相対位置が変化しない状態で設けられる第2の電極部と、を備える処置部が設けられ、供給経路の噴出口から噴出された導電性溶液を吸引経路の吸引口から吸引することにより、前記噴出口から前記吸引口に向かう前記導電性溶液の灌流層が形成され、前記噴出口から噴出される前において温度調整ユニットによって前記導電性溶液の温度が調整され、前記第1の電極部及び前記第2の電極部が前記灌流層に浸った状態で前記第1の電極部及び前記第2の電極部に高周波エネルギーが伝達されることにより、前記灌流層においてプラズマを発生させ、前記プラズマを用いて処置対象を処置するプラズマ処置システムに設けられるプラズマ処置制御ユニットであって、

40

前記処置部に固定され、前記第1の電極部と前記第2の電極部が前記灌流層に浸った状態において前記灌流層に浸る位置に位置し、前記灌流層の温度を検知する温度検知部と、

前記温度検知部での検知結果に基づいて、前記灌流層の前記温度が目標の温度範囲になる状態に、前記温度調整ユニットの作動状態を制御するとともに、前記供給経路を通して供給される前記導電性溶液の供給量及び前記吸引経路を通して吸引される前記導電性溶液の吸引量を制御する制御部と、

を具備するプラズマ処置制御ユニット。

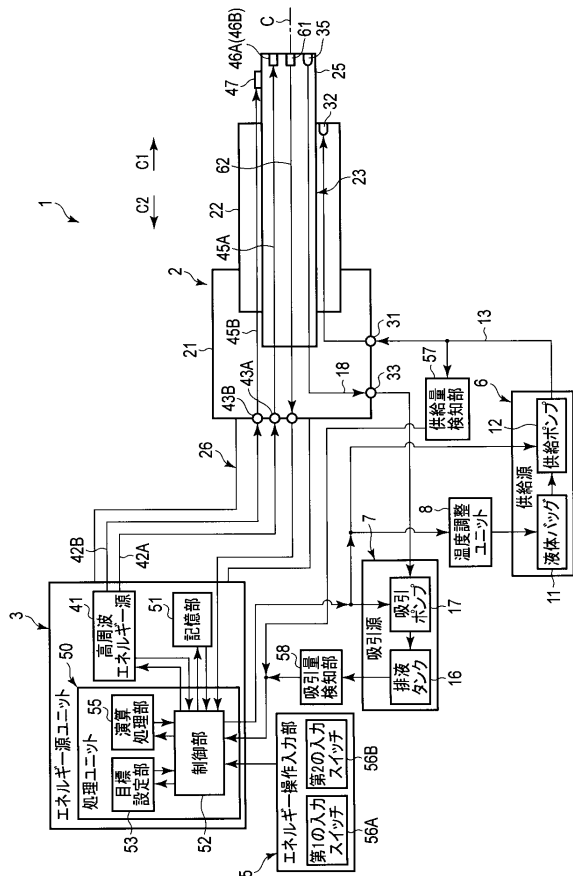
50

【 0 0 6 6 】

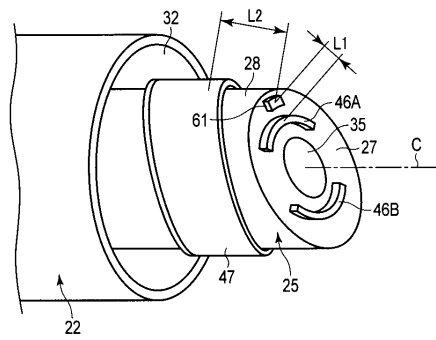
(付 記 項 2)

請求項 1 のプラズマ処置制御ユニットと、
 前記温度検知部が固定される前記処置部を備える処置具と、
 前記噴出口から噴出される前において前記導電性溶液の温度を調整する温度調整ユニットと、
 を具備するプラズマ処置システム。

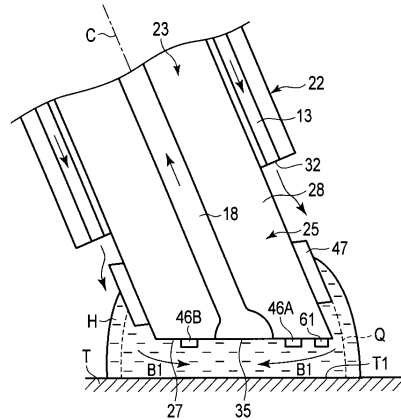
【 図 1 】



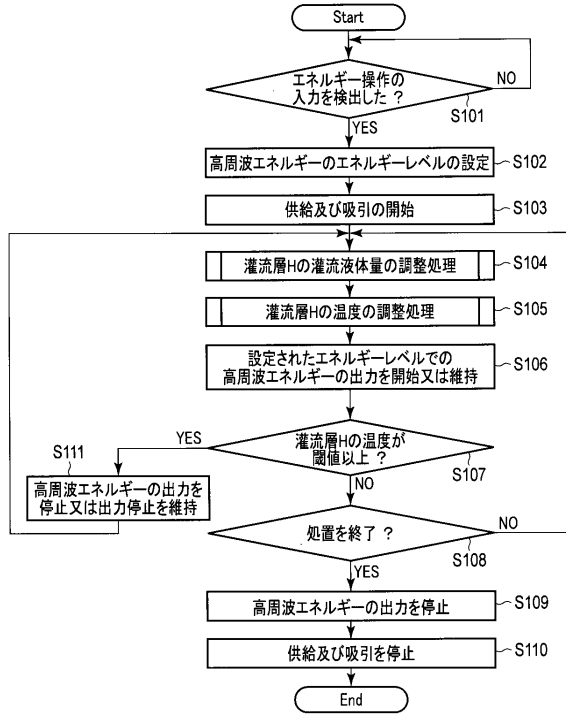
【 図 2 】



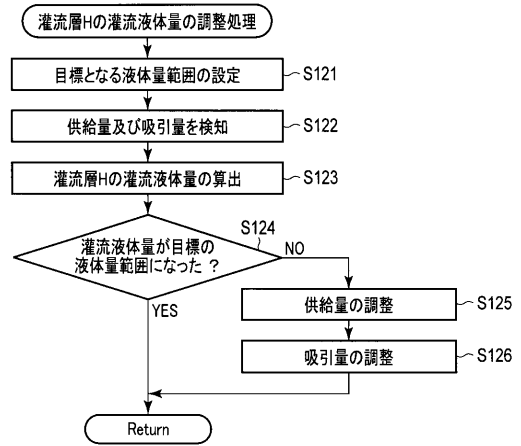
【 図 3 】



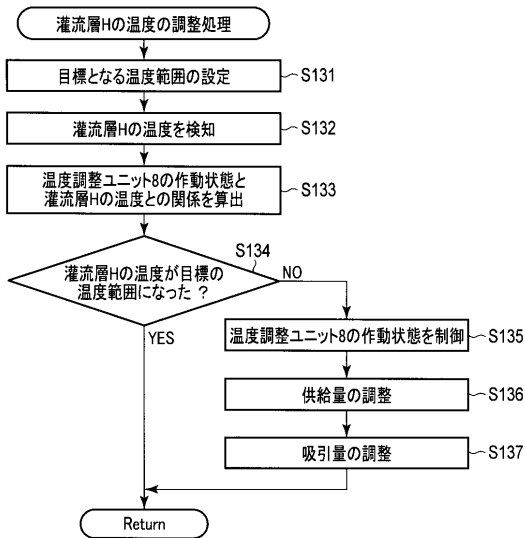
【図4】



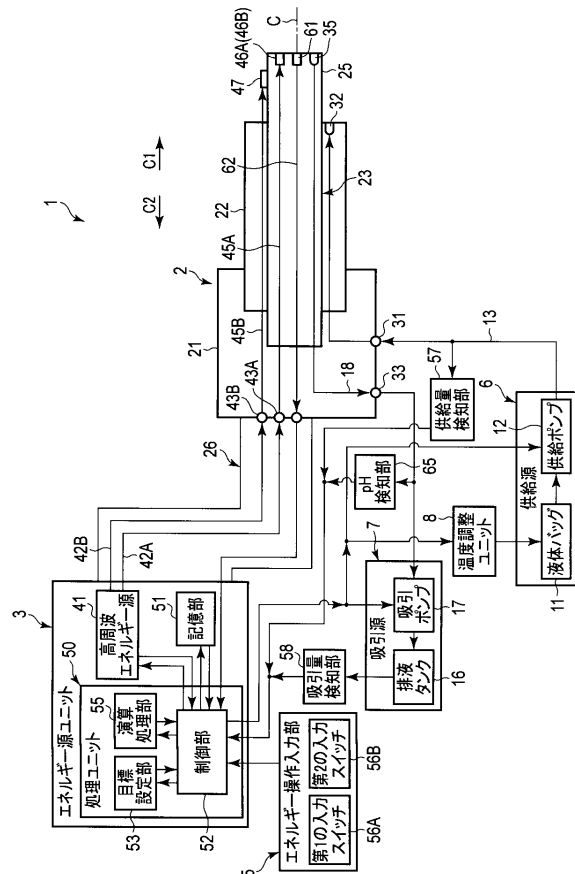
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 石川 学
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリnbas株式会社内
- (72)発明者 木村 修一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリnbas株式会社内
- (72)発明者 渡辺 宏一郎
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリnbas株式会社内

審査官 毛利 大輔

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2011/0118601 (US, A1)
特開2011-045756 (JP, A)
特開2013-099534 (JP, A)
特表2003-528684 (JP, A)
特表平11-502144 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/12