

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6329441号  
(P6329441)

(45) 発行日 平成30年5月23日(2018.5.23)

(24) 登録日 平成30年4月27日(2018.4.27)

(51) Int.Cl.

A 61 B 18/14 (2006.01)

F 1

A 61 B 18/14

請求項の数 20 外国語出願 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2014-126386 (P2014-126386)  
 (22) 出願日 平成26年6月19日 (2014.6.19)  
 (65) 公開番号 特開2015-6341 (P2015-6341A)  
 (43) 公開日 平成27年1月15日 (2015.1.15)  
 審査請求日 平成29年6月5日 (2017.6.5)  
 (31) 優先権主張番号 1311194.3  
 (32) 優先日 平成25年6月24日 (2013.6.24)  
 (33) 優先権主張国 英国(GB)

(73) 特許権者 594089821  
 ジャイラス メディカル リミテッド  
 イギリス C F 3 O L T カーティフ  
 セント メロンズ フォートラン ロード  
 (74) 代理人 100100549  
 弁理士 川口 嘉之  
 (74) 代理人 100113608  
 弁理士 平川 明  
 (74) 代理人 100123098  
 弁理士 今堀 克彦  
 (74) 代理人 100105407  
 弁理士 高田 大輔

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】電気外科用電極

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

組織を蒸散させるための電極において、細長い導電性を有するリードであって、近位方向と遠位方向とを有する軸を規定するリードと、前記軸に対して或る角度をもって前記リードから垂下したシステムと、前記システムにより支持されたヘッドであって、ボタン電極の形をしており、導電性を有している前記ボタン電極の表面である導電部及び導電性を有していない前記ボタン電極の表面である絶縁部を備えたヘッドとを備え、前記組織と接触した状態で前記遠位方向に移動されると前記絶縁部が完全に前記導電部の近位となる、電極。

## 【請求項 2】

前記ボタン電極の形状が、半球状である

請求項 1 に記載の電極。

## 【請求項 3】

前記ボタン電極が、一方向の幅が他方向の幅に比して広い非対称の形状を有する  
請求項 1 に記載の電極。

## 【請求項 4】

前記ボタン電極が、平面視で橢円形の断面を有する  
請求項 3 に記載の電極。

## 【請求項 5】

前記ボタン電極が、前記システムの周りを回転して前記電極の移動方向に応じてその回転

方位を変えられるように前記システムに取り付けられている

請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の電極。

**【請求項 6】**

前記電極が組織と接触した状態で前記近位方向に移動されると、前記絶縁部が完全に前記導電部の遠位となるように前記ボタン電極が回転する

請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の電極。

**【請求項 7】**

前記電極の移動方向がどの方向であっても、前記ボタン電極が向きを変えて広い方の幅が前記移動方向と交差するように、前記ボタン電極が前記システムの周りを回転可能である

請求項 3 又は 4 に従属している場合における請求項 5 に記載の電極。 10

**【請求項 8】**

前記システムが中心をはずれて前記ボタン電極と接触するように、前記ボタン電極が前記システムに偏心して取り付けられている

請求項 7 に記載の電極。

**【請求項 9】**

前記ボタン電極は、長軸及び短軸を有し、前記システムは、前記ボタン電極の片方の縁と前記長軸及び前記短軸が交わる中心点との間の前記短軸上の箇所で前記ボタン電極と接触する

請求項 8 に記載の電極。

**【請求項 10】**

前記電極の移動方向がどの方向であっても、前記電極が向きを変えて前記絶縁部が前記電極の移動方向に対して縦方向に整列されるように、前記ボタン電極が前記システムの周りを回転可能である

請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の電極。 20

**【請求項 11】**

前記ボタン電極は、前記ボタン電極の残りの部分から前記絶縁部によって離隔された付加的な凝固電極を備える

請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の電極。

**【請求項 12】**

前記ボタン電極は、前記凝固電極が前記電極の移動方向に対して配設されているが如く前記ボタン電極の後方に位置するように、向きを変える 30

請求項 1 に記載の電極。

**【請求項 13】**

前記システムが、導電性材料から形成されている

請求項 1 から 12 のいずれか一項に記載の電極。

**【請求項 14】**

前記システムが、電気絶縁性材料のカバーを備える

請求項 1 に記載の電極。

**【請求項 15】**

レゼクトスコープを使用する電気外科用器具のワーキングエレメントにおいて、ハンドルと、近位方向と遠位方向とを有する軸を規定する、前記ハンドルから伸びた細長いシャフトと、前記シャフト内に収容された電極とを備え、前記電極は、細長い伝導性のリードであって、前記軸に対して或る角度をもって前記リードの先端から垂下したステムを有するリードと、前記システムによって支持されたヘッドであって、ボタン電極の形をしており、導電性を有している前記ボタン電極の表面である導電部及び導電性を有していない前記ボタン電極の表面である絶縁部を備えるヘッドとを含み、前記電極が、前記絶縁部が完全に前記導電部の近位となるようになっている、ワーキングエレメント。 40

**【請求項 16】**

電気外科用器具のボタン電極において、前記ボタン電極は、少なくとも第 1 部分と第 2 部分とに分割された組織処置表面を備え、前記第 1 部分は、導電部を提供するように電気 50

伝導性を有し、前記第2部分は、絶縁部を提供するように電気絶縁性を有し、前記ボタン電極は、使用中に無線周波数（RF）電気外科信号のソースへの接続を提供するシステムに回転可能に設けられており、前記ボタン電極は、さらに、使用されて組織と接触している場合、いかなる方向へ移動しても、前記絶縁部が前記導電部の後を追いながら前記導電部が移動方向を向くように回転する、ボタン電極。

【請求項17】

前記ボタン電極は、弦線にそって前記第1部分と前記第2部分とに分割されており、前記第1部分は、前記ボタン電極の1セグメントを形成し、前記第2部分は、前記ボタン電極の他のセグメントを形成する

請求項16に記載のボタン電極。

10

【請求項18】

前記ボタン電極の形状は、略楕円形であり、前記絶縁部は、前記略楕円形のボタン電極の長軸の片側に設置されている

請求項16又は17に記載のボタン電極。

【請求項19】

前記ボタン電極が、前記システムに、偏心回転可能に取り付けられている

請求項16から18のいずれか一項に記載のボタン電極。

【請求項20】

前記組織処置表面は、さらに第3部分に分割されており、前記第3部分は、導電性を有し、前記第1部分から前記第2部分によって絶縁されており、前記第3部分が、使用時に前記第2部分の、移動方向における後ろを追うようになっている

20

請求項16から19のいずれか一項に記載のボタン電極。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電気外科用電極に関し、特に、レゼクツスコープを用いた内視鏡下泌尿器手術のためのシステムに使用される電極及びワーキングエレメントに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡下泌尿器手術のための電気外科用システムは、当該技術分野で周知であり、例は、米国特許第5007907号及び第6322494号に記載されている。そのようなシステムは、レゼクツスコープを用いて配備できる電気外科用器具と、当該器具に電力を供給するジェネレータとを含む。泌尿器科器具に電力を供給するのに適したジェネレータは、米国特許第7211081号に記載されている。内視鏡下泌尿器手術に使用される器具は、器具の遠位端に2つの電極が存在するバイポーラか、器具上に1つの電極が存在しており、第2電極が患者のリターンプレートの形で用意されているモノポーラのいずれかである。

30

【0003】

異なるタイプの電極が、それらの意図された機能に応じて以前に用いられている。ループ電極（例えば米国特許第4917082号を参照）は、一般的に組織切除に向いているが、ローラ電極（例えば米国特許第5549605号を参照）やスライダ電極（例えば米国特許5766168号を参照）は、組織の蒸散及び／又は凝固のために使用される。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明の実施形態は、効率的な組織切除および蒸散／凝固が可能な別の電極を提供する

。

【課題を解決するための手段】

【0005】

とりわけ、本発明の実施形態は、少なくとも第1部分と第2部分とに分割された組織処置表面を備え、第1部分が、導電部を提供するように電気伝導性を有し、第2部分が、絶

50

縁部を提供するように電気絶縁性を有するボタン電極を提供する。幾つかの実施形態では、ボタン電極は、弦線（chord line）にそって第1部分及び第2部分に分割され、第1部分は、ボタン電極の1セグメントを形成し、第2部分は、ボタン電極の他のセグメントを形成する。ボタン電極は、使用中に無線周波数（RF）電気外科信号のソースへの接続を提供するシステムに回転可能に取り付けられる。さらに、ボタン電極は、使用されて組織と接触している場合、いかなる方向へ移動しても、絶縁部が導電部の後を追いながら導電部が移動方向を向くように回転する構成を有する。かかる構成とすることにより、適宜、制御可能な組織の凝固又は蒸散が可能な導電性のボタン電極であって、絶縁部のために減少した導電性表面の面積が、電極を流れる電流を減少させて当該電流による不必要な二次的な加熱効果を減少させるボタン電極を提供することができる。

10

#### 【0006】

従って、一側面からは、組織を蒸散させるための電極において、細長い導電性を有するリードであって、近位方向と遠位方向とを有する軸を規定するリードと、当該軸に対して或る角度をもって前記リードから垂下したシステムと、システムにより支持されたヘッドであって、ボタンの形をしており、ボタン電極の表面が導電性を有している導電部及びボタン電極の表面が導電性を有していない絶縁部を含むヘッドとを備え、組織と接触した状態で遠位方向に移動されると絶縁部が完全に導電部の近位となる電極が、提供される。

#### 【0007】

それ故、電極が組織と接触した状態で遠位方向に移動された場合、導電部は遠位方向を向き、絶縁部は、近位方向を向きながら導電部の後を追う。

20

#### 【0008】

非導電部は、ヘッドの一部分を電気絶縁性材料でコートするか、ボタン電極の一部分を電気絶縁性材料で形成することによって用意される。このように、ボタン電極の導電部は、依然として所望の組織を蒸散又は凝固させることができあるが、絶縁部は、電極から放射される電流を減少させる。このように電流を減少させることにより、電極の加熱や、ウェットフィールド手術の場合には電極周囲の全ての生理食塩水の加熱が、回避される。

#### 【0009】

或る簡便な構成では、ボタン電極の形状は、半球状である。代わりに、ボタン電極は、一方向の幅が他方向の幅に比して広い非対称の形状を有する。あるいは、ボタン電極は、平面視で橢円形の断面を有する。システムは、ボタン電極にRFエネルギーを伝導するリードとして動作できるように、導電性材料から都合良く形成される。

30

#### 【0010】

一般に、ボタン電極は、システムの周りを回転して電極の移動方向に応じてその回転方位を変えられるようにシステムに取り付けられる。一般に、電極が組織と接触した状態で近位方向に移動されると、絶縁部が完全に導電部の遠位となるように電極が回転する。それ故、電極が組織と接触した状態で近位方向に移動された場合、導電部は近位方向を向き、絶縁部は、遠位方向を向きながら導電部の後を追う。このように、ボタン電極は、電極の移動方向に拘わらず、常に、組織の処置に最も有効な方位を向くことが出来る。都合のいいことには、電極の移動方向がどの方向であっても、電極が向きを変えて広い方の幅が移動方向と交差するように、ボタン電極がシステムの周りを回転可能である。このように、どの方向に電極が移動されても、ボタン電極は、広い方の幅（橢円形電極の場合は、長軸）が電極の移動軸を横切るように、向きを変える。これは、電極が組織を横切る又は通る時に組織処置のより大きな領域を提供する。

40

#### 【0011】

使用中のボタン電極の回転は、通常、電極の向きを変えさせる、組織に対する電極の抗力に起因する。おそらく、生理食塩水などの導電性流体中のボタン電極の移動も、電極に向きを変えさせるのに十分な抗力を引き起こすことができ、その結果として、ボタン電極は、組織と接触する前に整列することになる。再配向を補助する、羽根やパドルなどの何らかの形の抵抗部材を付けたボタン電極を提供することが有利であろう。

#### 【0012】

50

都合のいいことには、システムが中心をはずれてボタン電極と接触するように、ボタン電極が前記システムに偏心して取り付けられる。一般には、ボタン電極は、長軸及び短軸を有し、システムは、電極の片方の縁と長軸及び短軸が交わる中心点との間の短軸上の箇所でボタン電極と交わる。このように、ボタン電極は、組織処置のための可能な最大プロファイルを作り出すために、使用時に長軸が移動方向と交差するようになっている。

#### 【0013】

都合のいいことには、電極の移動方向がどの方向であっても、電極が向きを変えて絶縁部が電極の移動方向に対して縦方向に整列されるように、ボタン電極がシステムの周りを回転可能である。このように、電極は、絶縁部が、ボタン電極の導電性を有している残りの部分の後ろに位置するように整列する傾向がある。電極が移動されると、組織と接触することになる電極の部分は、絶縁部が後に続くボタン電極の導電部である。このように、ボタン電極の導電部は、依然として所望の組織を蒸散又は凝固させることが可能であるが、絶縁部は、電極から放射される電流を減少させる。このように電流を減少させることにより、電極の加熱や、ウェットフィールド手術の場合には電極周囲の全ての生理食塩水の加熱が回避される。

#### 【0014】

他の簡便な構成によれば、ボタン電極は、ボタン電極の残りの部分から絶縁部によって離隔された付加的な凝固電極を備える。電極に電流を供給するジェネレータは、電極が組織を蒸散させるために使用される場合にはボタン電極の導電部がジェネレータに接続されるように切り替えられる。逆に、電極が組織を蒸散させるために使用される場合に、ボタン電極の付加的な凝固電極がジェネレータに接続される。いずれの場合においても、電流は、ボタン電極から、バイポーラリターン電極として近くに位置しているリターン電極か、モノポーラ配置の遠隔患者プレートとしてのリターン電極に流れる。好ましくは、電極は、凝固電極が、電極の移動方向に対して配設されているが如くボタン電極の後方に位置するように、使用時に向きを変える。これは、どの方向に電極が移動されても、組織に対するヘッドの抗力によりボタン電極が自動的に再配向する場合である。

#### 【0015】

本発明のさらなる側面によれば、レゼクツスコープを使用する電気外科用器具のワーキングエレメントにおいて、ハンドルと、近位方向と遠位方向とを有する軸を規定する、ハンドルから伸びた細長いシャフトと、シャフト内に収容された電極とを備え、電極は、細長い伝導性のリードであって、軸に対して或る角度をもってリードの先端から垂下したシステムを有するリードと、システムによって支持されたヘッドであって、ボタンの形をしており、導電性を有しているボタン電極の表面である導電部及び導電性を有していないボタン電極の表面である絶縁部を備えたヘッドとを含み、電極が、絶縁部が完全に導電部の近位となるようになっている、ワーキングエレメントが提供される。

#### 【0016】

他の側面から、本発明の実施形態は、電気外科用器具のボタン電極において、ボタン電極は、少なくとも第1部分と第2部分とに分割された組織処置表面を備え、第1部分は、導電部を提供するように電気伝導性を有し、第2部分は、絶縁部を提供するように電気絶縁性を有し、ボタン電極は、使用中に無線周波数（RF）電気外科信号のソースへの接続を提供するシステムに回転可能に設けられており、ボタン電極は、さらに、使用されて組織と接触している場合、いかなる方向へ移動しても、絶縁部が導電部の後を追いながら導電部が移動方向を向くように回転する、ボタン電極を提供する。

#### 【0017】

或る実施形態では、ボタン電極は、弦線にそって第1部分と第2部分とに分割されており、第1部分は、ボタン電極の1セグメントを形成し、第2部分は、ボタン電極の他のセグメントを形成する。或る実施形態では、電極の形状は、略楕円形であり、絶縁部は、略楕円形の電極の長軸の片側に設置される。特に、楕円形状は、移動方向に導電性部を提示するように電極が自己配向するのを助けることができる。この自己配向動作を助けるために、ボタン電極が偏心回転可能にシステムに取り付けられても良い。

10

20

30

40

50

**【0018】**

さらなる実施形態では、組織処置表面は、さらに第3部分に分割され、第3部分は、導電性を有し、第1部分から第2部分によって絶縁され、第3部分が、使用時に第2部分の、移動方向における後ろを追うようにされる。いくつかの実施形態では、第3部分は、凝固RF波形を提供するために使用されても良く、バイポーラ配置では、リターン電極、又はリターン電極の一部として使用されても良い。

**【0019】**

以下、本発明の実施形態を単なる例示として且つ添付図面を参照して説明する。

**【図面の簡単な説明】****【0020】**

10

**【図1】**図1は、本発明の一実施形態に係る電極と共に使用される電気外科用システムの斜視図である。

**【図2】**図2は、図1の電気外科用システムの一部として使用されるレゼクトスコープ装置の展開図である。

**【図3】**図3は、本発明の一実施形態に係る電極の側面図である。**【図4】**図4は、図3の電極の一部の拡大図である。**【図5】**図5は、図3の電極の平面図である。**【図6】**図6は、逆方向に移動された図4の電極の拡大図である。**【図7】**図7は、本発明の一実施形態に係る電極の代替実施形態の側面図である。**【発明を実施するための形態】**

20

**【0021】**

図1を参照すると、ジェネレータ1は、無線周波数(RF)出力を接続コード4を介して器具3に提供する出力ソケット2を備える。ジェネレータの起動は、コード4の接続を介して器具3から行っても、図示してあるようにジェネレータの後部にフットスイッチ接続コード6にて接続されたフットスイッチユニット5によって行っても良い。図示した実施形態では、フットスイッチユニット5は、それぞれ、ジェネレータの凝固モード及び切断/蒸散モードを選択するための2つのフットスイッチペダル7及び8を備える。ジェネレータ正面パネルは、それぞれ 凝固及び切断/蒸散出力レベルを設定するための押しボタン9及び10を有し、それらは、ディスプレイ11に示される。押しボタン12は、代替の凝固波形と切断/蒸散波形の選択のための手段として設けられている。

30

**【0022】**

。

図2に示してあるように、器具3は、内側シース14、外側シース15及び棒状レンズテレスコープ/光源アセンブリ16を含むレゼクトスコープ13を通って配置される。器具3は、全体が参照符Wによって示されている、電極アセンブリ17を含むワーキングエレメントの一部である。

**【0023】**

シース14及び15は、コネクタ18を介して、手術部位に対する流動媒体の供給及び供給及び吸入を提供する。外側シース15は、内側シース14に係止し、防水シールを形成する。一般に、内側シース14は、24Fr(8mm)の直径を有し、外側シース15は、27Fr(9mm)の直径を有する。テレスコープアセンブリ16は、コネクタ19を経由してそれに接続された光源(図示せず)によって手術部位を照明及び観察する手段を提供する。テレスコープの視野角は、一般的には、その軸に対して30度である。

40

ワーキングエレメントWは、パッシブ、アクティブのいずれであっても良い。すなわち、電極の切断ストロークは、バネ付勢の結果であっても、バネ付勢の力に抗するものであってもよい。テレスコープアセンブリ16は、その近位端にテレスコープコネクタ21を有するテレスコープ支持管20と支持管20の途中に位置する封止ブロック22とを含み、内側シース14は、封止ブロックに接続されている。これらのインタフェースの双方は、防水である。電極支持管23の大部分は、封止ブロック22の遠位側のテレスコープ支持管20の下側に取り付けられている。封止ブロック22とテレスコープコネクタ21と

50

の間に位置する 2 つのはね懸架式リンク 2 4 及び絶縁ブロック 2 5 は、機構を形成する。アクティブ機構は、ばね懸架式リンク 2 4 が前方へのストロークを補助するように配置され、その一方で、パッシブバージョンでは、リンクは後方へのストロークを補助する。一般に、移動範囲は、約 25 mm である。

#### 【 0 0 2 4 】

本発明の実施形態に適切な関連部品、特に電極アセンブリ 17 について、更に詳細に説明する。電極アセンブリ 17 は、ソケット 28 を介して接続されたコード 4 によってジェネレータ 1 に接続される。図 3 を参照すると、電極アセンブリ 17 は、適切な高温耐性金属製の電極ヘッド 26 を備える。電極ヘッド 26 は、絶縁性のプラスチックシース 29 で覆われた細長い給電体 50 に接続されたステム 27 に取り付けられる。給電体 50 は、保護チューブ 33 から現れ、保護チューブ 33 は、図 2 の電極支持管 23 に入る。電極ヘッド 26 は、強い凸状の機能性表面 30 を持つキノコ形状を有する。その上側表面 31 は、平らであり、ボアホール（図示せず）を通過するステム 27 内の給電体によって横切られたセラミック層 32 により覆われている。ヘッド 26 は、従前通り平面状上側表面 31 を有し、絶縁セラミック層 32 が上側表面 31 を覆う。ヘッド 26 は、金属ヘッドが絶縁バー 38 で覆われた絶縁部 37 を有する。10

#### 【 0 0 2 5 】

図 4 及び 5 は、別の実施形態を例示し、この実施形態のヘッド 26 は、上方から見て楕円形の構成を有している。楕円ヘッド 26 は、長軸 34 及び短軸 35 を有する。電極ヘッド 26 は、ステムのまわりを回転してどんな角度方位も向き得るようにステム 27 に取り付けられている。ヘッド 26 は、長軸 34 との中点交差の一方の側の短軸上に位置するポイント 36 で、ステム 27 に回転可能に取り付けられている。20

#### 【 0 0 2 6 】

ステム 27 へのヘッド 26 の回転可能な取付けは、電極アセンブリ 17 が組織 39 に対して矢印 40 の方向に移動されたときに、長軸 34 が移動方向を横切るようにヘッド 26 がステム 27 の周りを回転するように、なされている。さらに、ヘッド 26 の回転により、絶縁部 37 がステム 27 の近位となり、ヘッドの絶縁されていない残りの部分が、絶縁部 37 の遠位のアクティブ電極 41 を形成するようになっている。このアクティブ電極 41 は、組織 39 の蒸散又は凝固が可能であり、その一方で、絶縁部 37（これは、組織の蒸散又は凝固においては何の役も果たさない）は、ヘッド 26 によって放射される電流量を減らす。この電流出力の減少は、ヘッド 26 や、電極アセンブリ 17 を囲む全ての導電性流体（図示せず）の過熱を回避するのに役立つ。30

#### 【 0 0 2 7 】

あるいは、図 6 に示したように、電極アセンブリ 17 が組織 39 に対して、反対方向、すなわち、矢印 40 の方向に移動する場合、ヘッド 26 は、絶縁部 37 がステム 27 の遠位側に位置し、ヘッドの、アクティブ電極 41 を形成する非絶縁の残りの部分が、絶縁部 37 の近位側の位置するように、ステム 27 のまわりを回転する。このように、ヘッドは、電極アセンブリが遠位方向または近位方向に移動するかどうかにかかわらず、常に、絶縁部 37 が運動方向に関してアクティブ電極 41 の後部にあるように、回転する。

#### 【 0 0 2 8 】

アクティブ電極 41 は、遠隔患者のリターンプレート（図示せず）と連動するモノポーラ電極として、もしくは、ステム 27 またはチューブ 33 に存在するリターン電極（図示せず）と連動するバイポーラ構成で、用いることが出来る。図 7 に、アクティブ電極 41、絶縁部 37 及び追加の凝固電極 42 の全てがヘッド 26 に存在する別の構造が示される。組織の蒸散が必要とされる場合、ジェネレータ 1 は、アクティブ電極 41 に RF エネルギーを供給する。逆に、組織の凝固が必要とされる場合、ジェネレータ 1 は、凝固電極 42 に RF エネルギーを供給する。このように、いずれの場合においても、蒸散のためか凝固のために最適化された個別電極が用いられる。ヘッド 26 は、前述したようにステム 27 に回転可能に設けられ、取付位置 36 は、前述したように、長軸との中間点交差からオフセットされている。このように、電極アセンブリ 17 が組織 39 に対して矢印 40 の4050

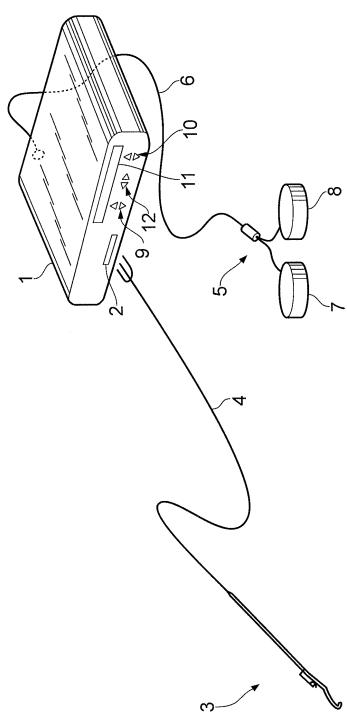
方向に移動するときに、ヘッド 26 は、アクティブ電極 41 が凝固電極 42 の遠位端に在るよう、ステム 27 のまわりを回転する。反対に、電極アセンブリが反対方向の組織 39 に対して移動するときに、ヘッド 26 は、アクティブ電極 41 が凝固電極 42 の近位に在るようステム 27 のまわりを回転する。従って、アクティブ電極 41 は、常に組織に差し出され、必要な場合に、組織蒸散を実行する。

## 【0029】

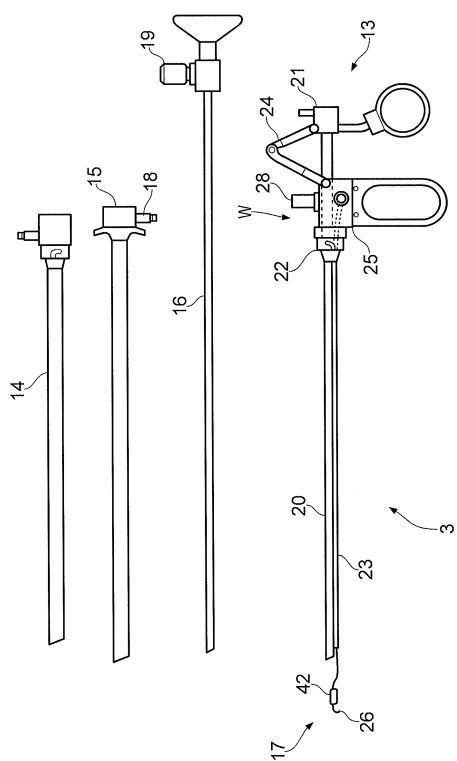
上記したものの代替的な実施形態は、本発明の範囲から逸脱することなく、当業者にとっては明らかであろう。電極ヘッドが、部分的に絶縁されて、組織に対して最も効果的な構造又はプロファイルを提示するために向きを変えることが出来るように回転可能に取り付けられる、という共通する発明の特徴を有する、形状が異なるヘッド及び電極構造を使用することができる。

10

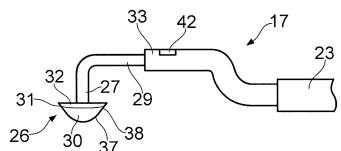
【図1】



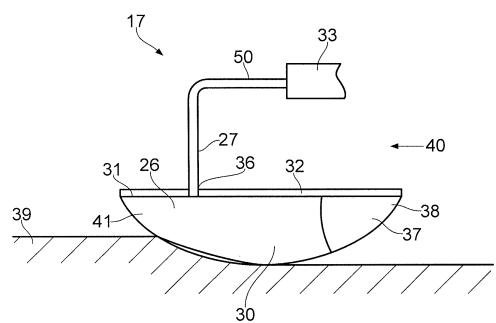
【図2】



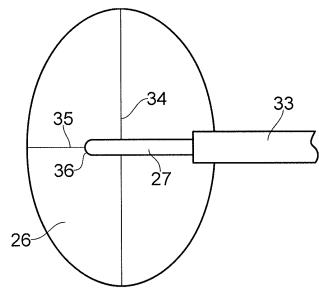
【図3】



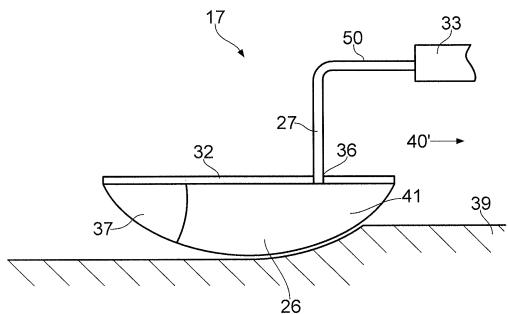
【図4】



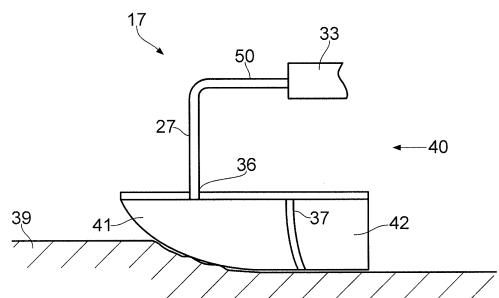
【図5】



【図6】



【図7】



---

フロントページの続き

(72)発明者 アントニー ケー. アットウェル  
イギリス N P 1 0 9 A G ニューポート ロジャーストーン ヘンソル クローズ 14

審査官 木村 立人

(56)参考文献 特開2009-119247 (JP, A)  
米国特許第6071283 (US, A)  
米国特許第6080152 (US, A)  
国際公開第2011/143200 (WO, A2)  
国際公開第2013/070311 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 18 / 14