

(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2012-523923

(P2012-523923A)

(43) 公表日 平成24年10月11日(2012.10.11)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/04 (2006.01)	A 6 1 B 17/38 3 1 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 0	
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0	

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 155 頁)

(21) 出願番号 特願2012-506188 (P2012-506188)  
 (86) (22) 出願日 平成22年4月14日 (2010.4.14)  
 (85) 翻訳文提出日 平成23年12月14日 (2011.12.14)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2010/031114  
 (87) 国際公開番号 W02010/120944  
 (87) 国際公開日 平成22年10月21日 (2010.10.21)  
 (31) 優先権主張番号 12/647,344  
 (32) 優先日 平成21年12月24日 (2009.12.24)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 12/647,329  
 (32) 優先日 平成21年12月24日 (2009.12.24)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 12/647,380  
 (32) 優先日 平成21年12月24日 (2009.12.24)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 511248973  
 ドメイン・サージカル、インコーポレーテッド  
 アメリカ合衆国ユタ州84108、ソルト・レイク・シティ、サウス 2100 イースト 1370  
 (74) 代理人 100140109  
 弁理士 小野 新次郎  
 (74) 代理人 100075270  
 弁理士 小林 泰  
 (74) 代理人 100080137  
 弁理士 千葉 昭男  
 (74) 代理人 100096013  
 弁理士 富田 博行

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 誘導的熱付外科ツール

(57) 【要約】

振動電気エネルギーは、選択された領域の強磁性材で周囲をコーティングされたワイヤ又はカテーテルなどの電気導体に供給される。高周波電気エネルギーに関し、強磁性材は、制御可能な電力供給によって調整可能な加熱及び冷却に素早い反応を有する。強磁性材は、多数の手術処置で組織の分離、凝固、組織破壊のため又は他の所望の組織効果のために使用されることができる。熱、電気外科及び機械のモダリティは、手術ツールで組み合わせられる。第1のモダリティの潜在的ダメージ効果は、第2のモダリティを使用することにより最小限にされる。従って、一例では、熱止血は、電気外科アプリケーションが、単極切開波形の使用の利点を維持しながら止血単極電気外科波形と関連した反対の組織効果を避けるのに役立つ。

【選択図】 図1

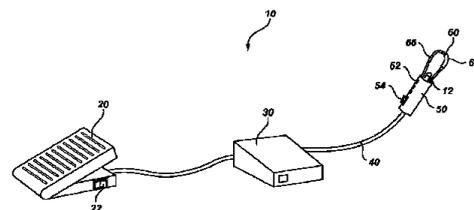


Fig. 1

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

手術ツールであって、

電気伝導体と、

電気伝導体の少なくとも一部分に配置された強磁性材の薄いコーティングと、

電気伝導体に取り付けられた交流源であって、薄いコーティングに熱を発生すると共に薄いコーティングの急速冷却を許容するために制御されるように構成された交流源と、を備える、手術ツール。

## 【請求項 2】

請求項 1 記載の手術ツールにおいて、

電気伝導体は、細長く、

交流源は、電気伝導体を通じて通過する電力が薄いコーティングを加熱するように薄いコーティングから独立して電気伝導体に取り付けられる、手術ツール。

## 【請求項 3】

請求項 2 記載の手術ツールにおいて、

電気伝導体は、円形断面を有する、手術ツール。

## 【請求項 4】

請求項 1 記載の手術ツールにおいて、

強磁性材の薄いコーティングは、電気伝導体に対して薄い、手術ツール。

## 【請求項 5】

請求項 1 記載の手術ツールにおいて、

強磁性材の薄いコーティングは、電気伝導体の厚さの 0.01% 乃至 50% である、手術ツール。

## 【請求項 6】

請求項 1 記載の手術ツールにおいて、

強磁性材の薄いコーティングは、電気伝導体の厚さの 0.1% 乃至 20% である、手術ツール。

## 【請求項 7】

請求項 1 記載の手術ツールにおいて、

強磁性材の薄いコーティング及び電気伝導体の大きさは小さい、手術ツール。

## 【請求項 8】

請求項 1 記載の手術ツールにおいて、

強磁性材の薄いコーティングの厚さは、0.05 乃至 500 マイクロメートルである、手術ツール。

## 【請求項 9】

請求項 1 記載の手術ツールにおいて、

強磁性材の薄いコーティングは、電気伝導体の厚さの 0.01% 乃至 50% である、手術ツール。

## 【請求項 10】

熱調整可能な手術ツールであって、

第 1 部分及び第 2 部分を有する電気伝導体と、

第 1 部分と第 2 部分との間の電気伝導体の少なくとも一部分をカバーする強磁性コーティングと、を備える、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 11】

請求項 10 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

電気伝導体に配置された複数の強磁性コーティングを有する、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 12】

請求項 10 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

第 1 部分及び第 2 部分と接触するように構成された電力供給を更に備える、熱調整可能

10

20

30

40

50

な手術ツール。

【請求項 13】

請求項 10 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

電気回路を更に備え、

電気回路は、第 1 部分及び第 2 部分と電気回路を電氣的に接続することによって振動電気エネルギーを電気伝導体に供給するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 14】

請求項 13 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

電気回路は、インピーダンスマッチング回路である、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 15】

請求項 14 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

インピーダンスマッチング回路は、平衡不平衡変成器を更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 16】

熱調整可能な手術ツールであって、

電気伝導体と、

電気伝導体に沿って通過する電流によって生じる磁界に対してオープンヒステレシスループを有するように構成された強磁性コーティングと、を備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 17】

請求項 16 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

電気伝導体に供給される振動電気エネルギーを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 18】

請求項 17 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

強磁性コーティングに配置されたくっつかないコーティングを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 19】

請求項 16 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

生物的適合性コーティングを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 20】

熱調整可能な手術ツールであって、

電気伝導体と、

ヒステレシス損失を有する電気伝導体の交流に反応するように構成された強磁性コーティングと、を備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 21】

請求項 20 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

強磁性コーティングは、領域を更に備え、領域の配置は、交流に反応してヒステレシス損失を生じるように構成されている、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 22】

熱調整可能な手術ツールであって、

電気伝導体と、電気伝導体の周りに配置されたさらされた強磁性コーティングとを有する組織治療エレメントを備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 23】

請求項 22 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

強磁性コーティングは、組織と接触するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 24】

熱調整可能な手術ツールであって、

電気伝導体と、

電気伝導体の少なくとも一部分をカバーする強磁性コーティングと、を備える、熱調整可能な手術ツール。

10

20

30

40

50

## 【請求項 25】

請求項 24 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

振動電気エネルギーを電気伝導体に供給するように構成された電力供給を更に備える、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 26】

請求項 25 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

第 1 端部及び第 2 端部を有する一つ以上のコネクタを更に備え、各コネクタは、第 1 端部から第 2 端部に取り付けられた電気伝導体まで振動電気エネルギーを供給するように構成され、更に第 2 端部から第 1 端部まで熱移動を制限するように構成されている、熱調整可能な手術ツール。

10

## 【請求項 27】

請求項 26 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

コネクタは、カルターミナル、ワイヤボンディング、スポット溶接又は溶接接合からなる群から選択される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 28】

請求項 24 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

電気伝導体と強磁性コーティングとの間に断熱材を更に備える、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 29】

請求項 24 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

強磁性コーティングは、NiFe 合金、NIRON (商標登録)、Co、Fe、FeO、Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、NiOFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、CuOFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、MgOFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、MnBi、Ni、MnSb、MnOFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、Y<sub>3</sub>Fe<sub>5</sub>O<sub>12</sub>、CrO<sub>2</sub>、MnAs、Gd、Dy、EuO、マグネタイト、パーマロイ (商標登録)、イットリウム鉄ガーネット、アルミニウム及び亜鉛の群から選択される、熱調整可能な手術ツール。

20

## 【請求項 30】

強磁性体コーティングは 0.5 マイクロメートル、厚さ 500 マイクロメートルの間にであることを特徴とする請求項 24 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 31】

強磁性体コーティングは 1 マイクロメートル、厚さ 50 マイクロメートルの間にであることを特徴とする請求項 24 の熱的に調整可能な手術道具。

30

## 【請求項 32】

導体は 0.01 mm と 1 ミリメートルの厚さの間にであることを特徴とする請求項 24 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 33】

導体を特徴とする請求項 24 の熱的に調整可能な手術道具は 0.125 ミリ、厚さ 0.5 ミリメートルの間です。

## 【請求項 34】

強磁性塗膜を特徴とする請求項 24 の熱的に調整可能な手術道具は 0.01 % と導体の厚さの 50 % の間です。

40

## 【請求項 35】

強磁性塗膜を特徴とする請求項 24 の熱的に調整可能な手術道具は 0.1 % と導体の厚さの 20 % の間です。

## 【請求項 36】

導体に接続し、1 つ以上のヒートシンクを超えた導体による熱の伝達を防止するように設定するように設定さらに、1 つまたは複数の放熱フィンを特徴とする請求項 24 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 37】

導体は銅、タングステン、チタン、ステンレス鋼とプラチナの群から選択される、請求項 24 の熱的に調整可能な手術道具。

50

## 【請求項 3 8】

導体がワイヤの形状に形成される、請求項 2 4 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 3 9】

ワイヤの導体形状がフレキシブルループの群から選ばれる請求項 3 8、リジッドループ、正方形、尖った、フックと角度の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 4 0】

導体を特徴とする請求項 2 4 の熱的に調整可能な手術道具はさらに、2 つ以上の異なる導体の接合で構成されています。

## 【請求項 4 1】

さらに接合部で 1 つまたは複数の信号を測定し、温度に 1 つまたは複数の信号を相互に関連付けるように構成されたセンサを特徴とする請求項 4 0 の熱的に調整可能な手術道具。

10

## 【請求項 4 2】

強磁性体コーティングは、さらに導体材料や磁性材料を交互の層を含む請求項 2 4 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 4 3】

振動エネルギーは強磁性材料で被覆された導体の部分で最大電流と最低電圧で配信されるように設定されている請求項 2 5 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 4 4】

強磁性体コーティングが円周方向に導体の周囲に配置される、請求項 2 4 の熱的に調整可能な手術道具。

20

## 【請求項 4 5】

強磁性塗膜が非対称的に薄くされる、請求項 4 4 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 4 6】

強磁性材料の THM フィルムでメッキされた少なくとも一つの他の導電性のワイヤを含む、請求項 2 4 の熱的に調整可能な手術道具

## 【請求項 4 7】

工具の先端と導体の少なくとも一部が、高耐熱、非粘着性材料の薄い層でコーティングされている請求項 2 4 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 4 8】

工具の先端の少なくとも一部が熱伝導性、生体適合性材料で被覆されている請求項 2 4 の熱的に調整可能な手術道具。

30

## 【請求項 4 9】

さらに強磁性塗膜と感覚伝達される熱に近接して配置されるように設定先端を特徴とする請求項 2 4 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 5 0】

さらに強磁性塗膜に近接して配置され、組織の状態を検出するように構成された先端を特徴とする請求項 2 4 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 5 1】

さらに強磁性塗膜に近接して配置され、視覚情報を送信するように構成されるように構成された先端を特徴とする請求項 2 4 の熱的に調整可能な手術道具。

40

## 【請求項 5 2】

さらに、センサを含む、請求項 2 3 の熱調節手術道具は強磁性体コーティングを隣接して配置。

## 【請求項 5 3】

含む熱調節可能な手術器具：近位端を有する、近位および遠位端を有する小径の導電体は、高周波エネルギーを提供する電気回路に接続するように構成され、強磁性材料の薄いメッキは、電気導体、前記の周りに円周方向に処分強磁性材料は、治療温度範囲の所望のセットを包含するように十分に高いキュリー点が設定されています。

## 【請求項 5 4】

さらにハンドルを含む、請求項 5 0 の熱的に調整可能なツールは、ハンドルを通過すると

50

、ハンドルを越えて延長する導体の部分を残して、強磁性塗膜を有する導電体は、ハンドルを越えて拡張する導電体の部分をカバーしています。

【請求項 5 5】

強磁性塗膜が強磁性塗膜からの近位および遠位露出しているハンドルを越えて延長する導電体の部分とハンドルを越えて延長する導電体の部分をカバーする、請求項 5 1 の熱的に調整可能なツール。

【請求項 5 6】

手術道具：電源への接続用に設定導体、および強磁性塗膜を、ヒステリシスを持つように構成されている強磁性体コーティングは、導体を流れる電流に応答して失います。

【請求項 5 7】

空気中でアクティブになったときに強磁性塗膜を特徴とする請求項 5 0 の熱的に調整可能なツールは、炭化及び/または組織の破片を気化させることにより、セルフクリーニング効果が得られます。

【請求項 5 8】

導体は、主ジオメトリ上に配置されることを特徴と主要な幾何学、導電体、導電体の少なくとも一部を覆う強磁性コーティング：含む熱調節可能な手術道具。

【請求項 5 9】

さらに、電気導体に供給される振動電気エネルギーを含む、請求項 5 8 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 6 0】

主な形状を特徴とする請求項 5 8 の熱的に調整可能な手術用ツールは、メス、へら、ボールと尖った形状の群から選択される。

【請求項 6 1】

主な形状を特徴とする請求項 5 8 の熱的に調整可能な手術道具は、鉗子の部分を形成する。

【請求項 6 2】

主な形状を特徴とする請求項 5 8 の熱的に調整可能な手術道具には、さらに導電体で形成される経路との間の材料の非連続部分を含む。

【請求項 6 3】

主な形状を特徴とする請求項 5 8 の熱的に調整可能な手術道具には、さらに一次形状の穴で構成されています。

【請求項 6 4】

導体は、主幾何学に埋め込まれることを特徴とする請求項 5 8 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 6 5】

電気導体の複数を含む熱調節手術道具、式中、一次形状、電気導体の前記のいずれかまたは複数が接続され、強磁性塗料の複数の電気導体の一方の少なくとも一部をそれぞれカバーする形状。

【請求項 6 6】

強磁性塗料の複数の少なくとも一部が異なる組織の効果を提供するように構成されている、請求項 6 5 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 6 7】

異なる組織の効果は一次形状の異なる部分に局在している請求項 6 6 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 6 8】

電気導体と発電機システム。

【請求項 6 9】

熱的に調整可能な手術道具を指示するために構成されたユーザコントロールの複수에配信振動電気エネルギーを生成するために設定。

【請求項 7 0】

10

20

30

40

50

導体の複数の導体のいずれかまたは複数の一次形状の部分に関連付けられているように配置されている、請求項 69 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 71】

ユーザコントロールが個別に一つ以上の導体 72 に供給される電力を向けることによって、一次形状の部分の制御のために発電機のシステムを誘導するように設定されている請求項 70 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 72】

ユーザコントロールを特徴とする請求項 71 の熱的に調整可能な手術用ツールは、一次形状の部分における所望の温度を選択するように構成されており、発電機のシステムは、1 つまたは複数の導体に所望の温度と相関して電力を供給するように設定。

10

【請求項 73】

さらに強磁性塗膜の少なくとも一つを監視するための主要形状に配置されたセンサを含む、請求項 58 の熱的に調整可能な手術道具は、指揮者と組織は、ツール隣接して配置。

【請求項 74】

組織を治療する方法、該方法、その上に配置された導体を有する一次形状、その部分上に配置された強磁性塗膜を有する導体を選択して、組織と接触する強磁性塗膜を配置する、とする振動電気信号を提供導体などの強磁性塗膜を加熱し、組織を扱う。

【請求項 75】

さらにメスの群から選択された主要なジオメトリを選択する工程を含む。

【請求項 76】

さらに鉗子の一部を形成する主要なジオメトリを選択する工程を含む、74 記載の方法。

20

【請求項 77】

組織は、血管内皮溶接組織構成御馳走を特徴とする、74 記載の方法。

【請求項 78】

組織が組織を切開である請求 74 に記載の方法。

【請求項 79】

組織は組織で止血を引き起こすからなる治療、請求項 74 記載の方法。

【請求項 80】

組織を切除組織が構成される。

【請求項 81】

組織の破壊のための方法、前記方法並びにこれらの部分上に配置された強磁性塗膜を有する導体を選択し、強磁性塗膜を加熱して組織を破壊するように導体に振動する電気信号を提供する。

30

【請求項 82】

組織の破壊のための方法、さらに前記組織を監視し、そして所望の組織の破壊が発生したこと、または望ましくない組織の影響を防止することにして導体に振動する電気信号の配信を中止または変更する。

【請求項 83】

手術器具、前記形成するための方法：一次図形を選択して、強磁性材料でコーティング導体を、そして一次形状の導体を処分する。

40

【請求項 84】

さらに振動電気エネルギーを受信するために設定導体に電氣的接続を提供する工程を含む、83 記載の方法。

【請求項 85】

カッティングエッジを有する主要なジオメトリを、少なくとも一つの電気導体は、主ジオメトリ隣接して配置、および少なくとも一つの強磁性体コーティング、少なくとも一つの電気導体の少なくとも一部をカバーしています。

【請求項 86】

少なくとも一つの強磁性塗膜が切開を支援するために設定されている請求項 85 の熱的に調整可能な手術道具。

50

## 【請求項 87】

少なくとも一つの強磁性体被覆導体の特徴とする請求項 85 の熱的に調整可能な手術用ツールは、一次形状の側に配置されている。

## 【請求項 88】

一次形状の側に配置された少なくとも一つの磁性塗膜が最先端で切断組織の止血を引き起こすように設定されている請求項 87 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 89】

少なくとも一つの強磁性塗膜の特徴とする請求項 85 の熱的に調整可能な手術用ツールは、一次形状の一部に配置され、一次形状の一部に少なくとも一つのコーティングに近接して組織を加熱するように構成され、一方の部分主な形状は、少なくとも一つの磁性塗膜に近接して低い温度でいるではない。

10

## 【請求項 90】

さらに、少なくとも一つの電気導体に振動電気エネルギーを供給するように設定電源を特徴とする請求項 85 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 91】

さらに電気エネルギーを調節するために構成されたユーザコントロールを含む、請求項 90 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 92】

ユーザコントロールが個別に一つ以上の導体に供給される電力を向けることによって、少なくとも一つの強磁性塗膜に近接した一次形状の一部を制御するために電源を誘導するように設定されている請求項 91 の熱的に調整可能な手術道具。

20

## 【請求項 93】

ユーザコントロールは、少なくとも一つの磁性塗膜に近接した主なジオメトリの一部で所望の温度を選択するように設定されていると電源が望ましいとの相関電力を供給するように設定されている請求項 92 の熱的に調整可能な手術道具つまたは複数の導体に温度。

## 【請求項 94】

熱的に調整可能な手術道具は、少なくとも一つの磁性塗膜に近接した主なジオメトリの一部は、手術用メスの刃を形成している。

## 【請求項 95】

ユーザコントロールは、メスの刃で切削温度を起動するように設定されている請求項 94 の熱的に調整可能な手術道具。

30

## 【請求項 96】

少なくとも一つの強磁性塗膜に近接した一次形状の一部を特徴とする請求項 94 の熱的に調整可能な手術道具はメスの顔を形成している。

## 【請求項 97】

ユーザコントロールは、メスの顔に止血の温度を起動するように設定されている請求項 96 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 98】

熱調節可能な手術道具：電気導体、導電体の少なくとも一部を覆う強磁性体コーティング、導電体を保持し、さらに導体に電力を伝送するためにコネクタを構成するように設定、ハンドル、および配信するように構成電源コネクタに電気エネルギーを振動。

40

## 【請求項 99】

ハンドルを特徴とする請求項 98 の熱的に調整可能な手術道具は、さらにハンドルが熱的に強磁性体コーティングから分離されたままであるように、低熱伝導材料で構成。

## 【請求項 100】

ハンドルは、さらに無線通信装置を含む請求項 98 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 101】

熱的に調整可能な手術道具は、さらに無線通信装置からの信号を受信するように構成された無線情報端末を含む、請求項 100 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 102】

50

ハンドルがさらにパワーソースを含む、請求項 98 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 103】

ハンドルが単一の患者で使用するよう構成される、請求項 98 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 104】

ハンドルが繰り返し滅菌用に設定されている請求項 98 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 105】

さらに推定電力出力を提供することのしるしを特徴とする請求項 98 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 106】

さらに推定温度の出力を提供することのしるしを特徴とする請求項 98 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 107】

さらに、推定組織の効果の選択を提供することのしるしを特徴とする請求項 98 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 108】

さらにデッドマンズスイッチを含む、請求項 98 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 109】

さらにフットペダル、スイッチ、タッチ面、スライダ、およびダイヤルの群から選択されたコントロールを含む、請求項 98 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 110】

最先端で加工組織、最先端と導体を有する手術用ツールを選択するには、強磁性材料で被覆され、そのうちの少なくとも一部、隣接する最先端に配置し、振動電気エネルギーを適用する強磁性体材料を加熱する導電体とすることによりカットの組織を治療する。

【請求項 111】

組織を治療するカットティッシュ内に止血を引き起こす請求項 110 の方法。

【請求項 112】

組織を治療するクレーム 110 記載の方法は、組織を切開するために加熱された強磁性体材料を使用して構成されています。

【請求項 113】

組織を治療する血管内皮溶接を引き起こすために加熱された強磁性体材料を使用。

【請求項 114】

カッティングエッジと隣接して最先端の廃棄導体を有する手術用ツールを選択の少なくとも一部が熱を発生することができる、最先端と最先端組織、および導体に電気エネルギーを適用する熱を発生し、それによってカットの組織を治療する。

【請求項 115】

アプリケーションと電気導体を持つスネア、ループを形成し、少なくとも部分的にアプリケーション内に配置されている指揮者、および導電体の少なくとも一部を覆って少なくとも一つの強磁性コーティング。

【請求項 116】

さらに導電体に振動電気エネルギーを供給するように設定電源を含む、請求項 115 の熱調節手術道具。

【請求項 117】

電源が強磁性体コーティングで止血を引き起こすのに十分な電力を供給するように設定されている請求項 116 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 118】

振動電気エネルギーが少なくとも一つのコーティング。

【請求項 119】

多くの電力を供給するためにチューニングされるよう構成される、請求項 116 の熱的に調整可能な手術道具。

10

20

30

40

50

## 【請求項 1 2 0】

チューニングは電源供給のマッチングの負荷を調整することで少なくとも部分的に達成されることを特徴とする請求項 1 1 8 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 1 2 1】

少なくとも一つの強磁性塗膜がループに沿って配置された磁性塗料の複数を含む、請求項 1 1 5 の熱調節可能な手術道具。

## 【請求項 1 2 2】

少なくとも一つの導体、磁性塗料の複数の、少なくとも一つの導体の少なくとも一部の各カバーを持ってスネア、そして共振を生成するための少なくとも一つの導体との通信に配置された電源を少なくとも一つの導体のエネルギー。

10

## 【請求項 1 2 3】

強磁性塗料の複数の少なくとも一部が同一または異なる組織の効果を提供するように構成されている、請求項 1 2 2 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 1 2 4】

熱的に調整可能な手術道具の構成：電気導体、導体の一部をカバーする強磁性体コーティング、導体に振動電流を供給するために構成された電気導体と電氣的に配置された電源、および導体を含むように構成された管、導体は、チューブから配備可能であること。

## 【請求項 1 2 5】

熱的に調整可能な手術道具は、導体がループを形成する。

## 【請求項 1 2 6】

強磁性体コーティングが実質的に組織を囲むとチューブに向かって後退するように設定されているクレーム 1 2 5 に記載の熱的に調整可能な手術道具。

20

## 【請求項 1 2 7】

組織を分離する方法、前記方法並びにこれらの部分上に配置された強磁性塗膜を有する導体を選択し、チューブ内に強磁性塗膜を有する導体の一部を置くこと；腔にチューブを挿入し、導体の一部を展開空洞内に強磁性体コーティングを有する、と加熱された強磁性体コーティングは、標的組織と接触している間に強磁性塗膜を加熱するように導体に振動する電気信号を提供します。

## 【請求項 1 2 8】

標的組織の周囲に大幅に強磁性塗膜を配置展開するステップをさらに含む、請求項 1 2 7 に記載の方法。

30

## 【請求項 1 2 9】

加熱された強磁性体のコーティング工程配置を特徴とする、1 2 8 に記載の方法は、さらに後退管に向かって指揮者の強磁性体コーティングされた部分を含む。

## 【請求項 1 3 0】

置くステップがさらに標的組織での止血を引き起こす含む、請求項 1 2 7 に記載の方法。

## 【請求項 1 3 1】

さらに導体の一部がチューブ内に残っているような曲がった形状に導体を形成するステップ 1 2 7 項に記載の方法。

40

## 【請求項 1 3 2】

標的組織に曲がった形状の強磁性被覆部分に触れて加熱された強磁性体のコーティング工程をさらに含む置くことを特徴とする 1 3 1 に記載の方法。

## 【請求項 1 3 3】

組織を除去する方法、該方法：その上に廃棄強磁性塗膜を有する少なくとも一つの部分を有する導体を選択するステップと、組織の少なくとも一部の周りに強磁性体コーティングされた導体を配置し、その組織と接触する強磁性体コーティングされた導体を引っ張る強磁性導体には、組織を切ること。

## 【請求項 1 3 4】

メソッドは、強磁性導体の複数の導体を使用。

## 【請求項 1 3 5】

50

メソッドは、強磁性材料は、組織と接触している間に導体を介して振動する電気信号を渡す。

【請求項 1 3 6】

組織を切開するための方法、組織を切開するため、組織での止血を引き起こすために組織するために強磁性体被覆導体を適用することを含む方法。

【請求項 1 3 7】

熱的に調整可能な手術用カテーテルであって、カテーテル、カテーテルに沿って配置された導電体、および導電体の少なくとも一部を覆う強磁性コーティング。

【請求項 1 3 8】

さらに導体、電気導体に供給される振動電気エネルギーを生成するように構成された電源に運用接続可能な電源を含む、請求項 1 3 7 の熱的に調整可能な外科用カテーテル。

10

【請求項 1 3 9】

さらに導体でメッキされた基板を含む、請求項 1 3 7 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 1 4 0】

基板を特徴とする請求項 1 3 9 の熱的に調整可能な手術道具は、固体である。

【請求項 1 4 1】

基板を特徴とする請求項 1 3 9 の熱的に調整可能な手術道具は、中空です。

【請求項 1 4 2】

導体を特徴とする請求項 1 3 9 の熱的に調整可能な手術用ツール。

【請求項 1 4 3】

さらに繊維の束を含む、請求項 1 3 7 の熱的に調整可能な手術道具。

20

【請求項 1 4 4】

カテーテル自体が剛性または半剛性内視鏡装置であることを特徴とする請求項 1 3 7 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 1 4 5】

熱的に調整可能な手術道具は、前記カテーテルは、前記第一の端部を有する中央チャンネルを定義体、導電体は、カテーテルの少なくとも一部に沿って延びて、最初の末尾に電力を供給するように設定、の部分のカバーする強磁性体コーティング第一の端部に近接導体、およびカテーテルに振動電流を供給電源への接続用に構成されているコネクタ。

【請求項 1 4 6】

熱的に調整可能な手術道具は、カテーテルがさらに基質を含む。

30

【請求項 1 4 7】

基板が高温のプラスチックとガラスの群から選択される、請求項 1 4 6 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 1 4 8】

導体の少なくとも一部が基板にめっきされることを特徴とする請求項 1 4 6 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 1 4 9】

強磁性塗膜の少なくとも一部が導体を介してめっきされることを特徴とする請求項 1 4 8 の熱的に調整可能な手術道具。

40

【請求項 1 5 0】

導体が中央のチャンネルを含むクレーム 145 に記載の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 1 5 1】

カテーテルをさらに含む、請求項 1 4 5 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 1 5 2】

カテーテルは、さらに配信チャンネルの特徴との関係を含む、請求項 1 5 1 の熱的に調整可能な手術用ツール。

【請求項 1 5 3】

熱的に調整可能な手術道具は、前記内視鏡は、前記中央のチャンネルを、中央のチャンネル内に含まれているカテーテル、中心溝内に含まれると内視鏡に興味のオブジェクトを照ら

50

すために構成された光源、中央のチャンネル内に含まれる導電性のループと導電性のループの部分のカバーする強磁性体コーティングを含み、そして導体ループに振動電流を供給電源。

【請求項 1 5 4】

熱調節可能な組織のアブレーションのツール：1つまたは複数の腕、1つ以上のヒントを、1つ以上の腕の端に関連付けられている各チップ、1つ以上のチップに電力を供給するように構成された1つ以上の導電体、そして1以上の強磁性塗料、導電体上に配置、各コーティング、それぞれのコーティングは、1つまたは複数のチップの一部を形成する。

【請求項 1 5 5】

熱的に調整可能な手術道具は、熱的に調整可能な組織のアブレーションのツールがさらに強磁性塗料の少なくとも一方に近接して組織の特性を検出するように構成されたセンサを備える。

10

【請求項 1 5 6】

センサが温度を検出するように設定されている請求項 1 5 5 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 1 5 7】

センサはインピーダンスを検出するように構成される、請求項 1 5 5 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 1 5 8】

センサを特徴とする請求項 1 5 5 の熱的に調整可能な手術用ツール。

20

【請求項 1 5 9】

センサが1つまたは複数含まれている請求項 1 5 5 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 1 6 0】

強磁性体被覆導体の付いたカテーテルを選択するステップと、アブレーションすべき組織に触れることを強磁性体被覆導体を引き起こし、そして強磁性被覆導体に電力を供給。

【請求項 1 6 1】

さらに内視鏡の支援を通じて組織にカテーテルを誘導する工程を含む、1 6 0 記載の方法。

【請求項 1 6 2】

カテーテル上に配置された強磁性体被覆導体を選択する選択ステップをさらに含む、請求項 1 6 0 記載の方法。

30

【請求項 1 6 3】

カテーテル内に含まれる強磁性体被覆導体を選択する選択ステップをさらに含む、請求項 1 6 0 記載の方法。

【請求項 1 6 4】

カテーテルから展開される強磁性体被覆導体を引き起こし、アブレーションされる組織に強磁性体被覆導体に触れる。

【請求項 1 6 5】

強磁性体被覆導体の付いたカテーテルを選択するステップと、カテーテルの物質を置くこと；体内にカテーテルを挿入し、電源が強磁性体被覆導体に送信される原因。

40

【請求項 1 6 6】

さらに骨接合術のための物質を選択する工程を含む、1 6 5 記載の方法。

【請求項 1 6 7】

さらに卵管のシーリングのための物質を選択する工程を含む、1 6 5 記載の方法。

【請求項 1 6 8】

原因となるステップは、さらにカテーテルで物質を溶融する工程を含む請求項 1 6 5 に記載の方法。

【請求項 1 6 9】

強磁性体被覆導体の付いたカテーテルを選択するステップと、組織と接触してカテーテルを配置、および電力設定を選択する。

50

## 【請求項 170】

電力設定は、温度範囲に対応する請求項 169 に記載の方法。

## 【請求項 171】

温度範囲は、所望の組織の効果に対応する請求項 170 に記載の方法。

## 【請求項 172】

所望の組織の効果は血管内皮溶接の群から選択され、止血、焼け付くよう、シーリング、切開、切除、および気化に記載の方法。

## 【請求項 173】

電力設定は、所望の組織の効果に対応する請求項 169 に記載の方法。

## 【請求項 174】

組織を治療するための方法、前記方法並びにこれらの部分上に配置された強磁性塗膜を有する導体を選択して、組織と接触する強磁性塗膜を配置、および強磁性塗膜を加熱するように導体に振動する電気信号を提供し、組織を治療する。

## 【請求項 175】

導体により強磁性塗膜をめっき、導体を選択：選択してステップをさらに含む、請求項 174 に記載の方法。

## 【請求項 176】

希望の手順にしたがって、その部分上に配置された強磁性塗膜を有する導体のサイズを選択する選択ステップをさらに含む、請求項 174 に記載の方法。

## 【請求項 177】

希望の手順にしたがって、その部分上に配置された強磁性塗膜を有する導体の熱質量を選択する選択ステップをさらに含む、請求項 174 に記載の方法。

## 【請求項 178】

ループのグループ、固体ループ、正方形、尖った、フックと角度から指揮者を選択する選択ステップをさらに含む、請求項 174 に記載の方法。

## 【請求項 179】

コーティングを加熱するために振動する電気信号を構成する工程を含む、174 に記載の方法。

## 【請求項 180】

コーティングを加熱するために振動する電気信号を構成する工程を含む、174 に記載の方法。

## 【請求項 181】

さらにコーティングは間に血管内皮溶接を引き起こすことが摂氏加熱させるの工程を含む、174 に記載の方法。

## 【請求項 182】

さらにコーティングは、組織の止血を促進するために摂氏約度の間に加熱させるの工程を含む、174 に記載の方法。

## 【請求項 183】

さらにコーティングは、組織が痛烈なとシーリング促進するために摂氏約度の間に加熱させるの工程を含む、174 に記載の方法。

## 【請求項 184】

さらにコーティングは間に組織の切開を作成するには摂氏約度に加熱させるの工程を含む、174 に記載の方法。

## 【請求項 185】

さらにコーティングは、約度の間に加熱させるの工程を含む、174 に記載の方法は、組織のアブレーションと気化の原因に切り換えます。

## 【請求項 186】

治療は、組織を切開される、請求項 174 に記載の方法。

## 【請求項 187】

治療は、組織の止血を引き起こしている、請求項 174 に記載の方法。

10

20

30

40

50

## 【請求項 188】

治療は、組織を切除される、請求項 174 に記載の方法。

## 【請求項 189】

治療は、血管内皮溶接であることを特徴とする 174 に記載の方法。

## 【請求項 190】

電気導体、導電体の少なくとも一部を覆う強磁性コーティング、および導電体に配信されるように振動電気エネルギーを生成するために構成された導電体との通信に配置された電源センサには沿って測定または隣接する導体を実施するように構成された前記電源は、測定に反応して振動電気エネルギーを調整するように構成されています。

## 【請求項 191】

振動電気エネルギーを特徴とする請求項 190 の熱的に調整可能な手術用ツールは、所望の組織の効果に対応するように調整されます。

## 【請求項 192】

測定は、組織の色からなる群の少なくとも一つから選択される請求項 190 の熱的に調整可能な手術用ツールは、組織の温度範囲は、導体の温度範囲、組織の水分含量、指揮者と組織、組織型との間の近接性は、転送耐熱、耐、インピーダンス、電圧は、電流、定在波比を返す、電源、リアクタンス、中心周波数、電流、視覚的なフィードバックを反映。

## 【請求項 193】

第一部分と第二部分を有する電気導体と、第一部分と第二の部分との間の導電体の少なくとも一部を覆う強磁性コーティングとする波形を配信するように設定ジェネレータ電気導体。

## 【請求項 194】

発電機がさらにインピーダンス電圧と磁性塗膜で発生する電流の最大値の最小値で構成される定在波を引き起こすことによって導電体と一致するように設定されている請求項 193 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 195】

発電機はさらに ISM 周波数帯域内に少なくとも一つの波形を提供するように設定されている、請求項 193 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 196】

発電機はさらに 5 メガヘルツ、24 ギガヘルツの周波数の間に少なくとも一つの波形を提供するように設定されている、請求項 193 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 197】

ジェネレータはさらに 40 メガヘルツと 928 メガヘルツ。

## 【請求項 198】

周波数の間に少なくとも一つの波形を提供するように設定されている、請求項 193 の熱調節可能な手術道具。

## 【請求項 199】

センサを含む、請求項 193 の熱的に調整可能な手術道具は強磁性塗膜に近接配置されている。

## 【請求項 200】

センサが温度を測定するように設定されている請求項 199 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 201】

発電機はセンサからの信号を受信し、設定温度に対応する波形を調整するように設定されている請求項 200 の熱的に調整可能な手術道具。

## 【請求項 202】

発電機は導体に関連する指標を測定するように設定されている請求項 193 の熱的に調整可能な手術用ツールは、インジケータは温度と相関していると発電機は、インジケータを観察し、所望の温度に対応する波形を調整するように構成されている。

## 【請求項 203】

10

20

30

40

50

インジケータがインピーダンスのグループ、電圧、電流、反射エネルギー、定在波比（SWR）、および位相シフトのいずれかまたは複数から選択される請求項202の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項204】

発電機は、さらに強磁性塗膜と導電体の負荷特性を予測するために構成されたモジュールを含む、請求項193の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項205】

モジュールは、さらに所望の温度範囲内の温度を達成するために出力するために必要な波形を予測する予測負荷特性を使用するように設定されている、請求項204の熱的に調整可能な手術道具。

10

【請求項206】

発電機が連続的に加熱中に誘導性リアクタンスを測定するように構成し、さらに継続的に強磁性体コーティングで所定の治療温度範囲を達成するための波形を調整するように設定されている請求項193の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項207】

さらに強磁性体の先端に近接した位置する第2のヒントを含む、請求項193の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項208】

2番目のヒントが転送温度を測定するように設定されている請求項207の熱的に調整可能な手術道具。

20

【請求項209】

2番目のヒントは、組織の特性を測定するように設定されている請求項207の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項210】

2番目のヒントを特徴とする請求項207の熱的に調整可能な手術用ツールは、組織の目視観察を提供するように構成される。

【請求項211】

発電機が調整可能な導電体への波形からの電力を供給するように設定されている請求項193の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項212】

パルス幅変調、振幅変調、周波数変調との間の回路を調整し、導体を含むと発電機は調整可能なグループのいずれかまたは複数を使用して電力を供給するように設定されている請求項211の熱的に調整可能な手術道具回路をデチューンするジェネレータ。

30

【請求項213】

ジェネレータはツールで障害を検出するように構成される、請求項193の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項214】

発電機が故障を検出した後、波形の配信を停止するように設定されている請求項213の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項215】

ジェネレータはツールの障害の結果として望ましくないインピーダンスを検出するように構成される、請求項213の熱的に調整可能な手術道具。

40

【請求項216】

電気導体、導電体を誘導するよう設定ハンドル、導電体の少なくとも一部を覆う磁性塗膜と発電機は、導電体に電力を供給するように設定。

【請求項217】

さらにハンドルに関連付けられている容器を含む、請求項216の熱的に調整可能な手術道具、指揮者を受け入れるために設定レセプタクル。

【請求項218】

さらに導体を受信し、コンセントに接続するように設定プラグインを含む、請求項217

50

の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 2 1 9】

プラグインは、単一で使用するよう構成される、請求項 2 1 8 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 2 2 0】

発電機は、さらに強磁性塗膜と導電体の負荷特性を予測するために設定された負荷予測のモジュールを含む、請求項 2 1 8 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 2 2 1】

プラグは、さらに負荷の予測モジュールに導体の負荷特性を伝達するよう構成されたデータモジュールを含む、請求項 2 2 0 の熱的に調整可能な手術道具。

10

【請求項 2 2 2】

負荷予測のモジュールは、さらに所望の温度を達成するために必要な電力の出力を予測する予測負荷特性を使用するよう設定されている、請求項 2 2 1 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 2 2 3】

プラグを特徴とする請求項 2 1 8 の熱的に調整可能な手術道具は、さらに強磁性塗膜に近接した温度センサで構成されています。

【請求項 2 2 4】

発電機は、ハンドル含まれている請求項 2 1 6 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 2 2 5】

さらにハンドルと発電機間の電気的接続を提供するよう設定したコネクタを含む、請求項 2 1 6 の熱的に調整可能な手術道具。

20

【請求項 2 2 6】

コネクタは、単一で使用するよう構成される、請求項 2 2 5 に記載の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 2 2 7】

熱的に調整可能な手術道具、発電機は、さらに強磁性塗膜と導電体の負荷特性を予測するために設定された負荷予測のモジュールを含む。

【請求項 2 2 8】

コネクタは、さらに負荷の予測モジュールに導体の負荷特性を通信するよう構成された識別モジュールを備える請求項 2 2 7 の熱的に調整可能な手術道具。

30

【請求項 2 2 9】

負荷予測のモジュールは、さらに所望の温度を達成するために必要な電力の出力を予測する予測負荷特性を使用するよう設定されている、請求項 2 2 8 の熱的に調整可能な手術道具

【請求項 2 3 0】

導電体の複数の強磁性塗料の複数のは、それぞれ少なくとも導電体の複数の部分と、電気導体の複数の電力を供給するために構成された発電機のシステムをカバー発電機のシステムを特徴とする。

【請求項 2 3 1】

熱的に調整可能な手術用ツールは個別に導電体の複数の少なくとも一方に供給される電力を調整するよう構成されています。

40

【請求項 2 3 2】

発電機システムが共同で導電体の複数の少なくとも 2 つ以上に供給される電力を調整するよう構成される、請求項 2 3 0 に記載の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 2 3 3】

さらに発電機システムを誘導するよう設定ユーザコントロールを含む、請求項 2 3 0 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 2 3 4】

ユーザコントロールは、導電体の複数の少なくとも二つに供給される電力を調整する発電

50

システムを誘導するよう設定されている、請求項 2 3 3 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 2 3 5】

ユーザコントロールが別の設定への導電体の複数の少なくとも 2 つ以上に供給される電力を調整する発電システムを誘導するよう設定されている、請求項 2 3 4 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 2 3 6】

電気導体、導電体の少なくとも一部を覆う強磁性体コーティング、導電体との通信中に配置し、インピーダンスに設定された電源は、強磁性体コーティングと一致し、さらに電気エネルギーを振動供給するように構成電気導体に、と電源との通信でユーザが調整可能な制御および電気導体に供給される電力の量を選択するように構成。

10

【請求項 2 3 7】

電力供給は、次のいずれかによって制御される、請求項 2 3 6 の熱的に調整可能な手術道具、パルス幅変調、振幅変調、周波数変調とインピーダンスマッチング回路をデチューン。

【請求項 2 3 8】

ユーザ調整可能なコントロールがワイヤレスで電源に結合されている、請求項 2 3 6 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 2 3 9】

電源は、さらにワイヤレスモジュールとユーザコントロールを含む、請求項 2 3 8 の熱的に調整可能な手術道具には、さらにワイヤレスモジュールを有する。

20

【請求項 2 4 0】

熱的に調整可能な手術道具、電源がさらなるユーザ調整可能なコントロールに現在の状態に関するデータを送信するよう設定されている、とユーザ調整可能な制御がさらに現在の状態に関するデータを受信し、制御データを送信するよう設定されている電源。

【請求項 2 4 1】

ユーザ調整可能なコントロールが現在の状態を表示するように構成されている、請求項 2 4 0 の熱的に調整可能な手術道具。

【請求項 2 4 2】

熱調節可能な手術道具のための動力源、フットペダル、フットペダルとのコミュニケーションのデューティサイクル制御、デューティサイクル制御と通信の発振器と、発振器とのコミュニケーションのパワーアンプ、のハンドヘルド手術道具パワーアンプとをさらに含むとの通信と導電体の少なくとも一部を覆う強磁性塗料、導電体と回路の各ステージのための電力を供給する電源。

30

【請求項 2 4 3】

熱的に調整可能な手術道具は、パワーアンプは、さらにクラス増幅器を備える。

【請求項 2 4 4】

近位端を有する、近位および遠位端を有する小径導電体で構成される負荷を含む熱調節外科先端は、高周波のエネルギー、電気導体の周りに円周方向に配置された強磁性材料の T H M メッキを提供する電気回路に接続するように構成されここで、強磁性材料は、治療用温度範囲の所望のセットを包含するように十分に高いキュリー点で構成され、かつ制御可能な動力源は、導電体に高周波エネルギーを供給するように構成し、さらに負荷を一致させるインピーダンスに設定されています。

40

【請求項 2 4 5】

熱調節可能な手術道具に電力を供給するプロセス、導体で構成される手術道具を選択するには、振動、電気信号はおよそ負荷時の最大電流と最低電圧と定在波、強磁性材料から成る負荷を持つように構成負荷に振動する電気信号を提供する。

【請求項 2 4 6】

送信される電気信号を引き起こし。プロセスは 5 メガヘルツ、2 4 ギガヘルツの周波数間の振動の電気信号を提供することを含む、請求項 2 4 5 に記載のプロセス。

【請求項 2 4 7】

50

振動電気信号を有する 2 4 6 に記載のプロセスは、4 0 メガヘルツの周波数と 9 2 8 メガヘルツの間です。

【請求項 2 4 8】

中心周波数の群から選択される振動、電気信号を提供するプロセスが含む、請求項 2 4 5 に記載のプロセス。

【請求項 2 4 9】

組織を切開するための方法、その部分上に配置された強磁性塗膜を有する導体を選択し、を含む方法、組織と接触する強磁性塗膜を配置、および強磁性塗膜を加熱するように導体に振動する電気信号を提供し、組織を切る。

【請求項 2 5 0】

さらに振動電気信号の電力の出力を選択する工程を含む 2 4 9 記載の方法。

【請求項 2 5 1】

電源の出力が強磁性塗膜の温度範囲に対応する請求項 2 5 0 に記載の方法。

【請求項 2 5 2】

温度範囲は、カット、止血、血管内皮溶接、組織の蒸発、組織のアブレーションと組織の炭化の望ましい組織の効果に対応する群から選択される請求項 2 5 1 に記載の方法。

【請求項 2 5 3】

電源の出力は、所望の組織の影響に対応する請求項 2 5 0 に記載の方法。

【請求項 2 5 4】

組織を切開する方法、該方法、プラグに関連付けられているその部分上に配置された強磁性塗膜を、導体を選択するステップと、電力の供給用に構成されたコンセントにプラグを配置し、組織と接触する強磁性体コーティングを配置すると強磁性コーティングを加熱し、組織をプラグインを介して導体に振動する電気信号を提供する。

【請求項 2 5 5】

さらに使用後はプラグを抜く 2 5 4 の方法。

【請求項 2 5 6】

さら導体と磁性塗膜の特性を通信するステップを含む、請求項 2 5 4 の方法

【請求項 2 5 7】

通信ステップがさらにプラグを介して、または内にコンピュータチップをアクセスするステップを含む、請求項 2 5 6 の方法。

【請求項 2 5 8】

通信ステップはさらにルックアップテーブルの特性に対応する抵抗値を通信する工程を含む請求項 2 5 6 の方法。

【請求項 2 5 9】

手術を行うための方法において、磁性塗膜と導体で構成される負荷を選択して、電源から電気エネルギーを振動を通して導体に電力を供給、および発電機のインピーダンスに負荷のインピーダンスをマッチング。

【請求項 2 6 0】

マッチングステップは、さらに負荷に合わせて電源の出力インピーダンスを変更する。

【請求項 2 6 1】

マッチングステップは、さらに振動電気エネルギーの周波数を変えることの方法。

【請求項 2 6 2】

マッチングステップは、さらに振動を電気エネルギーに定在波を達成するために電源を調整する。

【請求項 2 6 3】

マッチングステップはさらに、導体に電流を最大化の方法。

【請求項 2 6 4】

マッチングステップは、さらに導体における定在波を達成するためのコンポーネントを選択する請求項 2 5 9 の方法。

【請求項 2 6 5】

10

20

30

40

50

マッチングステップは、さらに導体における定在波を達成するために導体に電源を接続するケーブルの長さを選択する方法。

【請求項 266】

組織を治療するための方法、前記方法並びにこれらの部分上に配置された強磁性塗膜を有する導体を選択して、組織と接触する強磁性塗膜を配置、および強磁性塗膜を加熱するように導体に振動する電気信号を提供し、強磁性体コーティングの必要な加熱を取得または維持するために電気信号を変更するユーザコントロールを調整し、組織を扱います。

【請求項 267】

構成を切断するための方法、導体を選択し、その上に配置された強磁性塗膜を有する導体の一部で、強磁性塗膜のヒステリシスを引き起こすことにより強磁性塗膜を加熱するため、導体に振動する電気信号を提供する、として加熱されたコーティングを適用する物質は、それによって物質をカットするカットする。

10

【請求項 268】

電気電極と熱素子を備えたマルチモード手術道具。

【請求項 269】

電気の電極は単極電極であることを特徴とする請求項 268 のマルチモード手術道具。

【請求項 270】

熱要素が強磁性体被覆導体であることを特徴とする請求項 268 のマルチモード手術道具。

【請求項 271】

感熱素子が電気電極とは別であることを特徴とする請求項 268 のマルチモード手術道具。

20

【請求項 272】

電気の電極のマルチモード外科ツールは、単極電極として動作し、熱の要素が強磁性塗膜を有する導体であることを特徴とするように構成されています。

【請求項 273】

熱要素も電気の電極として機能する、請求項 268 のマルチモード手術道具。

【請求項 274】

さらに多重化信号を含む、請求項 273 のマルチモード手術道具。

【請求項 275】

ツールがさらに多重化信号を生成するための手段を含む、請求項 274 のマルチモード手術道具。

30

【請求項 276】

多重化信号は、さらに単極信号を含む、請求項 274 のマルチモード手術道具。

【請求項 277】

モノポーラ信号であることを特徴とする請求項 276 のマルチモード手術道具。

【請求項 278】

モノポーラ信号を特徴とする請求項 277 のマルチモード手術道具。

【請求項 279】

多重化信号は、さらに誘導加熱信号を含む、請求項 276 のマルチモード手術道具。

40

【請求項 280】

誘導加熱信号を特徴とする請求項 279 マルチモード手術道具。

【請求項 281】

誘導加熱信号を特徴とする請求項 280 のマルチモード手術道具。

【請求項 282】

さらにカテーテル、該電極と要素を含む、請求項 270 のマルチモード外科ツールは、カテーテル上に配置されています。

【請求項 283】

カテーテルが剛性であることを特徴とする請求項 282 のマルチモード手術道具。

【請求項 284】

50

カテーテルは柔軟であることを特徴とする請求項 2 8 2 のマルチモード手術道具。

【請求項 2 8 5】

カテーテルを吸引用に設定されている請求項 2 8 2 のマルチモード手術道具。

【請求項 2 8 6】

カテーテルは、物質の配信用に構成される、請求項 2 8 2 のマルチモード手術道具。

【請求項 2 8 7】

カテーテルは、さらに少なくとも一つのセンサを含む、請求項 2 8 2 のマルチモード手術道具。

【請求項 2 8 8】

カテーテルは、さらに視覚的なフィードバックを生成するための手段を含む、請求項 2 8 2 のマルチモード手術道具。

10

【請求項 2 8 9】

マルチモード手術道具、導電体を構成するチップ、導電体の少なくとも一部を覆う強磁性体コーティング、熱エネルギーに電気エネルギーを振動さのいくつかの周波数を変換し、強磁性体塗料から選択される強磁性体コーティング組織に電気エネルギーを振動の他の周波数を渡します。

【請求項 2 9 0】

さらに、電気導体に多重化信号を送信するための手段を含む、請求項 2 8 9 のマルチモード手術道具。

【請求項 2 9 1】

先端がさらに電気電極を含む、請求項 2 8 9 のマルチモード手術道具。

20

【請求項 2 9 2】

電気の電極は単極電極であることを特徴とする請求項 2 9 1 のマルチモード手術道具。

【請求項 2 9 3】

強磁性体コーティングが同時に熱エネルギーを分散させ、組織の中に電気エネルギーを共振するように設定されている請求項 2 8 9 のマルチモード手術道具。

【請求項 2 9 4】

熱調節可能なマルチモード手術道具を使ってのプロセス、強磁性体でコーティングされた導体の部分を持っている導体に沿って配置された最初のロードで、実質的最大電流と最低電圧とのおおよその定在波を形成する第共振の電気信号を発生させる組織の熱効果を作成するための材料、および組織の電気外科組織の効果を作成するために導体に沿って第 2 共振の電気信号を生成する。

30

【請求項 2 9 5】

クレームの熱的に調整可能なマルチモード手術道具を使ってのプロセス、最初の振動の電気信号を特徴とする組織で止血を作成し、第二共振電気信号は、組織の切断につながるように構成されています。

【請求項 2 9 6】

熱的に調整可能なマルチモード手術道具を使ってのプロセスは、プロセスは最初の振動の電気信号と、単一の導体第二振動の電気を発生させることを含む。

【請求項 2 9 7】

プロセスまたはメソッドを特徴とする請求項 2 9 4 の熱的に調整可能なマルチモード手術道具を使用して、最初の振動の電気信号と時間のオーバーラップ期間中に第二共振の電気信号を発生させる構成。

40

【請求項 2 9 8】

導体は単極電極を含む、請求項 2 9 4 の熱的に調整可能なマルチモード手術道具に電力を供給する工程。

【請求項 2 9 9】

マルチモード外科のプロブ、電気導体、及び導体の一部をカバーする強磁性コーティング。

【請求項 3 0 0】

50

マルチモード外科のプローブ、電気導体、及び導体の一部をカバーする強磁性コーティング。

【請求項 3 0 1】

さらに先端に振動電流を供給電源を含む、請求項 2 9 9 のマルチモード外科プローブ。

【請求項 3 0 2】

さらに 2 番目のヒントを含む、請求項 3 0 1 のマルチモード外科プローブ、第 2 のヒントを特徴とするセンサで構成されています。

【請求項 3 0 3】

電源を特徴とする請求項 3 0 2 のマルチモード外科プローブは、センサに反応するように構成されています。

10

【請求項 3 0 4】

センサが温度を測定するように設定されている請求項 3 0 2 のマルチモード手術道具。

【請求項 3 0 5】

センサを特徴とする請求項 3 0 2 のマルチモード外科ツールは、伝達される熱を測定するように構成されています。

【請求項 3 0 6】

センサは、組織の特性を測定するように構成されている、請求項 3 0 2 のマルチモード手術道具。

【請求項 3 0 7】

センサを特徴とする請求項 3 0 2 のマルチモード外科ツールは、組織の目視観察を許可するように構成されています。

20

【請求項 3 0 8】

電源が強磁性塗膜の温度インジケータを測定し、組織内の所定の治療温度範囲を維持するために出力を調整するように設定されている請求項 3 0 1 のマルチモード手術道具。

【請求項 3 0 9】

第二の被覆は、高温耐熱、非粘着材料の薄層を含む、請求項 2 9 9 のマルチモード手術道具。

【請求項 3 1 0】

第二の被覆を特徴とする請求項 2 9 9 のマルチモード手術道具は、非常に熱伝導性、生体適合性材料を含む。

30

【請求項 3 1 1】

熱調節可能なマルチモード外科ヒント、ケーブル、近位端は、ケーブルから高周波エネルギーを受信するように構成され、前記近位および遠位端を有する小口径の電気導体と、電気の周りに円周方向に配置された強磁性材料の薄いメッキ強磁性材料を特徴とする導体は、治療温度範囲の所望のセットを包含するように十分に高いキュリー点で構成され、そして電気の要素は、ケーブルから電力を受け取るように構成された接続と近くの組織に高周波エネルギーを解放するように設定。

【請求項 3 1 2】

電気の要素は、単極の要素である。

【請求項 3 1 3】

組織を切開し、密封する方法、該方法、手術道具、その部分上に配置された強磁性塗膜と導体を持つツール、また電極を有するツールを選択して、組織に接触する電極を配置、強磁性体を配置組織と接触させるコーティング、組織を切開するように電極に振動する電気信号を提供する、と強磁性塗膜を加熱し、組織をシールするように導体に振動する電気信号を提供する。

40

【請求項 3 1 4】

強磁性体コーティングが組織の止血を促進するために加熱される請求項 3 1 3 に記載の方法。

【請求項 3 1 5】

電極は単極電極である、請求項 3 1 3 記載の方法。

50

## 【請求項 3 1 6】

組織切除のための方法、該方法、電気と熱のモダリティとの先端を選択して、不要な組織の中に先端を挿入し、そして望ましくない組織内でのモダリティの一つ以上を活性化する。

## 【請求項 3 1 7】

組織を治療するための方法、外科ハンドピースを選択し、ハンドピースから摂氏、少なくとも、少なくとも組織に熱エネルギーを供給し、それによって組織を治療するためにハンドピースから組織への電気エネルギーを供給して構成する方法。

## 【請求項 3 1 8】

感熱素子が電源が印加されたときにセルフクリーニングのために十分な温度に達するように設定されている請求項 2 6 8 のマルチモード手術器具。 10

## 【請求項 3 1 9】

バイポーラ電極と熱素子を備えたマルチモード手術道具。

## 【請求項 3 2 0】

熱要素が強磁性体被覆導体であることを特徴とする請求項 3 1 9 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 3 2 1】

熱素子を特徴とする請求項 3 1 9 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 3 2 2】

電気電極から別のもので双極電極としての機能を感熱素子。 20

## 【請求項 3 2 3】

さらに多重化信号を含む、請求項 3 2 2 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 3 2 4】

ツールがさらに多重化信号を生成するための手段を含む、請求項 3 2 3 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 3 2 5】

多重化信号は、さらにバイポーラ信号を含む、請求項 3 2 3 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 3 2 6】

バイポーラ信号であることを特徴とする請求項 3 2 5 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 3 2 7】

バイポーラ信号であることを特徴とする請求項 3 2 6 のマルチモード手術道具。 30

## 【請求項 3 2 8】

多重化信号は、さらに誘導加熱信号を含む、請求項 3 2 5 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 3 2 9】

誘導加熱信号であることを特徴とする請求項 3 2 8 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 3 3 0】

誘導加熱信号を特徴とする請求項 3 2 9 のマルチモード手術道具です。

## 【請求項 3 3 1】

さらにカテーテル、該電極と要素を含む。

## 【請求項 3 3 2】

マルチモード外科ツールは、カテーテルの上に配置され、カテーテルが剛性であることを特徴とする請求項 3 3 1 のマルチモード手術道具。 40

## 【請求項 3 3 3】

カテーテルは柔軟であることを特徴とする請求項 3 3 1 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 3 3 4】

カテーテルを吸引用に設定されている、請求項 3 3 1 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 3 3 5】

カテーテルは、物質の配信用に構成される、請求項 3 3 1 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 3 3 6】

カテーテルが灌漑用に設定されている、請求項 3 3 1 のマルチモード手術道具。 50

## 【請求項 3 3 7】

カテーテルのマルチモード手術道具は、感熱素子に熱を生成することにより、カテーテルから解放することができます内部に配置された溶融性物質を持っています。

## 【請求項 3 3 8】

カテーテルは、その中に配置された少なくとも 1 つのセンサを有する。

## 【請求項 3 3 9】

カテーテルは、可視化装置を含む、請求項 3 3 1 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 3 4 0】

さらに、バイポーラ電極および熱要素の作成熱に異なるエネルギーの波形にエネルギー波形を提供するため、電源を含む、請求項 3 1 9 のマルチモード手術道具。

10

## 【請求項 3 4 1】

さらに、バイポーラ電極と熱素子と導体の多重化信号を提供するための手段にエネルギーを提供するための導体を特徴とする請求項 3 1 9 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 3 4 2】

さらに、電源と選択的に個々にまたは組み合わせてバイポーラ電極と熱エレメントをアクティブにするためのコントロールを含む、請求項 3 1 9 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 3 4 3】

感熱素子がバイポーラ電極上に配置される、請求項 3 1 9 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 3 4 4】

さらに、バイポーラ電極と熱素子の少なくとも一つの上に配置されたテフロン加工のコーティングを含む、請求項 3 1 9 のマルチモード手術道具。

20

## 【請求項 3 4 5】

さらに熱素子の少なくとも一部の上に配置された生体適合性コーティングを含む、請求項 3 1 9 のマルチモードツール。

## 【請求項 3 4 6】

マルチモードからなる手術用鉗子、少なくとも 2 つのヒント、少なくとも 2 つのヒントの少なくとも一方に配置されたバイポーラ電極、および少なくとも 2 つのヒントの少なくとも一方に設けられた感熱素子。

## 【請求項 3 4 7】

感熱素子とバイポーラ電極を特徴とする請求項 3 4 6 のマルチモード手術用鉗子は、同じ先端に配置されている。

30

## 【請求項 3 4 8】

感熱素子とバイポーラ電極を別々のチップ上に配置されている、請求項 3 4 6 のマルチモード手術用鉗子。

## 【請求項 3 4 9】

さらに、少なくとも 2 つのヒントの少なくとも一方に設けられた非粘着性コーティングを含む、請求項 3 4 6 のマルチモード手術用鉗子。

## 【請求項 3 5 0】

さらに熱素子とバイポーラ電極に多重化信号を配信するための動力源を含む、請求項 3 4 7 のマルチモード手術用鉗子。

40

## 【請求項 3 5 1】

感熱素子がバイポーラ電極とは別であることを特徴とする請求項 3 5 0 のマルチモード外科鉗子。

## 【請求項 3 5 2】

双極電極として熱要素の機能を特徴とする請求項 3 5 0 のマルチモード手術用鉗子。

## 【請求項 3 5 3】

熱要素が強磁性体コーティングを含む、請求項 3 5 2 のマルチモード手術用鉗子。

## 【請求項 3 5 4】

組織を処置する方法、電気と熱のモダリティと手術道具を選択するステップと、組織と接触して先端を配置、およびモダリティの少なくとも一つを活性化する。

50

## 【請求項 3 5 5】

電気モダリティはさらにバイポーラモダリティを含む、請求項 3 5 4 の方法。

## 【請求項 3 5 6】

さらに所望の温度の範囲を選択する請求項 3 5 5 の方法。

## 【請求項 3 5 7】

温度範囲を特徴とする請求項 3 5 6 の方法は、所望の組織の効果に対応しています。

## 【請求項 3 5 8】

さらに、所望の組織の影響に対応する電力設定を選択する請求項 3 5 4 の方法。

## 【請求項 3 5 9】

熱モダリティを特徴とする請求項 3 5 5 の方法は、さらに強磁性体被覆導体で構成されています。

## 【請求項 3 6 0】

活性化ステップをさらに含む、切開のための最初のモダリティを活性化、および血管内皮溶接と止血の少なくとも一つの 2 番目のモダリティを活性化する。

## 【請求項 3 6 1】

活性化ステップは、さらに、モダリティ"アクティブな期間と重なるそのモダリティの活性化の方法。

## 【請求項 3 6 2】

活性化ステップは、さらにモダリティアクティブ期間がオーバーラップ防止されているような様相を活性化する方法。

## 【請求項 3 6 3】

組織を切開構成の方法、切開用バイポーラモダリティを活性化する、組織との先端に隣接する接触を配置、バイポーラおよび誘導加熱のモダリティと手術道具を選択して血管内皮溶接と止血の少なくとも一つの誘導加熱のモダリティを活性化する。

## 【請求項 3 6 4】

それによって彫刻する組織への加熱のモダリティを活性化し、実質的に同時に止血を作成しながら方式がバイポーラのモダリティを維持することを含むアクティブな 3 6 3 に記載の方法。

## 【請求項 3 6 5】

メソッドは、バイポーラ電極と同じ腕に熱要素を持つ腕の対を有する外科手術器具を使用して含む、請求項 3 6 4 に記載の方法。

## 【請求項 3 6 6】

マルチモードからなる手術用鉗子、少なくとも二本の腕、少なくとも二つの武器の一つに配置されたバイポーラ電極と、少なくとも二つの武器の一つ上に配置されターナバイポーラ電極、少なくとも上に配置された少なくとも一つの磁性体被覆導体少なくとも二つの武器の一つ。

## 【請求項 3 6 7】

さらに、電源を含む、請求項 3 6 6 のマルチモード手術用鉗子。

## 【請求項 3 6 8】

さらに少なくとも二つの武器の一つに配置されたセンサを含む、請求項 3 6 7 マルチモード手術用鉗子。

## 【請求項 3 6 9】

センサを特徴とする請求項 3 6 8 のマルチモード手術用鉗子。

## 【請求項 3 7 0】

組織の影響を測定するように構成され、組織の効果がさらに温度を含むマルチモード外科鉗子。

## 【請求項 3 7 1】

マルチモード手術用鉗子は、前記電源は、センサの測定に対応して出力を調整するように構成されています。

## 【請求項 3 7 2】

10

20

30

40

50

バイポーラ電極および熱要素を含み、さらにバイポーラ電極と熱素子の少なくとも一つ隣接して配置されたセンサで構成されるマルチモード手術道具。

【請求項 373】

バイポーラ電極および熱要素を含み、双極電極と熱素子の少なくとも一つを有するマルチモード外科ツールは、カテーテルや内視鏡からなる群から選択されたデバイス上に配置されている。

【請求項 374】

熱素子を特徴とする請求項 319 のマルチモード手術道具はセルフクリーニング。

【請求項 375】

マルチモード調節可能な手術道具、振動するように構成されたボディ、体、導体の一部をカバーする強磁性塗膜の少なくとも一部の周りに配置された導体、および導体。

10

【請求項 376】

振動電流を供給電源体が超音波ホーンを含む。

【請求項 377】

さらに、それによって身体を振動さと強磁性塗膜の加熱を提供するために、振動電気エネルギーを供給するための動力源を含む、請求項 375 のマルチモード手術道具。

【請求項 378】

電源がさらに身体を振動させるエネルギーを提供するため、強磁性塗膜の加熱を提供するための独立した情報源を含む、請求項 377 のマルチモード手術道具。

20

【請求項 379】

独立した情報源は、時間のオーバーラップ期間中に動作するように設定されている、請求項 378 のマルチモード手術道具。

【請求項 380】

独立した情報源は、時間の別の期間中に動作するように設定されている、請求項 378 のマルチモード手術道具。

【請求項 381】

ボディはボアを有する、請求項 375 のマルチモード手術道具。

【請求項 382】

身体を特徴とする請求項 381 のマルチモード手術道具は、穴を複数有している。

【請求項 383】

ボアの複数の最初の穴を特徴とする請求項 382 のマルチモード外科ツールは、吸引するように設定されており、穴の複数の第二のボアは、灌漑に設定されています。

30

【請求項 384】

電源は、さらに、所望の組織への影響に対応する電源設定を含む、請求項 375 のマルチモード手術道具。

【請求項 385】

超音波振動子と熱素子を備えたマルチモード手術道具。

【請求項 386】

熱要素が強磁性体被覆導体であることを特徴とする請求項 385 のマルチモード手術道具。

40

【請求項 387】

超音波トランスデューサを特徴とする請求項 386 のマルチモード手術道具は、さらに圧電振動子で構成されています。

【請求項 388】

さらに多重化信号を生成するための動力源を含む、請求項 385 のマルチモード手術道具。

【請求項 389】

多重化信号が超音波信号を含む、請求項 388 のマルチモード手術道具。

【請求項 390】

多重化信号は、誘導加熱信号を含む、請求項 389 のマルチモード手術道具。

50

## 【請求項 391】

誘導加熱信号を特徴とする請求項 390 のマルチモード手術道具です。

## 【請求項 392】

誘導加熱信号を特徴とする請求項 391 のマルチモード手術道具です。

## 【請求項 393】

マルチモード手術道具、電気導体、超音波トランスデューサ、および導電体の少なくとも一部を覆う強磁性コーティング。

## 【請求項 394】

さらに多重化信号を生成するための手段を含む、請求項 393 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 395】

先端が振動体の一部であることを特徴とする請求項 393 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 396】

体が吸引穴を含む、請求項 393 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 397】

振動体は、さらに超音波ホーンを含む、請求項 395 マルチモード手術道具。

## 【請求項 398】

マルチモード手術道具、プローブを含む先端と電気導体と、導体の一部をカバーする強磁性コーティング、および超音波トランスデューサ。

## 【請求項 399】

さらに先端に振動電流を供給電源を含む、請求項 398 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 400】

さらに 2 番目のヒントを含む、請求項 399 のマルチモード手術道具、2 番目のヒントを特徴とするセンサで構成されています。

## 【請求項 401】

電源がセンサに反応するように設定されている請求項 400 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 402】

センサが温度を測定するように設定されている請求項 400 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 403】

センサが伝達される熱を測定するように構成される、請求項 400 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 404】

センサは、組織の特性を測定するように設定されている請求項 400 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 405】

センサは、組織の目視観察を許可するように設定されている、請求項 400 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 406】

電源が強磁性塗膜の温度インジケータを測定し、組織内の所定の治療温度範囲を維持するために出力を調整するように設定されている請求項 399 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 407】

工具の先端と導体は高耐熱、非粘着材料の THM 層でコーティングされているクレーム 398 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 408】

工具の先端が非常に熱伝導性、生体適合性材料で覆われているクレーム 398 のマルチモード手術道具。

## 【請求項 409】

マルチモード外科カテーテル、手術用チップ、手術の先端に設けられた感熱素子、および外科先端に超音波エネルギーを提供するように構成された超音波トランスデューサ。

## 【請求項 410】

カテーテルは、さらに少なくとも一つの内腔を含む請求項 409 のマルチモードカテーテ

10

20

30

40

50

ル。

【請求項 4 1 1】

マルチモードカテーテルは、さらにルーメン内に吸引を開発するための手段を含む。

【請求項 4 1 2】

さらに、患者への配信のためのルーメン内に配置された物質を含む、請求項 4 1 0 のマルチモードカテーテル。

【請求項 4 1 3】

さらに組織の条件を検出するための少なくとも一つのセンサを含む、請求項 4 1 0 のマルチモードカテーテル。

【請求項 4 1 4】

さらに視覚的なフィードバックを提供するための手段を含む、請求項 4 1 0 のマルチモードカテーテル。

【請求項 4 1 5】

熱調節可能なマルチモード手術道具、ケーブル、近位端は、ケーブルから高周波エネルギーを受信するように構成され、前記近位および遠位端を有する小口径の電気導体と、電気の周りに円周方向に配置された強磁性材料の薄いメッキ強磁性材料を特徴とする導電体は、治療温度範囲の所望のセットを包含するように十分に高いキュリー点で構成され、そして超音波素子は、ケーブルから電力を受け取るように構成された接続と周辺組織。

【請求項 4 1 6】

熱調節可能なマルチモード手術道具、ケーブル、近位端は、ケーブルから高周波エネルギーを受信するように構成され、前記近位および遠位端を有する小口径の電気導体と、電気の周りに円周方向に配置された強磁性材料の薄いメッキ強磁性材料を特徴とする導電体は、治療温度範囲の所望のセットを包含するように十分に高いキュリー点で構成され、そして超音波素子は、ケーブルから電力を受け取るように構成された接続と周辺組織。

【請求項 4 1 7】

熱的に調整可能なマルチモード手術道具に電力を提供するプロセスは、組織内の温度引き起こし止血に熱要素を加熱すると第二発振電気信号は、切り込みを入れる組織への 2 番目の負荷が発生します。

【請求項 4 1 8】

熱的に調整可能なマルチモード手術道具に電力を提供するプロセスは、さらに切開組織を吸引する吸引は、最初のロードに隣接すると第二の適用負荷を含む。

【請求項 4 1 9】

さらに、最初のロードと第二のロードする最初の発振信号と通信チャネル第二発振信号を多重化する請求項 4 1 6 の熱的に調整可能なマルチモード手術道具に電力を供給する工程。

【請求項 4 2 0】

さらにセルフクリーンコーティングするのに十分な温度に強磁性体材料を加熱する請求項 4 1 6 のプロセス。

【請求項 4 2 1】

組織を切開し、密封する方法、その一部と体を駆動する振動子上に配置された強磁性塗膜と導体を有する手術用ツールを選択し、組織と接触体と強磁性塗膜を配置。

【請求項 4 2 2】

強磁性体コーティングが組織の止血を促進するために加熱される。

【請求項 4 2 3】

促進するために加熱される請求項 4 2 1 項に記載の方法。

【請求項 4 2 4】

組織切除のための方法、該方法、超音波や熱のモダリティとの先端を選択して、不要な組織と接触して先端を置くこと、および不要な組織内でのモダリティの一つ以上を活性化する。

【請求項 4 2 5】

10

20

30

40

50

熱モダリティがさらに強磁性体コーティングを含む、請求項 4 2 4 記載の方法。

【請求項 4 2 6】

さらに、不要な組織に近接領域からの残渣を吸引する工程を含む、4 2 4 記載の方法。

【請求項 4 2 7】

さらにセルフクリーンコーティングするのに十分な温度に強磁性体材料を加熱する構成に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、外科手術ツールに関する。より具体的には、本発明は、開口及び低侵襲外科手術及び介入性外科及び治療手術に使用される熱調節可能なツールに関する。 10

【背景技術】

【0002】

手術は、一般的に、組織又は他の物質を切断、修復及び/又は除去することを含む。これらの適用は、概ね、組織を切断、組織を融合、又は組織の破壊によって実行される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

組織を切断、凝固、乾燥、切除又は高周波凝固するために使用される現在の電気外科モダリティは、望ましくない副作用や欠点がある。 20

単極及び双極電気外科治療法は、一般的に、“先端を超えた”効果に関する欠点を有する。これらの効果は、案内装置又はプローブと接触する組織を通じて交流電流を通過することによって生じる。両方のモダリティによって生じると考えられる一つの効果は、外科的処置を中断し、筋弛緩薬の管理を必要とする電氣的筋肉刺激である。

【0004】

双極外科器具は、患者を通過するために電流を必要とする。リターン電極は、患者にしばしば患者の大腿部に配置される。電気は、組織を通じて“ナイフ”電極から導かれ、リターン電極によって戻る。単極器具の他の形態は、リターン電極又は地面として作用する体の容量効果を利用するものとして存在する。

【0005】

低電圧高周波の波形が切開するが、止血効果がない。高電圧波形は、隣接する組織を止血し凝固する。従って、止血が望ましい場合、高電圧が使用される。高電圧スパーク周波は、電気が患者を通じて通過しなければならないため切断よりもより深い組織への影響を有する。組織へのダメージは、凝固のポイントから離れて延びる。さらに、リターン電極の火傷の苦情がある。さらに、電圧の減少は止血の効果を減少する。さらに、スパーク又はアークの温度は、正確に制御できず、望ましくない標的組織の炭化につながる。 30

【0006】

両極手術器具は、神経、筋肉、脂肪、骨などの組織タイプ及び患者の隣接する組織への様々な電気伝導度のせいでスパーク、炭化、深部組織への影響、及び様々な効果を有するエネルギーのアプリケーションから離れた電流損傷などの単極デバイスと同様な組織の損傷及び問題を生じる。しかし、電流はより完全ではないが双極電極間に含まれる。また、これらの電極は、一つの単極に代えて制作される必要がある少なくとも二つの精密電極があるために、一般的に高価である。 40

【0007】

電気焼灼抵抗加熱要素は、他の電気外科の方法に起因する焦げ及び深部組織の損傷に伴う欠点を軽減する。しかし、このようなデバイスは、しばしば、加熱及び冷却時間を制御する待ち時間や効果的な電力供給などのトレードオフを提供する。多くの抵抗加熱要素は、少ない加熱及び冷却時間を有し、外科医が偶発的な損傷を引き起こすことなく、組織を介してまたは周りで作業することを困難にする。

組織破壊器具は、一般的に、組織を殺す又は切除するために一定の時間に対して予め決め 50

られた温度で組織を加熱する。いくつかの組織の制御された加熱では、レーザーは、予め決められた一定の時間に対して予め決められた温度に到達し、かつそれを維持するために吸収性キャップに送られる。これは、熱加熱の利点を提供するが、レーザーハードウェアの複雑さ及び費用のために高価である。

他の組織破壊の処置では、マイクロ波のアンテナアレイは、組織に挿入される。これらのアレイは、マイクロ波のエネルギーを組織に入って組織を加熱させる器具によって駆動される。そのようなデバイスは、しばしば、所望な組織を殺す又は切除する影響があり、所望の領域よりも深い組織への影響を生じる。さらに、その処置は、高価な器具を必要とする。

抵抗加熱ツールでの組織の破壊は、ゆっくりとした加熱及び冷却属性を有し、意図されていない組織損傷を生じる。

セラミックスのフェライトビーズおよび合金のミックスの使用は、選択肢として検討されている。導体を介して高周波電流の通過に関連付けられている磁界によって励起されると、セラミックスのフェライトビーズおよび合金のミックスは、非常に迅速に高温に達することができる。しかし、これらの材料の使用での一つの大きな問題は、特に液体と接触及び液体と接触しないときに、大きな温度差が材料を破断することである。換言すれば、ホットフェライト手術器具は、血液やその他の体液などの液体の冷却プールによって急冷されている場合、材料の対応する温度が急激に低下し、材料が破断する可能性がある。これらの破壊は、ツールを熱源としての有効性を失わせるだけでなく、患者からの材料の抽出が必要な場合がある。明らかに、患者からのフェライト製品の小さな断片を抽出する必要性は非常に望ましくない。従って、改善された熱特性手術ツールが必要である。

【課題を解決するための手段】

【0008】

改善された熱的に調整可能な手術や治療ツール及びこれを使用する方法を提供することが本発明の目的である。

本発明の一態様によれば、熱手術ツールのシステムは、導体上の強磁性塗膜（コーティング）と、その塗膜の位置に熱を発生する振動電気エネルギー源とが提供される。振動電気エネルギーは、強磁性コーティングの誘導加熱を引き起こす。さらに、外科医は、小さな熱の待機時間のせいで手術や治療ツールのオンとオフを素早く行うことができる。これは、外科医が所望の場所にだけに熱影響を急速に供給するのを許容する利点を提供し、それは、ツールを冷却する待ち時間の間に望ましくない熱効果の偶発的な供給を防止する。

本発明の別の態様によれば、熱手術ツールのシステムは、強磁性要素への電力供給が止血、組織の溶接と組織破壊を含むさまざまな組織への影響を達成するためにほぼリアルタイムで外科医によって変更されることができるよう構成することができる。

本発明の別の態様によれば、熱手術ツールのシステムは、ツールに供給される電力の量に応じて、所望の組織の溶接、切断、切除、蒸発等を達成するために手術又は治療ツールへの電力を外科医が迅速に調整することができる電力制御構造が提供される。

本発明の別の態様によれば、コーティングされた導体は、発電機によって駆動されることができる。

本発明の一態様によれば、熱手術ツールシステムは、導体上に強磁性コーティングと、コーティングの位置で熱を生成するための振動の電気エネルギー源とを備える。振動電気エネルギーは、強磁性コーティングの誘導加熱を引き起こし、それによって、組織の切断、切除などを可能にする。

【0009】

本発明の別の態様によれば、制御された熱組織破壊を行うことができる。

本発明の別の態様によれば、コーティングされた導体は、チャンネルを通じて、検出、吸引、洗浄、熱硬化物の供給、又は、熱溶融又は切除された物質の除去のために提供されるカテーテルや内視鏡に組み込むことができる。

本発明の別の態様によれば、カテーテルは、所望の治療効果の領域に強磁性コーティングされた導体を提供するために使用されることができる。

本発明の別の態様によれば、強磁性塗膜の加熱は、コーティングされた導体の形状を変更することによって指示されることができる。

本発明の別の態様によれば、複数の強磁性導体の初期の形状に配置され、各導体は、強磁性導体が同時に様々な組織の効果を提供するように個々に制御される。

本発明の別の態様によれば、磁性塗膜の加熱は、導体に供給される電力の特性を変更することによって指示されることができる。

本発明の一態様によれば、熱手術ツールシステムは、導体上に強磁性コーティングと、コーティングの位置で熱を発生するため及び第2のエネルギーモードの使用を通じて付加的な組織効果を発生するための振動の電気エネルギー源とを備える。

振動電気エネルギーは、強磁性コーティングの誘導加熱を引き起こすことができる（誘導性熱モード）。さらに、外科医は小さな熱の待機時間のせいで手術や治療ツールの誘導性熱モードを素早くオンおよびオフにすることができる。これは、外科医が所望の場所に熱影響を供給するだけを許容する利点を提供し、それは、ツールを冷却する待ち時間の間に望ましくない熱効果の偶発的な供給を防止する。同時に、同様な又は異なる組織の効果が同時に又は第2モードによって連続して供給されることができる。同様な場合、両方のモードの使用は、効率の増加を引き起こす。異なる場合、シングルモードの欠点を減少させるように互いに補完することができる。

本発明の別の態様によれば、熱手術ツールシステムは、

誘導性熱モードおよび/または第2モードが止血、組織溶接及び組織破壊を含む様々な組織効果を達成するためにほぼリアルタイムで外科医によって変更されることができるように構成される。

本発明の別の態様によれば、制御された熱組織の破壊は、第2モードと組み合わせた誘導性熱モードの利点を使用して実行することができる。強磁性体コーティングされた導体は、熱加熱及び組織に渡すために単極の電気外科用エネルギーのための導電性パスを提供する、切断、損傷又は切除プローブの一部として使用されることができる。

本発明の別の態様によれば、第2モードは、組織を切断及び凝固するために使用される、単極または双極のRF（無線周波）電気外科機器などの単極又は双極のRF要素を含むことができる。RF電気外科機器は、非常に効果的であるが、それらは、シールのために使用されるときに切開を超えて組織の損傷を生じる傾向がある。

従って、RF単極又は双極の電気外科機器は、RF電気外科機器で切断される組織をシールする強磁性コーティングされた導体と組み合わせて使用されることができる。

本発明のさらに別の態様によれば、マルチモード手術ツールは、組織を切断および/または治療するための熱及び超音波ツールを含むことができる。

本発明の様々な実施形態が符号付きの図面を参照して示され記載される。

図面は、例示であり、添付の特許請求の範囲によって画定される発明の範囲を制限しないことを理解されるであろう。図示の実施形態は、本発明の様々な態様及び目的を達成する。単一の図面で本発明の各要素及び態様を明確に示すことはできないが、多数の図面は、本発明の様々な詳細をより明確に個々に示すために提供されることを理解されよう。同様に、各実施形態は、本発明のすべての利点を達成する必要はない。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】図1は、本発明の原理による熱手術ツールシステムの斜視図を示す。

【図2】図2は、本発明による熱手術ツールシステムの別の実施形態の斜視図を示す。

【図3】図3は、本発明の原理による熱手術ツールシステムの図を示す。

【図4A】図4Aは、熱防止端子、ヒートシンク及び無線通信デバイスを有する熱手術ツールシステムを示す。

【図4B】図4Bは、インピーダンスマッチングネットワークを有する熱手術ツールシステムを示す。

【図5A】図5Aは、本発明の一態様による単一層強磁性コーティングされた導体チップのクローズアップした側断面図を示す。

10

20

30

40

50

【図 5 B】図 5 B は、図 5 A の強磁性コーティングされた導体チップの電気的等価表現を示す。

【図 6】図 6 は、本発明の一態様による熱絶縁体を持つ単一層強磁性コーティングされた導体チップのクローズアップした側断面図を示す。

【図 7 A】図 7 A は、本発明の一態様によるループ形状を有する強磁性コーティングされた導体手術ツールのクローズアップした図を示す。

【図 7 B】図 7 B は、本発明の一態様による概ね正方形の形状を有する強磁性コーティングされた導体チップのクローズアップした図を示す。

【図 7 C】図 7 C は、本発明の一態様による先の尖った形状を有する強磁性コーティングされた導体手術ツールチップのクローズアップした図を示す。

【図 7 D】図 7 D は、本発明の一態様による非対称ループの形状を有する強磁性コーティングされた導体手術ツールチップのクローズアップした図を示す。

【図 7 E】図 7 E は、本発明の一態様による凹部が切断を含む治療効果のために使用されるフック形状を有する強磁性コーティングされた導体手術ツールチップのクローズアップした図を示す。

【図 7 F】図 7 F は、本発明の一態様による凸部が切断を含む治療効果のために使用されるフック形状を有する強磁性コーティングされた導体手術ツールチップのクローズアップした図を示す。

【図 7 G】図 7 G は、本発明の一態様による傾斜した形状を有する強磁性コーティングされた導体手術ツールチップのクローズアップした図を示す。

【図 8】図 8 は、引っ込んだわなの断面図を示す。

【図 9 A】図 9 A は、拡張したわなの側面図を示す。

【図 9 B】図 9 B は、拡張したわなの別の実施形態を示す。

【図 10 A】図 10 A は、ループ形状及びコーティングの線形配列を有する強磁性コーティングされた導体手術ツールのクローズアップした図を示す。

【図 10 B】図 10 B は、別のフック形状及び線形配列を有する強磁性コーティングされた導体手術ツールのクローズアップした図を示す。

【図 11】図 11 は、コーティングの配列を有する引っ込んだわなの断面図を示す。

【図 12】図 12 は、コーティングの線形配列を有する拡張したわなの側面図を示す。

【図 13】図 13 は、強磁性コーティングされた領域の単一層強磁性コーティングされた導体手術ツールの断面図を示す。

【図 14 A】図 14 A は、多層強磁性コーティングされた導体手術ツールチップの斜視図を示す。

【図 14 B】図 14 B は、図 14 A に示された多層強磁性コーティングされた導体手術ツールチップの側断面図を示す。

【図 15】図 15 は、図 14 A に示された多層強磁性コーティングされた導体手術ツールチップの軸方向の断面図を示す。

【図 16】図 16 は、本発明の一態様による磁束の電磁線を示す扁平側円筒形状の強磁性コーティングされた導体の断面図を示す。

【図 17】図 17 は、本発明の他の態様による接近した導体チップを示す。

【図 18 A】図 18 A は、本発明の一態様による単一の縁の強磁性コーティングされた導体手術チップを示す。

【図 18 B】図 18 B は、二重の縁の強磁性コーティングされた導体手術チップを示す。

【図 18 C】図 18 C は、三つの縁の強磁性コーティングされた導体手術チップを示す。

【図 18 D】図 18 D は、図 18 A 乃至図 18 C に示されたチップのレセプタクルを示す。

【図 19 A】図 19 A は、別の誘導強磁性熱機能を持つ常温切断外科用メスを示す。

【図 19 B】図 19 B は、別の誘導強磁性熱機能を持つ常温切断外科用メスの別の実施形態を示す。

【図 20 A】図 20 A は、ヘラ状の形状を有する熱手術ツールを示す。

10

20

30

40

50

【図 2 0 B】図 2 0 B は、鉗子の構成でへら状の形状を有する熱手術ツールを示す。

【図 2 0 C】図 2 0 C は、初期の形状時の強磁性コーティングされた導体を有する図 2 0 A の熱手術ツールの上面図を示す。

【図 2 0 D】図 2 0 D は、初期の形状内に埋め込まれた強磁性コーティングされた導体を有する図 2 0 A の熱手術ツールの上面図を示す。

【図 2 1 A】図 2 1 A は、ボール状の形状及び水平方向の巻き線を有する熱手術ツールを示す。

【図 2 1 B】図 2 1 B は、ボール状の形状及び蹄鉄の構成を有する熱手術ツールの別の実施形態を示す。

【図 2 1 C】図 2 1 C は、ボール状の形状及び水平配向を有する熱手術ツールの別の実施形態を示す。

【図 2 2 A】図 2 2 A は、尖った形状を有する熱手術ツールを示す。

【図 2 2 B】図 2 2 B は、鉗子の構成で尖った形状を有する熱手術ツールを示す。

【図 2 2 C】図 2 2 C は、二つの異なる起動可能な熱領域を有する熱手術ツールを示す。

【図 2 3 A】図 2 3 A は、カテーテルのチップの周りに配置された強磁性コーティングされた導体のコイルを有するカテーテルの斜視図を示す。

【図 2 3 B】図 2 3 B は、強磁性コーティングされた導体手術カテーテルチップの斜視図を示す。

【図 2 4】図 2 4 は、強磁性コーティングされた導体手術カテーテルチップの代替的な実施形態を示す。

【図 2 5】図 2 5 は、内視鏡内に配置された強磁性コーティングされた導体手術チップの代替的な実施形態を示す。

【図 2 6】図 2 6 は、組織切除ツールを示す。

【図 2 7】図 2 7 は、単極及び熱モダリティを有するマルチモード手術ツールを示す。

【図 2 8 A】図 2 8 A は、肝臓などの組織の転移内にあるマルチモード組織切除ツールを示す。

【図 2 8 B】図 2 8 B は、図 2 8 A の切除プローブのクローズアップを示す。

【図 2 8 C】図 2 8 C は、センサを有する切除プローブのクローズアップを示す。

【図 2 8 D】図 2 8 D は、多数のチップ切除プローブのクローズアップを示す。

【図 2 9】図 2 9 は、双極及び熱モダリティを有するマルチモード手術ツールを示す。

【図 3 0】図 3 0 は、マルチモードの鉗子の側面図を示す。

【図 3 1 A】図 3 1 A は、鉗子の先端の代替的な実施形態のクローズアップを示す。

【図 3 1 B】図 3 1 B は、コーティングされた鉗子の先端の図を示す。

【図 3 2 A】図 3 2 A は、熱及び超音波モダリティを有するマルチモード手術ツールを示す。

【図 3 2 B】図 3 2 B は、フックの初期形状をもつ熱及び超音波モダリティを有するマルチモード手術ツールを示す。

【図 3 2 C】図 3 2 C は、センサを有する熱及び超音波モダリティを有するマルチモード手術ツールを示す。

【図 3 2 D】図 3 2 D は、第 2 の先端を有する熱及び超音波モダリティを有するマルチモード手術ツールを示す。

【図 3 3】図 3 3 は、吸引 / 灌漑及びセンサを有する熱及び超音波モダリティを有するマルチモード手術ツールを示す。

【図 3 4】図 3 4 は、組織への影響に関連した熱スペクトルを示す。

【発明を実施するための形態】

【0011】

発明及び添付図面は、今数字を参考に議論される当業者が本発明を実施するために可能にするために設けられて。図面と説明は、本発明の種々の態様の例示であり、添付の特許請求の範囲を狭めることを意図するものではない。

【0012】

10

20

30

40

50

本明細書において、"強"、"強磁性体"、"と"強磁性には"を含む磁気誘導を介して熱を産生することができる任意の強磁性体のような材料を指しますが、強磁性体に限定されない。

図を参照する。一般的に熱手術道具のシステムの斜視図が示されている。以下にさらに詳細に説明するように、熱ツールのシステムは、好ましくは、組織（すなわち内皮組織の溶接、恒常性、アブレーション、など）を治療または破壊する強磁性体被覆導体を使用しています。

#### 【0013】

それは熱手術道具が組織する熱を使用すると、従来のメスと同じように組織全体に描画されるシャープなエッジの感覚で組織を切断しないことが理解されるであろう。本発明の実施形態は、切刃を形成するように、比較的シャープなエッジで行われるようになっても、そのようにここに議論温水コーティングは、刃や鋭利なエッジを必要とせずに組織を分離するので必要ありません。分離組織を議論するときただし、便宜上、用語カットが使用されます。

10

#### 【0014】

熱手術道具のシステム10として示される実施形態では、このようなフットペダル20などの制御機構は、電源サブシステム30によって生成される出力エネルギーを制御するために使用されます。電源サブシステム30からのエネルギーは、その円周方向に強磁性塗膜強磁性体コーティングで被覆された断面を有する導体を含んでいるハンドヘルド手術道具にケーブルに沿って無線周波数(RF)または振動する電気エネルギーを介して送信される場合があります。導体配線66の周囲に配置強磁性材料の誘導とそれに対応するヒステリシス損失を経由して利用できる熱エネルギーに電気エネルギーを譲渡することができます。(導体線は参照を容易にするために使用されますが、それは導体材料はワイヤとなると、当業者が本発明の開示の光で動作する複数の導体に精通しになる必要はないことが理解されるであろう)。

20

#### 【0015】

強磁性体塗装への磁界(または磁化)のアプリケーションは、オープンループのBH曲線(もオープンヒステリシスループとも呼ばれる)、ヒステリシス損失が得られ、結果として熱エネルギーを生成することがあります。このようなパーマロイ(商標登録)のようなニッケル鉄コーティングのような電着膜は、高周波電流が導体を通過するとき一緒にオープンループのヒステリシス曲線を持っていることがランダムに整列ドメインで、その結果をランダムに整列微結晶の配列を、形成することがあります。

30

エネルギーは、"表皮効果"と呼ばれる方法で、導体の表面に沿って移動することがある。導体の表面に交流電流のRFは、強磁性体コーティング65のドメインを励起することが交番磁界を生成します。ドメインは、コーティングで現在、ヒステリシス損失の各振動と再編として誘導加熱を引き起こす可能性があります。

#### 【0016】

信号源からのRF導体は最大で、チップを含め、特定の周波数(また、同調回路とも呼ばれる)で共振回路を形成することがあります。ヒント"デチューン"回路の変化。従って、強磁性体コーティング65または破損導体配線必要、回路はおそらくデチューンになる可能性があります。この離調は、温度が実質的に低減されるような強磁性塗膜65の加熱の効率を減らす必要があります。減少温度が破損後にほとんど、あるいはまったく組織の損傷を確認する必要があります。破損またはその他の障害は、センサによって検出されることがあります。通常、回路動作の中断は、このように検出され、外科的にシステムがシャットダウンする可能性があります。一実施形態では、電流が監視されます。現在の突然の予期しない増加が検出された場合、強磁性体コーティングは、もはやそれは必要な電力を消費することができる可能性があるため、システムがシャットダウンすることがあります。同様に、インピーダンスを監視し、システム障害の指標として使用されることがあります。

40

#### 【0017】

50

それは、ハンドヘルド手術道具 50 は、電源が印加されているとさえ、例えばこのように電力を制御するためのメカニズムはパワーレベルを示すために使用できるライトのシリーズ、またはハンドヘルド外科を含んでいてもよいの印を含んでもよいことが理解されるべきである。ツール 50 は、電力を調整し、それによって組織にさまざまな効果を有する強磁性塗膜 65 度の温度に影響を与える電源 30 と通信するスイッチ、回転式のダイヤル、設定のボタン、タッチパッドまたはスライドを含めることができます。これらの印は、動力源によって表されると電源がユーザ調整可能なコントロールに伝えて現在の状態が表示される場合があります。コントロールがフットペダル 20 またはハンドヘルド手術道具 50 に示されているが、彼らはまた、電力サブシステム 30、あるいは別個の制御機器に含まれていてもよい。電源にハンドヘルド手術道具 50 を接触させる必要があるようなボタンやタッチパッドなどの安全機能を用いることができる、そして死んだ男のスイッチが含まれる場合があります。

強磁性塗膜 65 は、誘導によって加熱しながら、それはまた、磁場に対する各ドメインのアライメントがそのような程度に減少することなど、キュリー温度は、材料が磁性になる温度であるそのキュリー温度に起因する温度の上限を提供します。コーティングの磁気特性は失われていること。材料は、常磁性になると、誘導による加熱を大幅に削減あるいは中止されることがあります。これは十分な電力がキュリー温度に達するために提供されている場合は強磁性体の温度がキュリー温度付近で安定するようになります。温度がキュリー温度以下に低下した後は、誘導には、再びキュリー温度に材料の加熱を引き起こして起動することがあります。従って、強磁性塗膜の温度が十分な電力のアプリケーションに、誘導加熱時のキュリー温度に到達する可能性があります、可能性が高いキュリー温度を超えることはありません。

#### 【0018】

熱手術道具のシステム 10 は、電源の出力は組織上のツールとその効果の温度を調節するために調節可能にすることができます。この調整機能はそのようなカッティング、止血、組織の溶接、組織の気化や組織の炭化異なる温度で発生するなどのハンドヘルド手術道具 50 組織の影響によって達成される効果以上の外科医を正確に制御できます。電源の出力を調整するために、フットペダル 20 (または他のユーザコントロール) を使用することにより、外科医 (または他の医師など) は強磁性塗膜 65 に供給される電力を調整し、その結果、望ましい結果を達成するために組織の影響を制御できます。

#### 【0019】

熱電力供給は、フットペダル 20 によって受信された入力によって達成される強磁性体被覆導体を、駆動定在波に影響を与えるために交流電流波形、または回路の変化の振幅、周波数またはデューティサイクルを変えることによって制御することができます電源サブシステム 30、またはハンドヘルド手術道具 50 上のコントロール。

#### 【0020】

例えば、それは別の温度が他の温度は切削、組織のアブレーションと気化を誘発する一方、特定の温度は溶接組織のために使用できる、以下の追加詳細に説明するように組織に異なった効果を誘導することが望ましいことが知られている。

本発明の一つの利点は、それが最終的に組織に適用できる強磁性塗膜 65 度の温度に影響を与えるシステムに電力を制御するために外科医が可能になることです。電源は、複数の方法によって調整することができます。パルス幅変調は、時間の量は強磁性塗膜 65 が加熱されているを変更することができます、それによって温度の振幅変調を制御する同様のシステムを介して電源と RF などの強磁性塗膜 65 の最終的な温度のダイナミクスを制御するために使用することができます。信号源から先端まで導体には、先端を含めて、特定の周波数 (また、同調回路とも呼ばれる) で先端 "デチューン" 回路の変化を共振回路を形成することがあります。このように、周波数の変調が効果的に一時的に回路をデチューンし、それによって最終的に切断、組織の溶接のための温度を制御するために使用することができる、などの典型的な回路は、周波数を調整するため、ループや周波数シンセサイザの位相ロックを使用することができます。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 1 】

システムへの電源はフットペダル 2 0、例えば、そのように、規制構造によって制御することができます。ペダルは、外科医に供給されている電力を示すポイントを設定している場合があります。これは、より多くの力を必要とする各位置で、5つのポジションを持っているペダルを持っていることによって、例えば、達成することができる。必要な力の変化は適用されている温度範囲に外科医に警告します。

ペダルなどのパワーコントローラは、また強磁性塗膜または組織への配信のために利用可能なコーティングで利用可能なエネルギーで適用されるパワーレベルへと外科医に信号を送信するために使用することができます。これは外科医の電力レベルを示す信号を与える聴覚または視覚的なインジケータ 2 2 である可能性があります。例えば、5つの電力レベルが提供されている場合、聴覚アラームが一つ二つは同様に、5つの異なる三人のレベルや範囲のチャイム、レベルまたは範囲のチャイム、レベルまたは範囲のチャイムが適用される電力レベルを示している可能性があります聴覚信号のトーンは、5つのパワーレベルを示すために使用することができます。

同様に、ツール 5 0 は、電力の印が適用され、さらにこのように電力を制御するためのメカニズムを含むことができる、例えば、ライト 5 2 のシリーズがパワーレベルを示すために使用することができるされている、または工具 5 0 はロータリー、スイッチを含めることができます含めることができますボタン、タッチパッドまたは電力を調整し、それによって組織にさまざまな効果を有する強磁性塗膜の温度に影響を与える電源 3 0 と通信するスライド 5 4 の設定ダイヤル。コントロールがフットペダル 2 0 またはツール 5 0 に示されているが、それはまた、さらに電力サブシステム 3 0 または別々の制御機器に含まれていてもよい。同様に、電源にツール 5 0 を接触させる必要があるようなボタンやタッチパッドなどの安全機能は、そのようなデッドマンズスイッチとして、用いることができる。

## 【 0 0 2 2 】

誘導加熱によって達成つ追加の利点は、強磁性材料第二のごく一部（通常 1 秒の短い 4 分の 1 など）で切削温度に加熱できることです。また、理由コーティングの比較的 low 質量、導体の小さな熱質量、およびハンドヘルド手術道具 5 0 の建設のために小さな領域への加熱の局在から、素材にも非常に急速に冷却される（約すなわち秒）の半分。熱ツールがアクティブ化されていないときに組織に触れることによって生じる偶発的な組織の損傷を低減しつつ、これは正確な熱ツールを使用して外科医を提供します。

それは、導体 6 0 と強磁性塗膜 6 5 の相対的な大きさと手術道具の構造の熱容量で、一部では、ハンドヘルド手術道具 5 0 を加熱し、冷却に必要な期間が左右されることが理解されるであろう。例えば、ハンドヘルド手術道具 5 0 の加熱と冷却のため、上記の期間は、0.375 mm 程度とそのような Enthone から入手 N I R O N（商標登録）のようなニッケル鉄合金（の強磁性塗膜の直径を有するタングステン導体を達成することができます、厚さ 0.375 mm と長い 2 センチメートル約タングステン導体約ウェストヘーヴン、コネチカット）の商標または登録商標です。

本発明の一つの利点は、シャープなエッジが必要とされていないことです。電源が手術道具に供給されていないときは、ツールが誤ってそれが削除されている場合、患者のまたは外科医の組織を切り取ったり、電源が導体配線 6 6 とコーティング 6 5 に供給されていない場合に誤って処理、"カット"されませんツールの一部は、怪我のリスクなしに触れることができる。これは誤った場合、患者や外科医を傷つけることができる切断刃の鋭い対照的のです。

## 【 0 0 2 3 】

他の追加はまたこれは、温度や外科領域を照らすために光を報告するためにセンサを含むセンサの幹 1 2 を含むことができる様々な場所でのハンドピース上に配置されることがあります。

熱手術システム 1 0 の別の実施形態の斜視図が示されています。図 2 において、電源 3 0 は、フットペダル 2 0 が含まれています。必要なアプリケーションとパワーにもよりますが、楽器は、比較的 low 消費電力アプリケーションに電源を完全にバッテリーがあります。

低消費電力要件のための代替の実施形態では、バッテリー、パワー調整と電力供給、すべてのハンドヘルド手術道具 50 のハンドル 51 に自己完結型を含めることができます。さらに、無線通信モジュールは、ユーザがシステムのパフォーマンスを監視するとハンドヘルド手術道具 50 自体からリモートで電源設定を変更するというステータス監視と制御の設定を含め手術道具 50 から情報を送受信するために用いることができる。

#### 【0024】

モノポーラとバイポーラ電気組織切除が頻繁にするための組織の損傷を引き起こすことがあるのに対し、それは、このサーマルソリューションは、高温による損傷が非常に近い被覆領域の強磁性体表面に残っている可能性があるため、現時点で入手可能な単極の利点とバイポーラ電気システムを提供することができることを我々の理解です。離れて接触点からの距離。それは潜在的に加熱の点でより高い電力要件を持ちながら、このメソッドはまた、熱や冷却に多くの時間を必要とする可能性のある抵抗加熱に基づいて他の熱機器、の欠点を克服するため、より患者のリスクを提示する可能性があることを我々の理解です。

10

#### 【0025】

心房アブレーション内での作業時にまた、導体の小さなセグメントに沿って配置された薄い強磁性体コーティング 65 は、そのような血液として、体内で他の非標的材料の加熱を減らすことができます合併症を引き起こすことができる場合血栓が形成される。導体配線 66、及び工具の構造により提供される小さな領域への加熱の局在の小さな熱質量は（すなわち強磁性塗膜 65 と、隣接する構造物）離れての場所からの方向で熱伝達のための減少熱経路を提供します。強磁性塗膜 65 の減少の熱経路は、目的の時点でのみ熱の正確なアプリケーションになることがあります。単独でこの技術は、火花またはモノポーラまたはバイポーラ技術、発火の危険性、そのような火花による患者の中や周りの麻酔ガスなどによってのような弧を採用していないとしても低減される。

20

#### 【0026】

シーリングを含め、組織、凝固、または組織の蒸発を"カット"または分離 - 熱手術道具のシステム 10 は、治療手段のさまざまな目的で使用されることがあります。構成では、熱手術道具のシステム 10 は、外科医を特徴とする積極的な組織を通じて、磁性塗膜 65 の動きによって、"カット"またはシーリング組織である、ナイフまたはシーラーように使用されることもあります。ここに開示した実施形態の熱的作用は、単極と双極 RF エネルギーデバイスに関連付けられているものと比較して深部組織への影響の大幅な削減、そうでない場合は除去、を含めて明確な利点を持つことができます。

30

#### 【0027】

別の構成では、強磁性体コーティングされた導 60 は、病変に挿入することができ、特定の電力供給や監視対象の温度に基づいて可変電力供給するように設定。所望の熱の効果が達成されるか、または望ましくない効果が気付かれるまで病変と周囲組織への熱影響を監視してもよい。強磁性体被覆導体のアプリケーションの利点の 1 つは、マイクロ波や熱レーザーのモダリティに比べて費用対効果とマイクロ波の病変の破壊の望ましくない組織の影響を回避する可能性があるということです。したがって、例えば、外科医は破棄する腫瘍または他の組織に強磁性体コーティングされた導体を挿入することができますし、正確にハンドヘルド手術道具 50 を活性化することによって作成される組織の損傷を制御する。

40

#### 【0028】

センサは、赤外線検出器やセンサのステム 12 のようなハンドヘルド手術道具 50、電気バス、または組織の状況を、監視するために使用されることがあります。例えば、デバイスまたは組織の温度は、プロシージャを実行する際に重要かもしれない。熱電対の形でセンサは、異種金属、サーミスタや他の温度センサの接合は、強磁性塗膜 65 または組織またはそれに近い温度を検出する場合があります。センサはこのような導体の一部として、または強磁性体コーティングの近くに配置された熱電対などのデバイスの一部、または組織または強磁性塗膜 65 の近くに配置された別個の先端などのハンドヘルド手術道具 50

50

とは別の可能性があります。一部のセンサは、目的の測定と相関する指標を測定することがありますが、間接的に関連している。温度は、図に見られる組織の効果と相関することができます。監視するその他の便利な条件が含まれますが、これに限定されないが、コーティングで供給される電力、色、スペクトル吸収、分光反射、温度範囲、水分含有量、組織と導体との間の近さ、組織型、熱伝達、組織状況、インピーダンス、抵抗は、電流を返し、波比(SWR)を立て、電源、リアクタンス、中心周波数、位相シフト、電圧、電流、視覚的なフィードバック(すなわちカメラ、光ファイバーなどの可視化デバイス)を反映している。

電源は、センサからのフィードバックに応答するように構成することができます。目的のアプリケーションに応じて、センサは、電源の出力を調整するか決定する上で有用な情報を提供することがあります。一実施形態では、センサは、電源に温度測定値を送信します。電源装置は、所望の温度範囲でまたはその近辺を維持するために電力供給を増減する場合があります。別の実施形態では、センサは、組織のアブレーション時の電源に読んで含水率を伝えます。水分が必要なレベルを下回った場合、組織が十分に乾燥されている場合を、電源装置は電源設定を減らすことができます。他のセンサは、このような波形、持続時間として、タイミングやパワーの設定を電源に変更するその他の設定を求めることができる有用な入力を提供することがあります。

ハンドヘルド手術用ツール50は、繰り返し滅菌または単一の患者の用途のために設定されるかもしれませんが、よりシンプルなデバイスは、単一の患者の使用のためのより便利かもしれませんが、より複雑なデバイスは、繰り返しの滅菌のための役に立つかもしれません。

#### 【0029】

組織を治療または切断するための方法の手順を含めることができます。最先端と導体を有する手術用ツールを選択するには、少なくとも一部が磁性材料で被覆され、隣接する最先端の配置された最先端と最先端組織と強磁性体材料を加熱するため、導体に振動電気エネルギーを印加し、それによってカットの組織を治療する。

#### 【0030】

組織を彫刻するために加熱された強磁性材料を使用してカットの組織内に止血を引き起こしたり、血管内皮溶接を引き起こすために加熱された強磁性材料を使用して：メソッドの省略可能な手順は、以下の工程が含まれる場合があります。

図3を参照する。調節可能な熱手術道具のシステム10の実施形態の図が示されています。強磁性塗膜電力供給は、変調された高周波の波形によって制御されます。変調波形は、電力供給が調節可能に変更する方式で制御することができます許可または望ましい電力供給に基づいて、波形の部分をブロックします。

図3の最初の波形110は、フットペダル20から変調器120、受信コマンドに渡されます。波形が含まれる可能性があります、それらの組み合わせを含めて振幅、周波数またはデュティサイクルの変調のいずれかに限定されない所望の周波数に発振器130と、変調器120により変調されたによって作成されます。得られた信号は、増幅器140によって増幅される。増幅された信号は、ケーブルがハンドヘルド手術道具50の強磁性塗膜65の位置での最大電流と最低電圧と定在波を提供するためにチューニングされていることを意味し、調整されたケーブル150を介して送信されます。また、ケーブル150はチューニングされていない可能性があります、回路は、インピーダンスの電源30への負荷として強磁性体コーティングされた導体60を一致させるためのハンドル51に配置することができます。

#### 【0031】

熱手術道具のシステム10は、電流が位置で最大となるアンプ140に対して(例えば、ケーブルの長さなど)と強磁性塗膜65の場所を指定し、そのような約共振定在波に高周波信号をチューニングして調整することができる強磁性体コーティング。

#### 【0032】

それが本明細書中で使用されるときに手術道具はこのように動的な環境で動作する可能

10

20

30

40

50

性があることを認識すべきである、約定在波は、回路が信号を最適な定在波の近くになることができるようにチューニングされる場合がありますが、それを達成できない可能性があることを意味のみ達成するかもしれない時間の少量のための波、または正常に長期間のための定在波を達成することは同様に、おおよその修飾子のない"定在波"のいずれかの使用は、熱手術道具のコンテキストで近似であることが理解されるべきである。

このような現在の最大化を達成するための一つの方法は、効果的に四分の一波長の $m$ の長さの奇数倍であると増幅器140の出力に接続されたケーブル150に強磁性体被覆導体60を接続することです。共振定在波を有する回路の設計は、強磁性体コーティングに電力供給を最適化することを目的としています。しかしながら、一実施形態では、電源30は、場所（または密接に隣接して）強磁性塗膜65、およびチューニングに配置されるすべての単一のハンドヘルド、バッテリー駆動機器内で、電気部品で実現することができます。また、インピーダンス整合のために必要な電気部品は、増幅器140の出力段に配置することができます。さらに、このようなコンデンサやインダクタなどの電気部品は、共振回路を完了するために、ケーブル150に導体配線66の接続の位置で強磁性コーティングされた導体60に $m$ 個の並列または直列に接続することができます。

#### 【0033】

動的な負荷の問題は様々な組織を持つ強磁性体被覆導体60の相互作用によって引き起こされる場合があります。これらの問題は、負荷の位置で最大化される定在電流波（または少なくとも一つの定在波または波形）で最小化されることがあります。複数の異なる周波数は、好ましくは40MHzと928MHzの間で、5MHzから24GHzまでの周波数を含め、使用することができます。

#### 【0034】

いくつかの規制の国ではそのような6.78MHzの中心周波数を持つバンド、13.56MHzの、12MHzの、40.68MHzの、433.92MHzの、915MHzの、2.45MHzの、5.80MHzの、24.125GHzの、などのISMバンドにおける望ましい選択する周波数があります61.25GHzの122.5GHzの、245GHz。一実施形態では、発振器130は、40.68MHzの、E級増幅器140のISMバンドの周波数を使用し、同軸ケーブル150の長さは、すべてが強磁性塗膜と強磁性コーティングされたタングステン導体60に電力の供給用に最適化されてもよい0.05マイクロメートルと500メートルの間、好ましくは1ミクロンと50ミクロンの間の厚さで構成される。便利な見積もりは、導体の直径の10%で強磁性塗膜厚を開始すること、そして最大5センチあります。しかし、強磁性体コーティングは、はるかに長さに沿って、または加熱が必要なことがどこのような導体の複数の領域に沿って配置されてもよい。（強磁性塗膜は、NiFe）ニッケル鉄からそのようなFeOFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、NiOFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、CuOFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、MgOFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、MnBi、Ni、MnSb、MnOFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、Y<sub>3</sub>Fe<sub>5</sub>O<sub>12</sub>、CrO<sub>2</sub>、MnAs、Gd、Dy、EuO、マグネタイト、パーマロイ（商標登録）、イットリウム鉄ガーネット、アルミニウム及び亜鉛を形成することができる。

導体の大きさ、強磁性塗膜のサイズは、関連付けられているが、厚さ、形状、主要な幾何学、組成、電源およびその他の属性は、プロシージャおよび外科医好みのタイプに基づいて選択することができる。整形外科医が筋肉で操作するためのより多くの利用可能な電力で大きな装置が必要な場合があります例えば、BRAMの外科医は、脳内で迅速なアプリケーション向けに設計された光ハンドヘルドパッケージに小さな楽器を望むかもしれません。

#### 【0035】

導体は銅、タングステン、チタン、ステンレススチール、プラチナと電気を通すことができる他の材料から形成することができる。導体のための考慮事項は含めることができますが、それが複数の材料の導体配線66を形成することが望ましいかもしれない機械的強度、熱膨張、熱伝導率、電気伝導率/比抵抗、剛性、および柔軟性に限定されない。2つの異種金属の接続は、熱電対を形成することがあります。熱電対が近くにまたは強磁性塗膜の内に置かれた場合、熱電対は、デバイスの温度フィードバックのメカニズムを提供しま

10

20

30

40

50

す。さらに、いくつかの導体は、温度を測定するために使用される温度に相関する抵抗率を有してもよい。

【0036】

電源30のチューニングでは、電圧が低いとしても、ほぼゼロに患者に放射高周波エネルギーの量を減らし、そして理想的にはゼロ、強磁性塗膜65の位置でこれが必要とする単極装置とは対照的ですが組織自体を介して電流を流すどちらも接地患者に適用されるパッド、またはバイポーラデバイス、。これらの効果の欠点は、文献で知られている。これらの実施形態の多くでは、最大熱をここに、ケーブルの長さ、周波数、キャパシタンスとインダクタンスの組み合わせがまた強磁性塗膜65に最大電力を供給する電源30のチューニングによって効率性と工具形状を調整するために使用される議論、およびそれゆえ組織へ。チューニングされたシステムは、固有の安全上の利点を提供します。導体が損傷した場合、システムは、電力供給の効率が低下した、デチューンなるだろう、と適切な安全回路によって監視される場合にもシャットダウンすることがあります。

10

【0037】

患者の組織に供給される電力の量は、組織の影響の正確な制御を提供するために、いくつかの手段によって変更される可能性があります。前述のように電源30は、電力供給用の変調器120を組み込むことができる。別の実施形態は、そのような磁石によって引き起こされるとして、それが通過する導体配線66と強磁性塗膜65の形状を変えることによって磁場の変更を使用しています。磁石の配置は、近隣の強磁性塗膜65は、同様に誘導効果を変化させるだろうし、それによって熱起電力を変える。

20

【0038】

変調のさまざまな形態が電力の供給を制御するために使用されることがあります。パルス幅変調は、強磁性体コーティングが熱積分器として機能することを原則に基づいています。振幅変調は、所望の電力が配信されるように連続的な波形を変えることによって電力供給を制御してもよい。周波数変調は、"回路をデチューン"またはフルパワーが負荷に供給されていないような伝送で発生する損失の原因となる定在波比を変更することができます。

【0039】

変調は電力供給を制御する方法として議論されている一方で、他の方法は、電力供給を制御するために使用されることがあります。一実施形態では、ツールの出力電力、およびそれに応じて温度は、導体配線66と強磁性体被覆導体60を含む、チューニングによって制御または駆動回路を離調される。

30

【0040】

熱的に調整可能なツールに電力を提供するプロセスは、振動、電気信号は、負荷時の最大電流と最低電圧と約定在波、から成る負荷を持つように構成された導体で構成される手術道具を選択する工程を含むことができる強磁性導体に被覆された材料、荷重に振動する電気信号を提供する、とはもはや負荷に送信される電気信号を引き起こす。

【0041】

プロセスでは、必要に応じての工程を含むことができる5メガヘルツおよび2.4ギガヘルツの周波数の間に振動する電気信号を提供する、または6.78 MHzの中心周波数は、13.56 MHzの、27.12 MHzの40.68 MHzの群から選択される振動、電気信号を提供し、433.92 MHzの、915 MHzの、2.45 GHzの、5.80 GHz帯域、24.125 GHzの、61.25 GHzの、122.5 GHzの、2.45 GHz。

40

組織を切開の方法は、以下の工程が含まれる場合があります。組織と接触強磁性塗膜を設けること、その部分上に配置された強磁性塗膜を有する導体を選択し、磁性塗膜を加熱し、組織を切断するように導体に振動する電気信号を提供する。

【0042】

方法は、必要に応じて振動する電気信号の電力の出力を選択する工程を含んでもよい。電源の出力は、強磁性体コーティングまたは温度範囲は、カット、止血、血管内皮溶接、

50

組織の蒸発、組織のアブレーションと組織の炭化の対応する組織の効果のために選択される所望の組織効果の温度範囲に対応することができる。

接触する強磁性塗膜を配置、組織を切開するための代替方法は、電力の供給用に構成されたコンセントにプラグを配置、プラグに関連付けられているその一部が、上に配置された強磁性塗膜を有する導体を選択する工程を含むことができる組織、および強磁性塗膜を加熱し、組織の方法をプラグインを介して導体に振動する電気信号を提供するには、オプションのステップを含めることができます。使用後はプラグを取り外し、導体と磁性塗膜の特性を伝達する。プラグ内のコンピュータチップへのアクセス、またはルックアップテーブル内の特性に対応する抵抗値を通信する。手術を行うための方法は、以下の工程を含めることができます。磁性塗膜と導体で構成される負荷を選択する電源から電気エネルギーを振動を通して導体に電力を供給し、発電機のインピーダンスに負荷のインピーダンスをマッチング。

このメソッドはオプションのステップを含めることができます。負荷に合わせて電源の出力インピーダンスを変え、振動、電気エネルギーの周波数を変えること、調整電源の振動を電気エネルギーに定在波を達成するために、現在の最大化導体で定在波を達成するためのコンポーネントを選択する。導体または導体で定在波を達成するために導体に電源を接続するケーブルの長さを選択する。

組織を治療するための方法は、以下の工程を含めることができます：その部分上に配置された強磁性塗膜を有する導体を選択し、組織と接触する強磁性塗膜を配置、強磁性塗膜を加熱するように導体に振動する電気信号を提供し、組織を扱う供給される電力を変更するユーザコントロールを調整する。

強磁性塗膜のヒステリシスを引き起こすことにより強磁性塗膜を加熱するため、導体に振動する電気信号を提供；導体、その上に配置された強磁性塗膜を有する導体の一部を選択および適用切断方法は、以下の工程が含まれる場合がありますそれによって物質をカットするカットする物質に加熱されたコーティング。

図4Aを参照する。電線導体の第一および第二の端を反対に接続するコネクタを備えたサーマル手術道具のシステム10は、図2に示すように導体を示されています。4Aは、このような熱絶縁を提供する圧着コネクタなどの熱予防端末280によって形成されることがあります。または複数の放熱板282、及び無線通信装置286は含まれている場合もあります。ワイヤの導体220は端末280および/または導体の第一および第二の端を反対でヒートシンクによってハンドヘルド手術道具50に接続されることがあります。導体の強磁性コーティングの部分は、ハンドルを超えて延長することができる間、導体の部分は、端末にハンドルに延長することができる。端末280はハンドヘルド手術道具50に導体からの熱伝達を減少させるような貧しい人々の熱伝導率を持つことができます。対照的に、ヒートシンク282は、端末280からの残留熱を引いてもよいし、空気を含む他の媒体、中に熱を放散。コネクタとの接続は、圧着に加えて、ワイヤボンディング、スポットと他の溶接によって達成することができる。

#### 【0043】

ハンドヘルド手術道具50の他の加熱された部分もハンドヘルド手術道具50のオペレータに、望ましくない火傷をする恐れがありますので、熱拡散を防止することが望ましいかもしれない。一実施形態では、端末280は、電流を行うが、強磁性体被覆導体を超えて熱伝導を防止または軽減するために使用されています。

熱手術道具もワイヤレスで通信することができます。一実施形態では、電力レベルを監視し、調整するためのユーザインターフェイスは、リモート、ワイヤレスで結合素子284内に収容されることがあります。ワイヤレスで結合デバイスは、ワイヤレスハンドヘルド手術道具50、制御システム(そのようなフットペダル20など)を含む熱手術道具のシステム10内に含まれるモジュール286および/または電源サブシステム30と通信することができる。別々のデバイスの制御インターフェイスとディスプレイを収容することによって、ハンドヘルド手術道具50部分のコストが低下する可能性があります。同様に、外部デバイスは、より多くの処理能力、ストレージ、および、その結果として、よりよい制

10

20

30

40

50

御およびデータ解析アルゴリズムを備えることができる。

図 4 B を参照する。熱手術道具のシステムインピーダンス整合ネットワークが表示されているとのインピーダンスマッチングネットワークは、負荷の入力インピーダンスに信号源の出力インピーダンスを一致させることがこのインピーダンス整合がパワーを最大化する。

一実施形態では、負荷からの反射を最小限に抑えることに役立つことができるバラン 2 8 1 は、アンプのケーブルの端子 2 8 3 (同軸ケーブルの接続として、ここに示されている) への強磁性体被覆導体端子 2 8 7 のインピーダンスを整合させる可能性があるため、インピーダンスマッチングネットワークは、これは電力の伝達に役立つことがバラン 2 8 1 可能性があります。このような構成では、いくつかのバランは、ヒートシンクとして機能し、端子 2 8 7 のワイヤ導体 2 2 0 によって転送された強磁性塗膜 6 5 で熱エネルギーからの熱拡散を防止するため、熱絶縁を提供することができる可能性があります。適切なマッチング回路もさらに熱をヒートシンクまたは基板の組成に応じて、離れてシステムの残りの部分から熱を隔離するセラミック基板上に配置されることがあります。

それは、これらの要素は図で説明されていることを認識すべきである。図 4、4 B は、ここに示された実施形態のいずれかと組み合わせて使用することができます。

図 5 A を参照する。強磁性体被覆導体の長手方向の断面が示されています。交流電流 6 7 は導体 6 6 を介して渡されるように、磁界 6 8 時間変動は、導体 6 6 の周囲に誘導される。磁界 6 8 時間変動は熱として磁場を時間変化する誘導抵抗を放散するために強磁性塗膜 6 5 を引き起こし、磁性塗膜 6 5 によって抵抗される。強磁性塗膜 6 5 は、そのキュリー点に到達する必要があります、磁性塗膜 6 5 の磁気抵抗特性は、磁場 6 8 時間変動するため、実質的に減少抵抗で、その結果、実質的に減少となる。強磁性塗膜ほとんど質量があるので、磁場はすぐに熱に強磁性塗膜 6 5 を引き起こします。同様に、強磁性塗膜 6 5 は導体 6 6 に比べて大量に小さいため、熱はすぐに周囲に磁性塗料 6 5 からだけでなく、クーラーや大きな導体 6 6 にホット強磁性塗膜 6 5 からそこからの熱伝達のために電力が消費されます。

環境は、これは、数字は断面固体円形を示す一方、導体断面積は、様々なジオメトリを持っている可能性があることを理解すべきである。例えば、導体は、熱質量を減少させるような中空のチューブがあります。中実又は中空かどうか、指揮者はまたそれが、楕円形、三角形、正方形または長方形の断面を持っているような形状にすることができる。

図 5 A から明らかである。強磁性体コーティングは、最初のセクション(または近位部分)と導体の 2 つ目のセクション(または遠位部)の間であってもよい。これは、小さな領域全体ではなく、導体にアクティブな加熱を制限することの利点を提供することがあります。また、電源装置は、電力を供給する回路内で強磁性塗膜を含む第 1 及び第 2 のセクションに接続する場合があります。

手術道具を使つての方法は、以下の工程が含まれる場合があります。導体を選択し、指揮者によって強磁性塗膜をめっきする。

メソッドの省略可能な手順が含まれる場合があります。その目的の手順にしたがって部分上に配置された強磁性塗膜を有する導体のサイズを選択するステップと、所望の手順にしたがって、その部分上に配置された強磁性塗膜を有する導体の熱質量を選択する、ループ、ソリッドループ、正方形、尖った、フックと角度のグループから導体を選択し、摂氏 3 7 - 6 0 0 度にコーティングを加熱するために振動する電気信号を構成する 4 0 の間にコーティングを加熱するために振動する電気信号を構成すると 5 0 0 度摂氏、コーティングは血管内皮溶接を引き起こすことが摂氏約 5 8 - 6 2 度の間に加熱する原因と、コーティングは、組織の止血を促進するために摂氏約 7 0 - 8 0 度の間に加熱する原因と、コーティングは約間に加熱させる組織は、痛烈なとシーリング促進するために摂氏 8 0 - 2 0 0 度、コーティングは、組織の切開を作成するには摂氏約 2 0 0 - 4 0 0 度の間に加熱させる、またはコーティングは、約 4 0 0 - 5 0 0 度の間に加熱させるには、組織のアブレーションと気化の原因に切り換えます治療は、組織を切開、止血を引き起こし、組織を切除、または血管内皮溶接含まれる場合があります。

10

20

30

40

50

図 5 B を参照する。電氣的等価表現。強磁性体被覆導体は強磁性体コーティングは動的抵抗 7 4 とトランス 7 2 として表されて示されています。強磁性体被覆導体のインダクタンスは、導体を流れる電流に基づいて異なります。低動作周波数で、コーティングのインダクタンスは小さな影響を与えることになる。高い動作周波数では、コーティングのインダクタンスは大きな影響を持つことになります。さらに、異なる強磁性コーティングされた導体の先端部の構成は、異なるインピーダンス特性を持つことになります。したがって、異なるインピーダンスを持つ負荷をアンプの出力を一致させる手段を提供する必要があります。

様々な手段は、所望のインピーダンスマッチングを実現するために利用可能です。連続的に調整可能なマッチングネットワークは、このように負荷への電力転送のためにそれが最適に保つために求めて、負荷の変化に応じてマッチングインピーダンスを変更することがありますが、発電機は常にネットワークを介して負荷に最適なパワー伝達を持っていることがありますが、これは、キャパシタンス、インダクタンスまたはを調整含めることができますネットワークの周波数。

#### 【 0 0 4 4 】

楽器の有利な設計は、所望の治療の加熱範囲を達成するために必要なアンプから最小限の電力レベルを採用することです。このような戻り電流、定在波比 (SWR) または反射電力などの信号特性、の連続的なモニタリングは、一時的な加熱と冷却特性を維持し、1 秒以下で所望の温度を達成するために、両方の実用的な電氣的なメソッドになります。

#### 【 0 0 4 5 】

一実施形態では、SWR が監視されます。監視と SWR を最適化するために再調整することにより、電力の伝達は、様々な強磁性体被覆導体のヒントを最適化することができます。

#### 【 0 0 4 6 】

代わりに、負荷特性を測定、負荷が事前に特徴付けることができる。このように、アンプの出力インピーダンスは、測定前に見られる負荷の予測特性に基づいて変更することが原因である可能性があります。一実施形態では、ハンドルまたはハンドピースケーブルコネクタは、強磁性体コーティングされた導体とプラグと照らし合わせることができる容器を持つことができます。プラグは、データモジュールにプラグに接続されている強磁性体被覆導体の予測負荷の特性を識別する情報が含まれる場合があります。データモジュールは、発電機や発電機の制御に特性を伝えることができる。したがって、システムはプラグイン内に含まれる情報によって負荷特性を予測し、一致する可能性があります。この情報は、さらに同様のマッチングが相関と強磁性体被覆導体の構成を識別するために使用される抵抗などの電気コンポーネントを、含まれているプラグインで実現できる温度の相関関係に出力電力を予測するシステムを助けることができる。この場合、発電機の回路は、強磁性体コーティングされた導体を識別し、自動的にドライブの設定を調整する抵抗の値を読んでいました。

代わりに変数のチューニングを持つジェネレータから、固定出力インピーダンスを持つドライバが適切に最適なパワー伝送のために照合される入力インピーダンスを有する強磁性コーティングされた導体の先端を駆動するために用いることができる。このマッチングネットワークは静的なので、それは、さまざまな方法で構築することができます。一つの特に簡単な方法は、最大電力が、このアプローチは、手術道具のためのより多くの設計努力が必要だが、最終的に物理的にシンプルに作成し、転送することができる最適なポイントで負荷をかける、発電機と負荷間のケーブルの指定された、固定長を使用することです。発電機 - 部品点数の削減および構築するために安価なシステムです。さらに、 balan は、上述したようにインピーダンスマッチングのために使用することができます。これらのアプローチは効果的に強磁性体コーティングされた導体を介して定電流を維持することができます。

外科的環境の変化熱伝導による熱負荷がダイナミックであるアプリケーションでは、さまざまな手段は、所望の組織の効果を達成し、維持するために利用可能です。連続的に調整

10

20

30

40

50

可能なアンブは、所望の組織の効果を達成し、維持するために十分な負荷への電力伝達を維持しようとする、熱負荷の変化に応じて電力レベルを変更することができます。前述のインピーダンス整合ネットワークを介して、発電機は常にネットワークを介して負荷に最適なパワー伝達を可能性があります。変化する熱負荷が強磁性体被覆導体のインピーダンスを変更した場合、強磁性体コーティングのパワー出力は最適化された加熱モードで材料を保持するために、継続的に負荷として、強磁性体を駆動するネットワークを調整することによって維持することができます。これは、ネットワークの容量、インダクタンスまたは周波数を調整するものがあります。

#### 【0047】

インピーダンスを変化させるの負荷を表す強磁性被覆導体を駆動するために、上記と同様の方法は様々な組織や液体との相互作用を含めて外科的環境の変化で、そのインピーダンスを変更する個々の強磁性体被覆導体、に適應するために使用することができます。このような戻り電流、定在波比 (SWR) または反射電力などの信号特性、の連続的なモニタリングは、一時的な加熱と冷却特性を維持し、1秒以下で所望の温度を達成するために、両方の実用的な電氣的なメソッドになります。

一実施形態では、SWRが監視されます。監視とSWRを最適化するために再調整することにより、電力の伝達は、外科手術装置として温度の動的応答性を可能にする、外科的環境と離れて磁性塗膜の変化から熱伝達少なくとも10Hzで実質的に得られる場合があります迅速な再チューニング、とされる最適化することができます。ウェット外科環境のmと外を移動し、空気中に。

それは、数字は断面固体円形を示す一方、導体の断面積は、様々なジオメトリを持っている可能性があることを理解すべきである。例えば、導体は、熱質量を減少させるような中空のチューブがあります。中実又は中空かどうか、指揮者はまたそれが、楕円形、三角形、正方形または長方形の断面を持っているような形状にすることができる。

図6を参照する。断熱材310と先端部を切断する単層のクローズアップ、縦断面図が示されている。断熱材310の層が強磁性塗膜65と導体66との間に配置することができる。断熱材310の層を置くことは導体66に熱伝達を制限することによって、熱質量を減らすことによって、ツールの加熱を迅速かつ(また熱応答時間とも呼ばれる)のクールダウンに助けることができる。

断熱材の厚さと組成は、所望のアプリケーションへの電力供給と熱応答の時間特性を変更するように調整することができる。熱絶縁体310の厚いコーティングは、優れた強磁性塗膜65から導体66を絶縁することができますが、熱に強磁性体コーティングを引き起こすのに十分な磁界を誘導するために、断熱材310の薄いコーティングと比較して電力の増大が必要になる場合があります。の実施形態では図に示す。実施形態の7A-7G複数の外科先端210は、図に示すように強磁性塗膜65の比較的薄い層でコーティングされた、その長さの部分を持っているワイヤの導体220を含むツールであるに示されています。7A-7G、磁性塗膜65は、ワイヤの導体220円周コーティング可能性があります。ワイヤ導体220は、高周波発振器によって励起されると、強磁性体コーティング65は、そのキュリー温度で提供される絶対的な制限で、供給される電力に応じて誘導によって加熱する。ために時現在の強磁性塗膜65と強磁性塗膜65の位置でワイヤの高周波電気伝導の調整された効率性、磁性塗膜65の小さな厚さが(第二のごく一部をすなわち)非常に迅速に加熱するのワイヤの導体220を介して指示され、電流が停止しているときに(ほんの一瞬すなわち)すぐにクールダウン。

図7A、7B、7C、7D、7E、7F、7Gを参照する。強磁性体被覆導体外科のヒント210aは、210b、210c、210d、210e、210f、210gはこれらの実施形態の各々に示されている、電線導体220の部分は、曲げとコーティングです。必要な加熱が発生する場所を強磁性塗膜65が唯一の組織に露出するように強磁性体コーティング65。図7および図7Bは、組織へのツールの向きに応じて、組織の切断や切除に使用できるループ形状です。図しながら図7Aは、丸みを帯びた形状を示しています。図7Bは、乗ジオメトリの図を示しています。7Cは、組織の切開、切除、および止血

10

20

30

40

50

の処理はわずかな接点を必要とするため、非常に小さくすることができる加熱先端アプリケーション用の尖った形状を示しています。図7Dは、強磁性塗膜65は唯一のツールの図の片側に配置されたループの形状、非対称ツールを示しています。7Eは、強磁性塗膜65はフックの図の凹部に配置されているフックの形状を示しています。7Fには、強磁性塗膜65がフックの凸部上に配置されたフックの形状を示しています。図7Gは、220はアクティブ時に手術の先端が非常に正確に動作させることとするとときに非アクティブ非外傷性に線導体時に強磁性塗膜65のこれらの様々な形状のメスを使用すると同様の状況で使用される角度の形状を示しています。

代表的な実施形態では、導電体は導電体は、タングステン、銅、他の金属や非金属導電性、またはそのような結合された2つの異種金属のような組み合わせであってもよい1 - 0 . 01ミリメートルミリメートル、好ましくは0 . 125 - 0 . 5ミリメートルの直径を有することができるまた、温度測定用熱電対を形成する。導電体にも銅などの導体のTHMコーティングかもしれませんが、ターンでは、コーティングされることがあります、例えば、ガラスや高温プラスチック、および導電性材料として、非金属製の棒、繊維または管の周囲に分散強磁性材料の薄い層。磁性膜は、導電性ワイヤの周り閉磁路を形成している。磁性薄膜は、厚さ0 . 01 - 50%程度、好ましくは約0 . 1%線にコーティングの近接のためにワイヤの断面直径の20%を持っていることが、小さな電流が高い磁場を生成することができますメートルかなりの温度でコーティングし、その結果。このフィルムの透磁率が高く、それがしっかりと導電体に結合されているので、現在の低レベルは、かなりのヒステリシス損失につながることを示しています。

それは、キュリー点への迅速な誘導加熱を実現するために、低交流電流のレベルで、高周波数で動作させることが可能である。同じ最小限の熱質量は、現在の停止と組織および/または導電体に熱を急速に減衰することができます。このツールは、低熱質量を有する、摂氏約37度と摂氏600度の間に治療範囲にわたって温度調節のための迅速な手段を提供し、好ましくは40 - 500度摂氏。

#### 【0048】

キュリー点は、以前に予想される治療の必要性を超えてキュリー点を持つ材料を選択することができる、温度がキュリー点以下に調節することができるここで、代わりに、温度の上限として説明してきた。

#### 【0049】

いくつかの先端の形状は示されているが、7Gを通じて7Aは強磁性体コーティングされた導体60の複数の異なるジオメトリを使用することができることが予想される。図8を参照する。後退位置にスネア350の切り欠きのビューが表示されます。強磁性体コーティングは、スネアループ355を形成する導体上に配置し、シース360内に配置されます。後退しながら、スネアループ355は、 Wisconsin州THMシース360 (またはチューブ、リングまたは収納するとスネアの幅を減らすために設計された、他のジオメトリを含むいくつかの他のアプリケーション、) 休息することがあります。シース360は、その中空本体内でスネアループ355を圧縮します。シース360は、ターゲット組織が存在する可能性のあるキャビティ内に挿入されることがあります。シース360は、目的の場所に達すると、スネアループ355は、シース360の外側に延長することができる、とまで図と同様の展開終了。図9Aの一実施形態では、365導体は、スネアループ355の拡張と収縮を引き起こすことにプッシュまたはプルすることがあります。図9Aを参照する。拡張された位置にスネア350のビューが表示されます。一度延長、スネア355ループはいくつかの異なる方法で使用することができます。一実施形態では、スネアループ355は、標的組織の周囲に、実質的に配置することが、組織は、スネアループ355内にあることなど。強磁性塗膜は、上述したように誘導加熱されるために引き起こされることがあります。スネアループ355は、その後、標的組織を分離し、組織に隣接する標的組織から削除されるようにシース360に戻って、収納されています。適切な温度範囲や電源レベルが止血、増加組織の分離の有効性または他の任意の設定に選択することができます。例えば、一実施形態では、スネア350は鼻腔のポリープ除去のた

めに設定されています。

【 0 0 5 0 】

別の用途では、スネア 3 5 0 は、組織破壊のために設定されるかもしれませんが。一度希望の空洞内に、スネアはスネアループ 3 5 5 の部分は、標的組織に接触するように延長することができる。スネアループ 3 5 5 は、その後、誘導望ましい組織効果が発生するように加熱してもよい。例えば、一実施形態では、シースは、例えば m 心房アブレーションとして、心臓と誘導心臓の伝導の異常な領域の中断を発生させる加熱スネアループ 3 5 5 の近くで配置することができます。

【 0 0 5 1 】

図 9 B を参照する。スネア 3 5 1 の代替実施形態が示されている。アプリケーションは、図のように鞘の代わりにリング 3 6 1 があります。シースと同様に、リング 3 6 1 は細長い位置にループを強制的に使用することができます。様々な機器が使用中に所定の位置にリングを保持するために使用することができます。

組織を分離する方法は、以下の工程が含まれる場合があります。その部分上に配置された強磁性塗膜を有する導体を選択し、チューブ内に強磁性塗膜を有する導体の一部を置くこと；腔にチューブを挿入する部分を展開導体は、キャビティ内に強磁性体コーティングを有すると温水強磁性体コーティングが標的組織と接触している間に強磁性塗膜を加熱するように導体に振動する電気信号を提供します。

【 0 0 5 2 】

オプションの手順は、含めることができます。ステップをデプロイすると、さらに標的組織の周囲に大幅に強磁性塗膜を置くこと含む；後退チューブに導体の磁性塗膜部と、標的組織での止血を引き起こして、曲がった形状に導体を形成するようにの部分導体は、チューブ内に残って、そして標的組織に曲がった形状の強磁性被覆部分に触れる。

組織を除去する方法は、以下の工程を含めることができます。その上に配置された強磁性導体を有する少なくとも一つの部分を有する導体を選択し、そして組織の少なくとも一部の周りに強磁性導体を配置し、その組織と接触する強磁性導体を引っ張る強磁性導体には、組織を切ること。

【 0 0 5 3 】

オプションの手順は、アレイ内の強磁性導体の複数の導体を使用し、強磁性材料が組織と接触している間に導体を介して揺動電気信号を含まれる場合があります。図 1 0 A を参照する。ループ形状とコーティングの線形配列を持つ刃先の拡大図が表示されます。上記実施形態では、導体上に連続的な強磁性体コーティングを開示している別の実施形態では、この強磁性素子の線形アレイ（強磁性体の要素の並列配列の例と呼ばれる単一の導体上でのギャップで区切られた複数のコーティングがある一方で図で見ることができます。1 8 A - 1 8 C ）。

一実施形態では、ループ形状の 2 7 0 A は、複数の強磁性塗料 6 5 , 6 5 '、6 5 " ワイヤの導体 2 2 0 上のギャップによって分離されている可能性があります。図 1 0 B に示す別の実施形態では、刃先のビューを間近に強磁性塗料 6 5 , 6 5 ' の代替フックの形状 2 7 0 B とリニアアレイは、ワイヤの導体 2 2 0 に示されています。リニアアレイは所望の熱ジオメトリを構築する上で柔軟にできるという利点が含まれる場合があります。

ニチノールのような形状記憶、（ニッケルチタン合金）を有する合金で形成されることがあります導体 2 2 0。Nitinol または他の形状記憶合金の導体は、温度に一つの形に曲げ、および上記加熱すると、その元の形に戻すことができる変態です。したがって、医師はより低い温度で特定の用途のためにそれを変形可能性があり、その後、元の設定に戻すために、導体を加熱するために強磁性体コーティングを使用してください。例えば、形状記憶合金の導体を加熱すると形状が変化するスネアを形成するために使用することができます。同様に、蛇行形状の導体が所定の温度と高い温度で番目の図形で使用中に一形状を有するようにニチノールまたは他の形状記憶合金で作ることができる。別の例では、カテーテルまたは内視鏡から自分自身を追放するために加熱すると形状を変更し、冷却すると収縮を可能にする導電体のためになる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 4 】

別の実施形態では、強磁性体コーティングは、リニアアレイの間で個々のコーティングは振動電気エネルギーをチューニングしてより多くの電力を受け取ることができるような方法で形成することができる。チューニングは、特定の強磁性体コーティングする電源によって実行されるマッチング周波数及び/または負荷を調整することによって達成することができる。

個々のコーティングの周波数応答は、個々のコーティングの物理的特性を変化させることによって影響を受ける可能性があります。これらの物理的特性は、組成、厚さ、長さや他のコーティングへの近さが含まれる場合があります。各コーティングの物理的特性を変えることによって、個々のコーティングは、そのコーティングのための最適な周波数でより多くの電力を消費することがあります。他のコーティングは、同じ周波数で少ないまたは全く電力を消費することがあります。したがって、発電機による周波数の出力に応じて個々の要素に対処することも可能です。

図 1 1 を参照する。後退位置に塗料の線形配列とスネアのツール 3 7 0 の切り欠きのビューが表示されます。いくつかの実施形態では、いくつかの強磁性体のコーティングは、効果的に後退位置に曲げることが弾力性に欠けるかもしれない。したがって、個々のコーティングセグメント 3 7 5 がコーティングセグメント 3 7 5 リジッド残るかもしれないが 3 6 5 導体を屈曲されるようなギャップ 3 8 0 によって分離することができる。

## 【 0 0 5 5 】

図 1 2 に見られるように同様に、スネアのツール 3 7 0 は、延長することができる。ギャップコーティングセグメント 3 7 5 との間の 3 8 0 は、加熱の効果は、コーティングのセグメントのようなギャップ 3 8 0 に類似したものになるように調整されることがあります。このように、リニアアレイとスネアのツール 3 7 0 は、図の柔軟性のあるコーティングとスネアに似て行動することができる。

図 1 3 を参照する。強磁性体でコーティングされた領域で先端をカットする単層の断面図が示されている。強磁性塗膜 6 5 は、ワイヤの導体 2 2 0 上に配置される。強磁性塗膜 6 5 は、いくつかの利点を提供します。加熱して液体に浸漬したときクラックする傾向があるフェライトビーズ、より熱的ストレスを受ける最初の、強磁性塗膜 6 5 は少なく壊れやすいです。強磁性体コーティングされた導体 6 0 が損傷することなく繰り返される液浸を生き残るために観察されている。さらに、強磁性塗膜 6 5 は、急速加熱と急速冷却の質を持っています。これが原因で磁場によって操作されます磁性塗膜 6 5 の少量の可能性がある、電源が小さな面積に集中していることなど。迅速な冷却が原因加熱中にアクティブである熱質量の少量の可能性があります。また、強磁性塗料 6 5 の組成は、デバイスに最大限の自己熱制限天井の属性を提供する別のキュリー温度を、達成するために変更される可能性があります。

図 1 4 A、1 4 B、1 5 を参照する。多層外科ツールチップが表示されます。2 2 1 線に沿って 1 4 A の断面は、図になることがあります。ワイヤの導体 2 2 0 および 2 2 0 ' と磁性塗膜 6 5 , 6 5 ' の交互層を示しています。それでも迅速な加熱と冷却の利点を維持しながら、暖房能力は、導体 2 2 0 と 2 2 0 " 材料と磁性塗膜 6 5 , 6 5 ' が交互に積層薄層で増加させることができる。図 1 5 は、図から軸方向断面図を示しています。導体 2 2 0 と 2 2 0 " および強磁性塗膜 6 5 , 6 5 ' の 3 9 0 行の交互の層に沿って 1 4 A がまた見られるかもしれない。

図 1 6 を参照する。平坦化された側円筒状の形状が示されています。平らな表面 1 8 0 は、導体 6 6 の残り約厚いメッキの導体 6 6 の相対的な上に強磁性塗膜の薄いメッキ 1 8 2 を引き起こすことが製造することができます。この薄いメッキでは、この平坦面 1 8 0 に選択的な第一発症の加熱が発生する可能性があります。誘導加熱は、透磁性塗膜内の磁束密度に比例する場合があります。一実施形態では、非対称的に薄くコーティングは、小さな断面の厚さを有しており、熱の形でより高いヒステリシスを生成することがあります。従って、治療温度は減少磁束密度 1 9 0 でクーラーの反対側に比べてより高い磁束密度 1 9 2 で平坦な表面 1 8 0 でまだ低消費電力で達成することができる。利点は、その組

10

20

30

40

50

織の界面での高速時間応答と分散最適な加熱が強化される可能性があるからです。

図 17 を参照する。強磁性塗膜 65 は、さらに比較的高い電力のアプリケーションに強磁性塗膜 65 を冷却するために必要な時間を削減、磁性塗膜 65 の外側の温度上昇を集中するように構成することができる。このような構成の例は、現在の流れ 230 及び 230' (矢印) によって生成されるフィールドは、強磁性を保つ、お互い両方の導体を囲む強磁性塗膜 65 を基準にしてキャンセルする効果を持つことが特徴と、図 17 に示されている境界での強磁性材料に比べループ導体 441 クーラーとの間の材料。

図 18 A - 18 D を参照する。いくつかの手術の先端 194 のジオメトリが実証されています。図 18 単一の小さな直径を持つ外科先端 194 a は薄膜磁性材料 196 でメッキされた導電性ワイヤが表示されます。図 18 B 薄膜磁性材料 196' でメッキされた二つの小さな直径の導電性のワイヤと外科先端の 194 b が示されています。図 18 C 薄膜磁性材料 196" でメッキされた三つの小さな直径の導電性のワイヤと外科チップ 194 c に表示されている。それは、このように先端の形状が薄いメッキされた小径の導電性ワイヤの複数から成ることも考えられる薄膜磁気材料は、このような設計は、強磁性体被覆導体の最小の質量に起因する動的な手術環境に不可欠な一時的な熱応答性(急激な発症、急速なオフセット)を保持します。これは 2 つまたはそれ以上の間隔のワイヤでフラットラインを設定することが可能です。実用ツールとして、さらに、先端はまた、図でのヒント 1 用レセプタクルを持っている図 18 d に交換見られるかもしれない。これは、ジェネレータことが理解されようシステムは共同で、導体の二つ以上に配信し、ユーザコントロールが(のような他の図に示すように)その目的のために提供することができる電力を調整するように構成することができます。

強磁性塗膜 65 は、直接組織に連絡するために使用することができる、または、そのようなテフロン(PTFE)(登録商標)、または類似の材料、などの非粘着性コーティングは、また組織への付着を防止する強磁性塗膜と導体に塗布することができます強磁性体コーティングは、組織を描画するときに抗力を減らすために、生体適合性、および/または研磨を向上させるために、金など、別の材料で被覆することができます。強磁性体コーティングは、熱伝達を向上させるために熱伝導性材料でコーティングすることができます。実際には、単一のコーティングは、複数の望ましい特性を有するように選択することができます。

#### 【0056】

図 19 - 22 を参照する。強磁性体コーティングされた導体は、主ジオメトリにアタッチすることができます。主な形状は、強磁性体コーティングと導体用アタッチメントの表面または内部サイトを提供することができます。したがって、導体上に強磁性体コーティングの利点は、一次形状のメリットとそれに対応する材料と組み合わせることができる。主な形状は、など、さまざまな理由に選択されるが、材料強度、剛性、熱伝導、熱伝熱への耐性、表面積、または追加機能に限定されないことがあります。

#### 【0057】

本明細書中で使用される、主要な幾何学は、強磁性体被覆導体が接続され、ツールの形状を定義する構造を意味する。例えば、一次形状はメス、鉗子の歯、ヘラの顔、またはプローブの端にボールの形である可能性があります。導体形状は、それゆえ、主ジオメトリ上に配置されることがあります、一次形状の穴を貫通、および/または m プライマリジオメトリを埋め込むことができます。導体形状が一次形状によって強磁性被覆線の蛇行形状かもしれないが例えば、主要な幾何学は、メスかもしません。

図 19 A、19 B を参照する。代替誘導強磁性熱機能付きコールドカットメス 223 が示されています。コールドカットメス 223 は刃先を有するブレードのアプリケーションを介して切断し、そのような凝固用として、必要なときにアクティブに二次熱機能を持つために使用することができます。の実施形態では図 19 A、19 B に示す。これはメス 223 は切開をするために古典的に使用される導体や磁性塗膜 65 コールドカットの活性化なしに組織を切ることができるメス型の一次形状の側面によって強磁性被覆電線の導体 220 を配置することによって達成される組織インチしかし、患者が出血し始めた場合、コー

ルドカットメス 2 2 3 演算子は、強磁性体コーティングされた導体を有効にして、出血の組織に応じてコールドカットメス 2 2 3（とそれに依りて、強磁性コーティングされた導体）の側に置くことができます。熱効果は、組織が出血を密封し、停止する場合があります。強磁性体被覆導体の停止後、メス演算子は、その後、メスコールドカットの利点と切開を作るために返すことがあります。

そのような冷たい切削メス 2 2 3 の使用するいくつかの利点があります。デュアルユースのツールは、それ以上の損傷や遅延のリスクを引き起こし、単一のツールを削除して別の交換するコールドカットメス 2 2 3 演算子を必要としません。強磁性塗膜のため、コールドカットメス 2 2 3 はまた、コールドカットメスは上で使用され得るように強磁性塗膜の地域で迅速な熱応答の時間を（ヒートアップとクールダウンタイム）がありますエリアを対象と待機時間を減らす。それは全体のコールドカットがメス加熱することが望ましいかもしれないケースでは、熱応答時間は、さらにブレードの非連続部分で、その結果、ブレードの中央部 2 2 2（図 1 9 B に見られる）を除去することにより減少させることができるそれは、導体のパスに間、または隣接して発生する可能性があります。ブレードの中央部 2 2 2 を削除すると、さらに熱質量とそれに依りて熱応答時間を短縮できる場合があります。

一実施形態では、図 1 9 B に関連する。強磁性体コーティングはこのようなコールドカットメス 2 2 3 のヒントとして、メスの一部に限定されることがあります。一次形状の残りの部分は低い温度で残ることながら、この制限は、熱にのみ先端の原因となります。これは、磁性塗膜に近接した一次形状の部分に加熱を制限することは同様に精度と有用性が m より小さいスペースのより高い程度を提供することが、強磁性被覆電線の導体 2 2 0 は、そのようなジグザグまたは蛇行パターンとして、パターンを形成することがあります、表面の加熱のカバレッジを向上させるコールドカットメス 2 2 3 の表面を横切る。

#### 【 0 0 5 8 】

スカルペルの効果も一実施形態では強磁性被覆電線の導体 2 2 0 の熱効果によって増強される、メスはそれぞれの部分にアドレス可能なさまざまな温度範囲で、複数の部品を持つことができます。ブレードの両側にエネルギーが組織の壁を凝固するために使用されるかもしれないが、例えば、外科用メスの刃へのエネルギーは、切断に使用することができます。別の実施形態では、強磁性被覆電線の導体 2 2 0 は、より困難な組織を移動する際に追加の切削能力を提供するために活性化してもよい。別の実施形態では、強磁性体コーティングされた導体は、手術用メスの刃を持つ、より滑らかな切削プロセスの m 個の組み合わせを提供するために活性化してもよい。ユーザコントロールは、所望の温度または組織の効果と相関することができる電源によって配信される電力設定を選択するために使用されることがあります。

#### 【 0 0 5 9 】

電源はさまざまな方法で個々の塗料とその関連の導体をアドレス指定することもできます。一実施形態では、導体は、個々の電力線を持っていますが、共通のグラウンドを共有します。別の実施形態において、導体は、個々の電源とアース線を持っている。別の実施形態は、個々のコーティングに対処するために周波数変調を使用しています。一デジタル実施形態では、3本の導線を使用しています。他の二つは、電源とグラウンドのシグナルいる間つの導体は、コーティングが電力を受信するかについての通信に使用されます。代替となるデジタル回路は通信回路を削除し、代わりに回路を識別し、実際に正しい回路に電力を向けることができるように電源ラインには前駆体の識別信号を送信し、これらの技術は相互に排他的ではありませんが、組み合わせると一緒に使用することができます。例えば、回路の組み合わせは、いくつかの回路が他の回路よりも少ない電力を必要とする場所が有利であり得る。

#### 【 0 0 6 0 】

図 2 0 A を参照する。ヘラ状の形状と熱外科ツールが表示されます。ヘラ 2 2 4 は代替的な実施形態で示すようにヘラ形状の境界を次のようなワイヤの導体に強磁性塗膜を持っていることが、ワイヤ導体の強磁性塗工部は、そのような形状の表面全体にパターンを形成

することがあります表面がより均一に線導体の強磁性塗工部で覆われている。

【0061】

ヘラの形状は一実施形態では、さまざまな組織への影響やプロシージャで使用すると便利かもしれないが、ヘラは、手術中の止血や組織の溶接に使用されます。切開が行われた後、必要に応じて、ヘラは止血したり、組織の溶接を実現するために線刻された組織に適用することができる。別の実施形態では、組織と熱エネルギーに押さへは、組織のアブレーションに使用されます。

【0062】

図20Bを参照する。ヘラ状の形状と熱手術道具鉗子に示されているヘラの鉗子を形成して225を併用してもよい各ヘラは、別個の電源制御や鉗子を持っていることなどは共通の電源制御を持つことができます。他の実施形態では、鉗子はまた、唯一の鉗子のひとつヘラで加熱してもよい。そのようなツールは、血流を止めるために血管をクランプし、止血と熱で血管の切断を引き起こすために使用することができます。図を参照する。2つの異なる実施形態に示されています。強磁性塗膜と配線導体は、いくつかの方法で一次形状に取り付けることができる。一実施形態において、磁性塗膜65および導体は、一次形状の表面に結合させることができる。また20Dで、磁性塗膜65および導体は、主ジオメトリ内に埋め込むことができます。希望する効果に応じて、ツールは図に示す。ず20A、20B、20C、20Dは、強磁性体コーティングされた導体65が配置されているツールの側面は、組織に連絡できるような方法で組織に適用することができる、または反対側は、組織に適用することができます。

10

20

【0063】

図21A、21B、21Cを参照する。ボール状の形状と熱手術道具が1つの実施形態において示されている、水平方向にラップボール226または垂直方向にラップボールは、内部または外部から見られるような強磁性体コーティング65に電線導体にラップされることがありますなお、別の実施形態では図に示す。ボール形状227は、そのような馬蹄形のような別の形で調製した磁性塗膜とワイヤの導体220を含むことができます。実施形態では、ボール状の発熱体は、組織の大表面積にわたって治療効果を凝固または提供するために使用することができますが形成されることがあります。それはほとんどの放射熱エネルギーを、すべてではありませんが、方向性かもしれないとボールはまた、組織のアブレーションの効果がある可能性があります。

30

【0064】

図22Aを参照する。尖った形状と熱外科ツールが表示されます。尖った工具228は、図のようにとがった形状の境界を次のようワイヤの導体に強磁性塗膜65を持っている可能性があります。代替の実施形態では、ワイヤの導体220の強磁性塗工部は、ポイントの面がより均等にワイヤの導体220の強磁性塗工部でカバーされるように、ジオメトリの点の表面を横切るパターンを形成することがあります。尖った工具228は、そのような腹腔鏡手術のためのトロカール挿入部位の周辺組織の凝固と、カットしながら凝固するための手段を提供する、組織の層を貫通する切開を行うための特に有用である。

図22Bを参照する。尖った形状と熱外科ツールは、鉗子の形で示されています。先の尖ったピンセットは、それぞれの尖った形状が別々の電源制御や鉗子が共通に電力制御を適用することを持っていることなどを組み合わせて用いてもよい。そのようなツールは、止血を達成し、小血管の結紮で切断するように設定することができます。

40

【0065】

いくつかの主要なジオメトリは単数形で示されているが、主な形状を組み合わせて用いてもよい。これは、同じ一次形状や鉗子のアプリケーションを含む主要なジオメトリを、異なるの二つ以上が含まれる場合があります。各一次形状は、一般的に電源用の制御や、各プライマリジオメトリに別々の電源のコントロールを持っていることがあります。さらに、固体の主な形状は、一次形状のようなその部分を上記のメス一次形状に似て変更することができる熱質量とそれに応じて、熱応答時間を短縮するために削除される可能性があります。

50

## 【0066】

一次形状の一部が対称構造を有することが示されているが、主な形状は、一次形状の部分のみがアクティブとなるよう、非対称または双方向の建設があるかもしれません。これだけアクティブになるように所望の一次形状の領域に常駐している導線の部分に強磁性塗膜を配置することによって達成することができる。強磁性体コーティングされた導体が対称的にへら構造に配置されていない場合たとえば、へらの形状は、ある領域でアクティブになるように構成することができます。これは、表面のような、幾何学の目的のアクティブな部分に、そのようなジグザグまたは蛇行パターンなどのパターンを、提供することにより、さらに向上させることができる。

## 【0067】

別の実施形態では、一次形状の部分が活性化されることがあります。一次形状の異なる部分に接続された強磁性塗膜が複数の導体を使用して、一次形状の部分が選択的に活性化されることがあります。例えば、メスジオメトリ232は、先端部と、図1に示すように、顔の部236に分割することができる。メスオペレータは、所望の表面積に応じて、メスのジオメトリの顔と一緒にのみ先端または先端を有効にするかどうかを選択できます。同様に、鉗子のアプリケーションでは、鉗子は、内側と外側の部分に分けることができます。鉗子の演算子がこのようなポリープのような鉗子、囲まれたことが何かを削除を希望する場合、外部部分は非アクティブにしたままで、内部の部分が動作することがあります。ボイドの対辺が密封される必要がある場合は、鉗子の外側の表面が活性化されることがあります。

強磁性塗膜の主形状の異なる部分に接続されていると別々に制御電源で複数の導体を使用して、一次形状の異なる部分を異なる用途やエフェクトで同時に活性化されてもよい。例えば、一次形状のエッジ部は、刃の部分は、止血のために活性化されるかもしれないが切断する活性化されることがあります。

## 【0068】

組織と接触する強磁性体コーティングを処分する。その上に、その部分上に配置された強磁性塗膜を有する導体を配置した導体を有する主要なジオメトリを選択し、振動、電気信号を提供。組織を治療する方法は、このように工程を含むことができる導体のように強磁性塗膜を加熱し、組織を治療するとして。

メソッドの省略可能な手順は、メス、へら、ボールと尖った形状の群から選択された主要なジオメトリを選択することが含まれる場合があります。組織の治療には、切開、止血を引き起こし、アブレーションまたは血管内皮溶接を含めることができます。

## 【0069】

組織破壊のための方法は、その部分上に配置された強磁性塗膜を有する導体を選択する工程を含むことができる、と強磁性塗膜を加熱して組織を破壊するように導体に振動する電気信号を提供する。

## 【0070】

メソッドの省略可能な手順は、組織を監視し、必要な組織破壊が発生したこと、または望ましくない組織の影響が防止される導体に振動する電気信号の配達を停止含まれる場合があります。

強磁性材料でコーティング導体を；一次形状の選択と主ジオメトリに導体を処分する：手術器具を形成するための方法は、以下の工程が含まれる場合があります。

## 【0071】

メソッドの省略可能な手順は、次に図振動電気エネルギーを受信するために設定導体に電氣的接続を提供することを含むことができる。

図23Aは、少なくとも部分的にカテーテルの先端部の周囲に配置された強磁性材料で被覆された導体220を有するカテーテル270が示されています。所望の治療効果に応じて、磁性塗膜65のコイルの位置は、代わりにカテーテルの先端、または末尾に配置される可能性があるカテーテル中心のチャンネル260という近似する円周を有する強磁性コーティングされた導体の単ループをできるカテーテル先端。

10

20

30

40

50

図 2 3 B は、別の強磁性体コーティングされたカテーテル 2 7 0 が示されています。いくつかの実施形態では導体がワイヤ、コイル、または環状の構造、本実施形態では強磁性塗膜を代替導電体 2 5 0 となるような 2 7 0 はまた、形成される可能性磁性コーティングカテーテルかもしれないが、カテーテルは、2 本の同軸で構成できます導体、絶縁体で区切られています。カテーテルの遠位端では、導電性コーティングは、連続的な電気経路が同軸導体によって作成されるように適用することができます。強磁性塗膜は、図 1 に示すように、カテーテルの遠位先端の近くに外径の面について、分散させることができます。カテーテルの終わり際に、同軸導体を接続する環状の表面上に。これは、強磁性体コーティングされたカテーテルは、灌漑、吸引、センシング、または、多くの介入だけでなく、オープンで低侵襲によく見られるように、中央のチャンネル 2 6 0 を介して、光ファイバ経由のアクセスを表示できるようにするなど、他の機能を実行できるようになります外科的処置。さらに、カテーテルの中央内腔は、特に限定されないが、インピーダンスと PH を含む他のセンシングモダリティへのアクセスを提供するために使用することができます。

10

#### 【 0 0 7 2 】

それは、カテーテル 2 7 0 または内視鏡は、バイポーラ電極および / または熱的要素の両方で提供できることが理解されるであろう。従って、このようなカテーテルや内視鏡の利点は、本明細書に記載するマルチモード手術道具と組み合わせることができる。

図 2 4 を参照する。強磁性体コーティングされた導体手術道具のカテーテルの先端部の代替実施形態の側面図が示されています。一実施形態では、導体は強磁性体コーティングは、導電体上にメッキされた強磁性体コーティングからなる、中央のチャンネルと体を形成する基板上に位置する強磁性体被覆導体で構成される場合があります。メッキは熱的效果を外部から指示されるように、基板の外側に配置されることがあります。これは、カテーテルの先端が組織の壁に熱組織の効果を適用できる可能性があります。

20

別の実施形態において、基板の内部には、導体が含まれている場合があります。熱影響が内部的に指示されるような強磁性体コーティング。内部コーティングは、卵管のシーリングと骨接合術のアプリケーションで必要に応じて地域への溶解性固体の配信を、許可することができます。

また、強磁性体コーティング 2 7 5 は、熱の影響が先端の前に指示されるような中央のチャンネルへの入り口を囲むことができる。熱エネルギーが中央チャンネル 2 6 0 入り口の正面に向けられることは、組織サンプルやポリープなどの材料の除去を、取るに助けることができる。

30

メッキは、複数の方法によって達成されることがあります。押し出し成形や高温の熱可塑性、ガラス、または他の適切な基板材料を含む様々な材料から形成される可能性があります。実際のメッキが電気メッキ、無電解メッキ、蒸着、またはエッチング、またはメッキ工程を通じて、そのため、いくつかの組み合わせによって達成することができる、カテーテルの先端部 2 8 8 は、連続的なパスを持つ導体強磁性体コーティングを形成することができる。

#### 【 0 0 7 3 】

カテーテルはまた、複数のチャンネルを持つことができます。1 つのチャンネルが強磁性体被覆導体の配置のチャンネルがあります。別のチャンネルは、1 つまたは複数のセンサやソースに使用、あるいは各センサやソースは独自のチャンネルを m とができる。そのような温度センサとして、照明の光源と内視鏡。他のチャンネルは、骨接合術や卵管のシールのように治療、に関連するものを含む、物質の配信、洗浄または吸引を含めることができます。実際には、強磁性体コーティングなどの物質の融解とコーティングに役立つ可能性はかなり大きいですが、次に図におけるカテーテルより 1 つ以上の特定チャンネルにリダイレクトすることができます。

40

図 2 5 を参照すると、ロッドレンズの種類や組織繊維束のタイプの表示チャンネル内視鏡はさておき、発光光源 2 6 6 が示されています。ループの凝固 / カッター 2 6 4 は、強磁性体コーティングされた導体 6 5 で構成されて表示されます。そのような適応は、大腸のポリープやアプリケーションメートル、様々な腹腔鏡手順を封印し、切削などのスネアのア

50

アプリケーションに意図されている。他のセンシングモダリティは、ニアフィールドの腫瘍細胞の検出または赤外線熱のモニタリングが含まれています。説明した内視鏡240と同様のツール構成は、カテーテルの管腔を通して組織をターゲットに配信できるツールで実施することができる。

一実施形態では、腫瘍細胞は、紫外線にさらされると蛍光を発する物質でタグ付けすることが原因です。内視鏡240は、光源および検出された蛍光を返すチャンネル内のセンサまたは光学部品が含まれている場合があります。内視鏡の強磁性塗膜の部分は、破壊のためのタグ付けされた組織で指示されることがあります。

別の実施形態では、ALSは、固化状態での標的組織または骨の周囲に堆積される。一度、お届けの材料は、上述の内視鏡240によって活性化することによって、サイトでのコンフォメーションに溶解される。この実施形態の使用例としては、卵管のシーリングと骨接合術などがあります。さらに、そのような材料は、同一または類似の内視鏡で融解して除去、および内視鏡の中心管腔を通して吸引することができます。さらに別のアプリケーションでは、材料が液体形態で送達することができ、内視鏡240により誘導される熱加熱処理により硬化。

また、導体は、繊維がカテーテル内に含まれる、またはそうでなければ一緒にバンドルされる繊維の束の一部であるかもしれませんが、他の繊維が視覚的な観察、検出、誤嚥、または灌漑を含む他の目的を持っているかもしれないが、導体は、強磁性体コーティングがあるかもしれません。

【0074】

組織のアブレーションの方法は、の工程を含むことができる。強磁性覆われた導体とのカテーテルを選択し、アブレーションする組織に触れないように強磁性体カバー導体を引き起こし、そして強磁性覆われた導体に電力を供給。

【0075】

オプションの手順は、含めることができます。内視鏡の支援を通じて組織にカテーテルを誘導する、カテーテル上に配置された強磁性体コーティングされた導体を選択し、カテーテル内に含まれる強磁性体コーティングされた導体を選択するステップと、カテーテルから展開される強磁性体被覆導体を引き起こす。またはアブレーションする組織に強磁性体被覆導体に触れる。

【0076】

体内にカテーテルを挿入する、カテーテルに物質を置くこと、強磁性コーティングされた導体とのカテーテルを選択し、パワーが強磁性体被覆導体に送信される原因。体内に物質を送達する方法は、以下の工程が含まれる場合があります。

【0077】

オプションの手順は、含めることができます。骨接合術のための物質を選択するステップと、卵管のシーリングのための物質を選択する、またはカテーテルで物質を溶解。組織と接触してカテーテルを置くこと、強磁性コーティングされた導体とのカテーテルを選択し、電力設定を選択する。組織を治療する方法は、以下の工程が含まれる場合があります。温度範囲は、温度範囲や所望の組織の影響に対応することができる。望ましい組織効果が血管内皮溶接、止血、焼け付くよう、シーリング、切開、切除、または蒸発の群から選択されることがあります。実際には、電源の設定は、所望の組織の影響に対応することができる。

図26を参照すると、組織のアブレーションのツール290は示されています。組織のアブレーションの一般的なアプリケーションでは、アームまたはタインは望ましくない組織に挿入されます。つまりは複数のチップ300は、組織の温度が時間の必要な量の所望のレベルに引き上げられるように活性化されてもよい。活性化は時間の所望の量のために温度を保持している、または望ましくない効果が気づかされることに成功した後に、一つ以上のチップ300は、非アクティブにし、組織から削除される可能性があります。

一実施形態では、導体は、磁性塗料65が含まれる可能性のヒントと一つ以上の腕や尖叉に含まれていてもよい組織の破壊が発生する一つまたは複数の望ましくない組織への影響が

10

20

30

40

50

発生するまでのヒントは、制御組織と温度に挿入されることがあります。組織への影響は尖叉または外部のセンサによって監視されることがあります。

センサが1つの実施形態では複数の方法で配置することが、センサはタインで離れて強磁性コーティングされた先端部300から配置されます。別の実施形態では、ワンチップ300は、代替の先端300はコーティングが、内に含まれているセンサを持っていないかもしれないが、強磁性塗膜を持つことができます。センサは、組織の影響を監視し、認められないか、あるいは処理する信号を返すことがあります。これは、温度センサ、カメラ、リモートイメージングなどのセンサを含むことができる。別の実施形態において、温度は外部のイメージングを通して監視することができる。

【0078】

センサはこのようにフィードバックループの一部を形成することがあります。または複数の組織の影響を監視することにより、アブレーションのツールは、電源設定を自己調整することができる。この自己調整システムがキュリー点以下で動作しながら所望の組織の効果および/または温度範囲を維持できる可能性があります。

【0079】

複数の先端300が使用されている場合には、強磁性体コーティング65のヒントは、個別に温度分布がmの希望のエリアを集中しているように制御されることがあります。主なタインが熱機能を実行するために使用されている間、これはまた、組織の効果をモニターする第二タインを許可する場合があります。

【0080】

電源は個別に各タインをアドレス指定することもできます。一実施形態では、電源装置は、温度の各タインを監視します。組織が破壊されるとして、組織の水分含量が低下することがあります。水分含量が低下すると、組織は、熱エネルギーと同じ量を必要としない場合があります。したがって、組織が破壊されるように、電源が温度を監視し、ヒントを300に電力が少なく、あるいはまったく電力を送ることができるその温度スパイクまたは変更のショーの証拠。

【0081】

図26は、図中のマルチチップ組織のアブレーションのツールが示されている一方、単一の組織のアブレーションのツールは、図のような構成で行うことができる。

組織の使用の利点に加え、手術道具もセルフクリーニングがあります。一実施形態では、空気中で活性化されると、ツールは、組織の破片を炭化または気化させるのに十分な温度を達成することができる。

【0082】

上記実施形態は本発明の原理にしたがって、誘導加熱のモダリティでのみ動作する強磁性導体を開示しているが、熱手術システムは、マルチモード手術器具を形成する他の技術と組み合わせることができる。潜在的にそれ自体でモダリティのいくつかの本質的な欠点を削減しながら、マルチモード手術器具は、複数のエネルギーのモダリティの優位性を活用することがあります。(いくつかの例が説明されていますが、それはマルチモード外科的モダリティは、上述の実施形態の事実上すべてを変更することによって達成できることが理解されるであろう)。

【0083】

本明細書で使用する場合、多重化は、単一のチャンネルを介して2つ以上の信号を通信することを意味します。多くの場合、チャンネルは、ワイヤまたはケーブルかもしれない、と信号が単一のチャンネル上で、同時に独立して課さ、またはされることがあります。

異なるモダリティを組み合わせてもよい。熱モダリティは、熱エネルギーを生成し、これらに限定されないが、熱エレメント、誘導加熱、加熱導電性および抵抗加熱装置から形成することができる。電気外科モダリティは、標的組織への電気エネルギーを伝達し、含まれて電気要素から形成されることがあります、これに限定されないが、単極と双極のモダリティ機械的モダリティは、公知の圧力波(の形で機械的エネルギーを伝送する超音波の要素から形成されることがあります超音波エネルギーとして)標的組織へと含まれるが、

10

20

30

40

50

超音波の組織破壊に限定されるものではない。これらの様式は、組み合わせでさまざまな利点を有することができる。

誘導加熱は、磁気や電氣的な力に対する物質の抵抗の結果である可能性があります。誘導加熱は、上記のように強磁性効果、または物質が電界の変化に耐えうる強誘電体効果などの効果を含めることができます。

本明細書で使用する場合、"導電性加熱"または"導電性発熱体は、"1つ以上の介在要素を介してエンドポイントに熱源からの熱エネルギーの移動を参照してください。例えば、手術道具は、外科の先端に、そのような線として、介在する要素を介して、そのような強磁性体誘導加熱器として、熱源から転送される熱エネルギーを発生させるエンドポイントを使い、熱の伝達を使用することができます。導電性加熱のプロセスは、上述のヒートシンクに似ているかもしれない、唯一の熱伝達は、むしろ別の媒体よりも組織に送られます。また、図4Aの相対ヒートシンクの説明を参照してください。

抵抗加熱は、熱モダリティとして抵抗発熱体は、電流の通過に抵抗することができるため、熱エネルギーの形で電力損失を使用することができます。

#### 【0084】

モノポーラ手術のモダリティでは、外科医は、身体を通して電流を渡すために、単一の電極を使用することができます。多くの場合、第二電極が戻って、脚や回路を完了するために手術台に取り付けられています。ただし、一部のモノポーラデバイスはまた、本体の変位電流によってリターンパスとして機能する自己キャパシタンスの電流の低消費電力の高周波とリターン電極なしで動作します。

#### 【0085】

バイポーラ手術のモダリティでは、電流が1つの実施形態では、複数の電極を介して患者に適用することができる、電流は、鉗子の反対側の尖叉上電極を介して適用されます。鉗子の間の組織はこのように加熱してもよい。

#### 【0086】

超音波組織破壊のモダリティでは、超音波振動は、力学的エネルギーの伝達を通して地域の組織を切開するか、破壊または切除するために使用されます。一実施形態では、ハンドピースは、機械的に組織の超音波振動を伝達する振動成分や構造が含まれています。それが唯一の治療法として使用されるときに、これらのモダリティの長所と短所を持っている可能性があると考えられている。ただし、複数のモダリティを一緒に使用されている場合、いくつかの欠点が減少し、潜在的な利点が得られるかもしれない。

#### 【0087】

図27を参照する。単極と熱モダリティを持つマルチモード外科ツール500が示されています。マルチモード手術道具500は、ハンドピース505、二次電極510および電源515を含めることができます。電源515は、外科的先端に熱とモノポーラモダリティを有効にするためにハンドピースに二つの信号を提供することがあります。モノポーラのモダリティは、二次電極に組織(一般的に患者の体)を介して電流渡すことができます。

多重化の実施形態では、単極性の信号は、フィルタ531によってリターンパスとしてケーブルを使用して防止することができます。フィルタは、ケーブルに沿って戻ってからモノポーラ信号を防ぐことが、ケーブルに沿って返すようにサーマル信号を許可する場合があります。フィルタ531は、電源515とハンドピース505との間で示されているが、それがハンドピース内にまたはちょうど強磁性体コーティング後のリターンパス上に、電源装置内を含めて、信号経路に沿って他の場所に統合することができる。

#### 【0088】

信号は多くの異なる方法で多重化することができる。信号はアンプの後に多重化されたアンプの前に、多重化の特殊な信号発生器によって生成、あるいはハンドピースに多重化することができる。

#### 【0089】

ハンドピース505はハンドル520と外科先端525を含めることができます。いく

10

20

30

40

50

つかの実施形態では、ハンドピース505と電源515間のケーブル530の接続があるかもしれません。ハンドピースはまた、ボタン535として、外科先端を操作するためのコントロールを含む可能性があります。

外科先端はいくつかの異なる方法で構築することができます。1つの外科の先端は、多重化信号を受け入れることができます。別の手術の先端には、別々の信号経路と構造が必要になる場合があります。したがって、手術道具は、別々の構造のような単極電極として電気電極、および熱要素を持つことができます。これらの構造は、隣接または重複、全く別の可能性があります。

多重化の実施形態では、外科的先端は導電体により、単一の強磁性塗膜で構成されることがあります。強磁性体コーティングは、単極のモダリティと誘導加熱のモダリティに対応する2つの波形を受け取ります。誘導加熱の波形（または信号）は強磁性体コーティングで熱エネルギーに変換されている間モノポーラの波形は、患者への強磁性塗膜を透過する。それはモノポーラ電気信号のリターン経路をブロックするようにフィルタは、組織への単極信号の伝達を保證することができます。モノポーラの波形は、200kHzから2MHzの間であってもよい。好ましくは、単極性の信号は350kHzと800kHzの間であってもよい。誘導加熱の波形は、例えば、24GHzまでの5MHzの間、好ましくは40MHzと928MHzの間で、可能性があります。

一実施形態では、単極性の信号は350kHzと800kHzの間です。誘導加熱の波形は、40.68MHzのISM帯域です。波形は、電源515によって多重化し、ハンドピース520にケーブル530に沿って送信されます。（別の方法として、波形を多重化する他の方法はまた、電源装置や他の多重化の方法の後に信号を送る2本のワイヤを接合として、使用することができます）。

ハンドピース520は、導体上に強磁性塗膜で構成されるかもしれない外科先端525にケーブル530を接続します。二次電極510に最終的に組織を介して800kHzの単極の信号に350kHzを送信しながら、強磁性体コーティングは、熱エネルギーに40.68MHzの信号を変換する。

#### 【0090】

誘導加熱のモダリティは、止血を生成し、組織を外科的先端を描画するために必要な力を軽減する一方モノポーラのモダリティは、カッピングの利点を維持することができます。シーリングまたは止血のための塗工部の熱接触を使用しながらこのように、ときに使用されて、外科医は、切削に適したRF波形を使用することができます。RFカットの利点を維持しながら、このようにRF凝固や高周波療法の波形やブレンドの波形に関連付けられている深部組織への影響を最小限に抑えることができます。複合装置は、強磁性誘導加熱と電気加工の両方を最適化するために別々のRF周波数または現在の経路で構成されることがあります。

別々の信号経路の実施形態では、外科的先端525は、熱構造上に配置さモノポーラ電極で構成されることがあります。このような強磁性体被覆導体としての熱構造からの熱は組織に電極を介して転送されることがあります。いくつかの実施形態では、温度構造は、電極と熱構造が正しい信号がそれぞれに送られるかもしれないというような個々の電氣的接続を有することが電気絶縁性、熱伝導性のコーティングによって単極電極から分離されま

#### 【0091】

電極はまた、熱構造の隣に配置することができる。一実施形態では、単極電極は、電極が、それによって組織を切断または切除するには、まず組織を検出するように配置されている。末尾の温度構造は、新鮮なカットやアブレーション組織が発生し、熱止血を適用される場合があります。従って、それはモダリティが同時に同じ組織で、完全に独立して使用される、または密接に手術器具の設定と医師によって所望の効果に応じて1つの別を、以下のことができることは明らかであろう。

#### 【0092】

上記実施形態は、切削や止血のための熱モダリティ用モノポーラモダリティを使用する

など、マルチモード外科ツールを議論しながら、それが同じか異なるかどうか、どちらかのモダリティは、他の組織への影響に適応できることを認識すべきである。例えば、一実施形態では、モノポールの電極と熱要素が同時にアクティブになります。単極電極の波形と熱素子の波形は、両方の切開用に最適化されることがあります。これは、簡単に、より効果的な組織を切開することがあります。別の実施形態において、温度構造は切開のために使用することができ、単極電極は、止血のために使用されることがあります。

モノポラマルチモードデバイスは、タンデムまたは別々にどちらかのモダリティの機能を使用することができます。実際には、発振器を個別に調整されることがあります。実施形態では、単極性のモダリティと熱モダリティが異なる時間にアクティブ化されます。モノポラのモダリティは、組織を切開するためにアクティブ化されます。止血が必要な場合は、サーマル部分は要求に応じて起動することができ、外科医が必要とされるまで非アクティブに残る場合があります。

#### 【0093】

電源515は、個別にまたはタンデムでモダリティを制御してもよい。例えば、ボタン535を押すと、両方のモダリティではタンデムで活性化する可能性があります。または、ボタン535は、一方または両方のモダリティをアクティブにするように構成することができる。しかし、電源も別々に調整可能かもしれない別々のコントロールを経由して各モダリティへの電力供給を制御してもよい。

#### 【0094】

マルチモード外科ツールは、カテーテルのようなセンシングなどの多くの機能、ビジュアルフィードバック、灌漑、吸引、または物質の配信を可能にすることがカテーテル上に配置されることがあります。実際には、カテーテルは、所望の用途に応じてフレキシブルまたはリジッド可能性があります。

#### 【0095】

熱的に調整可能なマルチモード手術道具を使ってのプロセスは、以下の工程を含めることができます。部分を持っている導体に沿って配置された最初のロードで、実質的最大電流と最低電圧とのおおよその定在波を形成する第発振の電気信号を発生させる導体は、組織に熱の影響を作成するために強磁性材料で被覆し、そして組織に電気外科組織の効果を生成するために導体に沿って第2発振の電気信号を生成する。

#### 【0096】

プロセスは、オプションのステップがあります。組織の作成、止血を、組織の切断を引き起こし、最初発振電気信号を生成し、セカンドシングル導体に電氣的振動、または重複する時に最初に発振の電気信号と第2の発振の電気信号を生成する時間の期間。実際には導体は単極電極を含んでもよい。

#### 【0097】

組織を切開し、密封する方法は、以下の工程が含まれる場合があります。手術道具、それらの、ツールはまた、電極を有する部分上に配置された強磁性塗膜と導体を持つツールを選択し、組織に接触する電極を配置する。廃棄組織と接触への強磁性体コーティング、組織を切開するように電極に振動する電気信号を提供すると強磁性塗膜を加熱し、組織をシールするように導体に振動する電気信号を提供する。

このメソッドはオプションのステップを含めることができます。止血を提供するために、強磁性塗膜を加熱し、単極電極を選択する。

#### 【0098】

図28A、28B、28Cを参照する。切除するプローブ420が示されています。プローブが病変内に配置し、指定された期間に指定された温度に加熱してもよい。一般的に、欲望は最小限に影響を受ける他の組織を残しながら病変を殺すまたは除去するためです。このプロセス中に、熱の進行は、不測の不規則性がさらに損傷患者の組織ではなく、中止に手続きを引き起こすことができるように監視されます。この進行は、熱の形状またはシェーピング効果として知られています。強磁性体コーティング自体は、そうでない場合、それはそのような生体適合性材料や非粘着性材料として第二の被覆で覆われた少なくとも

10

20

30

40

50

も一部を、持っていることが、生体適合性である、または可能性があります。一実施形態では、強磁性体誘導先端 4 2 2 は金のコーティング（時にはキャップと呼ばれる）の対象となる場合があります。金の先端のコーティングは、非常に熱伝導性はまだ、生体適合性と、より遅い時間加熱し、シェーピング効果のため、実用的かもしれません。金を用いてもよいが、銀のような他の生体適合性材料は、同様に使用することができます。単極電極を覆う場合、導電性コーティングは、単極のエネルギーの伝達を補助することがあります。

#### 【 0 0 9 9 】

プローブ 4 2 0 は、複数のモダリティを使用して動作することがあります。熱要素が組織アブレーション用に最適化されている間一実施形態では、電極は、組織に挿入するために切開用に最適化されることがあります。電極および熱要素の両方が先端 4 2 2 の中や近くに含有させることができる。熱部分がアブレーションのために使用されるかもしれないがこのように電気の要素は、所望の組織に楽器の挿入が許可される場合があります。同様に、ツールは、RF 組織切除と熱切開するように構成することができます。

プローブ 4 2 0 を使用方法の一実施形態では、プローブ 4 2 0 は、選択的に病変、機能パスへの組織の中に定位導かれることがあります。一般的な例としては、運動障害、疼痛、およびうつ病の治療に機能的定位脳が含まれています。一つの利点は、一般的に採用、単一のモダリティの単極と、単一のモダリティ双極プローブの構成と比較組織でシェーピング効果を調整するために臨床医より良い能力を与える、病変の形状は、熱伝導特性および/または電氣的なインピーダンス特性によって制御される可能性があるということです。また、組織の意図が徐々に熱破壊のためのアブレーションは、通常より高い温度を採用した、同様の設計と実現することができます。このような実施形態は、簡単に様々な臓器における腫瘍転移の治療に適応される。複数のモダリティのもう一つの利点は、電気と熱の影響が重なる場所を組織をターゲットとする能力を与えるのではなく、単一のモダリティの少ない最適なターゲットを選択することができます。

図 2 8 A に示すように。切除プローブ 4 2 0 は、例えば、組織に転移 4 2 4 に配置することができる肝臓 4 2 6 のような臓器。一度肝臓などで、一方または両方のモダリティでは、転移時間の希望の期間のために所望の温度に加熱することがあります。熱モダリティは、温度の包絡線の形状を加熱するために先端部は、温度センシングとか、超音波などの外部的な手段で行うことができる可能性があります。同様に、電氣的なモダリティの電氣的効果は、このようなインピーダンスの測定として、同様に測定することができる。経過時間の後、プローブは、病変から削除される可能性があります。周囲の組織に害を最小限に抑えながら、このように、腫瘍の望ましくない組織が殺されることがあります。気管支熱形成術、前立腺肥大、および体積減少に示すように、分散組織切除の効果は、組織の電気インピーダンスの変化の断面を監視することによって最適化できます。

図 2 8 B を参照する。アブレーションプローブのクローズアップ。プローブは、マルチモードではそのような強磁性体被覆導体 4 2 3 のような先端 4 2 0 を、終了する細長い本体 4 2 1 を持っている可能性があります。マルチモードでは、先端は、図に見られるように、センサを含めることができます。図 2 8 C。一実施形態では、図に示す。図 2 8 D は、アブレーションプローブは初のマルチモードチップおよび 2 番目のヒントを含めることができます。一実施形態では、最初のヒントは、マルチモード機能を組み込むことができ、2 番目のヒント別の実施形態では、センサを含むことができる、最初と 2 番目のヒントは（また、プライマリ先端およびセカンダリチップとして知られている）、マルチモードのヒントが含まれている場合があります。

組織のアブレーションの方法は工程を含むことができる。電気と熱のモダリティとの先端を選択し、不要な組織の中に先端を挿入し、そして望ましくない組織内でのモダリティの一つ以上を活性化する。

#### 【 0 1 0 0 】

組織を治療するための方法は、以下の工程が含まれる場合があります。手術用ハンドピースを選択し、ハンドピースから摂氏 5 8 度、少なくとも、少なくとも組織に熱エネルギー

10

20

30

40

50

ーを提供し、それによって組織を治療するためにハンドピースから組織への電気エネルギーを提供。

#### 【0101】

それは強磁性塗膜を持つマルチモード外科のヒントはキュリー点を越えることなく、治療温度範囲の所望のセットを包含するのに十分な大きさに関連キュリー点があるかもしれないことを認識すべきである。

図29を参照する。バイポーラおよび熱モダリティを持つマルチモード外科ツールが示されています。電源515は、マルチモード鉗子555にケーブル530を介してバイポーラと熱信号を供給することができる。バイポーラ信号は、バイポーラ波形を使用して2番目の鉗子先端部560に組織を介して第鉗子の先端部560を介して転送されることがあります。熱信号は、鉗子先端560のいずれかまたは複数内で加熱要素によって熱エネルギーに変換することができる。

マルチモードの鉗子は、鉗子の先端部560は、電気素子を用いて切断し、それによって改善された組織を切断し、シールを提供するために熱の部分でシールを可能にすることができるマルチモードの鉗子先端部に熱加熱と双極電気外科モダリティを組み合わせ手術道具はまた、他の組織への影響タンドムで両方のモダリティのいずれかによって組織に適用されるか、必要に応じてそれを可能にすることができる。言い換えれば、電気のモダリティと熱モダリティが異なる時間に使用されるか、または重複してもよい。彼または彼女は望ましくない出血を検出するまで、例えば、医師は彼または彼女は、感熱素子に隣接する出血の組織を処分し、止血のための熱モダリティのライセンス認証が可能な時点で、組織をバイポーラ素子で組織に連絡することができます。これは、バイポーラのモダリティを停止、またはバイポーラのモダリティがまだ（使用されている間、医師が組織を開く古典として、例えば密接にバイポーラのモダリティを実行した後に行うことができます。コントロールは両方が同時にまたは重複する使用されるのを防ぐために提供する、またはユーザがアクセスできることができます。各モダリティが使用されるタイミングを制御します。

#### 【0102】

同様に、手術道具も同様の組織への影響や、異なる組織の効果を適用するには、両方のモダリティを使用することができます。このようなハンドピースのコントロール561のようなコントロールは医師が選択的にバイポーラのモダリティ、熱モダリティまたは両方を使用できるように設けることができます。

環境を多重化単極のように、バイポーラ信号は、フィルタ533で感熱素子の電氣的なリターンパスを使用して防止することができます。代わりに、電気信号がリターンパスをアクセスするために組織を介して指示されるかもしれません。

図30を参照する。マルチモード鉗子400の側面図が示されています。一実施形態では、ニッケル-鉄合金が強磁性誘導加熱と電気手術モダリティで使用される誘導加熱用高周波エネルギーを吸収しながらニッケル-鉄合金は、組織自体に電流波形をカット低温を渡します。低温切削電流が非常に少ない止血プロパティを持っているが、少なくとも、有害である可能性があります。従って、現在のカット低い温度が望ましい切削モダリティです。止血効果の欠如を改善するために、強磁性体コーティングによる熱シールに連絡するように電気外科手術で使用されることがあります深いコンタクトの乾燥と凝固や高周波療法波形の混乱の影響を避けることができます。従って、強磁性シール要素の追加は、カットやシールの改善を提供する。

マルチモード鉗子への様々な適応は、所望の効果を達成するために使用されることがあります。複合機器は、様々な先端形状が薄い磁性膜を先端で覆われたバイポーラ鉗子を含め、そのようなハイブリッド楽器のために開発される熱と電気の様式の両方を最適化するために別の電流経路404を使用する多重RF周波数または可能性のヒントは、コーティングがあるかもしれません信号の伝導または凝塊蓄積の量を減らすことを支援するために部分的なコーティング。RFエネルギーの伝達はまた溶液の添加として、手術中に導電性材料の添加により増強され得る。

10

20

30

40

50

図3 1 Aを参照する。鉗子先端の別の実施形態のクローズアップが示されています。一実施形態では、止血鉗子は、最初の鉗子タイン4 1 4と反対側のタイン4 1 4'内の温度センサで強磁性熱源4 1 2が組み込まれています。サーマルセンサのフィードバックは、最適な組織の効果に達し、維持されるように報告されることがあります。温度は、このように規制され、電力供給は、所期の効果を提供するために調整されることがあります。

鉗子先端4 1 0にバイポーラのモダリティを追加すると、特異な熱的モダリティを向上させることができます。センサは、尖叉で温度を報告し続ける可能性があります。その出力は、両方のモダリティへの調整に関する決定を行うために使用することができます。

モノポーラ熱ハイブリッドデバイスと同様に、バイポーラ-サーマルデバイスはバイポーラ電極および熱要素を含めることができます。したがって、必要に応じて、バイポーラモダリティと熱モダリティが、一緒にまたは個別に使用することが、外科医は、複数のモダリティの利点から選択することができます。例えば、深部組織の影響を避けるために、外科医は止血に関係するブレンドバイポーラ波形を避け、その代わりに止血用鉗子の統合された熱モダリティを使用することができます。別の実施形態では、外科医は軟組織を切開するため、熱様式を使用することがありますが、より多くの抵抗組織に到達したときにカット波形とバイポーラのモダリティを追加して選択することができます。

#### 【0 1 0 3】

センサは、温度または組織の影響を検出するために、マルチモードデバイス内に配置されることがあります。センサからの情報は、マルチモードデバイスの出力を調整することができる。一実施形態では、センサは、組織の炭化を検出することができる。ジェネレータは、炭化の原因になった可能性がある双極性または熱システムに供給される電力を縮小するように通知されることがあります。

#### 【0 1 0 4】

図3 1 Bを参照する。コーティングされた鉗子タイン4 1 4の図が示されています。一実施形態では強磁性塗膜を介してカバーするノンスティックは、テフロンなど、著しく凝塊ビルドアップ低下する可能性がありますと機器のクリーニングの必要性。しかし、コーティングの行き当たりばったりのアプリケーションも、その熱伝導特性に起因する急激な温度の買収と急速な崩壊のダイナミクスを妨げる可能性があります。熱質量と厚さなどの重要な特性によってコーティング材料を選択することにより、所望の温度保持特性をさらに達成することができる、非導電性コーティングは、唯一のため、電気抵抗を低減する、部分的かもしれないが、非導電性コーティングの利点を保つ。

バイポーラマルチモード外科ツールは、カテーテル上に配置されることがあります。カテーテルは、硬質または柔軟性のある可能性があります。カテーテルはまた、セニョール、または他のアプリケーションと検知、誤嚥、灌漑、物質の配信、視覚的なフィードバックのために設定されるかもしれません。

組織を治療する方法は工程を含むことができます。電気と熱のモダリティと手術道具を選択する組織と接触する先端部を配置、およびモダリティの少なくとも一つの活性化。

このメソッドはオプションのステップが含まれる場合があります。所望の温度範囲を選択し、バイポーラのモダリティを選択するステップと、所望の組織の影響に対応する電力設定を選択するステップと、強磁性体被覆導体と熱モダリティを選択するステップと、切開のための最初のモダリティを活性化。活性化血管内皮溶接と止血の少なくとも一つの第二モダリティ、または構成されるモダリティのアクティブ期間がオーバーラップ防止されているような様相を活性化。モダリティアクティブ期間と重なるがいるような様相を活性化する。

組織との先端に隣接する接触を処分する。切開用バイポーラモダリティを活性化し、バイポーラおよび誘導加熱のモダリティと手術道具を選択し、血管内皮細胞の少なくとも一つの誘導加熱のモダリティを活性化。組織を切開の方法は、以下の工程が含まれる場合があります溶接と止血。

このメソッドはオプションのステップを含めることができます。それによって組織を切開するとほぼ同時に止血を作成するには、加熱のモダリティを活性化しながら、アクティブ

10

20

30

40

50

なバイポーラのモダリティを維持含み、または双極電極と熱で腕の対を有する外科用器具を使用して同じ腕の要素。

図32Aを参照する。熱や超音波モダリティを持つマルチモード外科ツール430が示されています。電源は、超音波ホーン435を含むことができる体の矢印で示すように、超音波モーションを作成するには、超音波トランスデューサ431（負荷を駆動する）に提供されています。動作中に、ボディ434は超音波エネルギーで組織を混乱させること、すなわち、切り込みを入れるか、不要な組織を分割することができます。また、強磁性体コーティングされた導体は低周波の機械振動エネルギーによって作動させることができる。

組織が超音波（または振動）エネルギーによって破壊されると、体434の先端のようなコーティングされた磁性ワイヤまたは強磁性体被覆導体436のような熱要素は止血などの所望の熱の効果を、達成するために加熱してもよい。（上で説明したように波形の負荷などの強磁性塗膜の役割を果たします）。

上記の図は、直線的に動作するように示されているが、他の幾何学的な動きを使用してもよい。例えば、一実施形態では、身体は円を描くように振動する。回転は、矢印432により示される軸を中心とすることができます。別の実施形態では、ボディが使用中の矢印432により示される軸の周りに矢印及び円形の軸方向の両方で発振するおそれがあります。

電源が熱を提供するために、導体436に、誘導加熱信号を、上述のように、すなわち波形を提供します。モダリティ。同時に及び/または独立して、超音波信号は圧電トランスデューサなどの超音波トランスデューサの超音波トランスデューサ433またはスタックを駆動する信号は、超音波の動きを作成するために身体を動かすために用意されています。中または後の熱処理が適用され、前にこのように、本体434は、超音波治療を提供することができます。

このツールは、切開、止血、血管内皮溶接、組織切除またはそれらの組み合わせのために使用されることがあります。熱モダリティが止血のために使用されるかもしれないが一実施形態では、超音波モダリティは使用されることがあります。別の実施形態において、超音波モダリティは、組織の中に先端を挿入するために使用され、熱モダリティは、組織のアブレーションに使用されます。

#### 【0105】

図32Bを参照する。熱や超音波モダリティを持つマルチモード手術道具とフック一次形状437が示されています。マルチモードツール430は、また熱素子を同様に取り付けることができる、熱要素は、さまざまな組織への影響のために設定されるため、主ジオメトリが含まれる場合があります。

図32Cを参照する。センサ439は、図32Aに追加されました。センサは、既に議論した他のセンサと同様の組織への影響、さらにはデバイスの温度を、検出されることがあります。同様に、センサは電力供給を含む利用可能なモダリティの制御におけるフィードバックメカニズムとして使用することができます。

図32Dを参照する。2番目のヒント441は2番目のヒントは、1つ以上のセンサまたはマルチモードチップを含む別の様式を含んでいる可能性がある最初の先端436に近接して配置することができます。

図33を参照する。熱と超音波治療法と吸引/洗浄付きマルチモード手術道具569が表示されているツールは、エネルギーを供給し、ポンプを制御するために個別にアドレス指定可能性があるコントロールを複数で電源515を含む。（必要に応じて）ケーブル530を介してハンドピース570、灌漑や吸引用。ハンドピース570は、振動体580と熱要素585が含まれています。

電源515は（本体580と、熱要素585すなわち）、それぞれの負荷を駆動する超音波や熱信号を提供することがあります。（類似の電力供給は実施の形態で使用することができます）。電源は、ハンドピース570に個々のまたは多重された信号を提供することがあります。各信号は、個別に共同でハンドピースの活性化によって制御される、コントロ

10

20

30

40

50

ール540、ボタン591によって、または場合によっては制御されてもよい。実際には、吸引は同じ方法でも調節することができる。

超音波と熱エネルギーを作成するための信号に加えて、電源515は管腔を通して、例えば、吸引を提供するように構成することができますまたは吸引は、ハンドピース570のグリップ575を通してチューブ/ケーブル530を介して、穴貯水池。図33に示す実施形態では、貯水池は、電源515に含まれている場合があります。

ハンドピース570は、グリップ(ルーメン、内径またはカテーテルを形成する)と外科的先端585が含まれている場合があります。一実施形態では、グリップ本体またはカテーテルの先端部の超音波振動を発生するアクチュエータまたは制御591が含まれていません。カテーテル580の先端はこのような強磁性体被覆導体585のような発熱体を含んでもよい。超音波または熱エネルギーを組織に適用されるように、カテーテルは脂肪、または関連する影響を含む、あらゆる破碎組織を吸引可能ポア。

一実施形態では、マルチモード手術道具569配信や灌漑のメカニズムを提供することができます。一実施形態では、物質がカテーテル内腔590に配置されることがあります。超音波モードは、堆積される物質を対象とした配信サイトに到達するのに十分な組織を破壊するために使用することができます。ターゲットの場所で、マルチモード手術道具569の熱要素は物質が溶けて配信サイトで堆積されるように活性化されてもよい。必要に応じて、熱要素は、ツールの挿入や削除の際に止血や組織の溶接に使用することができる誤嚥を中心と上記の議論の多くは、ツールがカテーテルを介して物質を送達するために使用されるかもしれない。

同様に、工具569は、カテーテルを介して他の物質の送達のために使用されることがあります。例えば、ツール569は、必要に応じて加熱状態に含め、食塩水、薬などを配信するために使用されることがあります。

一実施形態において、カテーテルは、穴の複数の可能性があります。別の穴を灌漑するように設定されることがありますうちの一方は、吸引するように設定ができる。

前述の他の実施形態と同様に、さまざまなセンサが使用されるかもしれない。彼らは体内に配置されるか、または内腔を通して挿入することができます。これは、ポートを介して実現することができます。それは、センサはさらに温度センサ、組織の状態を監視するセンサ、可視化のための装置、すなわちカメラ、CCDセンサまたは光ファイバ線、などが考えられますことが理解されるであろう、電源515は、センサに反応してしまいますのような、例えば、組織、すなわち止血、血管溶接、焼け付くよう、切開や切除は、望んだ効果のために必要な範囲で熱要素の熱を保つために調整する。

熱的に調整可能なマルチモード手術道具に電力を提供するプロセスは、以下の工程が含まれる場合があります。このような構成された導体最初の発振信号を配信することで実質的に最大電流と最低電圧とのおおよその定在波を形成する第発振の電気信号最初の負荷は、強磁性材料で被覆された導体の一部を含むと、第2振動の電気信号は、それによって超音波番目のロードを移動する超音波トランスデューサを駆動するような構成された第2の電氣的接続する第二発振信号を提供します。

プロセスは、任意の工程を含むことができる。最初のロードに隣接する組織を置き、第1の電気信号を発振する前記組織における温度引き起こし止血に熱要素を加熱すると第二発振電気信号は、切り込みを入れる組織への2番目の負荷になり、吸引が隣接して適用最初のロードと第二の負荷切開組織を吸引する、または最初の発振信号と最初のロードと第二の負荷への通信チャンネル第二発振信号を多重化。

組織を切開し、密封する方法は、以下の工程を含めることができます。その一部と体を駆動する振動子上に配置された強磁性塗膜と導体を有する手術用ツールを選択して、組織と接触体と強磁性体コーティングを配置、提供する振動、電氣的組織を切開するように変換器への信号、および強磁性塗膜を加熱して組織に熱を適用するように導体に振動する電気信号を提供します。

方法はまたの任意の工程を含むことができる。組織の止血を促進するために強磁性塗膜を加熱または超音波トランスデューサを選ぶ。

10

20

30

40

50

組織切除のための方法は、以下の工程が含まれる場合があります。超音波や熱のモダリティとの先端を選択し、不要な組織の中に先端を挿入し、そして望ましくない組織内でのモダリティの一つ以上を活性化する。

このメソッドはオプションのステップを含めることができます。サーマルモダリティとして強磁性体コーティングを選択し、不要な組織に近接した領域からの残渣を吸引する。

それがさらにここに述べた熱要素のために説明するさまざまな波形が各実施の形態で使用できることが理解されるであろう、それは側面などのセンサとセンサに応じた制御が実施形態の各々に適用することができることを理解し、それゆえではないされます。このようなコーティングの使用等の熱要素のそれぞれ同様に、側面、に関して詳細に繰り返す。

所望のいくつかの利点が本発明の実施形態の使用に記載される場合、熱素子の形成は、実施の形態間で使用されることがあります固形臓器に適用される一実施形態では、組織の超音波破碎と吸引との関連で最適な熱止血効果は、脳のように、腫瘍のために達成することができます。また、腹腔鏡下血管解剖と剥離がより最適に単独で超音波の効果と比較して達成することができます。

カテーテルが超音波モダリティに関してのみ議論されているが、それはセンサ、等は同様に、カテーテルの実施形態は、マルチモードのエネルギーのモダリティのいずれかに適用し、吸引によって提供される利点のそれぞれを達成してもよい超音波や熱のマルチモードカテーテルの実施形態の利点の多くは、他のマルチモードの実施態様で達成することができる。当業者であれば、治療のこれらの複数のモダリティを提供するために、このような実施形態に変更を感謝します。

図34を参照する。温度のスペクトルが開示されている。組織は、異なる温度で異なる反応する可能性がありますので、温度範囲は、組織のためのさまざまな治療法になります。特定の組織の治療は、原因組織型と患者の違いを含めて矛盾に多少の変数です。以下の温度が有用であることが判明している。血管内皮溶接は摂氏58 - 62度で最適な場合があります。付着することなく組織の止血は、最適に摂氏70 - 80度で達成することができます。より高い温度では、痛烈なとシール組織は、より迅速に発生する可能性があります。凝塊が楽器にビルドアップすることがあります。組織の切開は、端の蒸発に起因するいくつかのドラッグで摂氏200度で達成することができます。組織のアブレーションと蒸発は400 - 500度摂氏の範囲で急激に発生する可能性があります。従って、温度を制御することにより、デバイスが提供する組織の"治療"が制御することができる、それ血管内皮溶接、組織の切開、止血や組織のアブレーションである。

上記に開示したスペクトルによれば、所望の温度範囲に対応する電力供給の設定は、電源供給スイッチに含まれていてもよい。一実施形態では、フットペダルは、外科医に現在の設定の可能性が高い先端の温度範囲を示すいくつかの停留所があるかもしれません。

それは、本発明による熱手術道具のシステムは多種多様の用途を持っていることが理解されるであろう。それだけではなく、人間に使用することができます、それはまた他の用途のためのより小さい部分に、そのような獣医師のコンテキストで、または単にそのような移植に使用されるような組織や生体材料を、切断のように、他の動物の組織を切断するために使用することができます。

外科手術システムの特定の実施形態も同様に手術に幅広く応用があるかもしれません。ループの形状は、切削、凝固および生検のアプリケーションの利点を有することができる。ブレードの形状は、切削や止血のアプリケーションの利点を有することができる。点ジオメトリは、解剖や血液凝固のアプリケーションの利点を持って、そして特に凝固することができます。しかし、幾何学の応用がさらに構成され、直径、長さ、材料の特性と前述の他の特性により、アプリケーションに合わせることができる。

本発明は、手術器具と生きている組織（それが同様に壊死組織で使用することができます）の治療の分野で主に説明してきたが、それはツールが本発明と方法に従って作られたことが理解される説明ここには他の用途があるかもしれません。例えば、切削工具は、肉を食肉処理するために形成することができます。肉が新鮮または凍結されているかどうか

10

20

30

40

50

、ツールが便利です。例えば、高温に加熱される切断刃は、冷凍肉を介してカットします。しかし、パワーはもはや供給されていないときに、“最先端”エッジが触れても安全です。同様に、止血の設定で肉をカット肉の外側は少し焦がすのと、ジュースでロック。本明細書で説明するの楽器の他の用途は、現在の記述に照らして当業者の技術によって理解されるであろう。

このように改良された熱的に調整可能な手術道具や方法が開示されている。それは、多数の変更が特許請求の範囲から逸脱することなく、本発明になされ得ることが理解されるであろう。

【 図 1 】

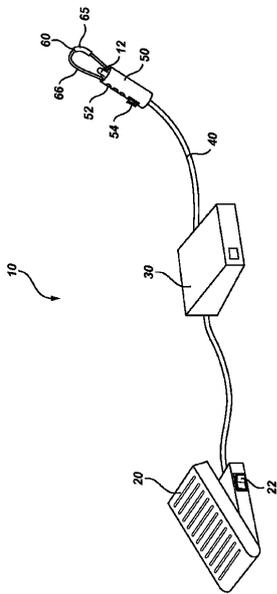


Fig. 1

【 図 2 】

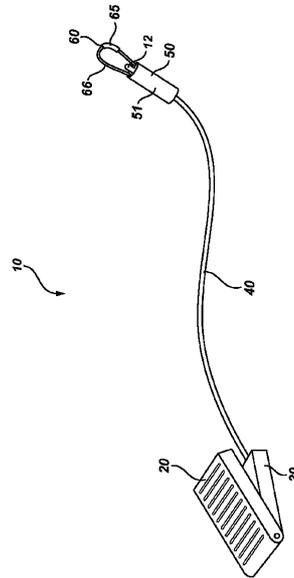
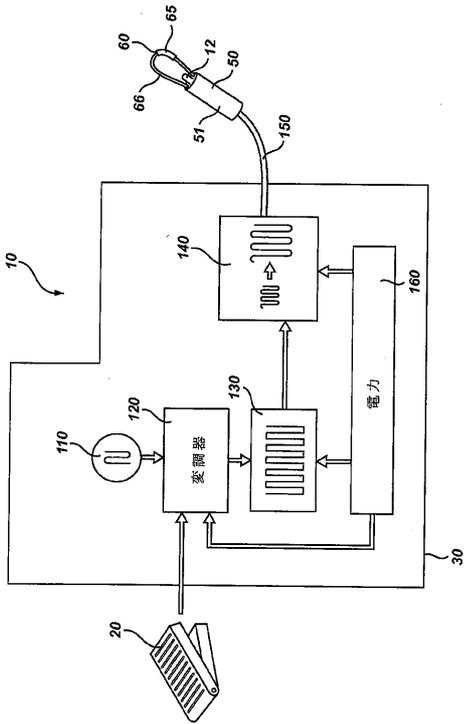


Fig. 2

【 図 3 】



【 図 4 A 】

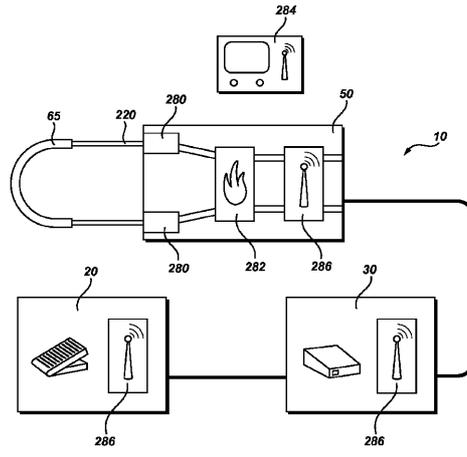


Fig. 4A

【 図 4 B 】

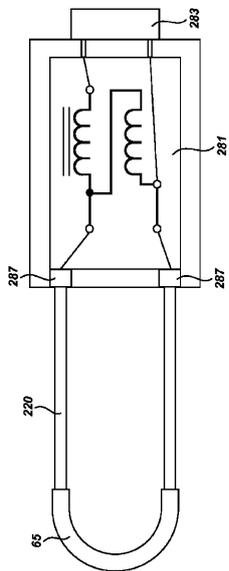


Fig. 4B

【 図 5 A 】

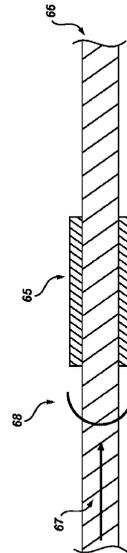


Fig. 5A

【 図 5 B 】

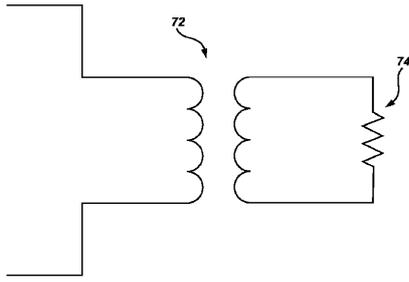


Fig. 5B

【 図 6 】

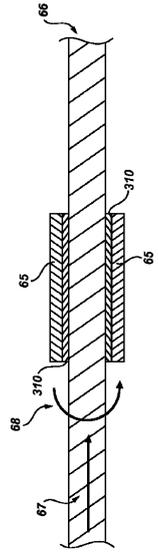


Fig. 6

【 図 7 A 】

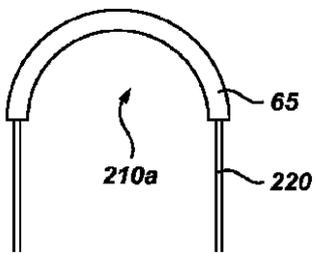


Fig. 7A

【 図 7 C 】

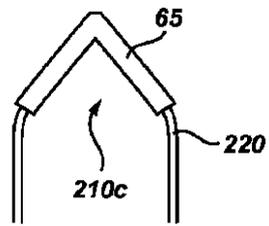


Fig. 7C

【 図 7 B 】

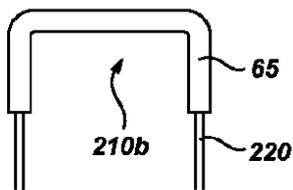
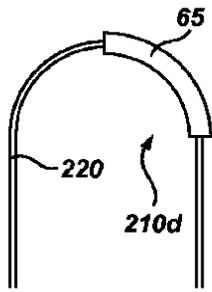


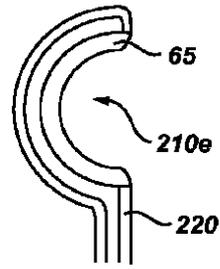
Fig. 7B

【 図 7 D 】



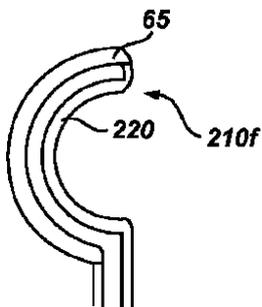
**Fig. 7D**

【 図 7 E 】



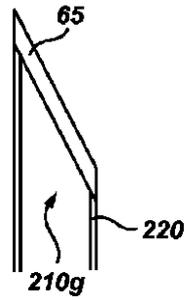
**Fig. 7E**

【 図 7 F 】



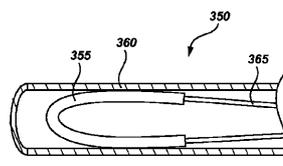
**Fig. 7F**

【 図 7 G 】



**Fig. 7G**

【 図 8 】



**Fig. 8**

【 図 9 A 】

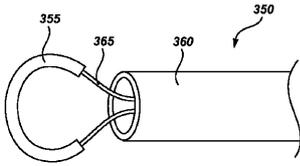


Fig. 9A

【 図 9 B 】

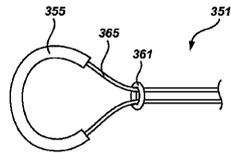


Fig. 9B

【 図 10 A 】

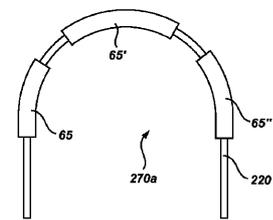


Fig. 10A

【 図 10 B 】

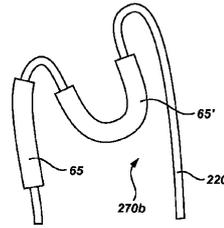


Fig. 10B

【 図 11 】

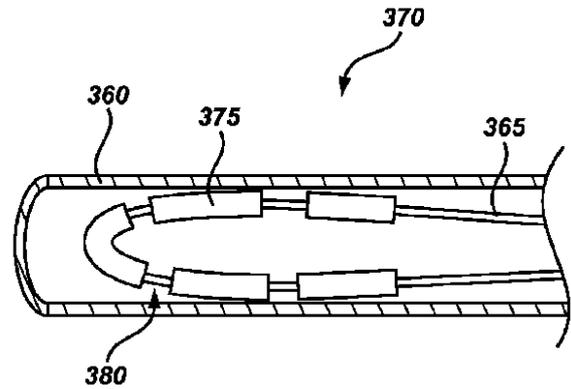


Fig. 11

【 図 12 】

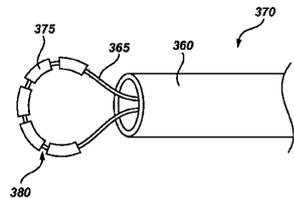


Fig. 12

【 図 14 A 】

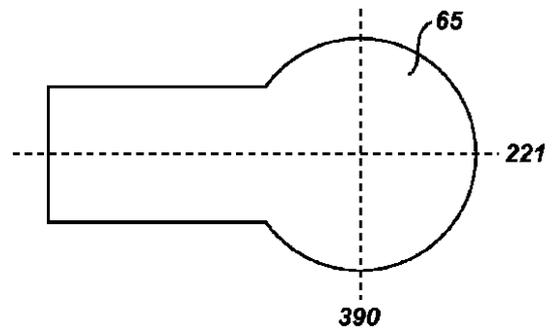


Fig. 14A

【 図 13 】

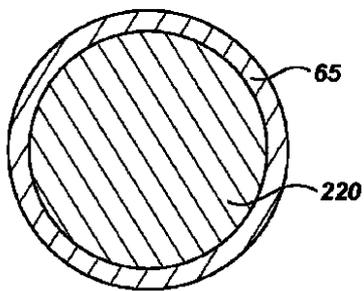
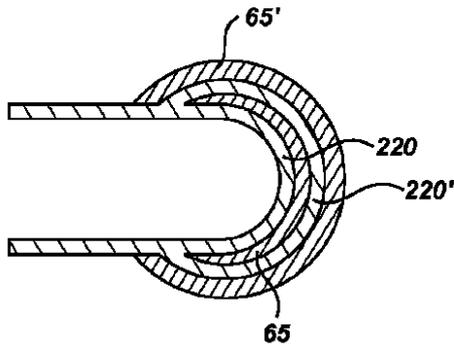


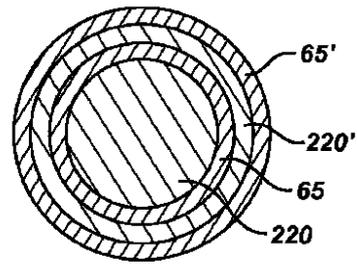
Fig. 13

【 図 1 4 B 】



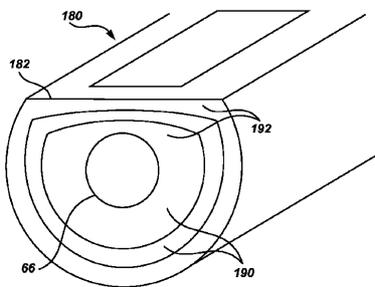
**Fig. 14B**

【 図 1 5 】



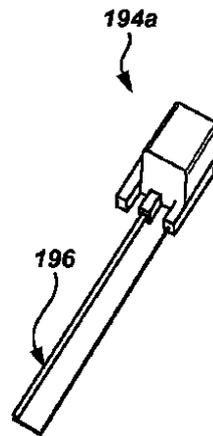
**Fig. 15**

【 図 1 6 】



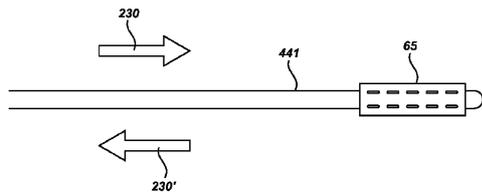
**Fig. 16**

【 図 1 8 A 】



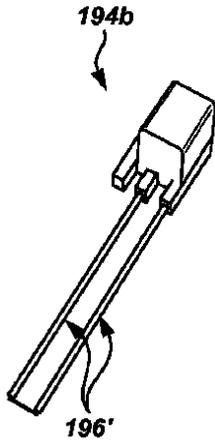
**Fig. 18A**

【 図 1 7 】



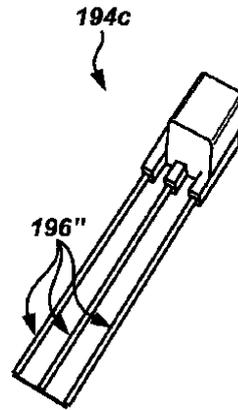
**Fig. 17**

【 図 1 8 B 】



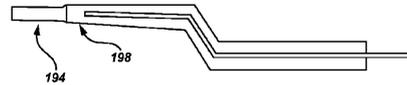
**Fig. 18B**

【 図 1 8 C 】



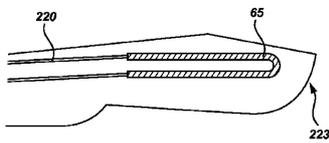
**Fig. 18C**

【 図 1 8 D 】



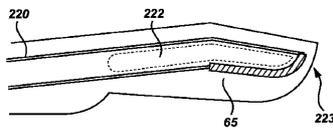
**Fig. 18D**

【 図 1 9 A 】



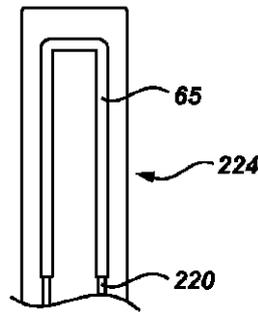
**Fig. 19A**

【 図 1 9 B 】



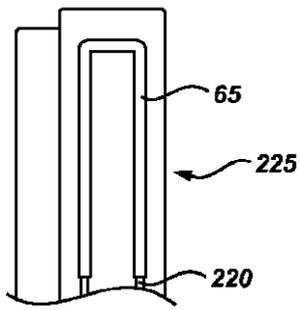
**Fig. 19B**

【 図 2 0 A 】



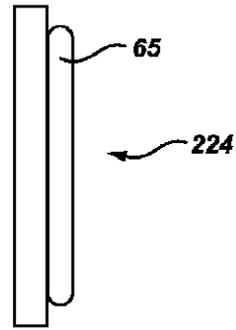
**Fig. 20A**

【 図 2 0 B 】



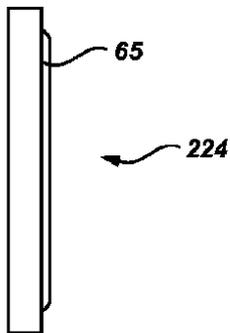
**Fig. 20B**

【 図 2 0 C 】



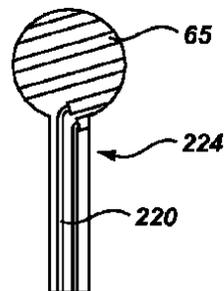
**Fig. 20C**

【 図 2 0 D 】



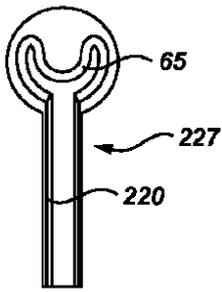
**Fig. 20D**

【 図 2 1 A 】



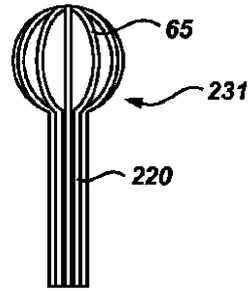
**Fig. 21A**

【 図 2 1 B 】



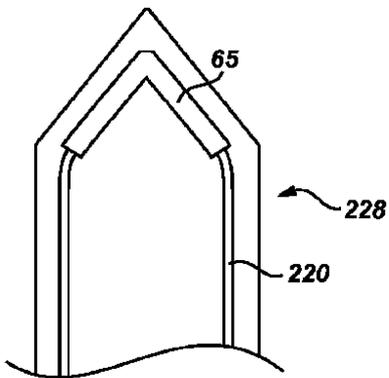
**Fig. 21B**

【 図 2 1 C 】



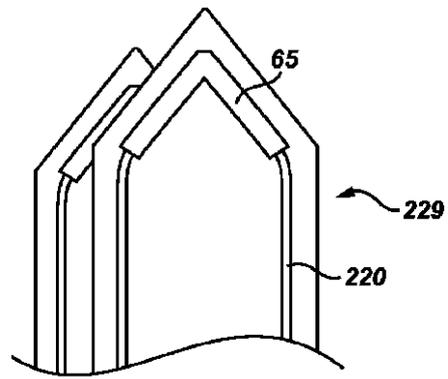
**Fig. 21C**

【 図 2 2 A 】



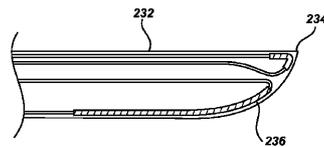
**Fig. 22A**

【 図 2 2 B 】



**Fig. 22B**

【 図 2 2 C 】



**Fig. 22C**

【 2 3 A 】

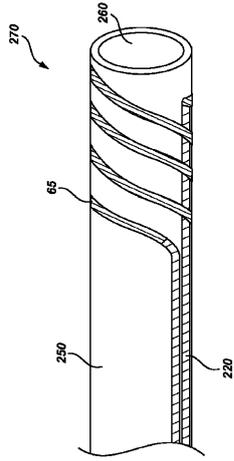


Fig. 23A

【 2 3 B 】

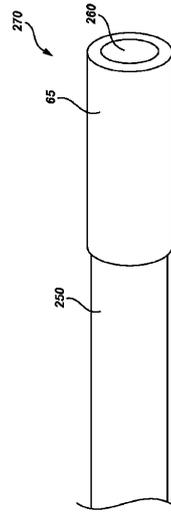


Fig. 23B

【 2 4 】

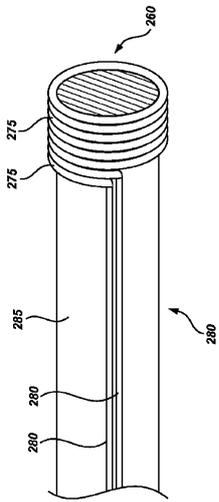


Fig. 24

【 2 5 】

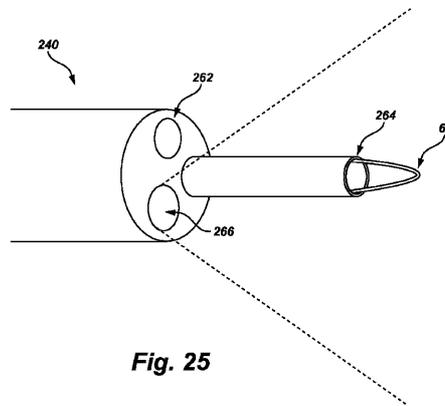


Fig. 25

【 図 2 6 】

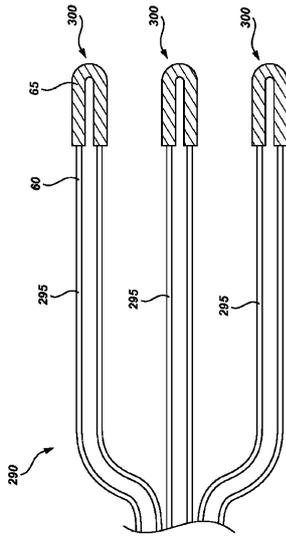


Fig. 26

【 図 2 7 】

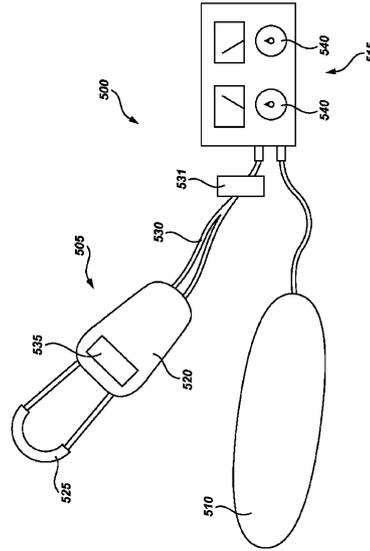


Fig. 27

【 図 2 8 A 】

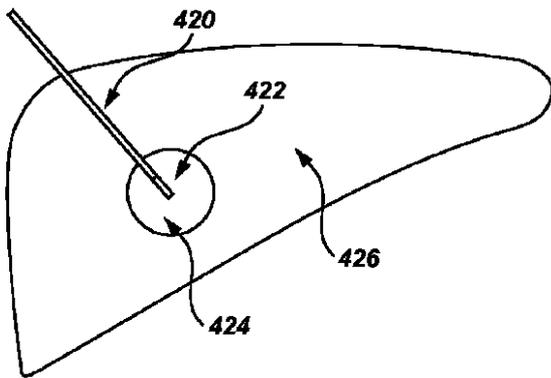


Fig. 28A

【 図 2 8 B 】

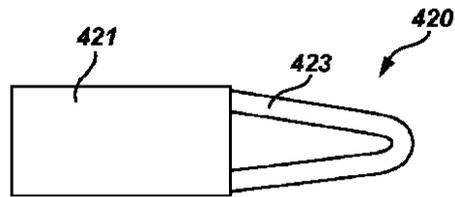
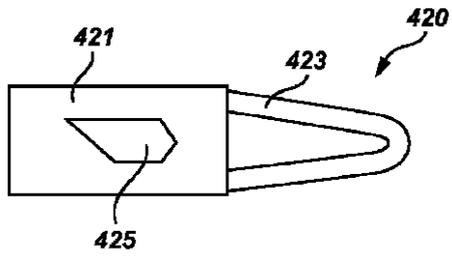


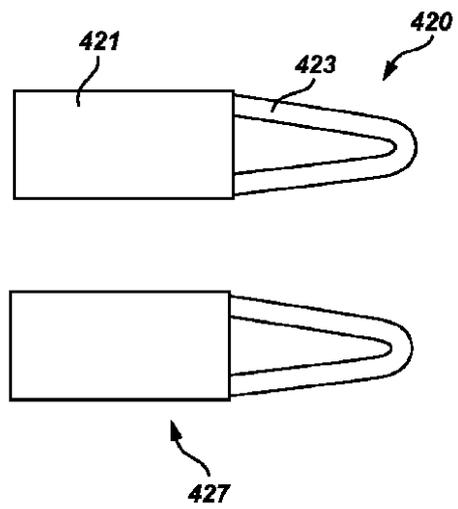
Fig. 28B

【 図 2 8 C 】



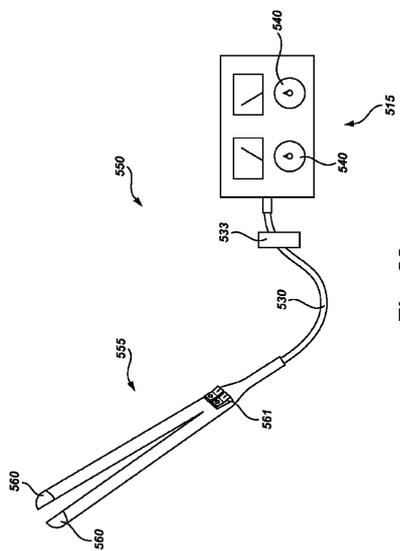
**Fig. 28C**

【 図 2 8 D 】



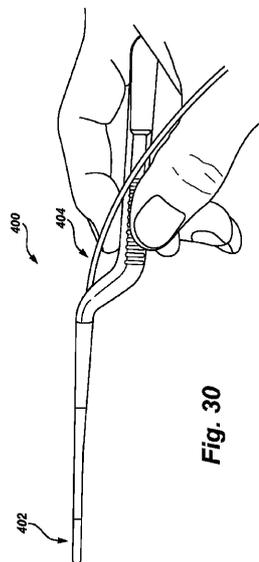
**Fig. 28D**

【 図 2 9 】



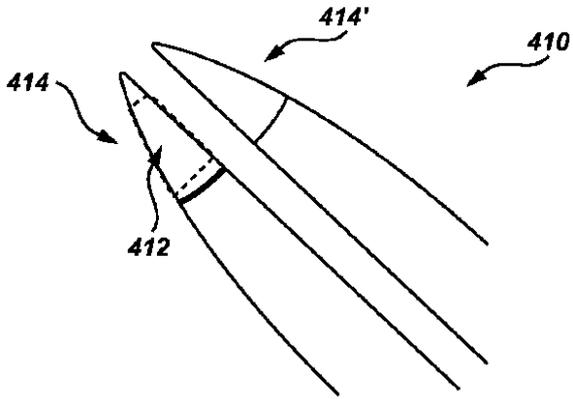
**Fig. 29**

【 図 3 0 】



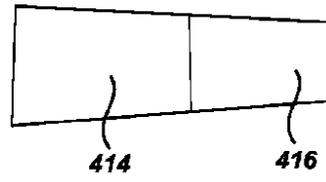
**Fig. 30**

【 図 3 1 A 】



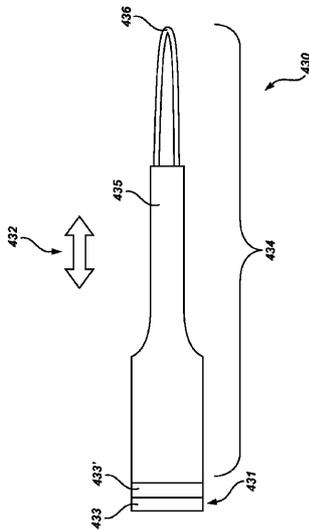
**Fig. 31A**

【 図 3 1 B 】



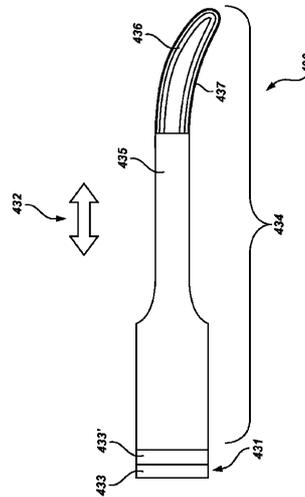
**Fig. 31B**

【 図 3 2 A 】



**Fig. 32A**

【 図 3 2 B 】



**Fig. 32B**

【 図 3 2 C 】

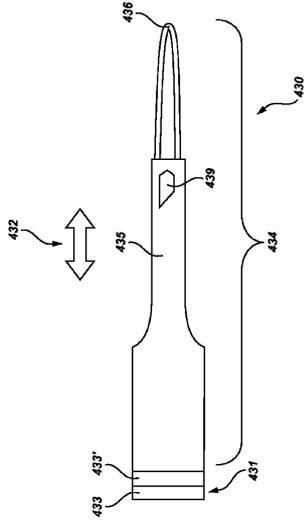


Fig. 32C

【 図 3 2 D 】

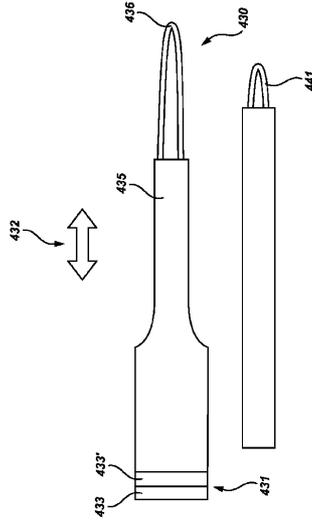


Fig. 32D

【 図 3 3 】

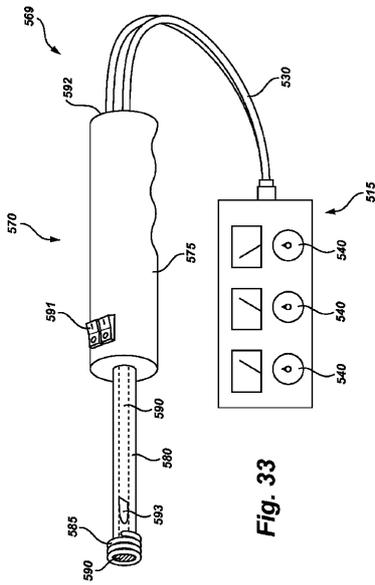


Fig. 33

【 図 3 4 】

急速切除 及び蒸気	400° C to 500° C
切開	200° C to 400° C
焼く及び密閉	80° C to 200° C
止血	70° C to 80° C
血管溶着	58° C to 62° C

## 【誤訳訂正書】

【提出日】平成24年7月3日(2012.7.3)

## 【誤訳訂正1】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】全文

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、外科手術ツールに関する。より具体的には、本発明は、開口及び低侵襲外科手術及び介入性外科及び治療手術に使用される熱調節可能なツールに関する。

【背景技術】

【0002】

手術は、一般的に、組織又は他の物質を切断、修復及び/又は除去することを含む。これらの適用は、概ね、組織を切断、組織を融合、又は組織の破壊によって実行される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

組織を切断、凝固、乾燥、切除又は高周波凝固するために使用される現在の電気外科モダリティは、望ましくない副作用や欠点がある。

単極及び双極電気外科治療法は、一般的に、“先端を超えた”効果に関する欠点を有する。これらの効果は、案内装置又はプローブと接触する組織を通じて交流電流を通過することによって生じる。両方のモダリティによって生じると考えられる一つの効果は、外科的処置を中断し、筋弛緩薬の管理を必要とする電氣的筋肉刺激である。

【0004】

双極外科器具は、患者を通過するために電流を必要とする。リターン電極は、患者にしばしば患者の大腿部に配置される。電気は、組織を通じて“ナイフ”電極から導かれ、リターン電極によって戻る。単極器具の他の形態は、リターン電極又は地面として作用する体の容量効果を利用するものとして存在する。

【0005】

低電圧高周波の波形が切開するが、止血効果がない。高電圧波形は、隣接する組織を止血し凝固する。従って、止血が望ましい場合、高電圧が使用される。高電圧スパーク周波は、電気が患者を通じて通過しなければならないため切断よりもより深い組織への影響を有する。組織へのダメージは、凝固のポイントから離れて延びる。さらに、リターン電極の火傷の苦情がある。さらに、電圧の減少は止血の効果を減少する。さらに、スパーク又はアークの温度は、正確に制御できず、望ましくない標的組織の炭化につながる。

【0006】

両極手術器具は、神経、筋肉、脂肪、骨などの組織タイプ及び患者の隣接する組織への様々な電気伝導度のせいでスパーク、炭化、深部組織への影響、及び様々な効果を有するエネルギーのアプリケーションから離れた電流損傷などの単極デバイスと同様な組織の損傷及び問題を生じる。しかし、電流はより完全ではないが双極電極間に含まれる。また、これらの電極は、一つの単極に代えて制作される必要がある少なくとも二つの精密電極があるために、一般的に高価である。

【0007】

電気焼灼抵抗加熱要素は、他の電気外科の方法に起因する焦げ及び深部組織の損傷に伴う欠点を軽減する。しかし、このようなデバイスは、しばしば、加熱及び冷却時間を制御する待ち時間や効果的な電力供給などのトレードオフを提供する。多くの抵抗加熱要素は、少ない加熱及び冷却時間を有し、外科医が偶発的な損傷を引き起こすことなく、組織を介してまたは周りで作業することを困難にする。

組織破壊器具は、一般的に、組織を殺す又は切除するために一定の時間に対して予め決められた温度で組織を加熱する。いくつかの組織の制御された加熱では、レーザーは、予め決められた一定の時間に対して予め決められた温度に到達し、かつそれを維持するために吸収性キャップに送られる。これは、熱加熱の利点を提供するが、レーザーハードウェアの複雑さ及び費用のために高価である。

他の組織破壊の処置では、マイクロ波のアンテナアレイは、組織に挿入される。これらのアレイは、マイクロ波のエネルギーを組織に入って組織を加熱させる器具によって駆動される。そのようなデバイスは、しばしば、所望な組織を殺す又は切除する影響があり、所望の領域よりも深い組織への影響を生じる。さらに、その処置は、高価な器具を必要とする。

抵抗加熱ツールでの組織の破壊は、ゆっくりとした加熱及び冷却属性を有し、意図されていない組織損傷を生じる。

セラミックスのフェライトビーズおよび合金のミックスの使用は、選択肢として検討されている。導体を介して高周波電流の通過に関連付けられている磁界によって励起されると、セラミックスのフェライトビーズおよび合金のミックスは、非常に迅速に高温に達することができる。しかし、これらの材料の使用での一つの大きな問題は、特に液体と接触及び液体と接触しないときに、大きな温度差が材料を破断することである。換言すれば、ホットフェライト手術器具は、血液やその他の体液などの液体の冷却プールによって急冷されている場合、材料の対応する温度が急激に低下し、材料が破断する可能性がある。これらの破壊は、ツールを熱源としての有効性を失わせるだけでなく、患者からの材料の抽出が必要な場合がある。明らかに、患者からのフェライト製品の小さな断片を抽出する必要性は非常に望ましくない。従って、改善された熱特性手術ツールが必要である。

【課題を解決するための手段】

【0008】

改善された熱的に調整可能な手術や治療ツール及びこれを使用する方法を提供することが本発明の目的である。

本発明の一態様によれば、熱手術ツールのシステムは、導体上の強磁性塗膜（コーティング）と、その塗膜の位置に熱を発生する振動電気エネルギー源とが提供される。振動電気エネルギーは、強磁性コーティングの誘導加熱を引き起こす。さらに、外科医は、小さな熱の待機時間のせいで手術や治療ツールのオンとオフを素早く行うことができる。これは、外科医が所望の場所にだけに熱影響を急速に供給するのを許容する利点を提供し、それは、ツールを冷却する待ち時間の間に望ましくない熱効果の偶発的な供給を防止する。

本発明の別の態様によれば、熱手術ツールのシステムは、強磁性要素への電力供給が止血、組織の溶接と組織破壊を含むさまざまな組織への影響を達成するためにほぼリアルタイムで外科医によって変更されることができるよう構成することができる。

本発明の別の態様によれば、熱手術ツールのシステムは、ツールに供給される電力の量に応じて、所望の組織の溶接、切断、切除、蒸発等を達成するために手術又は治療ツールへの電力を外科医が迅速に調整することができる電力制御構造が提供される。

本発明の別の態様によれば、コーティングされた導体は、発電機によって駆動されることができる。

本発明の一態様によれば、熱手術ツールシステムは、導体上に強磁性コーティングと、コーティングの位置で熱を生成するための振動の電気エネルギー源とを備える。振動電気エネルギーは、強磁性コーティングの誘導加熱を引き起こし、それによって、組織の切断、切除などを可能にする。

【0009】

本発明の別の態様によれば、制御された熱組織破壊を行うことができる。

本発明の別の態様によれば、コーティングされた導体は、チャンネルを通じて、検出、吸引、洗浄、熱硬化物の供給、又は、熱溶融又は切除された物質の除去のために提供されるカテーテルや内視鏡に組み込むことができる。

本発明の別の態様によれば、カテーテルは、所望の治療効果の領域に強磁性コーティング

された導体を提供するために使用されることができる。

本発明の別の態様によれば、強磁性塗膜の加熱は、コーティングされた導体の形状を変更することによって指示されることができる。

本発明の別の態様によれば、複数の強磁性導体の初期の形状に配置され、各導体は、強磁性導体が同時に様々な組織の効果を提供するように個々に制御される。

本発明の別の態様によれば、磁性塗膜の加熱は、導体に供給される電力の特性を変更することによって指示されることができる。

本発明の一態様によれば、熱手術ツールシステムは、導体上に強磁性コーティングと、コーティングの位置で熱を発生するため及び第2のエネルギーモードの使用を通じて付加的な組織効果を発生するための振動の電気エネルギー源とを備える。

振動電気エネルギーは、強磁性コーティングの誘導加熱を引き起こすことができる（誘導性熱モード）。さらに、外科医は小さな熱の待機時間のせいで手術や治療ツールの誘導性熱モードを素早くオンおよびオフにすることができる。これは、外科医が所望の場所に熱影響を供給するだけを許容する利点を提供し、それは、ツールを冷却する待ち時間の間に望ましくない熱効果の偶発的な供給を防止する。同時に、同様な又は異なる組織の効果が同時に又は第2モードによって連続して供給されることができる。同様な場合、両方のモードの使用は、効率の増加を引き起こす。異なる場合、シングルモードの欠点を減少させるように互いに補完することができる。

本発明の別の態様によれば、熱手術ツールシステムは、誘導性熱モードおよび/または第2モードが止血、組織溶接及び組織破壊を含む様々な組織効果を達成するためにほぼリアルタイムで外科医によって変更されることができるように構成される。

本発明の別の態様によれば、制御された熱組織の破壊は、第2モードと組み合わせた誘導性熱モードの利点を使用して実行することができる。強磁性体コーティングされた導体は、熱加熱及び組織に渡すために単極の電気外科用エネルギーのための導電性パスを提供する、切断、損傷又は切除プローブの一部として使用されることができる。

本発明の別の態様によれば、第2モードは、組織を切断及び凝固するために使用される、単極または双極のRF（無線周波）電気外科機器などの単極又は双極のRF要素を含むことができる。RF電気外科機器は、非常に効果的であるが、それらは、シールのために使用されるときに切開を超えて組織の損傷を生じる傾向がある。

従って、RF単極又は双極の電気外科機器は、RF電気外科機器で切断される組織をシールする強磁性コーティングされた導体と組み合わせて使用されることができる。

本発明のさらに別の態様によれば、マルチモード手術ツールは、組織を切断および/または治療するための熱及び超音波ツールを含むことができる。

本発明の様々な実施形態が符号付きの図面を参照して示され記載される。

図面は、例示であり、添付の特許請求の範囲によって画定される発明の範囲を制限しないことを理解されるであろう。図示の実施形態は、本発明の様々な態様及び目的を達成する。単一の図面で本発明の各要素及び態様を明確に示すことはできないが、多数の図面は、本発明の様々な詳細をより明確に個々に示すために提供されることを理解されよう。同様に、各実施形態は、本発明のすべての利点を達成する必要はない。

#### 【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】図1は、本発明の原理による熱手術ツールシステムの斜視図を示す。

【図2】図2は、本発明による熱手術ツールシステムの別の実施形態の斜視図を示す。

【図3】図3は、本発明の原理による熱手術ツールシステムの図を示す。

【図4A】図4Aは、熱防止端子、ヒートシンク及び無線通信デバイスを有する熱手術ツールシステムを示す。

【図4B】図4Bは、インピーダンスマッチングネットワークを有する熱手術ツールシステムを示す。

【図5A】図5Aは、本発明の一態様による単一層強磁性コーティングされた導体チップ

のクローズアップした側断面図を示す。

【図 5 B】図 5 B は、図 5 A の強磁性コーティングされた導体チップの電氣的等価表現を示す。

【図 6】図 6 は、本発明の一態様による熱絶縁体を持つ単一層強磁性コーティングされた導体チップのクローズアップした側断面図を示す。

【図 7 A】図 7 A は、本発明の一態様によるループ形状を有する強磁性コーティングされた導体手術ツールのクローズアップした図を示す。

【図 7 B】図 7 B は、本発明の一態様による概ね正方形の形状を有する強磁性コーティングされた導体チップのクローズアップした図を示す。

【図 7 C】図 7 C は、本発明の一態様による先の尖った形状を有する強磁性コーティングされた導体手術ツールチップのクローズアップした図を示す。

【図 7 D】図 7 D は、本発明の一態様による非対称ループの形状を有する強磁性コーティングされた導体手術ツールチップのクローズアップした図を示す。

【図 7 E】図 7 E は、本発明の一態様による凹部が切断を含む治療効果のために使用されるフック形状を有する強磁性コーティングされた導体手術ツールチップのクローズアップした図を示す。

【図 7 F】図 7 F は、本発明の一態様による凸部が切断を含む治療効果のために使用されるフック形状を有する強磁性コーティングされた導体手術ツールチップのクローズアップした図を示す。

【図 7 G】図 7 G は、本発明の一態様による傾斜した形状を有する強磁性コーティングされた導体手術ツールチップのクローズアップした図を示す。

【図 8】図 8 は、引っ込んだわなの断面図を示す。

【図 9 A】図 9 A は、拡張したわなの側面図を示す。

【図 9 B】図 9 B は、拡張したわなの別の実施形態を示す。

【図 10 A】図 10 A は、ループ形状及びコーティングの線形配列を有する強磁性コーティングされた導体手術ツールのクローズアップした図を示す。

【図 10 B】図 10 B は、別のフック形状及び線形配列を有する強磁性コーティングされた導体手術ツールのクローズアップした図を示す。

【図 11】図 11 は、コーティングの配列を有する引っ込んだわなの断面図を示す。

【図 12】図 12 は、コーティングの線形配列を有する拡張したわなの側面図を示す。

【図 13】図 13 は、強磁性コーティングされた領域の単一層強磁性コーティングされた導体手術ツールの断面図を示す。

【図 14 A】図 14 A は、多層強磁性コーティングされた導体手術ツールチップの斜視図を示す。

【図 14 B】図 14 B は、図 14 A に示された多層強磁性コーティングされた導体手術ツールチップの側断面図を示す。

【図 15】図 15 は、図 14 A に示された多層強磁性コーティングされた導体手術ツールチップの軸方向の断面図を示す。

【図 16】図 16 は、本発明の一態様による磁束の電磁線を示す扁平側円筒形状の強磁性コーティングされた導体の断面図を示す。

【図 17】図 17 は、本発明の他の態様による接近した導体チップを示す。

【図 18 A】図 18 A は、本発明の一態様による単一の縁の強磁性コーティングされた導体手術チップを示す。

【図 18 B】図 18 B は、二重の縁の強磁性コーティングされた導体手術チップを示す。

【図 18 C】図 18 C は、三つの縁の強磁性コーティングされた導体手術チップを示す。

【図 18 D】図 18 D は、図 18 A 乃至図 18 C に示されたチップのレセプタクルを示す。

【図 19 A】図 19 A は、別の誘導強磁性熱機能を持つ常温切断外科用メスを示す。

【図 19 B】図 19 B は、別の誘導強磁性熱機能を持つ常温切断外科用メスの別の実施形態を示す。

- 【図20A】図20Aは、ヘラ状の形状を有する熱手術ツールを示す。
- 【図20B】図20Bは、鉗子の構成でヘラ状の形状を有する熱手術ツールを示す。
- 【図20C】図20Cは、初期の形状時の強磁性コーティングされた導体を有する図20Aの熱手術ツールの上面図を示す。
- 【図20D】図20Dは、初期の形状内に埋め込まれた強磁性コーティングされた導体を有する図20Aの熱手術ツールの上面図を示す。
- 【図21A】図21Aは、ボール状の形状及び水平方向の巻き線を有する熱手術ツールを示す。
- 【図21B】図21Bは、ボール状の形状及び蹄鉄の構成を有する熱手術ツールの別の実施形態を示す。
- 【図21C】図21Cは、ボール状の形状及び水平配向を有する熱手術ツールの別の実施形態を示す。
- 【図22A】図22Aは、尖った形状を有する熱手術ツールを示す。
- 【図22B】図22Bは、鉗子の構成で尖った形状を有する熱手術ツールを示す。
- 【図22C】図22Cは、二つの異なる起動可能な熱領域を有する熱手術ツールを示す。
- 【図23A】図23Aは、カテーテルのチップの周りに配置された強磁性コーティングされた導体のコイルを有するカテーテルの斜視図を示す。
- 【図23B】図23Bは、強磁性コーティングされた導体手術カテーテルチップの斜視図を示す。
- 【図24】図24は、強磁性コーティングされた導体手術カテーテルチップの代替的な実施形態を示す。
- 【図25】図25は、内視鏡内に配置された強磁性コーティングされた導体手術チップの代替的な実施形態を示す。
- 【図26】図26は、組織切除ツールを示す。
- 【図27】図27は、単極及び熱モダリティを有するマルチモード手術ツールを示す。
- 【図28A】図28Aは、肝臓などの組織の転移内にあるマルチモード組織切除ツールを示す。
- 【図28B】図28Bは、図28Aの切除プローブのクローズアップを示す。
- 【図28C】図28Cは、センサを有する切除プローブのクローズアップを示す。
- 【図28D】図28Dは、多数のチップ切除プローブのクローズアップを示す。
- 【図29】図29は、双極及び熱モダリティを有するマルチモード手術ツールを示す。
- 【図30】図30は、マルチモードの鉗子の側面図を示す。
- 【図31A】図31Aは、鉗子の先端の代替的な実施形態のクローズアップを示す。
- 【図31B】図31Bは、コーティングされた鉗子の先端の図を示す。
- 【図32A】図32Aは、熱及び超音波モダリティを有するマルチモード手術ツールを示す。
- 【図32B】図32Bは、フックの初期形状をもつ熱及び超音波モダリティを有するマルチモード手術ツールを示す。
- 【図32C】図32Cは、センサを有する熱及び超音波モダリティを有するマルチモード手術ツールを示す。
- 【図32D】図32Dは、第2の先端を有する熱及び超音波モダリティを有するマルチモード手術ツールを示す。
- 【図33】図33は、吸引/灌漑及びセンサを有する熱及び超音波モダリティを有するマルチモード手術ツールを示す。
- 【図34】図34は、組織への影響に関連した熱スペクトルを示す。
- 【発明を実施するための形態】
- 【0011】

本発明及び添付の図面は、当業者が本発明を実施することができるようにそれらに提供された符号を参考にして述べられる。図面及び説明は、本発明の種々の態様の例示であり、添付の特許請求の範囲を狭めることを意図するものではない。

## 【 0 0 1 2 】

本明細書に使用されるように、用語“強磁性の”、“強磁性体”及び“強磁性”は、強磁性体及びフェリ磁性体を含むがこれに限定されない磁気誘導を介して熱を生じることができるあらゆる強磁性体のような材料を指す。

図 1 を参照すると、概ね符号 1 0 で示された熱外科手術ツールのシステムの斜視図が示されている。以下にさらに詳細に説明されるように、熱ツールシステムは、好ましくは、組織（すなわち、内皮組織の溶接、動的平衡、除去など）を治療又は破壊する強磁性体被覆導体を使用する。

## 【 0 0 1 3 】

熱外科手術ツールは、組織を切開するために熱を使用し、従来のメスと同じように組織全体にわたって引っ張られる鋭利な縁部の感覚で切断しないことを理解されるであろう。本発明の実施形態は、切刃を形成するように、比較的鋭利な縁部で行われるが、本明細書中に記載された熱コーティングが切断刃又は鋭利な縁部を必要とせず組織を分離するのでそのようなことは必要としない。しかしながら、便宜上、用語の切断は、組織を分離することを述べるときに使用される。

## 【 0 0 1 4 】

熱外科手術ツールシステム 1 0 として示される実施形態では、フットペダル 2 0 などの制御機構が電源サブシステム 3 0 によって生成される出力エネルギーを制御するために使用される。電源サブシステム 3 0 からのエネルギーは、無線周波数（RF）または振動する電気エネルギーを介してケーブル 4 0 に沿って手持ち外科手術ツール 5 0 に送られ、手持ち外科手術ツール 5 0 は、強磁性体コーティング 6 5 で外周が被覆されたその部分を有する導体 6 0 を含む。強磁性体コーティング 6 5 は、導体配線 6 6 の周囲に配置された強磁性材料の誘導及び対応するヒステリシス損失を介して、電気エネルギーを利用できる熱エネルギーに変える。（導体配線は、参照を容易にするために使用されるが、導体材料は、ワイヤを必要にする必要がなく、当業者は、本発明の開示に照らして動作する複数の導体を熟知していることを理解されるであろう。）

## 【 0 0 1 5 】

強磁性体コーティングへの磁界（または磁化）のアプリケーションは、オープンループのBH曲線（オープンヒステリシスループとも呼ばれる）を生じ、ヒステリシス損失が得られ、結果として熱エネルギーを生成する。パーマロイ（商標登録）のようなニッケル鉄コーティングのような電着膜は、任意に整合された微結晶の配列を形成し、高周波電流が導体を通過するときに互いがオープンループのヒステリシス曲線を有する任意に整合されたドメインを生じる。

RFエネルギーは、“表皮効果”として周知のように導体の表面に沿って移動する。導体の表面の交流電流のRFは、交流磁界を生じ、それは、強磁性体コーティング 6 5 のドメインを励起する。ドメインが電流の各振動と再整合すると、コーティングのヒステリシス損失は、誘導加熱を生じる。

## 【 0 0 1 6 】

信号源からのRF導体は、最大でチップを含み、特定の周波数（同調回路とも呼ばれる）で共振回路を形成する。チップの変化は、回路を“離調する”。従って、強磁性体コーティング 6 5 又は導体配線 6 6 は損傷し、回路はおそらく離調される必要がある。この離調は、温度が実質的に低くなるように強磁性体コーティング 6 5 の熱効率を減らす必要がある。低減した温度は、破損後にほとんどあるいはまったく組織の損傷がないことを確実にする必要がある。

また、破損またはその他の障害は、センサによって検出される。通常の回路動作の中断は、このように検出され、外科手術システムをシャットダウンさせる。一実施形態では、電流が監視される。電流の突然の予期しない増加が検出された場合、強磁性体コーティングは、もはや必要な電力を消費しないのでシステムはシャットダウンする。同様に、インピーダンスは監視され、システム障害の指標として使用される。

## 【 0 0 1 7 】

手持ち外科手術ツール 50 は適用される電力の指示を含むことができ、電力を制御するためのメカニズムをさらに含むことができることを理解されるべきである。従って、例えば、一連のライト 52 は、電力レベルを示すために使用されることができ、または、手持ち外科手術ツール 50 は、電力を調整するために電力源 30 と連通するスイッチ、回転式ダイヤル、ボタンのセット、タッチパッド又はスライド 54 を含むことができ、それによって、組織のさまざまな効果を有する強磁性体コーティング 65 での温度に影響を与える。これらの指示は、電力源によって表示され、電力源によってユーザの調整可能なコントロールに連通されるように現在の状態を表示することができる。制御は、フットペダル 20 又は手持ち外科手術ツール 50 に示されるが、電力サブシステム 30 あるいは別個の制御機器に含まれることができる。手持ち外科手術ツール 50 に電力を供給するために接触される必要があるボタンまたはタッチパッドなどの安全機能は、利用されることができ、デッドマンスイッチを含むことができる。

強磁性塗膜 65 は、誘導によって加熱するが、そのキュリー温度に起因する温度の上限を提供する。キュリー温度は、材料が磁性になる温度であり、磁場に対する各ドメインの整合は、コーティングの磁気特性が失われる程度に減少する。材料は、常磁性になると、誘導による加熱を大幅に削減あるいは中止される。これは、十分な電力がキュリー温度に達するために提供されている場合は強磁性体の温度がキュリー温度付近で安定するようになる。温度がキュリー温度以下に低下すると、誘導は、再びキュリー温度まで材料の加熱を引き起こすことを開始する。従って、強磁性塗膜の温度が十分な電力のアプリケーションで誘導加熱中、キュリー温度に到達することができるが、キュリー温度を超えることはない。

#### 【0018】

熱外科手術ツールのシステム 10 は、電源の出力が組織上のツールとその効果の温度を調節するために調節可能にすることができる。この調整機能は手持ち外科手術ツール 50 によって達成されることができ、効果以上の正確な制御を外科医に付与する。切断、止血、組織溶接、組織の気化及び組織の炭化は、様々な温度で生じる。電力の出力を調整するために、フットペダル 20 (または他のユーザコントロール) を使用することにより、外科医 (または他の医師など) は強磁性塗膜 65 に供給される電力を調整し、その結果、望ましい結果を達成するために組織の影響を制御できる。

#### 【0019】

熱電力供給は、フットペダル 20、電源サブシステム 30 又は手持ち外科手術ツール 50 によって受信された入力によって達成される強磁性体被覆導体を駆動する定常波に影響を与えるために、交流電流波形の振幅、周波数、又はデューティサイクルの変更あるいはその回路の変化によって制御されることができ、

#### 【0020】

例えば、様々な温度は組織の様々な影響を誘発することが望ましいことが知られている。以下の追加詳細に説明するように、特定の温度は組織を溶接するために使用されることができ、他の温度は、切断、組織の除去及び気化を誘発する。

本発明の一つの利点は、外科医が、組織に適用されることができ、強磁性体コーティング 65 での温度に最終的に影響を与えるシステムへの電力を制御することができることである。電力は、多数の方法によって調整されることができ、

パルス幅変調は、強磁性体コーティング 65 が加熱されている時間の量を変えるのに使用されることができ、それによって、温度を制御する。振幅変調は、システムを通じた電力及び強磁性体コーティング 65 の最終的な温度のダイナミクスを同様に制御するために使用されることができ、信号源からチップを含む先端までの導体は、特定の周波数 (また、同調回路とも呼ばれる) で共振回路を形成することができるので、チップの変化は、回路を“離調する”。従って、周波数の変調は、回路を効果的にかつ一時的に離調するのに使用されることができ、それによって、組織溶接、切断などに対する温度を最終的に制御する。例示的な回路は、周波数を調整するため、位相ロックループや周波数シンセサイザを使用することができる。

## 【0021】

システムへの電力は、例えば、フットペダル20などの規制構造によって制御することができる。ペダルは、外科医に供給されている電力を示す設定ポイントを有することができる。これは、例えば、より多くの力を必要とする各位置で、5つのポジションを有するペダルを有することによって、達成されることができる。必要な力の変化は、適用されている温度範囲に外科医に注意する。

また、ペダルなどのパワーコントローラは、強磁性体コーティング65で適用される電力レベル又は組織に供給するために利用可能なコーティングで利用可能なエネルギーに関して外科医に信号を送るために使用されることができる。これは、電力レベルを示す信号を外科医に与える聴覚または視覚的なインジケータ22にすることができる。例えば、5つの電力レベルが提供される場合、聴覚アラームは、提供される電力レベルを示すことができる。レベル又は値域1に対して一回のチャイム、レベル又は値域2に対して二回のチャイム、レベル又は値域3に対して三回のチャイムなど。同様に、5つの明確な聴覚信号のトーンは、5つのパワーレベルを示すために使用されることができる。

同様に、ツール50は、適用される電力の表示を含むことができ、電力を制御するためのメカニズムをさらに含むことができる。従って、例えば、一連のライト52は、電力レベルを示すために使用されることができ、あるいは、ツール50は、電力を調整するために電源30と連通するスイッチ、回転式ダイヤル、ボタンのセット、タッチパッド又はスライド54を含むことができ、それによって、組織のさまざまな効果を有する強磁性体コーティング65での温度に影響を与える。制御は、フットペダル20又はツール50に示されるが、また、電力サブシステム30あるいは別個の制御機器に含まれることができる。同様に、ツール50に電力を供給するために接触される必要があるボタンまたはタッチパッドなどの安全機能は、デッドマンスイッチなどを利用されることができる。

## 【0022】

誘導加熱によって達成される追加の利点は、強磁性材料が一秒の何分の一（通常、1秒の短い4分の1など）で切断温度に加熱されることができる。付加的に、コーティングの比較的低い質量、導体の小さな熱質量、及び手持ち外科手術ツール50の構成のために小さな領域への加熱の局在性のために、材料は、非常に急速（約1秒の半分）に冷却される。これは、外科医に、熱ツールが作動されていないときに組織に触れることによって生じる偶発的な組織の損傷を低減しながら正確な熱ツールを提供する。

手持ち外科手術ツール50を加熱及び冷却するのに必要とされる期間は、いくぶん、導体60及び強磁性体コーティング65の相対的な大きさと外科手術ツールの構造の熱容量に依存することを理解されるであろう。例えば、手持ち外科手術ツール50の加熱及び冷却のための上記期間は、約0.375mmの直径を有するタングステン導体及び焼く0.0375mmの厚さ及び2センチメートルの長さのタングステン導体に関するニッケル鉄合金（ウェストヘーヴンのEnthone, Inc.から入手可能なNIRON（商標登録）など）の強磁性体コーティングで達成されることができる。

本発明の一つの利点は、鋭利なエッジが必要とされていないことである。電力が外科手術ツールに供給されていないとき、ツールは、落下される又は取り扱いを誤られた場合に患者又は外科医の組織を誤って切断しない。電力が導体ワイヤ66及びコーティング65に供給されていない場合、ツールの“切断”部分は、怪我のリスクなしで触れられることができる。これは、取り扱いを誤られた場合に患者又は外科医を傷つけるかもしれない切断刃と対照な鋭利である。

## 【0023】

また、他の追加は、様々な場所でハンドピースに配置されることができる。これは、温度を報告するセンサ又は外科領域を照らすライトを含むセンサシステム12を含む。

図2を参照すると、熱外科手術システム10の代替的な実施形態の斜視図が示される。図2において、電力源30は、フットペダル20内に含まれる。アプリケーション及び必要とされる電力に依存して、機器は、比較的消費電力のアプリケーションに対して電力を供給するバッテリーに完全にすることができる。低電力要件のための代替の実施形態は

、手持ち外科手術ツール 50 のハンドル 51 に全て自己収容されたバッテリー、電力調整及び電力供給を含むことができる。さらに、無線通信モジュールは、ユーザがシステムのパフォーマンスを監視することができるステータス及び制御設定を含む手持ち外科手術ツール 50 からの情報の送受信する、及び、手持ち外科手術ツール 50 自体から遠隔的に電力設定を変更するのに利用されることができる。

#### 【0024】

モノポーラ及びバイポーラの電気組織切除は接触ポイントから離れた距離で組織を頻繁に損傷させるのに対して、熱損傷は被覆領域の強磁性体表面に非常に近くに存在するために、この熱離解は、現在入手可能なモノポーラ及びバイポーラの電気システムにわたって利点を提供することができる。この方法は、加熱の点でより高い電力要件を潜在的に有するが、加熱及び冷却するのにより多くの時間、従って、現在の大きな患者のリスクを必要とする抵抗加熱に基づいた他の熱機器の欠点を克服することができる。この方法は、我々の理解である。

#### 【0025】

さらに、導体の小さなセグメントに沿って配置された薄い強磁性体コーティング 65 は、血栓が形成される場合に合併症を引き起こす心房切除の心臓内での作業するとき血液などの体内の他の非標的材料の加熱を減らすことができる。導体ワイヤ 66 の小さな熱質量及びツールの構成（すなわち、強磁性体コーティング 65 及び隣接する構造）によって提供された小さな領域への加熱の局在は、強磁性体コーティング 65 の位置から離れる方向への熱伝達のための減少された熱経路を提供する。この減少された熱経路は、所望のポイントだけに熱の正確な適用を生じる。この技術だけは、スパーク又はアークのようなモノポーラ及びバイポーラ技術を使用しないので、スパークによって患者内の又は患者の周りの麻酔ガスによってなどの発火の危険性は低減される。

#### 【0026】

熱外科手術ツールシステム 10 は、シーリング、“切断”又は組織の分離、凝固、又は組織の蒸発を含む様々な治療手段に対して使用されることができる。一構成では、熱外科手術ツールシステム 10 は、ナイフまたはシーラーのように使用されることができる。外科医は、組織を通じた強磁性体コーティング 65 の動きによって積極的に組織を“切断”又はシーリングする。本明細書中に開示された実施形態の熱作用は、モノポーラ及びバイポーラの RF エネルギーデバイスに関連したものと比較して、除去しない場合は深部組織への影響の大幅な削減を含む明確な利点を有する。

#### 【0027】

別の構成では、強磁性体コーティングされた導体 60 は、病変に挿入することができ、特定の電力供給又は監視対象の温度に基づいた可変電力供給を設定することができる。所望の熱の効果が達成されるか、または望ましくない効果が気付かれるまで病変及び周囲の組織への熱影響を監視してもよい。強磁性体コーティングされた導体のアプリケーションの利点の 1 つは、マイクロ波又は熱レーザーのモダリティと比較した費用対効果及びマイクロ波の病変の破壊の望ましくない組織の影響を回避することである。したがって、例えば、外科医は破棄される腫瘍または他の組織に強磁性体コーティングされた導体を挿入することができ、手持ち外科手術ツール 50 を作動することによって形成される組織の損傷を正確に制御する。

#### 【0028】

センサは、赤外線検出器又はセンサシステム 12 など、手持ち外科手術ツール 50、電気パス、又は組織の状況を監視するために使用される。例えば、デバイス又は組織の温度は、処置を実行する際に重要かもしれない。熱電対の形態のセンサ、異種金属の接合、サーミスタ又は他の温度センサは、強磁性体コーティング 65 又は組織における又は強磁性体コーティング 65 又は組織の近くにおける温度を検知することができる。センサは、導体の一部として又は強磁性体コーティングの近くに配置された熱電対など、装置の一部分にすることができ、あるいは、組織又は強磁性体コーティング 65 の近くに配置された別個のチップなど、手持ち外科手術ツール 50 から分離することができる。いくつかのセンサ

は、所望の測定と相関する指標を測定できるが、間接的に関連している。温度は、図 27 に見られるように、組織の効果と相関される。監視するその他の便利な条件は、コーティングで供給される電力、色、スペクトル吸収、分光反射、温度範囲、水分含有量、組織と導体との間の近さ、組織型、熱伝達、組織状況、インピーダンス、抵抗、リターン電流、定在波比 (SWR)、電源、リアクタンス、中心周波数、位相シフト、電圧、電流、及び、視覚的なフィードバック (すなわちカメラ、光ファイバーまたは他の可視化デバイス) を含むがこれらに限定されない。

電源は、センサのフィードバックに応答するように構成される。所望のアプリケーションに応じて、センサは、電源の出力を調整するか決定する上で有用な情報を提供する。一実施形態では、センサは、電源に温度測定値を送信する。電源装置は、所望の温度範囲でまたは所望の温度範囲近くで維持するために電力供給を増減する。他の実施形態では、センサは、組織の切除時の電源に含水率を伝える。水分が必要なレベルを下回った場合、組織が十分に乾燥されているので、電力設定を下げる。他のセンサは、波形、持続時間、タイミング又は電力の設定などの電源に対する変更にその他の設定を求めることができる有用な入力を提供することができる。

手持ち外科手術ツール 50 は、繰り返し滅菌または簡単な患者の使用のために構成されることができる。より複雑なデバイスは、繰り返しの滅菌のための役に立つかもしれないが、より簡単なデバイスは、簡単な患者の使用のためにより便利であるかもしれない。

#### 【0029】

組織を治療または切断するための方法は、切断縁部及び切断縁部に隣接して配置された導体を有する外科手術ツールを選択することであって、その少なくとも一部分が磁性材料で被覆された、外科手術ツールを選択するステップ；切断縁部で組織を切断するステップ；強磁性体材料を加熱するため、導体に振動電気エネルギーを与え、それによって切断組織を治療するステップを含む。

#### 【0030】

方法の任意のステップは、切断組織内に止血を生じるステップ；組織を切開するために加熱された強磁性体材料を使用するステップ；又は血管内皮溶接を引き起こすために加熱された強磁性体材料を使用するステップを含む。

図 3 を参照すると、調節可能な熱外科手術ツールのシステム 10 の実施形態の図が示される。強磁性体コーティング 65 への電力供給は、変調された高周波の波形によって制御される。変調波形は、所望の電力供給に基づいた波形の部分を調整的に変調する、許容する又は阻止するように電源が制御されるのを許容する。

図 3 では、最初の波形 110 は、変調器 120 を介して通過され、フットペダル 20 からのコマンドを受信する。波形は、発振器 130 によって所望の周波数に形成され、一つ以上の振幅、周波数又はデューティサイクルを含み、これらの組み合わせを含むが、これらに限定されない変調器 120 によって変調される。得られた信号は、増幅器 140 によって増幅される。増幅された信号は、調整ケーブル 150 を介して送られ、手持ち外科手術ツール 50 の強磁性体コーティング 65 の位置で最大電流と最低電圧で定在波を提供するためにケーブルが調整されることを意味する。代替的に、ケーブル 150 は、調整されないことができ、回路は、ハンドル 51 に配置されて、電源 30 への負荷として強磁性体コーティングされた導体 60 をインピーダンス整合する。

#### 【0031】

熱外科手術ツールのシステム 10 は、増幅器 140 (ケーブルの長さなど) に関して強磁性体コーティング 65 の位置を特定することによって調整され、電流が強磁性体コーティング 65 の位置で最大とされるように共振定在波近くまで高周波信号を調整する。

#### 【0032】

熱外科手術ツールは、動的な環境で動作することができることを理解されるべきである。従って、本明細書中で使用される場合では、およそ定在波は、信号が、最適な定在波に達しないが最適な定在波の近くになる、ほんの少しの時間に対して定在波に達することができる、又は長い時間に対して定在波に正常に達することができるように、調整されるこ

とを意味する。同様に、およその修飾がない“定在波”の使用は、熱外科手術ツールに関連して近似であることが理解されるべきである。

このような電流の最大化を達成するための一つの方法は、効果的に四分の一波長の長さの奇数倍であり増幅器 140 の出力に接続されたケーブル 150 に、強磁性体被覆導体 60 を接続することである。共振定在波を有する回路の設計は、強磁性体コーティングへの電力供給を最適化することを目的とする。しかしながら、一実施形態では、電源 30 は、強磁性体コーティング 65 の位置に（又は強磁性体コーティング 65 に近接した位置に）配置されることができ、チューニングは、電気機器、単一の手持ちバッテリー電力機器の全てで達成されることができ、代替的に、インピーダンス整合のために必要な電気機器は、増幅器 140 の出力段階で配置されることができ、さらに、コンデンサやインダクタなどの電気機器は、共振回路を完了するために、ケーブル 150 への導体ワイヤ 66 の接続の位置で強磁性体被覆導体 60 に並列または直列に接続されることができ、

#### 【0033】

動的な負荷の問題は、強磁性体被覆導体 60 の様々な組織との相互作用によって引き起こされる場合がある。これらの問題は、負荷の位置で最大化される定在電流波（または少なくとも一つの定在波または波形）によって最小化される。複数の異なる周波数が使用されることができ、5 MHz から 24 GHz までの周波数、好ましくは 40 MHz と 928 MHz の間の周波数を含む。

#### 【0034】

いくつかの規制の国ではそのような 6.78 MHz、13.56 MHz、27.12 MHz、40.68 MHz、433.92 MHz、915 MHz、2.45 GHz、5.8 GHz、24.125 GHz、61.25 GHz、122.5 GHz、245 GHz の中心周波数を持つバンドなどの ISM バンドの周波数を選択するのが望ましい。一実施形態では、発振器 130 は、40.68 MHz の ISM バンドの周波数、E 級増幅器 140 及び一本の同軸ケーブル 150 を使用し、その全ては、0.05 マイクロメートル乃至 500 マイクロメートルの厚さ、好ましくは 1 マイクロメートル乃至 50 マイクロメートルの厚さからなる強磁性体コーティング 65 を有する強磁性コーティングされたタングステンの導体 60 に電力供給するために最適化される。有益な評価は、導体の直径の 10% で最大 5 cm の長さの強磁性塗膜厚で開始することである。しかしながら、強磁性コーティングは、加熱が望まれる導体の長さに沿って又はその多数の領域に沿って配置されることができる。（強磁性体コーティング 65 は、ウェストヘーヴンの Enthone, Inc. から入手可能な NIRON（商標登録）などのニッケル鉄（NiFe）合金、又は、Co、Fe、FeO、Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、NiOFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、CuOFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、MgOFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、MnBi、Ni、MnSb、MnOFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、Y<sub>3</sub>Fe<sub>5</sub>O<sub>12</sub>、CrO<sub>2</sub>、MnAs、Gd、Dy、EuO、マグネタイト、イットリウム鉄ガーネット、アルミニウム、パーマロイ（商標登録）及び亜鉛を含む他の強磁性体コーティングから形成されることができる。）

導体の大きさ、強磁性塗膜のサイズは、関連付けられた厚さ、形状、主要な幾何学、組成、電源およびその他の属性は、処置のタイプおよび外科医の好みに基づいて選択されることができる。例えば、脳外科医は、脳内で迅速なアプリケーション向けに設計された軽い手持ちパッケージの小さな機器を望むが、整形外科医は、筋肉で操作するためにより多くの利用可能な電力で大きな装置を必要とする。

#### 【0035】

導体は銅、タングステン、チタン、ステンレススチール、プラチナ及び電気を通すことができる他の材料から形成されることができる。導体のための考慮事項は、機械的強度、熱膨張、熱伝導率、電気伝導率/比抵抗、剛性、および柔軟性を含むがこれらに限定されない。複数の材料で導体ワイヤ 66 を形成することが望ましい。二つの異種金属の接続は、熱電対を形成されることができる。熱電対が強磁性体コーティングに近接してあるいは強磁性体コーティング内に配置された場合、熱電対は、デバイスの温度フィードバックのメカニズムを提供する。さらに、導体は、温度を測定するために使用される、温度に相関する抵抗率を有することができる。

## 【0036】

また、電源30のチューニングは、強磁性体コーティング65の位置において電圧が低いとき理想的にはゼロであるときに、ほぼゼロまで患者に放射する高周波エネルギーの量を減らす。これは、その双方が組織自体を通じて電流を通過する患者又はバイポーラデバイスに適用されるグランドパッドを必要とするモノポーラデバイスとは対照的である。これらの効果の欠点は、文献で知られている。本明細書中で述べられたこれらの多くの実施形態では、ケーブルの長さ、周波数、キャパシタンス及びインダクタンスの組み合わせは、電源30を調整することによって効率性とツール形状を調整するのに使用されることができ、最大電力を強磁性体コーティング65に供給し、従って、組織に最大加熱を供給する。また、調整されたシステムは、固有の安全上の利点を提供し、導体が損傷された場合、システムは、離調され、電力供給の効率が低下し、適当な安全回路によって監視される場合にはシャットダウンする。

## 【0037】

患者の組織に供給される電力の量は、組織の影響の正確な制御を提供するために、いくつかの手段によって変更される。前述のように、電源30は、電力供給用の変調器120を組み込むことができる。別の実施形態は、磁石によって引き起こされるなどそれが通過する導体ワイヤ66と強磁性体コーティング65の形状を変えることによって磁場の変更を使用する。強磁性体コーティング65近くへの磁石の配置は、同様に誘導効果を変化させ、それによって熱起電力を変える。

## 【0038】

変調のさまざまな形態が電力の供給を制御するために使用される。パルス幅変調は、強磁性体コーティングが熱積分器として機能する原則に基づいている。振幅変調は、所望の電力が配信されるように連続的な波形を変えることによって電力供給を制御できる。周波数変調は、“回路を離調する”またはフルパワーが負荷に供給されていないような伝送で発生する損失の原因となる定在波比を変更することができる。

## 【0039】

変調は電力供給を制御する方法として議論されているが、他の方法が、電力供給を制御するために使用されることができる。一実施形態では、ツールの、出力電力及び対応する温度は、導体ワイヤ66及び強磁性体被覆導体60を含む駆動回路を調整又は離調することによって制御される。

## 【0040】

熱的に調整可能なツールに電力を提供するプロセスは、振動電気信号が導体に被膜された強磁性材料からなるロード時に最大電流と最低電圧を有するほぼ定在波を有するように構成された導体を備える外科手術ツールを選択するステップ、ロードに振動する電気信号を送るステップ、及び、ロードに送られない電気信号を引き起こすステップを含むことができる。

## 【0041】

プロセスは、5メガヘルツ乃至24メガヘルツの振動する電気信号を提供するステップ、又は、6.78MHz、13.56MHz、27.12MHz、40.68MHz、433.92MHz、915MHz、2.45GHz、5.80GHz、24.125GHz、61.25GHz、122.5GHz、245GHzの他の周波数のグループから選択された振動する電気信号を提供するステップを任意的に含むことができる。

組織を切開の方法は、導体の一部分に配置された強磁性体コーティングを有する導体を選択するステップ、強磁性体コーティングを組織と接触して配置するステップ、及び、強磁性体コーティングを加熱し組織を切断するように導体に振動電気信号を送るステップを含むことができる。

## 【0042】

方法は、必要に応じて振動する電気信号の電力の出力を選択する工程を含んでもよい。電源の出力は、強磁性体コーティングまたは所望の組織効果の温度範囲に対応する。温度範囲は、切断、止血、血管内皮溶接、組織の蒸発、組織の切除及び組織の炭化の対応する

組織の効果のために選択される。

組織を切開するための代替方法は、プラグと関連した導体の一部分に配置された強磁性体コーティングを有する導体を選択するステップ、プラグを電源のために構成されたレセプタクルの中に配置するステップ、強磁性体コーティングを組織と接触して配置するステップ、及び、強磁性体コーティングを加熱し組織を切断するようにプラグを通じて導体に振動電気信号を送るステップを含むことができる。

方法は、選択的に、使用後のプラグを取り除く工程、導体と磁性塗膜の特性を伝達する工程、プラグ内のコンピュータチップにアクセスする工程又は索引テーブルの特性に対応する抵抗値を通信する工程を含むことができる。

外科手術を実行するための方法は、強磁性体コーティングを有する導体を備えるロードを選択するステップ、電源から振動電気エネルギーを通じて導体に電力を送るステップ、発電機のインピーダンスにロードのインピーダンスをマッチングするステップを含むことができる。

方法は、選択的に、ロードに合うように電源の出力インピーダンスを変えるステップ、振動電気エネルギーの周波数を変えるステップ、振動電気エネルギーの定在波を達成するために電源を調整するステップ、導体での電流を最大化するステップ、導体における定在波を達成するためにコンポーネントを選択するステップ又は導体における定在波を達成するために電源を電気導体に接続することができる長さを選択するステップを含むことができる。

組織を治療する方法は、その一部分に配置された強磁性体コーティングを有する導体を選択するステップ、強磁性体コーティングを組織と接触して配置するステップ、強磁性体コーティングを加熱し組織を治療するように導体に振動電気信号を送るステップ、供給される電力を変えるためにユーザーコントロールを調整するステップを含むことができる。

切断方法は、導体の一部分がそれに配置された強磁性体コーティングを有する導体を選択するステップ、強磁性体コーティングのヒステリシスを引き起こすことにより強磁性体コーティングを加熱するために振動電気信号を供給するステップと、切断される物質に加熱コーティングを適用し、それによって物質を切断するステップを含むことができる。

図4Aを参照すると、ワイヤ導体の対向する第1端部及び第2端部を取り付けるコネクタを有する熱外科手術ツールのシステム10が示される。図4Aに示された導体は、熱絶縁を提供する圧着コネクタなどの耐熱ターミナル280によって形成される。一つ以上のヒートシンク282及び無線通信デバイス286も含まれることができる。ワイヤ導体220は、導体の対向する第1端部及び第2端部におけるターミナル280及び/又はヒートシンク282によって手持ち外科手術ツール50に接続される。導体の部分は、ターミナルのハンドルまで延びるが、導体の強磁性体コーティング部分は、ハンドルを超えて延びる。ターミナル280は、ターミナル280が導体から手持ち外科手術ツール50への熱伝達を減少するように乏しい熱伝導率を有する。対照的に、ヒートシンク282は、ターミナル280からの残留熱を引き込むことができ、空気を含む他の媒体に熱を放散することができる。コネクタ及び接続は、圧着に加えて、ワイヤボンディング、スポット及び他の溶接によって達成されることことができる。

#### 【0043】

手持ち外科手術ツール50の他の加熱部分が手持ち外科手術ツール50のオペレータに望ましくない火傷をする恐れがあるために熱拡散を防止することが望ましい。一実施形態では、ターミナル280は、電流を導くために使用されるが、強磁性体コーティングされた導体を超える熱伝導を防止又は減少する。

また、熱外科手術ツールは、ワイヤレスで通信することができる。一実施形態では、電力レベルを監視し、調整するためのユーザインターフェイスは、リモート、ワイヤレスで結合されたデバイス284に収容される。ワイヤレスで結合されたデバイスは、手持ち外科手術ツール50、(フットペダル20などの)制御システム及び/又は電力サブシステム30を含む熱外科手術ツールのシステム10内に収容されたワイヤレスモジュール286と通信できる。制御インターフェイス及びディスプレイを別個のデバイスに収容するこ

とによって、手持ち外科手術ツール 50 の部分のコストは低減される。同様に、外部デバイスは、より多くの処理能力、ストレージ、および、その結果として、よりよい制御およびデータ解析アルゴリズムを備えることができる。

図 4 B を参照すると、インピーダンス整合ネットワークを有する熱外科手術ツールが示される。インピーダンス整合ネットワークは、信号源の出力インピーダンスをロードの入力インピーダンスに整合させる。このインピーダンス整合は、パワーを最大限にし、ロードからの影響を最小限に抑えることに役立つ。

一実施形態では、インピーダンス整合ネットワークは、バラン 281 にすることができる。これは、バラン 281 が強磁性体コーティングされた導体のターミナル 287 のインピーダンスをアンプのケーブルターミナル 283 (同軸ケーブル接続としてここに示されている) に整合するように、電力の伝達に役立つ。このような構成では、バランは、ヒートシンクとして機能でき、熱絶縁を提供して、ワイヤ導体 220 によって伝達された強磁性体コーティング 65 での熱エネルギーからターミナル 287 への熱拡散を防止する。また、適当なマッチング回路は、熱をヒートシンクから更に離すため又は熱をシステムの残りの部分から隔離するためにセラミック基板上に基板の組成に応じて配置されることができる。

図 4 A 及び図 4 B で述べられたこれらの要素は、本明細書中に示されたあらゆる実施形態に関連して使用されることができる。

図 5 A を参照すると、強磁性体コーティングされた導体の長手方向の断面が示される。交流電流 67 は導体 66 を通過し、時間変更する磁界 68 は、導体 66 の周りに誘導される。時間変更する磁界 68 は、強磁性体コーティング 65 によって抵抗され、強磁性体コーティング 65 は、熱として時間変更する磁界 68 に誘導抵抗を放散する。強磁性体コーティング 65 は、そのキュリー点に到達する必要があるため、強磁性体コーティング 65 の磁気抵抗特性は、実質的に減少され、時間変更する磁界 68 に対する抵抗を実質的に減少させる。強磁性体コーティング 65 に対してほとんど質量がないので、磁界は、強磁性体コーティング 65 を素早く加熱させる。同様に、強磁性体コーティング 65 は、導体 66 と比べて非常に小さい量であり、従って、強磁性体コーティング 65 からクーラー及び大きな導体 66 へ及び強磁性体コーティング 65 から周囲の環境への熱伝達のために、熱は、素早くそこから放散される。

図面は、中身の詰まった円形断面を示すが、導体の断面は様々な形状を有することができることを理解されるべきである。例えば、導体は、熱質量を減少させるような中空のチューブにすることができる。中身が詰まっているか中空であるかいずれにせよ、導体は、楕円形、三角形、正方形または長方形の断面を有するように形状づけられる。

また、図 5 A から明らかなように、強磁性体コーティングは、導体の第 1 部分 (又は近位部分) と第 2 部分 (遠位部分) との間に行うことができる。これは、導体全体ではなく小さな領域に対する積極的な加熱を制限する利点を提供することができる。また、電源は、電力提供する回路内に強磁性体コーティングを含むために第 1 部分及び第 2 部分に接続することができる。

外科手術ツールの使用方法は、導体を選択し、導体上に強磁性体コーティングを配置するステップを含むことができる。

上記方法に対する選択的なステップは、所望の処置に従ってその一部分に配置された強磁性体コーティングを有する導体の大きさを選択するステップ、所望の処置に従ってその一部分に配置された強磁性体コーティングを有する導体の熱質量を選択するステップ、ループ、中空でないループ、正方形、とがった形状、フック及び角度が付いた形状のグループから導体を選択するステップ、摂氏 37 乃至 600 度にコーティングを加熱するために振動する電気信号を構成するステップと、摂氏 40 乃至 500 度にコーティングを加熱するために振動する電気信号を構成するステップと、コーティングを約摂氏 58 乃至 62 度で加熱して血管内皮溶接を引き起こすステップ、組織の止血を促進するためにコーティングを約摂氏 70 乃至 80 度で加熱するステップ、組織の焼灼及び密閉を促進するためにコーティングを約摂氏 80 乃至 200 度で加熱するステップ、組織の切開を形成するために

コーティングを約摂氏200乃至400度で加熱するステップ又は組織の切除及び蒸気させるためにコーティングを約摂氏400乃至500度で加熱するステップを含むことができる。治療は、組織を切開すること、止血を引き起こすこと、組織を切除すること又は血管内皮溶接することを含むことができる。

図5Bを参照すると、図5Aの強磁性体コーティングされた導体の電氣的等価表現が示される。強磁性体コーティングは、動的抵抗 $Z$ を有するトランス $T$ として示される。強磁性体コーティングされた導体のインダクタンスは、導体を流れる電流に基づいて異なる。低動作周波数では、コーティングのインダクタンスは、小さな影響を与える。高動作周波数では、コーティングのインダクタンスは、大きな影響を与える。さらに、強磁性体コーティングされた導体の異なるチップ形状は、異なるインピーダンス特性を有する。従って、アンプの出力を異なるインピーダンスを有するロードに整合させる手段を提供することが必要となる。

様々な手段が所望のインピーダンスマッチングを達成するために利用可能である。連続的に調整可能なマッチングネットワークは、ロード変化に応じて整合インピーダンスを変更することができ、ロードへの電力伝達のためにそれを最適に保持する。従って、発電機は、常に、ネットワークを通じてロードに最適な電力伝達を有する。これは、ネットワークのキャパシタンス、インダクタンス又は周波数を調整することを含むことができる。

#### 【0044】

機器の有利な設計は、所望の治療の加熱範囲を達成するために必要なアンプから最小限の電力レベルを利用することである。リターン電流、定在波比(SWR)または反射電力などの信号特性の連続的なモニタリングは、一時的な加熱及び冷却特性を維持するため及び一秒以下で所望の温度を達成するために有用な電氣的な方法になる。

#### 【0045】

一実施形態では、SWRは、監視される。SWRを監視し及びSWRを最適化するために再調整することにより、電力の伝達は、様々な強磁性体コーティングされた導体を最適化することができる。

#### 【0046】

ロード特性の測定の代わりに、ロードは、予め特徴づけられることができる。従って、アンプの出力インピーダンスは、測定前に見られるロードの予測特性に基づいて変更させることができる。一実施形態では、ハンドル又はハンドピースケーブルコネクタは、強磁性体コーティングされた導体にプラグを適合させるコンセントを有する。プラグは、データモジュールのプラグに接続されている強磁性体コーティングされた導体の予測ロードの特性を識別する情報を含む。データモジュールは、発電機や発電機の制御に特性を伝えることができる。したがって、システムはプラグ内に含まれる情報によってロード特性を予測し、整合させることができる。この情報は、温度の相関関係に出力電力を予測するシステムを更に助ける。同様に、マッチングは、強磁性体コーティングされた導体の構成を識別するために相関され使用される抵抗などの電気コンポーネントを収容するプラグで実現されることができる。このケースでは、発電機の回路は、強磁性体コーティングされた導体を識別し、自動的にドライブの設定を調整する抵抗の値を読む。

変更可能なチューニングを有する発電機の代わりに、固定出力インピーダンスを持つドライバが、最適な電力伝達のために適当に適合された入力インピーダンスを有する強磁性体コーティングされた導体のチップを駆動するために利用されることができる。このマッチングネットワークは、静的なので、様々な方法で構成されることができる。一つの特に簡単な方法は、最大電力が伝達されることができる最適なポイントでロードを配置する、発電機とロードとの間のケーブルの指定された固定長を使用することである。このアプローチは、外科手術ツールのためのより多くの設計努力を必要とするが、最終的に物理的に簡単な発電機、すなわち部品点数の削減および構築するために安価なシステムを形成する。さらに、 balan は、上述したようにインピーダンスマッチングのために使用されることができる。これらのアプローチは効果的に強磁性体コーティングされた導体を介して定電流を維持することができる。

外科手術環境の熱伝導の変化による熱負荷がダイナミックであるアプリケーションは、様々な手段が、所望の組織効果を達成し、維持するために利用可能である。連続的に調整可能なアンブは、所望の組織の効果を達成し、維持するために十分な負荷への電力伝達を維持しようとする、熱負荷の変化に応じて電力レベルを変更することができる。前述のインピーダンス整合ネットワークを通じて、発電機は、常にネットワークを介して負荷に最適な電力伝達をする。変化する熱負荷が強磁性体コーティングされた導体のインピーダンスを変更する場合、強磁性体コーティングの電力出力は、最適化された加熱モードで材料を保持するために、その負荷として、強磁性材料を駆動するネットワークを継続的に調整することによって維持されることができる。これは、ネットワークの容量、インダクタンスまたは周波数を調整することを含む。

#### 【0047】

インピーダンスを変化させるロードを表す強磁性体コーティングされた導体を駆動するための上記と同じ方法は、様々な組織及び液体との相互作用を含む外科手術環境の変化でそれらのインピーダンスを変更する個々の強磁性体コーティングされた導体に適用するために使用されることができる。リターン電流、定在波比(SWR)または反射電力などの信号特性の連続的なモニタリングは、一時的な加熱及び冷却特性を維持するため及び一秒以下で所望の温度を達成するために有用な電氣的な方法になる。

一実施形態では、SWRは、監視される。SWRを監視し及びSWRを最適化するために再調整することにより、電力の伝達は、外科手術環境及び熱伝達が強磁性体コーティングの変化から離れるように最適化されることができる。少なくとも10Hzで実質的に得られる迅速なリターンは、外科手術装置が湿った外科手術環境の内外及び空気中に移動されるように温度の動的応答性を許容する。

図面は、中身の詰まった円形断面を示すが、導体の断面は様々な形状を有することができることを理解されるべきである。例えば、導体は、熱質量を減少させるような中空のチューブにすることができる。中身が詰まっているか中空であるかいずれにせよ、導体は、楕円形、三角形、正方形または長方形の断面を有するように形状づけられる。

図6を参照すると、断熱材310を有する単層の切断チップのクローズアップされた長手方向断面図が示される。断熱材310の層は、強磁性体コーティング65と導体66との間に配置されることができる。断熱材310の層を配置することは、導体66への熱伝達を制限することによる熱質量を減少させることによってツールの素早い加熱及びクールダウン(また熱応答時間とも呼ばれる)を助けることができる。

断熱材の厚さ及び組成は、所望のアプリケーションに対する電力供給及び熱応答の時間特性を変更するように調整されることができる。断熱材310の厚いコーティングは、強磁性体コーティング65から導体66をよりよく絶縁することができるが、強磁性体コーティングを加熱させるのに十分な磁界を誘導するために、断熱材310の薄いコーティングと比較して電力の増大が必要になる。

図7A-7Gに示された実施形態では、複数の実施形態が示され、外科チップ210はワイヤ導体220を含むツールであり、ワイヤ導体220は、強磁性塗膜65の比較的薄い層でコーティングされたその長さの部分を含む。図7A-7Gに示されるように、強磁性塗膜65は、ワイヤ導体220の周りを周辺コーティングする。ワイヤ導体220が高周波発振器によって励起されると、強磁性塗膜65は、そのキュリー温度で提供される絶対的な制限で、供給される電力に応じて誘導によって加熱する。強磁性塗膜65の小さな厚さ及び強磁性塗膜65の位置でのワイヤの高周波電気伝導の調整された効率性のために、強磁性塗膜65は、電流がワイヤ導体220を通じて導かれるときに非常に迅速に(すなわちほんの一瞬)加熱し、電流が停止しているときに迅速に(すなわちほんの一瞬)冷却する。

図7A、7B、7C、7D、7E、7F、7Gを参照すると、強磁性体被覆導体外科チップ210a、210b、210c、210d、210e、210f、210gが示される。これらの実施形態の各々において、ワイヤ導体220の一部は、曲がっており、強磁性塗膜65が必要な加熱が発生する組織に唯一露出するように強磁性塗膜65で塗布さ

れる。図 7 および図 7 B は、組織へのツールの向きに応じて、組織の切断や切除に使用できるループ形状である。図 7 A は、丸みを帯びた形状を示すが、図 7 B は、直角な形状を示す。図 7 C は、組織の切開、切除、および止血の処理はわずかな接点を必要とするため、非常に小さくされることができる加熱先端アプリケーション用の尖った形状を示す。図 7 D は、強磁性塗膜 6 5 がツールの一方側だけに配置されたループの形状を有する非対称ツールを示す。図 7 E は、強磁性塗膜 6 5 がフックの曲がった部分に配置されたフック形状を示す。図 7 F は、強磁性塗膜 6 5 がフックの凹部分に配置されたフック形状を示す。図 7 G は、外科用メスとして同様の状況で使用される角度が付いた形状を示す。ワイヤ導体 2 2 0 への強磁性塗膜 6 5 のこれらの様々な形状の使用は、外科手術のチップが、作動されるときに非常に正確に動作し、作動されないときに非外傷性になることを可能にする。

一代表的な実施形態では、導電体は、0.01 ミリメートル乃至 1 ミリメートル、好ましくは、0.125 乃至 0.5 ミリメートルの直径を有する。導電体は、タングステン、銅、他の金属や非金属導電性、または温度測定用熱電対を形成するために接合された二つの異種金属のような組み合わせであってもよい。また、導電体は、ガラスや高温プラスチックなどの非金属製の棒、繊維または管の周囲に分散された銅などの導体の薄いコーティングにすることができ、導電性材料は、強磁性材料の薄い層で塗布されることができる。磁性膜は、導電性ワイヤの周りに閉磁路を形成する。薄い磁性膜は、約 0.01 - 50%、好ましくは、ワイヤの断面直径の約 0.1% 乃至 20% の厚さを有することができる。ワイヤに対するコーティングの近接のために、小さい電流がコーティングの高い磁場を生成することができ、かなり高い温度を生じる。この膜の透磁率は高く、しっかりと導電体に結合されているので、電流の低いレベルは、かなり大きなヒステリシス損失につながる。

従って、キュリー点への迅速な誘導加熱を実現するために、低交流電流のレベルで高周波数で動作させることが可能である。同じ最小限の熱質量は、電流の停止で組織及び / 又は導体に熱を急速に減衰することができる。低熱質量を有するツールは、摂氏約 37 度から摂氏 600 度までの間、好ましくは摂氏約 40 度から摂氏 500 度までの間の治療範囲にわたって温度調節のための迅速な手段を提供する。

#### 【0048】

キュリー点は、温度キャップとして前述されているが、かわりに、予想される治療の必要性を超えてキュリー点を持つ材料は選択されることができ、そして、温度は、キュリー点以下に調節されることができる。

#### 【0049】

いくつかの先端の形状が図 7 A 乃至図 7 G に示されているが、強磁性体コーティングされた導体 6 0 の複数の様々な形状が使用されることが予想される。

図 8 を参照すると、引っ込められ他のわな 3 5 0 の外皮切断図が示される。強磁性体コーティングは、わなループ 3 5 5 を形成するために導体上に配置され、シース 3 6 0 内に配置される。引っ込められたわなループ 3 5 5 は、シース 3 6 0 (あるいは、引っ込められたときにわなの幅を減少するように設計されたチューブ、リング又は他の形状を含むたのアプリケーション) 内に配置する。シース 3 6 0 は、その中空本体内でわなループ 3 5 5 を圧縮する。それから、シース 3 6 0 は、標的組織が存在するキャビティの中に挿入される。ひとたびシース 3 6 0 が所望の場所に達すると、わなループ 3 5 5 は、シース 3 6 0 の外側に延びることができ、図 9 A と同様に展開される。一実施形態では、導体 3 6 5 は、わなループ 3 5 5 の拡張と収縮を引き起こすために押され又引っ張られる。

図 9 A を参照すると、拡張した位置のわな 3 5 0 の側面図が示される。ひとたび拡張されると、わなループ 3 5 5 は、いくつかの異なる方法で使用することができる。一実施形態では、わなループ 3 5 5 は、標的組織がわなループ 3 5 5 内にあるように標的組織の周りに実質的に配置される。強磁性塗膜は、上述したように誘導加熱されるために引き起こされる。次に、わなループ 3 5 5 は、その後、標的組織を分離し、標的組織に隣接する組織から削除されるようにシース 3 6 0 の中に引き込められる。適切な温度範囲や電源レベ

ルが止血、増加組織の分離の有効性または他の任意の設定に選択されることができる。例えば、一実施形態では、わなループ 350 は鼻腔のポリープ除去のために構成される。

#### 【0050】

別の用途では、わなループ 350 は、組織破壊のために構成される。所望の空洞内にあると、わなループ 350 は、わなループ 350 の一部分が標的組織に接触するように拡張される。わなループ 355 は、その後、望ましい組織効果が発生するよう誘導加熱される。

例えば、一実施形態では、シースは、心臓の近く又は心臓の中に配置され、わなループ 355 は、心房の切除など、心臓の伝導の異常な領域の中断を発生させるために誘導加熱される。

#### 【0051】

図 9 B を参照すると、わな 351 の代替実施形態が示されている。アプリケーションは、図 9 A のシースに代えてリング 261 にすることができる。シースと同様に、リング 361 は細長い位置にループを強制するように使用することができる。様々なデバイスが使用中に所定の位置にリングを保持するために使用されることができる。組織を分離する方法は、その部分上に配置された強磁性塗膜を有する導体を選択すること；チューブ内に強磁性塗膜を有する導体の一部を配置すること；キャビティ内に強磁性体コーティングを有する導体の一部を展開すること；及び、加熱された強磁性体コーティングが標的組織と接触しながら強磁性体コーティングを加熱するように導体に振動電気信号を提供することの工程が含まれる。

#### 【0052】

オプションの工程は、強磁性体コーティングを実質的に標的組織の周りに配置することを更に備える工程を展開すること、導体の強磁性体コーティング部分をチューブの中に引き込めること、標的組織で止血を引き起こすこと、導体の一部分がチューブ内に残存するように曲がった形状に導体を形成すること、及び、標的組織に曲がった形状の強磁性被覆部分を接触すること、を含む。

組織を除去する方法は、その上に配置された強磁性導体を有する少なくとも一つの部分を有する導体を選択すること；及び、組織の少なくとも一部の周りに強磁性導体を配置し、その組織と接触する強磁性導体を引っ張り、強磁性導体が組織を切断すること、の工程を含む。

#### 【0053】

オプションの工程は、アレイの複数の強磁性導体を有する導体を使用すること、あるいは、強磁性材料が組織と接触しながら導体を介して揺動電気信号を通過することを含む。図 10 A を参照すると、ループ形状及びコーティングの線形配列を有する切断チップの拡大図が示される。上記実施形態は、導体上の連続的な強磁性体コーティングを開示しているが、別の実施形態では、単一の導体上のギャップによって区切られた一つ以上のコーティングがある。これは、強磁性体の要素の並列配列と呼ばれる（強磁性体の要素の複数のアレイの例は、図 18 A - 18 C で見られることができる）。

一実施形態では、ループ形状 270 a は、ワイヤ導体 220 上のギャップによって区切られた複数の強磁性体コーティング 65、65'、65'' を有する。図 10 B に示す別の実施形態では、代替的なフック形状 270 b 及び強磁性体コーティング 65、65' の線形アレイを有する切断チップがワイヤ導体 220 に示される。線形アレイは、所望の熱ジオメトリを構築する上で柔軟にできるという利点が含まれる。

導体 220 は、ニチノール（ニッケルチタン合金）のような形状記憶を有する合金で形成される。ニチノール又は他の形状記憶合金の導体は、ある温度である形状に曲げられることができ、加熱されるとその元の形に戻すことができ、上述は、温度変化である。

したがって、医師は、低い温度で特定の用途のためにそれを変形でき、その元の形状に戻すために導体を加熱するための強磁性体コーティングを使用することができる。例えば、形状記憶合金の導体は、加熱されると形状を変化するわなを形成するために使用されることができる。同様に、曲がりくねった形状導体は、所定の温度で使用中の温度及びより高

い温度での第2の形状を有するために、ニチノール又は他の形状記憶合金で作られることができる。別の例では、カテーテルまたは内視鏡からそれ自体を放出するために加熱すると形状を変更し、冷却すると収縮できる導電体のためにする。

#### 【0054】

別の実施形態では、強磁性体コーティングは、リニアアレイの間の個々のコーティングが振動電気エネルギーをチューニングすることにより、多くの電力を受け取ることができるような方法で形成されることができる。チューニングは、特定の強磁性体コーティングに対して電源によって実行されるマッチング周波数及び/または負荷を調整することによって達成されることができる。個々のコーティングの周波数応答は、個々のコーティングの物理的特性を変化させることによって影響を受ける。これらの物理的特性は、組成、厚さ、長さや他のコーティングへの近さが含まれる。各コーティングの物理的特性を変えることによって、個々のコーティングは、そのコーティングのための最適な周波数でより多くの電力を消費する。他のコーティングは、同じ周波数で少ない電力を消費または全く電力を消費しない。したがって、発電機による周波数の出力に応じて個々の要素に対処することができる。

図11を参照すると、引っ込められた位置におけるコーティングの線形配列を有するわなのツール370の外皮切断図が示される。いくつかの実施形態では、いくつかの強磁性体のコーティングは、引っ込められた位置に効果的に曲げるための弾力性に欠ける。したがって、個々のコーティング要素375が、コーティング要素375が固定されたままで導体365が屈曲されるようなギャップ380によって分離されることができる。

#### 【0055】

同様に、わなツール370は、図12に見られるように、拡張されることができる。コーティング要素375間のギャップ380は、加熱の効果がコーティングの要素のようなギャップ380に類似したものになるように調整される。従って、線形アレイを有するわなツール370は、図8及び図9の可撓性コーティングを有するわなと類似する。

図13を参照すると、強磁性体でコーティングされた領域における単層切断チップの断面図が示される。強磁性コーティング65は、ワイヤの導体220上に配置される。強磁性塗膜65は、いくつかの利点を提供する。第1に、強磁性塗膜65は、加熱され液体に浸漬したときクラックする傾向があるフェライトピーズ以上の熱的ストレスを受けられるときに壊れにくい。強磁性体コーティングされた導体60が損傷することなく繰り返される液浸を残存するのが観察される。さらに、強磁性塗膜65は、急速加熱と急速冷却の特性を有する。これは、電力が小さな面積に集中しているように、磁場によって作動される強磁性塗膜65の少量の可能性がある。迅速な冷却は、加熱中にアクティブである熱質量の少量の可能性がある。また、強磁性塗膜65の組成は、デバイスに最大限の自己制限熱シーリングの属性を提供する別のキュリー温度を達成するために変更されることができる。

図14A、図14B、図15を参照すると、多層外科ツールチップが示される。線221に沿った図14Aの断面は、ワイヤの導体220と220'及び磁性塗膜65と65'の交互層を示す図14Bを生じる。加熱能力は、迅速な加熱と冷却の利点を維持しながら、ワイヤの導体220と220'の材料及び磁性塗膜65と65'の交互薄層を積層することによって増加される。図15は、線390に沿って図14Aからの軸方向断面図を示す。ワイヤの導体220と220'及び磁性塗膜65と65'の交互層が見られることができる。

図16を参照すると、平面を有する円筒状形状が示される。平面180は、導体66の残部の周りの厚いメッキに対して導体66に強磁性塗膜の薄いメッキ182を引き起こすことにより製造されることができる。この薄いメッキ182は、この平面180に選択的な第一発症の加熱が発生する。誘導加熱は、透磁性塗膜内の磁束密度に比例する。一実施形態では、非対称的薄いコーティングは、小さな断面の厚さを有しており、熱の形態で高いヒステリシスロスを生成する。従って、治療温度は、減少した磁束密度190でクーラーの反対側に比べてより高い磁束密度192を有する平坦な表面180で低消費電力で達成

することができる。利点は、その組織の界面での高速時間応答と分散された最適な加熱が強化されることである。

図17を参照すると、強磁性塗膜65は、磁性塗膜65の外側の温度上昇を集中させるように構成されることができ、比較的高い電力のアプリケーションで強磁性塗膜65を冷却するために必要な時間をさらに削減する。そのような構成の例が図17に示され、図17において、電流の流れ230及び230'（矢印）によって生成されるフィールドは、両方の導体を囲む強磁性塗膜65内にある互いに関するキャンセル効果を有し、境界での強磁性材料に比べ、ループ導体441のクーラー間に磁性材料を保持する。

図18A - 18Dを参照すると、いくつかの外科手術のチップ（先端）194の形状が例示される。図18Aにおいて、薄膜磁性材料196でメッキされた単一の小さな直径の導電性のワイヤを有する外科手術チップ194aが示される。図18Bにおいて、薄膜磁性材料196'でメッキされた二つの小さな直径の導電性のワイヤを有する外科手術チップ194bが示される。図18Cにおいて、薄膜磁性材料196''でメッキされた三つの小さな直径の導電性のワイヤを有する外科手術チップ194cが示される。従って、チップの形状は、薄膜磁性材料でメッキされた複数の小さな直径の導電性のワイヤからなることが考えられる。このような設計は、強磁性体被覆導体の最小の質量に起因する動的な手術環境に不可欠な一時的な熱応答性（急激な発症、急速なオフセット）を保持する。従って、実用的な単一又は多数の熱的ツールとして二つ以上の離間したワイヤを有する平らな先を構成することができる。さらに、チップ194a、194b及び194cは、図18A - 図18Cのチップ194のためのレセプタクル198を有する図18Dに見られるように交換可能である。ジェネレーターシステムは二つ以上の導体に一緒に供給される電力を調整するように構成され、（他の図面で示された）ユーザコントロールは、その目的のために提供されることができ、これを理解されるであろう。

強磁性塗膜65は、直接的に組織に接触するように使用されることができ、あるいは、テフロン（PTFE）（登録商標）などの非粘着性コーティング又は類似の材料は、組織への付着を防止するために強磁性塗膜及び導電体に適用されることができ、代替的に、強磁性塗膜は、生体適合性及び/又は研磨を向上させるために、組織を引っ張るときに抗力を減らすために、金などの他の材料で被覆されることができ、また、強磁性塗膜は、熱伝達を向上させるために熱伝導性材料で被覆されることができ、実際には、単一のコーティングは、多数の望ましい特性を有するように選択されることができ、

#### 【0056】

図19乃至図22を参照すると、強磁性体被覆導体は、主要な構造に取り付けられることができる。主要な構造は、強磁性体コーティングを有する導体に対してアタッチメント面又は内部サイトを提供する。従って、導体上の強磁性体コーティングの利点は、主要な構造及びそれに対応する材料の利点と組み合わせられる。主要な構造は、材料強度、剛性、熱伝導、熱伝熱への耐性、表面積、または追加機能を含むがこれらに限定されない様々な理由に選択される。

#### 【0057】

本明細書中で使用される、主要な構造は、強磁性体被覆導体が接続され、ツールの形状を定義する構造を意味する。例えば、主要な構造は、外科用メス、鉗子の歯、ヘラの顔、またはプローブの端にあるボールの形にすることができる。従って、導体形状は、主要な構造上に配置され、主要な構造の穴を貫通し、及び/又は主要な構造に埋め込まれることができる。例えば、主要な構造は、外科用メスにすることができるが、導体の形状は、主要な構造の強磁性被覆線の蛇行形状にすることができる。

図19A、19Bを参照すると、代替的誘導強磁性熱機能付きコールドカットメス223が示される。コールドカットメス223は、切断縁部を有するとともに凝固用など必要なときに作動される二次的熱機能を有するブレードのアプリケーションによって切断するために使用される。図19A及び図19Bに示された実施形態では、これは、導体又は強磁性塗膜65の活性化なしに組織を切ることができる外科用メス型の主要な形状の側面に強磁性被覆電線の導体220を配置することによって達成される。コールドカットメス22

3は、組織を切断するために古典的に使用されることができる。しかしながら、患者が出血し始めた場合、コールドカットメス223のオペレータは、強磁性体被覆導体を作動し、出血の組織にコールドカットメス223（及びそれに応じて強磁性体被覆導体）の側面を配置することができる。熱効果は、組織が出血を密封し、止血させる。強磁性体被覆導体の停止後、メスのオペレータは、その後、コールドカットメスの利点を有する切断に戻る。

そのようなコールドカットメス223の使用にいくつかの利点がある。二重使用のツールは、それ以上の損傷や遅延のリスクを引き起こす、コールドカットメス223のオペレータが一方のツールを取り外してそれを他方のツールに交換する必要がない。強磁性塗膜65のため、コールドカットメス223は、コールドカットメス223が標的領域で使用され待ち時間を減少するように、強磁性塗膜65の領域での迅速な熱応答の時間（ヒートアップ時間及びクールダウン時間）を有する。コールドカットメス全体を加熱することが望ましい場合、熱応答時間は、（図19Bに見られるように）ブレードの中心部分222を除去することによってさらに減少され、導体のパス間に又は導体のパスに隣接して生じるブレードの非連続部分を生じる。ブレードの中心部分222を除去することは、熱質量とそれに応じた熱応答時間をさらに減少できる。

図19Bに関連した一実施形態では、強磁性体塗膜は、主要な構造の残存部分が低い温度で残存しながら先端だけを加熱させる。この強磁性体塗膜に近接した主要な構造の一部への加熱の制限は、高い精度及び小さいスペースの有用性を提供する。同様に、強磁性被覆電線の導体220は、表面の加熱のカバレッジを向上させるためにコールドカットメス223の表面にわたってジグザグ又は蛇行パターンなどのパターンを形成する。

#### 【0058】

また、外科用メスは、強磁性体被覆ワイヤ導線220の熱効果によって増強される。一実施形態では、外科用メスは、それぞれの部分にアドレス可能なさまざまな温度範囲で、複数の部分を有する。例えば、外科用メスブレードへのエネルギーは、切断に使用することができるが、ブレードの両側へのエネルギーは、組織の壁を凝固するために使用される。別の実施形態では、強磁性体被覆ワイヤ導線220は、より困難な組織を移動する際に追加の切削能力を提供するために作動されることができる。別の実施形態では、強磁性体被覆ワイヤ導線は、外科用メスのブレードと関連してより滑らかな切削プロセスを提供するために作動されることができる。ユーザコントロールは、所望の温度または組織の効果と相関することができる電源によって供給される電力設定を選択するために使用される。

#### 【0059】

電源はさまざまな方法で個々の塗料とその関連の導体に向けられる。一実施形態では、導体は、個々の電力線を有するが、共通のアースを共有する。別の実施形態において、導体は、個々の電源とアース線を有する。別の実施形態は、個々のコーティングに対処するために周波数変調を使用する。あるデジタル実施形態は、3本の導線を使用する。1本の導体は、コーティングが電力を受けるかについての通信に使用され、他の2本は、電力及びアースの信号である。代替となるデジタル回路は通信回路を削除し、代わりに、回路が識別でき、正しい回路に電力を導くように前駆体の識別信号を送信する。実際に、これらの技術は、相互に排他的ではないが、互いに組み合わせられて使用されることができる。例えば、回路の組み合わせは、いくつかの回路が他の回路よりも少ない電力を必要とする場合に有利である。

#### 【0060】

図20Aを参照すると、ヘラ状の形状を有する熱外科ツールが示される。ヘラ224は、図示のようなヘラ形状の周辺をならうワイヤ導体220上の強磁性塗膜65を有する。代替的な実施形態では、ワイヤ導体220の強磁性体塗膜部分は、その表面がワイヤ導体220の強磁性体塗膜部分によってより均一に覆われるように形状の表面にわたってパターンを形成することができる。

#### 【0061】

ヘラの形状は、さまざまな組織への影響や処理に対して有効である。一実施形態では、

へらは、手術中の止血や組織の溶接に使用される。切開が行われた後、必要に応じて、へらは、止血又は平らな組織の溶接を実現するために切開された組織に適用されることができる。別の実施形態では、へらは組織の中に押され、熱エネルギーは、組織の除去に使用される。

#### 【0062】

図20Bを参照すると、へら状の形状を有する熱外科ツールが鉗子形態で示される。へら鉗子225は、各へらが別個の電源制御を有するあるいは鉗子が共通の電源を有するような組み合わせで使用される。他の実施形態では、鉗子もまた、鉗子の一つのへらで加熱されるだけに行うことができる。そのようなツールは、血流を止めるために血管をクランプし、熱で止血と血管の切断を引き起こすために使用されることができる。

図20C及び図20Dを参照すると、図20Aの側面図が二つの異なる実施形態で示される。強磁性体塗膜及びワイヤ導体は、いくつかの方法で主要な構造に取り付けられる。図20Cで示された一実施形態では、強磁性塗膜65及び導体は、主要な構造の表面に取り付けられる。代替的に、図20Dでは、強磁性塗膜65及び導体は、主要な構造内に埋め込まれることができる。所望の効果に応じて、図20A、20B、20C、20Dに示されたツールは、強磁性塗膜65が配置されたツールの側面が組織と接触することができるあるいは反対の面が組織に適用されることができるような方法で組織に適用されることができる。

#### 【0063】

図21A、21B、21Cを参照すると、ボール状の形状を有する熱外科ツールが示される。一実施形態では、水平方向に巻き付けられたボール226又は垂直方向に巻き付けられたボール231は、図21A及び図21Cで見られるように、強磁性塗膜65を有するワイヤ導体220で内部的又は外部的に巻き付けられる。図21Bに示された別の実施形態では、ボール構造227は、馬蹄形のような別の形状で準備された強磁性塗膜を有するワイヤ導体220を含む。上記実施形態では、ボール形状の加熱要素が形成され、組織の大きな表面領域にわたって凝固させるあるいは治療効果を提供するために使用されることができる。また、全ての方向でないがほとんどの方向に熱エネルギーを放射するので、ボールは、組織の切除の効果がある。

#### 【0064】

図22Aを参照すると、尖った形状を有する熱外科ツールが示される。尖った形状のツール228は、図示のように尖ったツール形状の周辺をならうワイヤ導体220上の強磁性塗膜65を有する。代替的な実施形態では、ワイヤ導体220の強磁性体塗膜部分は、尖った表面がワイヤ導体220の強磁性体塗膜部分によってより均一に覆われるように形状の尖った表面にわたってパターンを形成することができる。尖ったツール228は、組織の層を貫通する切開を行うのに特に有効であり、腹腔鏡手術のためのトロカール挿入部位の周辺組織の凝固などを切断しながら凝固するための手段を提供する。

図22Bを参照すると、尖った形状を有する熱外科ツールが鉗子形態で示される。尖った鉗子229は、各尖った形状が別個の電源制御を有するあるいは鉗子が共通の電源を有するような組み合わせで使用される。そのようなツールは、小血管の結紮で止血及び切断を達成するように構成されることができる。

#### 【0065】

いくつかの主要な構造は、単数形態で示されるが、主要な構造は組み合わせで使用されることができる。これは、鉗子のアプリケーションを含む、二つ以上の同じ主要な構造又は異なる主要な構造を含むことができる。各主要構造は、一般的に電源に対して制御されるあるいは各主要構造に対して別個の電源の制御を有する。さらに、固体の主要な構造は、主要な構造の部分が熱質量とそれに応じた熱応答時間を減少するために除去されるように上記示された外科用メスと同様なものに変えられることができる。

#### 【0066】

いくつかの主要な構造が対称構造を有することが示されているが、主要な構造は、主要な構造の一部分だけが作動されるような非対称又は指向的な構造を有することができる。

これは、作動される所望の主要な構造の領域に存在する導体ワイヤの部分だけに強磁性塗膜を配置することによって達成されることができる。例えば、強磁性体コーティングされた導体に対称的にヘラ構造に配置されていない場合に、ヘラ構造が、ある領域で作動されるように構成されることができる。これは、表面などの構造の所望の作動部分に、ジグザグ又は蛇行パターンなどのパターンを提供することによって向上させることができる。

#### 【0067】

別の実施形態では、主要な構造の一部が作動されることができる。主要な構造の様々な部分に取り付けられた強磁性塗膜65を有する多数の導体を使用することによって、主要な構造の一部が選択的に作動される。例えば、外科用メス232は、図22Cに示されるように、チップ(先端)部分234と面部分236とに分割される。外科用メスのオペレータは、チップ部分だけあるいは外科用メスの形状と関連したチップ部分を、所望の表面領域に依存して、作動させるか否かを選択できる。同様に、鉗子のアプリケーションでは、鉗子は、内側部分と外側部分に分割されることができる。鉗子のオペレータが、ポリープなどの鉗子によって囲まれるものを除去することを望む場合、内部部分は作動されるが外部部分は作動されないままである。空隙の両面が密閉される必要がある場合は、鉗子の外側の表面は作動される。

主要な構造の様々な部分に取り付けられた強磁性塗膜65を有する多数の導体及び別個に制御された電源を使用することによって、主要な構造の様々な部分が様々な使用又は効果に対して同時に作動されることができる。例えば、主要な構造の縁部分は切断のために作動されるがブレード部分は止血のために作動されることができる。

#### 【0068】

従って、組織を治療する方法は、その上に配置された、一部分に配置された強磁性塗膜を有する導体を有する主要な構造を選択すること；組織と接触して強磁性塗膜を配置すること；及び強磁性塗膜を加熱して組織を治療するように導体に振動電気信号を提供することの工程を含む。

上記方法の任意の工程は、外科用メス、ヘラ、ボール及び尖った形状の群から選択された主要な構造を選択することを含む。組織の治療は、止血、除去又は血管内皮溶接を生じる切開を含む。

#### 【0069】

組織破壊のための方法は、その一部分に配置された強磁性塗膜を有する導体を選択すること；及び、強磁性塗膜を加熱して組織を破壊するように導体に振動電気信号を提供することの工程を含む。

#### 【0070】

上記方法の任意の工程は、組織を監視し、所望の組織の破壊が生じたとき又は望ましくない組織の影響が防止されるときに、導体に振動電気信号の供給を中止することを含む。外科手術器具を形成するための方法は、主要な構造を選択すること；強磁性材料で導体をコーティングすること；及び、主要な構造に導体を配置することの工程を含む。

#### 【0071】

上記方法の任意の工程は、振動電気エネルギーを受けるために構成された導体に電氣的接続を提供することを含む。

図23Aを参照すると、カテーテルの先端の周りに配置された強磁性材料で少なくとも部分的に被覆された導体220を有するカテーテル270が示される。所望の治療効果に応じて、強磁性塗膜65のコイルの位置は、代わりにカテーテルの内側にあり、または、カテーテルの中央チャンネル260の円周と近似する円周を有する強磁性体コーティングされた導体の単一のループがカテーテルチップの端部に配置されることができる。

図23Bには、別の強磁性体コーティングされたカテーテル270が示される。いくつかの実施形態では導体ワイヤ、コイル、または環状の構造であるが、また、強磁性体コーティングされたカテーテル270も形成されることができ、強磁性塗膜65を有する代替的な導体250として役立つ。この実施形態では、カテーテルは、絶縁体によって分離された二つの同軸導体で構成されることができる。カテーテル270の遠位先端で、連

続的な電気経路が同軸導体によって形成されるように導電性コーティングは適用されることができ、強磁性体コーティングは、図 2 3 B に示されるように、同軸導体を接続する環状表面で、カテーテルの遠位先端近くあるいはカテーテルの端部で外径の表面を中心に分散されることができる。これは、強磁性体コーティングされたカテーテル 2 7 0 が灌漑、吸引、検知などの他の機能を実行することを可能にする、あるいは、開口及び低侵襲の外科手術処置と共に多くの介在で共通であるように、中央チャンネル 2 6 0 を通じて光ファイバを介したアクセスを見ることができ、さらには、カテーテルの中央内腔は、これに限定されないがインピーダンスと PH を含む他の検知物理療法へのアクセスを提供するために使用されることができる。

#### 【 0 0 7 2 】

カテーテル 2 7 0 又は内視鏡は、二極性電極及び / 又は熱的要素の双方が提供されることができ、従って、そのようなカテーテル又は内視鏡の利点は、本明細書に記載されたマルチモード外科手術ツールと組み合わせることができる。

図 2 4 を参照すると、強磁性体コーティングされた導体の外科手術ツールカテーテルチップ 2 8 8 の代替的实施形態の側面図が示される。一実施形態では、導体は、中央チャンネルを有する本体部を形成する基体 2 8 5 に配置された強磁性体コーティングされた導体からなる。強磁性体塗膜は、導体 2 8 9 の上面のメッキされた強磁性体塗膜 2 7 5 からなる。メッキは、熱的效果が外部に導かれるように基体 2 8 5 の外側に配置されることができる。これは、カテーテルチップ（先端）が組織の壁に熱的組織の効果を適用することを可能にする。

別の実施形態では、基体の内部は、熱的效果が内部に導かれるように導体 2 8 9 及び強磁性体塗膜 2 7 5 を含むことができる。内部コーティングは、卵管のシーリング及び骨接合術のアプリケーションなどの所望の領域に溶解性固体の供給を可能にする。

代替的に、強磁性体塗膜 2 7 5 は、熱的影響がチップの前方に導かれるように中央チャンネル 2 6 0 への入口を囲む。熱エネルギーが中央チャンネル 2 6 0 の入口に向けられることは、組織サンプルを取ること、あるいは、ポリープなどの材料の除去を助ける。

メッキは、複数の方法によって達成される。基体 2 8 5 は、成型され、鋳造され、あるいは、高温の熱可塑性、ガラス、または他の適切な基板材料を含む様々な材料から形成される。実際のメッキは、電気メッキ、無電解メッキ、蒸着、またはエッチング、またはそれらの組み合わせによって達成される。このように、メッキプロセスによって、カテーテルチップ 2 8 8 は、連続的なパスを有する導体 2 8 0 の強磁性体コーティングで形成される。

#### 【 0 0 7 3 】

また、カテーテルは、多数のチャンネルを有することができる。一つのチャンネルは、強磁性体被覆導体のための配置チャンネルにすることができる。他のチャンネルは、一つ以上のセンサやソースあるいは温度センサ、照明光源及び内視鏡などの独自の各センサ又はソースに使用されることができる。他のチャンネルは、骨接合術や卵管のシールなどの治療に関連したものを含む物質の供給、洗浄又は吸引を含む。実際には、強磁性体コーティングは、物質の融解に役立ち、そのコーティングは、一般にカテーテルよりも一つ以上の特定のチャンネルで案内される。

図 2 5 を参照すると、発行光源 2 6 6 近傍のロッドレンズタイプ又は組織繊維束のタイプの表示チャンネル 2 6 2 を有する内視鏡 2 4 0 が示される。ループの凝固 / カッター 2 6 4 が示され、強磁性塗膜 6 5 からなる。そのような適応は、腸のポリープ除去などの様々なアプリケーションであるいは様々な腹腔鏡処置の密閉又は切断アプリケーションで考えられる。他の検出モダリティは、近接場の腫瘍細胞の検出または赤外線熱のモニタリングを含む。説明された内視鏡 2 4 0 と同様のツール構成は、カテーテルの管腔を通して組織をターゲットに供給されることができるツールで実施されることができる。

一実施形態では、腫瘍細胞は、紫外線にさらされると蛍光を発する物質でタグ付けされることが原因である。内視鏡 2 4 0 は、光源 2 6 6 と、検出された蛍光を戻すチャンネル内のセンサ又は光学部品とを含む。内視鏡 2 4 0 の強磁性塗膜 6 5 の部分は、破壊のため

のタグ付けされた組織に向けられる。

他の実施形態では、材料は、固化状態での標的組織または骨の周囲に堆積される。ひとたび供給されると、材料は、上述の内視鏡 240 による作動によってサイトで構造に溶解される。この材料の使用の例は、卵管のシーリングと骨接合を含む。さらに、そのような材料は、同じ又は類似の内視鏡 240 で溶解して除去され、内視鏡 240 の中央内腔を通じて吸引されることができる。さらに別のアプリケーションでは、材料が液体形態で供給されることができ、内視鏡 240 により誘導された熱加熱処理により硬化される。

代替的に、導体は、繊維の束の一部にすることができる。繊維は、カテーテル内に含まれ、そうでなければ互いに結束される。導体は、強磁性塗膜を有するが、他の繊維は、視覚的な観察、検出、誤嚥、または灌漑を含む他の目的を有する。

【0074】

組織除去の方法は、強磁性体で覆われた導体を有するカテーテルを選択すること；強磁性体で覆われた導体を除去される組織に接触させること；及び、強磁性体で覆われた導体に電力を供給することの工程を含む。

【0075】

任意の工程は、内視鏡の支援を通じて組織にカテーテルを誘導すること；カテーテル上に配置された強磁性体コーティングされた導体を選択すること；カテーテル内に含まれる強磁性体コーティングされた導体を選択すること；カテーテルから強磁性体コーティングされた導体を展開させること；あるいは強磁性体コーティングされた導体を除去される組織に接触させることを含む。

【0076】

体内に物質を供給する方法は、強磁性体で覆われた導体を有するカテーテルを選択すること；カテーテルに物質を配置すること；体内にカテーテルを挿入すること；及び、電力を強磁性体コーティングされた導体に送らせることの工程を含む。

【0077】

任意の工程は、骨接合のための物質を選択すること；卵管のシーリングのための物質を選択すること；あるいは、カテーテルで物質を溶解することを含む。

組織を治療する方法は、強磁性体で覆われた導体を有するカテーテルを選択すること；組織と接触してカテーテルを配置すること；及び、電力設定を選択することの工程を含む。温度範囲は、温度範囲や所望の組織の影響に対応することができる。望ましい組織効果は、血管内皮溶接、止血、焼灼、シーリング、切開、切除、または蒸発の群から選択される。実際には、電源の設定は、所望の組織の影響に対応することができる。

図 26 を参照すると、組織除去ツール 290 が示される。組織除去の一般的なアプリケーションでは、アーム又は歯 295 は望ましくない組織に挿入される。一つ以上の先端 300 は、組織の温度が所望の時間の間所望のレベルまで引き上げられるように作動されることができる。その作動が所望の時間の間温度を保持することに成功した後、あるいは望ましくない効果が気づかされた後、一つ以上の先端 300 は、不作動されて組織から取り除かれる。

一実施形態では、導体 220 は、強磁性塗膜 65 を含む先端 300 をもつ一つ以上のアーム又は歯 295 に含まれる。先端 300 は、組織の中に挿入され、組織の破壊が生じる又は一つ以上の望ましくない組織の影響が生じるまで温度は制御される。組織の影響は歯 295 のセンサを通じてあるいは外部的に監視されることができる。

センサは、多数の方法で配置されることができる。一実施形態では、センサは、強磁性体で覆われた先端 300 から離れて歯に配置される。他の実施形態では、ある先端 300 は、強磁性体コーティングを有し、代替的な先端 300 は、コーティングを有さないが内部にセンサが収容される。センサは、組織の影響を監視し、又は、観察されるあるいは処理される信号を戻す。これは、温度センサ、カメラ及びリモートイメージングなどのセンサを含む。他の実施形態では、温度は、外部のイメージングを通して監視されることができる。

【0078】

このようにセンサは、フィードバックループの一部を形成する。一つ以上の組織の影響を監視することにより、除去ツールは、電力設定を自己調整することができる。この自己調整システムは、システムがキュリー点以下で動作し、所望の組織の効果および/または温度範囲を維持するのを許容する。

【0079】

複数の先端300が使用されている場合には、強磁性体コーティング65を有する先端300は、温度分布が所望の領域に集中するように個々に制御されることができる。また、これは、主要な歯が熱機能を実行するために使用されながら、第2の歯が組織の効果を監視するのを許容する。

【0080】

電源は、個別に各歯に向けられる。一実施形態では、電源は、温度に対して各歯を監視する。組織が破壊されると、組織の水分含量が低下する。水分含量が低下すると、組織は、同じ熱エネルギー量を必要としない。従って、組織が破壊されると、電源は、温度を監視し、温度スパイク又は温度変化の兆候を示す先端300に少ない電力を送る又は電力を送らない。

【0081】

図解は、図26において多数先端組織除去ツールで示されるが、単一の組織除去ツールが図7Cと似た構成で作られることができる。

組織の使用の利点に加えて、外科手術ツールもまたセルフクリーニングすることができる。一実施形態では、空気で作動されると、ツールは、組織の破片を炭化または気化させるのに十分な温度を達成することができる。

【0082】

上記実施形態は、本発明の原理にしたがって、誘導加熱のモダリティでのみ動作する強磁性体導体を開示しているが、熱外科手術システムは、マルチモード外科手術器具を形成するために他の技術と組み合わせることができる。マルチモード外科手術器具は、それ自体で両方のモダリティのいくつかの本質的な欠点を潜在的に減少しながら、複数のエネルギーのモダリティの優位性を活用することができる(いくつかの例が説明されているが、マルチモード外科手術的モダリティは、上述の実施形態の事実上すべてを変更することによって達成できることが理解されるであろう)。

【0083】

本明細書で使用する場合、多重化は、単一のチャネルを介して2つ以上の信号を通信することを意味する。多くの場合、チャネルは、ワイヤまたはケーブルにすることができ、信号は、単一のチャネル上で、独立的に又は同時に課せられる。

異なるモダリティが組み合わせられることができる。熱モダリティは、熱エネルギーを生成すると共に、これらに限定されないが、誘導加熱、導電性加熱および抵抗加熱の装置を含む熱エレメントから形成されることができる。電気外科モダリティは、標的組織に電気エネルギーを伝達すると共に、これらに限定しないが単極及び双極のモダリティを含む電気外科要素から形成されることができる。機械的モダリティは、(超音波エネルギーとして知られる)圧力波の形態の機械的エネルギーを標的組織の中に伝送すると共に、これに限定しないが、超音波の組織破壊を含む超音波要素から形成されることができる。これらのモダリティは、組み合わせでさまざまな利点を有することができる。

誘導加熱は、磁氣的又は電氣的な力に対する物質の抵抗の結果である。誘導加熱は、上述のように強磁性効果としてのそのような効果あるいは物質が電界の変化に耐えうる強誘電体効果を含む。

本明細書で使用する場合、“導電性加熱”または“導電性加熱要素”は、一つ以上の介在要素を介して熱源から最終目的地までの熱エネルギーの移動を参照する。例えば、外科手術ツールは、熱エネルギーを、ワイヤなどの介在要素を介して強磁性体誘導加熱器などの熱源から外科手術先端、最終目的地まで伝達させるために加熱伝達を使用することができる。導電性加熱のプロセスは、上述のヒートシンクに似ており、熱伝達だけが、他の媒体よりはむしろ組織に向けられる。また、図4Aに対するヒートシンクの説明を参照くだ

さい。

また、抵抗加熱は、熱モダリティとして使用されることができる。抵抗加熱要素は、電流の通過に抵抗することができ、従って、熱エネルギーの形態の電力を散逸する。

【0084】

単極の外科手術モダリティでは、外科医は、身体を通して電流を通過するために単一の電極を使用することができる。多くの場合、第2の電極は、回路を完了するために背中、脚部又は手術台に取り付けられる。しかしながら、いくつかの単極デバイスは、変位電流によってリターンパスとして機能する本体の自己キャパシタンスのために低消費高周波電流を有するリターン電極なしで動作する。

【0085】

両極の外科手術モダリティでは、電流は、多数の電極を介して患者に適用される。一実施形態では、電流は、鉗子の対向する歯の電極を介して適用される。従って、鉗子間の組織は、加熱される。

【0086】

超音波組織破壊のモダリティでは、超音波振動は、力学的エネルギーの伝達を通して領域の組織を切開、破壊または切除するために使用される。一実施形態では、ハンドピースは、組織に機械的に超音波振動を伝達する振動要素又は構造を含む。これらのモダリティは、単にモダリティとして使用されるときに長所と短所を有することがあると考えられている。しかしながら、複数のモダリティを一緒に使用されている場合、いくつかの欠点が減少し、潜在的な利点が得られるかもしれない。

【0087】

図27を参照すると、単極及び熱モダリティを有するマルチモード外科手術ツール500が示される。マルチモード外科手術ツール500は、ハンドピース505、二次電極510及び電源515を含む。電源515は、外科手術先端の熱及び単極モダリティを有効にするためにハンドピースに二つの信号を提供する。そして、単極モダリティは、二次電極に組織（一般的に患者の体）を介して電流を通過させる。

多重化の実施形態では、単極性の信号は、フィルタ531によるリターンパスとしてケーブル530を使用するのを防止する。フィルタは、単極性の信号がケーブル530に沿って戻るのを防止するが、熱信号がケーブル530に沿って戻るのを許容する。フィルタ531は、電源530とハンドピース530との間に示されているが、電源内、ハンドピース内又は強磁性体コーティング後のリターンパス上を含む信号経路に沿った他の場所に一体化することができる。

【0088】

信号は多くの異なる方法で多重化することができる。信号は、アンプの前に多重化された、アンプの後に多重化された、又は、ハンドピースで多重化された特殊な信号発生器によって生成されることができる。

【0089】

ハンドピース505は、ハンドル520及び外科手術先端525を含む。いくつかの実施形態では、ハンドピース505と電源515との間にケーブル530の接続がある。ハンドピースはまた、ボタン535などの外科手術先端を操作するためのコントロールを含む。

外科手術先端は、いくつかの異なる方法で構成することができる。ある外科手術先端は、多重化信号を受け入れることができる。他の外科手術先端は、別々の信号経路及び構造を必要とする。従って、外科手術ツールは、単極電極などの電気外科手術電極及び別個の構造としての熱要素を有する。これらの構造は、完全に別個である、隣接している、又は重なっている。

多重化の実施形態では、外科手術先端は、導電体上の単一の強磁性体コーティングで構成される。強磁性体コーティングは、単極のモダリティと誘導加熱のモダリティに対応する2つの波形を受け取る。単極の波形は、強磁性体コーティングを通じて患者に透過するが、誘導加熱の波形（または信号）は、強磁性体コーティングで熱エネルギーに変換さ

れる。フィルタは、単極電気信号のリターン経路をブロックするので組織への単極信号の伝達を保証する。単極性の信号は、200kHzから2MHzの間にあることができる。好ましくは、単極信号は、350kHzと800kHzの間にあることができる。誘導加熱の波形は、例えば、5MHzから24GHzまでの間、好ましくは40MHzから928MHzまでの間にあることができる。

一実施形態では、単極性の信号は350kHzから800kHzまでの間である。誘導加熱の波形は、40.68MHzのISMバンド域にある。波形は、電源515によって多重化され、そして、ハンドピース520までケーブル530に沿って送信される(代替的に、電源装置や他の多重化の方法の後に信号を送送する2本のワイヤを接合するなどの、波形を多重化する他の方法が使用されることがある)。

ハンドピース520は、導体上の強磁性塗膜で構成される外科手術先端525にケーブル530を接続する。強磁性体コーティングは、40.68MHzの信号を熱エネルギーに変換し、組織を通じて最終的に第2の電極510に350kHz乃至800kHzの単極信号を送信する。

#### 【0090】

単極のモダリティは、切断の利点を維持し、誘導加熱のモダリティは、止血を生成し、組織を介して外科的先端を引っ張るために必要な力を軽減する。従って、使用中のときに、外科医は、切断に適したRF波形を使用し、シーリング又は止血のために塗布部分の熱接触を使用する。従って、RF凝固や高周波療法の波形や混合波形に関連付けられている深部組織への影響は、RF切断の利点を維持しながら、最小限に抑えられることができる。また、組み合わされた装置は、強磁性誘導加熱と電気切断の両方を最適化するために別々のRF周波数または電流経路で構成される。

別々の信号経路の実施形態では、外科手術的先端525は、熱構造上に配置されたモノポーラ電極で構成される。強磁性体被覆導体などの熱構造からの熱は、電極を通じて組織に伝達される。いくつかの実施形態では、熱構造は、電氣的絶縁性の熱伝導性のコーティングによって単極電極から分離される。電極及び熱構造は、正しい信号がそれぞれに送られるように個々の電氣的接続を有する。

#### 【0091】

また、電極は、熱構造の隣に配置することができる。一実施形態では、単極電極は、電極が最初に組織と接し、それによって組織を切断又は切除するように配置される。後端の熱構造は、新たに切断又は切除する組織と接触し、熱止血を適用する。従って、モダリティは、医師によって望まれた外科手術機器の構成及び効果に依存して同じ組織又は互いに密接するもので、完全に独立して同時に使用されることがあることが明らかであろう。

#### 【0092】

上記実施形態は、切断のための単極モダリティ及び止血のための熱モダリティを使用するマルチモード外科手術ツール500を述べるが、どちらかのモダリティは、同じであるか異なるか他の組織への影響に適応できることを認識すべきである。例えば、一実施形態では、単極電極及び熱要素は同時にアクティブになる。単極電極の波形及び熱要素の波形は、両方とも切開に最適化される。これは、簡単でより効果的に組織を切開することができる。他の実施形態では、熱的構造は、切開のために使用されることができ、単極電極は、止血のために使用されることがある。

単極のマルチモードデバイスは、連携して又は別個にどちらかのモダリティの機能を使用することができる。実際には、発振器は、個別に調整される。一実施形態では、単極性のモダリティ及び熱モダリティは、様々な時間でアクティブ化される。単極性のモダリティは、組織を切開するためにアクティブ化される。止血が必要な場合は、熱部分は要求に応じて起動されることができ、外科医によって必要とされるまで起動されない。

#### 【0093】

電源515は、個別に又は連携してモダリティを制御する。例えば、ボタン53を押すと、両方のモダリティを連携して活性化する。あるいは、ボタン535は、一つ又は両方のモダリティを活性化するために構成される。しかしながら、電源は、個別に調整可能な

別個の制御部 5 4 0 を介して各モダリティへの電力供給を制御することができる。

【 0 0 9 4 】

マルチモード外科手術ツールは、カテーテルに配置されることができる。カテーテルは、感知、視的フィードバック、灌漑、吸引、または物質の供給などの多くの機能を可能とする。実際には、カテーテルは、所望の用途に応じて可撓性又は剛性にする事ができる。

【 0 0 9 5 】

熱的に調整可能なマルチモード外科手術ツールを使用するプロセスは、組織に熱の影響を作成するために強磁性材料で被覆された導体の一部分を有する導体に沿って配置された第 1 のロードで実質的に最大電流及び最小電圧を有するおおよその定在波を形成する第 1 の発振の電気信号を発生させること；及び、組織に熱の影響を作成するために導体に沿って第 2 の発振の電気信号を発生させることの工程を含む。

【 0 0 9 6 】

プロセスは、組織の止血を作成すること；組織を切断すること；第 1 発振電気信号及び単一の導体の第 2 発振電気信号を発生すること；又は、重複する時に第 1 発振電気信号及び第 2 発振電気信号を発生することの任意の工程を含む。実際には、導体は、単極の電極を備えることができる。

【 0 0 9 7 】

組織を切開し、密封する方法は、その一部分に配置された強磁性塗膜を有する導体と電極を有する外科手術ツールを選択すること；組織と接触させて電極を配置すること；強磁性体コーティングを組織と接触させて配置すること；組織を切開するように電極に振動電気信号を供給すること；及び、強磁性体コーティングを加熱すると共に組織を密封するように導体に振動電気信号を供給することの工程を含むことができる。

その方法は、止血を提供するために強磁性体コーティングを加熱すること及び単極電極を選択することの任意の工程を含む。

【 0 0 9 8 】

図 2 8 A、2 8 B、2 8 C を参照すると、病変又は除去プローブ 4 2 0 が示される。病変プローブは、病変内に配置され、特定の時間に特定された温度まで加熱されることができる。一般的に、望むことは、他の組織を最小限に影響させながら病変を殺すまたは除去することである。このプロセス中に、熱の進行は、不測の不規則性が患者の組織をさらに損傷するよりはむしろ処置を中断させるように監視される。この進行は、熱の形状またはシェーピング効果として知られている。強磁性体コーティングは、それ自体、生体適合性であり、あるいはそうでない場合は、生体適合性材料又は非固定性材料などの第 2 のコーティングで覆われた少なくとも一部分を有することができる。一実施形態では、強磁性体誘導先端 4 2 2 は、金のコーティングによって覆われることができる（時にはキャップと呼ばれる）。金の先端コーティングは、生体適合性で、非常に熱伝導性があり、従って、よりゆっくりとした時間的加熱及びシェーピング効果のため実用的である。金が使用されるが、銀などの他の生体適合性材料が同様に使用することができる。導電性コーティングは、単極電極を覆う場合に、単極エネルギーの伝達を補助するのに役立つ。

【 0 0 9 9 】

プローブ 4 2 0 は、一つ以上のモダリティの使用によって動作する。一実施形態では、電極は、組織の中への挿入のために切開するのに最適化され、熱要素は、組織切除のために最適化される。電極及び熱要素の双方は、先端 4 2 2 に又は先端 4 2 2 の近くに含まれる。従って、電気外科手術要素は、所望の組織の中への機器の挿入を許容し、熱部分は、切除のために使用される。同様に、ツールもまた R F 組織切除及び熱切開のために構成される。

プローブ 4 2 0 を使用する方法の一実施形態では、プローブ 4 2 0 は、機能経路を選択的に障害するために組織の中に定位的に案内される。一般的な例は、運動障害、疼痛、およびうつ病の治療に機能的定位的脳障害を含む。一般的に利用される単一のモダリティの単極及び単一のモダリティの双極のプローブの構成と比較した利点は、病変の形状が

組織でシェーピング効果を調整するために臨床医により良い能力を与える、熱伝導特性および/または電氣的インピーダンス特性によって制御されることである。代替的に、組織の意図された漸進的な熱破壊のための切除は、通常より高い温度を採用する同様の設計で達成されることができる。そのような実施形態は、様々な臓器における腫瘍転移の治療に容易に適応される。複数のモダリティのもう一つの利点は、単一のモダリティの少ない最適なターゲットを選択するのではなく、電気と熱の影響が重なる組織をターゲットとする能力を与えることである。

図28Aに示されるように、病変又は除去プローブ420は、組織、例えば肝臓426などの臓器の転移424に配置されることができる。一度、肝臓などで、一つ又は両方のモダリティは、所望の時間所望の温度まで転移424を加熱させることができる。熱モダリティは、先端422を加熱させる。温度の包絡線の形状は、温度検知器又は超音波などの外部的な手段によって調査される。同様に、電氣的なモダリティの電氣的効果は、インピーダンスの測定など同様に測定することができる。経過時間の後、プローブ420は、病変から取り除かれる。従って、腫瘍の望ましくない組織が周囲の組織に害を最小限に抑えながら、殺される。気管支熱形成、前立腺肥大、および体積減少(病変)に示されるように、分散組織切除の効果は、組織の電気インピーダンスの変化の断面を監視することによって最適化されることができる。

図28Bを参照すると、図28Aの除去プローブの拡大図が示される。プローブは、強磁性体被覆導体423などのマルチモード先端420で終端する細長い本体420を有する。マルチモード先端420は、図28Cに示されるようにセンサ425を含む。図28Dに示される一実施形態では、除去プローブは、第1のマルチモード先端420と第2の先端427を含む。一実施形態では、第1の先端は、マルチモード機能を含み、第2の先端427は、センサを含む。他の実施形態では、第1及び第2の先端(主要な先端及び補助的な先端として知られている)は、マルチモード先端を含む。

組織の除去の方法は、電気外科手術及び熱のモダリティを有する先端を選択すること；その先端を望ましくない組織に挿入すること；及び、望ましくない組織内で一つ以上のモダリティを活性化することの工程を含む。

#### 【0100】

組織を治療するための方法は、外科手術ハンドピースを選択し、ハンドピースから組織に少なくとも摂氏58度で熱エネルギーを提供すると共にハンドピースから組織に電気エネルギーを提供し、それによって組織を治療することの工程を含む。

#### 【0101】

強磁性塗膜を持つマルチモード外科手術の先端は、キュリー点を越えることなく、治療温度範囲の所望の設定を包含するのに十分な大きさの関連キュリー点を有することを認識すべきである。

図29を参照すると、双極性及び熱のモダリティを有するマルチモード外科手術ツール550が示される。電源515は、ケーブル530を通じてマルチモードの鉗子555に双極性及び熱の信号を供給する。双極性の信号は、双極性の波形を使用して第1の鉗子先端560を通り組織を通じて第2の鉗子先端560に移送される。熱の信号は、一つ以上の鉗子先端560内の加熱要素によって熱エネルギーに変換されることができる。

マルチモードの鉗子は、熱加熱及び双極電気外科モダリティをマルチモード鉗子先端560に組み合わせる。鉗子560は、電気外科手術要素を使用して切断するのを許容し、熱部分で密閉し、それによって、組織の完全された切断及び密閉を提供する。外科手術ツールは、また、提携された両方のモダリティあるいは必要に応じてのいずれかによって組織に適用される他の組織への影響を許容する。換言すれば、電気外科手術モダリティ及び熱モダリティは、異なる時間で使用されることができ、あるいは、重複してもよい。例えば、医者は、彼又は彼女が、望ましくない出血を検出するまで組織を切開するために双極要素を組織と接触させることができ、その時に、彼又は彼女は、出血組織に隣接して熱要素を配置し、止血のための熱モダリティを活性化することである。これは、双極性モダリティを停止後、あるいは、(例えば、医者が組織を切開するときに双極性モダリティを密接に追従し

て) 双極性モダリティがまだ使用されている間に行われることができる。制御部 540 は、双方が同時に又は重複して使用されるのを防止するために提供されることができ、あるいは、使用者は、各モダリティが使用されるときに制御することができる。

#### 【0102】

同様に、外科手術ツールは、両方のモダリティを使用して同じ組織の効果あるいは異なる組織の効果を実用する。ハンドピース制御部 561 などの制御部は、医者が、双極性モダリティ、熱モダリティあるいは双方のモダリティを選択的に使用するのを許容するために提供されることができ。

単極の多重化環境のように、双極性信号は、フィルタ 533 によって熱要素の電気リターンパスを使用することを防止する。代わりに、電気外科手術信号は、リターンパスにアクセスするために組織を通じて導かれる。

図 30 を参照すると、マルチモード鉗子 400 の側面図が示される。一実施形態では、ニッケル-鉄合金が強磁性誘導加熱及び電気外科手術モダリティのために使用される。ニッケル-鉄合金は、誘導加熱用高周波エネルギーを吸収しながら、組織自体に低温切断電流波形を通す。低温切断電流は、非常に少ない止血プロパティを有するが、最小限の有害である。従って、低温切断電流は、望ましい切断モダリティである。止血効果の欠如を改善するために、強磁性体コーティングによる接触熱シールは、電気外科手術で使用されるような深い接触の乾燥及び凝結又は高周波療法の波形の混乱の影響を避ける。従って、強磁性密閉要素の追加は、改善された切断及び密閉を提供する。

マルチモード鉗子に対する様々なアプリケーションは、所望の効果を達成するために使用されることができ。複合機器は、RF 周波数を多重送信し、あるいは、熱及び電気外科手術のモダリティの両方を最適化するために別個の電流経路 404 を使用することができる。様々な先端の形状は、薄い磁性膜で先端で覆われた双極性鉗子を含むハイブリッド機器のために開発されることができ。先端は、信号の伝導又は凝塊蓄積の量を減らすことを助けるためにコーティング 402 又は部分コーティングを有する。また、RF エネルギーの伝達は、食塩水の追加など手術中に導電性材料の追加により増強される。

図 31A を参照すると、鉗子チップ 410 の代替的な実施形態の拡大図が示される。一実施形態では、止血鉗子は、第 1 の鉗子先端 410 上の強磁性熱源 412 と、対向する先端 414' の熱センサを含む。熱センサのフィードバックは、最適な組織の効果が達成され維持されるように報告される。従って、温度は、規制され、電力供給は、所望の効果を提供するために調整される。

双極性モダリティを鉗子先端 410 に加えることは、特異な熱的モダリティを向上させることができる。センサは、先端 414 又は 414' での温度を報告し続けるが、その出力は、両方のモダリティに対する調整に関する決定を行うために使用されることができ。

単極性熱ハイブリッドデバイスと同様に、双極性熱デバイスは、双極性電極及び熱要素を含む。双極性モダリティ及び熱モダリティは、必要に応じて、互いに又は個別に使用されることができ。従って、外科医は、多数のモダリティの利点から選択することができる。例えば、深い組織の影響を避けるために、外科医は、止血に関係した混合双極性波形を避け、その代わりに止血用の鉗子の一体された熱モダリティを使用する。他の実施形態では、外科医は、軟組織を切開するための熱モダリティを使用することができるが、より多くの抵抗がある組織が到達されたときに切断波形を有する双極性モダリティを追加することを選択することができる。

#### 【0103】

センサは、温度又は組織影響を検出するためにマルチモードデバイス内に配置されることができ。そして、センサからの情報は、マルチモードデバイスの出力を調整するために使用されることができ。一実施形態では、センサは、組織の炭化を検出することができる。ジャネレータは、炭化の原因になった可能性がある双極性または熱システムに供給される電力を縮小するように報告されることができ。

#### 【0104】

図3 1 Bを参照すると、コーティングされた鉗子先端4 1 4の図が示される。一実施形態では、テフロン（登録商標）などの強磁性塗膜上の非スティックカバー4 1 6は、凝血の蓄積及び機器のクリーニングの必要性を著しく減少させる。しかしながら、コーティングの計画性のない適用は、その熱伝導特性に起因する急激な温度の動力学と急激な崩壊を妨げる。熱質量及び厚さを含む重要な特性によってコーティング材料を選択することによって、所望の温度保持特性が達成されることができ、さらに、非導電性コーティングは、単に部分的にすることができ、従って、電気外科抵抗を減少し、テフロン（登録商標）のような非導電性コーティングの利点を保持する。

また、双極性マルチモード外科手術ツールは、カテーテルに配置されることができ、カテーテルは、剛性または可撓性にすることができる。また、カテーテルは、吸引、灌漑、物質の供給、視覚的フィードバック、センサでの検知又は他のアプリケーションのために構成されることができ、

組織を治療する方法は、電気外科及び熱のモダリティを有する外科手術ツールを選択すること；先端を組織と接触させて配置すること；及び、少なくとも一つのモダリティを活性化することの工程を含む。

その方法は、所望の温度領域を選択すること；双極性モダリティを選択すること；所望の組織効果に対応する電力設定を選択すること；強磁性体被覆導体を有する熱モダリティを選択すること；切り込みのための第1モダリティを活性化すること；少なくとも一つの活性化血管内皮溶接及び止血のための第2モダリティを活性化すること；モダリティが重複する間活性化するようにモダリティを活性化することの工程を任意的に含むことができ；又は、モダリティの活性化時間が重複するのを防止するようにモダリティを活性化することを備える。

組織を切開する方法は、双極性及び誘導加熱のモダリティを有する外科手術ツールを選択すること；切開のための双極性モダリティを活性化すること；先端を組織と隣接して配置すること；及び、少なくとも一つの活性化血管内皮溶接及び止血のための誘導加熱のモダリティを活性化することの工程を含むことができる。

その方法は、加熱モダリティを活性化しながら双極性モダリティの活性を維持し、それによって組織を切開し、実質的に同時に止血すること、又は、同じアーム上に双極性電極及び熱要素を有する一対のアームを有する外科手術機器を使用することを備える工程を含むことができる。

図3 2 Aを参照すると、熱的及び超音波モダリティを有するマルチモード外科手術ツール4 3 0が示される。電源は、超音波ホーン4 3 5を含む本体4 3 4の、矢印4 3 2で示された超音波モーションを生じるために、超音波トランスデューサ4 3 1（負荷を駆動する）に提供される。動作中、本体4 3 4は、超音波エネルギーで組織を混乱させ、すなわち、望ましくない組織を切開するあるいは破壊させることができる。代替的に、強磁性体コーティングされた導体は低周波の機械振動エネルギーによって作動させることができる。

組織が超音波（または振動）エネルギーによって破壊されると、本体4 3 4の先端にある、被覆強磁性ワイヤ又は強磁性体被覆導体4 3 6などの熱的要素は、止血などの所望の熱作用を達成するために加熱されることができ、（強磁性塗膜は、上述のように波形の負荷として作用する）。

上述の図は、直線的に動作するように示されているが、他の幾何学的な動きが使用されることができ、例えば、一実施形態では、本体は、円を描くように往復する。回転は、矢印4 3 2によって示された軸線を中心とされることができ、他の実施形態では、本体は、矢印4 3 2の軸方向及び矢印4 3 2によって示された軸線を中心とした回転の双方で往復することができる。

使用中、電源が熱を提供するために、熱的モダリティを提供するために導体4 3 6に、誘導加熱信号、すなわち上述したような波形を提供する。同時及び/又は別個に、超音波信号、すなわち超音波トランスデューサ4 3 3あるいは圧電トランスデューサなどの超音波トランスデューサのスタック（4 3 3及び4 3 3'）を駆動する信号は、超音波の動きを生じるために本体を動かすために提供される。従って、熱処理が適用される前、間又は

後に、超音波治療を提供することができる。

ツールは、切開、止血、血管内皮溶接、組織切除またはそれらの組み合わせのために使用される。一実施形態では、超音波モダリティが切開するために使用されるが、熱的モダリティが止血のために使用される。他の実施形態では、超音波モダリティは、先端を組織の中に挿入するのに使用され、熱的モダリティは、組織の除去のために使用される。

#### 【0105】

図32Bを参照すると、熱的及び超音波モダリティ及びフック状主要形状437を有するマルチモード外科手術ツールが示される。また、マルチモード外科手術ツール430は、熱的要素が取り付けられる主要形状を含むことができる。同様に、熱的要素は、様々な組織への影響のために構成されることができる。

図32Cを参照すると、センサ439が図32Aに追加された。センサは、すでに上述された他のセンサと同様に、組織への影響又はデバイスの温度を検出する。同様に、センサは、電力供給を含む利用可能なモダリティの制御におけるフィードバックメカニズムとして使用されることができる。

図32Dを参照すると、第2の先端441は、第1の先端436に近接して配置されることができる。また、第2の先端は、一つ以上のセンサまたは他のモダリティを含み、マルチモード先端を含む。

図33を参照すると、熱的及び超音波モダリティ及び吸引/灌漑を有するマルチモード外科手術ツール569が示される。ツール569は、エネルギーを提供するため及び灌漑や吸引のためのポンプ(必要に応じて)を制御するために個別にアドレス可能である複数の制御部540を有する、ケーブル530を介するハンドピース570への電源515を含む。ハンドピース570は、振動体580と熱要素585を含む。

電源515は、それぞれの負荷(すなわち、本体580と熱要素585)を駆動する超音波信号及び熱的信号を提供する。(同様の電源が図32で示された実施形態で使用されることができる。)電源515は、個別の又は複合された信号をハンドピース570に提供することができる。各信号は、制御部540、ボタン591によって別個に制御され、あるいは、いくつかの場合にはハンドピースの作動によって共同的に制御されることができる。実際には、吸引もまた同じように別個に又は共同的に制御されることができる。

超音波エネルギー及び熱的エネルギーを生じるための信号に加えて、電源515は、例えば、管腔又は吸引穴590を通り、ハンドピース570のグリップ575を通り、チューブ/ケーブル530を通して貯蔵器に吸引を提供するように構成されることができる。図33に示された実施形態では、貯蔵器は、電源515に含まれることができる。

ハンドピース570は、グリップ575、本体580(管腔、穴又はカテーテルを形成する)本体580、及び、外科手術先端585を含む。一実施形態では、グリップ575は、本体又はカテーテル580の先端の超音波振動を生じさせるアクチュエーター又は制御部591を含む。カテーテル580の先端は、強磁性体被覆導体585のような発熱体を含む。超音波エネルギー又は熱的エネルギーは、組織に適用されると、カテーテルの穴590は、脂肪又は関連する影響を含む、あらゆる破碎組織を吸引することができる。

一実施形態では、マルチモード外科手術ツール569は、供給又は灌漑のメカニズムを提供することができる。一実施形態では、物質は、カテーテル内腔590に配置される。超音波モードは、堆積される物質を対象とした供給サイトに到達するのに十分な組織を破壊するのに使用されることができる。対象とされた場所で、マルチモード外科手術ツール569の熱的要素は作動され、物質は溶けて供給サイトで堆積される。必要に応じて、熱的要素は、ツールの挿入や除去の際に、止血や組織の溶接に使用されることができる。

同様に、ツール569は、カテーテルを通じた他の物質の供給のために使用されることができる。上記の議論の多くは、吸引を中心とするが、ツールは、カテーテルを通じた物質を供給するために使用されることができる。例えば、ツール569は、所望であれば過熱状態を含む、食塩水、薬などを供給するのに使用されることができる。

一実施形態では、カテーテルは、複数の穴を有する。一つの穴は、吸引するように構成され、他の穴は、灌漑するように構成される。

前述の他の実施形態と同様に、さまざまなセンサ 593 が使用される。それらは、本体 580 内に配置され、あるいは、内腔 590 を通じて挿入されることができる。これは、ポート 592 を介して成し遂げられる。センサは、温度センサ、組織の状態を監視するセンサ、可視化のための装置、すなわちカメラ、CCD センサまたは光ファイバ線などが考えられることが理解されるであろう。付加的に、電源 515 は、例えば、組織の所望な効果、すなわち、止血、血管溶接、焼灼、切開または切除のための所望な範囲で熱的要素の熱を保つために調整することなど、センサに反応されることができる。

熱的に調整可能なマルチモード外科手術ツールに電力を供給するプロセスは、第 1 の発振電気信号が強磁性材料で被覆された導体の一部を含む第 1 の負荷で実質的に最大電流と最低電圧でおおよそその定在波を形成するように構成された導体に、第 1 の発振電気信号を供給すること；及び、第 2 の発振電気信号が超音波トランスデューサを駆動し、それによって第 2 の負荷を超音波的に動かすように構成された第 2 の電気的コネクションに第 2 の発振信号を供給することの工程を含む。

プロセスは、第 1 の発振電気信号が組織を止血させる温度まで熱的要素を加熱すると共に第 2 の発振電気信号が第 2 の負荷に組織を切開させる、第 1 の負荷を組織に隣接して配置すること；切開した組織を吸引するために第 1 の負荷及び第 2 の負荷に隣接して吸引を適用すること；あるいは、第 1 の負荷及び第 2 の負荷に連通チャンネルで第 1 の発振電気信号及び第 2 の発振電気信号を複合することの任意の工程を含むことができる。

組織を切開し密封する方法は、その一部分に配置された強磁性塗膜を有する導体と、本体を駆動するトランスデューサとを有する外科手術ツールを選択すること；本体及び強磁性塗膜を組織と接触して配置すること；組織を切開するようにトランスデューサに発振電気信号を供給すること；及び、強磁性塗膜を加熱し組織に熱を加えるように導体に発振電気信号を供給することの工程を含む。

また、上記方法は、組織の止血を促進するために強磁性塗膜を加熱すること又は超音波トランスデューサを選択することの任意の工程を含むことができる。

組織除去の方法は、超音波モダリティ及び熱的モダリティを有する先端を選択すること；望ましくない組織の中に先端を挿入すること；及び、望ましくない組織の中で一つ以上のモダリティを作動させることの工程を含むことができる。

上記方法は、熱的モダリティとして強磁性塗膜を選択すること及び望ましくない組織に近接する領域からの残渣を吸引することの任意の工程を含むことができる。

熱的要素に対して述べられた様々な波形は、明細書中で述べられた各実施の形態で使用できることが理解されるであろう。付加的に、センサ及びセンサに応じた制御の様相が各実施形態に適用され、従って、各々に関して詳細に繰り返さないことが理解されるであろう。同様に、非スティックコーティングの使用や熱的要素の形成などの熱的要素の様相は所望であれば実施形態で使用されることができる。

いくつかの利点が、本発明の実施形態の使用で言及された。一実施形態では、組織の超音波破碎及び吸引と関連した最適な熱止血効果は、脳などの固形臓器に適用されるので腫瘍のために達成されることができる。代替的に、腹腔鏡下血管解剖及び剥離は、単独で超音波の効果と比較して最適に達成されることができる。

カテーテルは、超音波モダリティに関してのみ議論されているが、カテーテルの実施形態は、あらゆるマルチモードのエネルギーモダリティに適用されることができ、吸引、センサなどによって適用された利点のそれぞれを達成することに留意されるべきである。同様に、超音波及び熱的なマルチモードカテーテルの実施形態の多くの利点は、他のマルチモードの実施形態で達成されることができる。当業者は、これらの治療の複数のモダリティを提供するためにそのような実施形態に対する変更を理解するであろう。

図 34 を参照すると、温度のスペクトルが示される。組織は、様々な温度で異なって反応し、従って、温度領域は、組織に対して様々な治療を生じる。特定の組織治療は、組織のタイプや患者の違いを含む矛盾のせいでいくらか変更可能である。以下の温度が有用であることが判明している。血管内皮溶接は摂氏 58 - 62 度で最適である。付着しない組織の止血は、摂氏 70 - 80 度で最適に達成される。より高い温度で、組織の焼灼及び密封

は、より迅速に生じるが、凝塊は、機器に積み重なる。組織の切開は、縁部での蒸発に起因していくつかのドラッグで摂氏 200 度で達成される。組織の切除及び蒸発は、摂氏 400 - 500 度の範囲で急激に発生する。従って、温度を制御することによって、血管内皮溶接、組織の切開、止血又は組織の除去である、デバイスが供給する組織の“治療”が制御されることができる。

上記に開示したスペクトルによれば、所望の温度範囲に対応する電源の設定は、電源スイッチに含まれる。一実施形態では、フットペダルは、外科医に現在の設定の先端の適当な温度範囲を示すいくつかのストップを有することができる。

本発明による熱的外科手術ツールシステムは、多種多様の用途を有することが理解されるであろう。人間に使用されるだけでなく、獣医に関連してなど他の動物も組織を切断するのに使用することができ、あるいは、単に、他の用途のためのより小さい部分への移植に使用されるような組織や製材材料を切断するために使用することができる。

外科手術システムの特定の実施形態も同様に手術に幅広く応用できる。ループ形状は、切断、凝固およびバイオプシーのアプリケーションで利点を有する。ブレード形状は、切断及び止血のアプリケーションに対して利点を有する。ポイント形状は、解剖及び血液凝固のアプリケーション、特に、神経解剖及び凝固で利点を有する。しかしながら、形状のアプリケーションは、直径、長さ、材料の特性と前述の他の特性により、アプリケーションにさらに構成され調整されることができる。

本発明は、（同様に壊死組織で使用することができるが）外科手術ツール及び生きている組織の治療の分野で主に説明してきたが、本明細書中に開示された本発明及び方法に従って作られたツールは、他の用途がある。例えば、切断ツールは、肉を食肉処理するために形成されることができる。肉が新鮮または凍結されているかどうかに関わらずツールは便利である。例えば、高温に加熱される切断刃は、冷凍肉を切断する。しかしながら、電力が供給されていないときに、“切断”エッジは、触れても安全である。同様に、止血の設定で肉を切断することは、肉の外面を少し焦がし、液体を固める。本明細書中で説明された他の機器の用途は、本発明の開示に照らして当業者によって理解されるであろう。

従って、改善された熱的に調整可能な外科手術ツール及び方法が開示される。多数の変更は、特許請求の範囲から逸脱することなく、本発明になされ得ることを理解されるであろう。

【誤訳訂正 2】

【訂正対象書類名】特許請求の範囲

【訂正対象項目名】全文

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

手術ツールであって、

導電体と、

導電体の少なくとも一部分に配置された強磁性材の薄いコーティングと、

導電体に取り付けられた交流源であって、薄いコーティングに熱を発生すると共に薄いコーティングの急速冷却を許容するために制御されるように構成された交流源と、を備える、手術ツール。

【請求項 2】

請求項 1 記載の手術ツールにおいて、

導電体は、細長く、

交流源は、導電体を通じて通過する電力が薄いコーティングを加熱するように薄いコーティングから独立して導電体に取り付けられる、手術ツール。

【請求項 3】

請求項 2 記載の手術ツールにおいて、

導電体は、円形断面を有する、手術ツール。

## 【請求項 4】

請求項 1 記載の手術ツールにおいて、  
強磁性材の薄いコーティングは、導電体に対して薄い、手術ツール。

## 【請求項 5】

請求項 1 記載の手術ツールにおいて、  
強磁性材の薄いコーティングは、導電体の厚さの 0.01% 乃至 50% である、手術ツール。

## 【請求項 6】

請求項 1 記載の手術ツールにおいて、  
強磁性材の薄いコーティングは、導電体の厚さの 0.1% 乃至 20% である、手術ツール。

## 【請求項 7】

請求項 1 記載の手術ツールにおいて、  
強磁性材の薄いコーティング及び導電体の大きさは小さい、手術ツール。

## 【請求項 8】

請求項 1 記載の手術ツールにおいて、  
強磁性材の薄いコーティングの厚さは、0.05 乃至 500 マイクロメートルである、手術ツール。

## 【請求項 9】

請求項 1 記載の手術ツールにおいて、  
強磁性材の薄いコーティングは、導電体の厚さの 0.01% 乃至 50% である、手術ツール。

## 【請求項 10】

熱調整可能な手術ツールであって、  
第 1 部分及び第 2 部分を有する導電体と、  
第 1 部分と第 2 部分との間の導電体の少なくとも一部分をカバーする強磁性コーティングと、を備える、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 11】

請求項 10 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
導電体に配置された複数の強磁性コーティングを有する、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 12】

請求項 10 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
第 1 部分及び第 2 部分と接触するように構成された電源を更に備える、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 13】

請求項 10 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
電気回路を更に備え、  
電気回路は、第 1 部分及び第 2 部分と電気回路を電氣的に接続することによって振動電気エネルギーを導電体に供給するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 14】

請求項 13 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
電気回路は、インピーダンスマッチング回路である、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 15】

請求項 14 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
インピーダンスマッチング回路は、平衡不平衡変成器を更に備える、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 16】

熱調整可能な手術ツールであって、  
導電体と、

導電体に沿って通過する電流によって生じる磁界に対してオープンヒステレシスループを有するように構成された強磁性コーティングと、を備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 17】

請求項 16 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

導電体に供給される振動電気エネルギーを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 18】

請求項 17 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

強磁性コーティングに配置されたくつつかないコーティングを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 19】

請求項 16 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

生物的適合性コーティングを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 20】

熱調整可能な手術ツールであって、

導電体と、

ヒステレシス損失を有する導電体の交流に反応するように構成された強磁性コーティングと、を備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 21】

請求項 20 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

強磁性コーティングは、領域を更に備え、領域の配置は、交流に反応してヒステレシス損失を生じるように構成されている、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 22】

熱調整可能な手術ツールであって、

導電体と、導電体の周りに配置されたさらされた強磁性コーティングとを有する組織治療エレメントを備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 23】

請求項 22 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

強磁性コーティングは、組織と接触するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 24】

熱調整可能な手術ツールであって、

導電体と、

導電体の少なくとも一部分をカバーする強磁性コーティングと、を備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 25】

請求項 24 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

振動電気エネルギーを導電体に供給するように構成された電力供給を更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 26】

請求項 25 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

第 1 端部及び第 2 端部を有する一つ以上のコネクタを更に備え、各コネクタは、第 1 端部から第 2 端部に取り付けられた導電体まで振動電気エネルギーを供給するように構成され、更に第 2 端部から第 1 端部まで熱移動を制限するように構成されている、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 27】

請求項 26 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

コネクタは、カールターミナル、ワイヤボンディング、スポット溶接又は溶接接合からなる群から選択される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 28】

請求項 24 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

導電体と強磁性コーティングとの間に断熱材を更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 29】

請求項 24 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

強磁性コーティングは、NiFe合金、NIRON(商標登録)、Co、Fe、FeO、Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、NiOFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、CuOFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、MgOFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、MnBi、Ni、MnSb、MnOFe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、Y<sub>3</sub>Fe<sub>5</sub>O<sub>12</sub>、CrO<sub>2</sub>、MnAs、Gd、Dy、EuO、マグネタイト、パーマロイ(商標登録)、イットリウム鉄ガーネット、アルミニウム及び亜鉛の群から選択される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 30】

請求項 24 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

強磁性材の薄いコーティングの厚さは、0.5乃至500マイクロメートルである、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 31】

請求項 24 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

強磁性材の薄いコーティングの厚さは、1乃至50マイクロメートルである、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 32】

請求項 24 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

導電体は、0.01ミリメートル乃至1ミリメートルの厚さである、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 33】

請求項 24 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

導電体は、0.125ミリメートル乃至0.5ミリメートルの厚さである、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 34】

請求項 24 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

強磁性材の薄いコーティングは、導電体の厚さの0.01%乃至50%である、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 35】

請求項 24 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

強磁性材の薄いコーティングは、導電体の厚さの0.1%乃至20%である、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 36】

請求項 24 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

一つ以上のヒートシンクを更に備え、

ヒートシンクは、導電体に取り付けられるように構成され、一つ以上のヒートシンクを超えた導電体による熱の伝達を防止するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 37】

請求項 24 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

導電体は、銅、タングステン、チタン、ステンレス鋼およびプラチナの群から選択される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 38】

請求項 24 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

導電体は、ワイヤの形状に形成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 39】

請求項 38 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

ワイヤ形状の導電体の形状は、可撓性ループ、剛性ループ、正方形、先端がとがった形、フック、及び傾斜した形の群から選択される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 40】

請求項 2 4 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、導電体は、更に、二つ以上の異なる導電体の接合部を備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 4 1】

請求項 4 0 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、接合部で一つ以上の信号を測定し、一つ以上の信号を温度に相互的に関連させるように構成されたセンサを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 4 2】

請求項 2 4 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、強磁性コーティングは、導電体材料と強磁性材料の交互の層を更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 4 3】

請求項 2 5 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、振動エネルギーは、強磁性材料で被覆された導電体の部分で最大電流及び最低電圧で供給されるように設定されている、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 4 4】

請求項 2 4 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、強磁性コーティングは、導電体の周りに円周方向に配置される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 4 5】

請求項 2 4 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、強磁性コーティングは、非対称的に薄くされる、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 4 6】

請求項 2 4 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、強磁性材料の薄いフィルムでメッキされた少なくとも一つの他の導電性ワイヤを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 4 7】

請求項 2 4 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ツールの先端の少なくとも一部分及びツールの導電体は、高耐熱で非粘着性材料の薄い層でコーティングされている、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 4 8】

請求項 2 4 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ツールの先端の少なくとも一部分は、熱伝導性のある生体適合性材料で被覆されている、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 4 9】

請求項 2 4 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、強磁性コーティングに近接して配置され、伝達された熱を検知するように構成された先端の更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 5 0】

請求項 2 4 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、強磁性コーティングに近接して配置され、組織の状態を検知するように構成された先端の更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 5 1】

請求項 2 4 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、強磁性コーティングに近接して配置され、視覚情報を送信するように構成された先端の更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 5 2】

請求項 2 3 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、強磁性コーティングに隣接して配置されたセンサを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 5 3】

熱調整可能な手術器具であって、

近位端および遠位端を有する小径の導電体であって、近位端が高周波エネルギーを提供する電気回路に接続するように構成された、導電体と、

導電体の周りに円周方向に配置された強磁性材料の薄いメッキであって、強磁性材料が治療の温度範囲の所望の設定を包むのに十分に高いキュリー点が設定されている、強磁性材料の薄いメッキと、を備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 5 4】

請求項 5 0 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ハンドルを更に備え、

導電体はハンドルを通過し、ハンドルを超えて延びる導電体の一部分を残し、強磁性塗膜は、ハンドルを超えて延びる導電体の一部分を覆う、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 5 5】

請求項 5 1 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

強磁性塗膜は、ハンドルを超えて延びる導電体の部分が強磁性塗膜に近位及び遠位で露出された状態で、ハンドルを超えて延びる導電体の一部分を覆う、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 5 6】

手術ツールであって、

電源への接続用に設定された導電体と、強磁性塗膜とを備え、

強磁性塗膜は、導電体を流れる電流に応答してヒステリシス損失を有するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 5 7】

請求項 5 0 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

組織の破片を炭化及び/または気化させることにより、空気中でアクティブになったときに自己クリーニング効果を生じる、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 5 8】

熱調整可能な手術ツールであって、

導電体と、

導電体の少なくとも一部分を覆う強磁性塗膜と、

主要な形状部と、を備え、

導電体が主要な形状部上に配置されている、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 5 9】

請求項 5 8 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

導電体に供給される振動電気エネルギーを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 6 0】

請求項 5 8 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

主要な形状部は、メス、へら、ボール、及び尖った形状から選択される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 6 1】

請求項 5 8 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

主要な形状部は、鉗子の一部を形成する、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 6 2】

請求項 5 8 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

主要な形状部は、更に、導電体によって形成された経路間に材料の非連続部分を更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 6 3】

請求項 5 8 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

主要な形状部は、主要な形状部の穴を更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 6 4】

請求項 5 8 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

導電体は、主要な形状部に埋め込まれる、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 6 5】

熱調整可能な手術ツールであって、

複数の導電体と、

各々が導電体の少なくとも一部分を覆う、複数の強磁性塗膜と、

主要な形状部と、を備え、

複数の導電体の一つ以上は、主要な形状部に取り付けられる、熱調整可能な手術ツール

。

【請求項 6 6】

請求項 6 5 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

複数の強磁性塗膜の少なくとも一部分は、様々な組織効果を提供するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 6 7】

請求項 6 6 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

様々な組織効果は、主要な形状部の様々な部分に配置される、熱調整可能な手術ツール

。

【請求項 6 8】

請求項 6 5 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

複数の導電体に供給される振動電気エネルギーを発生するように構成された電源と、

発電機システムに指示するように構成されたユーザコントロールと、を更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 6 9】

請求項 6 8 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

主要な形状部を更に備え、複数の導電体が配置される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 7 0】

請求項 6 9 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

一つ以上の導電体が主要な形状部の一部と関連付けられているように、複数の導電体は配置される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 7 1】

請求項 7 0 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

ユーザコントロールは、一つ以上の導電体に供給される電力を向けることによって、主要な形状部の部分を別個に制御するために発電機システムを指示するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 7 2】

請求項 7 1 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

ユーザコントロールは、主要な形状部の一部分で所望な温度を選択するように構成され

、

発電機システムは、一つ以上の導電体に所望な温度と関連した電力を供給するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 7 3】

請求項 5 8 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

ツールに隣接して配置された、強磁性塗膜、導電体及び組織の少なくとも一つを監視するために主要な形状部に配置されたセンサを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 7 4】

組織を治療する方法であって、

その上に配置された導電体を有する主要な形状部を選択する工程を備え、

導電体は、その一部分に配置された強磁性塗膜を有し、

前記方法は、更に、

強磁性塗膜を組織と接触して配置する工程と、

強磁性塗膜を加熱すると共に組織を治療するように導電体に振動電気信号を供給する工

程と、を備える、方法。

【請求項 75】

請求項 74 記載の方法において、  
メス、へら、ボール、及び尖った形状から選択された主要な形状部を選択する工程を更に備える、方法。

【請求項 76】

請求項 74 記載の方法において、  
鉗子の一部分を形成する主要な形状部を選択する工程を更に備える、方法。

【請求項 77】

請求項 74 記載の方法において、  
組織を治療することは、組織を血管内皮溶接することを備える、方法。

【請求項 78】

請求項 74 記載の方法において、  
組織を治療することは、組織を切開することを備える、方法。

【請求項 79】

請求項 74 記載の方法において、  
組織を治療することは、組織で止血を引き起こすことを備える、方法。

【請求項 80】

請求項 74 記載の方法において、  
組織を治療することは、組織を除去することを備える、方法。

【請求項 81】

組織の破壊のための方法であって、  
その一部分に配置された強磁性塗膜を有する導電体を選択する工程と、  
強磁性塗膜を加熱すると共に組織を破壊するように導電体に振動電気信号を供給する工程と、を備える、方法。

【請求項 82】

請求項 81 記載の方法において、  
組織を監視する工程と、  
所望な組織の破壊が生じたとき、あるいは望ましくない組織影響が防止されるときに、  
導電体に振動電気信号の供給を中止または変更する工程と、を備える、方法。

【請求項 83】

手術器具を形成する方法であって、  
主要な形状部を選択する工程と、  
強磁性材料で導電体を被覆する工程と、  
導電体を主要な形状部に配置する工程と、を備える、方法。

【請求項 84】

熱調整可能な手術ツールであって、  
振動電気エネルギーを受け取るように構成された電氣的接続部を導電体上に提供する工程をさらに備える、方法。

【請求項 85】

熱調整可能な手術ツールであって、  
切断縁部を有する主要な形状部と、  
主要な形状部に隣接して配置された少なくとも一つの導電体と、  
少なくとも一つの導電体の少なくとも一部分を覆う、少なくとも一つの強磁性塗膜と、  
を備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 86】

請求項 85 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
少なくとも一つの強磁性塗膜は、切開を補助するために構成されている、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 87】

請求項 8 5 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
少なくとも一つの強磁性体被覆導体は、主要な形状部の側面に配置されている、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 8 8】

請求項 8 7 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
主要な形状部の側面に配置された少なくとも一つの強磁性体被覆導体は、切断縁部によって組織切断の止血を引き起こすように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 8 9】

請求項 8 5 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
少なくとも一つの強磁性体被覆導体は、主要な形状部の一部に配置され、主要な形状部の部分の少なくとも一つに近接した組織を加熱するように構成され、  
少なくとも一つの強磁性体被覆に近接していない主要な形状の部分は、低温である、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 9 0】

請求項 8 5 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
少なくとも一つの導電体に振動電気エネルギーを供給するように構成された電源を更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 9 1】

請求項 9 0 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
電気エネルギーを調節するために構成されたユーザコントロールを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 9 2】

請求項 9 1 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
ユーザコントロールは、一つ以上の導電体に供給される電力を向けることによって、少なくとも一つの強磁性体被覆に近接した主要な形状部の部分を別個に制御するために電源を指示するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 9 3】

請求項 9 2 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
ユーザコントロールは、少なくとも一つの強磁性体被覆に近接した主要な形状部の部分で所望な温度を選択するように構成され、  
電源は、一つ以上の導電体に所望な温度と関連した電力を供給するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 9 4】

請求項 9 3 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
少なくとも一つの強磁性体被覆に近接した主要な形状部の部分は、手術用メスの刃を形成する、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 9 5】

請求項 9 4 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
ユーザコントロールは、手術用メスの刃の切断温度を起動するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 9 6】

請求項 9 4 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
少なくとも一つの強磁性体被覆に近接した主要な形状部の部分は、手術用メスの表面を形成する、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 9 7】

請求項 9 4 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
ユーザコントロールは、手術用メスの表面の止血温度を起動するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 9 8】

熱調整可能な手術ツールであって、

導電体と、  
導電体の少なくとも一部分を覆う強磁性塗膜と、  
導電体を保持するように構成され、電力を導電体に伝送するコネクタを備えるハンドルと、  
コネクタに振動電気エネルギーを供給するように構成された電源と、を備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 99】

請求項 98 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
ハンドルは、ハンドルが強磁性塗膜から熱的に分離されたままであるように低熱伝導材料からなる、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 100】

請求項 98 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
熱調整可能な手術ツールは、無線通信装置を更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 101】

請求項 100 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
熱調整可能な手術ツールは、無線通信装置からの信号を受信するように構成された無線情報端末を更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 102】

請求項 98 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
ハンドルは、電源を更に含む、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 103】

請求項 98 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
ハンドルは、単一の患者の使用のために構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 104】

請求項 98 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
ハンドルは、繰り返し滅菌用に設定されている、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 105】

請求項 98 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
推定される電力の出力を提供することのしるしを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 106】

請求項 98 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
推定される温度の出力を提供することのしるしを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 107】

請求項 98 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
推定される組織の効果の選択を提供することのしるしを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 108】

請求項 98 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
デッドマンスイッチを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 109】

請求項 98 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
フットペダル、スイッチ、タッチ面、スライダ、およびダイヤルの群から選択されたコントロールを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 110】

組織を切断する方法であって、  
少なくとも一部分が強磁性材料で被覆された切断縁部を有する手術ツール及び切断縁部に隣接して配置された導電体を選択する工程と、  
切断縁部で組織を切断する工程と、

強磁性材料を加熱するために導電体に振動電気エネルギーを提供し、それによって切断組織を治療する工程と、を備える、方法。

【請求項 1 1 1】

請求項 1 1 0 記載の方法において、  
組織を治療する工程は、切断組織内で止血を引き起こすことを備える、方法。

【請求項 1 1 2】

請求項 1 1 0 記載の方法において、  
組織を治療する工程は、組織を切開するために加熱された強磁性材料を使用することを備える、方法。

【請求項 1 1 3】

請求項 1 1 0 記載の方法において、  
組織を治療する工程は、血管内皮溶接を引き起こすために加熱された強磁性材料を使用することを備える、方法。

【請求項 1 1 4】

組織を切断する方法であって、  
少なくとも一部分が熱を生じることができる切断縁部を有する手術ツール及び切断縁部に隣接して配置された導電体を選択する工程と、  
切断縁部で組織を切断する工程と、  
熱を生じるために導電体に振動電気エネルギーを提供し、それによって切断組織を治療する工程と、を備える、方法。

【請求項 1 1 5】

熱調整可能な手術ツールであって、  
アプリケーションと、導電体を有するわなとを備え、  
導電体は、ループを形成し、アプリケーションに少なくとも部分的に配置され、  
少なくとも一つの強磁性塗膜が、導電体の少なくとも一部分を覆う、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 1 1 6】

請求項 1 1 5 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
導電体に振動電気エネルギーを供給するように構成された電源を更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 1 1 7】

請求項 1 1 6 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
電源は、強磁性塗膜で止血を引き起こすのに十分な電力を供給するように設定されている、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 1 1 8】

請求項 1 1 6 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
振動電気エネルギーは、少なくとも一つの強磁性塗膜に多くの電力を供給するために調整されるように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 1 1 9】

請求項 1 1 8 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
調整は、振動電気エネルギーの周波数の調整することで少なくとも部分的に成し遂げられる、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 1 2 0】

請求項 1 1 8 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
調整は、電源供給の負荷マッチングを調整することで少なくとも部分的に成し遂げられる、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 1 2 1】

請求項 1 1 5 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
少なくとも一つの強磁性塗膜は、ループに沿って配置された複数の強磁性塗膜からなる、熱調整可能な手術ツール。

**【請求項 1 2 2】**

熱調整可能な手術ツールであって、  
少なくとも一つの導電体を有するわなと、  
各々が少なくとも導電体の少なくとも一部分を被覆する複数の強磁性塗膜と、  
少なくとも一つの導電体において振動エネルギーを生じるために少なくとも一つの導電体と連通して配置された電源と、を備える、熱調整可能な手術ツール。

**【請求項 1 2 3】**

請求項 1 2 2 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
複数の強磁性塗膜の少なくとも一部分は、同じ又は異なる組織効果を提供するために構成される、熱調整可能な手術ツール。

**【請求項 1 2 4】**

熱調整可能な手術ツールであって、  
導電体と、  
導電体の一部分を被覆する強磁性塗膜と、  
導電体に振動電流を供給するために構成された、導電体と電氣的連通して配置された電源と、  
導電体を包含するように構成されたチューブと、を備え、  
導電体は、チューブから配置可能である、熱調整可能な手術ツール。

**【請求項 1 2 5】**

請求項 1 2 4 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
導電体は、ループを形成する、熱調整可能な手術ツール。

**【請求項 1 2 6】**

請求項 1 2 5 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
強磁性塗膜は、実質的に、組織を囲み、チューブに向かって引っ込めるように構成される、熱調整可能な手術ツール。

**【請求項 1 2 7】**

組織を分離する方法であって、  
その一部分に配置された強磁性塗膜を有する導電体を選択する工程と、  
強磁性塗膜を有する導電体をチューブ内に配置する工程と、  
チューブを穴の中に挿入する工程と、  
強磁性塗膜を有する導電体の部分で穴の中で展開する工程と、  
強磁性塗膜を加熱するように、加熱された強磁性塗膜が標的組織と接触しながら導電体に振動電気信号を供給する工程と、を備える、方法。

**【請求項 1 2 8】**

請求項 1 2 5 記載の方法において、  
展開する工程は、実質的に標的組織の周囲に強磁性塗膜を配置することを備える、方法。

**【請求項 1 2 9】**

請求項 1 2 8 記載の方法において、  
加熱された強磁性塗膜を配置する工程は、チューブに向かって導電体の強磁性塗膜部分を引っ込めることを備える、方法。

**【請求項 1 3 0】**

請求項 1 2 7 記載の方法において、  
配置する工程は、標的組織での止血を引き起こすことを備える、方法。

**【請求項 1 3 1】**

請求項 1 2 7 記載の方法において、  
導電体の一部分がチューブ内に残存するように曲がった形状に導電体を形成することを備える、方法。

**【請求項 1 3 2】**

請求項 1 3 1 記載の方法において、

加熱された強磁性塗膜を配置する工程は、曲がった形状の強磁性塗膜部分を標的組織に接触させることを備える、方法。

【請求項 1 3 3】

組織を除去する方法であって、

それに配置された強磁性塗膜を有する少なくとも一部分をもつ導電体を選択する工程と

、  
組織の少なくとも一部分の周りに強磁性塗膜が被覆された導電体を配置する工程と、  
その組織と接触する強磁性塗膜が被覆された導電体を引っ張り、強磁性塗膜が被覆された導電体はその組織を切断する工程と、を備える、方法。

【請求項 1 3 4】

請求項 1 3 3 記載の方法において、

方法は、複数の強磁性導電体を有する導電体を使用する工程を備える、方法。

【請求項 1 3 5】

請求項 1 3 3 記載の方法において、

方法は、強磁性材料が組織と接触しながら、導電体を通じて振動電気信号を通すことを備える、方法。

【請求項 1 3 6】

組織を切開する方法であって、

方法は、組織を切開するため及び組織での止血を引き起こすために、強磁性塗膜が被覆された導電体を組織に適用することを備える、方法。

【請求項 1 3 7】

熱調整可能な手術カテーテルであって、

カテーテルと、

カテーテルに沿って配置された導電体と、

導電体の少なくとも一部分を被覆する強磁性塗膜と、を備える、熱調整可能な手術カテーテル。

【請求項 1 3 8】

請求項 1 3 7 記載の熱調整可能な手術カテーテルにおいて、

導電体に操作的に接続可能な電源を更に備え、

電源は、導電体に供給される振動電気エネルギーを発生するために構成される、熱調整可能な手術カテーテル。

【請求項 1 3 9】

請求項 1 3 7 記載の熱調整可能な手術カテーテルにおいて、

導電体にメッキされた基板を更に備える、熱調整可能な手術カテーテル。

【請求項 1 4 0】

請求項 1 3 9 記載の熱調整可能な手術カテーテルにおいて、

基板は、固体である、熱調整可能な手術カテーテル。

【請求項 1 4 1】

請求項 1 3 9 記載の熱調整可能な手術カテーテルにおいて、

基板は、中空である、熱調整可能な手術カテーテル。

【請求項 1 4 2】

請求項 1 3 9 記載の熱調整可能な手術カテーテルにおいて、

導電体は、基板内に包含される、熱調整可能な手術カテーテル。

【請求項 1 4 3】

請求項 1 3 7 記載の熱調整可能な手術カテーテルにおいて、

複数の繊維の束を更に備え、

繊維の束の少なくとも一つは、導電体である、熱調整可能な手術カテーテル。

【請求項 1 4 4】

請求項 1 3 7 記載の熱調整可能な手術カテーテルにおいて、

カテーテル自体は、剛性または半剛性の内視鏡装置である、熱調整可能な手術カテーテ

ル。

【請求項 1 4 5】

熱調整可能な手術ツールであって、  
カテーテルを備え、  
カテーテルは、  
第 1 端部を有する中央チャンネルを画定する本体と、  
カテーテルの少なくとも一部分に沿って伸び、電力を第 1 端部に供給するように構成された導電体と、  
第 1 端部に近接した導電体の一部分を被覆する強磁性塗膜と、を有し、  
熱調整可能な手術ツールは、更に、  
振動電流をカテーテルに供給する電源への接続のために構成されたコネクタを備える、  
熱調整可能な手術ツール。

【請求項 1 4 6】

請求項 1 4 5 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
カテーテルは、基板を更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 1 4 7】

請求項 1 4 6 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
基板は、高温のプラスチック及びガラスの群から選択される、熱調整可能な手術ツール

。

【請求項 1 4 8】

請求項 1 4 6 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
導電体の少なくとも一部分は、基板にメッキされる、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 1 4 9】

請求項 1 4 8 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
導電体の少なくとも一部分は、導電体上にメッキされる、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 1 5 0】

請求項 1 4 5 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
導電体は、中央チャンネルを含む、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 1 5 1】

請求項 1 4 5 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
カテーテルは、  
感覚データをオペレータに戻すように構成された、中央チャンネル内のセンサチャンネルを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 1 5 2】

請求項 1 5 1 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
カテーテルは、供給チャンネルを更に備え、物質が供給チャンネルから吸引され又は放出される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 1 5 3】

熱調整可能な手術ツールであって、  
内視鏡を備え、  
内視鏡は、  
中央チャンネルと、  
中央チャンネル内に含まれたカテーテルと、  
中央チャンネル内に含まれ、内視鏡に關心の対象物を照らすように構成された光源と、  
中央チャンネル内に含まれ、導電体ループの一部分を被覆する強磁性被膜を備える導電体ループと、  
導電体ループに振動電流を供給する強磁性被膜を電源と、を備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 1 5 4】

熱調整可能な組織除去ツールであって、

一つ以上のアームと、  
各々の先端が一つ以上のアームの端部と関連した、一つ以上の先端と、  
一つ以上の先端に電力を供給するように構成された、一つ以上の導電体と、  
各々の強磁性被膜が導電体上に配置され、一つ以上の先端の部分形成する、一つ以上の強磁性被膜と、を備える、熱調整可能な組織除去ツール。

【請求項 155】

請求項 154 記載の熱調整可能な組織除去ツールにおいて、  
強磁性被膜の少なくとも一つに近接した組織の特性を検出するように構成されたセンサを更に備える、熱調整可能な組織除去ツール。

【請求項 156】

請求項 155 記載の熱調整可能な組織除去ツールにおいて、  
センサは、温度を検出するように構成される、熱調整可能な組織除去ツール。

【請求項 157】

請求項 155 記載の熱調整可能な組織除去ツールにおいて、  
センサは、インピーダンスを検出するように構成される、熱調整可能な組織除去ツール。

【請求項 158】

請求項 155 記載の熱調整可能な組織除去ツールにおいて、  
センサは、一つ以上の先端の一つ内に含まれる、熱調整可能な組織除去ツール。

【請求項 159】

請求項 155 記載の熱調整可能な組織除去ツールにおいて、  
センサは、一つ以上のアームの一つ内に含まれる、熱調整可能な組織除去ツール。

【請求項 160】

組織除去方法であって、  
強磁性被膜で被覆された導電体を有するカテーテルを選択する工程と、  
除去される組織に強磁性被膜で被覆された導電体を接触させる工程と、  
電力を強磁性被膜で被覆された導電体に供給する工程と、を備える、組織除去方法。

【請求項 161】

請求項 160 記載の方法において、  
内視鏡の支援を通じて組織にカテーテルを導く工程を更に備える、方法。

【請求項 162】

請求項 160 記載の方法において、  
選択する工程は、カテーテル上に配置された強磁性被膜で被覆された導電体を選択することを備える、方法。

【請求項 163】

請求項 160 記載の方法において、  
カテーテル内に含まれた強磁性被膜で被覆された導電体を選択することを備える、方法。

【請求項 164】

請求項 163 記載の方法において、  
除去される組織に強磁性被膜で被覆された導電体を接触させる工程は、  
強磁性被膜で被覆された導電体をカテーテルから展開させる工程と、  
強磁性被膜で被覆された導電体を除去される組織に接触させる工程と、を更に備える、方法。

【請求項 165】

物質を体内に供給する方法であって、  
強磁性被膜で被覆された導電体を有するカテーテルを選択する工程と、  
物質をカテーテルに配置する工程と、  
カテーテルを体内に挿入する工程と、  
電力を、強磁性被膜で被覆された導電体に送る工程と、を備える、方法。

- 【請求項 166】  
請求項 165 記載の方法において、  
骨接合のための物質を選択する工程を更に備える、方法。
- 【請求項 167】  
請求項 165 記載の方法において、  
卵管のシーリングのための物質を選択する工程を更に備える、方法。
- 【請求項 168】  
請求項 165 記載の方法において、  
電力を、強磁性被膜で被覆された導電体を送る工程は、カテーテルで物質を溶融する工程を更に備える、方法。
- 【請求項 169】  
組織を治療する方法であって、  
強磁性被膜で被覆された導電体を有するカテーテルを選択する工程と、  
カテーテルを組織と接触して配置する工程と、  
電力設定を選択する工程と、を備える、方法。
- 【請求項 170】  
請求項 169 記載の方法において、  
電力設定は、温度範囲に対応する、方法。
- 【請求項 171】  
請求項 170 記載の方法において、  
温度範囲は、所望の組織の効果に対応する、方法。
- 【請求項 172】  
請求項 171 記載の方法において、  
所望の組織の効果は、血管内皮溶接、止血、焼灼、シーリング、切開、切除、及び、蒸発の群から選択される、方法。
- 【請求項 173】  
請求項 169 記載の方法において、  
電力設定は、所望の組織の効果に対応する、方法。
- 【請求項 174】  
組織を治療する方法であって、  
その一部分に配置された強磁性被膜を有する導電体を選択する工程と、  
強磁性被膜を組織と接触して配置する工程と、  
強磁性被膜を加熱して組織を治療するように、導電体に振動電気信号を供給する工程と、  
を備える、方法。
- 【請求項 175】  
請求項 174 記載の方法において、  
選択する工程は、  
導電体を選択する工程と、  
導電体に強磁性被膜をメッキする工程と、を更に備える、方法。
- 【請求項 176】  
請求項 174 記載の方法において、  
選択する工程は、所望の処置に従って、その一部分上に配置された強磁性塗膜を有する導電体の大きさを選択する工程を更に備える、方法。
- 【請求項 177】  
請求項 174 記載の方法において、  
選択する工程は、所望の処置に従って、その一部分上に配置された強磁性塗膜を有する導電体の熱質量を選択する工程を更に備える、方法。
- 【請求項 178】  
請求項 174 記載の方法において、  
選択する工程は、ループ、固体ループ、正方形、尖った形状、フック及び傾斜した形状

の群から導電体を選択する工程を更に備える、方法。

【請求項 179】

請求項 174 記載の方法において、  
摂氏 37 乃至 600 度で強磁性塗膜を加熱するために振動電気信号を構成する工程を更に備える、方法。

【請求項 180】

請求項 174 記載の方法において、  
摂氏 40 乃至 500 度で強磁性塗膜を加熱するために振動電気信号を構成する工程を更に備える、方法。

【請求項 181】

請求項 174 記載の方法において、  
血管内皮溶接を引き起こすために、約摂氏 58 乃至 62 度で強磁性塗膜を加熱させる工程を更に備える、方法。

【請求項 182】

請求項 174 記載の方法において、  
組織の止血を促進するために、約摂氏 70 乃至 80 度で強磁性塗膜を加熱させる工程を更に備える、方法。

【請求項 183】

請求項 174 記載の方法において、  
組織の焼灼及びシーリングを促進するために、約摂氏 80 乃至 200 度で強磁性塗膜を加熱させる工程を更に備える、方法。

【請求項 184】

請求項 174 記載の方法において、  
組織の切開を生じるために、約摂氏 200 乃至 400 度で強磁性塗膜を加熱させる工程を更に備える、方法。

【請求項 185】

請求項 174 記載の方法において、  
組織の切除及び蒸発を生じるために、約摂氏 400 乃至 500 度で強磁性塗膜を加熱させる工程を更に備える、方法。

【請求項 186】

請求項 174 記載の方法において、  
治療は、組織を切開することである、方法。

【請求項 187】

請求項 174 記載の方法において、  
治療は、組織の止血を引き起こすことである、方法。

【請求項 188】

請求項 174 記載の方法において、  
治療は、組織を切除することである、方法。

【請求項 189】

請求項 174 記載の方法において、  
治療は、血管内皮溶接である、方法。

【請求項 190】

熱調整可能な手術ツールであって、  
導電体と、  
導電体の少なくとも一部分を被覆する強磁性塗膜と、  
導電体に供給される振動電気エネルギーを生じるように構成された導電体と連通して配置された電源と、  
導電体に沿って又は隣接して測定を実施するように構成されたセンサと、を備え、  
電源は、測定に応じて振動電気エネルギーを調整するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 191】

請求項 190 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
振動電気エネルギーは、所望の組織の効果に対応するように調整される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 192】

請求項 190 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
測定は、  
組織の色、組織の温度範囲、導電体の温度範囲、組織の水分含量、導電体と組織との近接、組織のタイプ、伝達熱、抵抗、インピーダンス、電圧、リターン電流、定在波比、反射電力、リアクタンス、中心周波数、電流、及び、視覚的なフィードバックからなる群からの少なくとも一つから選択される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 193】

熱調整可能な手術ツールであって、  
第 1 部分と第 2 部分とを有する導電体と、  
第 1 部分と第 2 部分との間の導電体の少なくとも一部分を被覆する強磁性塗膜と、  
導電体に波形を供給するように構成されたジェネレータと、を備える、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 194】

請求項 193 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
ジェネレータは、強磁性塗膜で生じる電流の最小値と電圧の最大値からなる定在波を引き起こすことによって導電体とインピーダンス適合するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 195】

請求項 193 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
ジェネレータは、ISM 周波数帯域内の少なくとも一つの波形を提供するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 196】

請求項 193 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
ジェネレータは、5メガヘルツ乃至24ギガヘルツの少なくとも一つの波形を提供するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 197】

請求項 193 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
ジェネレータは、40メガヘルツ乃至928ギガヘルツの少なくとも一つの波形を提供するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 198】

請求項 193 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
ジェネレータは、6.78 MHz、13.56 MHz、27.12 MHz、40.68 MHz、433.92 MHz、915 MHz、2.45 GHz、5.80 GHz、24.125 GHz、61.25 GHz、122.5 GHz、245 GHz の中心周波数の群から選択される周波数帯の波形を提供するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 199】

請求項 193 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
強磁性塗膜に近接して配置されたセンサを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 200】

請求項 199 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
センサは、温度を測定するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 201】

請求項 200 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、  
ジェネレータは、センサからの信号を受けるように、及び設定温度に対応する波形を調整するように、構成される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 202】

請求項 193 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ジェネレータは、導電体に関連したインジケータを測定するように構成され、インジケータは、温度と関連し、ジェネレータは、インジケータを監視し、所望の温度に対応するために波形を調整するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 203】

請求項 202 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、インジケータは、インピーダンス、電圧、電流、反射エネルギー、定在波比 (SWR)、および位相シフトの群の一つ以上から選択される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 204】

請求項 193 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ジェネレータは、強磁性塗膜を有する導電体の負荷特性を予測するために構成されたモジュールを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 205】

請求項 204 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、モジュールは、所望の温度範囲内の温度を達成するために出力するために必要な波形を予測する予測負荷特性を使用するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 206】

請求項 193 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ジェネレータは、加熱中に誘導性リアクタンスを連続的に測定するように構成され、さらに、強磁性塗膜で予め決められた治療温度範囲を達成するために波形を連続的に調整するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 207】

請求項 193 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、強磁性先端に近接して配置された第 2 先端を更に備える、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 208】

請求項 207 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、第 2 先端は、伝達された温度を測定するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 209】

請求項 207 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、第 2 先端は、組織の特性を測定するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 210】

請求項 207 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、第 2 先端は、組織の目視観察を提供するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 211】

請求項 193 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ジェネレータは、波形から導電体に電力を調整的に供給するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 212】

請求項 211 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ジェネレータは、パルス幅変調、振幅変調、周波数変調の群の一つ以上の使用を通じて電力を調整的に供給するように構成され、導電体とジェネレータとの間の回路を調整し、導電体とジェネレータを含み、回路をデチューンする、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 213】

請求項 193 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ジェネレータは、ツールで障害を検出するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 214】

請求項 213 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、

ジェネレータは、障害を検出した後、波形の供給を停止するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 1 5】

請求項 2 1 3 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ジェネレータは、ツールの障害の結果として望ましくないインピーダンスを検出するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 1 6】

熱調整可能な手術ツールであって、導電体と、導電体の少なくとも一部分を被覆する強磁性塗膜と、導電体を導くように構成されたハンドルと、導電体に電力を供給するように構成されたジェネレータと、を備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 1 7】

請求項 2 1 6 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ハンドルと関連されたコンセントを更に備え、コンセントは、導電体を受け入れるために構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 1 8】

請求項 2 1 7 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、導電体を受け入れるように構成され、コンセントに取り付けるように構成されたプラグを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 1 9】

請求項 2 1 8 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、プラグは、単一の使用のために構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 2 0】

請求項 2 1 8 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ジェネレータは、強磁性塗膜を有する導電体の負荷特性を予測するために構成された負荷の予測モジュールを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 2 1】

請求項 2 2 0 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、プラグは、負荷の予測モジュールに導電体の負荷特性を伝達するように構成されたデータモジュールを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 2 2】

請求項 2 2 1 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、負荷の予測モジュールは、所望の温度を達成するために必要な電力の出力を予測する予測負荷特性を使用するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 2 3】

請求項 2 1 8 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、プラグは、強磁性塗膜に近接した温度センサを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 2 4】

請求項 2 1 6 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ジェネレータは、ハンドル内に含まれる、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 2 5】

請求項 2 1 6 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ハンドルとジェネレータとの間の氣的接続を提供するように構成されたコネクタを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 2 6】

請求項 2 2 5 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、コネクタは、単一の使用のために構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 2 7】

請求項 2 2 5 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ジェネレータは、強磁性塗膜を有する導電体の負荷特性を予測するために構成された負荷の予測モジュールを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 2 8】

請求項 2 2 7 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、コネクタは、負荷の予測モジュールに導電体の負荷特性を通信するように構成された識別モジュールを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 2 9】

請求項 2 2 8 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、負荷の予測モジュールは、所望の温度を達成するために必要な電力の出力を予測する予測負荷特性を使用するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 3 0】

熱調整可能な手術ツールであって、複数の導電体と、各々が複数の導電体の少なくとも一部分を被覆する、複数の強磁性塗膜と、複数の導電体に電力を供給するように構成されたジェネレータシステムと、を備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 3 1】

請求項 2 3 0 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ジェネレータシステムは、複数の導電体の少なくとも一つに供給される電力を別個に調整するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 3 2】

請求項 2 3 0 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ジェネレータシステムは、複数の導電体の少なくとも二つ以上に共同的に供給される電力を別個に調整するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 3 3】

請求項 2 3 0 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ジェネレータシステムを指示するように構成されたユーザコントロールを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 3 4】

請求項 2 3 3 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ユーザコントロールは、複数の導電体の少なくとも二つに供給される電力を調整するためにジェネレータシステムを指示するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 3 5】

請求項 2 3 4 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ユーザコントロールは、様々な設定のために、複数の導電体の少なくとも二つ以上に供給される電力を調整するためにジェネレータシステムを指示するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 3 6】

熱調整可能な手術ツールであって、導電体と、導電体の少なくとも一部分を被覆する強磁性塗膜と、導電体と連通して配置されると共に、強磁性塗膜とインピーダンス適合するように構成され、さらに導電体に振動電気エネルギーを供給するように構成される電源と、導電体に供給される電力の量を選択するように構成された、電源と連通したユーザ調整可能なコントロールと、を備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項 2 3 7】

請求項 2 3 6 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、電力供給は、パルス幅変調、振幅変調、周波数変調の一つによって制御され、インピーダンスマッチング回路をデチューンする、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 2 3 8】

請求項 2 3 6 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ユーザ調整可能なコントロールは、電源に無線で結合されている、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 2 3 9】

請求項 2 3 8 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、電源は、ワイヤレスモジュールを備え、ユーザ調整可能なコントロールは、ワイヤレスモジュールを更に備える、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 2 4 0】

請求項 2 3 9 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、電源は、ユーザ調整可能なコントロールに電流の状態に関するデータを送信するように構成され、

ユーザ調整可能なコントロールは、電流の状態に関するデータを受け取り、電源に制御データを送信するように構成される、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 2 4 1】

請求項 2 4 0 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、ユーザ調整可能なコントロールは、電流の状態を表示するように構成されている、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 2 4 2】

熱調整可能な手術ツールのための電源であって、フットペダルと、フットペダルと連通したデューティサイクルコントロールと、デューティサイクルコントロールと連通した発振器と、発振器と連通した電力アンプと、電力アンプと連通した手持ち手術ツールと、を備え、手術ツールは、導電体と、導電体の少なくとも一部分を被覆する強磁性塗膜と、各回路のステージに対して電力を提供する電源と、を備える、熱調整可能な手術ツールのための電源。

## 【請求項 2 4 3】

請求項 2 4 2 記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、電力アンプは、E 級増幅器を備える、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 2 4 4】

熱調整可能な手術ツールであって、負荷を備え、負荷は、近位端と遠位端とを有する小径の導電体であって、近位端は、無線周波数エネルギーを提供する電気回路への接続のために構成された、小径の導電体と、導電体の周りに円周方向に配置された強磁性材料の薄いメッキであって、強磁性材料は、所望の設定の治療用温度範囲を包含するために十分に高いキュリー点で構成された、強磁性材料の薄いメッキと、を有し、熱調整可能な手術ツールは、更に、無線周波数エネルギーを導電体に供給するように構成され、負荷をインピーダンス整合するように構成された、制御可能な電源を備える、熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 2 4 5】

熱調整可能な手術ツールに電力を供給するプロセスであって、振動電気信号が、ほぼ、導電体上に被覆された強磁性材料からなる負荷で最大電流及び最小電圧を有する定在波を有するように、構成された導電体を備える熱調整可能な手術ツ

ールを選択する工程と、

負荷に振動電気信号を供給する工程と、

電気信号を負荷に送らないようにさせる工程と、を備える、プロセス。

【請求項 2 4 6】

請求項 2 4 5 記載のプロセスにおいて、

プロセスは、

5 メガヘルツ乃至 2 4 ギガヘルツの振動電気信号を提供する工程を備える、プロセス。

【請求項 2 4 7】

請求項 2 4 6 記載のプロセスにおいて、

振動電気信号は、4 0 メガヘルツ乃至 9 2 8 ギガヘルツである、プロセス。

【請求項 2 4 8】

請求項 2 4 5 記載のプロセスにおいて、

プロセスは、

6 . 7 8 M H z、1 3 . 5 6 M H z、2 7 . 1 2 M H z、4 0 . 6 8 M H z、4 3 3 . 9 2 M H z、9 1 5 M H z、2 . 4 5 G H z、5 . 8 0 G H z、2 4 . 1 2 5 G H z、6 1 . 2 5 G H z、1 2 2 . 5 G H z、2 4 5 G H z の中心周波数の群から選択された振動電気信号を提供する工程を備える、プロセス。

【請求項 2 4 9】

組織を切開するための方法であって、

その一部分に配置された強磁性塗膜を有する導電体を選択する工程と、

組織と接触させて強磁性塗膜を配置する工程と、

強磁性塗膜を加熱させて組織を切断するように導電体に振動電気信号を供給する工程と、を備える、方法。

【請求項 2 5 0】

請求項 2 4 9 記載の方法において、

振動電気信号の電力の出力を選択する工程を更に備える、方法。

【請求項 2 5 1】

請求項 2 5 0 記載の方法において、

電源の出力は、強磁性塗膜での温度範囲に対応する、方法。

【請求項 2 5 2】

請求項 2 5 1 記載の方法において、

温度範囲は、切断、止血、血管内皮溶接、組織の蒸発、組織の切除及び組織の炭化の所望の組織の効果に対応する群から選択される、方法。

【請求項 2 5 3】

請求項 2 5 0 記載の方法において、

電源の出力は、所望の組織の効果に対応する、方法。

【請求項 2 5 4】

組織を切開するための方法であって、

プラグに関連した、その一部分に配置された強磁性塗膜を有する導電体を選択する工程と、

電力供給のために構成されたコンセントにプラグを配置する工程と、

強磁性塗膜を組織と接触させて配置する工程と、

強磁性塗膜を加熱させて組織を切断するようにプラグを通して導電体に振動電気信号を供給する工程と、を備える、方法。

【請求項 2 5 5】

請求項 2 5 4 記載の方法において、

使用後にプラグを抜く工程を更に備える、方法。

【請求項 2 5 6】

請求項 2 5 4 記載の方法において、

コンセントを通じて導電体及び強磁性塗膜の特性を通信する工程を更に備える、方法。

## 【請求項 257】

請求項 256 記載の方法において、  
通信する工程は、更に、  
プラグを介して又はプラグ内にあるコンピュータチップをアクセスする工程を備える、  
方法。

## 【請求項 258】

請求項 256 記載の方法において、  
通信する工程は、更に、  
ルックアップテーブルの特性に対応する抵抗器の値を通信する工程を備える、方法。

## 【請求項 259】

手術を行うための方法であって、  
強磁性塗膜を有する導電体を備える負荷を選択する工程と、  
電源からの振動電気エネルギーによって導電体に電力を供給する工程と、  
ジャネレータのインピーダンスに付加のインピーダンスをマッチングする工程と、を備  
える、方法。

## 【請求項 260】

請求項 259 記載の方法において、  
マッチングする工程は、負荷に整合するために電源の出力のインピーダンスを変更する  
工程を更に備える、方法。

## 【請求項 261】

請求項 259 記載の方法において、  
マッチングする工程は、振動電気エネルギーの周波数を変える工程を更に備える、方法  
。

## 【請求項 262】

請求項 259 記載の方法において、  
マッチングする工程は、振動電気エネルギーに定在波を達成するために電源を調整する  
工程を更に備える、方法。

## 【請求項 263】

請求項 259 記載の方法において、  
マッチングする工程は、導電体において電流を最大化にする工程を更に備える、方法。

## 【請求項 264】

請求項 259 記載の方法において、  
マッチングする工程は、導電体における定在波を達成するためにコンポーネントを選  
択する工程を更に備える、方法。

## 【請求項 265】

請求項 259 記載の方法において、  
マッチングする工程は、導電体における定在波を達成するために電源を接続するための  
ケーブルの長さを選択する工程を更に備える、方法。

## 【請求項 266】

組織を治療するための方法であって、  
その一部分に配置された強磁性塗膜を有する導電体を選択する工程と、  
強磁性塗膜を組織と接触して配置する工程と、  
強磁性塗膜を加熱させて組織を切断するように導電体に振動電気信号を供給する工程と  
、  
強磁性塗膜の所望の加熱を得るため又は維持するために、振動電気信号を変更するユー  
ザコントロールを調整する工程と、を備える方法。

## 【請求項 267】

請求項 266 記載の方法において、  
導電体を選択する工程であって、導電体の一部分は、それに配置された強磁性塗膜を有  
する工程と、

強磁性塗膜を組織と接触して配置する工程と、  
強磁性塗膜を加熱させて組織を切断するように導電体に振動電気信号を供給する工程と、  
切断される物質に加熱された強磁性塗膜を適用し、それによって、その物質を切断する工程と、を更に備える、方法。

【請求項 268】

電気外科電極及び熱要素を備える、マルチモード手術ツール。

【請求項 269】

請求項 268 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
電気外科電極は、単極の電極である、マルチモード手術ツール。

【請求項 270】

請求項 268 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
熱要素は、強磁性塗膜が被覆された導電体である、マルチモード手術ツール。

【請求項 271】

請求項 268 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
熱要素は、電気外科電極から分離される、マルチモード手術ツール。

【請求項 272】

請求項 271 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
電気外科電極は、単極電極として動作し、熱要素は、強磁性塗膜を有する導電体である、マルチモード手術ツール。

【請求項 273】

請求項 268 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
熱要素は、電気外科電極として機能する、マルチモード手術ツール。

【請求項 274】

請求項 273 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
多重化信号を更に備える、マルチモード手術ツール。

【請求項 275】

請求項 274 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
多重化信号を発生するための手段を更に備える、マルチモード手術ツール。

【請求項 276】

請求項 274 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
多重化信号は、単極信号を更に備える、マルチモード手術ツール。

【請求項 277】

請求項 276 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
単極信号は、200 kHz 乃至 2 MHz である、マルチモード手術ツール。

【請求項 278】

請求項 277 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
単極信号は、350 kHz 乃至 800 kHz である、マルチモード手術ツール。

【請求項 279】

請求項 276 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
多重化信号は、誘導加熱信号を更に備える、マルチモード手術ツール。

【請求項 280】

請求項 279 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
誘導加熱信号は、5 MHz 乃至 24 GHz である、マルチモード手術ツール。

【請求項 281】

請求項 280 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
誘導加熱信号は、40 MHz 乃至 928 MHz である、マルチモード手術ツール。

【請求項 282】

請求項 270 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
カテーテルを更に備え、

電極及び要素は、カテーテルに配置される、マルチモード手術ツール。

【請求項 283】

請求項 282 記載のマルチモード手術ツールにおいて、カテーテルは、剛性である、マルチモード手術ツール。

【請求項 284】

請求項 282 記載のマルチモード手術ツールにおいて、カテーテルは、可撓性である、マルチモード手術ツール。

【請求項 285】

請求項 282 記載のマルチモード手術ツールにおいて、カテーテルは、吸引のために構成される、マルチモード手術ツール。

【請求項 286】

請求項 282 記載のマルチモード手術ツールにおいて、カテーテルは、物質の供給のために構成される、マルチモード手術ツール。

【請求項 287】

請求項 282 記載のマルチモード手術ツールにおいて、カテーテルは、更に、少なくとも一つのセンサを備える、マルチモード手術ツール。

【請求項 288】

請求項 282 記載のマルチモード手術ツールにおいて、カテーテルは、更に、視覚的なフィードバックを発生するための手段を備える、マルチモード手術ツール。

【請求項 289】

マルチモード手術ツールであって、導電体を備える先端と、導電体の少なくとも一部分を被覆する強磁性塗膜と、を備え、強磁性塗膜は、振動電気エネルギーのいくつかの周波数を熱エネルギーに変換すると共に振動電気エネルギーの他の周波数を組織に渡す強磁性塗膜から選択される、マルチモード手術ツール。

【請求項 290】

請求項 289 記載のマルチモード手術ツールにおいて、多重化信号を導電体に送信するための手段を更に備える、マルチモード手術ツール。

【請求項 291】

請求項 289 記載のマルチモード手術ツールにおいて、先端は、電気外科電極を更に備える、マルチモード手術ツール。

【請求項 292】

請求項 291 記載のマルチモード手術ツールにおいて、電気外科電極は、単極の電極である、マルチモード手術ツール。

【請求項 293】

請求項 289 記載のマルチモード手術ツールにおいて、強磁性塗膜は、熱エネルギーと振動電気エネルギーとを同時に組織の中に分散するように構成される、マルチモード手術ツール。

【請求項 294】

熱調整可能なマルチモード手術ツールの使用方法であって、組織の熱効果を作るために強磁性材料によって被覆された導電体の一部分を有する導電体に沿って配置された第 1 の負荷で実質的に最大電流及び最小電圧を有するおおよその定在波を形成する第 1 の振動電気信号を発生する工程と、組織の電気外科組織効果を作るために導電体に沿って第 2 の振動電気信号を発生する工程と、を備える、熱調整可能なマルチモード手術ツールの使用方法。

【請求項 295】

請求項 294 記載の熱調整可能なマルチモード手術ツールの使用方法において、第 1 の振動電気信号は、組織で止血を作成し、第 2 の振動電気信号は、組織の切断を生

じるように構成される、熱調整可能なマルチモード手術ツールの使用方法。

【請求項 296】

請求項 294 記載の熱調整可能なマルチモード手術ツールの使用方法において、単一の導電体において第 1 の振動電気信号及び第 2 の振動電気信号を発生する工程を備える、熱調整可能なマルチモード手術ツールの使用方法。

【請求項 297】

請求項 294 記載の熱調整可能なマルチモード手術ツールの使用方法において、時間の重なる間、第 1 の振動電気信号及び第 2 の振動電気信号を発生する工程を備える、熱調整可能なマルチモード手術ツールの使用方法。

【請求項 298】

請求項 294 記載の熱調整可能なマルチモード手術ツールの使用方法において、導電体は、単極の電極を備える、熱調整可能なマルチモード手術ツールの使用方法。

【請求項 299】

マルチモード外科病変プローブであって、  
先端を備え、  
先端は、  
導電体と、  
導電体の一部分を被覆する強磁性塗膜と、を有する、マルチモード外科病変プローブ。

【請求項 300】

請求項 299 記載のマルチモード外科病変プローブにおいて、導電体の少なくとも一部分を被覆する第 2 の塗膜を備える、マルチモード外科病変プローブ。

【請求項 301】

請求項 299 記載のマルチモード外科病変プローブにおいて、振動電流を先端に供給する電源を更に備える、マルチモード外科病変プローブ。

【請求項 302】

請求項 301 記載のマルチモード外科病変プローブにおいて、第 2 の先端を更に備え、第 2 の先端は、センサを備える、マルチモード外科病変プローブ。

【請求項 303】

請求項 302 記載のマルチモード外科病変プローブにおいて、電源は、センサに反応するように構成される、マルチモード外科病変プローブ。

【請求項 304】

請求項 302 記載のマルチモード外科病変プローブにおいて、センサは、温度を測定するように構成される、マルチモード外科病変プローブ。

【請求項 305】

請求項 302 記載のマルチモード外科病変プローブにおいて、センサは、伝達された熱を測定するように構成される、マルチモード外科病変プローブ。

【請求項 306】

請求項 302 記載のマルチモード外科病変プローブにおいて、センサは、組織の特性を測定するように構成される、マルチモード外科病変プローブ。

【請求項 307】

請求項 302 記載のマルチモード外科病変プローブにおいて、センサは、組織の目視観察を許容するように構成される、マルチモード外科病変プローブ。

【請求項 308】

請求項 301 記載のマルチモード外科病変プローブにおいて、電源は、強磁性塗膜の温度インジケータを測定し、組織の予め決められた治療温度範囲を維持するために出力を調整するように構成される、マルチモード外科病変プローブ。

## 【請求項 309】

請求項 299 記載のマルチモード外科病変プローブにおいて、  
第 2 の塗膜は、高温耐熱で非粘着な材料の薄層を備える、マルチモード外科病変プローブ。

## 【請求項 310】

請求項 299 記載のマルチモード外科病変プローブにおいて、  
第 2 の塗膜は、高熱伝導性で生体適合性の材料を備える、マルチモード外科病変プローブ。

## 【請求項 311】

熱調整可能なマルチモード手術先端であって、  
ケーブルと、  
近位端と遠位端とを有する小径の導電体であって、近位端は、ケーブルからの無線周波数エネルギーを受け取るように構成された、小径の導電体と、  
導電体の周りに円周方向に配置された強磁性材料の薄いメッキであって、強磁性材料は、所望の設定の治療用温度範囲を包含するために十分に高いキュリー点で構成された、強磁性材料の薄いメッキと、  
ケーブルからの電力を受けると共に、隣接する組織の中に無線周波数エネルギーを解放するように構成されて接続された電気外科要素と、を備える、熱調整可能なマルチモード手術先端。

## 【請求項 312】

請求項 311 記載の熱調整可能なマルチモード手術先端において、  
電気外科要素は、単極の要素である、熱調整可能なマルチモード手術先端。

## 【請求項 313】

組織を切開し密封する方法であって、  
その一部分に配置された強磁性塗膜を有する導電体を有すると共に電極を有する手術ツールを選択する工程と、  
電極を組織と接触させて配置する工程と、  
強磁性塗膜を組織と接触させて配置する工程と、  
組織を切開するように電極に振動電気信号を供給する工程と、  
強磁性塗膜を加熱させて組織を切断するように導電体に振動電気信号を供給する工程と、  
を備える、方法。

## 【請求項 314】

請求項 313 記載の方法において、  
強磁性塗膜は、組織の止血を促進するために加熱される、方法。

## 【請求項 315】

請求項 313 記載の方法において、  
電極は、単極の電極である、方法。

## 【請求項 316】

組織の切除のための方法であって、  
電気外科モダリティ及び熱モダリティを有する先端を選択する工程と、  
望ましくない組織の中に先端を挿入する工程と、  
望ましくない組織内で一つ以上のモダリティを活性化する工程と、を備える、方法。

## 【請求項 317】

組織を治療する方法であって、  
外科ハンドピースを選択する工程と、  
ハンドピースから組織に少なくとも摂氏 58 度で熱エネルギーを供給する工程と、  
ハンドピースから組織に電気エネルギーを供給し、それによって組織を治療する工程と、  
を備える、方法。

## 【請求項 318】

請求項 268 記載のマルチモード手術ツールにおいて、

熱要素は、電源がそれに適用されたときに、自己クリーニングのために十分な温度に達するように構成される、マルチモード手術ツール。

【請求項 3 1 9】

双極性電極及び熱要素を備える、マルチモード手術ツール。

【請求項 3 2 0】

請求項 3 1 9 記載のマルチモード手術ツールにおいて、熱要素は、強磁性塗膜が被覆された導電体である、マルチモード手術ツール。

【請求項 3 2 1】

請求項 3 1 9 記載のマルチモード手術ツールにおいて、熱要素は、電気外科電極から分離される、マルチモード手術ツール。

【請求項 3 2 2】

請求項 3 1 9 記載のマルチモード手術ツールにおいて、熱要素は、双極性電極として機能する、マルチモード手術ツール。

【請求項 3 2 3】

請求項 3 2 2 記載のマルチモード手術ツールにおいて、多重化信号を更に備える、マルチモード手術ツール。

【請求項 3 2 4】

請求項 3 2 3 記載のマルチモード手術ツールにおいて、多重化信号は、多重化信号を更に備える、マルチモード手術ツール。

【請求項 3 2 5】

請求項 3 2 3 記載のマルチモード手術ツールにおいて、多重化信号は、双極性信号を更に備える、マルチモード手術ツール。

【請求項 3 2 6】

請求項 3 2 5 記載のマルチモード手術ツールにおいて、双極性信号は、200 kHz 乃至 2 MHz である、マルチモード手術ツール。

【請求項 3 2 7】

請求項 3 2 6 記載のマルチモード手術ツールにおいて、双極性信号は、350 kHz 乃至 800 kHz である、マルチモード手術ツール。

【請求項 3 2 8】

請求項 3 2 5 記載のマルチモード手術ツールにおいて、多重化信号は、誘導加熱信号を更に備える、マルチモード手術ツール。

【請求項 3 2 9】

請求項 3 2 8 記載のマルチモード手術ツールにおいて、誘導加熱信号は、5 MHz 乃至 24 GHz である、マルチモード手術ツール。

【請求項 3 3 0】

請求項 3 2 9 記載のマルチモード手術ツールにおいて、誘導加熱信号は、40 MHz 乃至 928 MHz である、マルチモード手術ツール。

【請求項 3 3 1】

請求項 3 2 0 記載のマルチモード手術ツールにおいて、カテーテルを更に備え、電極及び要素は、カテーテルに配置される、マルチモード手術ツール。

【請求項 3 3 2】

請求項 3 3 1 記載のマルチモード手術ツールにおいて、カテーテルは、剛性である、マルチモード手術ツール。

【請求項 3 3 3】

請求項 3 3 1 記載のマルチモード手術ツールにおいて、カテーテルは、可撓性である、マルチモード手術ツール。

【請求項 3 3 4】

請求項 3 3 1 記載のマルチモード手術ツールにおいて、カテーテルは、吸引のために構成される、マルチモード手術ツール。

## 【請求項 3 3 5】

請求項 3 3 1 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
カテーテルは、物質の供給のために構成される、マルチモード手術ツール。

## 【請求項 3 3 6】

請求項 3 3 1 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
カテーテルは、灌漑のために構成される、マルチモード手術ツール。

## 【請求項 3 3 7】

請求項 3 2 5 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
カテーテルは、熱要素に熱を発生することによりカテーテルから解放されることができ  
る、それに配置された溶融性物質を有する、マルチモード手術ツール。

## 【請求項 3 3 8】

請求項 3 3 1 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
カテーテルは、それに配置された少なくとも一つのセンサを有する、マルチモード手術  
ツール。

## 【請求項 3 3 9】

請求項 3 3 1 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
カテーテルは、可視化装置を備える、マルチモード手術ツール。

## 【請求項 3 4 0】

請求項 3 1 9 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
双極性電極にエネルギー波形を供給すると共に熱要素に熱を生じるために異なるエネル  
ギー波形を提供するための電源を更に備える、マルチモード手術ツール。

## 【請求項 3 4 1】

請求項 3 1 9 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
双極性電極及び熱要素にエネルギーを提供するための導電体と、導電体に多重化信号を  
提供するための手段と、を更に備える、マルチモード手術ツール。

## 【請求項 3 4 2】

請求項 3 1 9 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
電源と、  
双極性電極及び熱要素を別個に又は組み合わせて選択的に活性化するためのコントロー  
ルと、を更に備える、マルチモード手術ツール。

## 【請求項 3 4 3】

請求項 3 1 9 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
熱要素は、双極性電極上に配置される、マルチモード手術ツール。

## 【請求項 3 4 4】

請求項 3 1 9 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
双極性電極及び熱要素の少なくとも一つに配置された非粘着性塗膜を更に備える、マル  
チモード手術ツール。

## 【請求項 3 4 5】

請求項 3 1 9 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
熱要素の少なくとも一部分上に配置された生体適合性塗膜を更に備える、マルチモード  
手術ツール。

## 【請求項 3 4 6】

マルチモード手術鉗子であって、  
少なくとも二つの先端と、  
少なくとも二つの先端の少なくとも一つに配置された双極性電極と、  
少なくとも二つの先端の少なくとも一つに配置された熱要素と、を備える、マルチモー  
ド手術鉗子。

## 【請求項 3 4 7】

請求項 3 4 6 記載のマルチモード手術鉗子において、  
熱要素及び双極性電極は、同じ先端に配置される、マルチモード手術鉗子。

## 【請求項 3 4 8】

請求項 3 4 6 記載のマルチモード手術鉗子において、  
熱要素及び双極性電極は、別々の先端に配置される、マルチモード手術鉗子。

## 【請求項 3 4 9】

請求項 3 4 6 記載のマルチモード手術鉗子において、  
少なくとも二つの先端の少なくとも一つに配置された非粘着性塗膜を更に備える、マルチモード手術鉗子。

## 【請求項 3 5 0】

請求項 3 4 7 記載のマルチモード手術鉗子において、  
熱要素及び双極性電極に多重化信号を供給するための電源を更に備える、マルチモード手術鉗子。

## 【請求項 3 5 1】

請求項 3 5 0 記載のマルチモード手術鉗子において、  
熱要素は、双極性電極から分離される、マルチモード手術鉗子。

## 【請求項 3 5 2】

請求項 3 5 0 記載のマルチモード手術鉗子において、  
熱要素は、双極性電極として機能する、マルチモード手術鉗子。

## 【請求項 3 5 3】

請求項 3 5 2 記載のマルチモード手術鉗子において、  
熱要素は、強磁性塗膜を備える、マルチモード手術鉗子。

## 【請求項 3 5 4】

組織を治療する方法であって、  
電気外科モダリティ及び熱モダリティを有する手術ツールを選択する工程と、  
先端を組織と接触させて配置する工程と、  
モダリティの少なくとも一つを活性化する工程と、を備える、方法。

## 【請求項 3 5 5】

請求項 3 5 4 記載の方法において、  
電気外科モダリティは、更に、双極性モダリティを備える、方法。

## 【請求項 3 5 6】

請求項 3 5 5 記載の方法において、  
所望の温度範囲を選択する工程を更に備える、方法。

## 【請求項 3 5 7】

請求項 3 5 6 記載の方法において、  
所望の温度範囲は、所望の組織の効果に対応する、方法。

## 【請求項 3 5 8】

請求項 3 5 4 記載の方法において、  
所望の組織の効果に対応する電力の設定を選択する工程を更に備える、方法。

## 【請求項 3 5 9】

請求項 3 5 5 記載の方法において、  
熱モダリティは、強磁性塗膜が被覆された導電体を更に備える、方法。

## 【請求項 3 6 0】

請求項 3 5 9 記載の方法において、  
活性化する工程は、更に、  
切開のための第 1 のモダリティを活性化する工程と、  
血管内皮溶接及び止血の少なくとも一つのための第 2 のモダリティを活性化する工程と、  
を更に備える、方法。

## 【請求項 3 6 1】

請求項 3 5 9 記載の方法において、  
活性化する工程は、更に、  
モダリティの活性期間が重なるようにモダリティを活性化する工程を備える、方法。

## 【請求項 3 6 2】

請求項 3 5 9 記載の方法において、  
活性化する工程は、更に、  
モダリティの活性期間が重なるのを防止するようにモダリティを活性化する工程を備える、方法。

## 【請求項 3 6 3】

組織を切開する方法であって、  
双極性モダリティ及び誘導加熱のモダリティを有する手術ツールを選択する工程と、  
切開のために双極性モダリティを活性化する工程と、  
組織と隣接接触させて先端を配置する工程と、  
血管内皮溶接及び止血の少なくとも一つのために誘導加熱のモダリティを活性化する工程と、を備える、方法。

## 【請求項 3 6 4】

請求項 3 6 3 記載の方法において、  
誘導加熱のモダリティを活性化し、それによって組織を切開すると共に、実質的に同時に止血を作成しながら、双極性モダリティを活性化することを維持する工程を備える、方法。

## 【請求項 3 6 5】

請求項 3 6 4 記載の方法において、  
双極性電極を有する一对のアームと、同じアーム上の熱要素とを有する外科手術ツールを使用する工程を備える、方法。

## 【請求項 3 6 6】

マルチモード手術鉗子であって、  
少なくとも二つのアームと、  
少なくとも二つのアームの一方に配置された双極性電極と、  
少なくとも二つのアームの一方に配置されたリターン双極性電極と、  
少なくとも二つのアームの少なくとも一つに配置された少なくとも一つの強磁性塗膜が被覆された導電体と、を備える、マルチモード手術鉗子。

## 【請求項 3 6 7】

請求項 3 6 6 記載のマルチモード手術鉗子において、  
電力を更に備える、マルチモード手術鉗子。

## 【請求項 3 6 8】

請求項 3 6 7 記載のマルチモード手術鉗子において、  
少なくとも二つのアームの一方に配置されたセンサを更に備える、マルチモード手術鉗子。

## 【請求項 3 6 9】

請求項 3 6 8 記載のマルチモード手術鉗子において、  
センサは、組織の効果を測定するように構成される、マルチモード手術鉗子。

## 【請求項 3 7 0】

請求項 3 6 9 記載のマルチモード手術鉗子において、  
組織の効果は、更に、温度を備える、マルチモード手術鉗子。

## 【請求項 3 7 1】

請求項 3 6 8 記載のマルチモード手術鉗子において、  
電源は、センサの測定に対応して電力の出力を調整するように構成される、マルチモード手術鉗子。

## 【請求項 3 7 2】

双極性電極と、  
熱要素と、  
双極性電極及び熱要素の少なくとも一つに隣接して配置されたセンサと、を備える、マルチモード手術鉗子。

## 【請求項 373】

双極性電極と、  
熱要素と、を備え、  
双極性電極及び熱要素の少なくとも一つは、カテーテル及び内視鏡からなる群から選択された装置に配置される、マルチモード手術鉗子。

## 【請求項 374】

請求項 319 記載のマルチモード手術鉗子において、  
熱要素は、セルフクリーニングである、マルチモード手術鉗子。

## 【請求項 375】

マルチモード熱調整可能な手術ツールであって、  
振動するように構成された本体と、  
本体の少なくとも一部分の周りに配置された導電体と、  
導電体の一部分を被覆する強磁性塗膜と、  
導電体に振動電流を供給する電源と、を備える、マルチモード熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 376】

請求項 375 記載のマルチモード熱調整可能な手術ツールにおいて、  
本体は、超音波ホーンを備える、マルチモード熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 377】

請求項 375 記載のマルチモード熱調整可能な手術ツールにおいて、  
振動電気エネルギーを提供し、それによって、本体を振動し、強磁性塗膜の加熱を提供する電源を更に備える、マルチモード熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 378】

請求項 377 記載のマルチモード熱調整可能な手術ツールにおいて、  
電源は、本体を振動させるエネルギーを提供するため及び強磁性塗膜の加熱を提供するための別個の源を更に備える、マルチモード熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 379】

請求項 378 記載のマルチモード熱調整可能な手術ツールにおいて、  
別個の源は、時間の重なる間、動作するように構成される、マルチモード熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 380】

請求項 378 記載のマルチモード熱調整可能な手術ツールにおいて、  
別個の源は、別個の時間の間、動作するように構成される、マルチモード熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 381】

請求項 375 記載のマルチモード熱調整可能な手術ツールにおいて、  
本体は、穴を有する、マルチモード熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 382】

請求項 381 記載のマルチモード熱調整可能な手術ツールにおいて、  
本体は、複数の穴を有する、マルチモード熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 383】

請求項 382 記載のマルチモード熱調整可能な手術ツールにおいて、  
複数の穴の第 1 の穴は、吸引するように構成され、複数の穴の第 2 の穴は、灌漑するように構成される、マルチモード熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 384】

請求項 375 記載のマルチモード熱調整可能な手術ツールにおいて、  
電源は、所望の組織の効果に対応する電源設定を更に備える、マルチモード熱調整可能な手術ツール。

## 【請求項 385】

超音波トランスデューサ及び熱要素を備える、マルチモード手術ツール。

- 【請求項 386】  
請求項 385 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
熱要素は、強磁性塗膜が被覆された導電体である、マルチモード手術ツール。
- 【請求項 387】  
請求項 386 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
超音波トランスデューサは、圧電トランスデューサを更に備える、マルチモード手術ツール。
- 【請求項 388】  
請求項 385 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
多重化信号を発生するための電源を更に備える、マルチモード手術ツール。
- 【請求項 389】  
請求項 388 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
多重化信号は、超音波信号を備える、マルチモード手術ツール。
- 【請求項 390】  
請求項 389 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
多重化信号は、誘導加熱信号を備える、マルチモード手術ツール。
- 【請求項 391】  
請求項 390 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
誘導加熱信号は、5 MHz 乃至 24 GHz である、マルチモード手術ツール。
- 【請求項 392】  
請求項 391 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
誘導加熱信号は、40 MHz 乃至 928 MHz である、マルチモード手術ツール。
- 【請求項 393】  
マルチモード手術ツールであって、  
先端を備え、  
先端は、  
導電体と、  
超音波トランスデューサと、  
導電体の少なくとも一部分を被覆する強磁性塗膜と、を備える、マルチモード手術ツール。
- 【請求項 394】  
請求項 393 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
多重化信号を発生するための手段を更に備える、マルチモード手術ツール。
- 【請求項 395】  
請求項 393 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
先端は、振動する本体の一部である、マルチモード手術ツール。
- 【請求項 396】  
請求項 393 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
本体は、吸引穴を備える、マルチモード手術ツール。
- 【請求項 397】  
請求項 395 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
振動する本体は、超音波ホーンを更に備える、マルチモード手術ツール。
- 【請求項 398】  
マルチモード手術ツールであって、  
病変プローブを備え、  
病変プローブは、  
導電体と、導電体の一部分を被覆する強磁性塗膜と、超音波トランスデューサと、を有する先端を備える、マルチモード手術ツール。
- 【請求項 399】  
請求項 398 記載のマルチモード手術ツールにおいて、

振動電流を先端に供給する電源を更に備える、マルチモード手術ツール。

【請求項 4 0 0】

請求項 3 9 9 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
センサを備える第 2 の先端を更に備える、マルチモード手術ツール。

【請求項 4 0 1】

請求項 4 0 0 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
電源は、センサに反応するように構成される、マルチモード手術ツール。

【請求項 4 0 2】

請求項 4 0 0 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
センサは、温度を測定するように構成される、マルチモード手術ツール。

【請求項 4 0 3】

請求項 4 0 0 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
センサは、伝達された熱を測定するように構成される、マルチモード手術ツール。

【請求項 4 0 4】

請求項 4 0 0 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
センサは、組織の特性を測定するように構成される、マルチモード手術ツール。

【請求項 4 0 5】

請求項 4 0 0 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
センサは、組織の目視観察を許容するように構成される、マルチモード手術ツール。

【請求項 4 0 6】

請求項 3 9 9 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
電源は、強磁性塗膜の温度インジケータを測定し、組織の予め決められた治療温度範囲を維持するために出力を調整するように構成される、マルチモード手術ツール。

【請求項 4 0 7】

請求項 3 9 8 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
マルチモード手術ツールの先端及び導電体は、高温耐熱で非粘着な材料の薄層で被覆される、マルチモード手術ツール。

【請求項 4 0 8】

請求項 3 9 8 記載のマルチモード手術ツールにおいて、  
マルチモード手術ツールの先端は、高熱伝導性で生体適合性の材料によって被覆される、マルチモード手術ツール。

【請求項 4 0 9】

マルチモード手術カテーテルであって、  
カテーテルを備え、  
カテーテルは、  
手術先端と、  
手術先端に配置された熱要素と、  
超音波エネルギーを手術先端に提供するように構成された超音波トランスデューサと、  
を備える、マルチモード手術カテーテル。

【請求項 4 1 0】

請求項 4 0 9 記載のマルチモード手術カテーテルにおいて、  
カテーテルは、  
少なくとも一つの内腔を更に備える、マルチモード手術カテーテル。

【請求項 4 1 1】

請求項 4 1 0 記載のマルチモード手術カテーテルにおいて、  
内腔内に吸引を発生させるための手段を更に備える、マルチモード手術カテーテル。

【請求項 4 1 2】

請求項 4 1 0 記載のマルチモード手術カテーテルにおいて、  
患者内に供給するための、内腔内に配置された物質を更に備える、マルチモード手術カテーテル。

## 【請求項 4 1 3】

請求項 4 1 0 記載のマルチモード手術カテーテルにおいて、組織の状態を検出するための少なくとも一つのセンサを更に備える、マルチモード手術カテーテル。

## 【請求項 4 1 4】

請求項 4 1 0 記載のマルチモード手術カテーテルにおいて、視覚的なフィードバックを提供するための手段を更に備える、マルチモード手術カテーテル。

## 【請求項 4 1 5】

熱調整可能なマルチモード手術ツールであって、ケーブルと、近位端および遠位端を有する小径の導電体であって、近位端がケーブルからの無線周波数エネルギーを受け取るように構成された、導電体と、導電体の周りに円周方向に配置された強磁性材料の薄いメッキであって、強磁性材料が治療の温度範囲の所望の設定を包むのに十分に高いキュリー点が設定されている、強磁性材料の薄いメッキと、ケーブルからの電力を受け取るように構成されると共に、超音波エネルギーを近くの組織に解放するように構成されて接続された、超音波要素と、を備える、熱調整可能なマルチモード手術ツール。

## 【請求項 4 1 6】

熱調整可能なマルチモード手術ツールに電力を供給するプロセスであって、第 1 の振動電気信号が、強磁性材料によって被覆された導電体の一部分を備える第 1 の負荷で実質的に最大電流及び最小電圧を有するおおよその定在波を形成するように構成された導電体に第 1 の振動信号を供給する工程と、第 2 の振動電気信号が超音波トランスデューサを駆動し、それによって第 2 の負荷を超音波的に動かすように構成された第 2 の電気接続に第 2 の振動信号を供給する工程と、を備える、熱調整可能なマルチモード手術ツールに電力を供給するプロセス。

## 【請求項 4 1 7】

請求項 4 1 6 記載の熱調整可能なマルチモード手術ツールに電力を供給するプロセスにおいて、組織に隣接して第 1 の負荷を配置する工程を備え、第 1 の振動電気信号は、組織に止血を生じる温度まで熱要素を加熱し、第 2 の振動電気信号は、第 2 の負荷に組織を切開させる、熱調整可能なマルチモード手術ツールに電力を供給するプロセス。

## 【請求項 4 1 8】

請求項 4 1 6 記載の熱調整可能なマルチモード手術ツールに電力を供給するプロセスにおいて、切開された組織を吸引するために、第 1 の負荷及び第 2 の負荷に隣接して吸引を適用する工程を備える、熱調整可能なマルチモード手術ツールに電力を供給するプロセス。

## 【請求項 4 1 9】

請求項 4 1 6 記載の熱調整可能なマルチモード手術ツールに電力を供給するプロセスにおいて、第 1 の負荷及び第 2 の負荷に対する連通するチャンネルで第 1 の振動電気信号及び第 2 の振動電気信号を多重化する工程を更に備える、熱調整可能なマルチモード手術ツールに電力を供給するプロセス。

## 【請求項 4 2 0】

請求項 4 1 6 記載の熱調整可能なマルチモード手術ツールに電力を供給するプロセスにおいて、強磁性塗膜をセルフクリーンするのに十分な温度に強磁性体材料を加熱する工程を更に備える、熱調整可能なマルチモード手術ツールに電力を供給するプロセス。

## 【請求項 4 2 1】

組織を切開して密封する方法であって、  
その一部分に配置された強磁性塗膜を有する導電体と、本体を駆動するトランスデューサとを有する手術ツールを選択する工程と、  
組織と接触させて本体及び強磁性塗膜を配置する工程と、  
組織を切開するようにトランスデューサに振動電気信号を供給する工程と、  
強磁性塗膜を加熱して組織に熱を適用するように導電体に振動電気信号を供給する工程と、を備える、方法。

## 【請求項 4 2 2】

請求項 4 2 1 記載の方法において、  
強磁性塗膜は、組織の止血を促進するために加熱される、方法。

## 【請求項 4 2 3】

請求項 4 2 1 記載の方法において、  
トランスデューサは、超音波トランスデューサである、方法。

## 【請求項 4 2 4】

組織の切除のための方法であって、  
超音波モダリティ及び熱モダリティを有する先端を選択する工程と、  
望ましくない組織と接触させて先端を配置する工程と、  
望ましくない組織でモダリティの一つ以上を活性化する工程と、を備える、方法。

## 【請求項 4 2 5】

請求項 4 2 4 記載の方法において、  
熱モダリティは、強磁性塗膜を備える、方法。

## 【請求項 4 2 6】

請求項 4 2 4 記載の方法において、  
望ましくない組織に近接した領域からの残留物を吸引する工程を更に備える、方法。

## 【請求項 4 2 7】

請求項 4 1 6 記載の方法において、  
強磁性塗膜をセルフクリーンするのに十分な温度に強磁性体材料を加熱する工程を更に備える、方法。

## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2010/031114
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
<i>A61B 18/04(2006.01)i, A61B 18/08(2006.01)i, A61B 18/12(2006.01)i, A61L 31/08(2006.01)i, A61B 17/32(2006.01)i, A61B 17/3209(2006.01)i, A61B 17/3205(2006.01)i</i>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B 18/04; A61B 5/05; A61B 18/14; A61B 17/39; A61B 17/32		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: ferromagnetic material, thin coating, conductor, alternating current source, catheter		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 4185632 A1 (ROBERT F. SHAW) 29 January 1980 See claims, col.2 line 18-col.3 line 27	1,2,4
Y	See figs. 1-2	3,5-9
Y	US 5611798 A1 ( PHILIP B. EGGER) 18 March 1997 See figs. 2, 7-10, col.5 lines 13-52,col.15 line 48-col.16 line 43	3,5-9
A	US 2007-0106294 A1 (BRUCE NESBITT,) 10 May 2007 See paragraphs 32, 161, 162	1-9
A	US 2005-0283067 A1 (LOR SOB) 22 December 2005 See paragraphs 17, 18, claims 1, 16 figs. 1, 2	1-9
A	US 2003-0199755 A1 (HENRY, R. HALPERIN et al.) 23 October 2003 See paragraphs 39, 40, 48, claims 14, 31, figs. 1, 2	1-9
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family 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 application or patent 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 citation 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 "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 20 JANUARY 2011 (20.01.2011)		Date of mailing of the international search report 21 JANUARY 2011 (21.01.2011)
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office Government Complex-Daejeon, 139 Seonsa-ro, Seo-gu, Daejeon 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140		Authorized officer OH Seung Jae Telephone No. 82-42-481-8469 

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
**PCT/US2010/031114**

<b>Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)</b>	
This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:	
1. <input type="checkbox"/>	Claims Nos.: because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. <input type="checkbox"/>	Claims Nos.: because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. <input type="checkbox"/>	Claims Nos.: because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(s).
<b>Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)</b>	
This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:	
See Supplemental Box.	
1. <input type="checkbox"/>	As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. <input type="checkbox"/>	As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. <input type="checkbox"/>	As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. <input checked="" type="checkbox"/>	No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims, it is covered by claims Nos.: 1-9
<b>Remark on Protest</b>	<input type="checkbox"/> The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee. <input type="checkbox"/> The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation. <input type="checkbox"/> No protest accompanied the payment of additional search fees.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
Information on patent family members

International application No.  
**PCT/US2010/031114**

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date		
US 4185632 A1	29.01.1980	JP 1366579 C	26.02.1987		
		JP 51-122985 A	27.10.1976		
		JP 51-122986 A	27.10.1976		
		JP 51-122987 A	27.10.1976		
		JP 51-122989 A	27.10.1976		
		JP 61-028339 B	30.06.1986		
		US 08E31723E E	06.11.1984		
		US 4089336 A1	16.05.1978		
		US 4198957 A1	22.04.1990		
		US 4206759 A1	10.06.1980		
		US 4207896 A1	17.06.1980		
		US 4209017 A1	24.06.1980		
		US 4364390 A1	21.12.1982		
		US 6726683 B1	27.04.2004		
		US E029088 E1	28.12.1976		
		US E030190 E1	15.01.1980		
		US E031723 E1	06.11.1984		
		US 5811798 A1	18.03.1997	US 5807392 A1	15.09.1998
				WO 96-26677 A1	06.09.1996
		US 2007-0106294 A1	10.05.2007	AU 2003-290973 A1	09.07.2004
AU 2003-290973 A8	09.07.2004				
US 2004-0115477 A1	17.06.2004				
US 2004-0116792 A1	17.06.2004				
US 2004-115477 A1	17.06.2004				
US 2004-116792 A1	17.06.2004				
US 2005-0266170 A1	01.12.2005				
US 2005-266170 A1	01.12.2005				
US 2007-0123853 A1	31.05.2007				
US 2007-106294 A1	10.05.2007				
US 2007-123853 A1	31.05.2007				
US 2008-0032060 A1	07.02.2008				
US 2008-0050509 A1	28.02.2008				
US 7160297 B2	09.01.2007				
US 7261925 B2	28.08.2007				
US 7288091 B2	30.10.2007				
US 7390326 B2	24.06.2008				
US 7618684 B2	17.11.2009				
US 7718212 B2	18.05.2010				
WO 2004-055229 A2	01.07.2004				
WO 2004-055229 A3	10.09.2004				
WO 2004-055229 A3	01.07.2004				
US 2005-0283067 A1	22.12.2005	CA 2567201-A1	29.12.2005		
		EP 1761189 A2	14.03.2007		
		EP 1761189 A4	22.07.2009		
		JP 2008-503248 A	07.02.2008		
		JP 2008-503248 T	07.02.2008		

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
Information on patent family members

International application No.  
**PCT/US2010/031114**

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		US 7 197 354 B2	27.03.2007
		WO 2005-122884 A2	29.12.2005
		WO 2005-122884 A3	29.12.2005
		WO 2005-122884 A3	18.05.2006
US 2003-0199755 A1	23.10.2003	AU 1605100 A	22.05.2000
		AU 2000-16051 A1	22.05.2000
		CA 2349235-A1	11.05.2000
		CA 2536477-A1	21.09.2006
		CA 2601668-A1	13.02.2009
		CN 10 132 1553 A	10.12.2008
		CN 10 132 5985 A	17.12.2008
		CN 10 136 6665 A	18.02.2009
		EP 1126784 A1	29.08.2001
		EP 1126784 A4	11.03.2009
		EP 1704898 A1	27.09.2006
		EP 1945297 A2	23.07.2008
		EP 2025361 A1	18.02.2009
		EP 2026870 A2	25.02.2009
		EP 2062525 A2	27.05.2009
		EP 2062525 A3	29.07.2009
		EP 2165734 A2	24.03.2010
		EP 2165734 A3	23.06.2010
		EP 2181502 A1	05.05.2010
		JP 2008-263468 A	05.10.2006
		JP 2009-045425 A	05.03.2009
		JP 2009-514617 A	09.04.2009
		JP 2009-537276 A	29.10.2009
		US 2003-0050557 A1	13.03.2003
		US 2003-199755 A1	23.10.2003
		US 2004-0167392 A1	26.08.2004
		US 2004-167392 A1	26.08.2004
		US 2006-0100506 A1	11.05.2006
		US 2006-0212096 A1	21.09.2006
		US 2006-0247684 A1	02.11.2006
		US 2006-100506 A1	11.05.2006
		US 2007-0088416 A1	19.04.2007
		US 2007-0112398 A1	17.05.2007
		US 2007-0123949 A1	31.05.2007
		US 2007-0279834 A1	06.12.2007
		US 2007-0288058 A1	13.12.2007
		US 2008-0049376 A1	28.02.2008
		US 2008-0058635 A1	06.03.2008
		US 2008-0065181 A1	13.03.2008
		US 2008-0071313 A1	20.03.2008
		US 2008-0116997 A1	22.05.2008
		US 2008-0119919 A1	22.05.2008
		US 2008-0132987 A1	05.06.2008
		US 2008-0161886 A1	03.07.2008
		US 2008-0195180 A1	14.08.2008

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
Information on patent family members

International application No.  
**PCT/US2010/031114**

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		US 2008-0268591 A1	30.10.2008
		US 2008-058635 A1	06.03.2008
		US 6701176 B1	02.03.2004
		US 7155271 B2	26.12.2006
		US 7363090 B2	22.04.2008
		US 7412276 B2	12.06.2008
		US 7823336 B2	24.11.2009
		US 7702387 B2	20.04.2010
		US 7787958 B2	31.08.2010
		US 7822460 B2	26.10.2010
		US 7844319 B2	30.11.2010
		US 7853324 B2	14.12.2010
		US 7853325 B2	14.12.2010
		WO 00-25672 A1	11.05.2000
		WO 00-25672A1	11.05.2000
		WO 00-25672A8	27.07.2000
		WO 2007-102893 A2	13.09.2007
		WO 2007-102893 A3	13.09.2007
		WO 2007-117302 A2	18.10.2007
		WO 2007-117302 A3	18.10.2007
		WO 2007-145671 A2	21.12.2007
		WO 2007-145671 A3	21.12.2007
		WO 2009-029408 A1	05.03.2009

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US2010/031114

## 1. Lack of Unity of Invention

This ISA found 42 inventions in this application as follows:

-Group 1: Claims 1-9 are drawn to an invention featuring a surgical tool comprising an electrical conductor, a thin coating of ferromagnetic material, and an alternating current source.

-Group 2 (Claims 10-15), Group 3 (Claims 16-21), Group 4(Claims 22-23), Group 5: (Claims 24-52, 57), Group 6(Claims 53-55), Group 7(Claim 56), Group 8(Claims 58-64, 73), Group 9(Claims 65-72), Group 10(Claims 83-84), Group 11(Claims 85-97), Group 12(Claims 98-109), Group 13(Claims 115-121), Group 14(Claims 122-123), Group 15(Claims 124-126), Group 16(Claims 137-144), Group 17(Claims 145-152), Group 18 (Claim 153), Group 19( Claims 154-159), Group 20(Claims 190-192), Group 21( Claims 193-215), Group 22(Claims 216-229), Group 23( Claims 230-235), Group 24(Claims 236-241), Group 25(Claims 242-243), Group 26( Claim 244), Group 27(Claims 245-248), Group 28(Claims 268-288), Group 29(Claims 289-293), Group 30(Claims 294-298), Group 31(Claims 299-310), Group 32(Claims 311-312), Group 33(Claims 319-345), Group 34( Claims 346-353), Group 35(Claims 366-371), Group 35( Claim 372), Group 36( Claim 373), Group 37(Claims 375-392), Group 38(Claims 393-397), Group 39( Claims 398-408), Group 40(Claims 409-414), Group 41(Claim 415), Group 42( Claim 416-420).

The common technical feature among groups 1-42 is a surgical tool comprising an electrical conductor having a ferromagnetic coating as a thermal element. However, this feature lacks novelty and inventive step with respect to the document D1(see col.2 line 18-col.3 line 27, fig. 1), cited in this ISR. Thus, there is no technical relationship left over the prior art among the claimed inventions, leaving the claims without a single general inventive concept. Hence there is lack of unity, "posteriori." (PCT Rules 13.1 and 13.2).

## フロントページの続き

- (31)優先権主張番号 12/647,374  
 (32)優先日 平成21年12月24日(2009.12.24)  
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 12/647,302  
 (32)優先日 平成21年12月24日(2009.12.24)  
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 12/647,355  
 (32)優先日 平成21年12月24日(2009.12.24)  
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 12/647,350  
 (32)優先日 平成21年12月24日(2009.12.24)  
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/170,203  
 (32)優先日 平成21年4月17日(2009.4.17)  
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/170,207  
 (32)優先日 平成21年4月17日(2009.4.17)  
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 12/647,340  
 (32)優先日 平成21年12月24日(2009.12.24)  
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 12/647,376  
 (32)優先日 平成21年12月24日(2009.12.24)  
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 12/647,358  
 (32)優先日 平成21年12月24日(2009.12.24)  
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 12/647,371  
 (32)優先日 平成21年12月24日(2009.12.24)  
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/170,220  
 (32)優先日 平成21年4月17日(2009.4.17)  
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 12/647,363  
 (32)優先日 平成21年12月24日(2009.12.24)  
 (33)優先権主張国 米国(US)

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, T M), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, S I, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, I N, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM , PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

- (74)代理人 100106208  
 弁理士 宮前 徹
- (72)発明者 マンワリング, キム

アメリカ合衆国アリゾナ州 8 5 0 4 8 , フェニックス , イースト・ミュアウッド・ドライブ 1 9  
1 5

(72)発明者 マンワリング , マーク

アメリカ合衆国アイダホ州 8 3 8 7 1 , トロイ , スコット・ストリート 7 0 0 , ロレイン・マン  
ワリング方

(72)発明者 マクナリー , デーヴィッド

アメリカ合衆国ユタ州 8 4 1 5 8 , ソルト・レイク・シティ , ピー・オー・ボックス 5 8 7 0 4

(72)発明者 ビター , ウィリアム・ジェイ

アメリカ合衆国ペンシルバニア州 1 9 3 4 8 , ケネット・スクエア , ワワセット・ロード 9 4 8

Fターム(参考) 4C160 JJ13 KK03 KK12 KK22 KK47 KK48 KL01 KL02 KL03 KL04

专利名称(译)	诱导的热付外科ツール		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012523923A</a>	公开(公告)日	2012-10-11
申请号	JP2012506188	申请日	2010-04-14
[标]申请(专利权)人(译)	领域外科股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	域Surgical公司		
[标]发明人	マンワリングキム マンワリングマーク マクナリーデーヴィッド ビターウィリアムジェイ		
发明人	マンワリング,キム マンワリング,マーク マクナリー,デーヴィッド ビター,ウィリアム・ジェイ		
IPC分类号	A61B18/04 A61B18/12 A61B18/00		
CPC分类号	A61B18/082 A61B18/10 A61B2017/320069 A61B2017/32007 A61B2017/320082 A61B2018/00107 A61B2018/00642 A61M25/00 Y10T29/49124 A61B18/04 A61B18/08 A61B18/12 A61L31/08 A61B17 /00234 A61B17/320068 A61B17/3211 A61B18/085 A61B18/1206 A61B18/1492 A61B2017/00141 A61B2017/00876 A61B2017/00973 A61B2018/00077 A61B2018/00095 A61B2018/0013 A61B2018 /00577 A61B2018/00589 A61B2018/00595 A61B2018/00601 A61B2018/00619 A61B2018/00654 A61B2018/00702 A61B2018/00714 A61B2018/00755 A61B2018/00791 A61B2018/00803 A61B2018 /00958 A61B2018/128 A61B2018/1407 A61B2018/1412 A61M25/0082		
FI分类号	A61B17/38.310 A61B17/39.310 A61B17/36.330		
F-TERM分类号	4C160/JJ13 4C160/KK03 4C160/KK12 4C160/KK22 4C160/KK47 4C160/KK48 4C160/KL01 4C160 /KL02 4C160/KL03 4C160/KL04		
代理人(译)	小林 泰 千叶昭夫 宫前彻		
优先权	12/647344 2009-12-24 US 12/647329 2009-12-24 US 12/647380 2009-12-24 US 12/647374 2009-12-24 US 12/647302 2009-12-24 US 12/647355 2009-12-24 US 12/647350 2009-12-24 US 61/170203 2009-04-17 US 61/170207 2009-04-17 US 12/647340 2009-12-24 US 12/647376 2009-12-24 US 12/647358 2009-12-24 US 12/647371 2009-12-24 US 61/170220 2009-04-17 US 12/647363 2009-12-24 US		
其他公开文献	JP2012523923A5		

摘要(译)

将振动电能提供给电导体，例如导线或导管，其涂覆有选定区域的铁磁材料。对于高频电能，铁磁材料对加热和冷却有快速反应，可通过可控电源调节。在许多外科手术中，铁磁材料可用于组织分离，凝结，组织破坏或其他所需的组织效应。热，电外科和机器模态与手术工具相结合。通过使用第二模态来最小化第一模态的潜在损害效应。因此，在一个实施例中，热止血，电外科应用中，有助于避免，同时保持使用单电极切口波形的优点与止血单极电波形相关的组织相反的效果。点域1

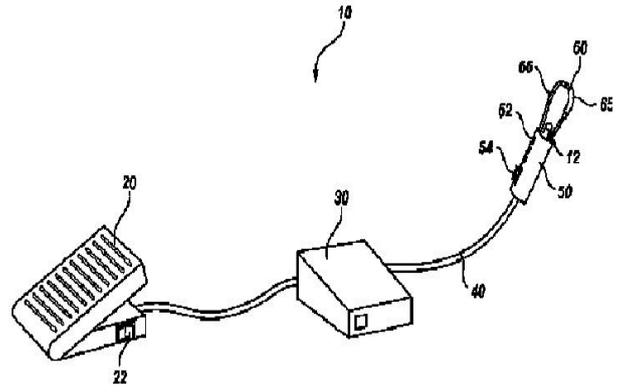


Fig. 1