

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2005-501596

(P2005-501596A)

(43) 公表日 平成17年1月20日(2005.1.20)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 18/12

F I

A61B 17/39 310

テーマコード (参考)

4C060

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 52 頁)

(21) 出願番号 特願2003-524458 (P2003-524458)
 (86) (22) 出願日 平成14年8月22日 (2002.8.22)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年2月27日 (2004.2.27)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2002/026695
 (87) 国際公開番号 W02003/020144
 (87) 国際公開日 平成15年3月13日 (2003.3.13)
 (31) 優先権主張番号 60/315,383
 (32) 優先日 平成13年8月28日 (2001.8.28)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 10/167,681
 (32) 優先日 平成14年6月10日 (2002.6.10)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

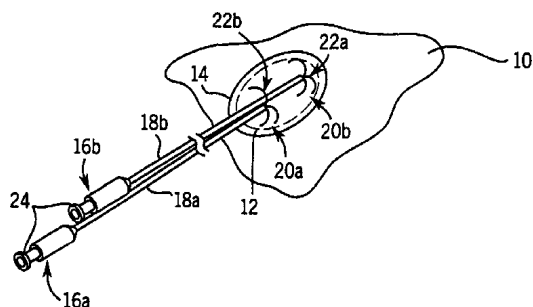
(71) 出願人 390023641
 ウィスコンシン アラムナイ リサーチ
 ファウンデーション
 WISCONSIN ALUMNI RE
 SEARCH FOUNDATION
 アメリカ合衆国 53705 ウィスコン
 シン マディソン ノース ウォルナット
 ストリート 614
 (74) 代理人 100070002
 弁理士 川崎 隆夫
 (74) 代理人 100076439
 弁理士 飯田 敏三

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 複数の電極を使用した無線周波数アブレーションシステム

(57) 【要約】

複数の電極による効率的なアブレーションが、電極に対して電力を高速に切り換えることにより得られる。高速に切り換ええない場合には、各電極の周囲の場によって引き起こされるシールド効果が冷却スポットを生成するが、このようにすることで、このシールド効果が回避される。複雑な電極間電流の流れも回避される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者に接触して位置決め可能な少なくとも 3 つの電極と、
無線周波数電力源と、
前記電極および前記無線周波数電力源とつながり、少なくとも 1 対の電極を前記電力源に
順次接続して、接続された電極間にアブレーション可能な電流の流れを供給する一方で、
接続されていない少なくとも 1 対の間の電流の流れを阻止するスイッチシステムと、
を備える無線周波数アブレーションシステム。

【請求項 2】

前記電極の少なくとも 1 つは、皮膚に貼り付けるようになっている、請求項 1 に記載の無
線周波数アブレーションシステム。 10

【請求項 3】

前記順次接続された 1 対は、前記皮膚に貼り付けるようになっている前記電極を常に含む
、請求項 2 に記載の無線周波数アブレーションシステム。

【請求項 4】

前記電極および前記無線周波数電力源とつながった前記スイッチシステムは、一度に 1 対
の電極のみを前記電力源に順次接続して、接続された電極間にアブレーション可能な電流
の流れを供給する一方で、他のすべての対の間の電流の流れを阻止する、請求項 1 に記載
の無線周波数アブレーションシステム。

【請求項 5】

前記電極の少なくとも 2 つは、患者内へ挿入されるようになっている、請求項 1 に記載の
無線周波数アブレーションシステム。 20

【請求項 6】

前記プローブは、共通のシャフトから広がる少なくとも 2 つの電極ワイヤを有する傘電極
である、請求項 5 に記載の無線周波数アブレーションシステム。

【請求項 7】

前記スイッチシステムは、前記順次接続される電極対を変更する、請求項 1 に記載の無線
周波数アブレーションシステム。

【請求項 8】

前記電子スイッチは、前記接続された電極対の間のインピーダンスと、前記接続された電
極対の少なくとも 1 つの温度と、あらかじめ定められた時間設定値と、前記接続された電
極対の間で消耗する電力とからなる群から選択された制御パラメータに従って、前記電源
への前記電極対の接続の相対的な継続時間を制御する、請求項 1 に記載の無線周波数アブ
レーションシステム。 30

【請求項 9】

前記電子スイッチは、前記接続された電極対の間のインピーダンスと、前記接続された電
極対の少なくとも 1 つの温度と、あらかじめ定められた期間と、前記接続された電極対の
間で消耗する電力とからなる群から選択されたパラメータに従って、切り換えを制御する
比例 / 積分コントローラを含む、請求項 1 に記載の無線周波数アブレーションシステム。

【請求項 10】

前記電極は、所定の幅で、患者との接触エリアを画定し、前記電極の少なくとも 2 つは、
互いから、前記幅の 3 倍を超えない部分を有するように配置される、請求項 1 に記載の無
線周波数アブレーションシステム。 40

【請求項 11】

(a) 少なくとも 3 つの電極を患者に接触させて配置するステップと、
(b) 前記電極の対を無線周波数電力源に順次接続するステップであって、それによって
、接続された電極対の間にアブレーション可能な電流の流れを供給する一方、接続されて
いない対の間の電流の流れを阻止する、前記電極の対を無線周波数電力源に順次接続する
ステップと、
を含む無線周波数アブレーション方法。 50

【請求項 1 2】

前記電極の少なくとも 2 つは、単一の腫瘍の異なる部分に配置される、請求項 1 1 に記載の無線周波数アブレーション方法。

【請求項 1 3】

前記電極の少なくとも 2 つは、異なる腫瘍に配置される、請求項 1 1 に記載の無線周波数アブレーション方法。

【請求項 1 4】

前記電極の少なくとも 1 つは、皮膚に貼り付けるようになっている、請求項 1 1 に記載の無線周波数アブレーション方法。

【請求項 1 5】

前記順次接続された 1 対は、前記皮膚に貼り付けるようになっている前記電極を常を含む、請求項 1 4 に記載の無線周波数アブレーションシステム。

【請求項 1 6】

前記電極の少なくとも 2 つは、経皮的、手術的、および腹腔鏡的からなる群から選択された方法によって患者に挿入するようになっている、請求項 1 1 に記載の無線周波数アブレーション方法。

【請求項 1 7】

前記少なくとも 2 つのプロブは、共通のシャフトから広がる少なくとも 2 つの電極ワイヤを有する傘電極である、請求項 1 6 に記載の無線周波数アブレーション方法。

【請求項 1 8】

前記順次接続される電極対は、実質的に 10 kHz よりも大きな周波数で変更される、請求項 1 1 に記載の無線周波数アブレーション方法。

【請求項 1 9】

前記電源への前記電極対の順次接続の相対的な継続時間は、前記接続された電極対の間のインピーダンスと、前記接続された電極対の少なくとも 1 つの温度と、前記接続された電極対の間で消耗する電力とからなる群から選択された制御パラメータに従うものである、請求項 1 1 に記載の無線周波数アブレーション方法。

【請求項 2 0】

前記順次接続は、前記接続された電極対の間のインピーダンスと、前記接続された電極対の少なくとも 1 つの温度と、あらかじめ定められた時間と、前記接続された電極対の間で消耗する電力とからなる群から選択されたパラメータに従って、比例 / 積分コントローラにより制御される、請求項 1 1 に記載の無線周波数アブレーション方法。

【請求項 2 1】

前記接続された電極対の間のインピーダンスと、前記接続された電極対の少なくとも 1 つの温度と、前記接続された電極対の間で消耗する電力とからなる群から選択された制御パラメータに従って、前記無線周波数電力源の出力を調整するステップをさらに含む、請求項 1 1 に記載の無線周波数アブレーション方法。

【請求項 2 2】

前記電極は、所定の幅で、患者との接触エリアを画定し、前記電極の少なくとも 2 つは、互いから、前記幅の 3 倍を超えない部分を有するように配置される、請求項 1 1 に記載の無線周波数アブレーション方法。

【発明の詳細な説明】

【関連出願の相互参照】

【0001】

この出願は、2001年8月28日に出願された「A Device to Allow Simultaneous Multiple Probe Use During Application of Radio Therapy」という発明の名称の米国仮出願第 60 / 315,383 号の利益を主張する。この米国仮出願は、参照して本明細書の記載の一部とする。さらに、この出願は、2000年6月7日に出願された「Multipolar Electrode System for Radio-frequency Ablation」という発明の名称の米国仮出願第 60 / 210,103 号の利益を主張する。2001年6月4日に出願された米国特許出願第

10

20

30

40

50

09/873, 541号の一部継続出願である。

【連邦政府援助を受けた研究または開発に関する陳述】

【0002】

この出願は、次の政府機関、すなわちNIH HL56143に与えられた米国政府支援により行われたものである。米国は、この発明の一定の権利を有する。

【発明の背景】

【0003】

本発明は、腫瘍などの無線周波数アブレーションに関し、特に、複数のアブレーション電極の同時使用を可能にするデバイスに関する。

【0004】

例えば肝臓の腫瘍（肝癌）といった腫瘍のアブレーションは、熱または冷気を使用して腫瘍細胞を殺傷する。凍結手術によるアブレーションでは、開腹中にプローブが挿入され、腫瘍が凍結される。無線周波数アブレーション（RFA（radio frequency ablation））では、電極が腫瘍に挿入されて、その電極から患者内へ（通常、患者の皮膚上の大面積プレートであるリターン電極へ）流れる電流が、抵抗加熱によって腫瘍細胞を破壊する。

【0005】

単純なRFA電極は、腫瘍内に配置された非絶縁先端を有する導電性ニードルである。このニードルには、約460kHzの発振電気信号により、患者の皮膚上の大面積接触プレートを基準にした電圧が印加される。ニードルの先端から放射状に流れる電流は、（露出したニードルの先端の長さに応じた）球状または楕円状の加熱領域を生成し、最終的には、腫瘍細胞を殺傷するのに十分な温度を有するその領域の一部の中に障害を引き起こす。障害のサイズは、電極から離れた所での電流密度の減少（抵抗性加熱の減少を引き起こす）、周囲組織への熱の損失、および電極から組織に伝達されるエネルギー量の制限によって制限される。電極エネルギーは、電極近傍の組織の炭化、沸騰、および気化を回避するために制限される。これらの炭化、沸騰、および気化は、電極と腫瘍の残りの部分との間の抵抗を大きく増加させる。電極近傍の組織は、電極の近くの高い電流密度のために最初に炭化し、したがって、エネルギー伝達のボトルネックを生成する。

【0006】

炭化を引き起こすことなく、組織に送られるエネルギーを増加させるいくつかの手法が開発されてきた。第1の方法は、温度センサを電極の先端に配置して、電極の近くの温度をより正確に監視することを可能にし、それによって、炭化を起こす直前のエネルギーに近づけることを可能にするものである。第2の方法は、電極自体の内部を循環する冷却液により電極の先端を積極的に冷却するものである。第3の方法は、電極が腫瘍に配置された後、3つまたはそれ以上の電極ワイヤが電極軸の先端から放射状に広がる傘のスタイルの電極を使用して、電極面積を増加させるものである。電極の表面積をより大きくすることにより、最大電流密度が減少する。第4の方法は、組織内に液体（通常は生理食塩水）を注入して、導電性を増加させるものである。これらの方法のいずれの効果も、腫瘍内に与えられるエネルギー量を増加させることであり、したがって、障害サイズを増加させて、より広範囲の腫瘍のより確実なアブレーションを可能にすることである。

【0007】

凍結手術によるアブレーションと比較したRFAの主な利点は、切開手術を行わず、したがって、患者の外傷を少なくして、経皮的にRFAを送出することが可能なことである。RFAは、場合によっては、患者が耐えることができる唯一の治療である。さらに、RFAは、患者がCATスキャンを受けている間に完了することができる。

【0008】

とは言え、上述した改良にもかかわらず、RFAは、腫瘍細胞のすべてを殺傷できないことが多い。その結果、腫瘍の再発率は、50%もの高さであることが報告されている。

【0009】

本出願の親出願は、個々の電極と大面積接触プレートとの間ではなく、2つの局所的に配置された傘電極の間を電流が流れる二極動作モードを使用することにより、有効な障害サ

10

20

30

40

50

イズを増加させるシステムを記載している。この双極電流の流れは、2つの傘電極の間にある腫瘍のボリュームにエネルギーを「集中」させる。それによって、匹敵する個数の単極の傘電極が個別に動作することによって得られるものよりも高い電極間の加熱および大きな電極間の電流密度により、大きなボリュームの障害が生成される。この点で、双極動作は、電極を一度に配置することでより大きな組織を加熱することから、より大きな腫瘍の治療を可能にし、目標とする腫瘍のより効率的な治療を可能にする。それによって、個々の電極を複数回移動させる手順と比べて、手順の速度および効率が改善され、治療されるボリュームを確定することが容易になる。

【0010】

双極技法は、いくつかの不利な点を有する。第1に、二極技法は、2つのプローブの相対的な位置に対して敏感である。プローブの互いに接近した部分は、より熱くなる。もう1つの不利な点は、2つのプローブの双極システムの場合、双方のプローブの近くで等しいエネルギーを与えるために、第1のプローブを出るすべての電流が、第2のプローブに流れ込まなければならないということである。これは、一方のプローブが例えば、冷却する血管の近くの場所にある場合に、エネルギーを追加して与えることを必要とするか、または、そのプローブを独立して制御することを必要とする問題となり得る。また、一般に、双極プローブの単一のセットは、複数の分離した腫瘍を治療することができない。

【0011】

1つの選択肢は、複数のプローブを単極構成で同時に使用することである。この場合、双極技法と同様に、プローブを一度に挿入して、手順の速度を向上し、プローブの再配置により生じ得る治療のボリュームの不明確さをなくすることができる。電流は、各プローブから患者の皮膚の表面の接触プレートに流れる。

【0012】

この複数の単極モードの欠点は、単極プローブが、互いを電氣的にシールドすることがあり、それによって、プローブ間の不十分な加熱が引き起こされることである。複数のプローブが、一方のプローブの局所的な冷却に適応するように異なる電圧で動作する限り、複雑な電流の流れが、プローブ間、およびプローブと接触プレートとの間の双方で生じる可能性があり、それらのプローブの究極の効果の予測を困難にする可能性がある。

【発明の簡単な概要】

【0013】

本発明者等は、大きな一様の障害サイズを促進する際の双極プローブ動作の利点と、各プローブの近傍における加熱の個別制御を提供する際の複数の単極プローブの動作の利点とを組み合わせた技法を開発した。この技法は、個々のプローブ間を高速に切り換える回路によって交互に動作する複数の単極プローブを使用し、その結果、瞬間的には、各プローブは、単独で動作している。さらに、加熱の目的では、各プローブは、同時に動作しているとみなすことができる。プローブ間での電気シールドは減らされる一方、治療速度は増加し、治療されるボリュームはより明確となり、かつプローブの個々の温度、インピーダンス、および/または時間制御が得られる。

【0014】

次に、具体的には、本発明は、患者に接触して位置決め可能な(positionable)少なくとも3つの電極(アースパッドを含むことがある)を有する無線周波数アブレーションシステムを提供する。無線周波数電力源が、スイッチシステムを通じて電極と接続され、少なくとも1対の電極が電力源に順次接続されて、アブレーション可能な電流の流れが、接続された電極間に供給される一方で、接続されていない少なくとも1対の間の電流の流れが阻止される。3つの電極の場合、1つの電極は、表面接触する広い面積の「アース」電極とすることができ、他の2つは、腫瘍のボリューム内またはその近くに配置される内部電極とすることができ、スイッチシステムは、経皮電極の一方と皮膚接触電極とを共に電源の両端に接続し、次に、経皮電極の他方と皮膚接触電極とを共に電源の両端に接続するように動作することができる。スイッチシステムは、電子方式、電気機械方式、または他の方式で実現することができる。

10

20

30

40

50

【0015】

このように、2つの隣接するプローブの同時動作により引き起こされるシールド効果を除去することにより、より一様な障害サイズを有する、腫瘍のボリユームの同時の複数のプローブによる治療を提供することが、本発明の1つの目的である。

【0016】

2つのプローブは、共通のシャフトから広がる少なくとも電極ワイヤを有する傘電極であってもよい。

【0017】

このように、傘型のプローブによって、より大きな障害を促進することが、本発明のもう1つの目的である。2つの電極は、内部冷却を有するニードル電極であってもよいし、内部冷却を有さないニードル電極であってもよい。

【0018】

電子スイッチは、インピーダンス、温度、電力、絶対時間、または1つもしくは2つ以上の電極のインピーダンス差、温度差、もしくは電力差である制御パラメータに従って、電源への電極対の接続の相対的な継続時間を制御することができる。

【0019】

このように、切り換え手段を使用して、電極のそれぞれに送られる電力を独立に制御する簡単な手段を提供することが、本発明のもう1つの目的である。この切り換え手段は、独立した電極の順序付けも行う。

【0020】

電子スイッチは、インピーダンス、時間、電極の電力、または電極の温度であるパラメータに従ってスイッチを制御する他の比例/積分コントローラを含むことができる。

【0021】

このように、RF電源自体だけによって提供され得る場合よりも高機能の制御を電極の動作に加える簡単な方法を提供することが、本発明のもう1つの目的である。

【0022】

スイッチシステムは、各電極への電気の印加期間中、各電極に加えられる電圧、または電流もしくは電力を独立に制御することができる。

【0023】

このように、インピーダンス、電極の電力、または電極の温度などであるパラメータに従って、加えられる電力、電流、または電圧を独立に制御することが、本発明のもう1つの目的である。

【0024】

本発明は、少なくとも3つの電極を患者に同時に接触させて配置し、電極を無線周波数電力源に順次接続して、接続された電極対の間にアブレーション可能な電流の流れを供給する一方、接続されていない対の間の電流の流れを阻止することができる方法を提供する。

【0025】

このように、複数の電極の単一ステップでの挿入によって、治療速度を向上させる一方、単一の電極を患者内で移動させることによって提供される障害制御の利点を得ることを可能にすることが、本発明のもう1つの目的である。治療前に必要な電極を同時に挿入することにより治療の不明確さをなくすことが、本発明のもう1つの目的である。

【0026】

本発明の上記および他の目的ならびに利点は、以下の説明から明らかになる。この説明では、添付図面を参照する。添付図面は、本明細書の一部を形成し、添付図面には、本発明の好ましい実施の形態が例示として示されている。しかしながら、このような実施の形態ならびにその特定の目的および利点は、本発明の範囲を画定するものではなく、したがって、本発明の範囲を解釈するには、特許請求の範囲を参照しなければならない。

【好ましい実施の形態の詳細な説明】

【0027】

I. 双極電極の操作

10

20

30

40

50

ここで、図 1 を参照して、肝臓 10 は、腫瘍 12 を含む可能性があり、この腫瘍 12 について、障害 14 が、2 つの傘型電極アセンブリ 16 a および 16 b を使用して本発明により生成される。2 つの傘型電極アセンブリ 16 a および 16 b は、後述するようにわずかな変更を有する。各電極アセンブリ 16 a および 16 b は、細い管状金属シャフト 18 a および 18 b を有する。金属シャフト 18 a および 18 b は、経皮的に肝臓 10 に挿入されるサイズにされている。シャフト 18 a および 18 b はそれぞれ、シャフト先端 20 a および 20 b で終端する。このシャフト先端 20 a および 20 b からは、ワイヤ 32 から形成される 3 叉電極 22 a および 22 b が突出する。シャフト 18 a および 18 b が、肝臓 10 内に適切に配置されると、ワイヤ 32 は、本体の外側に残っているブランジャ 24 によって広げられる。ワイヤ 32 は、広げられると、シャフト先端 20 a および 20 b の周りにほぼ等しい角度で分かれて半径方向に広がることにより突出する。ワイヤ 32 が限界まで露出した形は、ワイヤ 32 が、シャフト 18 a および 18 b から広げられた時に、自然に、放射状に外側に開くような弓形に事前に形成されている。シャフト 18 a および 18 b は、軸方向が平行に示されているが、これは必要ではなく、他の向きを使用することもできる。

【0028】

このタイプの傘電極アセンブリ 16 a および 16 b は、当該技術において既知であるが、本発明の一実施の形態では変更することができる。この変更は、シャフト 18 a および 18 b の外部のすべての表面に電気絶縁部を設け、かつ、ワイヤ 32 の露出部分の先端を絶縁することにより行われる。これは、従来技術と異なり、シャフト先端 20 a および 20 b を絶縁しない状態のままにし、かつワイヤ 32 を絶縁しない傘電極アセンブリである。これらの変更の目的および効果を以下にさらに説明する。

【0029】

本発明によると、第 1 の電極 22 a は、腫瘍 12 の一方の端部に配置され、他方の電極 22 b は、腫瘍 12 の中心を横切った第 1 の電極 22 a の反対側に配置される。本明細書で使用される用語「端部」は、腫瘍 12 の周辺近くの場所を総称し、腫瘍 12 の内部の位置に限定することを意図するものでもなく、腫瘍 12 の外部の位置に限定することを意図するものでもない。実際の腫瘍の境界は不規則な場合があり、よくわからない場合がある。本発明にとって重要なことは、腫瘍 12 の一部が、電極 22 a と 22 b との間に含まれることである。

【0030】

次に図 1 および図 2 を参照して、電極 22 a は、当該技術において既知のタイプの電圧制御電力発振器 28 に取り付けることができる。この発振器 28 は、設定可能な周波数の交流電力を供給し、この交流電力の電圧振幅（または電流出力もしくは電力出力）は、外部信号によって制御される。電力発振器 28 のリターンは、電極 22 b に接続される。電極 22 b は、アースの基準にも指定される。電力発振器 28 は、通電されると、電極 22 a と 22 b との間に電圧を発生し、それらの間に電流の流れを引き起こす。

【0031】

次に図 4 を参照して、従来技術によると、皮膚接触プレート（図示せず）を基準とする各電極 22 a および 22 b の従来技術の操作は、それぞれ障害 14 a および 14 b を生ずるものと予想される。しかしながら、図 2 に示すように電極を接続して、それら電極間に電流が流れることにより、大幅に大きな障害 14 c が生成される。また、障害 14 c は、電極 22 a と 22 b とを分離する軸に沿って対称性が改善される。一般に、電極 22 a および 22 b は、通常の傘電極の場合、2.5 cm から 3 cm だけ離されるか、あるいは、電極の拡張区域(extension radius)の 4 倍未満の距離だけ離される。

【0032】

図 2 を再び参照して、熱電対、抵抗検出器、または半導体タイプの検出器といった温度センサ 30 が、3 つに分かれた電極 22 a および 22 b の露出したワイヤ 32 のそれぞれの先端部に配置することができる。このため、ワイヤ 32 は、小さな導体および上述したような温度センサ 30 を保持する小さな管とすることができる。市販の傘型電極アセンブリ

16 a および 16 b は、現在、このようなセンサと、プランジャ 24 のコネクタ（図示せず）に各センサを接続するワイヤとを備える。

【0033】

第1の実施の形態では、電極 22 a の温度センサ 30 は、最大値決定回路 34 に接続される。最大値決定回路 34 は、電極 22 の3つの温度センサ 30 のうち、最大値を有する信号を出力するために選択する。最大値決定回路 34 は、最大の信号のみを通過させるように結合された高精度な整流器を提供できるようなディスクリート回路部であってもよいし、あるいは、まず温度センサ 30 からの信号をデジタル値に変更し、マイクロコントローラなどで実行されるプログラムにより最大値を決定することによりソフトウェアで実施されてもよい。

10

【0034】

温度センサ 30 からの温度の最大値は、比較器 36 によって渡される（比較器 36 も、ディスクリート回路部で実施されてもよいし、ソフトウェアで実施されてもよい）。比較器 36 は、最大温度を、あらかじめ定められた所望の温度信号 38 と比較する。この所望の温度信号 38 は、例えばポテンショメータなどから得ることができる。この所望の温度信号は通常、組織の沸騰、気化、または炭化が起こる点の少し下に設定される。

【0035】

比較器 36 からの出力は、既知の制御技法により増幅およびフィルタリングを受けて、振幅入力 39 を電力発振器 28 に提供することができる。このように、22 a と 22 b との間の電流は、温度センサ 30 のいずれか1つの温度が、あらかじめ定められた所望の温度信号 38 に近づく点に制限されることが理解されよう。

20

【0036】

上述したような電力発振器 28 は、電圧振幅制御を提供するが、電流振幅制御を代わりに使用することも理解されよう。したがって、以下では、本明細書で使用されるような電圧制御という用語と電流制御という用語は、電極 22 b と 22 a との間の組織のインピーダンスによって関係付けられるので、相互に交換可能であるとみなされるべきである。

【0037】

別の実施の形態では、電極 22 a と 22 b との間を流れる電流は、電力発振器 28 から電流センサ 29 を通過して流れる時に計測されるので、この電流をフィードバックループの一部として使用することにより、上述した温度制御によって、または温度制御なしで、電力発振器 28 から電流を制限することができる。

30

【0038】

さらに別の実施の形態では、図示しないが、より完全な温度監視を行うために、電極 22 b の温度センサ 30 の信号も、最大値決定回路 34 に供給することができる。他の制御方法論も採用することができる。この制御方法論には、温度の読み出し値の加重平均用に提供される方法論、または当業者に既知の技法により温度の読み取り値の傾向に基づいて温度の読み取り値を予測する方法論が含まれる。

【0039】

次に図3を参照して、図1による2つの個別の電極アセンブリ 16 a および 16 b を配置することの難しさは、単一電極 40 を使用することにより減らすことができる。この単一電極 40 は、中心の管状シャフト 18 c と、第2の同軸管状シャフト 42 とを有する。中心の管状シャフト 18 c は、その管腔内に、第1の電極 22 a のワイヤ 32 を保持する。第2の同軸管状シャフト 42 は、管状シャフト 18 c の周囲に配置され、その壁とシャフト 18 c との間に、第2の電極 22 b のワイヤ 44 を保持する。ワイヤ 44 は、焼き戻しを行って、上述したワイヤ 32 の形状と同様の形状に形成することができる。シャフト 18 c および 42 は通常、金属製である。したがって、あらゆる電流の流れが、シャフト 18 c および 42 ではなく、露出したワイヤ 32 の間に存在することを確保するために、シャフト 18 c および 42 は、絶縁コーティング 45 および 46 によってそれぞれ被覆される。

40

【0040】

50

上述したように、この絶縁コーティング 46 は、図 1 の電極アセンブリ 16 a および 16 b のシャフト 18 a および 18 b の先端にも適用される。それによって、電流が、シャフト 18 a と 18 b との間の短絡回路に集中するのではなく、実際には、電極 22 a および 22 b のワイヤのうち、ワイヤ 32 から流れることを同様に確保する。

【0041】

単一電極 40 に対して、他の同様のシャフト構成を得ることもできる。このシャフト構成には、並列なシャフト 18 a および 18 b を溶接などによって取り付けられた構成が含まれる。

【0042】

第 1 の電極 22 a と第 2 の電極 22 b との間でそれぞれ異なる分離を有する単一電極 40 のキットを、さまざまな腫瘍のサイズおよびさまざまな腫瘍のタイプに適合させて提供することができる。

【0043】

上記で簡単に述べたように、図 1 の実施の形態および図 3 の実施の形態のいずれにおいても、ワイヤ 32 は、シャフト 18 c および 42 から取り出されたそれらの先端部に絶縁コーティング 46 を含むことができる。それによって、ワイヤ 32 の端部に関連した高い電流密度が減る。

【0044】

好ましい実施の形態では、第 1 の電極 22 a のワイヤおよび第 2 の電極 22 b のワイヤは、（図 2 に示すものとは異なり）千鳥状の角度に配置され、その結果、電極アセンブリの軸方向からの光景が、等間隔で重なり合わないワイヤ 32 を示す。このような構成は、2 つの電極アセンブリ 16 a および 16 b により維持するのは困難ではあるが、図 2 の実施の形態にも望ましい。

【0045】

電力発振器 28 の周波数は、従来技術で使用される 450 kHz の値よりもはるかに下の値に優先的に設定することができる。図 6 を参照して、100 kHz 未満で、最も顕著には 10 kHz より下の周波数において、正常な組織のインピーダンスは、腫瘍組織のインピーダンスよりも非常に大きく増加している。本発明者等は、特定の理論に縛られたくはないが、このインピーダンスの相違は、腫瘍細胞組織の間質性物質と正常細胞組織の間質性物質との相違の結果であると考えられている。いずれにしても、現在、腫瘍組織の低いインピーダンスを利用して、電力発振器 28 の周波数を 10 kHz 近くの値に設定することにより、その組織にエネルギーを優先的に与えることができると考えられている。ただし、この周波数設定は、本発明のすべての実施の形態で必要とされるとは限らない。

【0046】

重要なことは、このような周波数は、心臓のような神経組織を興奮させることがあるが、このような興奮は、この双極設計によって制限されるということである。

【0047】

次に図 5 を参照して、一方の電極の近くに、血管などが存在することにより、電極 22 a および 22 b の局所的な環境が異なる可能性があり、したがってそのエリアの障害 14 の加熱が大幅になくなる。したがって、他方の電極 22 a および 22 b の周囲の電流密度を変化させることなく、一方の電極 22 a および 22 b の周囲の電流密度を増加させることが望ましい場合がある。これは、従来技術で使用されるタイプの皮膚接触プレート 50 を使用することによって実現できる。ただし、この皮膚接触プレート 50 は、本発明では異なる方法で使われる。本明細書で使われるような接触プレート 50 という用語は、任意の大きな面積の導体を総称することができ、患者の皮膚の広いエリアの上に接触することが意図されているが、必ずしもこれに限定されない。

【0048】

図 5 の実施の形態では、接触プレート 50 は、電極 22 a および 22 b の温度に応じて、可変抵抗器 52 を通じて、スイッチ 53 により電力発振器 28 の出力またはアースのいずれかを基準とすることができる。一般に、温度センサ 30 が、電極 22 a よりも電極 22

bで高い温度を示す場合に、スイッチ53は、可変抵抗器52の自由端を電力発振器28の出力に接続する。逆に、温度センサ30が、電極22aよりも電極22bで低い温度を示す場合に、スイッチ53は、可変抵抗器52の自由端をアースに接続する。電極22aおよび22bの温度の比較は、図2について上述したのと同様に、最大値決定回路34aおよび34bを介して行うことができる。スイッチ53は、当該技術で既知のタイプの比較器駆動型 (comparator-driven) 半導体スイッチとすることができる。

【0049】

電極22aおよび22bの温度センサ30にそれぞれ接続される最大値決定回路34aおよび34bの出力は、可変抵抗器52の設定の制御にも使用することができる。スイッチ53が、抵抗器52を電力発振器28の出力に接続している場合、最大値決定回路34aおよび34bは、電極22bが相対的に熱くなるにつれて、抵抗器52の抵抗を下げるのに役立つ。逆に、スイッチ53が、抵抗器52をアースに接続している場合、最大値決定回路34aおよび34bは、電極22aが相対的に熱くなるにつれて、抵抗器52の抵抗を下げるのに役立つ。したがって、スイッチ53および可変抵抗器52の動作は、一般に、電極22aおよび22bの温度を均等にしようとするものである。

10

【0050】

電極22aが、血管のようなヒートシンクの近くにあり、電極22bがそうでない場合には、電極22aの温度センサ30は小さな値を記録し、したがって、最大値決定回路34aの出力は、最大値決定回路34bの出力よりも小さくなる。

【0051】

抵抗器52は、当該技術において既知の技法による半導体デバイスとして実施することができ、その場合、最大値決定回路34aおよび34bの出力の相対値が、半導体デバイスのバイアス、したがって抵抗、または、切り換え素子または電流制御電圧源のデューティサイクルの変調を制御し、上述した均等化を可能にする。

20

【0052】

次に図7を参照して、これらの原理は、次のようなシステムにも適用することができる。すなわち、このシステムでは、電極22aおよび22bの各ワイヤ32が、電極アセンブリ16aおよび16b内で電氣的に絶縁され、電力発振器28またはそのリターンのいずれかに接続された可変抵抗器54を通じてスイッチによる個別の給電 (feed) 53によって駆動される。この状況において、電氣的に絶縁することは、電源または制御電子機器に接続される前は、組織を通る以外に、電極22aと22bとの間の導電路が存在しないことを意味する。上述したように、スイッチからの個別の給電53間の位相差を使用して、電極ワイヤ32間の電流の流れの経路をさらに制御することもできる。この位相差は、例えば、位相シフトを生成する複素抵抗器 (complex resistance) によるか、コンピュータプログラムに従って動作する専用波形発生器によって生成することができ、任意の切り換えパターンが作成される。抵抗器54の値は、以下で述べるようにコントローラ56上で動作するプログラムによって変更される。このために、可変抵抗器54は、当該技術において既知の技法によるMOSFETのような半導体デバイスを使用して実施することができる。

30

【0053】

同様にして、コントローラ56によっても制御される同様の可変抵抗器54は、接触プレート50を駆動することができる。

40

【0054】

コントローラ56は、制御の目的で、各ワイヤ32の温度センサ30 (上述) からの入力を信号線58として受け取ることができる。ワイヤ32に対する電圧のこの個別制御により、腫瘍12全体を通じた電流の流れの追加制御を、いずれか一方のワイヤの近くにあるヒートシンクの血管などに対応させることができる。

【0055】

図8を参照して、可能な1つの制御アルゴリズムは、プロセスブロック60によって示すように、温度センサ30を読み取る。各温度センサ30について、そのワイヤ32の温度

50

が、組織の炭化点よりも低い「シーリング値 (ceiling value) 」よりも高い場合には、そのワイヤの電圧は下げられる。この「ハンマリングダウン (hammering down) 」プロセスは、すべてのワイヤのすべての温度がシーリング値よりも低くなるまで繰り返される。

【 0 0 5 6 】

次にプロセスブロック 6 2 で、各電極 2 2 a および 2 2 b について、ワイヤの平均温度が求められ、これらの平均温度を徐々に均等にするように、接触プレート 5 0 の電圧が調節される。接触プレート 5 0 の電圧は、より高い平均を有する電極 2 2 の電圧に近づけられる。

【 0 0 5 7 】

次にプロセスブロック 6 4 では、ワイヤが確実に、そのシーリング値より高く上昇しないようにするために、プロセスブロック 6 0 のハンマリングダウンプロセスが繰り返される。

【 0 0 5 8 】

次にプロセスブロック 6 6 で、当該プロセスブロック 6 6 の各実行で順に 1 つずつワイヤが検査される。そして、その温度が、シーリング値よりも低い「フロア値 (floor value) 」よりも低い、腫瘍に所望の出力を供給するのに十分高い場合には、そのワイヤ 3 2 の電圧は、他方の電極 2 2 のワイヤの電圧から徐々に離される。逆に、ワイヤ 3 2 がフロア値よりも高い場合には、動作は行われない。

【 0 0 5 9 】

個別電圧制御によって、各ワイヤ 3 2 は、徐々にその温度を調節されて、フロアとシーリングとの範囲内に入る。このプロセスは、温度の制御パラメータだけでなく、例えばインピーダンスを含む他の所望の制御パラメータにも適用できることが理解されよう。

【 0 0 6 0 】

図 7 に示すように、このプロセスは、第 3 の電極セット 2 2 c を含む任意の個数の電極 2 2 に拡張することができる。なお、第 3 の電極セット 2 2 c の接続は、分かりやすくするために図示していない。

【 0 0 6 1 】

この本発明を傘プローブについて説明してきたが、その原理のほとんどは、標準的なニードルプローブを使用することにも利用できることが理解されよう。さらに、本発明は、2つの電極セットに限定されるものではなく、電流の大部分が電極のセット間に流れる複数の電極セットと共に使用できることが理解されよう。傘電極のワイヤ数も同様に、3本に限定されるものではなく、本発明と共に使用するのに適した市販のプローブは、10本のワイヤのものを含む。さらに、上述した例では、電極の最大温度が制御に使用されたが、本発明は、最小温度もしくは平均温度を使用する制御戦略、または、インピーダンスを計測するか、もしくは、所定の切り換え時刻を使用する制御戦略にも同様に適用できることが理解されよう。

【 0 0 6 2 】

II . 多重単極電極の操作

次に図 9 を参照して、多重単極システム 7 0 が、電力出力 7 2 を有する電力発振器 2 8 を提供する。電力出力 7 2 の無線周波信号は、単極双投スイッチ 7 4 の極に接続される。スイッチ 7 4 は、好ましくは 2 0 キロヘルツを越えるレートで切り替わる、当該技術において既知の技法による半導体スイッチとして実施されることが好ましいが、これに限定されるものではない。

【 0 0 6 3 】

スイッチ 7 4 の第 1 の接続点 (throw) 7 6 は、第 1 の電極 2 2 a に接続される。第 1 の電極 2 2 a は、傘の枝が電氣的に結合された上述したような傘型電極である。少なくとも 1 つの枝は、温度センサ 3 0 a を備えることができる。

【 0 0 6 4 】

スイッチ 7 4 の第 2 の接続点 7 8 は、第 2 の電極 2 2 b に接続される。第 2 の電極 2 2 b も、温度センサ 3 0 b を有する。

【 0 0 6 5 】

電極 2 2 a および 2 2 b は、上述したように、腫瘍のボリュームの側面に配置されるか、または、所望に応じて個別の腫瘍内に配置される。単一の腫瘍を治療する場合、電極 2 2 a および 2 2 b は、互いに隣接して配置され、通常、電極 2 2 a および 2 2 b の枝の拡張区域の直径の 3 倍未満の距離にされる。双極の実施の形態とは逆に、多重単極電極動作では、プローブが挿入される位置に制限はない。説明した技法を任意の個数の電極に拡張できることも理解される。

【 0 0 6 6 】

一実施の形態では、温度センサ 3 0 a および 3 0 b からの信号が、コントローラ 5 6 によって受信される。コントローラ 5 6 は、温度の差を求めて、温度差信号を生成する。この温度差信号は、比例 / 積分 (P I (proportional / integral)) タイプのコントローラ 5 6 によって受信される。 P I コントローラは、当該技術において既知であり、入力された差信号を第 1 の制御定数 K_1 倍したものに、入力された差信号の積分値を第 2 の制御定数 K_2 倍したものを加算する関数である信号を生成する。この場合の P I コントローラ 5 6 は、電氣的な矩形波として実施される制御信号 8 0 を生成する。 P I コントローラの性質については、以下にさらに説明する。

【 0 0 6 7 】

P I コントローラは、温度差信号に代わるものとして、他のさまざまな制御入力を受け取ることができる。この制御入力には、インピーダンス、温度、電力、(電極間を定期的に切り換える) 絶対時間、または 1 つまたはそれ以上の電極および他の同様の制御入力のインピーダンス差、温度差、もしくは電力差が含まれる。 P I コントローラに代えて、考えられる他の任意の制御メカニズムを実施して、2 つまたはそれ以上のプローブに電力を分配することができる。

【 0 0 6 8 】

図 1 0 も参照して、一般に、制御信号 8 0 の矩形波は、スイッチ 7 4 の極の動作を制御して、電極 2 2 a の切り換えパターン 8 2 a および電極 2 2 b の切り換えパターン 8 2 b を生成する。これらの切り換えパターン 8 2 a および 8 2 b は、スイッチ 7 4 の極の位置を表し、したがって、各電極 2 2 a および 2 2 b に見られる出力 7 2 の無線周波数の波形の変調包絡線を表す。スイッチ 7 4 の極が接続点 7 6 に接続されている時間の間、波形 8 2 b はハイの状態にあり、これは、無線周波エネルギーが電極 2 2 a に供給されることを示す。逆に、スイッチ 7 4 の極が接続点 7 8 に接続されている場合、波形 8 2 b はハイであり、これは、無線周波エネルギーが電極 2 2 b に供給されることを示す。

【 0 0 6 9 】

好ましい実施の形態に示すように、信号 8 2 a および 8 2 b は、正確に補完し合うものであり、どの所与の瞬間においても、電極 2 2 a および 2 2 b の一方のみが電力を受け取り、さらに、電力発振器 2 8 からの電力が完全に利用されていることを示す。すなわち、電極 2 2 a が通電されると、電流は、(図 9 の矢印 8 4 a によって示すように) 電極 2 2 a と接触プレート 5 0 との間にのみ流れる。逆に、電極 2 2 b が通電されると、電流は、(図 9 の 8 4 b によって示すように) 電極 2 2 b と接触プレート 5 0 との間にのみ流れる。所与の時刻において、電極 2 2 a および 2 2 b の一方のみが起動されると、電極 2 2 a の周囲の障害のボリューム 9 0 a を歪ませる傾向にあるシールドも、電極 2 2 b の周囲の障害のボリューム 9 0 b を歪ませる傾向にあるシールドも発生しない。シールドは、電極 2 2 a および 2 2 b が同時に通電された場合に発生する。しかしながら、電極 2 2 a および 2 2 b の「オン」状態が多少重なり合うことは、この重なり合いが、重なり合わない期間と比較して小さい場合には、許容され得ることに留意されたい。

【 0 0 7 0 】

電極 2 2 a が起動されている期間 9 4 a を、電極 2 2 b が起動されている期間 9 4 に対する比として表すと、この比として表された期間 9 4 a は、「デューティサイクル」を定義する。 P I コントローラ 5 6 の出力を形成する制御信号 8 0 は、このデューティサイクルを制御し、その結果、電力は、電極 2 2 a および 2 2 b のうち、より低い温度を有する一

10

20

30

40

50

方に優先的に向けられる。このように、コントローラ 56 は、2つの電極 22a および 22b の相対的な温度を平衡状態にするように動作する。あるいは、デューティサイクルは、接続された電極対間のインピーダンスまたは接続された電極対間で消耗する電力に基づいて制御することができる。デューティサイクルを温度差に応じて調節して、上述した K_1 および K_2 の設定により制御するレートは、電極 22a および 22b の実際の温度が電力の切り換えと共に瞬時に逸れることがあることから、電極 22a および 22b の平均温度を反映するように調節される。

【0071】

スイッチ 74 の切り換え周波数は、組織の冷却時間（例えば 2 Hz 以上）に比べて速くなるように選択される。切り換え速度を高くし、10 kHz を越えて 20 kHz 近くにする10
ことが、神経および組織、特に心臓組織を興奮させる可能性のある低周波成分を回避するために好ましいことがある。切り換えは、無線周波電源が供給する信号のゼロ交差で優先的に実行され、それによって、過渡電流が回避される。

【0072】

PI コントローラは、リミッタも提供することができる。このリミッタは、閾温度（摂氏約 95 度）に達すると、期間 94a および 94b の比を維持しつつ、期間 94a および 94b を同時に減少させることにより、電極 22a および 22b に送られる平均電力を削減するものである。この場合、パターン 82a および 82b は、もはや補完的ではないが、依然としてハイの状態は重なり合うことはない。

【0073】

無線周波電源の電力出力はさらに、電極 22a および 22b の温度またはインピーダンスによって制御することができる。この実施の形態では、パターン 82a および 82b は補20
完的となる。スイッチは、電極 22a および 22b の温度を平衡状態にするように制御される。無線周波電源の電力出力は、電極 22a および 22b の平均温度を設定温度にするように調節される。設定温度は通常、炭化および沸騰が発生する温度よりも低くされる。

【0074】

図 9 に示す別の実施の形態では、点線 96 によって示すように、温度センサ 30a および 30b の経路を 2 次スイッチ 98 へ設定することができる。この 2 次スイッチ 98 は、単極双投スイッチであり、その極は、標準的な電力発振器 28 の温度入力に接続される。この場合、電力発振器 28 は、その出力電圧または出力電流を、所与の温度プローブ 30a30
または 30b から受け取った温度に応じて下げるために直接制御を受けることができる。この制御および温度プローブからの温度の受け取りは、スイッチ 74 の動作に従って交互になるようにされる。したがって、電力発振器 28 は、電極 22a に電力を送っている時間の間、温度センサ 30a から温度も受け取って、電極 22a を適切に制御する。次に、スイッチ 74 が状態を変更して、電力発振器が電極 22b に接続されると、電力発振器は、温度 30b から温度信号を受け取ることができる。

【0075】

次に図 11 を参照して、スイッチ 74 は、実際には、任意の個数の電極 22a、22b、および 22c に収容することができる。図 11 では、これらの電極を、複数の腫瘍 12 および 12' 内のニードル電極として示す。このように、本発明は、任意の個数の電極を腫40
瘍の周囲の所定の位置に一度に配置する利点を提供することができ、その上、電極を移動させる必要なく、組み合わせられた熱的效果によってそのボリュームを実質的に同時に治療することができる。

【0076】

図示するように、スイッチ 74 は、電極 22a、22b、および 22c のそれぞれに 1 つずつ接続点が接続された単極三投スイッチであり、図 12 に示すようなパターン 82c、82d、および 82e に従って変調された無線周波エネルギーを供給する。切り換えパターン 82c、82d、および 82e は、3つの波形 82a、82b、および 82c のデューティサイクルが独立に制御されて、それに比例した電力が、最も温度の低い電極 22 に運ばれる点を除いて、上述した切り換えパターン 82a および 82b と類似している。ま50

た、切り換えパターン 8 2 c、8 2 d、および 8 2 e は、もはや補完的ではないが、時間軸上、重なり合うことはまったくない。理想的には、1 つまたはそれ以上の電極 2 2 が閾値未満の温度を有する場合、どの時刻においても、切り換えパターン 8 2 c、8 2 d、および 8 2 e の 1 つはオンにされている。一定の制御アルゴリズムでは、電力がプローブのいずれにも向けられないサイクルが存在することがある。その場合、この複数の接続点のスイッチの 1 つの極は、どのプローブにも接続されていないか、または、電力を損失する要素に接続されている。

【0077】

本発明は、本明細書に含まれる実施の形態および例示に限定されるものでなく、添付の特許請求の範囲に入るような、実施の形態の部分を含むそれら実施の形態を変更した形態、および、異なる実施の形態の要素を組み合わせたものを含むことが特に意図される。例えば、スイッチは、適切にイネーブル(enable)およびディセーブル(disable)にされる複数の無線周波数源を使用して実施することができる。複数の電極が同時に通電されて、交互に使用されるハイブリッドシステムも考えられる。経皮電極を説明したが、本発明は、焼灼プローブ(cauterizing probe)、および手術的または腹腔鏡的に配置される電極にも適用することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0078】

【図1】本発明の関連する実施の形態により、腫瘍の対向する端部に配備されて、電極間の通過電流により腫瘍を取り囲む障害を生成する、第1の電極ワイヤおよび第2の電極ワイヤを提供する2つの傘電極アセンブリの斜視図である。

20

【図2】電圧制御発振器に接続された図1の電極の概略図であって、発振器電圧のフィードバック制御を行う電極ワイヤ上の温度センサを示す概略図である。

【図3】図1の第1の電極ワイヤおよび第2の電極ワイヤが、第1の電極および第2の電極のワイヤを同軸管に配列した単一シャフトから広がる、結合した電極アセンブリの先端の部分的断面図であって、管の外部表面全体の絶縁および電極ワイヤの先端の絶縁を示す部分的断面図である。

【図4】第1の電極および第2の電極の位置を示し、かつ、本発明により動作する2つの電極から得られる障害ボリュームを、単極方式で動作する2つの電極から得られる障害ボリュームと比較する、腫瘍の簡略化した正面断面図である。

30

【図5】第1の電極および第2の電極のそれぞれから検知する温度を使用してより複雑な制御戦略を行う、図1または図3の電極の電氣的接続を示す図2と同様の図であって、2つの電極のそれぞれに独立した電流制御を提供するために、2つの電極間の電圧に維持される第3の皮膚接触プレートの使用を示す図である。

【図6】腫瘍を有する肝臓組織および正常な肝臓組織のオームセンチメートルによる抵抗率対ヘルツによる周波数をプロットしたグラフであって、約100kHz未満の周波数で、両組織の固有抵抗が分かれている様子を示すグラフである。

【図7】第1の電極および第2の電極のそれぞれのワイヤが電氣的に絶縁され、その結果、いずれか一方の独立した電圧または電流もしくは位相を各ワイヤに加えて、そのワイヤと他方の電極との間に電流の流れを正確に調整できる、さらに別の実施の形態を示す図2および図5と同様の図である。

40

【図8】図7のコントローラの複数電極制御を利用する際に図7のコントローラが実行できるようなプログラムのフローチャートである。

【図9】複数の電極の多重単極動作を提供する本発明の第2の実施の形態の概略ブロック図であって、電極間で循環するスイッチを通じて無線周波数源を複数の単極電極に接続するコントローラを示す概略ブロック図である。

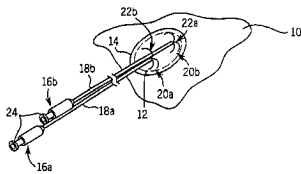
【図10】別の電極制御の場合における2つの電極の補完的動作および動作のデューティサイクルの制御を示す図9のスイッチの動作のタイミング図である。

【図11】図9のスイッチを3つの電極の動作に拡張したものを示す、図9のスイッチの別の実施の形態の部分図である。

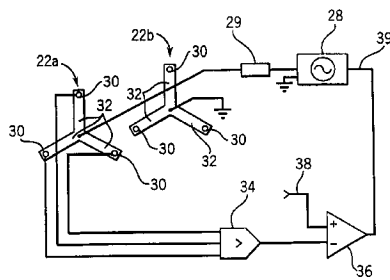
50

【図 1 2】図 1 1 の実施の形態によるスイッチを使用した電極が受け取る電力のタイミング図である。

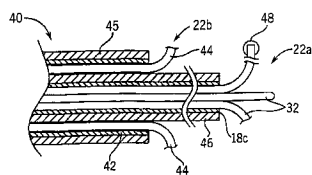
【図 1】



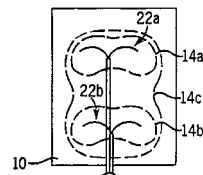
【図 2】



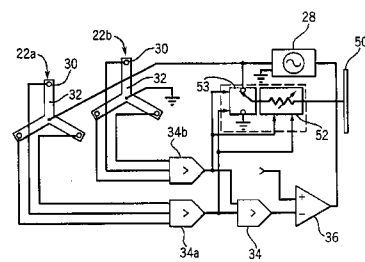
【図 3】



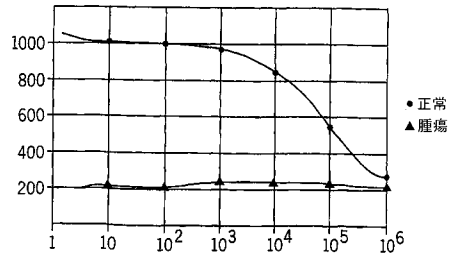
【図 4】



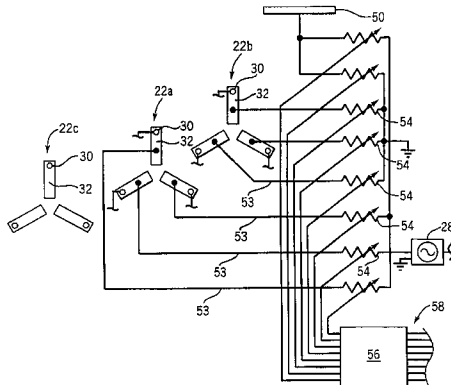
【図 5】



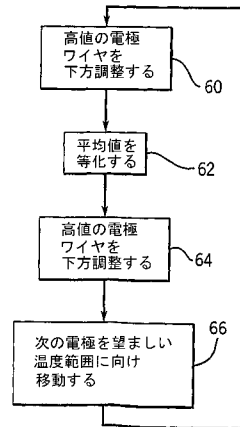
【図 6】



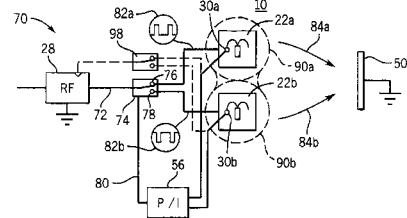
【図 7】



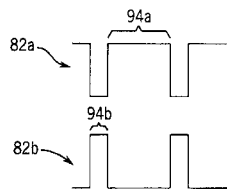
【図 8】



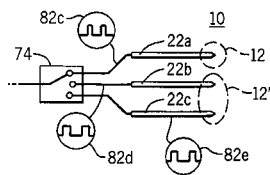
【図 9】



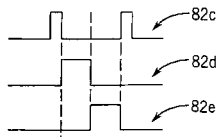
【図 10】



【図 11】



【図 12】



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
13 March 2003 (13.03.2003)

PCT

(10) International Publication Number
WO 03/020144 A1

(51) International Patent Classification: A61B 18/14. (74) Agent: BAXTER, Keith, M.; Quarles & Brady LLP, 411 E. Wisconsin Avenue, Milwaukee, WI 53202 (US).

(21) International Application Number: PCT/US02/26695

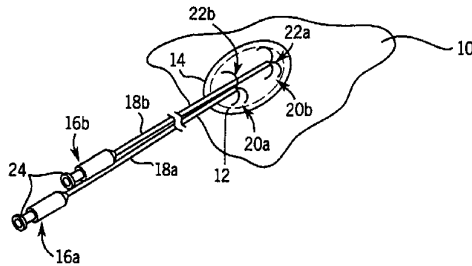
(22) International Filing Date: 22 August 2002 (22.08.2002)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data:
60/315,383 28 August 2001 (28.08.2001) US
10/167,681 10 June 2002 (10.06.2002) US(71) Applicant: WISCONSIN ALUMNI RESEARCH
FOUNDATION [US/US]; 614 Walnut Street, Madison,
WI 53705 (US).(72) Inventors: LEE, Fred, T.; 3810 Council Crest, Madison,
WI 53705 (US); HAEMMERICH, Dieter; 1402 Draise
Street, Madison, WI 53711 (US); WEBSTER, John, G.;
1710 Hoyt Street, Madison, WI 53705 (US); WRIGHT,
Andrew, S.; 410 Ridge Street, Madison, WI 53705 (US);
JOHNSON, Chris, D.; 2925 King James Way, Madison,
WI 53719 (US); MAHYI, David, M.; 1377 Boundary
Road, Middleton, WI 53562 (US).(81) Designated States (national): AI, AG, AL, AM, AT, AU,
AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU,
CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GI,
GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC,
LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW,
MX, MY, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG,
SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VC,
VN, YU, ZA, ZM, ZW.
(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM,
KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW),
Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, U, UZ),
European patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,
ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK,
TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).Published:
with international search report
with amended claimsFor two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance
Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning
of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: RADIO-FREQUENCY ABLATION SYSTEM USING MULTIPLE ELECTRODES



(57) Abstract: Efficient ablation with multiple electrodes is obtained by rapidly switching electric power to the electrodes. In this way, shielding effects caused by the field around each electrode which would otherwise create cool spots, are avoided. Complex inter-electrode current flows are also avoided.

WO 03/020144 A1

WO 03/020144

PCT/US02/26695

RADIO-FREQUENCY ABLATION SYSTEM
USING MULTIPLE ELECTRODES

CROSS-REFERENCE TO RELATED APPLICATIONS

[0001] This application claims the benefit of provisional application Serial No. 60/315,383 filed August 28, 2001, entitled "A Device to Allow Simultaneous Multiple Probe Use During Application of Radio Therapy"; hereby incorporated by reference, and is further a continuation-in-part of U.S. Application 09/873,541 filed June 4, 2001 claiming the benefit of provisional application Serial No. 60/210,103 filed June 7, 2000 entitled "Multipolar Electrode System for Radio-frequency Ablation".

STATEMENT REGARDING FEDERALLY
SPONSORED RESEARCH OR DEVELOPMENT

[0002] This application was made with United States government support awarded the following agency: NIH HL56143. The United States has certain rights in this invention.

BACKGROUND OF THE INVENTION

[0003] The present invention relates to radio-frequency ablation of tumors and the like and, in particular, to a device allowing for the simultaneous use of multiple ablation electrodes.

[0004] Ablation of tumors, such as liver (hepatic) tumors, uses heat or cold to kill tumor cells. In cryosurgical ablation, a probe is inserted during an open laparotomy and the tumor is frozen. In radio-frequency ablation (RFA), an electrode is inserted into the tumor and current passing from the electrode into the patient (to an electrical return typically being a large area plate on the patient's skin) destroys the tumor cells through resistive heating.

[0005] A simple RFA electrode is a conductive needle having an uninsulated tip placed within the tumor. The needle is energized with respect to a large area contact plate on the patient's skin by an oscillating electrical signal of approximately 460

WO 03/020144

PCT/US02/26695

kHz. Current flowing radially from the tip of the needle produces a spherical or ellipsoidal zone of heating (depending on the length of the exposed needle tip) and ultimately a lesion within a portion of the zone having sufficient temperature to kill the tumor cells. The size of the lesion is limited by fall-off in current density away from the electrode (causing reduced resistive heating), loss of heat to the surrounding tissue, and limits on the amount of energy transferred to the tissue from the electrode. The electrode energy is limited to avoid charring, boiling and vaporization of the tissue next to the electrode, a condition that greatly increases the resistance between the electrode and the remainder of the tumor. The tissue next to the electrode chars first because of the high current densities close to the electrode and thus creates a bottleneck in energy transfer.

[0006] Several approaches have been developed to increase energy delivered to tissue without causing charring. A first method places temperature sensors in the tip of the electrode to allow more accurate monitoring of temperatures near the electrode and thereby to allow a closer approach to those energies just short of charring. A second method actively cools the tip of the electrode with circulated coolant fluids within the electrode itself. A third method increases the area of the electrode using an umbrella-style electrode in which three or more electrode wires extend radially from the tip of the electrode shaft after it has been positioned in the tumor. The greater surface area of the electrode reduces maximum current densities. A fourth method injects a liquid (usually saline) into the tissue to increase conductivity. The effect of all of these methods is to increase the amount of energy deposited into the tumor and thus to increase the lesion size allowing more reliable ablation of more extensive tumors.

[0007] A major advantage of RFA in comparison to cryosurgical ablation is that it may be delivered percutaneously, without an incision, and thus with less trauma to the patient. In some cases, RFA is the only treatment the patient can withstand. Further, RFA can be completed while the patient is undergoing a CAT scan.

[0008] Nevertheless, despite the improvements described above, RFA often fails to kill all of the tumor cells and, as a result, tumor recurrence rates of as high as 50% have been reported.

WO 03/020144

PCT/US02/26695

[0009] The parent application to the present application describes a system of increasing the effective lesion size through the use of a bipolar operating mode where current flows between two locally placed umbrella electrodes rather than between an individual electrode and a large area contact plate. The bipolar current flow “focuses” the energy on the tumor volume between the two umbrella electrodes producing a lesion greater in volume with higher heating and more current density between electrodes than would be obtained by a comparable number of monopolar umbrella electrodes operating individually. In this respect, the bipolar operation allows treatment of larger tumors and more effective treatment of targeted tumors due to greater tissue heating with a single placement of electrodes, improving the speed and effectiveness of the procedure and making it easier to determine the treated volume over procedures where an individual electrode is moved multiple times.

[0010] The bipolar technique has some disadvantages. First, it is sensitive to the relative orientation of the two probes. Portions of the probes that are closer to each other will get hotter. Another disadvantage is that for two probe, bipolar systems, all the current exiting the first probe must enter the second probe depositing equal energy near both probes. This can be a problem when one probe is at a location, for example, near a cooling blood vessel, that requires additional deposition energy or independent control of that probe. Generally, too, a single set of bipolar probes can’t treat multiple separated tumors.

[0011] One alternative is the simultaneous use of multiple probes in monopolar configuration. Here, as with the bipolar technique, the probes may be inserted at one time improving the speed of the procedure and eliminating ambiguity in the treatment volume that may come from repositioning probes. Current flows from each probe to the contact plate on the surface of the patient’s skin.

[0012] A drawback to this multiple monopolar mode is that the monopolar probes may electrically shield each other causing insufficient heating between the probes. To the extent that the probes are operated at different voltages to accommodate local cooling of one probe, complex current flows can be created both between probes,

WO 03/020144

PCT/US02/26695

and between probes and the contact plate making prediction of the ultimate effect of the probes difficult.

BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

[0013] The present inventors have developed a technique that combines the benefits of the bipolar probe operation in promoting large and uniform lesion sizes and the benefits of multiple, monopolar probe operation in providing individual control of the heating in the vicinity of each probe. The technique uses multiple monopolar probes operated in interleaved fashion, with a circuit switching rapidly between individual probes so that on an instantaneous basis, each probe is operating in isolation. Yet, for the purpose of heating, each probe can be considered to be operating simultaneously. Electrical shielding is reduced between probes while treatment speed is increased, the treated volume is more certain, and individual temperature, impedance, and/or time control of the probes is obtained.

[0014] Specifically then, the present invention provides a radio-frequency ablation system having at least three electrodes (possibly including a grounding pad) positionable in contact with a patient. A radio-frequency power source is connected through a switch system with the electrodes to sequentially connect at least one pair of the electrodes to the power source to provide for ablative current flow between the connected electrodes while inhibiting current flow between at least one unconnected pair. In the case of three electrodes, one electrode may be a surface contact, "grounding" electrode of broad area, and the other two internal electrodes positioned in or near the tumor volume. The switch system may operate to connect one of the percutaneous electrodes and the skin contact electrode together across the power supply and then the other of the percutaneous electrodes and the skin contact electrode together across the power supply. The switch system may be realized in electronic, electro-mechanical or other fashion.

[0015] Thus, it is one object of the invention to provide simultaneous multiple probe treatment of the tumor volume with more uniform lesion size by eliminating shielding effects caused by simultaneous operation of two adjacent probes.

[0016] The two probes may be umbrella electrodes having at least electrode wires extending from a common shaft.

WO 03/020144

PCT/US02/26695

[0017] Thus, it is another object of the invention to provide for larger lesions promoted by umbrella-type probes. The two electrodes may also be needle electrodes, with or without internal cooling.

[0018] The electronic switch may control the relative duration of connection of the pairs of electrodes to the power supply according to a controlled parameter of impedance, temperature, power, absolute time, or the difference between the impedance, temperature, or power of one or more electrodes.

[0019] Thus, it is another object of the invention to provide a simple means of independently controlling the power delivered to each of the electrodes using the switching means, which also provides for sequencing through the independent electrodes.

[0020] The electronic switch may include a proportional/integrator other controller controlling the switch according to the parameter of impedance, time, electrode power, or electrode temperature.

[0021] Thus it is another object of the invention to provide a simple method of adding more sophisticated control to the operation of the electrodes than may be provided simply through the RF power supply itself.

[0022] The switch system may control the voltage, or current or power that is applied to each electrode independently for the duration of application of electricity to each electrode.

[0023] Thus, it is another object of the invention to control the applied power, current or voltage, independently, according to the parameter of impedance, electrode power, or electrode temperature or the like.

[0024] The invention provides for a method in which there may be placed at least three electrodes in simultaneous contact with a patient where the electrodes may be sequentially connected to a radio-frequency power source to provide ablative current flow between a connected pair of the electrodes while inhibiting current flow between an unconnected pair.

[0025] Thus it is another object of the invention to allow a single step of insertion of multiple electrodes to speed treatment while obtaining the benefits in lesion control that are provided by moving a single electrode about in the patient. It is another

WO 03/020144

PCT/US02/26695

object of the invention to eliminate ambiguities in treatment by a simultaneous insertion of the necessary electrodes before treatment.

[0026] The foregoing and other objects and advantages of the invention will appear from the following description. In this description, reference is made to the accompanying drawings, which form a part hereof, and in which there is shown by way of illustration, a preferred embodiment of the invention. Such embodiment and its particular objects and advantages do not define the scope of the invention, however, and reference must be made therefore to the claims for interpreting the scope of the invention.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[0027] Fig. 1 is a perspective view of two umbrella electrode assemblies providing first and second electrode wires deployed per an allied embodiment of the present invention at opposite edges of a tumor to create a lesion encompassing the tumor by a passing current between the electrodes;

[0028] Fig. 2 is a schematic representation of the electrodes of Fig. 1 as connected to a voltage-controlled oscillator and showing temperature sensors on the electrode wires for feedback control of oscillator voltage;

[0029] Fig. 3 is a fragmentary cross-sectional view of a tip of a combined electrode assembly providing for the first and second electrode wires of Fig. 1 extending from a unitary shaft arranging the wires of the first and second electrodes in concentric tubes and showing an insulation of the entire outer surface of the tubes and of the tips of the electrode wires;

[0030] Fig. 4 is a simplified elevational cross-section of a tumor showing the first and second electrode positions and comparing the lesion volume obtained from two electrodes operating per the present invention, compared to the lesion volume obtained from two electrodes operating in a monopolar fashion;

[0031] Fig. 5 is a figure similar to that of Fig. 2 showing electrical connection of the electrodes of Fig. 1 or Fig. 3 to effect a more complex control strategy employing temperature sensing from each of the first and second electrodes and showing the use of a third skin contact plate held in voltage between the two electrodes so as to provide independent current control for each of the two electrodes;

WO 03/020144

PCT/US02/26695

[0032] Fig. 6 is a graph plotting resistivity in ohm-centimeters vs. frequency in hertz for tumorous and normal liver tissue, showing their separation in resistivity for frequencies below approximately 100 kHz;

[0033] Fig. 7 is a figure similar to that of Figs. 2 and 5 showing yet another embodiment in which wires of each of the first and second electrodes are electrically isolated so that independent voltages or currents or phases of either can be applied to each wire to precisely tailor the current flow between that wire and the other electrodes;

[0034] Fig. 8 is a flow chart of a program as may be executed by the controller of Fig. 7 in utilizing its multi-electrode control;

[0035] Fig. 9 is a schematic block diagram of a second embodiment of the invention providing for multiplexed monopolar operation of multiple electrodes and showing a controller connecting a radio-frequency source to multiple, monopolar electrodes through a switch cycling between the electrodes;

[0036] Fig. 10 is a timing diagram of the operation of the switch of Fig. 9 showing complimentary operation of two electrodes and control of the duty-cycle of operation for further electrode control;

[0037] Fig. 11 is a fragmentary view of a further embodiment of the switch of Fig. 9 showing its extension for operation of three electrodes; and

[0038] Fig. 12 is a timing diagram of the power received by the electrodes using a switch per the embodiment of Fig. 11.

DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENT

I. BIPOLAR ELECTRODE OPERATION

[0039] Referring now to Fig. 1, a liver 10 may include a tumor 12 about which a lesion 14 will be created by the present invention using two umbrella-type electrode assemblies 16a and 16b having a slight modification as will be disclosed below. Each electrode assembly 16a and 16b has a thin tubular metallic shaft 18a and 18b sized to be inserted percutaneously into the liver 10. The shafts 18a and 18b terminate, respectively, at shaft tips 20a and 20b from which project trifurcated electrodes 22a and 22b are formed of wires 32. The wires 32 are extended by means of a plunger 24 remaining outside the body once the shafts 18a and 18b are properly

WO 03/020144

PCT/US02/26695

located within the liver 10 and when extended, project by an extension radius separated by substantially equal angles around the shaft tips 20a and 20b. The exposed ends of the wires 32 are preformed into arcuate form so that when they are extended from the shafts 18a and 18b they naturally splay outward in a radial fashion. Although the shafts 18a and 18b are shown axially parallel, this is not required and other orientations may be used.

[0040] Umbrella electrode assemblies 16a and 16b of this type are well known in the art, but may be modified in one embodiment of the invention, by providing electrical insulation to all outer surfaces of the shafts 18a and 18b and by insulating the tips of the exposed portions of the wires 32. This is in contrast to prior art, umbrella electrode assemblies, which leave the shaft tips 20a and 20b uninsulated and which do not insulate the wires 32. The purpose and effect of these modifications will be described further below.

[0041] Per the present invention, the first electrode 22a is positioned at one edge of the tumor 12 and the other electrode 22b positioned opposite the first electrode 22a across the tumor 12 center. The term "edge" as used herein refers generally to locations near the periphery of the tumor 12 and is not intended to be limited to positions either in or out of the tumor 12, whose boundaries in practice may be irregular and not well known. Of significance to the invention is that a part of the tumor 12 is contained between the electrodes 22a and 22b.

[0042] Referring now to Figs. 1 and 2, electrode 22a may be attached to a voltage-controlled power oscillator 28 of a type well known in the art providing a settable frequency of alternating current power whose voltage amplitude (or current or power output) is controlled by an external signal. The return of the power oscillator 28 is connected to electrodes 22b also designated as a ground reference. When energized, the power oscillator 28 induces a voltage between electrodes 22a and 22b causing current flow therebetween.

[0043] Referring now to Fig. 4, prior art operation of each electrode 22a and 22b being referenced to a skin contract plate (not shown) would be expected to produce lesions 14a and 14b, respectively, per the prior art. By connecting the electrodes as shown in Fig. 2, however, with current flow therebetween, a substantially larger

WO 03/020144

PCT/US02/26695

lesion 14c is created. Lesion 14c also has improved symmetry along the axis of separation of the electrodes 22a and 22b. Generally, it has been found preferable that the electrodes 22a and 22b are separated by 2.5 to 3 cm for typical umbrella electrodes or by less than four times their extension radius.

[0044] Referring again to Fig. 2, temperature sensors 30, such as thermocouples, resistive or solid-state-type detectors, may be positioned at the distal ends of each of the exposed wires 32 of the tripartite electrodes 22a and 22b. For this purpose, the wires 32 may be small tubes holding small conductors and the temperature sensors 30 as described above. Commercially available umbrella-type electrode assemblies 16a and 16b currently include such sensors and wires connecting each sensor to a connector (not shown) in the plunger 24.

[0045] In a first embodiment, the temperature sensors 30 in electrode 22a are connected to a maximum determining circuit 34 selecting for output that signal, of the three temperature sensors 30 of electrode 22 that has the maximum value. The maximum determining circuit 34 may be discrete circuitry, such as may provide precision rectifiers joined to pass only the largest signal, or may be implemented in software by first converting the signals from the temperature sensors 30 to digital values, and determining the maximum by means of an executed program on a microcontroller or the like.

[0046] The maximum value of temperature from the temperature sensors 30 is passed by a comparator 36 (which also may be implemented in discrete circuitry or in software), which compares the maximum temperature to a predetermined desired temperature signal 38 such as may come from a potentiometer or the like. The desired temperature signal is typically set just below the point at which tissue boiling, vaporization, or charring will occur.

[0047] The output from the comparator 36 may be amplified and filtered according to well known control techniques to provide an amplitude input 39 to the power oscillator 28. Thus, it will be understood that the current between 22a and 22b will be limited to a point where the temperature at any one of temperature sensors 30 approaches the predetermined desired temperature signal 38.

WO 03/020144

PCT/US02/26695

[0048] While the power oscillator 28 as described provides voltage amplitude control, it will be understood that current amplitude control may instead also be used. Accordingly, henceforth the terms voltage and current control as used herein should be considered interchangeable, being related by the impedance of the tissue between the electrodes 22b and 22a.

[0049] In an alternative embodiment, current flowing between the electrodes 22a and 22b, measured as it flows from the power oscillator 28 through a current sensor 29, may be used as part of the feedback loop to limit current from the power oscillator 28 with or without the temperature control described above.

[0050] In yet a further embodiment, not shown, the temperature sensors 30 of electrode 22b may also be provided to the maximum determining circuit 34 for more complete temperature monitoring. Other control methodologies may also be adopted including those provided for weighted averages of temperature readings or those anticipating temperature readings based on their trends according to techniques known to those of ordinary skill in the art.

[0051] Referring now to Fig. 3, the difficulty of positioning two separate electrode assemblies 16a and 16b per Fig. 1 may be reduced through the use of a unitary electrode 40 having a center tubular shaft 18c holding within its lumen, the wires 32 of first electrode 22a and a second concentric tubular shaft 42 positioned about shaft 18c and holding between its walls and shaft 18c wires 44 of the second electrode 22b. Wires 44 may be tempered and formed into a shape similar to that of wires 32 described above. Shafts 18c and 42 are typically metallic and thus are coated with insulating coatings 45 and 46, respectively, to ensure that any current flow is between the exposed wires 32 rather than the shafts 18c and 42.

[0052] As mentioned above, this insulating coating 46 is also applied to the tips of the shafts 18a and 18b of the electrode assemblies 16a and 16b of Fig. 1 to likewise ensure that current does not concentrate in a short circuit between the shafts 18a and 18b but, in fact, flows from the wires 32 of the wires of electrodes 22a and 22b.

[0053] Other similar shaft configurations for a unitary electrode 40 may be obtained including those having side-by-side shafts 18a and 18b attached by welding or the like.

WO 03/020144

PCT/US02/26695

[0054] Kits of unitary electrode 40 each having different separations between first electrode 22a and second electrode 22a may be offered suitable for different tumor sizes and different tissue types.

[0055] As mentioned briefly above, in either of the embodiments of Figs. 1 and 3, the wires 32 may include insulating coating 46 on their distal ends removed from shafts 18c and 42 to reduce high current densities associated with the ends of the wires 32.

[0056] In a preferred embodiment, the wires of the first and second electrodes 22a and 22b are angularly staggered (unlike as shown in Fig. 2) so that an axial view of the electrode assembly reveals equally spaced non-overlapping wires 32. Such a configuration is also desired in the embodiment of Fig. 2, although harder to maintain with two electrode assemblies 16a and 16b.

[0057] The frequency of the power oscillator 28 may be preferentially set to a value much below the 450 kHz value used in the prior art. Referring to Fig. 6, at less than 100 kHz and being most pronounced and frequencies below 10 kHz, the impedance of normal tissue increases to significantly greater than the impedance of tumor tissue. This difference in impedance is believed to be the result of differences in interstitial material between tumor and regular cell tissues although the present inventors do not wish to be bound by a particular theory. In any case, it is currently believed that the lower impedance of the tumorous tissue may be exploited to preferentially deposit energy in that tissue by setting the frequency of the power oscillator 28 at values near 10 kHz. Nevertheless, this frequency setting is not required in all embodiments of the present invention.

[0058] Importantly, although such frequencies may excite nerve tissue, such as the heart, such excitation is limited by the present bipolar design.

[0059] Referring now to Fig. 5, the local environment of the electrodes 22a and 22b may differ by the presence of a blood vessel or the like in the vicinity of one electrode such as substantially reduces the heating of the lesion 14 in that area. Accordingly, it may be desired to increase the current density around one electrode 22a and 22b without changing the current density around the other electrode 22a and 22b. This may be accomplished by use of a skin contact plate 50 of a type used in

WO 03/020144

PCT/US02/26695

the prior art yet employed in a different manner in the present invention. As used herein, the term contact plate 50 may refer generally to any large area conductor intended but not necessarily limited to contact over a broad area at the patient's skin.

[0060] In the embodiment of Fig. 5, the contact plate 50 may be referenced through a variable resistance 52 to either the output of power oscillator 28 or ground per switch 53 depending on the temperature of the electrodes 22a and 22b. Generally, switch 53 will connect the free end of variable resistance 52 to the output of the power oscillator 28 when the temperature sensors 30 indicate a higher temperature on electrode 22b than electrode 22a. Conversely, switch 53 will connect the free end of variable resistance 52 to ground when the temperature sensors 30 indicate a lower temperature on electrode 22b than electrode 22a. The comparison of the temperatures of the electrodes 22a and 22b may be done via maximum determining circuits 34a and 34b, similar to that described above with respect to Fig. 2. The switch 53 may be a comparator-driven, solid-state switch of a type well known in the art.

[0061] The output of the maximum-determining circuits 34a and 34b each connected respectively to the temperature sensors 30 of electrodes 22a and 22b may also be used to control the setting of the variable resistance 52. When the switch 53 connects the resistance 52 to the output of the power oscillator 28, the maximum-determining circuits 34a and 34b serve to reduce the resistance of resistance 52 as electrode 22b gets relatively hotter. Conversely, when the switch 53 connects the resistance 52 to ground, the maximum-determining circuits 34a and 34b serve to reduce the resistance of resistance 52 as electrode 22a gets relatively hotter. The action of the switch 53 and variable resistance 52 is thus generally to try to equalize the temperature of the electrodes 22a and 22b.

[0062] If electrode 22a is close to a heat sink such as a blood vessel when electrode 22b is not, the temperature sensors 30 of electrode 22a will register a smaller value and thus, the output of maximum-determining circuit 34a will be lower than the output of maximum-determining circuit 34b.

[0063] The resistance 52 may be implemented as a solid-state device according to techniques known in the art where the relative values of the outputs of maximum-

WO 03/020144

PCT/US02/26695

determining circuits 34a and 34b control the bias and hence resistance of a solid-state device or a duty-cycle modulation of a switching element or a current controlled voltage source providing the equalization described above.

[0064] Referring now to Fig. 7, these principles may be applied to a system in which each wire 32 of electrodes 22a and 22b is electrically isolated within the electrode assemblies 16a and 16b and driven by separate feeds by switch 53 through variable resistances 54 connected either to the power oscillator 28 or its return. Electrically isolated means, in this context, that there is not a conductive path between the electrodes 22a and 22b except through tissue prior to connection to the power supply or control electronics. As noted before, a phase difference can also be employed between separate feeds from switch 53 to further control the path of current flow between electrode wires 32. This phase difference could be created, e.g. by complex resistances that create a phase shift or by specialized waveform generators operating according to a computer program, to produce an arbitrary switching pattern. The values of the resistances 54 are changed as will be described by a program operating on a controller 56. For this purpose, the variable resistances 54 may be implemented using solid-state devices such as MOSFETs according to techniques known in the art.

[0065] Likewise, similar variable resistances 54 also controlled by a controller 56 may drive the contact plate 50.

[0066] For the purpose of control, the controller 56 may receive the inputs from the temperature sensors 30 (described above) of each wire 32 as lines 58. This separate control of the voltages on the wires 32 allows additional control of current flows throughout the tumor 12 to be responsive to heat sinking blood vessels or the like near any one wire.

[0067] Referring to Fig. 8, one possible control algorithm scans the temperature sensors 30 as shown by process block 60. For each temperature sensor 30, if the temperature at that wire 32 is above a "ceiling value" below a tissue charring point, then the voltage at that wire is reduced. This "hammering down" process is repeated until all temperatures of all wires are below the ceiling value.

WO 03/020144

PCT/US02/26695

[0068] Next at process block 62, the average temperature of the wires on each electrode 22a and 22b is determined and the voltage of the contact plate 50 is adjusted to incrementally equalize these average values. The voltage of the contact plate 50 is moved toward the voltage of the electrode 22 having the higher average.

[0069] Next at process block 64, the hammering down process of process block 60 is repeated to ensure that no wire has risen above its ceiling value.

[0070] Next at process block 66 one wire in sequence at each occurrence of process block 66 is examined and if its temperature is below a "floor value" below the ceiling value, but sufficiently high to provide the desired power to the tumor, the voltage at that wire 32 is moved incrementally away from the voltage of the wires of the other electrode 22. Conversely, if the wire 32 is above the floor value, no action is taken.

[0071] Incrementally, each wire 32 will have its temperature adjusted to be within the floor and ceiling range by separate voltage control. It will be understood that this process can be applied not only to the control parameter of temperature but also to other desired control parameters including, for example, impedance.

[0072] As shown in Fig. 7, this process may be extended to an arbitrary number of electrodes 22 including a third electrode set 22c whose connections are not shown for clarity.

[0073] While this present invention has been described with respect to umbrella probes, it will be understood that most of its principles can be exploited using standard needle probes. Further, it will be understood that the present invention is not limited to two electrode sets, but may be used with multiple electrode sets where current flow is predominantly between sets of the electrodes. The number of wires of the umbrella electrodes is likewise not limited to three and commercially available probes suitable for use with the present invention include a 10 wire version. Further, although the maximum temperatures of the electrodes were used for control in the above-described examples, it will be understood that the invention is equally amenable to control strategies that use minimum or average temperature or that measure impedance or use predetermined switching times.

WO 03/020144

PCT/US02/26695

II. MULTIPLEXED MONOPOLAR ELECTRODE OPERATION

[0074] Referring now to Fig. 9, a multiplexed monopolar system 70 provides a power oscillator 28 having a power output 72 at which a radio-frequency signal is connected to the pole of a single pole double throw switch 74. Switch 74 is preferably implemented as a solid-state switch according to techniques well known in the art preferably, but not limited to, switching at speeds over 20 kilohertz.

[0075] A first throw 76 of the switch 74 is connected to a first electrode 22a being an umbrella-type electrode as described above with the tines of the umbrella electrically joined. At least one tine may include a temperature sensor 30a.

[0076] A second throw 78 of the switch 74 is connected to second electrode 22b also having a temperature sensor 30b.

[0077] The electrodes 22a and 22b are placed as described above flanking the volume of a tumor or in separate tumors as may be desired. If a single tumor is being treated, the electrodes 22a and 22b will be proximate to each other typically less than three times the diameter of the extension radius of the tines of the electrodes 22a and 22b. Conversely, to the bipolar embodiment, in the multiplexed monopolar electrode operation, there is no limitation on the orientation at which the probes are inserted. It is also understood that the described technique can be extended to any number of electrodes.

[0078] In one embodiment, signals from the temperature sensors 30a and 30b are received by a controller 56, which subtracts the temperatures to create a temperature difference signal that is received by a proportional/integral (PI) type controller 56. PI controllers are well known in the art and produce an output signal that is a function of a first control constant K_1 times the input difference signal, plus a second control constant K_2 times the integral of the input difference signal. The PI controller 56 in this case produces a control signal 80 implemented as an electrical square wave whose further properties will be described below.

[0079] As an alternative to the temperature difference signal, the PI controller may accept a variety of other control inputs including impedance, temperature, power, absolute time (for a regular switching among electrodes), or the difference between

WO 03/020144

PCT/US02/26695

the impedance, temperature, or power of one or more electrodes and other similar control inputs.

Alternatively to the PI controller, any other conceivable control mechanism can be implemented to distribute the power to two or more probes.

[0080] Referring also to Fig. 10, generally, the square wave of the control signal 80 controls the operation of the pole of the switch 74 to create a switching pattern 82a for electrode 22a and a switching pattern 82b for electrode 22b. The switching patterns 82a and 82b describe the position of the pole of the switch 74 and thus a modulation envelope of the radio-frequency waveform of the output 72 seen at each electrode 22a and 22b. During times when the pole of the switch 74 is connected to throw 76, the wave form 82a is in a high state indicating that radio-frequency power is being supplied to electrode 22a. Conversely, when the pole of the switch 74 is connected to throw 78, wave form 82b is high indicating that radio-frequency energy is being supplied to electrode 22b.

[0081] As is illustrated in the preferred embodiment, signals 82a and 82b are exact complements indicating that only one of electrodes 22a and 22b will be receiving electrical power at any given instant and yet the power from the power oscillator 28 is fully utilized. That is, when electrode 22a is energized, current flows only between electrode 22a and contact plate 50 (as indicated by arrow 84a of Fig. 9). Conversely, when electrode 22b is energized, current flows only between electrode 22b and contact plate 50 (as indicated by 84b of Fig. 9). When only one of electrodes 22a and 22b is activated at a given time, there is no shielding that would tend to distort lesion volume 90a about electrode 22b or 90b about electrode 22a and that would otherwise occur if electrodes 22a and 22b were simultaneously energized. Note, however, that some overlap of the "on" states of electrodes 22a and 22b may be tolerated if it is minor in comparison to the period of non-overlap.

[0082] A period of time 94a during which electrode 22a is activated expressed as a ratio with a period of time 94 during which electrode 22b is activated, defines a "duty-cycle". The control signal 80 forming the output of the PI controller 56 controls this duty-cycle so that power is steered preferentially to one of electrodes 22a and 22b having the lower temperature. In this way, the controller 56 may act to

WO 03/020144

PCT/US02/26695

bring their relative temperatures of the two electrodes 22a and 22b into equilibrium. Alternatively, the duty-cycle may be controlled based on impedance between the connected pairs of electrodes or power dissipated between the connected pairs of the electrodes. The speed at which the duty-cycle is adjusted in response to temperature differences and controlled by the settings of K_1 and K_2 described above and is adjusted to reflect average temperatures at the electrodes 22a and 22b whose actual temperatures may deviate instantaneously with the switching of power.

[0083] The frequency of the switching of switch 74 is selected to be fast compared to the cooling time of the tissue (e.g., 2 Hz or above). Higher switching speeds above 10 kHz and near 20 kHz may be preferred to avoid low-frequency components that could excite nerves and tissue, especially cardiac tissue. Switching is performed preferentially at the zero-crossings of the signal provided by the radio-frequency power supply to avoid transient currents.

[0084] The PI controller may also provide a limiter reducing the average power delivered to electrodes 22a and 22b when a threshold temperature (approximately 95 degrees C.) is reached by decreasing simultaneously periods 94a and 94b while preserving their ratio. In this case, the patterns 82a and 82b are no longer complementary but still have non-overlapping high states.

[0085] The power output of the radio-frequency power supply may further be controlled by the temperature or impedance of electrodes 22a and 22b. In this embodiment, patterns 82a and 82b are complementary. The switch is controlled in a way to bring temperatures of electrodes 22a and 22b to equilibrium. The power output of the radio-frequency power supply is adjusted to bring average temperature of electrodes 22a and 22b to a set temperature, typically below the temperature where charring and boiling would occur.

[0086] In an alternative embodiment shown in Fig. 9, the temperature sensors 30a and 30b may be routed as indicated by dotted lines 96 to a secondary switch 98 being a single pole, double throw switch whose pole is connected to a temperature input on a standard power oscillator 28. In this case, the power oscillator 28 may be directly controlled so as to reduce its output voltage or current as a function of the temperature received from a given temperature probe 30a or 30b such as will

WO 03/020144

PCT/US02/26695

alternate according to the operation of the switch 74. Thus during the time the power oscillator 28 is delivering power to electrode 22a, it will also be receiving the temperature from temperature sensor 30a to control it appropriately. Then when switch 74 changes state and the power oscillator is connected to electrode 22b, the power oscillator may receive a temperature signal from temperature 30b.

[0087] Referring now to Fig. 11, the switch 74 may in fact accommodate any number of electrodes 22a, 22b, and 22c here depicted as needle electrodes in multiple tumors 12 and 12'. Thus the present invention may provide the benefits of locating an arbitrary number of electrodes in place about a tumor at one instant and then providing essentially simultaneous treatment of the volume with combined thermal effects without the need to move electrodes.

[0088] As depicted, switch 74 is a single pole, triple throw switch with one throw connected to each of electrodes 22a, 22b and 22c to provide modulated radio-frequency energy according to patterns 82c, 82d, and 82e as shown in Fig. 12. Switching patterns 82c, 82d, and 82e are analogous to switching patterns 82a and 82b described above except for the fact that the duty-cycle of three wave forms is independently controlled 82a, 82b and 82c to proportionally move power to the lowest temperature electrode 22, and they are no longer complementary but simply have non-overlapping on times. Ideally, when one or more electrodes 22 have temperatures below the threshold, one of the switching patterns 82c, 82d, and 82e is on at all times. In certain control algorithms there may be cycles, where power is not steered to any of the probes. In that case one pole of the multi throw switch is not connected to any probe, or is connected to some element dissipating the power.

[0089] It is specifically intended that the present invention not be limited to the embodiments and illustrations contained herein, but include modified forms of those embodiments including portions of the embodiments and combinations of elements of different embodiments as come within the scope of the following claims. For example, the switch may be implemented using multiple radio-frequency sources that are enabled and disabled appropriately. Hybrid systems in which multiple electrodes are energized simultaneously and alternating are also contemplated.

WO 03/020144

PCT/US02/26695

While percutaneous electrodes are described, the invention is also applicable to cauterizing probes and operative or laparoscopically placed electrodes.

WO 03/020144

PCT/US02/26695

CLAIMS

WE CLAIM:

1. A radio-frequency ablation system comprising:
at least three electrodes positionable in contact with a patient;
a radio-frequency power source; and
a switch system communicating with the electrodes and the radio-frequency
5 power source to sequentially connect at least one pair of the electrodes to the power
source to provide for ablative current flow between connected electrodes while
inhibiting current flow between at least one unconnected pair.
2. The radio-frequency ablation system of claim 1 wherein at least one of the
electrodes is adapted for application to the skin.
3. The radio-frequency ablation system of claim 2 wherein the sequentially
connected one pair always includes the electrode adapted for application to the skin.
4. The radio-frequency ablation system of claim 1 wherein the switch
system communicating with the electrodes and the radio-frequency power source
sequentially connects only one pair of the electrodes to the power source at a time to
provide for ablative current flow between connected electrodes while inhibiting
5 current flow between all other pairs.
5. The radio-frequency ablation system of claim 1 wherein at least two of
the electrodes are adapted for insertion into the patient.
6. The radio-frequency ablation system of claim 5 wherein the probes are
umbrella electrodes having at least two electrode wires extending from a common
shaft.
7. The radio-frequency ablation system of claim 1 wherein the switch
system changes the sequentially connected pairs of electrodes.

WO 03/020144

PCT/US02/26695

8. The radio-frequency ablation system of claim 1 wherein the electronic switch controls the relative duration of the connection of the pairs of electrodes to the power supply according to a control parameter selected from the group consisting of impedance between the connected pairs of electrodes, temperature of at least one of the connected pairs of electrodes, a predetermined time setting, and power dissipated between the connected pairs of the electrodes.

9. The radio-frequency ablation system of claim 1 wherein the electronic switch includes a proportional/integral controller, controlling the switching according to a parameter selected from the group consisting of impedance between the connected pairs of electrodes, temperature at at least one of the connected pairs of electrodes, a predetermined time period, and power dissipated between the connected pairs of the electrodes.

10. The radio-frequency ablation system of claim 1 wherein the electrodes define a contact area with the patient having a width and wherein at least two of the electrodes are positioned to have a portion within no more than three times the width of each other.

11. A method of radio-frequency ablation comprising the steps of:
(a) placing at least three electrodes in contact with a patient; and
(b) sequentially connecting pairs of the electrodes to a radio-frequency power source to provide for ablative current flow between a connected pair of electrodes while inhibiting current flow between an unconnected pair.

12. The method as recited in claim 11 wherein at least two of the electrodes are placed in different portions of a single tumor.

13. The method as recited in claim 11 wherein at least two of the electrodes are placed in different tumors.

14. The method as recited in claim 11 wherein at least one of the electrodes is adapted for application to the skin.

WO 03/020144

PCT/US02/26695

15. The radio-frequency ablation system of claim 14 wherein the sequentially connected one pair always includes the electrode adapted for application to the skin.

16. The method recited in claim 11 wherein at least two of the electrodes are adapted for insertion into the patient by a method selected from the group consisting of percutaneously, operatively, and laparoscopically.

17. The method recited in claim 16 wherein the at least two probes are umbrella electrodes having at least two electrode wires extending from a common shaft.

18. The method recited in claim 11 wherein the sequentially connected pairs of electrodes are changed at a frequency substantially greater than 10 kHz.

19. The method recited in claim 11 wherein the relative duration of the sequential connection of the pairs of electrodes to the power supply is according to a control parameter selected from the group consisting of impedance between the connected pairs of electrodes, temperature at least one of the connected pairs of electrodes, and power dissipated between the connected pairs of the electrodes.

20. The method recited in claim 11 wherein the sequential connection is controlled by a proportional/integral controller according to a parameter selected from the group consisting of impedance between the connected pairs of electrodes, temperature at at least one of the connected pairs of electrodes, and power dissipated between the connected pairs of the electrodes.

21. The method recited in claim 11 further including the step of adjusting the radio-frequency power source output according to a control parameter selected from the group consisting of impedance between the connected pairs of electrodes, temperature of at least one of the connected pairs of electrodes, and power dissipated between the connected pairs of the electrodes.

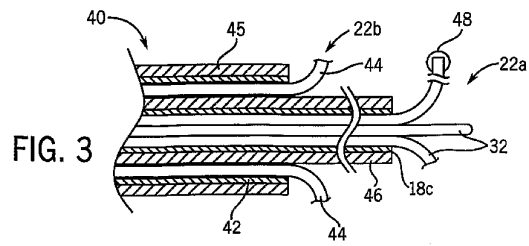
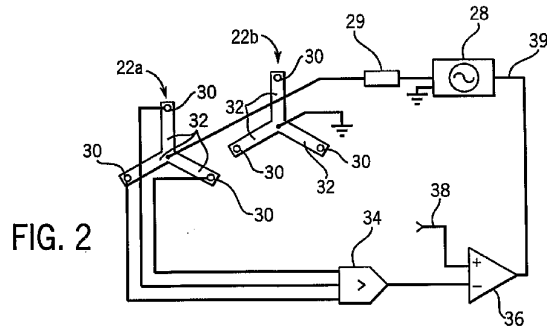
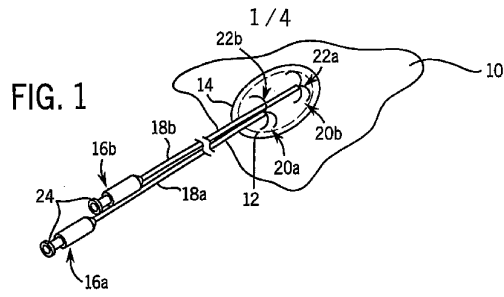
WO 03/020144

PCT/US02/26695

22. The method recited in claim 11 wherein the electrodes define a contact with the patient area having a width and wherein at least two of the electrodes are positioned to have a portion within no more than three times the width of each other.

WO 03/020144

PCT/US02/26695



WO 03/020144

PCT/US02/26695

2 / 4

FIG. 4

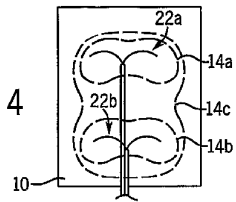


FIG. 5

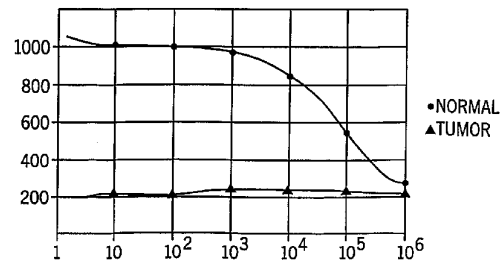
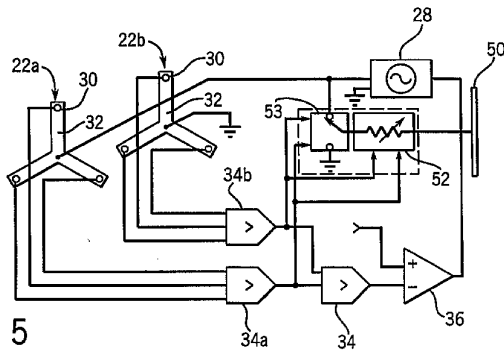
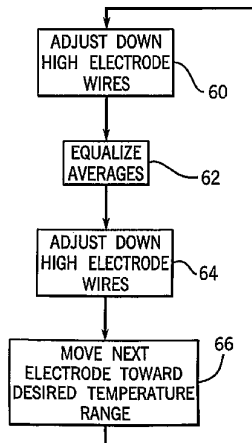
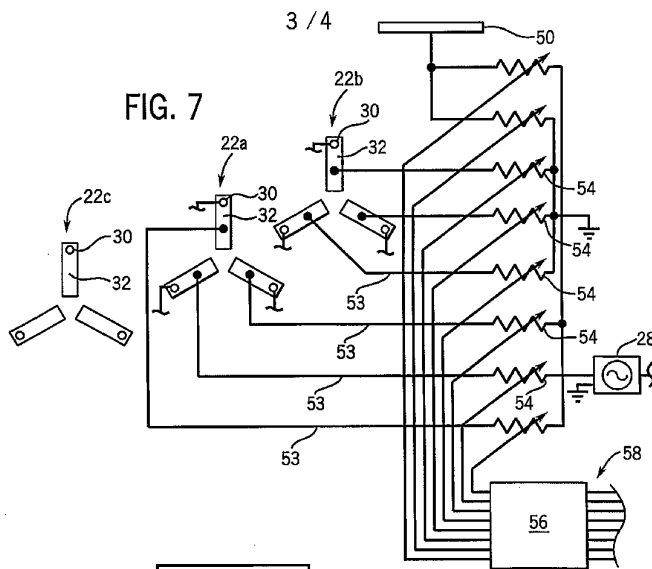


FIG. 6

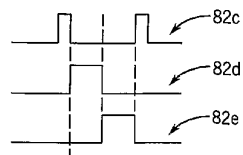
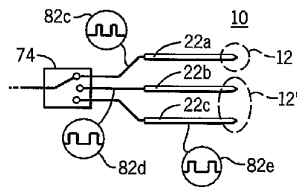
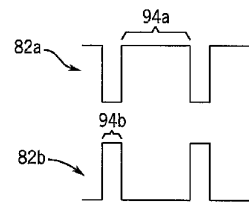
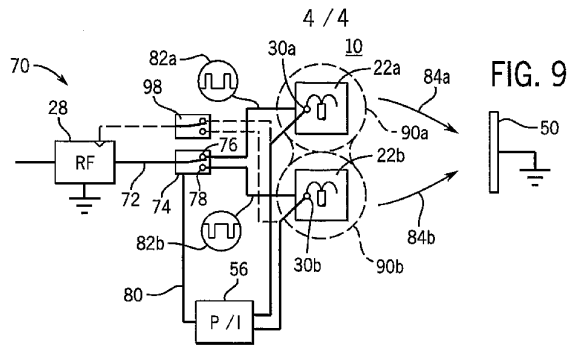
WO 03/020144

PCT/US02/26695



WO 03/020144

PCT/US02/26695



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Inte Application No PCT/US 02/26695
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B18/14 A61B18/12		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 254 598 B1 (GAISER JOHN W ET AL) 3 July 2001 (2001-07-03) column 10, line 25-33; figures 9,15 column 7, line 3-6	1-9
X	US 6 066 139 A (LAMBRECHT GREGORY HERBERT ET AL) 23 May 2000 (2000-05-23) column 8, line 44 - line 62; claim 1; figures 1-3,7	1-9
X	US 5 836 906 A (EDWARDS STUART D) 17 November 1998 (1998-11-17) column 6, line 50-55; figure 2	1-9
X	US 5 624 439 A (DOUGLASS DAVID ET AL) 29 April 1997 (1997-04-29) column 5, line 7-10 column 4; claim 18; figures 2-4,7	1-9
-/-		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents: *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another claim or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 30 October 2002		Date of mailing of the international search report 12/11/2002
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Tx: 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Bernas, Y

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Inte Application No. PC1/US 02/26695
C/(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 800 484 A (BURNS PATRICK J ET AL) 1 September 1998 (1998-09-01) column 7, line 30-45; figures 1,2,10	1-9
X	US 5 902 272 A (EGGERS PHILIP E ET AL) 11 May 1999 (1999-05-11) column 14, line 55 -column 65; claim 1; figure 25B column 1, line 37-39	1-9

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (July 1992)

Form PCT/ISA/210 (continuation of first sheet (1)) (July 1998)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT				Inte Application No	
Information on patent family members				PCT/US 02/26695	
Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date		
US 6254598	B1	03-07-2001	US 6056744 A	02-05-2000	
			US 5964755 A	12-10-1999	
			US 5575788 A	19-11-1996	
			US 5558672 A	24-09-1996	
			US 5569241 A	29-10-1996	
			US 5505730 A	09-04-1996	
			WO 0176495 A1	18-10-2001	
			US 2001034518 A1	25-10-2001	
			AU 752243 B2	12-09-2002	
			AU 2778899 A	06-09-1999	
			CA 2319517 A1	26-08-1999	
			EP 1056403 A1	06-12-2000	
			JP 2002503512 T	05-02-2002	
			WO 9942044 A1	26-08-1999	
			US 2002072738 A1	13-06-2002	
			US 6315776 B1	13-11-2001	
			US 2002107512 A1	08-08-2002	
			US 6024743 A	15-02-2000	
			US 6302898 B1	16-10-2001	
			US 6006755 A	28-12-1999	
			US 6009877 A	04-01-2000	
			US 6044846 A	04-04-2000	
			US 6092528 A	25-07-2000	
			US 6002968 A	14-12-1999	
			US 6405732 B1	18-06-2002	
			US 2002115991 A1	22-08-2002	
			US 2002103483 A1	01-08-2002	
			AU 2871795 A	19-01-1996	
			NL 1000670 C2	22-04-1996	
			NL 1000670 A1	27-12-1995	
			WO 9600041 A1	04-01-1996	
			US 5681308 A	28-10-1997	
			US 5769846 A	23-06-1998	
			AU 707548 B2	15-07-1999	
			AU 2998195 A	19-01-1996	
			CA 2193964 A1	04-01-1996	
			EP 0767629 A1	16-04-1997	
			WO 9600042 A1	04-01-1996	
			US 2002091381 A1	11-07-2002	
			US 5827273 A	27-10-1998	
			US 5800429 A	01-09-1998	
			US 5746224 A	05-05-1998	
			US 5823197 A	20-10-1998	
			US 5843077 A	01-12-1998	
			AU 4643200 A	23-10-2001	
US 6066139	A	23-05-2000	AU 723252 B2	24-08-2000	
			AU 2084397 A	20-11-1997	
			CA 2204566 A1	14-11-1997	
			DE 19719934 A1	20-11-1997	
			FR 2748648 A1	21-11-1997	
			GB 2313062 A , B	19-11-1997	
			JP 10043198 A	17-02-1998	
US 5836906	A	17-11-1998	US 5728094 A	17-03-1998	
			US 5707349 A	13-01-1998	
			AU 2278297 A	10-09-1997	
			AU 3077497 A	09-12-1997	

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (July 1999)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Int. Application No
PCT/US 02/26695

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5836906	A	AU 3119597 A	26-11-1997
		AU 3141397 A	09-12-1997
		AU 3145597 A	09-12-1997
		AU 6850696 A	09-12-1997
		CA 2253847 A1	27-11-1997
		CN 1219885 A	16-06-1999
		EP 0959785 A1	01-12-1999
		EP 0901398 A1	17-03-1999
		JP 2000511087 T	29-08-2000
		JP 2000511089 T	29-08-2000
		JP 2000511092 T	29-08-2000
		WO 9743969 A1	27-11-1997
		WO 9730646 A1	28-08-1997
		WO 9741789 A1	13-11-1997
		WO 9744092 A1	27-11-1997
		WO 9743972 A1	27-11-1997
		WO 9743973 A1	27-11-1997
		US 6419673 B1	16-07-2002
		US 5743904 A	28-04-1998
		US 5800379 A	01-09-1998
		US 5879349 A	09-03-1999
		US 5730719 A	24-03-1998
		US 6077257 A	20-06-2000
		US 5820580 A	13-10-1998
		US 6126657 A	03-10-2000
		AU 1968697 A	10-09-1997
		AU 2135597 A	10-09-1997
		AU 702374 B2	18-02-1999
		AU 6851496 A	12-03-1997
		EP 0850023 A1	01-07-1998
		JP 11511054 T	28-09-1999
		WO 9706741 A2	27-02-1997
		WO 9730645 A1	28-08-1997
		WO 9730647 A1	28-08-1997
		US 5738114 A	14-04-1998
		AU 718288 B2	13-04-2000
		AU 6898896 A	10-09-1997
		EP 0957796 A1	24-11-1999
		JP 2001501491 T	06-02-2001
		US 6152143 A	28-11-2000
		US 6179803 B1	30-01-2001
		WO 9730644 A1	28-08-1997
		US 6210355 B1	03-04-2001
		US 6416491 B1	09-07-2002
		US 5807308 A	15-09-1998
		US 5817049 A	06-10-1998
US 5624439	A	29-04-1997	
		AU 702374 B2	18-02-1999
		AU 6851496 A	12-03-1997
		EP 0850023 A1	01-07-1998
		JP 11511054 T	28-09-1999
		NL 1003813 C2	21-05-1997
US 5800484	A	NL 1003813 A1	20-02-1997
		WO 9706741 A2	27-02-1997
		US 5728143 A	17-03-1998
		US 5683384 A	04-11-1997
		US 6053937 A	25-04-2000

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

 International Application No.
 PCT/US 02/26695

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5800484	A	AU 2254397 A	02-09-1997
		CN 1211171 A	17-03-1999
		EP 0883379 A1	16-12-1998
		JP 2000507844 T	27-06-2000
		US 6132425 A	17-10-2000
		US 6080150 A	27-06-2000
		WO 9729702 A1	21-08-1997
		US 2002026185 A1	28-02-2002
		AU 6851096 A	12-03-1997
		AU 6851296 A	12-03-1997
		AU 6898196 A	12-03-1997
		AU 7007996 A	12-03-1997
		EP 0957988 A2	24-11-1999
		EP 0851743 A1	08-07-1998
		EP 0850024 A1	01-07-1998
		JP 11511988 T	19-10-1999
		JP 2000500033 T	11-01-2000
		JP 11511991 T	19-10-1999
		JP 11511992 T	19-10-1999
		JP 2001231790 A	28-08-2001
		KR 243503 B1	02-03-2000
		KR 243744 B1	02-03-2000
		NL 1003793 C2	02-05-1997
		NL 1003793 A1	18-02-1997
		US 5980517 A	09-11-1999
		WO 9706739 A2	27-02-1997
		WO 9706740 A2	27-02-1997
		WO 9706855 A2	27-02-1997
		WO 9706857 A2	27-02-1997
		US 6330478 B1	11-12-2001
		US 6235023 B1	22-05-2001
		US 5863290 A	26-01-1999
		US 5782827 A	21-07-1998
		US 5735847 A	07-04-1998
		US 5672173 A	30-09-1997
		US 5672174 A	30-09-1997
		US 5810804 A	22-09-1998
		US 2001001819 A1	24-05-2001
		US 6071280 A	06-06-2000
		US 5928229 A	27-07-1999
		US 5951547 A	14-09-1999
		US 5925042 A	20-07-1999
		US 5913855 A	22-06-1999
		US 6059780 A	09-05-2000
		US 6090105 A	18-07-2000
US 5902272	A	11-05-1999	
		US 5697281 A	16-12-1997
		US 5366443 A	22-11-1994
		AU 3601797 A	10-02-1998
		EP 0921759 A1	16-06-1999
		JP 2002514097 T	14-05-2002
		US 2002151885 A1	17-10-2002
		US 6277112 B1	21-08-2001
		WO 9803117 A1	29-01-1998
		US 6179836 B1	30-01-2001
		US 6264650 B1	24-07-2001
		US 6264651 B1	24-07-2001
		US 6283961 B1	04-09-2001

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Int. Application No.
PCT/US 02/26695

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5902272 A		US 2001029370 A1	11-10-2001
		US 2001056280 A1	27-12-2001
		US 6105581 A	22-08-2000
		AT 207331 T	15-11-2001
		AU 706294 B2	10-06-1999
		AU 6026696 A	30-12-1996
		CA 2221330 A1	19-12-1996
		DE 29624229 U1	23-08-2001
		DE 69616327 D1	29-11-2001
		DE 69616327 T2	27-06-2002
		EP 1080682 A1	07-03-2001
		EP 0837647 A1	29-04-1998
		JP 2912023 B2	28-06-1999
		JP 10510745 T	20-10-1998
		US 6032674 A	07-03-2000
		US 6190381 B1	20-02-2001
		US 6355032 B1	12-03-2002
		US 6391025 B1	21-05-2002
		US 6063079 A	16-05-2000
		US 6235020 B1	22-05-2001
		US 6142992 A	07-11-2000
		US 6363937 B1	02-04-2002
		US 2002095152 A1	18-07-2002
		US 6053172 A	25-04-2000
		WO 9639914 A1	19-12-1996
		US 6224592 B1	01-05-2001
		US 6086585 A	11-07-2000
		US 6066134 A	23-05-2000
		US 6296638 B1	02-10-2001
		US 6159208 A	12-12-2000
		US 6203542 B1	20-03-2001
		US 6254600 B1	03-07-2001
		US 6238391 B1	29-05-2001
		US 6296636 B1	02-10-2001
		US 6416507 B1	09-07-2002
		US 6416508 B1	09-07-2002
		US 5697882 A	16-12-1997
		US 5683366 A	04-11-1997

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (July 1999)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW, ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,ES, FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,N O,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 リー, フレッド ティー.

アメリカ合衆国 5 3 7 0 5 ウィスコンシン マデイソン カウンシル クレスト 3 8 1 0

(72)発明者 ハンマーリッチ, ディーター

アメリカ合衆国 5 3 7 1 1 ウィスコンシン マデイソン ドレーク ストリート 1 4 0 2

(72)発明者 ウェブスター, ジョーン ジー.

アメリカ合衆国 5 3 7 0 5 ウィスコンシン マデイソン ホイト ストリート 1 7 1 0

(72)発明者 ライト, アンドリュー エス.

アメリカ合衆国 5 3 7 0 5 ウィスコンシン マデイソン リッジ ストリート 4 1 0

(72)発明者 ジョンソン, クリス ディー.

アメリカ合衆国 5 3 7 1 9 ウィスコンシン マデイソン キング ジェイムズ ウェイ 2 9
2 5

(72)発明者 マービ, デビッド エム.

アメリカ合衆国 5 3 5 6 2 ウィスコンシン ミドルトン バウンダリー ロード 1 3 7 7

Fターム(参考) 4C060 KK03 KK10 KK20 KK23 KK30 KK32

专利名称(译)	使用多个电极的射频消融系统		
公开(公告)号	JP2005501596A	公开(公告)日	2005-01-20
申请号	JP2003524458	申请日	2002-08-22
[标]申请(专利权)人(译)	威斯康星校友研究基金会		
申请(专利权)人(译)	威斯康星校友研究休恩庸日		
[标]发明人	リーフレッドティー ハンマーリッチディーター ウェブスタージョーンジー ライトアンドリュース ジョンソングリスディー マービデビッドエム		
发明人	リー, フレッド ティー. ハンマーリッチ, ディーター. ウェブスター, ジョーン ジー. ライト, アンドリュース エス. ジョンソン, クリス ディー. マービ, デビッド エム.		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/14		
FI分类号	A61B17/39.310		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK10 4C060/KK20 4C060/KK23 4C060/KK30 4C060/KK32		
代理人(译)	川崎孝雄 Toshizo 饭		
优先权	60/315383 2001-08-28 US 10/167681 2002-06-10 US		
其他公开文献	JP4303590B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过将电力快速切换到电极来获得具有多个电极的高效消融。以这种方式，避免了由每个电极周围的场引起的屏蔽效应，否则会产生冷点。还避免了复杂的电极间电流。

