

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6417425号  
(P6417425)

(45) 発行日 平成30年11月7日(2018.11.7)

(24) 登録日 平成30年10月12日(2018.10.12)

(51) Int.Cl.

F 1

<b>A61B 18/14</b>	<b>(2006.01)</b>	A 61 B	18/14
<b>A61B 17/32</b>	<b>(2006.01)</b>	A 61 B	17/32
<b>A61B 18/18</b>	<b>(2006.01)</b>	A 61 B	18/18

528  
100

請求項の数 25 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2016-560050 (P2016-560050)
(86) (22) 出願日	平成26年12月18日 (2014.12.18)
(65) 公表番号	特表2017-501000 (P2017-501000A)
(43) 公表日	平成29年1月12日 (2017.1.12)
(86) 国際出願番号	PCT/GB2014/053758
(87) 国際公開番号	W02015/097446
(87) 国際公開日	平成27年7月2日 (2015.7.2)
審査請求日	平成29年11月16日 (2017.11.16)
(31) 優先権主張番号	1322850.7
(32) 優先日	平成25年12月23日 (2013.12.23)
(33) 優先権主張国	英国 (GB)

(73) 特許権者	512008495 クレオ・メディカル・リミテッド C R E O M E D I C A L L I M I T E D イギリス、エヌ・ピィ・16 5・ユー・エイチ モンマスシャー、チェプストー、ビューフォート・パーク、リバーサイド・コート
(74) 代理人	100114775 弁理士 高岡 亮一
(74) 代理人	100121511 弁理士 小田 直
(74) 代理人	100202751 弁理士 岩堀 明代

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】生体組織内へ電磁エネルギーおよび／または熱プラズマを供給する能力を有する外科用スネア

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

ラジオ波 (R F ) および／またはマイクロ波周波数電磁 (E M ) エネルギーを伝送する同軸ケーブル、ならびに前記同軸ケーブルの遠位端部に接続されて前記ラジオ波 (R F ) および／またはマイクロ波周波数電磁 (E M ) エネルギーを受信するプローブ先端部を有する細長いプローブと、

前記細長いプローブを通して前記プローブ先端部へガスを伝送するガス通路と、

前記プローブ先端部に据え付けられた、前記プローブ先端部を越える生体組織を含む領域を囲む伸縮自在ループと

を備え、

前記同軸ケーブルは内側導線、外側導線、および前記外側導線から前記内側導線を分離する誘電物質を有し、

前記プローブ先端部は前記同軸ケーブルの前記内側導線に接続された第1の電極、および前記同軸ケーブルの前記外側導線に接続された第2の電極を有し、

前記第1の電極および前記第2の電極は、前記伸縮自在ループに囲まれた領域内に熱プラズマまたは非熱プラズマを生成するように、前記ガス通路から受け入れられたガスの流路をわたって前記受信されたR F および／またはマイクロ波周波数E M エネルギーから電場を生成するよう構成された、

外科用スネア。

## 【請求項 2】

10

20

前記第1の電極および前記第2の電極が第2の構成へ互いにに対して移動可能であり、前記第2の構成で、前記プローブ先端部から外側にマイクロ波EMフィールドを放出する放射構造を形成するよう、前記第1の電極が前記第2の電極を越えて遠位に伸長する、請求項1に記載の外科用スネア。

【請求項3】

同軸ケーブルの遠位端部においてスネア基部を備え、前記スネア基部は一对の送達路を有し、それぞれの前記送達路は前記伸縮自在ループを形成する導電性物質の長さを受け入れ、前記第2の構成で、前記第1の電極が、マイクロ波放射モノポールアンテナとしてはたらくよう前記伸縮自在ループに囲まれた前記領域内へ突出する遠位部分、および前記対の送達路に沿って前記スネア基部を通って伸びる近位部分を備える、請求項2に記載の外科用スネア。10

【請求項4】

前記細長いプローブが前記同軸ケーブルを囲むスリーブを備え、前記ガス通路が前記スリーブの内側表面と前記同軸ケーブルの外側表面の間の空間である、前述のいずれかの請求項に記載の外科用スネア。

【請求項5】

前記第2の電極が前記スリーブの遠位端部に形成され、前記スリーブが前記同軸ケーブルに対して伸縮自在である、請求項4に記載の外科用スネア。

【請求項6】

前記第1の電極が、前記同軸ケーブルからRFおよび/またはマイクロ波EMエネルギーを受信するよう接続されたマイクロ波放射モノポールアンテナ構造である、前述のいずれかの請求項に記載の外科用スネア。20

【請求項7】

前記マイクロ波放射モノポールアンテナ構造が、前記外側導線を越えて突出し、誘電素材のシリンダを通って伸び、その半球状の遠位端部において突出する前記同軸ケーブルの前記内側導線の長さを囲む半球状の遠位端部を有する誘電素材のシリンダを備える、請求項6に記載の外科用スネア。

【請求項8】

前記シリンダの前記半球状の遠位端部から突出する前記内側導線の前記長さの端部が、半球状に形作られた、請求項7に記載の外科用スネア。30

【請求項9】

前記第1の電極および前記第2の電極、または前記伸縮自在ループを形成する導電性物質の長さが、前記同軸ケーブルにより伝送されるRF信号の活性電極およびリターン電極を形成する、請求項3に記載の外科用スネア。

【請求項10】

前記同軸ケーブルの前記外側電極が、前記第2の電極または前記同軸ケーブルの前記外側電極に対して摺動可能でありガスがそれを通って流れるのを可能にするガス浸透性導電性構造により、前記第2の電極に接続された、請求項2に記載の外科用スネア。

【請求項11】

前記ガス浸透性導電性構造が、導電性メッシュ、放射状に伸びる導電性ワイヤまたはスプリングのケージ、および複数の円周状に離間された放射状に突出するくぼみのうちいずれか1つである、請求項10に記載の外科用スネア。40

【請求項12】

前記ガス浸透性導電性構造が、前記第2の電極にはんだづけまたは波形加工された、請求項10または請求項11に記載の外科用スネア。

【請求項13】

前記プローブが、内視鏡の器具路を通って挿入可能である、前述のいずれかの請求項に記載の外科用スネア。

【請求項14】

前記スリーブが、前記伸縮自在ループの面の方向の調整を可能にするよう、回転可能な50

編組ケーブルを備える、請求項 4 に記載の外科用スネア。

【請求項 15】

前記伸縮自在ループが、前記同軸ケーブルの前記遠位端部を越えて伸びるワイヤを備え、前記ワイヤは前記同軸ケーブルの前記遠位端部に位置する 2 つの端部の間で自然にループ形状を採用するよう構成された、前述のいずれかの請求項に記載の外科用スネア。

【請求項 16】

前記伸縮自在ループが、前記 2 つの端部の間でワイヤの長さを変更するよう調整可能である、請求項 15 に記載の外科用スネア。

【請求項 17】

第 1 の周波数を有する R F 電磁 ( E M ) 照射を生成するラジオ波 ( R F ) 信号発生器と 10

、 第 1 の周波数より高い第 2 の周波数を有するマイクロ波 E M 照射を生成するマイクロ波信号発生器と、

前記 R F E M 照射および前記マイクロ波 E M 照射を受信するよう接続された前述のいずれかの請求項に記載の外科用スネアと、

前記細長いプローブを前記 R F 信号発生器に接続する R F チャネル、および前記細長いプローブを前記マイクロ波信号発生器に接続するマイクロ波チャネルを備える、前記 R F E M 照射および前記マイクロ波 E M 照射を前記プローブに伝送する送達構造と、

前記外科用スネアにガスを供給するよう接合されたガス供給部と、を備え、

機器はその伸縮自在ループに囲まれた領域内に熱プラズマまたは非熱プラズマを供給するよう作動可能である、 20

電気手術機器。

【請求項 18】

前記第 1 の電極および前記第 2 の電極が第 2 の構成へ互いに対して移動可能であり、前記第 2 の構成で前記プローブ先端部から外側にマイクロ波 E M フィールドを放出する放射構造を形成するよう、前記第 1 の電極が前記第 2 の電極を越えて遠位に伸長し、

前記機器が、前記第 1 の電極および前記第 2 の電極へのガス供給なしにそれらが前記第 2 の構成にあるとき、前記プローブ先端部から外側に非イオン化電場を放出するよう作動可能である、

請求項 17 に記載の電気手術機器。 30

【請求項 19】

プラズマを当てるため流路にわたり高電場を生成するように、 R F E M エネルギーのパルスが前記プローブに供給される状態を起こすよう構成された打ち込み信号生成回路を備え、前記打ち込み信号生成回路は、 R F E M エネルギーのパルスの生成を誘発するよう、前記マイクロ波チャネル上のマイクロ波 E M エネルギーのパルスの検出可能な特性を使用するよう構成された制御回路を含む、請求項 17 または請求項 18 に記載の電気手術機器。

【請求項 20】

マイクロ波チャネル上の前方および反射電力をサンプリングし、それからプローブにより供給されたマイクロ波電力を示すマイクロ波検出信号を生成するマイクロ波信号検出器と、 40

マイクロ波検出信号を受信するようマイクロ波信号検出器と通信するコントローラと、を備え、

コントローラはマイクロ波 E M エネルギーのエネルギー送達特性を選択するよう作動可能であり、マイクロ波 E M エネルギーのエネルギー送達特性は組織の凝固に関するものであり、

コントローラはマイクロ波信号発生器に対するマイクロ波制御信号を出力するようプログラムされたデジタルマイクロプロセッサを備え、マイクロ波制御信号はマイクロ波 E M エネルギーのエネルギー送達特性を設定するものであり、

コントローラは受信されたマイクロ波検出信号に基きマイクロ波制御信号の状態を判断 50

するよう構成された、

請求項 17 から請求項 19 のいずれか 1 つに記載の電気手術機器。

【請求項 21】

コントローラが、

プラズマを当てるため流路にわたり高電場を生成する打ち込みパルスと、

生体組織を切除する連続波形

からの R F E M エネルギーのエネルギー送達特性を選択するよう作動可能である、

請求項 20 に記載の電気手術機器。

【請求項 22】

前記第 1 の電極と前記第 2 の電極の間の相対的な移動を起こす移動メカニズムを含み、  
前記コントローラが前記受信されたマイクロ波検出信号に基き制御信号を前記移動メカニズムに通信するよう構成された、請求項 20 または請求項 21 に記載の電気手術機器。  
10

【請求項 23】

前記移動メカニズムが、リニアモータ、ステッパモータ、圧電アクチュエータ、および  
磁歪アクチュエータのうちいずれか 1 つを備える、請求項 22 に記載の電気手術機器。

【請求項 24】

前記コントローラが、前記プローブからの反射減衰量を少なくとも 10 dB の値で維持  
するように、前記移動メカニズムを調整可能に制御するよう構成された、請求項 22 または  
請求項 23 に記載の電気手術機器。

【請求項 25】

20 プラズマを当てるため流路にわたり高電場を生成するように、前記マイクロ波信号発生  
器がマイクロ波 E M エネルギーの打ち込みパルスを前記プローブに供給する状態を起こす  
よう前記コントローラが構成された、請求項 19 に記載の電気手術機器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、止血（すなわち血液凝固を促進することにより破れた血管を密閉する）を起  
こすことにより生体組織を治療し、ガスの流れと関連して熱プラズマを当てて維持するよ  
うラジオ波および / またはマイクロ波周波数エネルギーが使用される電気手術機器に関する。  
特に本発明は、例えばポリープ切除処置で使用する外科用スネアの面でのこれらの電  
気手術技術の使用に関する。例えば本発明を、内視鏡の器具路の先へ挿入するのに適切な  
外科用スネア、（または消化管（G I）または人間または動物の身体の他の場所で使用さ  
れるあらゆる他のタイプの検査鏡装置）に適用してもよく、それは電磁エネルギーおよび  
/ または熱プラズマを生体組織内に導入する手段を含む。  
30

【背景技術】

【0002】

アルゴンプラズマ凝固（A P C）またはアルゴンビーム凝固（A B C）は、プラズマを  
供給する手術プローブと病変部の間に物理的接触を必要としない方法で表面の出血を制御  
する公知の手術技術である。A P C を内視鏡で実行することが可能で、それによってアル  
ゴンガス噴流が内視鏡を通ってプローブを通して向けられる。アルゴンガスのイオン化は  
、それが放射されるとき、凝固を起こすプラズマを生成する。  
40

【0003】

プラズマを当てるため、（例えば直接高電圧を印加、または高電圧を存在させる高イン  
ピーダンス状態を設定することにより）高電場を有することが望ましい。通常これは、短  
い距離、例えば 1 mm 未満で分離された活性電極とリターン電極の間に、高 R F 電圧パル  
ス（例えば 500 V から 2 kV）を短い持続時間、例えば 1 ms から 10 ms の範囲で印  
加することによりなされる。高電場は、プラズマを開始するのにガスを停止可能である。  
第 W O 2 0 0 9 / 0 6 0 2 1 3 号で述べられる 1 つの実施形態では、例えば 100 kHz  
で動作する低周波数（例えばラジオ波）発振器回路、および適切なドライバおよびスイッ  
チング装置（例えばゲートドライブチップおよび電力 M O S F E T または B J T ）により  
50

その1次巻線が低電圧発振器回路に接続された変圧器を使用するフライバック回路を用いて、高電圧（高インピーダンス）状態が設定されることが述べられている。その構成は、高電圧パルスまたはスパイクを発生させ、それはプラズマを当て、またはそうでなければ開始する。当てられるとインピーダンスは低下し、プラズマをマイクロ波エネルギーの供給により維持してもよい。

#### 【0004】

G I 内のポリープを、例えば大腸内視鏡を用いて、内視鏡的処置で医療スネアを使用して除去可能である。有茎性ポリープの場合、スネアはポリープの上方を通り、ポリープの頸部周辺で締め付けられてポリープを取り除く。ラジオ波（R F）電流を生体組織に通すことによって、ポリープの頸部を切除してもよい。電流はまた、焼灼を容易にしうる。

10

#### 【0005】

無茎性ポリープを、同様の方法で除去可能である。ポリープを周囲の結腸壁から離れて持ち上げるため、生理食塩水またはヒアルロン酸ナトリウムをポリープの下に注入することにより、除去前にそのようなポリープを「膨らませる」ことが望ましい。これは、腸穿孔のリスク減少を補助しうる。

#### 【0006】

R F 電流を供給するのに総合的な手段を提供するよう、電極をスネアのループ内に組み込むことが知られている。患者に装着される分離したアースパッドと共に使用する単極、および双極の両方の配置が公知である。

#### 【0007】

公知の R F 切断スネアの欠点は、切断動作の開始に高レベルの電力（特に高電圧の使用）が必要とされることである。それが腸壁への望まれない熱損傷のリスクをもたらすからである。例えば、単極および双極凝固に関するピーク電圧は、それぞれ 4,500 V および 450 V を超えうる。また、単極装置の使用は電流路をほとんどまたは全く制御せず、それは組織の所望の領域にエネルギーが正確または制御可能に供給されていないかもしれないことを意味する。

20

#### 【発明の概要】

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0008】

最も一般的に、本発明は、スネアと、スネアにより囲まれた生体組織に熱プラズマを供給する手段を含む電気手術機器を提供する。スネアは、「コールド」スネア、すなわち装置の電気構成要素と相互作用しない素材（例えば絶縁性物質）の部品から形成されたものであってもよい。代わりに、スネアはアクティブ、すなわちスネアに囲まれた領域内へ放射される R F および / またはマイクロ波エネルギーを受信するよう接続されたものであってもよい。よって、本発明は、外科用スネアに囲まれた領域内で、(i) 表面凝固を実行するプラズマ、(ii) 深いレベルで凝固を実行する非イオン化マイクロ波フィールド（プラズマなしで）、および (iii) 切除を補助する R F フィールドのうちいずれか 1 つを生成可能な電気手術装置を提供しうる。

30

#### 【0009】

プラズマの機能は、例えばスネアを閉じる間、例えば表面出血治療に従来の A P C 技術と同じ方法で有用でありうる。マイクロ波フィールドの機能を、消化性潰瘍の治療または大血管の凝固、例えばスネアによる切除前に血管を密閉するよう使用してもよい。R F フィールドの機能を、凝固後に血管または組織領域を通る切除に使用してもよい。R F 切除プロセスを、物理的力を加える必要もなく実行してもよい。

40

#### 【0010】

本発明によると、ラジオ波（R F）および / またはマイクロ波周波数電磁（E M）エネルギーを伝送する同軸ケーブル、および同軸ケーブルの遠位端部に接続されてラジオ波（R F）および / またはマイクロ波周波数電磁（E M）エネルギーを受信するプローブ先端部を有する細長いプローブと、細長いプローブを通してプローブ先端部へガスを伝送するガス通路と、プローブ先端部に据え付けられた、プローブ先端部を越える生体組織を含む

50

領域を囲む伸縮自在ループとを備え、同軸ケーブルは内側導線、外側導線、および外側導線から内側導線を分離する誘電物質を有し、プローブ先端部は同軸ケーブルの内側導線に接続された第1の電極、および同軸ケーブルの外側導線に接続された第2の電極を有し、第1の電極および第2の電極は、伸縮自在ループに囲まれた領域内に熱プラズマまたは非熱プラズマを生成するように、ガス通路から受け入れられたガスの流路をわたって受信されたR Fおよび/またはマイクロ波周波数EMエネルギーから電場を生成するよう構成された、外科用スネアが提供される。使用中、プローブ先端部は発生器からラジオ波(R F)および/またはマイクロ波周波数エネルギーを受信するよう接続され、またガスの流路を形成する。

## 【0011】

10

第1の構成で、プローブ先端部は、プラズマを当てて維持するよう、ガスの流路にわたり受信されたR Fおよび/またはマイクロ波周波数エネルギーから高電場を生成する双極(例えば同軸)構造を形成する。例えば、(例えば10ms以下、例えば1msから10msの間の持続時間有する)短いパルスのR Fエネルギーを使用して、プラズマを当ててもよい。プラズマの放出口はスネアの基部にあり、従ってスネアに囲まれた領域内に供給される。

## 【0012】

20

第1の電極および第2の電極は、第2の構成へ互いに対し移動可能であってもよく、第2の構成で、プローブ先端部から外側にマイクロ波EMフィールドを放出する放射構造を形成するよう、第1の電極が第2の電極を越えて遠位に伸長する。第2の構成で、プローブ先端部は組織内へ非イオン化マイクロ波エネルギーを放射するアンテナ構造を形成する。アンテナ構造は放射モノポールアンテナであってもよく、それは円筒、ボール、堅いワイヤ、または受信されたマイクロ波周波数エネルギーから外側に(すなわちプローブから離れて)電場を放射可能ならせんまたは回転アンテナの形態をとってもよい。よって、第1の構成で装置はR Fエネルギーおよびマイクロ波エネルギーのうちの1つまたは両方を使用してもよく、一方で第2の構成で、装置は主としてマイクロ波エネルギーを使用する。どちらかの構成で、プラズマまたはマイクロ波エネルギーの送達を、組織切除に適切な波形を有するR Fフィールドの送達とともに散らばらせてよい。プラズマを当てるのに使用されるR Fエネルギーの波形は高振幅のパルスであってもよく、一方で組織切除の波形は低振幅を有する持続波を含んでもよい。

30

## 【0013】

非イオン化マイクロ波フィールドを、例えばガスなしに単にマイクロ波エネルギーの供給によって、第1および第2の電極の相対的な移動なしに生成することが可能であってもよい。しかし、第2の電極が第1の電極から後ろに設定される、すなわち第1の電極が伸縮自在ループ内に少し突出する場合、ループに囲まれた領域内により統一したフィールド効果を生むことが可能である。

## 【0014】

40

伸縮自在ループを絶縁性物質で形成してもよく、それにより、それは装置の残りの部分と電気的に相互作用しない。しかし、伸縮自在ループが導電性素材で製造され、第1の電極に接続されれば、第2の構成の有効性を増強可能である。これを達成するため、スネアは、同軸ケーブルの遠位端部においてスネア基部を備えてもよく、スネア基部は一対の送達路を有し、それぞれの送達路は伸縮自在ループを形成する導電性物質の長さを受け入れ、第2の構成で、第1の電極が、マイクロ波放射モノポールアンテナとしてはたらくよう伸縮自在ループに囲まれた領域内へ突出する遠位部分、および対の送達路に沿ってスネア基部を通って伸びる近位部分を備える。よって伸縮自在ループを近位部分からのエネルギーと接続し、それをループに囲まれた領域内に放射してもよい。

## 【0015】

またこの構成で、第1の電極および第2の電極または伸縮自在ループを形成する導電性素材の長さは、同軸ケーブルにより伝送されるR F信号の活性電極およびリターン電極を形成する。例えば、マイクロ波モノポールアンテナおよび伸縮自在ループは、同軸ケーブ

50

ルにより伝送される R F 信号の活性電極およびリターン電極を形成してもよい。マイクロ波モノポールアンテナが第 2 の電極の遠位端部または伸縮自在ループの近位部分のどちらかに密に近接（例えば約 0 . 5 mm）するとき、優先的伝導パスがプローブの遠位端部で形成してもよい。これは、この装置がプローブの遠位端部において切除機能を示すことを可能にしうる。この機能は特に、伸縮自在ループ内に保持された組織の最後のタグを取り除くのに有用でありうる。

#### 【 0 0 1 6 】

第 1 の構成で、R F またはマイクロ波エネルギーを用いてプラズマを当ててもよい。プラズマが当てられた後にそれを維持するよう、マイクロ波エネルギーを使用してもよい。この構成は、電場がケーブルの静電容量および組織変形に起因する負荷により崩壊しうる従来の電気外科システムで使用される R F プラズマを上回る利点を提供しうる。

10

#### 【 0 0 1 7 】

マイクロ波ソースにより生成されたマイクロ波エネルギーのプラズマへの効率的な変換を可能にするよう、プラズマのインピーダンスは、マイクロ波エネルギー周波数の周波数においてアプリケータ（およびエネルギー送達システム）のインピーダンスに合致することが望ましい。マイクロ波エネルギーが使用される場合、プラズマが組織により示される負荷に合致するのを確実にするよう、アプリケータおよび / または発生器を（静的または動的に）調整してもよい。マイクロ波周波数で、ケーブルは分配成分送信線を形成し、そこでマイクロ波発生器のソースインピーダンス、ケーブル（送信線）の特性インピーダンス、アプリケータ構造自身のインピーダンス、および組織のインピーダンスによりアプリケータとエネルギーソース間のインピーダンスマッチが判断される。ケーブルの特性インピーダンスがソースの出力インピーダンスと同一であれば、それから全てのマイクロ波電力がアプリケータ内へ供給され、ケーブルに起因する減衰（誘電体および導線損失）はより少ない。アプリケータおよび組織のインピーダンスがケーブルの特性インピーダンスと同一であれば、それからソースで可能な最大電力がプラズマ / 組織負荷に変換される。アプリケータとプラズマ / 組織負荷間で最良のインピーダンスマッチを維持するため、後述するようにアプリケータ構造を調整してもよい。発生器において、または第 1 のケーブルの遠位端部と第 2 の（器具）ケーブルの近位端部の間のインタフェースにおいても調整してもよい。これらの調整は、静電容量および / またはマッチさせるネットワークのインダクタンスの変更、すなわちスタブチューニングの形態であってもよい。

20

#### 【 0 0 1 8 】

ガスは、アルゴン、または例えば二酸化炭素、ヘリウム、窒素、空気これらのガスのうちいずれか 1 つの混合、すなわち 1 0 % の空気 / 9 0 % のヘリウムといったあらゆる他の適切なガスであってもよい。プラズマを当てるための高電場を、プローブ先端部における R F E M エネルギーまたはマイクロ波 E M エネルギーのどちらかの高インピーダンス状態を生じることにより起こしてもよい。これは、第 1 および第 2 の電極の適切な幾何学構造の選択を通して達成可能である。例えば第 1 の構成で、石英または他の同様に低損失素材のような絶縁用誘電物質の小片を、第 1 および第 2 の電極の間に設置してもよい。これは絶縁用誘電物質内の電場を減少させ、絶縁用誘電物質のそばのガスで満たされた隙間内の電場の結果として生じる増加を起因する。第 1 の構成で、第 2 の電極を、第 1 の導線を越えて（例えばより遠位に）伸び、非イオン化照射が放射されないことを確実にするよう構成してもよい。

30

#### 【 0 0 1 9 】

望ましい実施形態で、スネアは R F およびマイクロ波 E M エネルギーの両方を受信可能である。R F E M エネルギーはプラズマを当てるためであってもよく、高電圧パルスとして受信されてもよい。マイクロ波 E M エネルギーは、プラズマを維持する、すなわちイオン化状態の維持のためプラズマ内に電力を供給するためのものである。これをまた、パルスとして受信してもよい。プラズマを、プラズマの準連続ビームを生ずる方法で繰り返し当ててもよい。R F E M エネルギーのみを使用する従来の A P C 装置を上回るこの構成の利点は、容量負荷、または乾燥から湿った環境へ変化することによってプラズマが崩

40

50

壊しないことである。また器具の二重構成性は、それを深い凝固に適切な状態に切り替えることを可能にし、その場合第2の電極（および絶縁用誘電物質）が、後述するように第1の電極がマイクロ波放射モノポールアンテナ構造としてはたらくように露出される距離へ後退される。

#### 【0020】

従来のRFプラズマ装置で、ケーブル静電容量および高電圧は、プラズマを維持するのに高RF駆動電流を求める。例えば、よく知られる等式

#### 【数1】

$$I = C \frac{dV}{dt}$$

10

を400kHzにおける1/4周期に適用し、式中dtは(2.5/4)μs=625nsである。ケーブルの静電容量が300pFで必要とされるピーク電圧が400Vである場合、 $I = 300 \times 400 / 625 = 0.192 A$ であり、比較的高い。マイクロ波信号は例えば約20Vといった非常に低い電圧を有し、従ってこの欠点を解消する。

#### 【0021】

例えばマイクロ波共振器またはインピーダンス変圧器、すなわち作動の周波数で1/4波長（またはその奇数倍）の長さの高インピーダンス送信線を用いてプラズマを当てるために低電圧を高電圧に変換する1/4波長変圧器を用いることによって、マイクロ波周波数エネルギーを用いてプラズマを当てることもまた可能でありうる。プラズマが当たられてプラズマの維持が必要とされると、この高インピーダンス線を、プラズマを当てるためにスイッチオン、およびスイッチオフ（すなわち低インピーダンス線に戻る）してもよい。2つの状態間を切り替えるのに電力ピンまたはバラクタダイオードの使用が望ましいかもしれないが、同軸または導波路スイッチが使用可能でありうる。

20

#### 【0022】

細長いプローブは、同軸ケーブルを囲むスリーブを備えてもよい。スリーブは同軸ケーブルを保護するようはたらいてもよいが、例えばスリーブの内側表面と同軸ケーブルの外側表面の間の空間のようなガス通路もまた形成してもよい。ガス通路は、ガス源（例えば加圧ガス缶など）に接合するスリーブの近位端部に設置された流入ポートを有してもよい。

30

#### 【0023】

スリーブはさらに、第1の電極と第2の電極の間の相対的な移動を起こす手段であってもよい。第1の電極と第2の電極の間の相対的な移動を、外側導線が金属であるマイクロ波同軸ケーブルの上方に、導電性（例えば金属）カテーテルを摺動することにより達成してもよい。この構成で、カテーテルの内表面（または同軸ケーブルの上方を摺動するチューブ）は、同軸ケーブルの外側導線との電気接触をよくしなければならない。これは、第2の電極または同軸ケーブルの外側電極に対して摺動可能なガス浸透性導電性構造を提供し、ガスがそれを通って流れるのを可能にすることによって達成しうる。ガス浸透性導電性構造は、導電性メッシュ、放射状に伸びる導電性ワイヤまたはスプリングのケージ、および複数の円周状に離間された放射状に突出するくぼみのうちいずれの1つであってもよい。よってガス浸透性導電性構造は、複数の（例えば4つ以上）円周の接点を提供してもよく、またはマイクロ波信号のために優れた電気接触がなされるのを確実にするよう、点接触が必要である。この解決法は、十分なガスが流れるのを可能にするためマイクロ波エネルギーを伝搬する適切な環境を生成する十分な接続点を有することと、外側カテーテルが比較的容易に同軸ケーブルの上方を移動することを可能にすることとの間のバランスを提供しうる。

40

#### 【0024】

1つの実施形態では、第2の電極がスリーブの遠位端部に据え付けまたは形成されてもよく、スリーブが同軸ケーブルに対して伸縮自在であってもよい。言い換えれば、プローブの先端部で第1の電極を露出するようスリーブを引き戻すことが可能であってもよい。

50

スリーブは、同軸ケーブルと同軸であってもよい。よって第1の構成で、第1および第2の電極は互いに同軸であってもよい。第2の電極は、スリーブの遠位端部上の導電性素材の環状バンドであってもよい。前述の誘電素材は、環状バンドの内方向へスリーブ上に据え付けられた石英の環であってもよい。代わりにまたは加えて、誘電素材は、後述するように内側電極の一部であってもよい。

#### 【0025】

後退するスリーブは、2つ以上の伸縮区画を備えてもよい。伸縮区画は、ガスが漏出するのを防ぐように、それらの間に流体密閉を有してもよい。摺動可能な外側スリーブを、機械的または電気機械的システム、すなわち機械的スライダ、リニアモータまたはステッパモータ構成を用いて後退または伸長してもよい。後述するように、同軸ケーブルの外側導線に対する外側スリーブの位置を、反射電力または前方および反射電力測定値、すなわち発生器内またはプローブ内で検出器を用いた反射率計またはVSWRブリッジ測定値を用いて作成された反射減衰量またはインピーダンスマッチ／ミスマッチ測定値により決定してもよい。10

#### 【0026】

第1の電極は、同軸ケーブルからRFおよび／またはマイクロ波EMエネルギーを受信するよう接続されたマイクロ波放射モノポールアンテナ構造であってもよい。同軸ケーブルの外側導線を、アンテナに不均衡な送達を形成するよう接地してもよく、または均衡な、すなわち両方の導線の電圧が上下する送達を形成するよう浮いていてもよい。望ましくは第1の電極は、受信されるマイクロ波EM照射に対応してマイクロ波フィールドを放射するマイクロ波アンテナとしてはたらくような形状である。例えば放射モノポール構造が、外側導線を越えて突出し、誘電素材のシリンドラを通って伸び、その半球状の遠位端部において突出する同軸ケーブルの内側導線の長さを囲む半球状の遠位端部を有する誘電素材のシリンドラを備えてもよい。例えばボール状または平坦な端部といった、他の遠位端部の形状が可能である。シリンドラを、低損失セラミック素材で製造してもよい。誘電シリンドラの存在は、例えば反射電力量を減少させることにより、組織内へのエネルギー送達を向上しうる。シリンドラの半球状の遠位端部から突出する内側導線の長さの端部は、より均一の放射を提供するよう例えば半球状に仕上げられた円形であってもよい。20

#### 【0027】

プローブを腹腔鏡下で使用してもよく、例えば内視鏡、胃内視鏡、気管支鏡などの器具路を通るといった、検査鏡装置を通って挿入可能な寸法またはであってもよい。例えば同軸ケーブルは、2.5mm以下、望ましくは2.2mm以下の直径を有してもよい。スリーブは2.6mm未満、望ましくは2.5mm未満の外径を有してもよい。より大きい腹腔鏡器具については、外径は3mm以上であってもよく、より大きい直径の同軸ケーブルを使用してもよい。30

#### 【0028】

伸縮自在ループを、任意の適切なワイヤ状の素材、例えばニチノール、ナイロン、金属ワイヤなどから製造してもよい。望ましくは素材は、後退させられた構成から解放されるとそれが自動的にループ構成を採用するように、形状保持特性を有する。よって伸縮自在ループは、同軸ケーブルの遠位端部を越えて伸びるワイヤを備えてもよく、ワイヤは同軸ケーブルの遠位端部に位置する2つの端部の間で自然にループ形状を採用するよう構成される。伸縮自在ループは、2つの端部の間でワイヤの長さを変更するよう調整可能であってもよい。40

#### 【0029】

伸縮自在ループは、スネア基部に対して、例えば同軸ケーブルを囲むスリーブ内に形成された格納路内および外へ移動可能であってもよい。望ましくは伸縮自在ループは、同軸ケーブルに対して移動可能である。しかし、伸縮自在ループは同軸ケーブルに対して固定されてもよく、ループの上方へ同軸ケーブルに対しチューブ状カバーを移動することにより後退を実行してもよい。

#### 【0030】

50

プルワイヤを伸縮自在ループに接合、または一体構造であってもよい。プルワイヤは同軸ケーブルの近位端部へ伸び、操作者がスネアを配置するのを可能にしてもよい。プルワイヤを、装置の近位端部においてスライダメカニズム（例えば手動スライダメカニズム）に接合してもよい。プルワイヤを、スリーブ内の通路を通して近位端部から遠位端部へ送つてもよい。近位端部におけるスライダの移動の長さとループの開閉（またはそれがカテーテルまたはチューブの端部を出ると直径の変化）の間の移行が一致するのが望ましい。プルワイヤ（または複数のプルワイヤ）のガイドとしてはたらくよう、薄い潤滑性のチューブを同軸ケーブルの外側被覆に取り付け（例えば接着）してもよい。代わりに、ガイドチューブを同軸ケーブルに取り付けるのに、非常に薄壁の熱収縮チューブを使用可能である。ガイドチューブは望ましくは、同軸ケーブルの軸に沿って直線状に走る。

10

#### 【0031】

プルワイヤ（または複数のプルワイヤ）および同軸ケーブルについて分離した通路または空間を提供するよう、構造内へ複数内腔のチューブを挿入してもよい。代わりに、プルワイヤが同軸ケーブル周辺でねじれるようになるのを防ぐようにプルワイヤを包含するよう、1つのチューブを同軸ケーブルの外側導線に取り付けてもよい。

#### 【0032】

ループの方向を、スリーブ内の通路の方向に関連付けてもよい。よって、ループの平面をスリーブを回転することにより調整可能であってもよい。望ましくは、スリーブはトルク伝達が可能な編組ケーブルである。スリーブを回転するハンドルを、近位端部で例えば締め付けてそれに据え付けてもよい。

20

#### 【0033】

本発明をまた、第1の周波数を有するRF電磁（EM）照射を生成するラジオ波（RF）信号発生器と、第1の周波数より高い第2の周波数を有するマイクロ波EM照射を生成するマイクロ波信号発生器と、RF EM照射およびマイクロ波EM照射を受信するよう接続された前述の外科用スネアと、細長いプローブをRF信号発生器に接続するRFチャネル、および細長いプローブをマイクロ波信号発生器に接続するマイクロ波チャネルを備える、RF EM照射およびマイクロ波EM照射をプローブに伝送する送達構造と、外科用スネアにガスを供給するよう接合されたガス供給部と、を備え、機器はその伸縮自在ループに囲まれた領域内に熱プラズマまたは非熱プラズマを供給するよう作動可能である、電気手術機器として表現してもよい。

30

#### 【0034】

第1の電極および第2の電極が第2の構成へ互いにに対して移動可能であってもよく、第2の構成でプローブ先端部から外側にマイクロ波EMフィールドを放出する放射構造を形成するよう、第1の電極が第2の電極を越えて遠位に伸長し、機器が、第1の電極および第2の電極へのガス供給なしにそれらが第2の構成にあるとき、プローブ先端部から外側に非イオン化電場を放出するよう作動可能である。

#### 【0035】

機器は、プラズマを当てるため流路にわたり高電場を生成するように、RF EM放射のパルス（または複数のパルス）がプローブに供給される状態を起こすよう構成された打ち込み信号生成回路を備えてもよく、打ち込み信号生成回路は、RF EM放射のパルスの生成を誘発するよう、マイクロ波チャネル上のマイクロ波EM放射のパルスの検出可能な特性を使用するよう構成された制御回路を含む。よってRF EM照射はプラズマを当てるのに使用され、一方でマイクロ波EM照射はプラズマを維持するのに使用される。前述のように、RF打ち込みパルスの送達をマイクロ波EM照射パルスと連動することにより、機器はより大きな確実性でプラズマを当てることが可能である。

40

#### 【0036】

機器はさらに、マイクロ波チャネル上の前方および反射電力をサンプリングし、それからプローブにより供給されたマイクロ波電力を示すマイクロ波検出信号を生成するマイクロ波信号検出器と、マイクロ波検出信号を受信するようマイクロ波信号検出器と通信するコントローラと、を備えてもよく、コントローラはマイクロ波EMエネルギーのエネルギー

50

一送達特性を選択するよう作動可能であり、マイクロ波EMエネルギーのエネルギー送達特性は組織の凝固に関するものであり、コントローラはマイクロ波信号発生器に対するマイクロ波制御信号を出力するようプログラムされたデジタルマイクロプロセッサを備え、マイクロ波制御信号はマイクロ波EM放射のエネルギー送達特性を設定するものであり、コントローラは受信されたマイクロ波検出信号に基きマイクロ波制御信号の状態を判断するよう構成される。構成を反射マイクロ波信号の測定に使用してもよく、それによってマイクロ波検出信号はプラズマが当たられたかどうかを表現する。プラズマ送達の間最良のインピーダンスマッチが維持されるのを確実にするよう、信号検出器をまた、前方および反射マイクロ波EM照射を継続的に監視するよう構成してもよい。マイクロ波信号検出器は、前方および反射信号検出器（例えばマイクロ波チャネル上の方向性電力結合器）を備えてよい。検出器を、信号強度のみを検出するよう構成してもよく、例えばそれらはダイオード検出器であってもよい。代わりに、検出器を強度および相を検出するよう構成してもよく、例えばそれらはヘテロダイン検出器であってもよい。よってマイクロ波検出信号は、反射減衰量またはインピーダンスマッチ情報を表現しうる。電気手術器具の第1および第2の電極の相対的な位置は、表面凝固モード（つまりプラズマが生成されている）のコントローラにより、設定された反射減衰量閾値、すなわち8dB、10dBまたは12dBに達するまで調整可能であってもよい。

#### 【0037】

コントローラは、RF EMエネルギーのエネルギー送達特性を選択するのと同様の方法で作動可能であってもよい。RF EMエネルギーの利用可能な特性は、プラズマを当てるよう流路にわたり高電場を生成する打ち込みパルス、および生体組織を切除する連続波形を含んでもよい。連続波形は、打ち込みパルスより1つまたは複数桁大きさが低い振幅を有してもよい。

#### 【0038】

機器は、第1の電極と第2の電極の間の相対的な移動を起こす移動メカニズムを有してもよく、ここでコントローラは、受信されたマイクロ波検出信号に基き制御信号を移動メカニズムに通信するよう構成される。移動メカニズムを機械的に制御してもよく、また例えば機器の操作者により手動で制御してもよい。移動メカニズムは、アクチュエータ、例えば機器の遠位端部に設置されたレバーまたはプルアーム、例えば手で移動する摺動または回転メカニズムを備えてよい。

#### 【0039】

しかし本明細書で、第1および第2の電極の相対的な移動（すなわち第1および第2の構成の設定）を自動化された方法、例えば電気機械的メカニズムを用いて制御することもまた考えられる。例えば1つの実施形態では、治療部位における血流速度によって自動的にスリープを移動しガス供給を作動するよう構成される構成コントローラがあってもよい。この機能を、大量出血を目的にかなった方法で処置し、健康な組織の加熱の深さが限定されるのを確実にするのに使用してもよい。

#### 【0040】

さらにコントローラを、プラズマ内へのインピーダンスマッチを制御する手段として移動メカニズムを自動的に作動するよう構成してもよい。マイクロ波チャネル上の反射および前方電力測定値を、反射減衰量測定値またはインピーダンスマッチに基き手の移動または電気機械的アクチュエータ（PZTアクチュエータ、磁歪アクチュエータ、ステッパモータ、リニアモータ）を用いて、内側同軸ケーブル（または同軸ケーブルに取り付けられた内側電極）に対する外側カテーテルの位置の制御に使用してもよい。ABCまたは表面凝固実行中の深いまたは大量の出血の発生はプラズマが消えることを起こしかねず、それが次に反射減衰量の測定値の変化、すなわち10dB（優れたマッチ）から2dB（劣ったマッチ）へつながるであろう。本発明で、外側スリープを自動的に移動して戻し、マイクロ波アンテナが配置され、イオン化ガス（プラズマ）の代わりに非イオン化マイクロ波エネルギーが血液または血管内につながり、より深い凝固を起こし大量出血者を処置するのを可能にしてもよい。

10

20

30

40

50

## 【0041】

構成コントローラは、第1および第2の電極を互いに對して移動するようスリープまたは同軸ケーブルに接続されたステッパモータまたはリニアモータを有してもよい。第1の電極の移動は、インピーダンスマッチまたは反射減衰量測定値の代わりに、または一緒に流速測定値に基いてもよい。この場合では、作動モードは、血流速度の増加に基き表面凝固（ABC）モードから深い凝固を生じる深凝固モード（非イオン化マイクロ波放射を供給する延長モノポールアンテナ）に自動的に変更される。

## 【0042】

構成コントローラをガス供給制御バルブに接続して、例えば器具が第2の構成へ移動するとき供給を切り、器具が第1の構成へ移動するときそれを入れてもよい。バルブは例えばスリープと同軸ケーブルの間で統合された器具の部分であってもよく、またはそれを器具の外側、例えばガス供給部内に設置してもよい。

10

## 【0043】

また前述のマイクロ波信号検出器と組み合わせて、構成コントローラを、反射マイクロ波信号を最小化するよう、マイクロ波検出信号に基き、プラズマが存在するとき第1の構成のスリープの位置を制御するよう構成してもよい。言い換えれば、構成コントローラは、プラズマの効率的送達を容易にするよう、第1の構成のスリープの位置を細かく調整するフィードバック構成を備える。

## 【0044】

器具を第1の構成のとき熱プラズマを生成するよう構成してもよいが、殺菌のため非熱プラズマを生成するよう構成してもよい。3mmから5mmの間の直径、すなわち同軸構造内の外側導線の内径が3mmから5mmの間の直径を有するプラズマ生成領域を有する同軸アプリケータ構造、および0.25mmから1mmの間の厚さの壁を有し、内側にしつかり適合する石英チューブとともに、内側導線の外径が0.75mmから4mmである（石英チューブの内側導線と内側壁の領域内にガスが流れる空間を可能にする場合、40%未満、例えば28%の負荷サイクル40%で発生器をパルスモードで作動することにより、消毒または殺菌に適切な非熱プラズマを生成可能である。1つの実施形態では、1つのマイクロ波パルス内のrms電力は50Wで、パルスオンタイムは全時間140msのうち40ms、すなわちプラズマに供給される平均電力は2.45GHzで14.28Wである。この構成でRF打ち込みパルスが使用されるとき、RF打ち込みパルスの持続時間は約1msであり、正弦波振動の周波数は100kHzであった。振幅は約1kVピーク（707Vrms）であった。RF電力は、マイクロ波電力の10%未満であった。RFパルスはマイクロ波バーストまたはパルスと同期され、マイクロ波バーストまたはパルスの立ち上がりエッジで誘発された。）、20

30

## 【0045】

熱プラズマを生成するよう、負荷サイクルを例えば50%に増加してもよく、またはこの特定のアプリケータ幾何学構造に対し、持続波（CW）および/またはrms電力レベルを例えば75Wまたは100Wに増加してもよい（幾何学構造が減少または増加すれば、従ってマイクロ波電力およびRF打ち込みパルスの振幅は調整される）。RF対マイクロ波電力の比率は、例えば熱および熱プラズマについて10%未満に一定を保つのが望ましい。

40

## 【0046】

器具の遠位端部の殺菌を実行する能力を有することは、検査鏡の器具チャネルの消毒の目的に特に好都合である。言い換えれば、器具が検査鏡（例えば内視鏡など）から後退されるとき、器具の内表面を処理するよう、非熱プラズマが放出する。この処理には非熱プラズマが望ましいが、非イオン化マイクロ波RF照射のみの供給によっても、すなわちガスなしで殺菌を達成可能であってもよい。

## 【0047】

非熱プラズマの殺菌機能を、治療前または後に身体の空洞を殺菌するのにも使用してもよい。装置が器具、例えば内視鏡または胃内視鏡を洗浄または殺菌するのに使用される場

50

合、非熱プラズマおよび非イオン化マイクロ波照射の組み合わせを生じるよう、装置を構成してもよい。装置がNOTES処置に使用される場合、または身体組織の表面凝固、殺菌および大血管または出血者の深い凝固を実行するのが可能であることが好都合である場合、非熱プラズマ、熱プラズマおよび非イオン化マイクロ波照射を生じるよう、装置を構成してもよい。

#### 【0048】

本明細書で、ラジオ波(RF)は10kHzから300MHzの範囲の安定した固定周波数を意味して、マイクロ波周波数は300MHzから100GHzの範囲の安定した固定周波数を意味しうる。RFエネルギーはエネルギーが神経刺激を起こすのを防ぐのに十分高く、エネルギーが組織プランチングまたは組織構造への不必要的熱の差または損傷を起こすのを防ぐのに十分低い周波数を有するべきである。RFエネルギーに望ましいスポット周波数は、100kHz、250kHz、400kHz、500kHz、1MHz、5MHzのいずれか1つまたは複数を含む。マイクロ波エネルギーに望ましいスポット周波数は、915MHz、2.45GHz、5.8GHz、14.5GHz、24GHzを含む。

10

#### 【0049】

本発明の実施形態を、以下の添付の図を参照して後述する。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0050】

【図1】本発明との使用に適切な公知の電力供給システムである。

20

【図2】本発明の実施形態である電気手術器具の概略図である。

【図3】本発明の実施形態である電気手術器具の概略横断面図である。

【図4A】他の本発明の実施形態である第1の構成の電気手術機器の概略横断面図である。

【図4B】第2の構成の図4Aの電気手術機器の概略横断面図である。

#### 【発明を実施するための形態】

#### 【0051】

図1は、本発明の使用に適切な、第WO2012/076844号に開示された電力供給システム100の概略図を示す。

#### 【0052】

30

システム100はRF構成102およびマイクロ波構成104を備え、それらがRFチャネルおよびマイクロ波チャネルの部分をそれぞれ形成する。

#### 【0053】

RF構成102は、後述のようにプラズマを当てるのに適切な電力レベルでRF周波数電磁信号を生成および制御する構成要素を含む。この実施形態では、それはRF発振器1001、電力コントローラ1002、(ここではドライバ増幅器1003および電力増幅器1004を持つ)増幅器ユニット、変圧器1005およびRF信号検出器1006を有する。

#### 【0054】

マイクロ波構成104は、生体組織を治療するのに適切な電力レベルでマイクロ波周波数電磁信号を生成および制御する構成要素を含む。この実施形態では、それは位相ロック発振器1007、信号増幅器1008、調整可能信号減衰器(例えばアナログまたはデジタルピンダイオードベースの減衰器)1009、(ここではドライバ増幅器1010および電力増幅器1011を持つ)増幅器ユニット、前方パワーカプラ1012、サーキュレータ1013、および反射パワーカプラ1014を有する。サーキュレータ1013は、反射信号から前方信号を分離し、カプラ1012、1014において示される望まれない信号構成要素を減少させ、すなわちそれはカプラの指向性を増加する。サーキュレータはまた、高電力出力環境のトランジスタ、例えば電力GANまたはGaNトランジスタを保護する。1から3、2から1および3から2間のポート間の分離は、できる限り高いように、すなわち15dBより大きいのが望ましく、20dBより大きいのがより望ましい

40

50

。

#### 【 0 0 5 5 】

R F 構成 1 0 2 およびマイクロ波構成 1 0 4 はコントローラ 1 0 6 と通信し、コントローラ 1 0 6 は信号処理および一般的なインターフェース回路 1 0 8、マイクロコントローラ 1 1 0、およびウォッチドッグ 1 0 1 5 を備えてもよい。ウォッチドッグ 1 0 1 5 は、出力または治療時間がユーザが求めるより多いので、システムがその意図される仕様を実行しない可能性がある、すなわちシステムが誤ったエネルギー投与量を患者の組織に供給する結果になりかねない、可能性があるエラー状態の範囲を監視してもよい。ウォッチドッグ 1 0 1 5 は、マイクロコントローラ 1 1 0 から独立しマイクロコントローラが正しく機能するのを確実にするマイクロプロセッサを備える。ウォッチドッグ 1 0 1 5 は例えば、  
10 DC 電源からの電圧レベル、またはマイクロコントローラ 1 1 0 により決定されるパルスのタイミングを監視してもよい。コントローラ 1 0 6 は、R F 構成 1 0 2 およびマイクロ波構成 1 0 4 内の構成要素に制御信号を通信するよう構成される。この実施形態では、マイクロプロセッサ 1 1 0 は、電力コントローラ 1 0 0 2 および調整可能信号減衰器 1 0 0 9 のそれぞれに対し R F 制御信号  $C_{RF}$  およびマイクロ波制御信号  $C_M$  を出力するようプログラムされる。これらの制御信号は、R F 構成 1 0 2 およびマイクロ波構成 1 0 4 のそれぞれからの R F E M 照射およびマイクロ波 E M 照射出力のエネルギー送達特性の設定に使用される。特に、電力コントローラ 1 0 0 2 および調整可能信号減衰器 1 0 0 9 は、出力照射の電力レベルを制御可能である。また、電力コントローラ 1 0 0 2 および調整可能信号減衰器 1 0 0 9 は、出力照射の波形（例えばパルス幅、負荷サイクル、および振幅など）を設定可能なスイッチング回路を有してもよい。  
20

#### 【 0 0 5 6 】

マイクロプロセッサ 1 1 0 は、R F 信号検出器 1 0 0 6 および前方および反射パワーカプラ 1 0 1 2、1 0 1 4 からの信号情報に基き、R F 制御信号  $C_{RF}$  およびマイクロ波制御信号  $C_M$  を出力するようプログラムされる。R F 信号検出器 1 0 0 6 は、R F チャネル上の R F E M 照射の電圧および電流（および任意選択的に電圧と電流の間の位相）を示す信号または複数の信号  $S_{RF}$  を出力する。この実施形態では、R F およびマイクロ波発生器は位相情報の測定結果のみによって制御されてもよく、位相情報は R F チャネル（サンプリングされた電流および電圧情報から）またはマイクロ波チャネル（サンプリングされた前方および反射電力情報から）のどちらかから得ることが可能である。前方パワーカプラ 1 0 1 2 は前方電力レベルを示す信号  $S_{M1}$  を出力し、反射パワーカプラ 1 0 1 4 は反射電力レベルを示す信号  $S_{M2}$  を出力する。R F 信号検出器 1 0 0 6 および前方および反射パワーカプラ 1 0 1 2、1 0 1 4 からの信号  $S_{RF}$ 、 $S_{M1}$ 、 $S_{M2}$  は、信号処理および一般的なインターフェース回路 1 0 8 へ通信され、そこでそれらはマイクロプロセッサ 1 1 0 を通過するのに適切な形態に適応される。  
30

#### 【 0 0 5 7 】

例えばタッチスクリーンパネル、キーボード、LED / LCD ディスプレイ、メンブランキーパッド、フットスイッチといったユーザ・インターフェース 1 1 2 は、コントローラ 1 0 6 と通信して、ユーザ（例えば外科医）に治療についての情報を提供し、治療の種々の局面（例えば患者へのエネルギー供給量またはエネルギー供給特性）が手動で選択され、または適切なユーザコマンドにより制御されることを可能にする。機器を従来の従来のフットスイッチ 1 0 1 6 を用いて作動してもよく、それもまたコントローラ 1 0 6 に接続される。  
40

#### 【 0 0 5 8 】

R F 構成 1 0 2 およびマイクロ波構成 1 0 4 のそれぞれにより生成された R F およびマイクロ波信号は信号コンバイナ 1 1 4 に入力され、それが R F およびマイクロ波 E M 照射を別々にまたは同時にケーブル構体 1 1 6 に沿ってプローブ 1 1 8 へ伝送する。この実施形態では、信号コンバイナ 1 1 4 は、マイクロ波および R F 周波数でのエネルギーがケーブル構体 1 1 6（例えば同軸ケーブル）に沿ってプローブ（またはアプリケータ） 1 1 8 へ伝送するのを可能にするデュプレクサ - ダイプレクサユニットを備え、プローブからそ  
50

れが検査鏡の器具チャネルの中、例えば内視鏡または他の表面内へ、患者の生体組織内へ供給（例えば照射）される。

#### 【0059】

信号コンバイナ114はまた、プローブ118からケーブル構体116に沿って戻る反射エネルギーを、マイクロ波およびRF構成102、104に渡し、例えばその中にある検出器によって検出されることを可能にする。後述するように、反射RF信号のみがRF構成102に入り反射マイクロ波信号のみがマイクロ波構成104に入るように、機器は、RFチャネル上に低域通過フィルタ146、およびマイクロ波チャネル上に高域通過フィルタ166を有してもよい。

#### 【0060】

最後に、機器は、外部のソース1018（例えば主電源）から電力を受け、それを機器内の構成要素のためにDC電源信号V<sub>1</sub>～V<sub>6</sub>に変換する電源ユニット1017を有する。よって、ユーザ・インターフェースは電力信号V<sub>1</sub>を受信し、マイクロプロセッサ110は電力信号V<sub>3</sub>を受信し、RF構成102は電力信号V<sub>3</sub>を受信し、マイクロ波構成は電力信号V<sub>4</sub>を受信し、信号処理および一般的なインターフェース回路108は電力信号V<sub>5</sub>を受信し、ウォッチドッグ1015は電力信号V<sub>6</sub>を受信する。

#### 【0061】

図2は、本発明の実施形態である電気手術機器200の概略図を示す。機器200は、その遠位端部からプラズマまたは非イオン化電磁（EM）照射を供給可能な電気外科器具202を備える。器具202の構造の例は後述する。

#### 【0062】

器具202は電力供給システムに接続され、それは図1を参照して記載したものであつてもよい。しかし図2の実施形態で、電力供給システムは、送達構造208を介して器具202の近位端部に電力を供給するよう接続されたラジオ波（RF）照射ソース204およびマイクロ波照射ソース206を備える。送達構造208は、前述したような信号コンバイナユニット210を有してもよい。RFソース204およびマイクロ波ソース206を、コントローラ（図示せず）からの制御信号C<sub>RF</sub>およびC<sub>M</sub>に基きRF信号およびマイクロ波信号をそれぞれ出力するよう構成してもよい。

#### 【0063】

器具202はまた、供給線212を介して例えば加圧ガスソース214からガスを受けるよう接合される。供給線212上の制御バルブ216を、例えばコントローラからの制御信号C<sub>g</sub>に基き、器具202が受けるガスの流れを制御するよう構成可能である。プラズマが生成可能である前にプラズマ形成領域内にガスが存在する必要があるので、RFおよび/またはマイクロ波エネルギーソースが始動されるときにガスが存在するのを確実にするよう、前記エネルギーソースを始動する前に、ガス制御バルブおよび/または流量調整器を始動するのが望ましいかもしれない。プラズマ形成領域内にガスセンサを有し、このセンサからの信号がガス流量バルブを制御するのに使用されるのが望ましいかもしれない。このシステムはまた、ガス利用の制御を補助し、患者がアルゴン（または他の）ガスでいっぱいになることを防ぐ。

#### 【0064】

RFおよびマイクロ波測定情報をまたガスコントローラの制御に使用してもよく、すなわち発生器内の電圧/電流および/または前方/反射電力監視回路を用いてRFおよび/またはマイクロ波電力を検出不可能なとき、ガス制御バルブを閉じてもよい。ガス供給の遮断前に、一定期間、すなわち20msまたは200ms待機するのが望ましいかもしれない。この構成は、安全機能およびガス使用量を制御する手段としてはたらく。

#### 【0065】

ワイヤのループ218が器具202の遠位端部に据え付けられ、外科用スネアを形成する。ループ218は、器具にその近位端部で据え付けられたスライダ220の操作を通して伸縮自在である。器具202は、同軸ケーブルおよびガスをその近位端部から遠位端部へ運ぶ外側スリーブ221を備えてもよい。スライダ220は、外側スリーブ221を通

10

20

30

40

50

つて伸びる1つまたは複数のプルワイヤまたはプッシュロッドを介してループ218に連結される。

#### 【0066】

図3は、本発明による電気外科器具300の第1の実施形態を示す。器具300は、チューブ状スリープ318により囲まれた中央同軸ケーブル302でできた細長いプローブを備える。同軸ケーブル302の近位端部(図3の左側に示される)は、RFおよびマイクロ波信号を供給した送達構造に接続するようになされた適切なコネクタ306において終了する。同軸ケーブル302は、器具の遠位端部(図3の右側)へRFおよびマイクロ波信号を伝送する。

#### 【0067】

同軸ケーブル302の遠位端部は、ショートまたは破壊が起こるのを防ぐよう、同軸ケーブルの本体と円筒状のキャップの間に位置するガラス玉またはセラミックディスクのような絶縁構成要素308において終了する。代わりに、マイクロ波ケーブル内の誘電体を、同軸ケーブルの外側導線を越えて例えば0.1mmから0.2mm延長してもよい。同軸ケーブルの外側導線310は絶縁構成要素308で止まるが、内側導線312は絶縁構成要素308を通って続き、深い凝固に最良のインピーダンスマッチを与えるよう、断熱構成要素308上に(シミュレーションを用いて)選択された長さで突出する。突出する長さは、円筒状セラミック(または他の適切な誘電体または磁気物質)キャップ314によって囲まれ、それはドーム316、例えば半球内のその遠位端部において終了する。内側導線312は、ドーム316からわずかに突出する。内側導線312および円筒状キャップは、機器の第1の電極として機能する。

#### 【0068】

スリープ318は同軸ケーブル302を囲み、同軸ケーブル302の外表面とスリープ318の内表面の間に環状の空間320を形成する。スリープ内に同軸ケーブル302を位置付けるのに、放射状の支持構成要素またはスペーサ(図示せず)を使用してもよい。環状の空間320を、器具の遠位端部にガスを輸送するのに使用してもよい。基部318はその側表面に、ガス供給線に連結されるポート322を有する。ガス密閉部324は、0リングなどであってもよいが、ガスの漏出を最小化するためにスリープ318とコネクタ306の間の接合部に設けられる。ポート322内に導入されたガスは、従って環状の空間320に沿って流れ、器具の遠位端部においてそれを出る。

#### 【0069】

スリープ318は、その長さに沿ってその遠位端部までつながる導電性の内表面321を有する。例えばスリープは、外表面にポリイミドの裏張りがあるステンレス鋼シャフトを備えてもよい。その導電性の内表面321は、同軸ケーブル302の外側導線310に電気的に接続される。この実施形態では、これは環状の空間320内に据え付けられた導電性メッシュ328によってなされる。メッシュは多孔性であり、従ってガスがそれを通って流れることを可能にし、一方でまた電気接続を提供する。これは、電気的に接続されたスプリングまたは複数の小さなワイヤを用いても達成可能であり、すなわち導線または電極310および321の1つまたは両方の面にはんだづけまたは波形加工または捕捉される。少なくとも2つ、理想的には少なくとも4つの導線の円周の周囲の円周接点を設けることが、マイクロ波エネルギーが損なわれずに伝搬するのに充分優れた電気接触を確実にできる。必要とされる必要な電気接觸をつくり、一方でガスがプラズマ生成領域またはプラズが形成される装置の遠位端部へ流れることもまた可能にするため、導線のうちの1つの中／上に複数のくぼみまたは部分的な波形(例えば約半分)を付けることが可能および望ましいかもしれない。

#### 【0070】

スリープの導電性内表面321は、その遠位の長さに沿った、円筒状キャップ314と長手方向に重なることが可能な、(例えば石英、セラミックなどで作られた)絶縁チューブ330によりさらに覆われる。導電性内表面321および絶縁チューブ330は、機器の第2の電極として機能する。

10

20

30

40

50

## 【0071】

スリーブ318は、例えばポリイミドなどで形成された外側保護シース304とともに有される。保護シース304は、環状スネア基部332内で、その遠位端部において終了する。スネア基部332を、適切な絶縁物、例えば低損失マイクロ波セラミック、PTE、PEEK、ナイロンなどから製造してもよい。

## 【0072】

外側シース304は、装置の近位端部から遠位端部まで一対のプルワイヤ334の通路を画定する。それぞれのプルワイヤ334は、送達路（すなわちスネア基部内に形成された通路）経由でスネア基部332を通る。対のプルワイヤ334は、それらの遠位端部においてスネアのループを形成するワイヤ338の長さのそれぞれの端部336にそれぞれ接合される。対のプルワイヤ334は、それらの近位端部においてシース304に対して移動可能なスライダメカニズム340にそれぞれ接合される。スライダメカニズム340を、ユーザが操作して、シース304から突出するワイヤ338の長さを調整し、それによって装置の遠位端部においてワイヤ338の長さにより形成されるループの直径を制御することが可能である。ワイヤ338の長さは、スリーブ内の通路に入るためそれが変形するが再度引き出されるときそのループ形状を回復するのを可能にする、形状保持特性を有してもよい。

10

## 【0073】

ハンドル342が近位端部でシースに固定され、ループが回転されるのを可能にする。シース342は、ハンドル342にかけられたトルクを効率的に変換するため、内部の金属編組を有するケーブルを備えてもよい。

20

## 【0074】

装置は内視鏡の器具路に沿って挿入されるので、その遠位端部の損傷を防ぐため、摺動可能なチューブ状カバー344がシース304の遠位端部に据え付けられる。プルワイヤ346は、チューブ状カバー344からスネアの近位端部のハンドル348へ伸びる。ハンドル348をユーザが操作して、伸縮自在ループ338をカバー344で摺動してもよい。使用中、カバー344はシース304の上方を摺動して戻り、伸縮自在ループ338を露出する。

## 【0075】

この実施形態では、伸縮自在ループ338は「コールド」スネアとしてはたらき、すなわちそれは電気機能を実行しない。伸縮自在ループ338を、任意の適切なワイヤ状の絶縁性物質、例えばニチノール、ナイロンなどから製造してもよい。

30

## 【0076】

器具の残りの部分は、以下のステップを取ることによって伸縮自在ループ338が囲む領域内でプラズマを生成するよう構成される。

- 器具の遠位領域へ((すなわち石英チューブ330および円筒状キャップ314の間の領域へ)ガスを供給する

- 同軸ケーブルを通してRFエネルギーのパルスを送信し、遠位領域内で高電場を生成することによりその領域においてガス内にプラズマを当てる

- 同軸ケーブルを通してマイクロ波エネルギーのパルスを送信し、プラズマを維持または保持し、適切な治療が行われるのを確実にする

40

## 【0077】

パルスの打ち込みおよび維持が常に同期されるように、マイクロ波パルスの特性（例えば立ち上がりエッジ）によりRFパルスを自動的に誘発してもよい。RFパルスは、プラズマを当てる電場の設定に適切な電圧を有するよう構成される。電圧は、150Vから1500Vピークの間、より望ましくは250Vおよび750Vピークの間であってもよい。RFパルスの周波数は100kHzから1MHzの間であってもよく、例えば0.5μsから10msの間の持続時間を有する時間ゲートである（例えば検出されたマイクロ波パルスに基いた）正弦波状波形または信号のウィンドウまたはバーストを有してもよい。

## 【0078】

50

プラズマの状態をチェックするため、供給されたマイクロ波電力を（例えば前方および反射マイクロ波信号を測定することにより）監視してもよい。

#### 【0079】

前述の実施形態で、プラズマはR F信号により当てられる。他の実施形態では、内側導線と外側導線の間の密な近接がマイクロ波信号から高電場が生成されることを可能にするので、プラズマはマイクロ波信号のみにより当てられてもよい。例えば、器具の遠位端部に25WのC Wマイクロ波電力を供給することが可能であれば、それからこれは充分に高い電場を生成しうる。マイクロ波フィールドを用いてプラズマを当てる1つの可能な手段は、プラズマが当たられる時間にプラズマ生成領域内の2つの導線間の距離を減少し、それが当たられると、プラズマが維持されるのに最適な環境（インピーダンス）をつくるため、それから再度距離を増加することである。

10

#### 【0080】

図4Aおよび図4Bは、本発明の他の実施形態である電気手術器具350の概略断面図である。図3と共に構成要素には同一の参照番号が付され、再度記載しない。

#### 【0081】

図4Aおよび図4Bの実施形態は、伸縮自在ループ338による外科用スネア形態が、電気的にアクティブである点で図3の実施形態と異なる。この実施形態では、ループ338およびプルワイヤ334の少なくとも遠位端部は、導電性素材（例えば金属ワイヤ）で製造される。

20

#### 【0082】

ループ338は、導電性接触構成要素352を介して同軸ケーブル302の外側導線310に電気的に接続される。導電性接触構成要素352はスリープ318の外表面に据え付けられ、導電性内表面321に電気的に接続され、それが次に同軸ケーブル302の外側導線310に電気的に接続される。接触構成要素352は、スリープ318の上方に装着する張り出したチューブであってもよい。導電性内表面321は、接触構成要素352に触れるよう、スリープを通って突出する1つまたは複数のタブを有してもよい。チューブの張り出した遠位端部は、プッシュワイヤ334および/またはループ338の導電性部分に隣接する。

#### 【0083】

この実施形態では、スリープ318は、同軸ケーブル302に対して長手方向に摺動するよう構成される。これを達成するため、スリープ318は、近位基部354内に伸縮式に摺動可能に据え付けられる。流体密閉を維持するよう、摺動界面においてOリング325を装着してもよい。プルワイヤ（図示せず）がコネクタ306を通って伸び、同軸ケーブルに対するスリープ318の位置決めを補助してもよい。プルワイヤを手動で操作してもよく、または例えばステッパモータまたはリニアモータといった自動化された制御メカニズムに接続してもよく、それらは例えばコントローラからの制御信号に基いてスリープ318の位置を自動的に制御可能である。

30

#### 【0084】

摺動可能なスリープは、器具が2つの構成を採用するのを可能にする。第1の構成で、図4Aに示されるように、スリープ318の導電性内表面321は円筒状キャップ314と長手方向に並んでいる。この構成は、R Fまたはマイクロ波信号が器具に供給されるとき、高電場を示す高インピーダンス領域を設定する。この構成で器具を、プラズマ、例えば表面凝固のための熱プラズマ、または殺菌のための非熱プラズマを、プローブの遠位端部から供給するように適応してもよい。この作動モードが、図3に示された装置に対応する。フィールドがスリープ内で保護されるので、接地したループの存在は、プラズマの打ち込みに実質的に影響しない。

40

#### 【0085】

マイクロ波検出信号からコントローラ内で判断された反射減衰量またはインピーダンスマスマッチの検出に基き、マイクロプロセッサを、同軸ケーブルに対する摺動スリープの位置を調整する制御信号を出力するよう構成してもよい。この制御は、例えば予め設定さ

50

れた必要とされるマッチまたは反射減衰量、例えば 10 dB (マイクロ波エネルギーの 90 % がプラズマ内に供給される) を維持するよう、プラズマが生成されているときに行つてもよい。

#### 【 0 0 8 6 】

第 2 の構成では、図 4 B に示されるように、スリーブ 318 は同軸ケーブル 302 に対して摺動して戻され、装置の遠位端部において円筒状キャップ 314 の長さを露出する。露出された端部は、モノポールマイクロ波放射アンテナとして機能する。この構成で、マイクロ波信号は、ガス無しで同軸ケーブルへ供給される。マイクロ波信号は、非イオン化照射フィールドにおいて放射される。遠位放射モノポールにおいて供給される非イオン化マイクロ波電力のレベルは、2.5 W から 50 W の間の持続波電力であってもよい。レベルは、血流速度または凝固されている血管のサイズによって決まる。電力レベルもまた、発生器からアプリケータまたはアンテナへマイクロ波エネルギーを供給するのに使用されるマイクロ波送信ケーブルの特性によって決まる。10

#### 【 0 0 8 7 】

プルワイヤ 334 の導電性部分で進行波を設定するように、円筒状キャップ 314 に供給されるマイクロ波エネルギーを合わせてもよく、プルワイヤ 334 からそれがワイヤループ 338 内に伝送され、ワイヤループ 338 から放射する。放射されたフィールドの強度はループの遠位端部で最大であり、そこでプルワイヤのそれぞれからの進行波が出会う。20

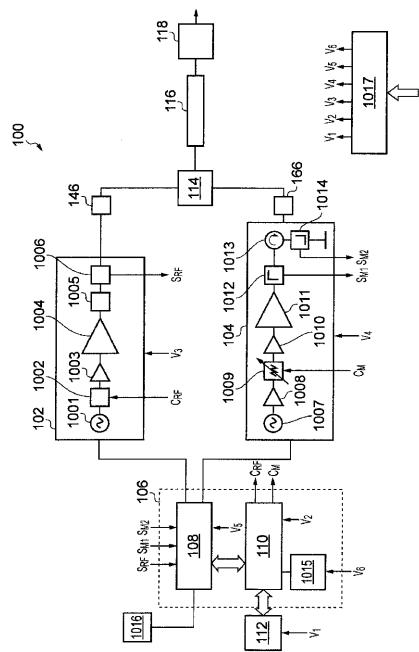
#### 【 0 0 8 8 】

マイクロ波エネルギーをパルスのシーケンスまたはマイクロ波エネルギーのバーストとして供給してもよく、それによって機械力が続き、またはマイクロ波凝固エネルギーのバーストの中に組み込まれる。例えば 1 つの起動特性は、10 秒間に 10 W のマイクロ波電力の印加、および 10 秒の時間枠内より短い時間の機械力の印加を含んでもよく、すなわち機械的およびマイクロ波エネルギーがともに供給され、マイクロ波エネルギーが常に印加されるが、機械的エネルギーはマイクロ波エネルギーの印加のウィンドウ内で間隔を置いて印加される。

#### 【 0 0 8 9 】

円筒状キャップ 314 の遠位端部は導電性ドーム内で終了してもよく、それがスネアが囲む領域内の電力密度が円筒状キャップ 314 の遠位端部で過度に高く集中しないことを確実にするよう補助する。30

【図1】



【図2】

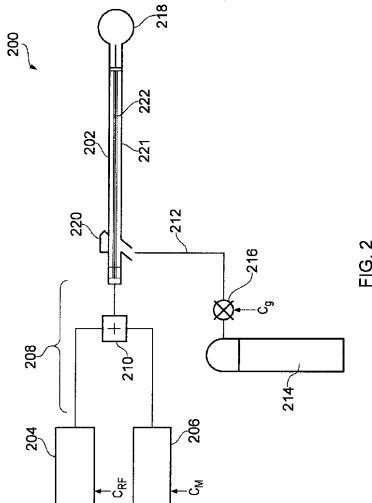


FIG. 2

FIG. 1 (Prior Art)

【図3】

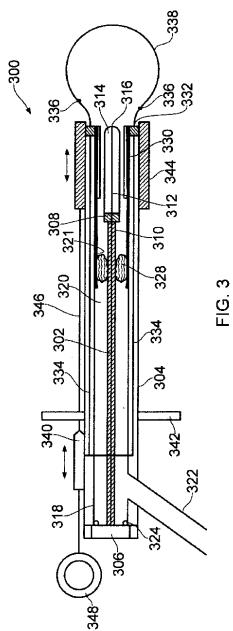


FIG. 3

【図4A】

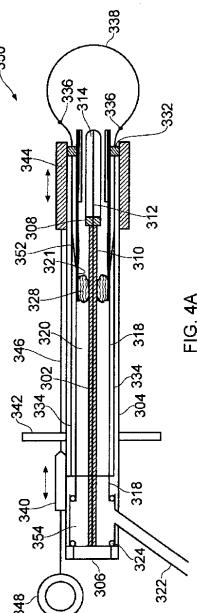
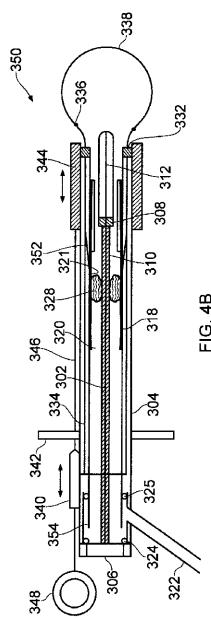


FIG. 4A

【図4B】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100191086

弁理士 高橋 香元

(72)発明者 ハンコック , クリストファー ポール

イギリス国 , バス アンド ノース イースト サマセット ビーエー1 6イーキュー , バス ,

タイニング レーン , チルトン コート , フラット 5

(72)発明者 ホワイト , マルコム

イギリス、エヌ・ビィ・16 5・ユー・エイチ モンマスシャー、チェプストー、ビューフォート・パーク、リバーサイド・コート、クレオ・メディカル・リミテッド

審査官 後藤 健志

(56)参考文献 米国特許出願公開第2013/0289557(US, A1)

特開2010-88880(JP, A)

特表2006-527613(JP, A)

特開2006-181353(JP, A)

特表2013-506480(JP, A)

特表2012-506300(JP, A)

特開2002-301088(JP, A)

特開平8-187297(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12 - 18/14

A61B 17/32

A61B 18/18

A61N 5/02

专利名称(译)	一种能够向活组织提供电磁能和/或热等离子体的外科圈套器		
公开(公告)号	<a href="#">JP6417425B2</a>	公开(公告)日	2018-11-07
申请号	JP2016560050	申请日	2014-12-18
[标]申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
申请(专利权)人(译)	克莱奥医药有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	克莱奥医药有限公司		
[标]发明人	ハンコッククリストファー・ポール ホワイトマルコム		
发明人	ハンコック,クリストファー・ポール ホワイト,マルコム		
IPC分类号	A61B18/14 A61B17/32 A61B18/18		
CPC分类号	A61B18/042 A61B18/1815 A61B2018/00404 A61B2018/00494 A61B2018/00589 A61B2018/00601 A61B2018/0063 A61B2018/00642 A61B2018/00702 A61B2018/00744 A61B2018/00785 A61B2018 /00827 A61B2018/00845 A61B2018/00869 A61B2018/00892 A61B2018/00982 A61B2018/141 A61B2018/1846 A61B2018/1853 A61B2018/1861 A61B2018/1892 A61B17/32056 A61B2018/1407 A61B18/1492 A61B2018/1405		
FI分类号	A61B18/14 A61B17/32.528 A61B18/18.100		
代理人(译)	Iwahori明代		
审查员(译)	武藤		
优先权	2013022850 2013-12-23 GB		
其他公开文献	JP2017501000A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

(19)日本国特許庁(JP)	(12)特許公報(B2)	(11)特許番号 特許第6417425号 (P6417425)
(45)発行日 平成30年11月7日(2018.11.7)	F I	(24)登録日 平成30年10月12日(2018.10.12)
(41)Int.Cl. <b>A61B 18/14 (2006.01)</b> <b>A61B 17/32 (2006.01)</b> <b>A61B 18/18 (2006.01)</b>	A 61 B 18/14 A 61 B 17/32 528 A 61 B 18/18 100	
(21)出願番号 特願2016-560050 (P2016-560050) (22)出願日 平成26年12月18日 (2014.12.18) (31)公表番号 特表2017-501000 (P2017-501000A) (43)公表日 平成29年1月12日 (2017.1.12) (66)国際出願番号 PCT/GB2014/053758 (67)国際公開日 平成27年7月2日 (2015.7.2) (87)国際公開日 平成27年7月2日 (2015.7.2) 審査請求日 平成29年1月16日 (2017.1.16) (31)優先権主張番号 1322850.7 (32)優先日 平成25年12月23日 (2013.12.23) (33)優先権主張国 英国 (GB)		
(73)特許権者 512008495 クレオ・メディカル・リミテッド CREO MEDICAL LIMITED イギリス、エヌ・ビィ・エス・エス・エス・エス・エス エイチ・モンマスシャー、チェブストー、 ピューフォート・パーク、リバーサイド・ コート (74)代理人 100114775 弁理士 高岡 亮一 (74)代理人 10021511 弁理士 小田 亘 (74)代理人 100202751 弁理士 岩堀 明代		
最終頁に続く		
(54)【発明の名称】生体組織内へ電磁エネルギーおよび/または熱プラズマを供給する能力を有する外科用スネア		