(19)日本国特許庁(JP)　(12)公開特許公報(A)　(11)特許出願公開番号
特開2018-75385
(P2018-75385A)
(43)公開日　平成30年5月17日(2018.5.17)

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード（参考）
A61B 18/08	(2006.01)	A61B	18/08	4C160

審査請求 有　請求項の数 110　ＯＬ　外国語出願　（全 134 頁）

(21)出願番号　特願2017-230176 (P2017-230176)
(22)出願日　平成29年11月30日 (2017.11.30)
(62)分割の表示　特願2015-4215 (P2015-4215)の分割
原出願日　平成22年4月14日 (2010.4.14)
(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
(72)発明者　マンワリング，キム
アメリカ合衆国アリゾナ州８５０４８，フェニックス，イースト・ミュアウッド・ドライブ　１９１５

最終頁に続く

(54)【発明の名称】誘導加熱される手術ツール

(57)【要約】　（修正有）
【課題】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。
【解決手段】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される。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

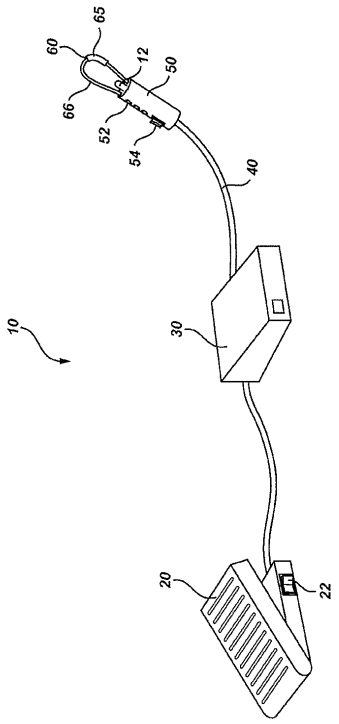


Fig. 1

【特許請求の範囲】
【請求項１】
手術ツールであって、
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気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、
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_2O_3、$NiOFe_2O_3$、$CuOFe_2O_3$、$MgOFe_2O_3$、ＭｎＢｉ、Ｎｉ、ＭｎＳｂ、$MnOFe_2O_3$、$Y_3Fe_5O_{12}$、CrO_2、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２４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４１】
請求項４０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４２】
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、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４３】
請求項２５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４４】
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、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４５】
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、非対称的に薄くされる、熱調整可能な手術ツール。
【請求項４６】
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４７】
請求項２４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４８】
請求項２４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４９】
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５０】
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５１】
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５２】
請求項２３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５３】
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５４】
請求項５０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５５】
請求項５１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５６】
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５７】
請求項５０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５８】
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５９】
請求項５８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６０】
請求項５８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６１】
請求項５８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６２】
請求項５８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６３】
請求項５８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６４】
請求項５８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６５】
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６６】
請求項６５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６７】
請求項６６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６８】
請求項６５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６９】
請求項６８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７０】
請求項６９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７１】
請求項７０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７２】
請求項７１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相関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７３】
請求項５８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７４】
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気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８８】
請求項８７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８９】
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９０】
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９１】
請求項９０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９２】
請求項９１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９３】
請求項９２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相関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９４】
請求項９３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９５】
請求項９４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９６】
請求項９４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９７】
請求項９４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９８】
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１１１】
請求項１１０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１１２】
請求項１１０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１１３】
請求項１１０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１１４】
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１１５】
熱調整可能な手術ツールであって、
アプリケーターと、導電体を有するわなとを備え、
導電体は、ループを形成し、アプリケーター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１１６】
請求項１１５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１１７】
請求項１１６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１１８】
請求項１１６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１１９】
請求項１１８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１２０】
請求項１１８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１２１】
請求項１１５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１２２】
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１２３】
請求項１２２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１２４】
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、導電体と電気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１２５】
請求項１２４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１２６】
請求項１２５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１２７】
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を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１２８】
請求項１２５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１２９】
請求項１２８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１３０】
請求項１２７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１３１】
請求項１２７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１３２】
請求項１３１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１３３】
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がその組織を切断する工程と、を備える、方法。
【請求項１３４】
請求項１３３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１３５】
請求項１３３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１３６】
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１３７】
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１３８】
請求項１３７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１３９】
請求項１３７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１４０】
請求項１３９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１４１】
請求項１３９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１４２】
請求項１３９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１４３】
請求項１３７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１４４】
請求項１３７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１４５】
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延び、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１４６】
請求項１４５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１４７】
請求項１４６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１４８】
請求項１４６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１４９】
請求項１４８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１５０】
請求項１４５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１５１】
請求項１４５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１５２】
請求項１５１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１５３】
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、内視鏡に関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１５４】
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を形成する、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に送る工程は、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１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１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１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、６．７８ＭＨｚ、１３．５６ＭＨｚ、２７．１２ＭＨｚ、４０．６８ＭＨｚ、４３３．９２ＭＨｚ、９１５ＭＨｚ、２．４５ＧＨｚ、５．８０ＧＨｚ、２４．１２５ＧＨｚ、６１．２５ＧＨｚ、１２２．５ＧＨｚ、２４５ＧＨｚ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、温度と相関し、

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可能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２１５】
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、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２１６】
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２１７】
請求項２１６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２１８】
請求項２１７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２１９】
請求項２１８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２２０】
請求項２１８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２２１】
請求項２２０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２２２】
請求項２２１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２２３】
請求項２１８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２２４】
請求項２１６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２２５】
請求項２１６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気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２２６】
請求項２２５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２２７】
請求項２２５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２２８】
請求項２２７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２２９】
請求項２２８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２３０】
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２３１】
請求項２３０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２３２】
請求項２３０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２３３】
請求項２３０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２３４】
請求項２３３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２３５】
請求項２３４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２３６】
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２３７】
請求項２３６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２３８】
請求項２３６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２３９】
請求項２３８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２４０】
請求項２３９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２４１】
請求項２４０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２４２】
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２４３】
請求項２４２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２４４】
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２４５】
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２４６】
請求項２４５記載のプロセスにおいて、
プロセスは、
５メガヘルツ乃至２４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２４７】
請求項２４６記載のプロセスにおいて、
振動電気信号は、４０メガヘルツ乃至９２８ギガヘルツである、プロセス。

【請求項２４８】
請求項２４５記載のプロセスにおいて、
プロセスは、
６．７８ＭＨｚ、１３．５６ＭＨｚ、２７．１２ＭＨｚ、４０．６８ＭＨｚ、４３３．９２ＭＨｚ、９１５ＭＨｚ、２．４５ＧＨｚ、５．８０ＧＨｚ、２４．１２５ＧＨｚ、６１．２５ＧＨｚ、１２２．５ＧＨｚ、２４５ＧＨｚ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２４９】
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２５０】
請求項２４９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２５１】
請求項２５０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２５２】
請求項２５１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２５３】
請求項２５０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２５４】
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２５５】
請求項２５４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２５６】
請求項２５４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、２００ｋＨｚ乃至２ＭＨｚ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、３５０ｋＨｚ乃至８００ｋＨｚ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、５ＭＨｚ乃至２４ＧＨｚ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、４０ＭＨｚ乃至９２８ＭＨｚ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３１９】
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３２０】
請求項３１９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３２１】
請求項３１９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３２２】
請求項３１９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３２３】
請求項３２２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３２４】
請求項３２３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３２５】
請求項３２３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３２６】
請求項３２５記載のマルチモード手術ツールにおいて、
双極性信号は、２００ｋＨｚ乃至２ＭＨｚである、マルチモード手術ツール。
【請求項３２７】
請求項３２６記載のマルチモード手術ツールにおいて、
双極性信号は、３５０ｋＨｚ乃至８００ｋＨｚである、マルチモード手術ツール。
【請求項３２８】
請求項３２５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３２９】
請求項３２８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、５ＭＨｚ乃至２４ＧＨｚである、マルチモード手術ツール。
【請求項３３０】
請求項３２９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、４０ＭＨｚ乃至９２８ＭＨｚである、マルチモード手術ツール。
【請求項３３１】
請求項３２０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３３２】
請求項３３１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３３３】
請求項３３１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３３４】
請求項３３１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３３５】
請求項３３１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３３６】
請求項３３１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３３７】
請求項３２５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３３８】
請求項３３１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３３９】
請求項３３１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３４０】
請求項３１９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３４１】
請求項３１９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３４２】
請求項３１９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３４３】
請求項３１９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３４４】
請求項３１９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３４５】
請求項３１９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３４６】
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３４７】
請求項３４６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３４８】
請求項３４６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３４９】
請求項３４６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３５０】
請求項３４７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３５１】
請求項３５０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３５２】
請求項３５０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３５３】
請求項３５２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３５４】
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３５５】
請求項３５４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３５６】
請求項３５５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３５７】
請求項３５６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３５８】
請求項３５４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３５９】
請求項３５５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３６０】
請求項３５９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３６１】
請求項３５９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３６２】
請求項３５９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３６３】
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１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３６４】
請求項３６３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３６５】
請求項３６４記載の方法において、
双極性電極を有する一対のアームと、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３６６】
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３６７】
請求項３６６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３６８】
請求項３６７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３６９】

請求項３６８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３７０】
請求項３６９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３７１】
請求項３６８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３７２】
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、マルチモード手術ツール。
【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、マルチモード手術ツール。
【請求項３７４】
請求項３１９記載のマルチモード手術ツールにおいて、
熱要素は、セルフクリーニングである、マルチモード手術ツール。
【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、５ＭＨｚ乃至２４ＧＨｚ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、４０ＭＨｚ乃至９２８ＭＨｚ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４００】
請求項３９９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４０１】
請求項４００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４０２】
請求項４００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４０３】
請求項４００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４０４】
請求項４００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４０５】
請求項４００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４０６】
請求項３９９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４０７】
請求項３９８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４０８】
請求項３９８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４０９】
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４１０】
請求項４０９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４１１】
請求項４１０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４１２】
請求項４１０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４１３】
請求項４１０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４１４】
請求項４１０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４１５】
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４１６】
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４１７】
請求項４１６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４１８】
請求項４１６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４１９】
請求項４１６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４２０】
請求項４１６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４２１】
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４２２】
請求項４２１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４２３】
請求項４２１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４２４】
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４２５】
請求項４２４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４２６】
請求項４２４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４２７】
請求項４１６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。
【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。

【０００４】

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気的筋肉刺激である。

【０００５】

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。

【０００６】

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。

【０００７】

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。

【０００８】

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。

【０００９】

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。

【００１０】

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。

【００１１】

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。

【００１２】

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】

【００１３】

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。

【００１４】

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。

【００１５】

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に構成することができる。

【００１６】

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。

【００１７】

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。

【００１８】

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。

【００１９】

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。

【００２０】

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。

【００２１】

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。

【００２２】

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。

【００２３】

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。

【００２４】

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。

【００２５】

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。

【００２６】

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。

【００２７】

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。

【００２８】

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。強磁性材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。

【００２９】

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。

【００３０】

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。

【００３１】

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が含むことができる。

【００３２】

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。

【００３３】

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】

【００３４】
【図１】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】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】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】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】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】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５Ｂ】図５Ａ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】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】図７Ａ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７Ｂ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７Ｃ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７Ｄは本発明の一態様による不均整な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７Ｅ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７Ｆ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７Ｇ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】引っ込んだわなの断面図を示す。
【図９】図９Ａは拡張したわなの側面図を示す。図９Ｂは拡張したわなの別の実施形態を示す。
【図１０】図１０Ａ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１０Ｂ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】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】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】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１４Ａ】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１４Ｂ】図１４Ａ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１４Ａ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】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】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】図１８Ａ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１８Ｂ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１８Ｃは三つの線の強磁性コーティングされた導体手術チップを示す。図１８Ｄは図１８Ａ乃至図１８Ｃに示されたチップのレセプタクルを示す。
【図１９】図１９Ａ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１９Ｂ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】図２０Ａはヘラ状の形状を有する熱手術ツールを示す。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２１】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２２】図２２Ａは尖った形状を有する熱手術ツールを示す。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】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】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】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】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】組織切除ツールを示す。
【図２７】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】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２８Ａの切除プローブのクローズアップを示す。
【図２８Ｃ】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】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】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】マルチモードの鉗子の側面図を示す。
【図３１】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はコーティングされた鉗子の先端の図を示す。
【図３２Ａ】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】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】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】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】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】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】
【００３５】
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。
【００３６】
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。
【００３７】
図１を参照すると、概ね符号１０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。

【００３８】

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に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。

【００３９】

熱外科手術ツールシステム１０として示される実施形態では、フットペダル２０などの制御機構が電源サブシステム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る。電源サブシステム３０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４０に沿って手持ち外科手術ツール５０に送られ、手持ち外科手術ツール５０は、強磁性材コーティング６５で外周が被覆されたその部分を有する導体６０を含む。強磁性材コーティング６５は、導体配線６６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。）

【００４０】

強磁性材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。

【００４１】

ＲＦエネルギーは、“表皮効果”として周知な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、強磁性材コーティング６５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。

【００４２】

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、強磁性材コーティング６５又は導体配線６６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材コーティング６５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。

【００４３】

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、強磁性材コーティングは、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。

【００４４】

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材コーティング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。

【００４５】

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。

【００４６】

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る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。

【００４７】

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る。

【００４８】

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。

【００４９】

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る強磁性材コーティング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る。

【００５０】

パルス幅変調は、強磁性材コーティング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材コーティング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る。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。

【００５１】

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。

【００５２】

また、ペダルなどのパワーコントローラは、強磁性材コーティング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。

【００５３】

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材コーティング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。

【００５４】

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。

【００５５】

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及び強磁性材コーティング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約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）の強磁性材コーティングで達成されることができる。

【００５６】

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。

【００５７】

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ステム１２を含む。

【００５８】

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、比較的低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。

【００５９】

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とが我々の理解である。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とが我々の理解である。

【００６０】

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材コーティング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に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、強磁性材コーティング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、強磁性材コーティング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。

【００６１】

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、外科医は、組織を通じた強磁性材コーティング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。

【００６２】

別の構成では、強磁性材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。強磁性材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に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材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。

【００６３】

センサは、赤外線検出器又はセンサステム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、強磁性材コーティング６５又は組織における又は強磁性材

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材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、組織又は強磁性材コーティング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。

【００６４】

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。

【００６５】

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。

【００６６】

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。

【００６７】

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材料を使用するステップを含む。

【００６８】

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。強磁性材コーティング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。

【００６９】

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の強磁性材コーティング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材コーティングされた導体６０をインピーダンス整合する。

【００７０】

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）に関して強磁性材コーティング６５の位置を特定することによって調整され、電流が強磁性材コーティング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。

【００７１】

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。

【００７２】

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、強磁性材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、強磁性材コーティング６５の位置に（又は強磁性材コーティング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る。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る。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る。

【００７３】

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、５ＭＨｚから２４ＧＨｚまでの周波数、好ましくは４０ＭＨｚと９２８ＭＨｚの間の周波数を含む。

【００７４】

いくつかの規制の国ではそのような６．７８ＭＨｚ、１３．５６ＭＨｚ、２７．１２ＭＨｚ、４０．６８ＭＨｚ、４３３．９２ＭＨｚ、９１５ＭＨｚ、２．４５ＧＨｚ、５．８０ＧＨｚ、２４．１２５ＧＨｚ、６１．２５ＧＨｚ、１２２．５ＧＨｚ、２４５ＧＨｚ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、４０．６８ＭＨｚ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材コーティング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５ｃｍ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。（強磁性材コーティング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_2O_3、$NiOFe_2O_3$、$CuOFe_2O_3$、$MgOFe_2O_3$、ＭｎＢｉ、Ｎｉ、ＭｎＳｂ、$MnOFe_2O_3$、$Y_3Fe_5O_{12}$、CrO_2、ＭｎＡｓ、ＥｕＯ、マグネタイト、イットリウム鉄ガーネット及びパーマロイ（商標登録）を含む他の強磁性材コーティングから形成されることができる。）

【００７５】

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。

【００７６】

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することができる。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、熱電対を形成することができる。熱電対が強磁性材コーティングに近接してあるいは強磁性材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。

【００７７】

また、電源３０のチューニングは、強磁性材コーティング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、最大電力を強磁性材コーティング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。

【００７８】

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と強磁性材コーティング６５の形状を変えることによって磁場の変更を使用する。強磁性材コーティング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。

【００７９】

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、強磁性材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。

【００８０】

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。

【００８１】

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。

【００８２】

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、２４．１２５ＧＨ

ｚ、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。

【００８３】

組織を切開の方法は、導体の一部分に配置された強磁性材コーティングを有する導体を選択するステップ、強磁性材コーティングを組織と接触して配置するステップ、及び、強磁性材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。

【００８４】

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、強磁性材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。

【００８５】

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材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コンセントの中に配置するステップ、強磁性材コーティングを組織と接触して配置するステップ、及び、強磁性材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。

【００８６】

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。

【００８７】

外科手術を実行するための方法は、強磁性材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。

【００８８】

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。

【００８９】

組織を治療する方法は、その一部分に配置された強磁性材コーティングを有する導体を選択するステップ、強磁性材コーティングを組織と接触して配置するステップ、強磁性材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コントロールを調整するステップを含むことができる。

【００９０】

切断方法は、導体の一部分がそれに配置された強磁性材コーティングを有する導体を選択するステップ、強磁性材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材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。

【００９１】

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、導体の強磁性材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ができる。

【００９２】

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、強磁性材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。

【００９３】

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。制御インターフェー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。

【００９４】

図４Ｂ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。

【００９５】

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が強磁性材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材コーティング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。

【００９６】

図４Ａ及び図４Ｂ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。

【００９７】

図５Ａを参照すると、強磁性材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、強磁性材コーティング６５によって抵抗され、強磁性材コーティング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。強磁性材コーティング６５は、そのキュリー点に到達する必要があり、強磁性材コーティング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。強磁性材コーティング６５に対してほとんど質量がないので、磁界は、強磁性材コーティング６５を素早く加熱させる。同様に、強磁性材コーティング６５は、導体６６と比べて非常に小さい量であり、従って、強磁性材コーティング６５からクーラー及び大き

な導体６６へ及び強磁性材コーティング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。

【００９８】

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。

【００９９】

また、図５Ａからも明らかなように、強磁性材コーティングは、導体の第１部分（又は近位部分）と第２部分（遠位部分）との間にすることができる。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材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。

【０１００】

外科手術ツールの使用方法は、導体を選択し、導体上に強磁性材コーティングを配置するステップを含むことができる。

【０１０１】

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材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材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。

【０１０２】

図５Ｂを参照すると、図５Ａの強磁性材コーティングされた導体の電気的等価表現が示される。強磁性材コーティングは、動的抵抗７４を有するトランス７２として示される。強磁性材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、強磁性材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。

【０１０３】

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。

【０１０４】

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気的な方法になる。

【０１０５】

一実施形態では、ＳＷＲは、監視される。ＳＷＲを監視し及びＳＷＲを最適化にするために再調整することにより、電力の伝達は、様々な強磁性材コーティングされた導体を最適化することができる。

【０１０６】

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、強磁性材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材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、強磁性材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、強磁性材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。

【０１０７】

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材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、バランは、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材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。

【０１０８】

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プは、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材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、強磁性材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。

【０１０９】

インピーダンスを変化させるロードを表す強磁性材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材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気的な方法になる。

【０１１０】

一実施形態では、ＳＷＲは、監視される。ＳＷＲを監視し及びＳＷＲを最適化にするた

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材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。

【０１１１】

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。

【０１１２】

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、強磁性材コーティング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。

【０１１３】

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、強磁性材コーティング６５から導体６６をよりよく絶縁することができるが、強磁性材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。

【０１１４】

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有する。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。

【０１１５】

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の一部分は、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ある。図７Ａは、丸みを帯びた形状を示すが、図７Ｂは、直角な形状を示す。図７Ｃ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７Ｄは、強磁性塗膜６５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不均整なツールを示す。図７Ｅは、強磁性塗膜６５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７Ｆは、強磁性塗膜６５がフックの凹部分に配置されたフック形状を示す。図７Ｇ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２２０への強磁性塗膜６５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。

【０１１６】

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、ワイヤの断面直径の約０．０１－５０％、好ましくは、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。

【０１１７】

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。

【０１１８】

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。

【０１１９】

いくつかの先端の形状が図７Ａ乃至図７Ｇに示されているが、強磁性材コーティングされた導体６０の複数の様々な形状が使用されることが予想される。

【０１２０】

図８を参照すると、引っ込められ他一のわな３５０の外皮切断図が示される。強磁性材コーティングは、わなループ３５５を形成するために導体上に配置され、シース３６０内に配置される。引っ込められたわなループ３５５は、シース３６０（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ター）内に配置する。シース３６０は、その中空本体内でわなループ３５５を圧縮する。それから、シース３６０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３６０が所望の場所に達すると、わなループ３５５は、シース３６０の外側に延びることができ、図９Ａと同様に展開される。一実施形態では、導体３６５は、わなループ３５５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。

【０１２１】

図９Ａを参照すると、拡張した位置のわな３５０の側面図が示される。ひとたび拡張されると、わなループ３５５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３５５は、標的組織がわなループ３５５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３５５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３６０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。

【０１２２】

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。

【０１２３】

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。

【０１２４】

図９Ｂを参照すると、わな３５１の代替実施形態が示されている。アプリケーターは、図９Ａ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材コーティングを有する導体の一部を展開すること；及び、加熱された強磁性材コーティングが標的組織と接触しながら強磁性材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。

【０１２５】

オプションの工程は、強磁性材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、導体の強磁性材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。

【０１２６】

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。

【０１２７】

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１０Ａ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材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１８Ａ－１８Ｃで見られることができる）。

【０１２８】

一実施形態では、ループ形状２７０ａ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材コーティング６５、６５’、６５”を有する。図１０Ｂに示す別の実施形態では、代替的なフック形状２７０ｂ及び強磁性材コーティング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。

【０１２９】

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。

【０１３０】

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材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。

【０１３１】

別の実施形態では、強磁性材コーティングは、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、特定の強磁性材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。

【０１３２】

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。

【０１３３】

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。

【０１３４】

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ビーズよりも熱的ストレスを受けられるときに壊れにくい。強磁性材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。

【０１３５】

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。

【０１３６】

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、不均整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。

【０１３７】

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。

【０１３８】

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のためのコンセント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ることを理解されるであろう。

【０１３９】

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る。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る。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る。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る。

【０１４０】

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、強磁性材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、導体上の強磁性材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される。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。

【０１４１】

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、主要構造の強磁性被覆線の蛇行形状にすることができる。

【０１４２】

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２２３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。

【０１４３】

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。

【０１４４】

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分への加熱の制限は、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。

【０１４５】

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。

【０１４６】

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、互いに組み合わさ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。

【０１４７】

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

、図示のようなへら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。
【０１４８】
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。
【０１４９】
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、ヘラは、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、ヘラ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。
【０１５０】
図２０Ｂを参照すると、ヘラ状の形状を有する熱外科ツールが鉗子形態で示される。ヘラ鉗子２２５は、各ヘラ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、鉗子の一つのヘラで加熱されるだけにすることができる。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。
【０１５１】
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。
【０１５２】
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。
【０１５３】
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。
【０１５４】
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。
【０１５５】

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て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。

【０１５６】

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不均整的な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、強磁性材コーティングされた導体が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。

【０１５７】

別の実施形態では、主要な構造の一部分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、主要な構造の一部分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。

【０１５８】

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。

【０１５９】

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。

【０１６０】

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。

【０１６１】

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。

【０１６２】

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。

【０１６３】

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気的接続を提供することを含む。

【０１６４】

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材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。

【０１６５】

図２３Ｂには、別の強磁性材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がワイヤ、コイル、または環状の構造であるが、また、強磁性材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る。強磁性材コーティングは、図２３Ｂ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、強磁性材コーティングされたカテーテル２７０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２６０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ることを可能にする。さらに、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。

【０１６６】

カテーテル２７０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る。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されることができる。

【０１６７】

図２４を参照すると、強磁性材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２８８の代替的実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２８５に配置された強磁性材コーティングされた導体からなる。強磁性体塗膜は、導体２８９の上面のメッキされた強磁性体塗膜２７５からなる。メッキは、熱的効果が外部に導かれるように基体２８５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。

【０１６８】

別の実施形態では、基体の内部は、熱的効果が内部に導かれるように導体２８９及び強磁性体塗膜２７５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融性固体の供給を可能にする。

【０１６９】

代替的に、強磁性体塗膜２７５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２６０への入口を囲む。熱エネルギーが中央チャンネル２６０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。

【０１７０】

メッキは、複数の方法によって達成される。基体２８５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２８８は、連続的なパスを有する導体２８０の強磁性材コーティングで形成される。

【０１７１】
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、強磁性材コーティングは、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。
【０１７２】
図２５を参照すると、発行光源２６６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ネル２６２を有する内視鏡２４０が示される。ループの凝固／カッター２６４が示され、強磁性塗膜６５からなる。そのような適応は、腸のポリープ除去などのわ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。
【０１７３】
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２４０は、光源２６６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２４０の強磁性塗膜６５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。
【０１７４】
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融される。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。
【０１７５】
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。
【０１７６】
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。
【０１７７】
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材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材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材コーティングされた導体を展開させること；あるいは強磁性材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。
【０１７８】
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、電力を強磁性材コーティングされた導体に送らせることの工程を含む。
【０１７９】
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融することを含む。
【０１８０】

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。

【０１８１】

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。

【０１８２】

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。

【０１８３】

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、強磁性材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。

【０１８４】

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。

【０１８５】

複数の先端３００が使用されている場合には、強磁性材コーティング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。

【０１８６】

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。

【０１８７】

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。

【０１８８】

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。

【０１８９】

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）。

【０１９０】

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。

【０１９１】

異なるモダリティが組み合わされることができる。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。

【０１９２】

誘導加熱は、磁気的又は電気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。

【０１９３】

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。

【０１９４】

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。

【０１９５】

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。

【０１９６】

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。

【０１９７】

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。

【０１９８】

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。

【０１９９】

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材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にすることができる。

【０２００】

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。

【０２０１】

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。

【０２０２】

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。

【０２０３】

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材コーティングで構成される。強磁性材コーティングは、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、強磁性材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、強磁性材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の間にすることができる。好ましくは、単極信号は、３５０ｋＨｚと８００ｋＨｚの間にすることができる。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までの間にすることができる。

【０２０４】

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伝送する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できる）。

【０２０５】

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。強磁性材コーティングは、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。

【０２０６】
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。
【０２０７】
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、電気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気的接続を有する。
【０２０８】
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できることが明らかであろう。
【０２０９】
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できる。
【０２１０】
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。
【０２１１】
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５４０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。
【０２１２】
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ことができる。
【０２１３】
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。

【０２１４】
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。
【０２１５】
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；強磁性材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、強磁性材コーティングを加熱すると共に組織を密閉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。
【０２１６】
その方法は、止血を提供するために強磁性材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。
【０２１７】
図２８Ａ、２８Ｂ、２８Ｃを参照すると、病変又は除去プローブ４２０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。強磁性材コーティングは、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４２２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。
【０２１８】
プローブ４２０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４２２に又は先端４２２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ＲＦ組織切除及び熱切開のために構成される。
【０２１９】
プローブ４２０を使用する方法の一実施形態では、プローブ４２０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／または電気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。
【０２２０】
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、電気的なモダリティの電気的効果は、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。

【０２２１】

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。

【０２２２】

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。

【０２２３】

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。

【０２２４】

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。

【０２２５】

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。

【０２２６】

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。

【０２２７】

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

る組織の効果を適用する。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る。

【０２２８】

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。

【０２２９】

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、強磁性材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。

【０２３０】

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る。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る。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。

【０２３１】

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’の熱センサとを含む。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。

【０２３２】

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る。

【０２３３】

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る。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。

【０２３４】

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る。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る。

【０２３５】
図３１Ｂを参照すると、コーティングされた鉗子先端４１４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４１６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る。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。
【０２３６】
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る。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る。
【０２３７】
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。
【０２３８】
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。
【０２３９】
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。
【０２４０】
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。
【０２４１】
図３２Ａ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４３０が示される。電源は、超音波ホーン４３５を含む本体４３４の、矢印４３２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４３１（負荷を駆動する）に提供される。動作中、本体４３４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、強磁性材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。
【０２４２】
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４３４の先端にある、被覆強磁性ワイヤ又は強磁性体被覆導体４３６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る。（強磁性塗膜は、上述のように波形の負荷として作用する）。
【０２４３】

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る。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４３２によって示された軸線を中心にされることができる。他の実施形態では、本体は、矢印４３２の軸方向及び矢印４３２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。

【０２４４】

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４３６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４３３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（４３３及び４３３’）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。

【０２４５】

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。

【０２４６】

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。

【０２４７】

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。

【０２４８】

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。

【０２４９】

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。

【０２５０】

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。

【０２５１】

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を通っ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。

【０２５２】

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、あらゆる破砕組織を吸引することができる。

【０２５３】

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。

【０２５４】

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、所望であれば加熱状態を含む、食塩水、薬などを供給するのに使用されることができる。

【０２５５】

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。

【０２５６】

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。

【０２５７】

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。

【０２５８】

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。

【０２５９】

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ー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ー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。

【０２６０】

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

トランスデューサーを選択することの任意の工程を含むことができる。

【０２６１】

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。

【０２６２】

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。

【０２６３】

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態様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態様は所望であれば実施形態で使用されることができる。

【０２６４】

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、組織の超音波破砕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。

【０２６５】

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。

【０２６６】

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。

【０２６７】

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。

【０２６８】

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。

【０２６９】

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。

【０２７０】

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。

【０２７１】

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。

【図１】

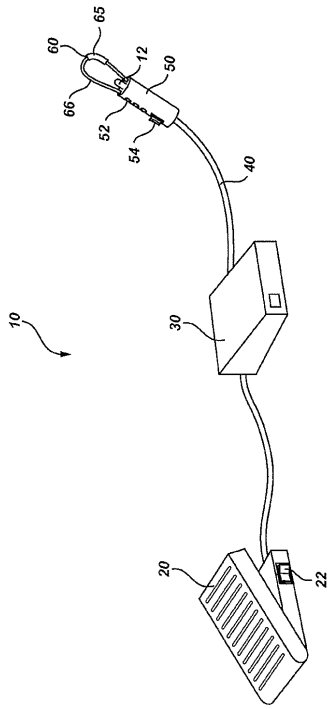


Fig. 1

【図２】

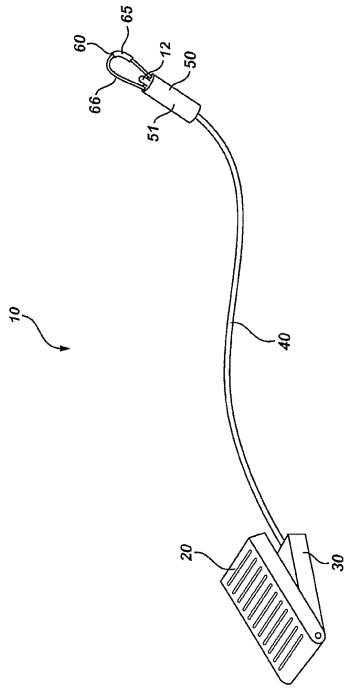
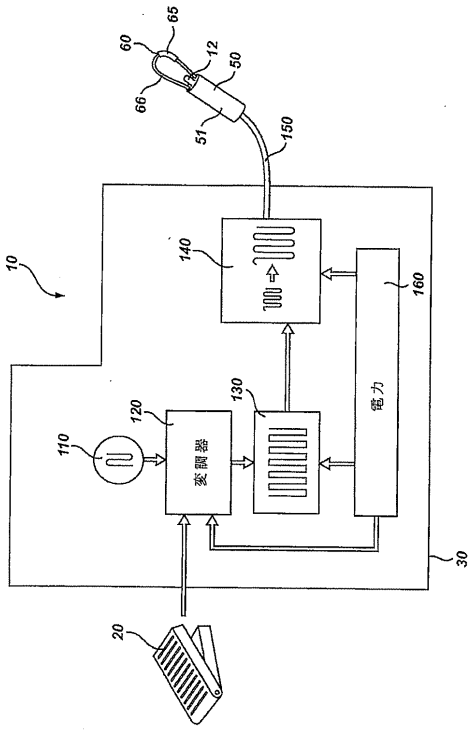


Fig. 2

【図３】



【図４Ａ】

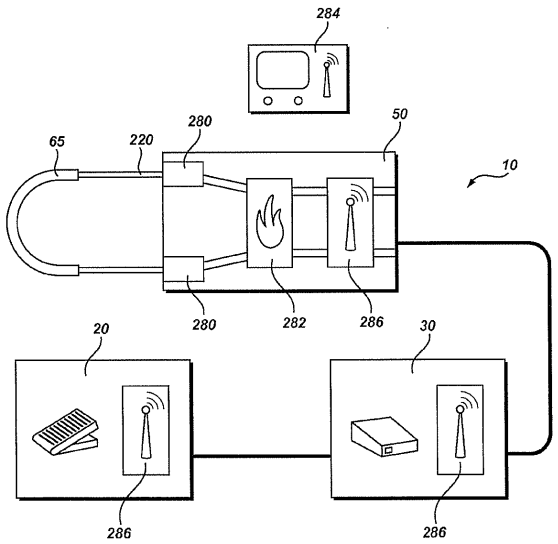


Fig. 4A

【図４Ｂ】

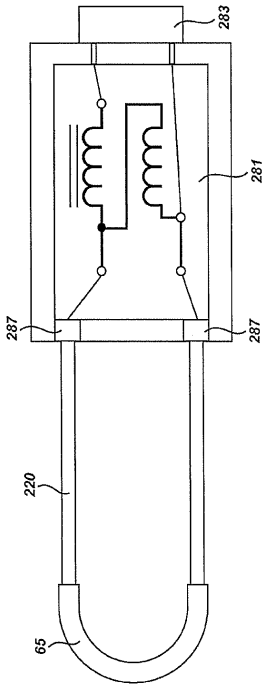


Fig. 4B

【図５Ａ】

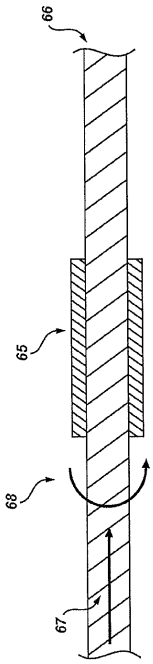


Fig. 5A

【図５Ｂ】

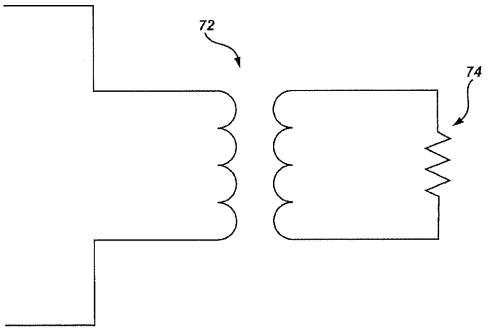


Fig. 5B

【図６】

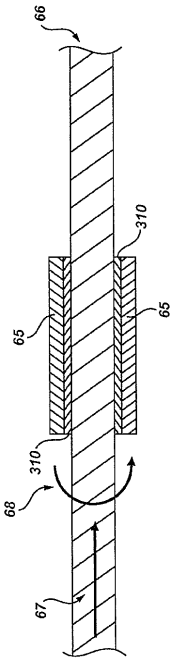


Fig. 6

【図７】

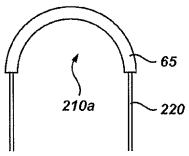


Fig. 7A

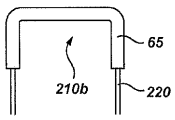


Fig. 7B

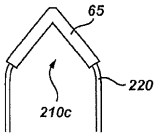


Fig. 7C

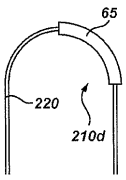


Fig. 7D

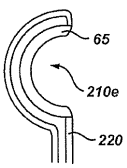


Fig. 7E

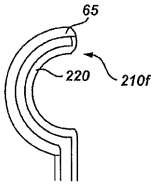


Fig. 7F

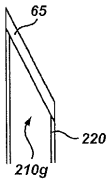


Fig. 7G

【図８】

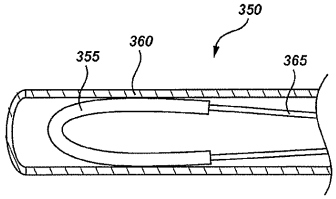


Fig. 8

【図９】

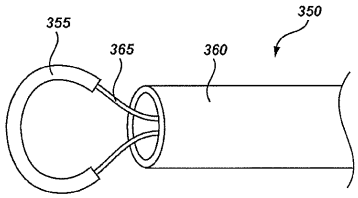


Fig. 9A

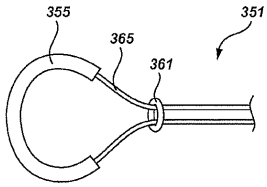


Fig. 9B

【図１０】

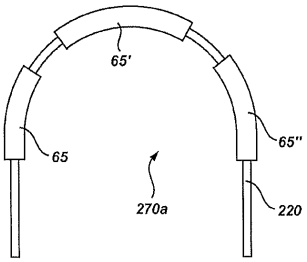


Fig. 10A

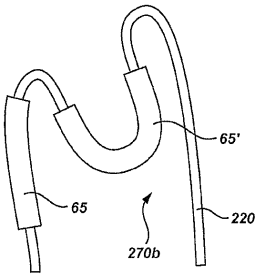


Fig. 10B

【図１１】

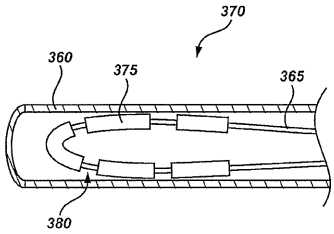


Fig. 11

【図１２】

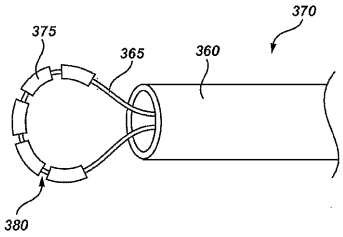


Fig. 12

【図１３】

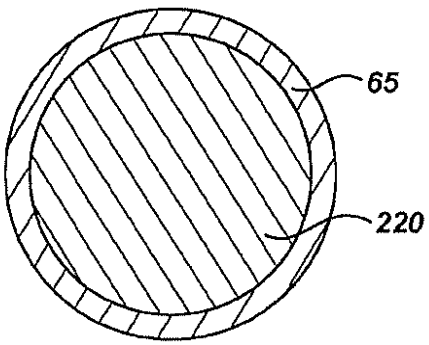


Fig. 13

【図１４Ａ】

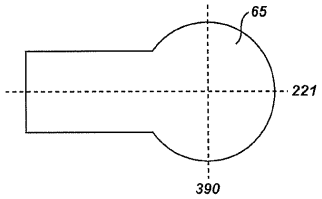


Fig. 14A

【図１４Ｂ】

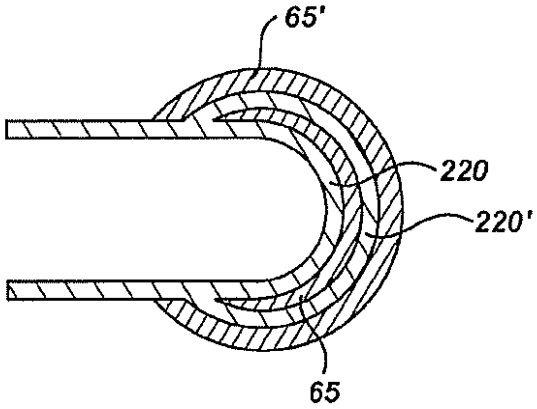


Fig. 14B

【図１５】

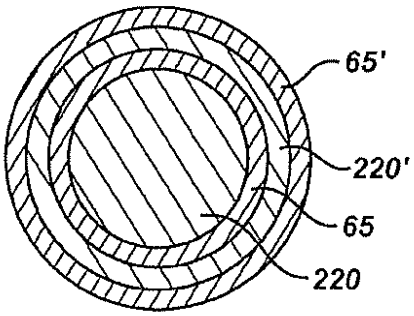


Fig. 15

【図１６】

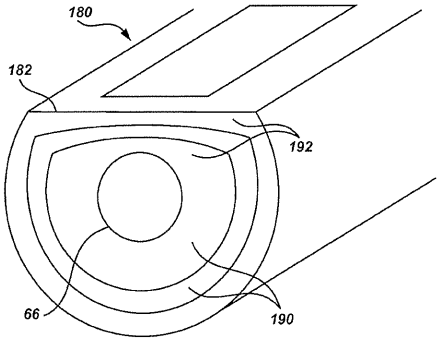


Fig. 16

【図１７】

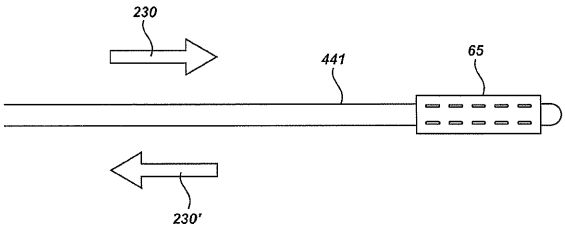


Fig. 17

【図１８】

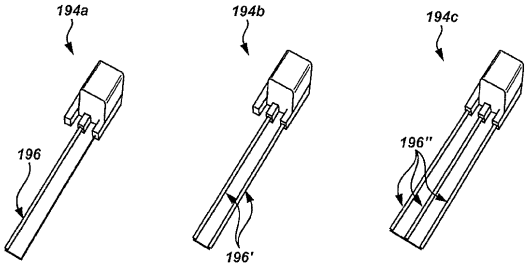


Fig. 18A Fig. 18B Fig. 18C

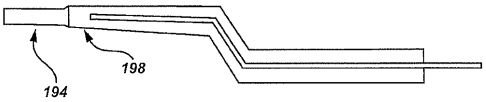


Fig. 18D

【図１９】

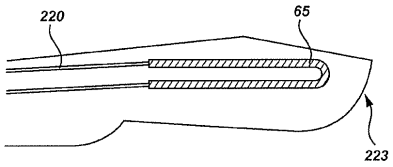


Fig. 19A

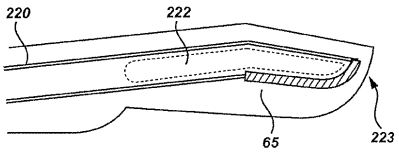


Fig. 19B

【図２０】

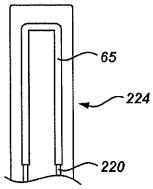


Fig. 20A

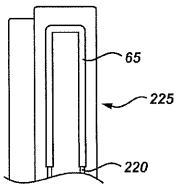


Fig. 20B

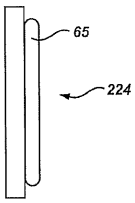


Fig. 20C

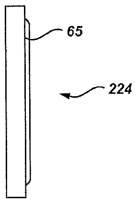


Fig. 20D

【図２１】

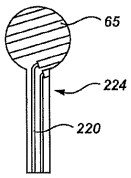


Fig. 21A

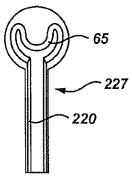


Fig. 21B

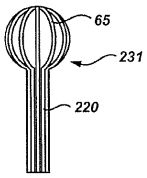


Fig. 21C

【図２２】

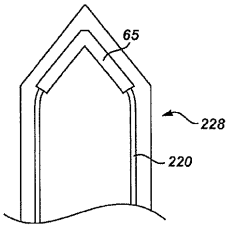


Fig. 22A

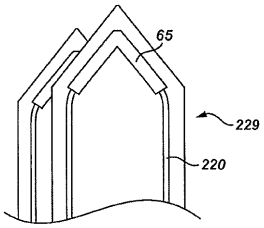


Fig. 22B

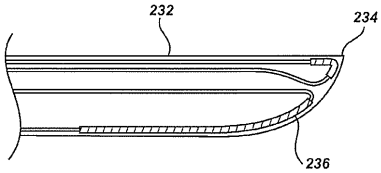


Fig. 22C

【図２３Ａ】

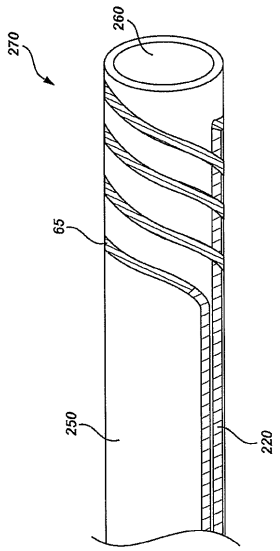


Fig. 23A

【図２３Ｂ】

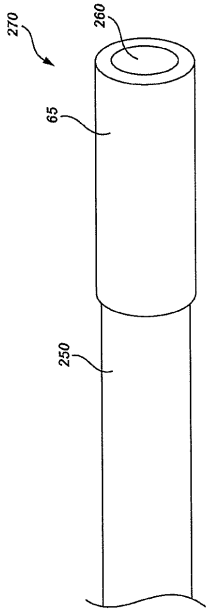


Fig. 23B

【図２４】

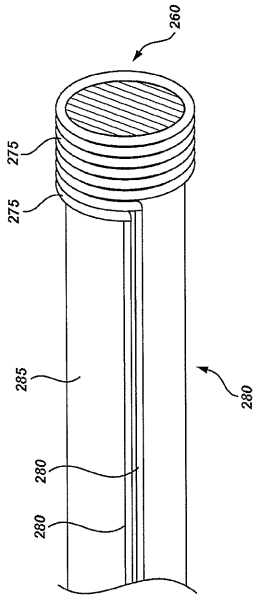


Fig. 24

【図２５】

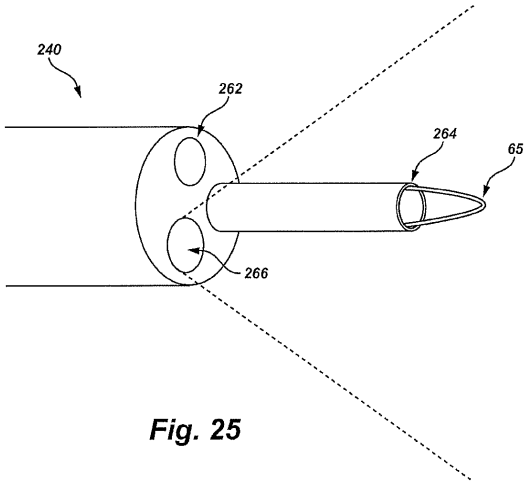


Fig. 25

【図２６】

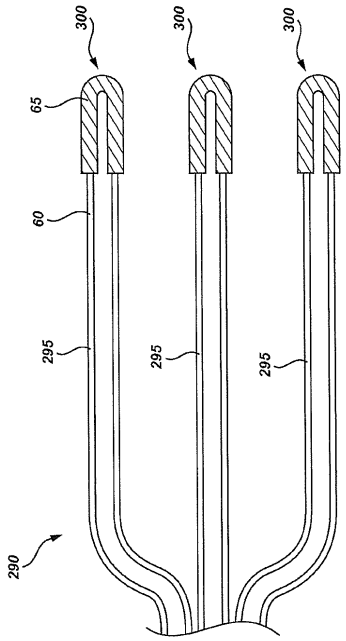


Fig. 26

【図２７】

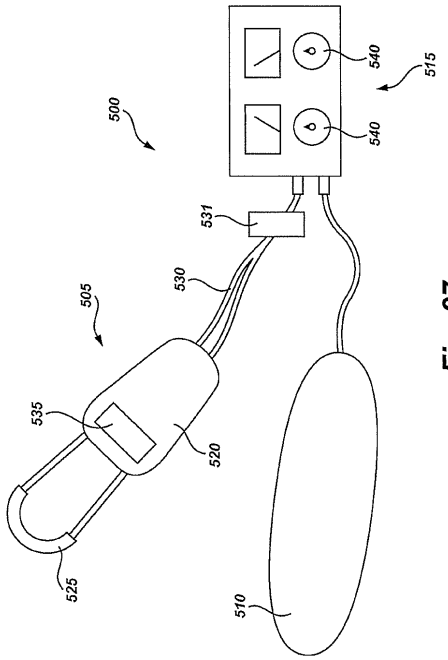


Fig. 27

【図２８Ａ】

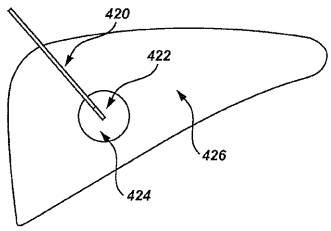


Fig. 28A

【図２８Ｂ】

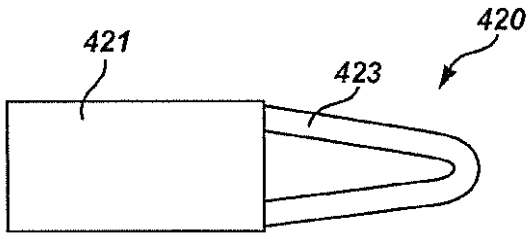


Fig. 28B

【図２８Ｃ】

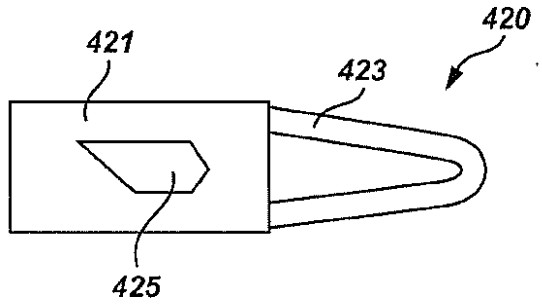


Fig. 28C

【図２８Ｄ】

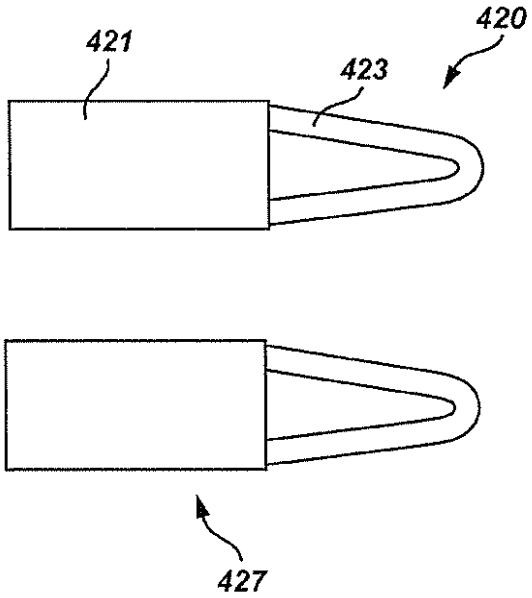


Fig. 28D

【図２９】

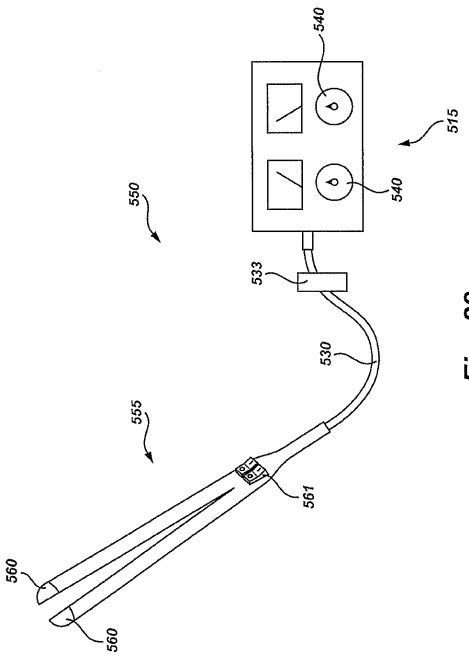


Fig. 29

【図３０】

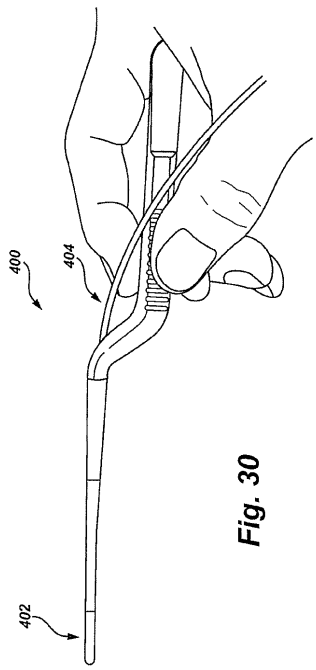


Fig. 30

【図３１】

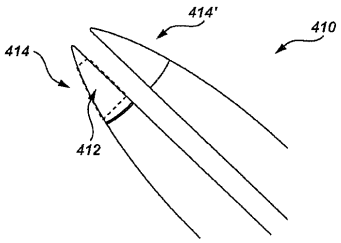


Fig. 31A

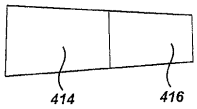


Fig. 31B

【図３２Ａ】

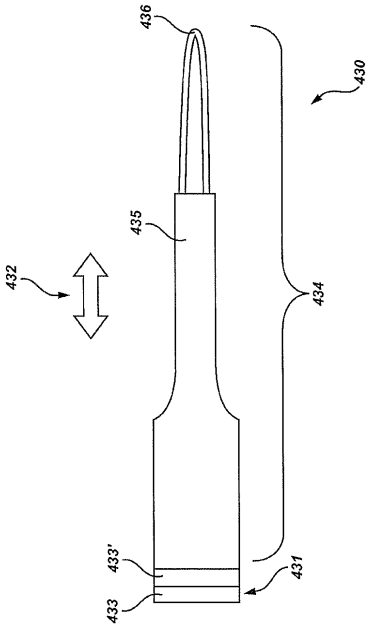


Fig. 32A

【図３２Ｂ】

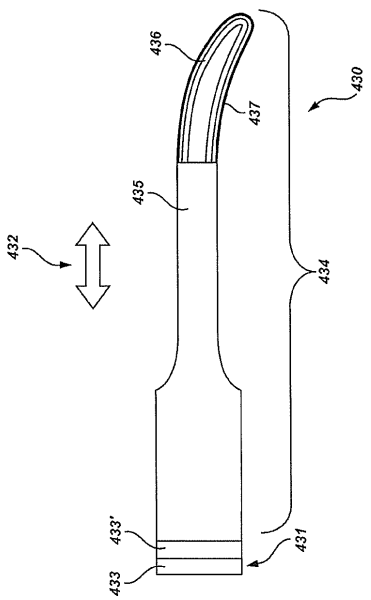


Fig. 32B

【図３２Ｃ】

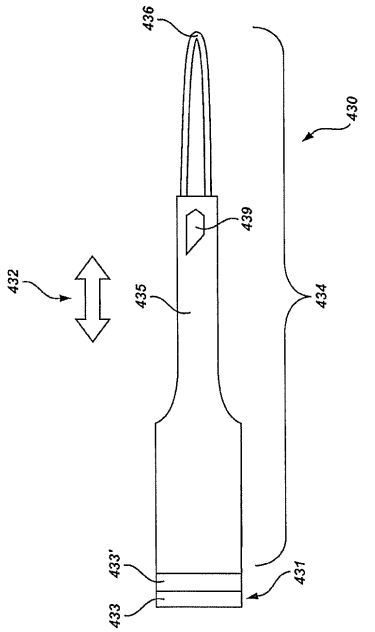


Fig. 32C

【図３２Ｄ】

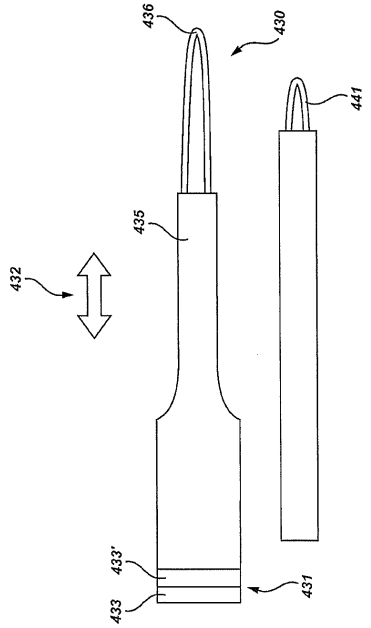


Fig. 32D

【図３３】

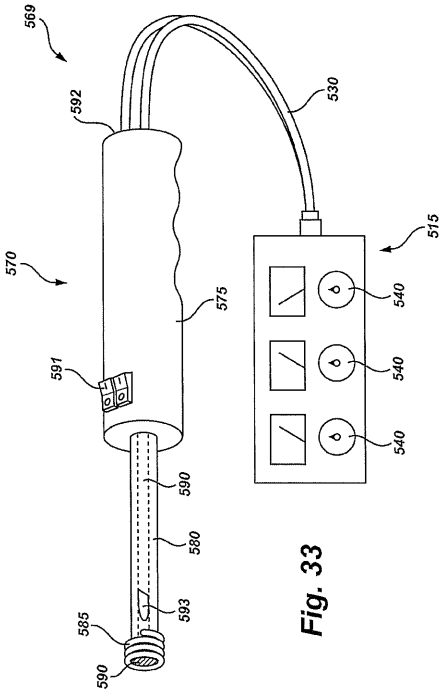
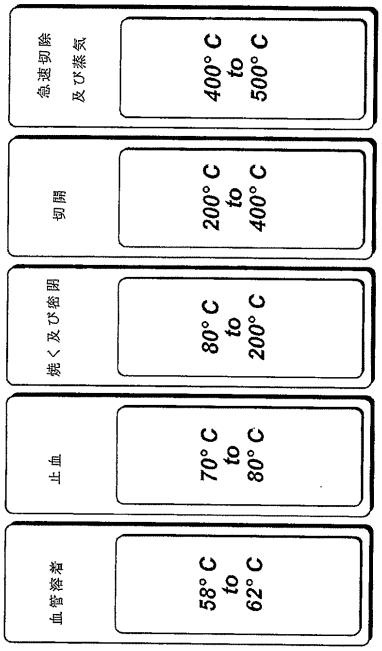


Fig. 33

【図３４】



【手続補正書】
【提出日】平成29年12月27日(2017.12.27)
【手続補正１】
【補正対象書類名】特許請求の範囲
【補正対象項目名】全文
【補正方法】変更
【補正の内容】
【特許請求の範囲】
【請求項１】
手術ツールであって、
導電体を有する外科手術チップと、
前記導電体の外面の少なくとも一部分を覆う強磁性材コーティングと、を備え、
前記強磁性材コーティングは、前記外科手術チップの外側に配置された局在的加熱領域を有し、
前記強磁性材コーティングは、組織に熱を直接的に適用する手術ツールの切断又は密閉の縁部を備え、
前記強磁性材コーティングが、当該強磁性材コーティングされた導電体を破断することなく加熱されながら繰り返される液浸を残存することで、熱的ストレスに耐性を有し、急速加熱と急速冷却の特性を有し、
前記強磁性材コーティングは、前記導電体の厚さの０．０１％乃至５０％である、手術ツール。
【請求項２】
手術ツールであって、
導電体を有する外科手術チップと、
前記導電体の外面の少なくとも一部分を覆う強磁性材コーティングと、を備え、

前記強磁性材コーティングは、前記外科手術チップの外側に配置された局在的加熱領域を有し、
前記強磁性材コーティングは、組織に熱を直接的に適用する手術ツールの切断又は密閉の縁部を備え、
前記強磁性材コーティングが、当該強磁性材コーティングされた導電体を破断することなく加熱されながら繰り返される液浸を残存することで、熱的ストレスに耐性を有し、急速加熱と急速冷却の特性を有し、
前記強磁性材コーティングは、前記導電体の厚さの０．１％乃至２０％である、手術ツール。
【請求項３】
手術ツールであって、
導電体を有する外科手術チップと、
導電体の外面の少なくとも一部分を覆う強磁性材コーティングと、を備え、
強磁性材コーティングは、外科手術チップの外側に配置された局在的加熱領域を有し、
強磁性材コーティングは、組織に熱を直接的に適用する手術ツールの切断又は密閉の縁部を備え、
強磁性材コーティングが、強磁性材コーティングされた導電体を破断することなく加熱されながら繰り返される液浸を残存することで、熱的ストレスに耐性を有し、急速加熱と急速冷却の特性を有し、
強磁性材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４】
手術ツールであって、
導電体を有する外科手術チップと、
導電体の外面の少なくとも一部分を覆う強磁性材コーティングと、を備え、
強磁性材コーティングは、外科手術チップの外側に配置された局在的加熱領域を有し、
強磁性材コーティングは、組織に熱を直接的に適用する手術ツールの切断又は密閉の縁部を備え、
強磁性材コーティングが、強磁性材コーティングされた導電体を破断することなく加熱されながら繰り返される液浸を残存することで、熱的ストレスに耐性を有し、急速加熱と急速冷却の特性を有し、
強磁性材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、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、
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源を更に備える、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、
電気回路を更に備え、
電気回路は、電源を導電体に接続するように構成されたインピーダンスマッチング回路を含む、手術ツール。
【請求項７】
請求項１乃至６のいずれか１項に記載の手術ツールであって、
前記手術ツールは、熱調整可能であり、
強磁性材コーティングは、組織を積極的に切開する又は密閉するために外科手術チップの前方端部に配置された第２の局在的加熱領域を更に有する、熱調整可能な手術ツール。
【請求項８】
請求項７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源を更に備える、熱調整可能な手術ツール。

【請求項９】
請求項８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１０】
請求項７記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、
導電体と強磁性材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１１】
請求項７記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、
強磁性材コーティングは、ＮｉＦｅ合金、ＮＩＲＯＮ（商標登録）、Ｃｏ、Ｆｅ、ＦｅＯＦｅ$_2$Ｏ$_3$、ＮｉＯＦｅ$_2$Ｏ$_3$、ＣｕＯＦｅ$_2$Ｏ$_3$、ＭｇＯＦｅ$_2$Ｏ$_3$、ＭｎＢｉ、Ｎｉ、ＭｎＳｂ、ＭｎＯＦｅ$_2$Ｏ$_3$、Ｙ$_3$Ｆｅ$_5$Ｏ$_{12}$、ＣｒＯ$_2$、ＭｎＡｓ、ＥｕＯ、マグネタイト、パーマロイ（商標登録）及びイットリウム鉄ガーネットの群から選択される、熱調整可能な手術ツール。
【請求項１２】
請求項７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１３】
請求項７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１４】
請求項７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１５】
請求項７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１６】
請求項７記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、
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１７】
請求項７記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、
強磁性材コーティングは、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１８】
請求項８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１９】
請求項７記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、
強磁性材コーティングは、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２０】

請求項１９記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、
強磁性材コーティングは、不均整的に薄くされる、熱調整可能な手術ツール。
【請求項２１】
請求項７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体を更に備える、熱調整可能な手術ツール。
【請求項２２】
請求項７記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、
導電体及び強磁性材コーティングの一部分は、耐熱で非粘着性の材料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２３】
請求項７記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、
導電体及び強磁性材コーティングの一部分は、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２４】
請求項７記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、
強磁性材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２５】
請求項７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、ハンドルを超えて延びる導電体の一部分までハンドルを通過し、
強磁性材コーティングは、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２６】
請求項７記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、
主要な形状部を更に備え、
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２７】
請求項２６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、尖った形状及びカテーテルから選択される、熱調整可能な手術ツール。
【請求項２８】
請求項２６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２９】
請求項２６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３０】
請求項２６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３１】
請求項２６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３２】
請求項８記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、
電源から導電体に供給される振動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３３】

熱調整可能な手術器具であって、
導電体を有する外科手術チップと、
前記導電体の外面の少なくとも一部分を覆う強磁性材コーティングと、を備え、
前記外科手術チップの導電体は、近位端および遠位端を有し、当該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、
強磁性材コーティングは、組織に熱を直接的に適用する手術器具の切断又は密閉の縁部に外科手術チップの外側に配置された局在的加熱領域を有し、
強磁性材コーティングは、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、
前記強磁性材コーティングが、当該強磁性材コーティングされた導電体を破断することなく加熱されながら繰り返される液浸を残存するで、熱的ストレスに耐性を有し、急速加熱と急速冷却の特性を有し、
前記強磁性材コーティングは、
（ｉ）強磁性材コーティングが導電体の厚さの０．０１％乃至５０％である、
（ｉｉ）強磁性材コーティングが０．０５乃至５００マイクロメートルの厚さを有する、
の少なくともいずれか一方を満たす、熱調整可能な手術器具。
【請求項３４】
請求項３３記載の熱調整可能な手術器具において、
アプリケーターと、導電体を有するわなとを備え、
導電体は、ループを形成し、アプリケーターに少なくとも部分的に配置される、熱調整可能な手術器具。
【請求項３５】
請求項３４記載の熱調整可能な手術器具において、
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、熱調整可能な手術器具。
【請求項３６】
請求項３５記載の熱調整可能な手術器具において、
振動電気エネルギーは、強磁性材コーティング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、熱調整可能な手術器具。
【請求項３７】
請求項３５記載の熱調整可能な手術器具において、
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、熱調整可能な手術器具。
【請求項３８】
請求項３５記載の熱調整可能な手術器具において、
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、熱調整可能な手術器具。
【請求項３９】
請求項３４記載の熱調整可能な手術器具において、
強磁性材コーティングは、ループに沿って配置された複数の強磁性材コーティングからなる、熱調整可能な手術器具。
【請求項４０】
請求項３３記載の熱調整可能な手術器具において、
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を備え、
導電体は、カテーテルの少なくとも一部分に沿って延び、電力を第１端部に供給するように構成されており、
強磁性材コーティングは、第１端部に近接した導電体の外面の一部分を被覆し、

熱調整可能な手術器具は、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、熱調整可能な手術器具。
【請求項４１】
請求項４０記載の熱調整可能な手術器具において、
前記カテーテルは、基板を更に備える、熱調整可能な手術器具。
【請求項４２】
請求項４１記載の熱調整可能な手術器具において、
基板は、熱可塑性材料及びガラスの群から選択される、熱調整可能な手術器具。
【請求項４３】
請求項４１記載の熱調整可能な手術器具において、
導電体の少なくとも一部分は、基板にメッキされる、熱調整可能な手術器具。
【請求項４４】
請求項４３記載の熱調整可能な手術器具において、
強磁性材コーティングの少なくとも一部分は、導電体上にメッキされる、熱調整可能な手術器具。
【請求項４５】
請求項４０記載の熱調整可能な手術器具において、
導電体は、中央チャンネルを含む、熱調整可能な手術器具。
【請求項４６】
請求項４０記載の熱調整可能な手術器具において、
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、熱調整可能な手術器具。
【請求項４７】
請求項４０記載の熱調整可能な手術器具において、
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、熱調整可能な手術器具。
【請求項４８】
請求項１記載の手術ツールであって、
導電体は、第１部分と第２部分とを有し、
強磁性材コーティングは、導電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ように第１部分と第２部分との間の導電体の外面の少なくとも一部分を被覆する、手術ツール。
【請求項４９】
請求項４８記載の手術ツールにおいて、
導電体に波形を提供するように構成されたジェネレータを更に備え、
ジェネレータは、強磁性材コーティング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、手術ツール。
【請求項５０】
請求項４９記載の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１つの波形を提供するように構成され、ＩＳＭ周波数帯域の中心周波数は、６．７８ＭＨｚ、１３．５６ＭＨｚ、２７．１２ＭＨｚ、４０．６８ＭＨｚ、４３３．９２ＭＨｚ、９１５ＭＨｚ、２．４５ＧＨｚ、５．８０ＧＨｚ、２４．１２５ＧＨｚ、６１．２５ＧＨｚ、１２２．５ＧＨｚ、２４５ＧＨｚのいずれかである、手術ツール。
【請求項５１】
請求項４９記載の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１つの波形を提供する

ように構成される、手術ツール。
【請求項５２】
請求項４９記載の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１つの波形を提供するように構成される、手術ツール。
【請求項５３】
請求項５０記載の手術ツールにおいて、
強磁性材コーティングに近接して配置された、温度又は温度に関連する物理量を検出するためのセンサを更に備える、手術ツール。
【請求項５４】
請求項５３記載の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、手術ツール。
【請求項５５】
請求項４９記載の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、温度と相関し、
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５６】
請求項５５記載の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、手術ツール。
【請求項５７】
請求項４９記載の手術ツールにおいて、
ジェネレータは、強磁性材コーティング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、手術ツール。
【請求項５８】
請求項４９記載の手術ツールにおいて、
ジェネレータは、手術ツールの障害を検出するように構成される、手術ツール。
【請求項５９】
請求項３３記載の熱調整可能な手術器具において、
ハンドルと、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、熱調整可能な手術器具。
【請求項６０】
請求項５９記載の熱調整可能な手術器具において、
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、熱調整可能な手術器具。
【請求項６１】
請求項６０記載の熱調整可能な手術器具において、
導電体に波形を提供するように構成されたジェネレータを更に備え、
ジェネレータは、強磁性材コーティング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、熱調整可能な手術器具。
【請求項６２】
請求項６１記載の熱調整可能な手術器具において、
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、熱調整可能な手術器具。
【請求項６３】
請求項６２記載の熱調整可能な手術器具において、
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、熱調整可能な手術器具。
【請求項６４】
請求項３３記載の熱調整可能な手術器具において、
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源を更に備え、
電源は、ユーザ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、熱調整可能な手術器具。
【請求項６５】
請求項３３記載の熱調整可能な手術器具において、
熱調整可能な手術器具のための電源を更に備え、
電源は、
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、を備える、熱調整可能な手術器具。
【請求項６６】
請求項６５記載の熱調整可能な手術器具において、
電力アンプは、Ｅ級増幅器を備える、熱調整可能な手術器具。
【請求項６７】
請求項３３記載の熱調整可能な手術器具において、
熱調整可能な手術器具は、マルチモード手術ツールからなる、熱調整可能な手術器具。
【請求項６８】
請求項６７記載の熱調整可能な手術器具において、
電気外科電極を更に備え、
電気外科電極は、単極の電極である、熱調整可能な手術器具。
【請求項６９】
請求項６８記載の熱調整可能な手術器具において、
前記外科手術チップは、電気外科電極から分離される、熱調整可能な手術器具。
【請求項７０】
請求項６８記載の熱調整可能な手術器具において、
前記外科手術チップは、電気外科電極として機能する、熱調整可能な手術器具。
【請求項７１】
請求項７０記載の熱調整可能な手術器具において、
前記外科手術チップは、多重化信号を受け入れるように構成されている、熱調整可能な手術器具。
【請求項７２】
請求項７１記載の熱調整可能な手術器具において、
多重化信号は、単極信号を更に備え、
単極信号は、２００ｋＨｚ乃至２ＭＨｚである、熱調整可能な手術器具。
【請求項７３】
請求項７１記載の熱調整可能な手術器具において、
多重化信号は、誘導加熱信号を更に備え、
誘導加熱信号は、５ＭＨｚ乃至２４ＧＨｚである、熱調整可能な手術器具。
【請求項７４】
請求項６７記載の熱調整可能な手術器具において、
強磁性材コーティングは、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材コーティングから選択される、熱調整可能な手術器具。
【請求項７５】

請求項７４記載の熱調整可能な手術器具において、
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、熱調整可能な手術器具。
【請求項７６】
請求項７４記載の熱調整可能な手術器具において、
単極性の信号が信号経路に戻るのを防止し、且つ、誘導加熱のための信号が戻るのを許容するフィルタを更に備え、
強磁性材コーティングは、多重化信号を受け取ると、熱エネルギーと振動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、熱調整可能な手術器具。
【請求項７７】
請求項６７記載の熱調整可能な手術器具において、
ケーブルと、
ケーブルから電力を受け取るように構成された電気外科要素と、を更に備え、
前記外科手術チップの近位端は、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、
前記外科手術チップの前記強磁性材コーティングは、導電体の周りに円周方向に配置され、強磁性材料が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、熱調整可能な手術器具。
【請求項７８】
請求項７７記載の熱調整可能な手術器具において、
電気外科要素は、単極の要素である、熱調整可能な手術器具。
【請求項７９】
請求項７８記載の熱調整可能な手術器具において、
電気外科要素は、双極性電極を備える、熱調整可能な手術器具。
【請求項８０】
請求項７８記載の熱調整可能な手術器具において、
外科手術チップは、多重化信号を受け入れるように構成され、
多重化信号は、２００ｋＨｚ乃至２ＭＨｚである双極性信号を更に備える、熱調整可能な手術器具。
【請求項８１】
請求項７８記載の熱調整可能な手術器具において、
電源と、
電気外科要素及び外科手術チップ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、熱調整可能な手術器具。
【請求項８２】
請求項７８記載の熱調整可能な手術器具において、
少なくとも二つのアームを更に備え、
双極性電極は、少なくとも二つのアームの一方に配置され、
リターン双極性電極が、少なくとも二つのアームの一方に配置される、熱調整可能な手術器具。
【請求項８３】
請求項６７記載の熱調整可能な手術器具において、
振動するように構成された本体を更に備え、
導電体は、本体の少なくとも一部分の周りに配置され、
熱調整可能な手術器具は、更に、
導電体に振動電流を供給する電源を備える、熱調整可能な手術器具。
【請求項８４】
請求項８３記載の熱調整可能な手術器具において、
本体は、超音波ホーンを備える、熱調整可能な手術器具。
【請求項８５】
請求項８３記載の熱調整可能な手術器具において、

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、強磁性材コーティングの加熱を提供する電源を更に備える、熱調整可能な手術器具。
【請求項８６】
請求項８５記載の熱調整可能な手術器具において、
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材コーティングの加熱を提供するための別個の源を更に備える、熱調整可能な手術器具。
【請求項８７】
請求項８６記載の熱調整可能な手術器具において、
別個の源は、時間の重なる間、動作するように構成される、熱調整可能な手術器具。
【請求項８８】
請求項８６記載の熱調整可能な手術器具において、
別個の源は、別個の時間の間、動作するように構成される、熱調整可能な手術器具。
【請求項８９】
請求項８３記載の熱調整可能な手術器具において、
本体は、穴を有する、熱調整可能な手術器具。
【請求項９０】
請求項８３記載の熱調整可能な手術器具において、
本体は、複数の穴を有する、熱調整可能な手術器具。
【請求項９１】
請求項９０記載の熱調整可能な手術器具において、
複数の穴の第１の穴は、吸引を提供するように構成され、
複数の穴の第２の穴は、物質の供給に使用されるように構成される、熱調整可能な手術器具。
【請求項９２】
請求項８４記載の熱調整可能な手術器具において、
超音波ホーンは、圧電トランスデューサを更に備える、熱調整可能な手術器具。
【請求項９３】
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の外面を被覆して強磁性材コーティングを生成する工程であって、当該強磁性材コーティングが、組織に熱を直接的に適用する手術器具の切断又は密閉の縁部を備える、強磁性材料で導電体の外面を被覆する工程と、
導電体を主要な形状部に配置する工程であって、導電体の外面上の強磁性材コーティングが主要な形状部の外面に配置された局在的加熱領域を有する、導電体を主要な形状部に配置する工程と、を備え、
前記強磁性材コーティングは、
(1)当該強磁性材コーティングの厚さが１乃至５０マイクロメートル、または、
(2)当該強磁性材コーティングの厚さが０．０５乃至５００マイクロメートル、を満たし、あるいは、
前記強磁性材コーティングは、
(3)当該強磁性材コーティングが導電体の厚さの０．０１％乃至５０％、または、
(4)当該強磁性材コーティングが導電体の厚さの０．１％乃至２０％、を満たし、
前記強磁性材コーティングは、加熱され液体に浸漬したときに破断しない十分な薄さを有し、それによって、当該強磁性材コーティングは、熱的ストレスに耐性を有し、急速加熱と急速冷却の特性を有する、方法。
【請求項９４】
請求項９３記載の方法において、
振動電気エネルギーを受け取るように構成された電気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９５】

人間以外の動物の組織を切断するための方法であって、
導電体を選択する工程であって、導電体の外面の一部分は、それに配置された強磁性材コーティングを有し、当該強磁性材コーティングは外科手術チップの外側に配置された局在的加熱領域を有し、当該強磁性材コーティングは組織に熱を直接的に適用する手術器具の切断又は密閉の縁部を備える、導電体を選択する工程と、
前記強磁性材コーティングのヒステリシスを引き起こし、それによって当該強磁性材コーティングを加熱するため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前記強磁性材コーティングを適用し、加熱された当該強磁性材コーティングが適用されたその物質を切断する工程と、を更に備え、
前記強磁性材コーティングは、
(1)当該強磁性材コーティングの厚さが１乃至５０マイクロメートル、または、
(2)当該強磁性材コーティングの厚さが０．０５乃至５００マイクロメートル、を満たし、あるいは、
前記強磁性材コーティングは、
(3)当該強磁性材コーティングが導電体の厚さの０．０１％乃至５０％、または、
(4)当該強磁性材コーティングが導電体の厚さの０．１％乃至２０％、を満たし、
強磁性材コーティングは加熱され液体に浸漬したときに破断しない十分な薄さを有し、それによって、当該強磁性材コーティングは、熱的ストレスに耐性を有し、急速加熱と急速冷却の特性を有する、方法。
【請求項９６】
請求項１乃至４のいずれか１項に記載の手術ツールであって、
前記手術ツールは、熱調整可能であり、
主要な形状部を更に備え、
前記導電体が前記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９７】
請求項９６記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、外科手術チップは、導電体に供給される振動エネルギーを受け入れるように構成された、熱調整可能な手術ツール。
【請求項９８】
請求項９６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９９】
請求項９６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１００】
請求項１乃至４のいずれか１項に記載の手術ツールであって、
前記手術ツールは、熱調整可能であり、
複数の前記導電体と、
各々が前記導電体の少なくとも一部分を覆う、複数の前記強磁性材コーティングと、
主要な形状部と、を備え、
複数の前記導電体の一つ以上は、前記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１０１】
請求項１００記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、
複数の強磁性材コーティングの少なくとも一部分は、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１０２】
請求項１０１記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、
所望の組織効果を達成し維持するために利用可能な手段は、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１０３】
請求項１００記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、
手術ツールは、電源を介してユーザコントロールに接続され、
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１０４】
請求項１００記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、
手術ツールは、電源を介してユーザコントロールに接続され、
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、
電源は、一つ以上の導電体に所望な温度と相関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１０５】
請求項１００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、前記強磁性材コーティング、前記導電体及び組織の少なくとも一つを監視するために前記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１０６】
請求項１乃至４のいずれか１項に記載の手術ツールであって、
前記手術ツールは、熱調整可能であり、
前記導電体は、第１部分と第２部分とを有し、
前記強磁性材コーティングは、前記第１部分と前記第２部分との間の前記導電体の少なくとも一部分を被覆し、
前記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を更に備える、熱調整可能な手術ツール。
【請求項１０７】
請求項１０６記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、
外科手術チップ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１０８】
請求項１０７記載の熱調整可能な手術ツールにおいて、
前記第２先端は、温度、伝達された熱及び組織の特性の一つ以上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１０９】
請求項１乃至４のいずれか１項に記載の手術ツールを備えるマルチモード手術ツールであって、
双極性電極と、
前記双極性電極及び前記外科手術チップ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、マルチモード手術ツール。
【請求項１１０】
請求項１０９記載のマルチモード手術ツールにおいて、
センサは、温度、伝達された熱及び組織の特性の一つ以上を測定するように構成される、マルチモード手術ツール。
【手続補正２】
【補正対象書類名】明細書
【補正対象項目名】０２７１
【補正方法】変更
【補正の内容】

【０２７１】
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。
〔態様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。
〔態様２〕
態様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。
〔態様３〕
態様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。
〔態様４〕
態様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。
〔態様５〕
態様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。
〔態様６〕
態様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。
〔態様７〕
態様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。
〔態様８〕
態様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。
〔態様９〕
態様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。
〔態様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。
〔態様１１〕
態様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。
〔態様１２〕

態様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。
〔態様１３〕
態様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気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。
〔態様１４〕
態様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。
〔態様１５〕
態様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。
〔態様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。
〔態様１７〕
態様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。
〔態様１８〕
態様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。
〔態様１９〕
態様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。
〔態様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。
〔態様２１〕
態様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。
〔態様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。
〔態様２３〕
態様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。
〔態様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。

〔態様２５〕
態様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。
〔態様２６〕
態様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。
〔態様２７〕
態様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。
〔態様２８〕
態様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。
〔態様２９〕
態様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_2O_3、$NiOFe_2O_3$、$CuOFe_2O_3$、$MgOFe_2O_3$、ＭｎＢｉ、Ｎｉ、ＭｎＳｂ、$MnOFe_2O_3$、$Y_3Fe_5O_{12}$、CrO_2、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。
〔態様３０〕
態様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。
〔態様３１〕
態様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。
〔態様３２〕
態様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。
〔態様３３〕
態様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。
〔態様３４〕
態様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。
〔態様３５〕
態様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。
〔態様３６〕
態様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。
〔態様３７〕
態様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。
〔態様３８〕
態様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。
〔態様３９〕
態様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。
〔態様４０〕
態様２４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。
〔態様４１〕
態様４０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。
〔態様４２〕
態様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、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。
〔態様４３〕
態様２５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。
〔態様４４〕
態様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、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。
〔態様４５〕
態様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、非対称的に薄くされる、熱調整可能な手術ツール。
〔態様４６〕
態様２４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。
〔態様４７〕
態様２４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。
〔態様４８〕
態様２４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。
〔態様４９〕
態様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。
〔態様５０〕
態様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。
〔態様５１〕
態様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。
〔態様５２〕
態様２３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。
〔態様５３〕
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。
〔態様５４〕
態様５０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。
〔態様５５〕
態様５１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。
〔態様５６〕
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。
〔態様５７〕
態様５０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。
〔態様５８〕
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。
〔態様５９〕
態様５８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。
〔態様６０〕

態様５８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。
〔態様６１〕
態様５８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。
〔態様６２〕
態様５８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。
〔態様６３〕
態様５８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。
〔態様６４〕
態様５８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。
〔態様６５〕
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。
〔態様６６〕
態様６５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。
〔態様６７〕
態様６６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。
〔態様６８〕
態様６５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。
〔態様６９〕
態様６８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。
〔態様７０〕
態様６９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。
〔態様７１〕
態様７０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。
〔態様７２〕
態様７１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相関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。
〔態様７３〕
態様５８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。
〔態様７４〕
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。
〔態様７５〕
態様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。
〔態様７６〕
態様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。
〔態様７７〕
態様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。
〔態様７８〕
態様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。
〔態様７９〕
態様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。
〔態様８０〕
態様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。
〔態様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。
〔態様８２〕
態様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。
〔態様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。
〔態様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気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。
〔態様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。
〔態様８６〕
態様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。
〔態様８７〕
態様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。
〔態様８８〕
態様８７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。
〔態様８９〕
態様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。
〔態様９０〕
態様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。
〔態様９１〕
態様９０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。
〔態様９２〕
態様９１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。
〔態様９３〕
態様９２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相関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。
〔態様９４〕
態様９３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。
〔態様９５〕
態様９４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。
〔態様９６〕
態様９４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。
〔態様９７〕
態様９４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。
〔態様９８〕
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。
〔態様９９〕
態様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。
〔態様１００〕
態様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。
〔態様１０１〕
態様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。
〔態様１０２〕
態様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。
〔態様１０３〕
態様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。
〔態様１０４〕
態様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。
〔態様１０５〕
態様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。
〔態様１０６〕
態様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。
〔態様１０７〕
態様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。
〔態様１０８〕
態様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。
〔態様１０９〕
態様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。
〔態様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。
〔態様１１１〕
態様１１０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。
〔態様１１２〕
態様１１０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。
〔態様１１３〕
態様１１０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。
〔態様１１４〕
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。
〔態様１１５〕
熱調整可能な手術ツールであって、
アプリケーターと、導電体を有するわなとを備え、
導電体は、ループを形成し、アプリケーター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。
〔態様１１６〕
態様１１５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。
〔態様１１７〕
態様１１６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。
〔態様１１８〕
態様１１６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。
〔態様１１９〕
態様１１８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。
〔態様１２０〕
態様１１８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。
〔態様１２１〕
態様１１５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。
〔態様１２２〕
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。
〔態様１２３〕
態様１２２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。
〔態様１２４〕
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、導電体と電気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。
〔態様１２５〕
態様１２４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。
〔態様１２６〕
態様１２５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。
〔態様１２７〕
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を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。
〔態様１２８〕
態様１２５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。
〔態様１２９〕
態様１２８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。

〔態様１３０〕
態様１２７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。
〔態様１３１〕
態様１２７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。
〔態様１３２〕
態様１３１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。
〔態様１３３〕
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がその組織を切断する工程と、を備える、方法。
〔態様１３４〕
態様１３３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。
〔態様１３５〕
態様１３３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。
〔態様１３６〕
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。
〔態様１３７〕
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。
〔態様１３８〕
態様１３７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。
〔態様１３９〕
態様１３７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。
〔態様１４０〕
態様１３９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。
〔態様１４１〕
態様１３９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。
〔態様１４２〕
態様１３９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。
〔態様１４３〕
態様１３７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。
〔態様１４４〕
態様１３７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。
〔態様１４５〕
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延び、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。
〔態様１４６〕
態様１４５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。
〔態様１４７〕
態様１４６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。
〔態様１４８〕
態様１４６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。
〔態様１４９〕
態様１４８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。
〔態様１５０〕
態様１４５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。
〔態様１５１〕
態様１４５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。
〔態様１５２〕
態様１５１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。
〔態様１５３〕
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、内視鏡に関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。
〔態様１５４〕
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を形成する、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。
〔態様１５５〕
態様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。
〔態様１５６〕
態様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。
〔態様１５７〕
態様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。
〔態様１５８〕
態様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。
〔態様１５９〕
態様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。
〔態様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。
〔態様１６１〕
態様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。
〔態様１６２〕
態様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。
〔態様１６３〕
態様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。
〔態様１６４〕
態様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。
〔態様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。
〔態様１６６〕
態様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。
〔態様１６７〕
態様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。
〔態様１６８〕
態様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に送る工程は、カテーテルで物質を溶融する工程を更に備える、方法。
〔態様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。
〔態様１７０〕
態様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。
〔態様１７１〕
態様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。
〔態様１７２〕
態様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。
〔態様１７３〕
態様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。
〔態様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。
〔態様１７５〕
態様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。
〔態様１７６〕
態様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。
〔態様１７７〕
態様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。
〔態様１７８〕
態様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。
〔態様１７９〕
態様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。
〔態様１８０〕
態様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。
〔態様１８１〕
態様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。
〔態様１８２〕
態様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。
〔態様１８３〕
態様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。
〔態様１８４〕
態様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。
〔態様１８５〕
態様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。
〔態様１８６〕
態様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。
〔態様１８７〕
態様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。
〔態様１８８〕
態様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。
〔態様１８９〕
態様１７４記載の方法において、
治療は、血管内皮溶接である、方法。
〔態様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。
〔態様１９１〕
態様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。
〔態様１９２〕
態様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。
〔態様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。
〔態様１９４〕
態様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。
〔態様１９５〕
態様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１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。
〔態様１９６〕
態様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１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。
〔態様１９７〕
態様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１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。
〔態様１９８〕
態様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、６．７８ＭＨｚ、１３．５６ＭＨｚ、２７．１２ＭＨｚ、４０．６８ＭＨｚ、４３３．９２ＭＨｚ、９１５ＭＨｚ、２．４５ＧＨｚ、５．８０ＧＨｚ、２４．１２５ＧＨｚ、６１．２５ＧＨｚ、１２２．５ＧＨｚ、２４５ＧＨｚ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。
〔態様１９９〕
態様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。
〔態様２００〕
態様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。
〔態様２０１〕
態様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。
〔態様２０２〕
態様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、温度と相関し、
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。
〔態様２０３〕
態様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。
〔態様２０４〕
態様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。
〔態様２０５〕
態様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。
〔態様２０６〕
態様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。
〔態様２０７〕
態様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。
〔態様２０８〕
態様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。
〔態様２０９〕
態様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。
〔態様２１０〕
態様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。
〔態様２１１〕
態様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。
〔態様２１２〕
態様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可能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。
〔態様２１３〕

態様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。
〔態様２１４〕
態様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。
〔態様２１５〕
態様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、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。
〔態様２１６〕
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。
〔態様２１７〕
態様２１６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。
〔態様２１８〕
態様２１７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。
〔態様２１９〕
態様２１８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。
〔態様２２０〕
態様２１８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。
〔態様２２１〕
態様２２０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。
〔態様２２２〕
態様２２１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。
〔態様２２３〕
態様２１８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。
〔態様２２４〕
態様２１６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。
〔態様２２５〕
態様２１６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気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。

〔態様２２６〕
態様２２５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。
〔態様２２７〕
態様２２５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。
〔態様２２８〕
態様２２７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。
〔態様２２９〕
態様２２８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。
〔態様２３０〕
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。
〔態様２３１〕
態様２３０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。
〔態様２３２〕
態様２３０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。
〔態様２３３〕
態様２３０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。
〔態様２３４〕
態様２３３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。
〔態様２３５〕
態様２３４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。
〔態様２３６〕
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。

〔態様２３７〕
態様２３６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。
〔態様２３８〕
態様２３６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。
〔態様２３９〕
態様２３８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。
〔態様２４０〕
態様２３９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。
〔態様２４１〕
態様２４０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。
〔態様２４２〕
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。
〔態様２４３〕
態様２４２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。
〔態様２４４〕
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。

〔態様２４５〕
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。
〔態様２４６〕
態様２４５記載のプロセスにおいて、
プロセスは、
５メガヘルツ乃至２４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。
〔態様２４７〕
態様２４６記載のプロセスにおいて、
振動電気信号は、４０メガヘルツ乃至９２８ギガヘルツである、プロセス。
〔態様２４８〕
態様２４５記載のプロセスにおいて、
プロセスは、
６．７８ＭＨｚ、１３．５６ＭＨｚ、２７．１２ＭＨｚ、４０．６８ＭＨｚ、４３３．９２ＭＨｚ、９１５ＭＨｚ、２．４５ＧＨｚ、５．８０ＧＨｚ、２４．１２５ＧＨｚ、６１．２５ＧＨｚ、１２２．５ＧＨｚ、２４５ＧＨｚ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。
〔態様２４９〕
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。
〔態様２５０〕
態様２４９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。
〔態様２５１〕
態様２５０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。
〔態様２５２〕
態様２５１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。
〔態様２５３〕
態様２５０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。
〔態様２５４〕
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。
〔態様２５５〕
態様２５４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。
〔態様２５６〕
態様２５４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。
〔態様２５７〕
態様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。
〔態様２５８〕
態様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。
〔態様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。
〔態様２６０〕
態様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。
〔態様２６１〕
態様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。
〔態様２６２〕
態様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。
〔態様２６３〕
態様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。
〔態様２６４〕
態様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。
〔態様２６５〕
態様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。
〔態様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。
〔態様２６７〕
態様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。
〔態様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。
〔態様２６９〕
態様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。
〔態様２７０〕
態様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。
〔態様２７１〕
態様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。
〔態様２７２〕
態様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。
〔態様２７３〕
態様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。
〔態様２７４〕
態様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。
〔態様２７５〕
態様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。
〔態様２７６〕
態様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。
〔態様２７７〕
態様２７６記載のマルチモード手術ツールにおいて、
単極信号は、２００ｋＨｚ乃至２ＭＨｚである、マルチモード手術ツール。
〔態様２７８〕
態様２７７記載のマルチモード手術ツールにおいて、
単極信号は、３５０ｋＨｚ乃至８００ｋＨｚである、マルチモード手術ツール。
〔態様２７９〕
態様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。
〔態様２８０〕
態様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、５ＭＨｚ乃至２４ＧＨｚである、マルチモード手術ツール。
〔態様２８１〕
態様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、４０ＭＨｚ乃至９２８ＭＨｚである、マルチモード手術ツール。
〔態様２８２〕
態様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。
〔態様２８３〕
態様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。
〔態様２８４〕
態様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。
〔態様２８５〕
態様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。
〔態様２８６〕
態様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。
〔態様２８７〕
態様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。
〔態様２８８〕
態様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。
〔態様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。
〔態様２９０〕
態様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。
〔態様２９１〕
態様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。
〔態様２９２〕
態様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。
〔態様２９３〕
態様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。
〔態様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。
〔態様２９５〕
態様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。
〔態様２９６〕
態様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。
〔態様２９７〕
態様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。
〔態様２９８〕
態様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。
〔態様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。
〔態様３００〕
態様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。
〔態様３０１〕
態様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。
〔態様３０２〕
態様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。
〔態様３０３〕
態様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。
〔態様３０４〕
態様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。
〔態様３０５〕
態様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。
〔態様３０６〕
態様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。
〔態様３０７〕
態様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。
〔態様３０８〕
態様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。

〔態様３０９〕
態様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。
〔態様３１０〕
態様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。
〔態様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。
〔態様３１２〕
態様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。
〔態様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。
〔態様３１４〕
態様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。
〔態様３１５〕
態様３１３記載の方法において、
電極は、単極の電極である、方法。
〔態様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。
〔態様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。
〔態様３１８〕
態様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。
〔態様３１９〕
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。
〔態様３２０〕
態様３１９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。
〔態様３２１〕
態様３１９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。
〔態様３２２〕
態様３１９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。
〔態様３２３〕
態様３２２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。
〔態様３２４〕
態様３２３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。
〔態様３２５〕
態様３２３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。
〔態様３２６〕
態様３２５記載のマルチモード手術ツールにおいて、
双極性信号は、２００ｋＨｚ乃至２ＭＨｚである、マルチモード手術ツール。
〔態様３２７〕
態様３２６記載のマルチモード手術ツールにおいて、
双極性信号は、３５０ｋＨｚ乃至８００ｋＨｚである、マルチモード手術ツール。
〔態様３２８〕
態様３２５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。
〔態様３２９〕
態様３２８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、５ＭＨｚ乃至２４ＧＨｚである、マルチモード手術ツール。
〔態様３３０〕
態様３２９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、４０ＭＨｚ乃至９２８ＭＨｚである、マルチモード手術ツール。
〔態様３３１〕
態様３２０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。
〔態様３３２〕
態様３３１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。
〔態様３３３〕
態様３３１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。
〔態様３３４〕
態様３３１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。

〔態様３３５〕
態様３３１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。
〔態様３３６〕
態様３３１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。
〔態様３３７〕
態様３２５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。
〔態様３３８〕
態様３３１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。
〔態様３３９〕
態様３３１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。
〔態様３４０〕
態様３１９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。
〔態様３４１〕
態様３１９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。
〔態様３４２〕
態様３１９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。
〔態様３４３〕
態様３１９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。
〔態様３４４〕
態様３１９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。
〔態様３４５〕
態様３１９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。
〔態様３４６〕
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。
〔態様３４７〕
態様３４６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。

〔態様３４８〕
態様３４６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。
〔態様３４９〕
態様３４６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。
〔態様３５０〕
態様３４７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。
〔態様３５１〕
態様３５０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。
〔態様３５２〕
態様３５０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。
〔態様３５３〕
態様３５２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。
〔態様３５４〕
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。
〔態様３５５〕
態様３５４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。
〔態様３５６〕
態様３５５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。
〔態様３５７〕
態様３５６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。
〔態様３５８〕
態様３５４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。
〔態様３５９〕
態様３５５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。
〔態様３６０〕
態様３５９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。
〔態様３６１〕
態様３５９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。

〔態様３６２〕
態様３５９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。
〔態様３６３〕
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１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。
〔態様３６４〕
態様３６３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。
〔態様３６５〕
態様３６４記載の方法において、
双極性電極を有する一対のアームと、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。
〔態様３６６〕
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。
〔態様３６７〕
態様３６６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。
〔態様３６８〕
態様３６７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。
〔態様３６９〕
態様３６８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。
〔態様３７０〕
態様３６９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。
〔態様３７１〕
態様３６８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。
〔態様３７２〕
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、マルチモード手術ツール。

〔態様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、マルチモード手術ツール。
〔態様３７４〕
態様３１９記載のマルチモード手術ツールにおいて、
熱要素は、セルフクリーニングである、マルチモード手術ツール。
〔態様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。
〔態様３７６〕
態様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。
〔態様３７７〕
態様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。
〔態様３７８〕
態様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。
〔態様３７９〕
態様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。
〔態様３８０〕
態様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。
〔態様３８１〕
態様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。
〔態様３８２〕
態様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。
〔態様３８３〕
態様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。
〔態様３８４〕
態様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。
〔態様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。
〔態様３８６〕

態様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。
〔態様３８７〕
態様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。
〔態様３８８〕
態様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。
〔態様３８９〕
態様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。
〔態様３９０〕
態様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。
〔態様３９１〕
態様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、５ＭＨｚ乃至２４ＧＨｚである、マルチモード手術ツール。
〔態様３９２〕
態様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、４０ＭＨｚ乃至９２８ＭＨｚである、マルチモード手術ツール。
〔態様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。
〔態様３９４〕
態様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。
〔態様３９５〕
態様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。
〔態様３９６〕
態様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。
〔態様３９７〕
態様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。
〔態様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。
〔態様３９９〕
態様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。

〔態様４００〕
態様３９９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。
〔態様４０１〕
態様４００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。
〔態様４０２〕
態様４００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。
〔態様４０３〕
態様４００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。
〔態様４０４〕
態様４００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。
〔態様４０５〕
態様４００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。
〔態様４０６〕
態様３９９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。
〔態様４０７〕
態様３９８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。
〔態様４０８〕
態様３９８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。
〔態様４０９〕
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。
〔態様４１０〕
態様４０９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。
〔態様４１１〕
態様４１０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。
〔態様４１２〕
態様４１０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。
〔態様４１３〕

態様４１０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。
〔態様４１４〕
態様４１０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。
〔態様４１５〕
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。
〔態様４１６〕
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。
〔態様４１７〕
態様４１６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。
〔態様４１８〕
態様４１６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。
〔態様４１９〕
態様４１６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。
〔態様４２０〕
態様４１６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。
〔態様４２１〕

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。
〔態様４２２〕
態様４２１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。
〔態様４２３〕
態様４２１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。
〔態様４２４〕
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。
〔態様４２５〕
態様４２４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。
〔態様４２６〕
態様４２４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。
〔態様４２７〕
態様４１６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。

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)

(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８３８７１，トロイ，スコット・ストリート ７００，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８４１５８，ソルト・レイク・シティ，ピー・オー・ボックス ５８７０４
(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１９３４８，ケネット・スクエア，ワワセット・ロード ９４８

Ｆターム(参考) 4C160 KK03 KK04 KK17 KK36 KK70

【外国語明細書】
2018075385000001.pdf

专利名称(译)	手术工具需要感应加热		
公开(公告)号	JP2018075385A	公开(公告)日	2018-05-17
申请号	JP2017230176	申请日	2017-11-30
[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	A61B18/08		
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	A61B18/08		
F-TERM分类号	4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK17 4C160/KK36 4C160/KK70		
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	JP6527213B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种改进的并且可以进行热调节的手术/治疗工具，以及使用该工具的方法。溶剂：振动电能被提供给导体，例如导线或导管，其外围是在选定区域覆盖有铁磁材料。关于高频电能，铁磁材料对加热和冷却具有快速反应，可通过可控制的电源进行调节。在许多外科手术治疗中，铁磁材料可用于分离，组织固化，组织破坏或其他所需的组织效应。手术工具中结合了热，电外科和机器的模式。通过使用第二模态最小化第一模态的潜在损伤效应。因此，在一个实施例中，当电外科应用保持使用单极切口波形的优点并且避免与止血单极电外科波形相关的相反组织效应时，热止血是有用的。具体图：图1

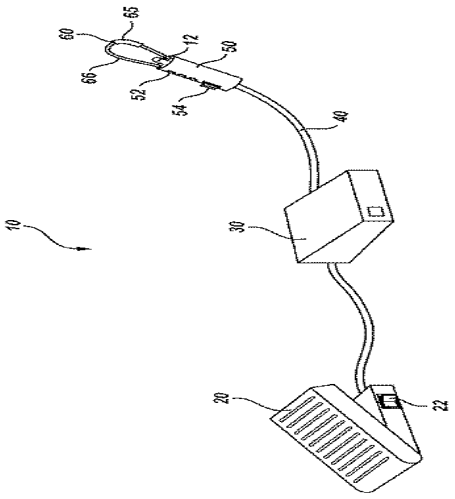


Fig. 1